

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA IZTAPALAPA
DIVISIÓN DE CIENCIAS BÁSICAS E INGENIERÍA**

***ALGORITMO PARA LA CONSTRUCCIÓN EN TIEMPO
REAL DEL CARDIOTACOGRAMA MATERNO Y
FETAL A PARTIR DEL ECG ABDOMINAL***

**TESIS PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRÍA EN INGENIERÍA BIOMÉDICA**

RICARDO NOÉ RODRÍGUEZ VERA

227458



**COORDINACION DE SERVICIOS
DOCUMENTALES - BIBLIOTECA**

**ASESORES: DRA. VERÓNICA MEDINA BAÑUELOS
 DR. RAMÓN GONZÁLEZ CAMARENA**

México, D. F., noviembre 1997

AGRADECIMIENTOS

- AL CONACYT POR EL APOYO PARA LA REALIZACIÓN DE ESTA TESIS.

- AL HOSPITAL DEL PERPETUO SOCORRO DEL CIMIGEN, POR PERMITIR LA OBTENCIÓN DE LA VALIOSA INFORMACIÓN.

- A MIS ASESORES, DRA. VERÓNICA MEDINA BAÑUELOS Y DR. RAMÓN GONZÁLEZ CAMARENA POR SUS INVALUABLES ENSEÑANZAS.

DEDICATORIA

- A MI MAMÁ CLAUDIA, POR TODA UNA VIDA DE AMOR.
- A MI MAMÁ NUBIA, POR SU CARIÑO SIEMPRE CONSTANTE.
- A MI PAPÁ NEFTALÍ, POR QUE A ÉL LE DEBO TODO LO QUE SOY.

RESUMEN

Desde las décadas de los sesenta, el análisis de los patrones de variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC) ha sido propuesto como un procedimiento de diagnóstico y monitoreo del estado de salud de cualquier sujeto, tanto en su vida intrauterina como después de ésta. Por otra parte, debido a sus características de no-invasividad y a su facilidad para efectuar el monitoreo en periodos anteparto, la electrocardiografía abdominal (ECGA), obtenida a partir de una derivación bipolar sobre la pared abdominal de la madre, se ha convertido en una de las técnicas más prometedoras en el monitoreo fetal mediante el análisis de la VFC. Sin embargo, a partir del análisis de la señal abdominal realizado por diversos autores se han identificado cuatro problemas fundamentales para la detección de los complejos fetales: 1) la coincidencia en tiempo de la señales materna y fetal, 2) la dominancia en amplitudes de los complejos maternos, 3) el traslape en frecuencias de ambas señales y 4) la aparición de ruidos de gran amplitud y de coincidencia en frecuencias con el ECG fetal.

El presente escrito describe un algoritmo para el procesamiento digital del ECGA que permite separar confiablemente el ECG materno y el ECG fetal para la construcción eficiente y visualización de los cardiotacogramas respectivos. El funcionamiento de dicho procedimiento fue probado con registros de ECGA, provenientes pacientes atendidas en el servicio de consulta externa del Hospital del Perpetuo Socorro del CIMIGEN. La precisión se evaluó con señales simuladas, compuestas de patrones fetales maternos y diferentes relaciones con ruido de fondo. Los patrones se extrajeron de un ECGA real y se ubicaron temporalmente en base a la localización marcada por los CTG maternos y fetales reales.

INDICE GENERAL

Agradecimientos	i
Dedicatoria	ii
Resumen	iii
ÍNDICE TEMÁTICO	iv
1. INTRODUCCIÓN	1
2. METODOLOGÍA	12
2.1 Diseño: Algoritmo para Construcción de Series RR	12
2.2 Sujetos de Estudio y Tipos de Registros	28
2.3 Sistema de Adquisición	29
2.4 Construcción de Señales Simuladas	29
2.5 Caracterización de Señales	32
2.6 Evaluación del Desempeño del Algoritmo	34
3. RESULTADOS	36
3.1 Registros Reales	37
3.1.1 Detección de Complejos QRS Maternos	38
3.1.2 Detección de Complejos QRS Fetales	38
3.1.3 Relaciones Señal / Ruido	39
3.1.4 Tiempo de Procesamiento	40
3.2 Registros Simulados	40
3.2.1 Características de los Registros Simulados	40
3.2.2 Exactitud en Detección de Complejos Fetales	41

4. DISCUSIÓN	43
4.1 Capacidad de Detección de QRS Fetales	43
4.2 Precisión en la Detección de QRS Fetales	52
5. CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS	54
6. BIBLIOGRAFÍA	57
7. ANEXO A. TABLA DE DATOS POR REGISTRO	60

ÍNDICE DE FIGURAS

figura 2.1. Diagrama a bloques de algoritmo de construcción de series RR maternas y fetales	12
figura 2.2. Filtrado de la señal de ECGA. Filtro FIR pasabanda de 10 a 70 Hz, orden 15	13
figura 2.3. Selección de zonas que contienen patrones materno y fetal iniciales	14
figura 2.4. Diagrama del proceso para definición de patrones materno y fetal	15
figura 2.5. Parámetros de búsqueda: patrones fetal y materno e intervalos iniciales	16
figura 2.6. Longitudes del patrón materno	16
figura 2.7 Zona de búsqueda materna y posibles ondas R	18
figura 2.8 Cuatro ejemplos de comparación con patrón materno	18

figura 2.9 Zona de búsqueda materna y resultados de los promedios de la prueba de correlación-división	19
figura 2.10 Identificación de los dos últimos QRS maternos y definición de zonas de búsqueda fetal a partir de éstos.	19
figura 2.11 Zona intermaternos, original y después del procesamiento de filtrado de 15 a 55 Hz y elevación al cuadrado	20
figura 2.12 Alineación de maternos sin traslapamiento fetal.(alineación con pendiente R-S, alineación con corrimiento de tres puntos)	22
figura 2.13 Alineaciones reales patrón materno zona de prueba.	23
figura 2.14 Resultados de la sustracción.	24
figura 2.15 Validación de los QRS detectados a partir de los QRS fetales con mejores características de dos ciclos	25
figura 2.16 Series RR fetal y materna, construidas a partir de la detección de los complejos mediante el algoritmo	26
figura 2.17 Señales de ECG materno y fetal, a partir del ECG abdominal.	27
figura 2.18 Elementos para la construcción de señales simuladas sin ruido.	30
figura 2.19 Ruidos simulados independientes con amplitud normalizada y nivel constante.	31
figura 2.20. Medición de amplitudes de los complejos.	33
figura 2.21. Medición de amplitud del ruido promedio para cada complejo fetal	34

figura 4.1. ECGA en posición ortostática, la influencia del ruido de enmascara la ocurrencia de los complejos fetales	44
figura 4.2 Dos tramos de una señal de ECGA en maniobra de ejercicio isométrico y sus correspondientes espectros de frecuencias	45
figura 4.3 Comportamiento de las amplitudes de los complejos fetal y materno a lo largo del tiempo	48
Figura 4.4 Relaciones de amplitudes rMF, rFR y serie RR.	49
figura 4.5 Registro de ECGA con relación rMF baja	50
figura 4.6 Señales simuladas descartadas por los altos niveles de ruido.	53

ÍNDICE DE TABLAS

tabla 2.1 Características de las señales simuladas.	31
tabla 3.1. resultados de detección de complejos maternos.	36
tabla 3.2 Resultados de detección de complejos fetales.	37
tabla 3.3 Número y porcentaje de error en detección de fetales, respecto a localización del QRS materno.	38
tabla 3.4 Causas de error en la detección de QRSF solo	38
tabla 3.5 Causas y localización real de los QRSF inmerso, que presentaron error en su detección.	39
tabla 3.6 Relaciones de amplitudes en las señales que componen el ECGA.	39

1. INDICE GENERAL

tabla 3.7 Características de señales simuladas.	40
tabla 3.8 Desplazamiento en la detección de complejos fetales y número de complejos con el mismo error.	42

1. INTRODUCCIÓN

El estado de salud fetal en periodos previos al parto y durante este mismo, ha sido evaluado empleando diversas técnicas diseñadas para obtener información verídica sobre las variables fisiológicas fetales. Los niveles de oxigenación, la temperatura, los movimientos respiratorios, los sonidos cardiacos y la frecuencia cardiaca han sido empleados para evaluar el estado de salud fetal [Goodlin, 1979; Druzin, 1989]. En particular, la frecuencia cardiaca (FC) es una variable de gran importancia en el monitoreo continuo del feto, ya que mediante ella se pueden obtener índices que permiten evaluar el estado de bienestar fetal, principalmente mediante el estudio de la variabilidad de la frecuencia cardiaca fetal (VFCA) [Arduni et al, 1994; Farmakides and Weiner, 1995]. Varias de las técnicas empleadas para el monitoreo de estos parámetros requieren invadir el medio placentario para realizar su medición, el registro de señales fisiológicas o la toma muestras sanguíneas requiere de la inserción de agujas o la colocación de electrodos intrauterinos, por lo que su aplicación se restringe a periodos en los que las membranas coriónicas se han roto; debido a esto, el desarrollo de técnicas no invasivas es de suma importancia para el monitoreo fetal, ya que éstas permiten el seguimiento del feto sin alterar su medio y la evaluación de su estado con suficiente anticipación al nacimiento.

Entre las técnicas empleadas en la observación del latido cardiaco, la más simple y utilizada es la auscultación, mediante la que se obtiene información cualitativa sobre los tonos y la frecuencia cardiaca fetal; sin embargo, ésta no es útil para realizar un seguimiento continuo de los parámetros del feto, además de depender de la capacidad y experiencia del médico. En contrapartida, la técnica considerada el estándar de referencia por su exactitud en la medición del ciclo cardiaco, pero que requiere del registro invasivo, es la electrocardiografía fetal

directa (ECGFD) [Caldeyro-Barcia et al, 1966], registrada por medio de un electrodo espiral colocado en el pericráneo del feto, pero que a pesar de la exactitud con que permite identificar los picos de las ondas R fetales, presenta restricciones ya que su uso sólo es posible en periodos inmediatos anteriores al parto, por lo general la ECGFD se utiliza durante la primera etapa del trabajo de parto, ya que en la segunda etapa, además de las contracciones uterinas, con gran frecuencia existen fuentes de ruido de interferencia por el esfuerzo muscular materno que provoca una calidad deficiente de los registros de ECGF [Cockburn et al, 1994].

Otros métodos no invasivos para la medición del ciclo cardiaco son: la fonocardiografía (FCGF) [Hammacher et al, 1968], el ultrasonido (USF) [Amato, 1983] y el electrocardiograma abdominal (ECGA) [Solum et al, 1980]. Cada una de estas técnicas empleadas con fines de vigilancia fetal, poseen características que hacen factible su empleo como sistema de monitoreo. Sin embargo, también poseen limitaciones que aminoran su confiabilidad en la medición precisa del ciclo cardiaco o restringen los tiempos o periodos en los cuales pueden ser aplicadas.

La FCGF se basa en el registro de la señal acústica generada por el evento mecánico del latido fetal, también refiere deflexiones cíclicas latido a latido cuyas duraciones han mostrado una alta correlación ($r = 0.98$) con los intervalos RR del ECGFD [Peña et al, 1994, Bassil et al, 1989]. Sin embargo, ya que la FCGF comúnmente presenta ruidos ajenos al latido cardiaco, requiere un procesamiento digital de la señal de gran complejidad, además de que su uso resulta más adecuado durante el tercer trimestre del embarazo, en reposo y previo al inicio del trabajo de parto.

El USF calcula los intervalos de tiempo entre la reflexión de señales acústicas producida por el movimiento cardiaco fetal definiendo con esto el intervalo entre latidos fetales. Durante la década de los ochenta la USF llegó a convertirse en la técnica de predilección para efectuar el monitoreo fetal [Amato, 1983]. Esta técnica tiene la ventaja de permitir ser utilizada antes y durante el trabajo de parto; sin embargo, a pesar de ser una técnica cuya confiabilidad ha mejorado gracias al procesamiento de las señales por medio de métodos de autocorrelación [Lawson et

al, 1893], aún continua mostrando fallas en la identificación de los latidos fetales y en resolución del intervalo latido a latido [Fukushima et al, 1985], debidas a que éste hace una medición relativa al evento mecánico, distorsionado por ruido de fondo periódico. Debido a estas limitaciones, los estudios que utilizan USF, no reportan ni valoran, la frecuencia cardíaca instantánea, sino la frecuencia cardíaca promedio en periodos de 3.75s [Dawes et al, 1990]. Bajo estas circunstancias, la generación de índices de corto y largo plazo de la VFCF corresponde a un índice de datos promedio y no a datos latido a latido.

En cuanto a la ECGA, las señales son obtenidas a partir de un registro bipolar por electrodos colocados sobre la pared abdominal de la madre, éstas presentan una combinación de las señales electrocardiográficas maternas (ECGM) y fetales (ECGF), acompañadas de ruido de fondo, compuesto fundamentalmente por ruido muscular o electromiografía (EMG). El análisis de la ECGA, se ha convertido en la técnica más prometedora en el monitoreo fetal, gracias a las ventajas de no invasividad en su registro, la exactitud de la medición de los eventos eléctricos y facilidad para realizar el monitoreo fetal en periodos anteparto [Solum et al, 1980]. Sin embargo, la principal dificultad en el análisis de la señal, radica en el traslape temporal de los complejos QRS fetales con los maternos, ya que en la generalidad de los registros, los QRS maternos ocultan a los fetales debido a su mayor amplitud.

Para resolver las dificultades planteadas en estos registros, se han desarrollado diversas técnicas que tienen como objetivo despejar la información contenida en las señales de ECGA. Estos algoritmos se han desarrollado en dos sentidos principalmente: el primero de ellos, se enfoca a la separación del ECG materno y fetal [Reichert et al, 1985; Longini et al, 1977; Bergveld et al 1981, 1986; Genevier et al, 1995; Abboud 1990, 1992; Kanjilal y Palit, 1995; Ferrara y Widrow, 1982; Callaerts et al, 1986; Oldenburg et al, 1977; Crowe et al, 1996; Huang et al, 1994], para analizar morfológicamente ambas señales y realizar diagnósticos en base a esta información, de manera análoga a los estudios electrocardiográficos en adultos; el segundo enfoque, pretende identificar con alta precisión la ocurrencia temporal de los complejos fetales y maternos, con el fin de hacer mediciones del

ciclo cardiaco y construir cardiogramas empleados en estudio de VFCA [Akselrod et al, 1988; Tal y Akselrod, 1991; Budin y Abboud, 1994; Frank et al, 1992; Azevedo et al, 1980], equivalentes a las obtenidas por métodos invasivos; sin embargo, a pesar de la gran cantidad de trabajos publicados hasta la fecha, ninguno de los métodos es reconocido como un estándar en el análisis del ECGA.

En los análisis de la señal abdominal realizados por diversos autores, se han reportado cuatro problemas fundamentales para la detección de los complejos fetales: la coincidencia en tiempo de las señales materna y fetal; la dominancia en amplitudes de los complejos maternos; el traslape en frecuencias de ambas señales y la aparición de ruidos de gran amplitud y de coincidencia en frecuencias con el ECGF. En investigaciones realizadas sobre el ECGA se ha reportado que tomando como base la localización del pico de la onda R materna, en un intervalo entre 190 ms antes y 75 ms después de este punto, los porcentajes de coincidencia de los QRS materno y fetal varían del 27 a 46.5% del total de los complejos fetales [Solum et al, 1980]. En cuanto a la diferencia de amplitudes entre los complejos maternos y fetales, algunos trabajos señalan que el tamaño de los QRS maternos es de 3 a 10 veces mayor que el tamaño del complejo fetal [Longini et al, 1977]; por otra parte, la amplitud del complejo QRS materno ha sido medida en un promedio de 150 μV , mientras que la amplitud promedio del complejo fetal se encuentra en 30 μV [Crowe et al, 1996], otros autores reportan amplitudes variables del complejo fetal entre 5 y 60 μV [Akselrod et al, 1988]; como se aprecia, la amplitud de los complejos fetales presenta grandes variaciones, ya que ésta depende de la colocación de los electrodos, la postura del feto, la edad gestacional y la constitución del tejido abdominal [Akselrod et al, 1988]. Adicionalmente a los problemas de traslape temporal y de amplitudes, la identificación de complejos fetales mediante técnicas de filtrado se hace inviable, ya que de acuerdo a análisis realizados [Abboud et al, 1989], el espectro de frecuencias en los que se encuentra ubicadas las señales de ECG materno y fetal se encuentran totalmente traslapados, aproximadamente entre 0 a 45 Hz. En cuanto a los ruidos que afectan la detección del ECGF, se encuentran la interferencia de línea, los ruidos por deficiencias en el contacto de electrodos y

principalmente el ruido de EMG materna debido a que en el espectro, la ubicación de éste tiene frecuencias traslapadas con el ECGF [Friesen et al, 1990; Oldenburg et al, 1977; Cockburn et al, 1994; Callaerts et al, 1986].

En revisiones históricas se reporta que el registro de señales abdominales data de inicios de siglos, ya que en 1906 se realizaron los primeros registros de ECGA, en los que se detectaron señales fetales, mediante un electrodo colocado sobre pared abdominal [Goodlin, 1979]; pero es hasta la década de los sesenta, cuando se acrecenta el interés por analizar señales abdominales, con el fin de implementar la detección del ECGF como una nueva técnica de monitoreo fetal. Durante esa década diversos trabajos demostraron la utilidad de las técnicas de promediación en su aplicación en el análisis de señales de ECGF. Hon y Lee son citados en diversas publicaciones como introductores del empleo de técnicas de promediación para disminuir el efecto del ruido en las señales de ECGF [Oldenburg et al, 1977; Goodlin, 1979]; aún en la actualidad estas técnicas siguen siendo la base de diversos algoritmos de análisis de ECGA.

Algunas de las técnicas desarrolladas con el fin de lograr la separación de las señales materna y fetal emplean el filtrado adaptivo como base de su funcionamiento. Estos usan señales de ECGM adquiridas a nivel del tórax para conformar sistemas adaptivos de cancelación de ruido y extracción de ECGF de la señal. Uno de los trabajos desarrollados bajo este enfoque es el de Ferrara y Widrow. [Ferrara y Widrow, 1982], quienes proponen el empleo de filtrado adaptivo con el fin de mejorar las características de las señales de ECGF, definidas por ellos como procesos estocásticos no estacionarios; la aplicación de este método requiere la adquisición de dos señales abdominales y una torácica; las dos primeras registradas en puntos suficientemente distantes entre sí, con el fin de evitar que los componentes de ruido de ambas señales sean iguales. Con la aplicación de un filtrado adaptivo LMS, la interferencia materna de las dos señales abdominales se cancela, quedando los registros abdominales constituidos por la señal fetal y ruido aleatorio electromiográfico. Ya que los registros son adquiridos en puntos distantes, el componente fetal de las dos señales no tiene la misma forma, pero si tiene un alto

valor de correlación entre sí, que proviene de la misma fuente: el corazón fetal; en cambio el ruido de ambas señales que proviene de diferentes músculos maternos, es diferente en morfología y su correlación es mínima. Ambas señales son empleadas como entradas de un filtro adaptivo, denominado por los autores "filtro adaptivo de secuencias de tiempo", en el que una señal se emplea como la *respuesta deseada* y la otra como la entrada del filtro; el ruido no correlacionado es eliminado de la señal de entrada y el componente fetal de ECG es la salida de sistema. Por su parte Frank y cols. [Frank et al, 1992], propusieron un sistema de monitoreo orientado al registro de la VFCA latido a latido, basado también en una aplicación del filtrado adaptivo, pero en el que para registrar las señales que deben procesarse, se emplean cuatro electrodos a nivel torácico y tres a nivel abdominal de la madre.

Por otra parte, Longini y Reichert basan su técnica [Longini et al, 1977; Reichert et al, 1977] en la cancelación de la componente materna de la señal de ECGA, filtrada previamente en una banda de 10 a 60 Hz, mediante la transformación de tres señales torácicas linealmente independientes, en tres señales ortogonales en tiempo, mediante el procedimiento de ortogonalización de Gram-Schmidt. Tomando como principio el hecho de que la actividad eléctrica del corazón puede representarse por un dipolo, dependiente del tiempo, variable en magnitud y orientación y que cada dipolo con tres grados de libertad requiere de tres mediciones independientes (derivaciones torácicas) para describir completamente su actividad, los autores implementan el proceso de Gram-Schmidt, para transformar las derivaciones torácicas $V_1(t)$, $V_2(t)$ y $V_3(t)$ en las siguientes bases ortogonales:

$$\begin{aligned}\psi_1(t) &= V_1(t), \\ \psi_2(t) &= V_2(t) - \psi_1(t)N_1(t)\int_T V_2(t)\psi_1(t)dt, \\ \psi_3(t) &= V_3(t) - \psi_1(t)N_1(t)\int_T V_2(t)\psi_1(t)dt - \psi_2(t)N_2(t)\int_T V_3(t)\psi_2(t)dt\end{aligned}$$

donde: $N_j = \left[\int_T \psi_j^2(t)dt \right]^{-1}$

Cada derivación torácica la representan como:

$$V_i(t) = \sum_{j=1}^3 C_{ij} \psi_j(t)$$

donde

$$C_{ij} = N_j \int_T V_i(t) \psi_j(t) dt$$

Así, la componente materna de la señal abdominal $A(t) = ECGM(t) + ECGF(t)$ es aproximada como:

$$ECGM(t) \cong \sum_{i=1}^3 b_i \psi_i(t)$$

donde: $b_i = N_i \int_T \psi_i A(t) dt$

Finalmente, puesto que la señal torácica no contiene a la señal fetal $ECGF(t)$, la recuperación la realizan haciendo una sustracción de la componente materna $ECGM(t)$ de la señal abdominal $A(t)$:

$$ECGF(t) = A(t) - ECGM(t) \cong A(t) - \sum_{i=1}^3 b_i \psi_i(t)$$

Un aspecto importante que debe ser tomado en cuenta en este método, es que las derivaciones torácicas deben ser colocadas lo más lejos posible del corazón, para evitar que la actividad multipolo impida la independencia de las mediciones. La desventaja de este método es el empleo de siete electrodos para formar el sistema de tres derivaciones torácica y una señal abdominal, lo que hace compleja su implementación práctica. Este método permite su aplicación en tiempo real, con un retraso en el tiempo de procesamiento de dos ciclos cardiacos, sin embargo, los resultados de este desarrollo no fueron reportados por estos autores.

Basados en el método anterior, Bergveld y cols. [Bergveld et al, 1981] desarrollaron una técnica de supresión del ECGM, a través de la suma de seis señales abdominales independientes, multiplicando cada una de ellas por coeficientes que permiten minimizar la interferencia del ECGM. Igualmente es

considerado el esquema del dipolo caracterizador de la actividad eléctrica del corazón y a partir de una combinación lineal de tres derivaciones independientes, pero a nivel abdominal se construye una cuarta medición compuesta:

$$V_4 f(ECGM + ECGF) = V_4(t) = \alpha_1 V_1(t) + \alpha_2 V_2(t) + \alpha_3 V_3(t)$$

Por otra parte, mediante cuatro electrodos, se obtienen los valores de los voltajes correspondientes a $V_1(t)$, $V_2(t)$, $V_3(t)$ y $V_4(t)$, durante el periodo T se estiman los valores de α_1 , α_2 , α_3 y dados los coeficientes $\hat{\alpha}_1$, $\hat{\alpha}_2$ y $\hat{\alpha}_3$ se calcula el valor estimado de $V_4(t)$, a partir de la ecuación :

$$\hat{V}_4(t) = \hat{\alpha}_1 V_1(t) + \hat{\alpha}_2 V_2(t) + \hat{\alpha}_3 V_3(t)$$

Puesto que la señal de ECGF es pequeña en magnitud y corta en tiempo con respecto al ECGM, la estimación de $\hat{V}_4(t)$, es una función de influencia altamente materna, por lo tanto $\hat{V}_4(t) = g(ECGM)$. A partir de ésta la señal de ECGF puede obtenerse de una sustracción de:

$$ECGF(t) = V_4(t) - \hat{V}_4(t)$$

reescribiendo $ECGF(t)$ como:

$$ECGF(t) = \gamma_1 V_1(t) + \gamma_2 V_2(t) + \gamma_3 V_3(t) + \gamma_4 V_4(t)$$

En este método, el aspecto del ruido $R(t)$ debido a las señales de EMG y movimiento de los electrodos, es considerado para la selección optimizada de los coeficientes que ponderan cada una de las componentes de las señal abdominal $A(t)$. De modo que si:

$$A(t) = \sum_i \gamma_i ECGM_i(t) + \sum_i \gamma_i ECGF_i(t) + \sum_i \gamma_i R_i(t)$$

Para minimizar la componente materna los coeficientes γ_i deben ser determinados de modo que se cumpla con:

$$\sum_i \gamma_i ECGM_i(t) = 0 \quad \text{y} \quad \sum_i \gamma_i ECGF_i(t) \neq 0$$

Por lo que para ello, considerando que la señal de ECGF está posiblemente correlacionada con la señal abdominal y el ruido está no correlacionado, los coeficientes γ_i , deben ser seleccionados de modo que se incremente la relación señal fetal / ruido.

En una publicación posterior Bergveld y cols. [Bergveld et al, 1986], llevan este algoritmo a tiempo real, minimizando el número de derivaciones a cuatro, seleccionando los coeficientes γ_i como positivos para incrementar la relación señal a ruido; este sistema requiere inicialmente de 10 s de registro, para el cálculo de los coeficientes, a partir de un promedio de 4 s de la señal materna.

Otra técnica de separación de la señal del electrocardiograma materno-fetal propuesta por Genevier y cols. [Genevier et al. 1995], ha basado la identificación de la señal de ECGF en un análisis de regresión lineal. El algoritmo básicamente consiste en la identificación de cada complejo fetal a partir de una función de regresión lineal, generada mediante la comparación de un conjunto de plantillas con la señal abdominal. La primera parte del proceso consiste en la eliminación de la línea de base de la señal y el realce de los picos de ésta mediante su derivación; a la señal resultante de esta primera etapa, le es aplicado un umbral para seleccionar todos los picos significativos. A partir de éstos, se obtiene el máximo y mínimo valor en un rango seleccionado. En un buffer de plantillas previamente inicializado se almacenan un conjunto de 50 valores representativos de poblaciones de complejos maternos y fetales con polaridades positivas y negativas, los cuales son empleados para comparar cada valor seleccionado en la etapa anterior con cada uno de estos plantillas. De estas comparaciones se genera una función de regresión lineal y mediante el cálculo de su pendiente se aplican una serie de criterios para realizar la detección de los complejos fetales y maternos, generando banderas para los mejores valores de comparación. Una última etapa ordena la población de banderas correspondiente a las ondas R y determina si el pico seleccionado, corresponde a un complejo fetal o a uno materno. Aunque el algoritmo fue probado en señales de ECG intrauterino, dado que conserva las características de la señal mezclada del ECG a

nivel abdominal es propuesto por los autores como un método alternativo para obtener la separación de los complejos fetales y maternos. Aún cuando el proceso no requiere de más de una señal para su análisis, tiene la desventaja de requerir de 10 s de datos adquiridos para la etapa de inicialización del buffer de templates y de 10 s de datos para procesar, por lo que presenta un retraso de 20 s con respecto de la señal en tiempo real.

Trabajos de Callaerts y cols., describen un método de separación de señales basado en el concepto de descomposición de valores singulares (DVS) de una matriz de datos [Callaerts et al, 1986, Callaerts et al, 1989]. Aún cuando la aplicación de estos algoritmos ha sido realizada en tiempo real, mantiene la desventaja de requerir mas de una señal para su procesamiento.

La forma más generalizada de separación del ECGF ha sido el uso de señales promediadas para enfatizar las características de los complejos fetales o maternos, con el fin de crear referencias adecuadas, que sirvan para eliminar la influencia de éstas mediante la sustracción de señales producto de estas promediaciones. Diversos autores [Oldenburg et al, 1977; Akselrod et al, 1988; Abboud et al, 1990; Abboud et al, 1992; Huang et al, 1994; Crowe et al, 1996] han empleado la promediación como una forma para eliminar ruidos, alineando los complejos fetales o maternos y promediándolos, generando un realce de las características periódicas de estos complejos. Sin embargo, la promediación de estas señales genera distorsiones en el producto final, ya que las señales que se pretende enfatizar no se comportan de una forma estacionaria, debido a que continuamente cambian de morfología y amplitud, sobre todo en el caso de la señal fetal; además de que el análisis requiere de grandes cantidades de complejos para obtener la señal promediada con las características adecuadas, lo cual genera que la configuración de la señal resultante se vean distorsionada debido a la mezcla excesiva de datos de diferentes zonas de la señal.

A pesar de la gran cantidad de investigaciones realizadas con el fin de analizar las señales abdominales, es prácticamente inexistente la evaluación de estos algoritmos; ya que en la gran mayoría de los trabajos, no se presentan datos

sobre la capacidad de detección, la precisión y la rapidez con la que se realiza el análisis. Por otra parte, como se ha mencionado, cada algoritmo presenta ciertas dificultades en su aplicación, ejemplos de éstas son: el número de señales que requiere, lo que incrementa la complejidad en la implementación y funcionamiento; la cantidad de señal necesaria para el análisis, lo cual provoca problemas en su implementación en tiempo real y en la cantidad de recursos necesarios para su funcionamiento; o bien los problemas de distorsión en los resultados, producto del excesivo manipuleo de la información.

Dada la importancia que representa el análisis de señales de ECGA para el monitoreo de la frecuencia cardiaca fetal y materna, así como la dificultad para contar con un método suficientemente confiable para el análisis de estas señales, el objetivo de este trabajo es desarrollar un algoritmo capaz de construir el cardiograma materno y fetal a partir del análisis de señales de ECGA, con alta precisión y enfocado a una aplicación posterior en tiempo real.

2. METODOLOGÍA

2.1 DISEÑO: ALGORITMO PARA CONSTRUCCIÓN DE SERIES RR

La localización de las ondas R maternas y fetales fue realizada mediante un algoritmo desarrollado en MATLAB®, basado en la identificación de las ondas R y S del electrocardiograma abdominal y empleando la comparación con un patrón del complejo QRS y la aplicación de criterios de temporalidad, en la ocurrencia del latido materno y fetal. El diagrama a bloques de este proceso es mostrado en la figura 2.1.

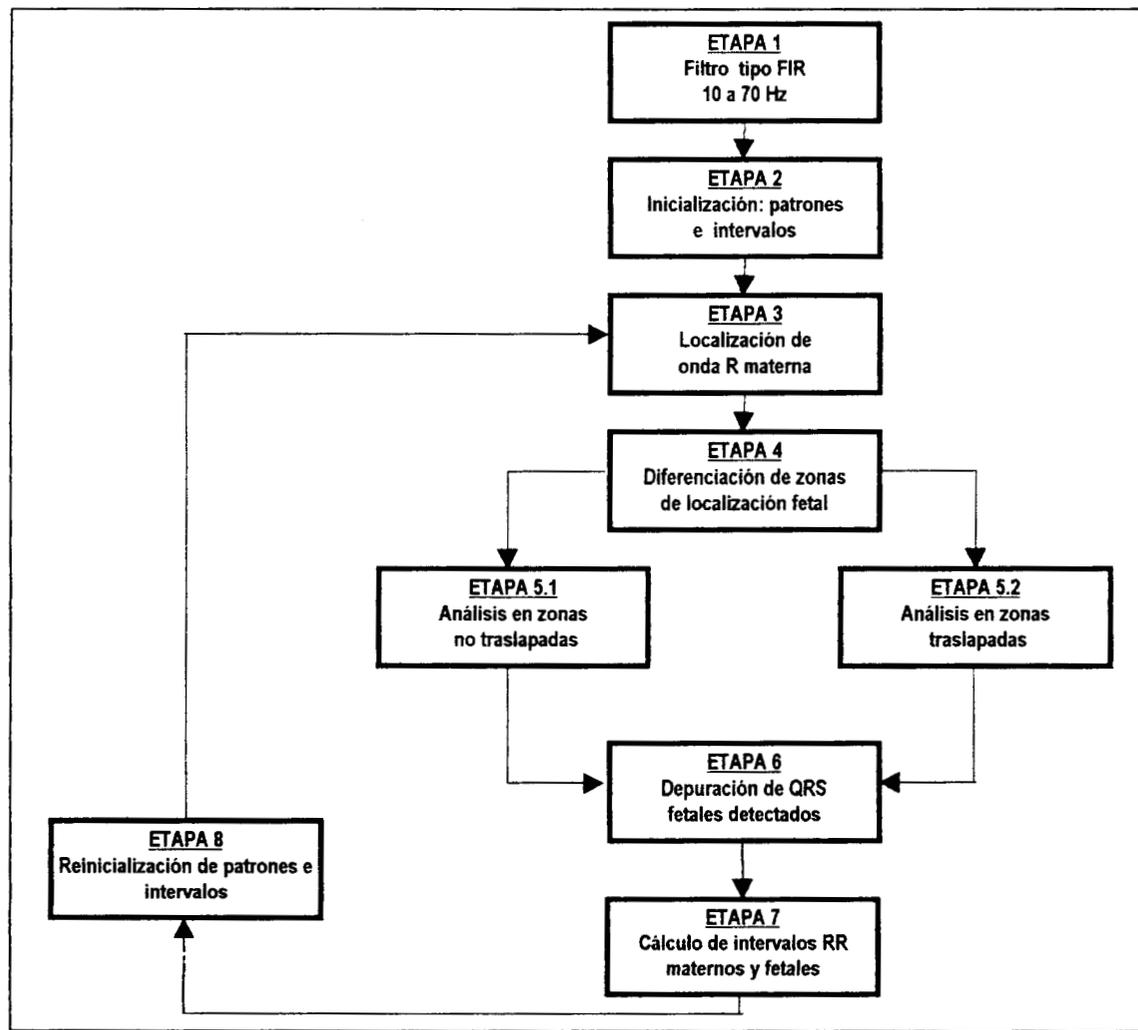


figura 2.1 Diagrama a bloques de algoritmo de construcción de series RR maternas y fetales

ETAPA 1: Filtro tipo FIR 10 a 70 Hz

Considerando la banda de frecuencias en la cual está contenida la señal del ECGA [Abboud et al, 1989], con el fin de conservar la banda del espectro donde se ubica la onda R del complejo fetal, se aplicó un filtro pasabandas tipo FIR de orden 15, sin corrimiento en fase, con frecuencias de corte de 10 a 70 Hz [Abboud et al, 1989; Azevedo et al, 1980], el cual permite distinguir la ocurrencia de los complejos maternos y fetales, tal como se observa en la figura 2.2. Gráficamente se puede observar la eliminación de ruidos de alta frecuencia tales como la señal de EMG; por otra parte los ruidos de baja frecuencia provocados por la respiración y el movimiento de los electrodos son minimizados, evitando las variaciones en la línea de base. El filtrado de esta señal es necesario para elegir adecuadamente los parámetros de inicialización, patrones e intervalos RR fetales y maternos, que son empleados en el ciclo de identificación.

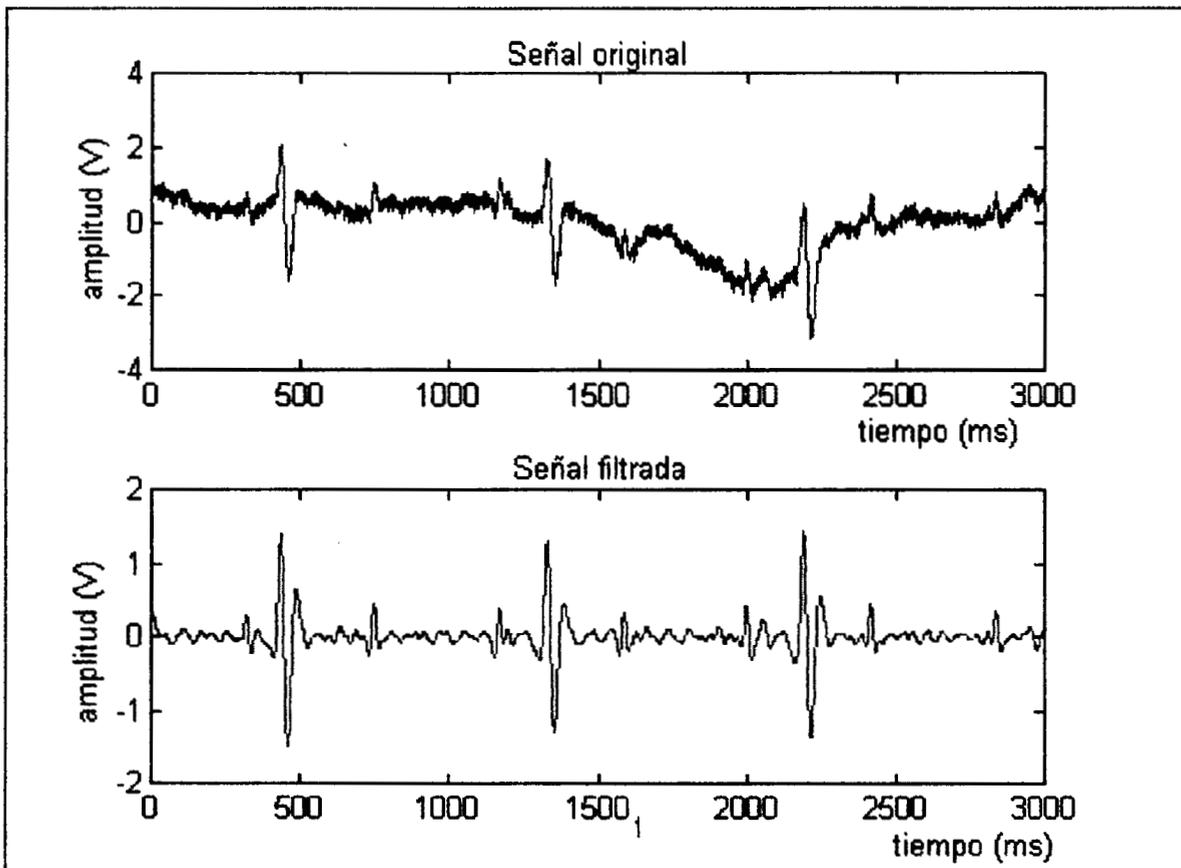


figura 2. 2 Filtrado de la señal de ECGA. Filtro FIR pasabanda de 10 a 70 Hz, orden 15.

ETAPA 2: Inicialización de patrones e intervalos

La segunda etapa del algoritmo requiere de la asistencia de un usuario, capaz de identificar visualmente la ocurrencia de los complejos QRS maternos y fetales como primer paso en la definición de los parámetros que son empleados en el ciclo de búsqueda de las ondas R fetales. Para iniciar la identificación, el usuario deben señalar manualmente cuatro zonas de la señal, conteniendo cada una de ellas un sólo complejo materno o fetal alternadamente; la zona inicial debe ser materna, mientras que las dos zonas fetales y la segunda materna no deben encontrarse traslapadas. Cada zona marcada debe ser suficientemente amplia para incluir todo el complejo QRS señalado, dentro de sus límites, ya que en base a ella el algoritmo realiza una delimitación más fina del complejo, identificando automáticamente el inicio y final de cada onda. De las zonas señaladas se obtienen los patrones de los complejos materno y fetal, así como los intervalos de tiempo entre complejos; estos valores iniciales son llamados parámetros de búsqueda y a partir de ellos la identificación se hace automática. La figura 2.3 muestra un ejemplo de zonas de la señal seleccionadas para inicializar el algoritmo.

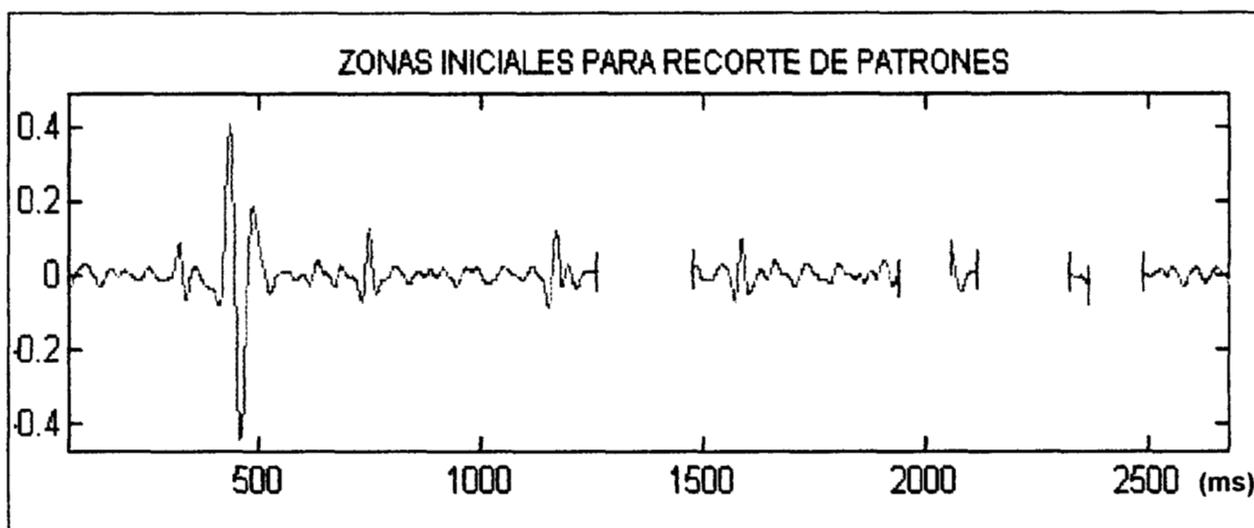


figura 2.3 Selección de zonas que contienen patrones materno y fetal iniciales. Las líneas verticales demarcan las zonas en la se encuentran los complejos seleccionados

Los tramos de la señal seleccionados por el usuario, son analizados mediante el procedimiento mostrado en la figura 2.4

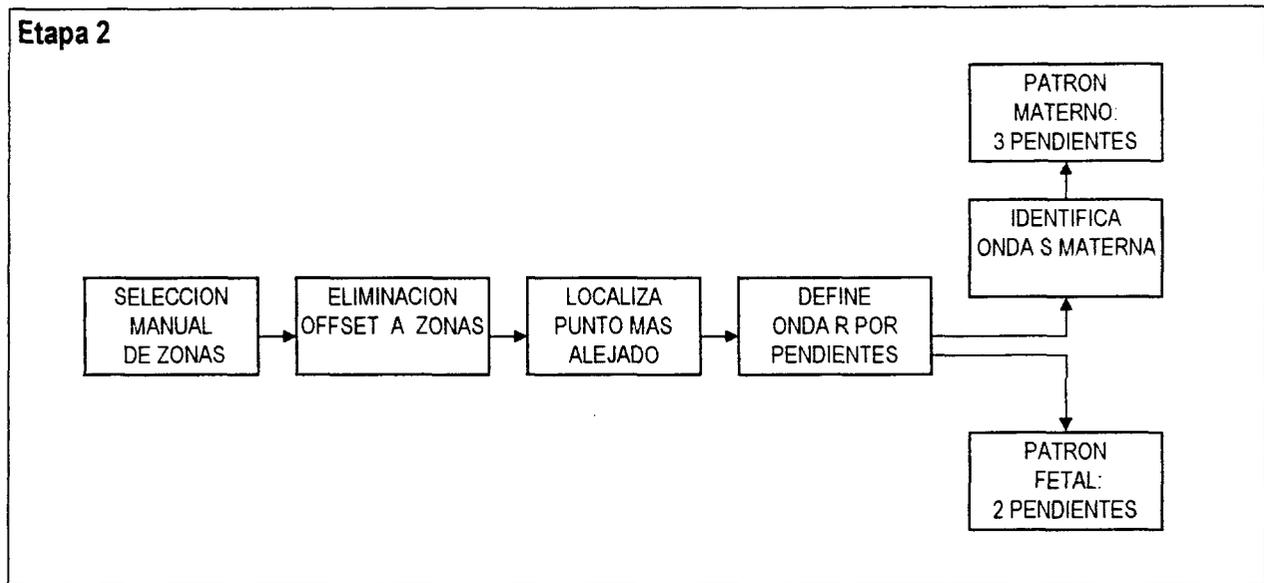


figura 2.4 Diagrama del proceso para definición de patrones materno y fetal

Para la identificación y caracterización de los patrones, se emplean las segundas zonas materna y fetal, el primer paso consiste en eliminar la media de cada tramo, esto lo hace oscilar alrededor de cero; posteriormente se localiza el punto más alejado de la línea de base, positivo o negativo, el cual es identificado como el pico de la onda R; a partir de este punto y hasta el cambio de pendiente de cada una de las dos líneas que confluyen en este vértice, se define la onda R. El patrón fetal está formado exclusivamente por la onda R, ya que debido a las magnitudes del ECG fetal, excepcionalmente pueden identificarse con claridad otras ondas y por consiguiente no son elegibles dentro de este patrón. En cuanto al patrón materno, adicionalmente se selecciona la pendiente de mayor amplitud de las dos colindantes a la onda R, definiendo un patrón de tres pendientes que incluye a la onda S. La onda R materna puede ser positiva o negativa, ya que la ubicación de los electrodos se hace siempre con respecto a la posición del feto; para el caso fetal, ésta se presenta siempre en forma positiva. El procedimiento descrito se realiza para las cuatro zonas marcadas, con el fin de emplear las parejas de patrones fetales y maternos en el cálculo de los intervalos RR iniciales fetal (I_f) y materno (I_m). Los patrones y los intervalos temporales iniciales son mostrados en la figura 2.5.

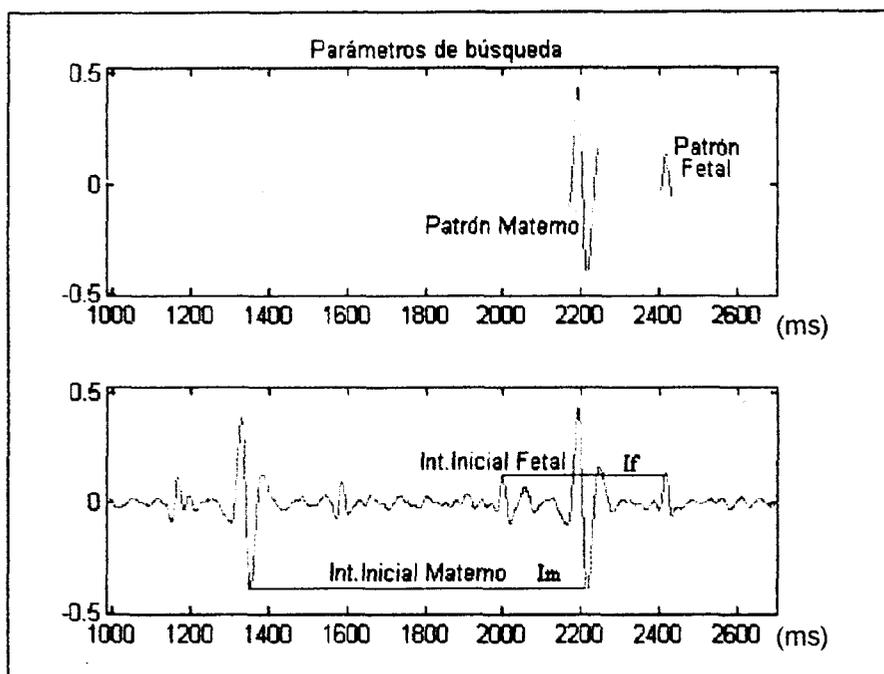


figura 2.5 Parámetros de búsqueda: patrones fetal y materno e intervalos iniciales

Los patrones son caracterizados por su amplitud (A_m) y duración (L_m), la primera es medida entre los dos picos extremos del patrón y es importante en la identificación morfológica de la señal; la duración o longitud del patrón es comprendida en dos longitudes debido a su asimetría, la inicial (L_{m1}) se define desde el inicio de la primer pendiente (localizada en el proceso de recorte del patrón y que no depende del punto que el usuario marcó inicialmente), hasta la ocurrencia del pico de la onda R; la longitud final del complejo (L_{m2}) es medida del pico R hasta el final de la última pendiente (que tampoco depende de la zona establecido por el usuario). La duración total es definida como $L_m = L_{m1} + L_{m2}$, ésta es empleada en la ubicación temporal de los complejos a identificar, en la figura 2.6 se muestran las longitudes y amplitud del patrón materno.

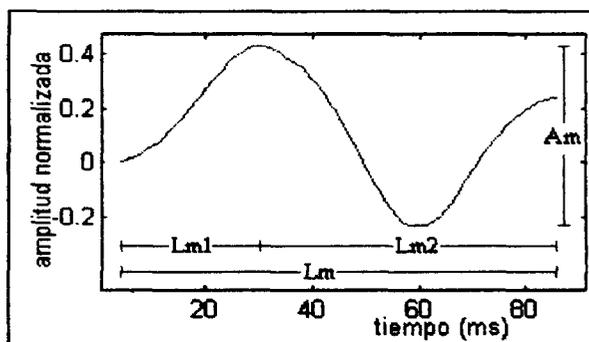


figura 2.6 Longitudes del patrón materno.

ETAPA 3: Localización de onda R materna.

Para la localización automatizada de las subsecuentes ondas R maternas se emplearon: el patrón materno, el intervalo materno inicial y un radio de búsqueda (**rm**) establecido en 500 ms y definido como la máxima variabilidad RR fisiológicamente posible. Este último parámetro, fue definido considerando una variación abrupta entre los límites normales para la frecuencia cardiaca materna: 55 y 100 lpm (1100 y 600 ms) [Guyton, 1992; Clark, 1991]; es decir, considerando un caso hipotético en que una paciente tuviera una transición de una bradicardia a una taquicardia en un solo latido. Esto no descartó el análisis de pacientes con frecuencias cardiacas fuera de estos límites, sólo se estableció como un caso extremo de variación abrupta de frecuencia cardiaca. [van Geijn et al, 1980].

Tomando como base la localización del pico R materno inicial Rm_i , se calculó un punto en $Rm_i + Im$, que se tomó a manera de pivote para definir alrededor de él la zona de búsqueda en el radio de identificación **rm**, en la figura 2.7a se muestra la definición de ésta. Dentro de esta zona se localizaron todos los picos positivos o negativos p_j , dependiendo de la fase de la onda R del patrón materno. La figura 2.7b ilustra los puntos de posible ubicación de la onda R. A partir de cada uno de los puntos se definió una zona desde $p_j - Lm1$ hasta $p_j + Lm2$. Para identificar la onda de mayor parecido morfológico con el patrón materno, se realizó una correlación entre cada una de las zonas de posible ubicación R y el patrón materno, alineando el pico R real con cada uno de los picos p_j . Para probar la amplitud de la zona probable, se aplicó una división entre las dos zonas mencionadas, el mejor valor fue considerado como el más cercano a uno. Los resultados de la división y de la correlación fueron promediados, de modo que la zona que diera como resultado el valor unitario, se identificara como el de mayor similitud en forma y amplitud con el patrón materno. El pico perteneciente a la zona con promedio de correlación y división más cercano a la unidad, fue elegido como el pico de la onda R presente Rm_{i+1} ; la zona del nuevo complejo materno se ubicó en la zona asociada a este punto, definida desde $Rm_{i+1} - Lm1$ hasta $Rm_{i+1} + Lm2$. El valor del intervalo **Im**, se actualizó como $Rm_{i+1} - Rm_i$, con el fin de ser empleado en la localización del

siguiente complejo materno, la figura 2.8 ilustra cuatro ejemplos de posibles zonas maternas comparadas con el patrón materno, mediante el valor promedio de la correlación y la división de estas zonas (cd). La figura 2.9 ilustra los resultados totales de esta prueba.

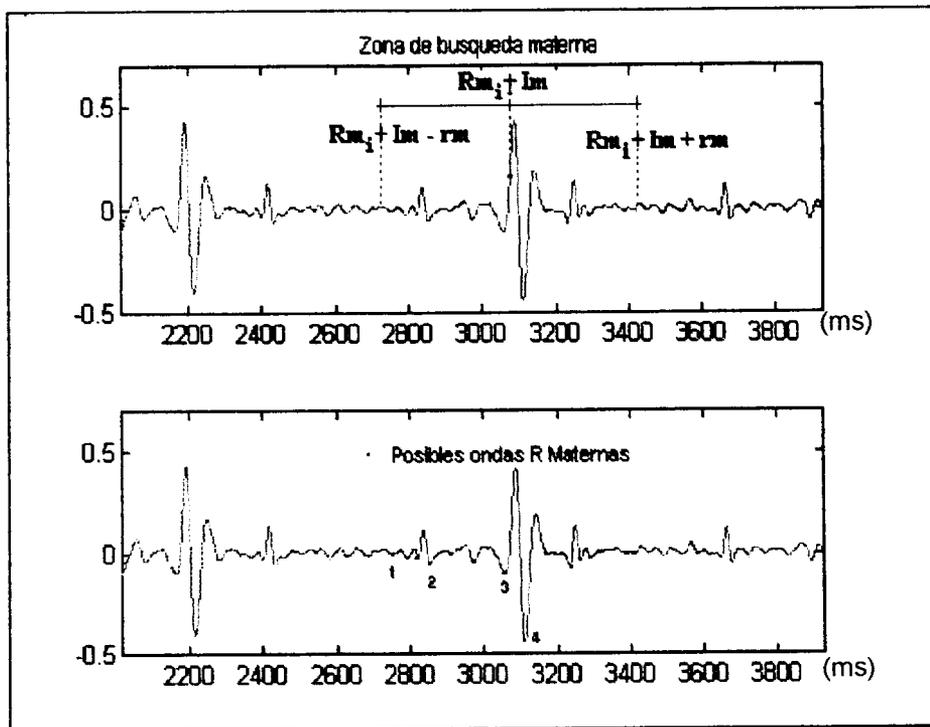


figura 2.7 Zona de búsqueda materna y posibles ondas R

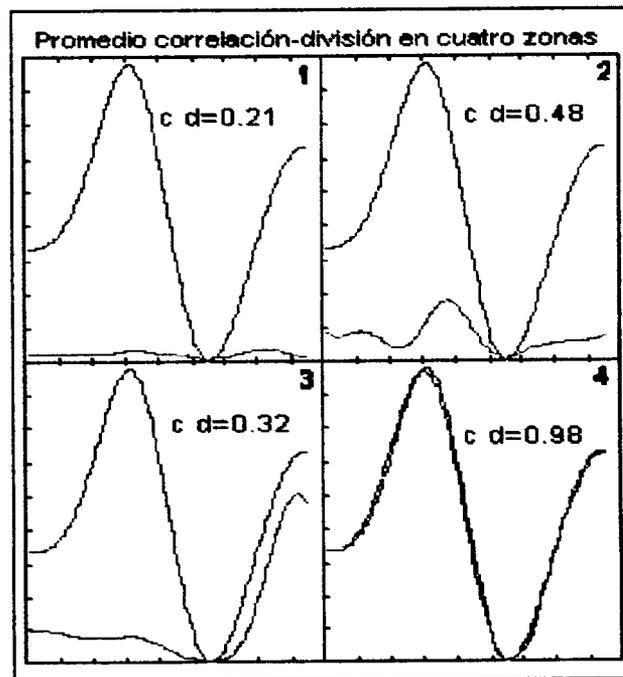


figura 2.8 Cuatro ejemplos de comparación con patrón materno

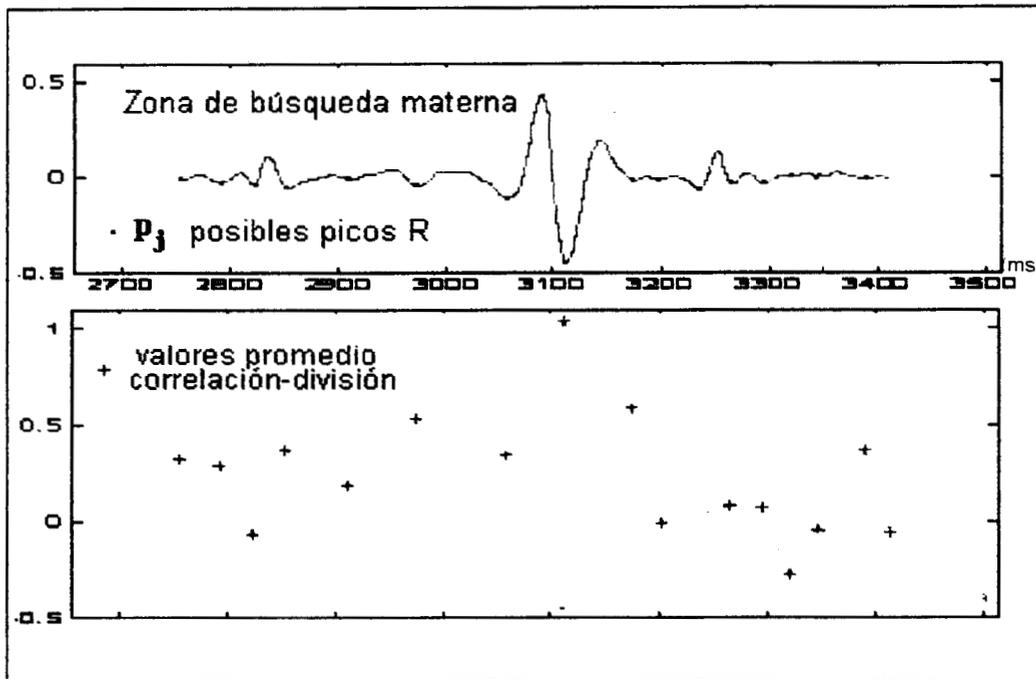


figura 2.9 Zona de búsqueda materna y resultados de los promedios de la prueba de correlación-división para cada punto de prueba, cada punto en la gráfica inferior corresponde a un p_j en la gráfica superior, en el mismo orden.

ETAPA 4: Diferenciación de zonas de localización fetal

La identificación de los complejos maternos genera dos zonas de búsqueda para los complejos fetales: una en la región intermaternos y otra en la región materna, ocupada por el último complejo identificado. La figura 2.10 ilustra estas zonas. Cada zona es tratada de forma independiente para la localización de los complejos fetales

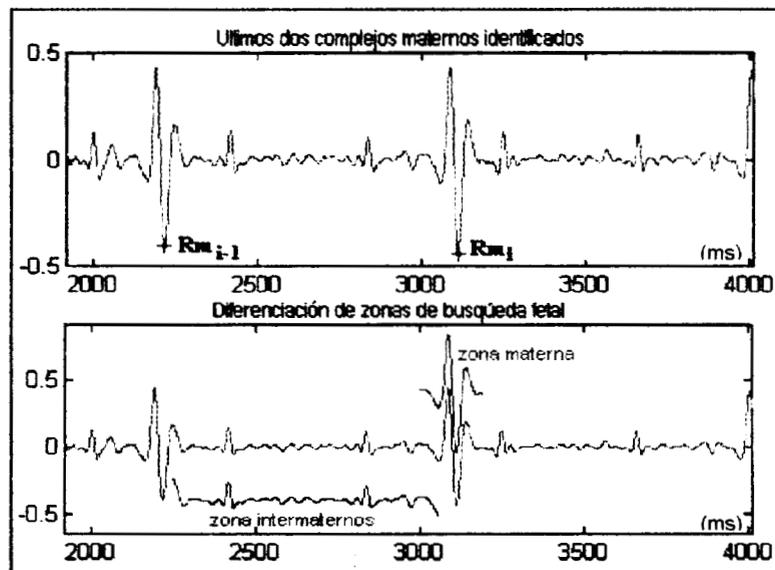


figura 2.10 Identificación de los dos últimos QRS maternos y definición de zonas de búsqueda fetal a partir de estos.

ETAPA 5.1 Análisis en zonas no traslapadas

La región intermaternos fue considerada desde $Rm_{i-1} + Lm2$ hasta $Rm_i - Lm1$ y en ella se aplicó un filtro de fase cero tipo FIR con una banda de paso de 15 a 55 Hz [Azevedo et al, 1980], con el fin de eliminar las bajas frecuencias de la región intermaternos y enfatizar la onda R fetal; adicionalmente, esta región fue elevada al cuadrado punto a punto, produciendo un mayor realce fetal. La figura 2.11 muestra el resultado de este proceso sobre la zona intermaternos. El mismo proceso fue realizado sobre el patrón fetal, con el fin de adecuar este patrón, al aplicársele el mismo proceso.

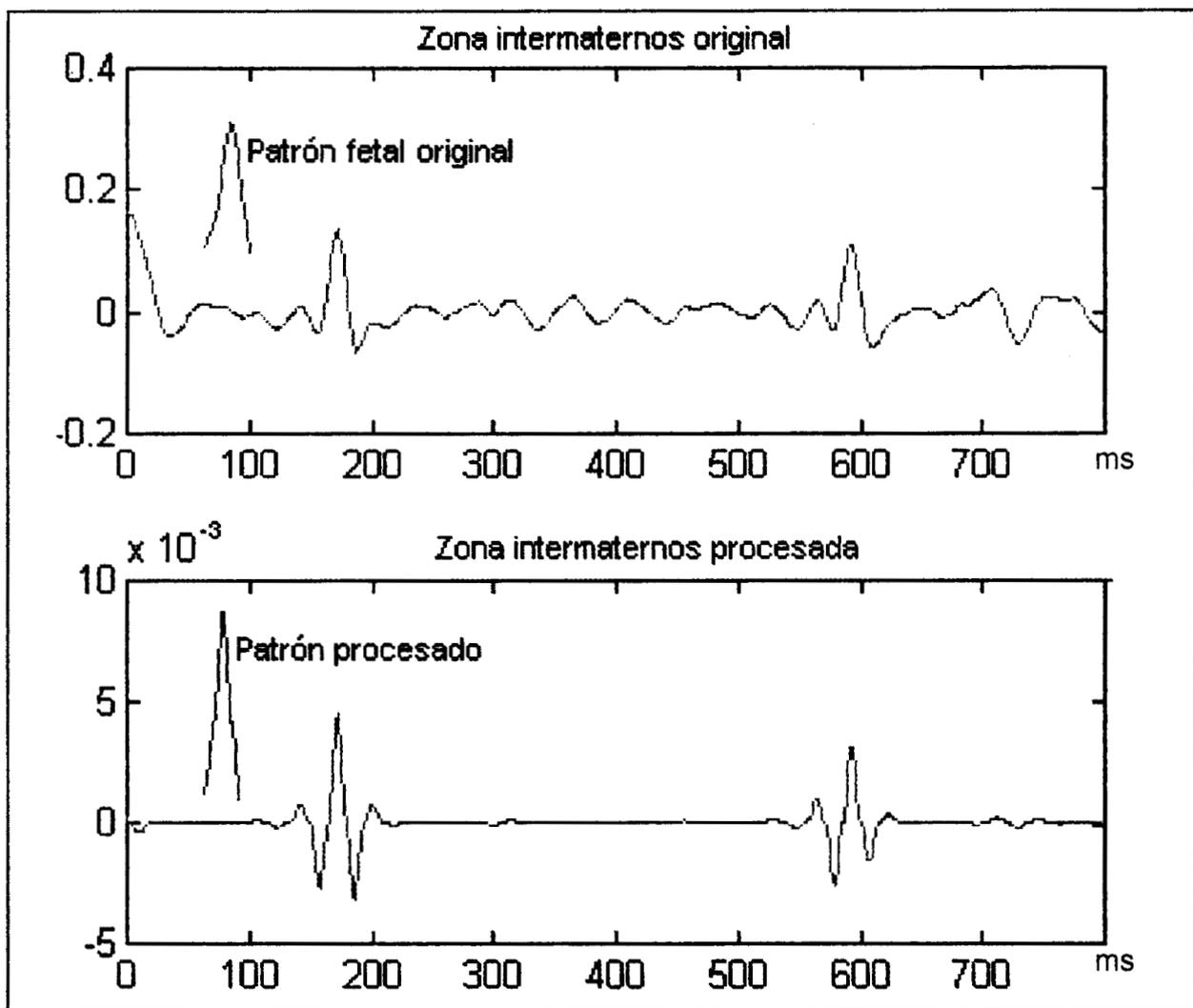


figura 2.11 Zona intermaternos original y después del procesamiento de filtrado de 15 a 55 Hz y elevación al cuadrado; se muestra el patrón obtenido por el mismo proceso

Análogamente a la identificación materna, se localizaron todos los posibles puntos de aparición de algún pico R fetal, realizando para cada uno de ellos, el promedio de la correlación y la división con el complejo fetal filtrado. Del resultado de estas operaciones se seleccionaron los tres de mejores valores, el pico con mejor valor en el promedio de correlación-división fue asumido como un evidente complejo fetal (Fe_i), mientras que los otros picos fueron considerados como posibles fetales para ser validados en una depuración posterior.

ETAPA 5.2: Análisis en zonas traslapadas

Para la identificación de los complejos fetales inmersos en la región materna, se requirió un preprocesamiento de esta señal. Dado que el ECGA es una señal aditiva, resultado de la adición de las señales de ECG materno, ECG fetal y ruido aleatorio, principalmente de EMG [Oldenburg et al, 1994], fue necesaria la eliminación del QRS materno mediante la sustracción de esta región, con un patrón materno libre de traslapamiento.

Para obtener el QRS fetal de la sustracción de complejos maternos, se requiere realizar esta operación alineándolos adecuadamente [Abboud et al, 1992]. Para ubicar la localización temporal más conveniente, se consideró el hecho de que las ondas que quieren ser sustraídas están esencialmente constituidas de los mismos elementos:

$$\text{Patrón Materno} = \text{QRS Materno} + \text{Ruido Aleatorio}$$

$$\text{Complejo Materno Traslapado} = \text{QRS Materno} + \text{QRS Fetal} + \text{Ruido Aleatorio}$$

Si suponemos que los QRS maternos tienen fundamentalmente la misma forma y potencia, la alineación adecuada de ellos nos permitiría eliminar completamente la influencia de este complejo, obteniendo como resultado QRS fetal + Ruido Aleatorio; sin embargo, la alineación inadecuada de los complejos maternos en la sustracción, traería consigo la generación de ruidos debidos a la eliminación parcial del QRS materno, los cuales pueden ser de potencia espectral mayor que la de los complejo fetal, dificultando su identificación. Un ejemplo de generación de

ruido ocasionado por mala alineación, en la sustracción de dos complejos maternos no traslapados, es mostrada en la figura 2.13, donde se observa como un movimiento de sólo 3 ms en la alineación de los complejos maternos, genera un ruido de mayor amplitud que el QRS fetal y en el mismo espectro de frecuencias.

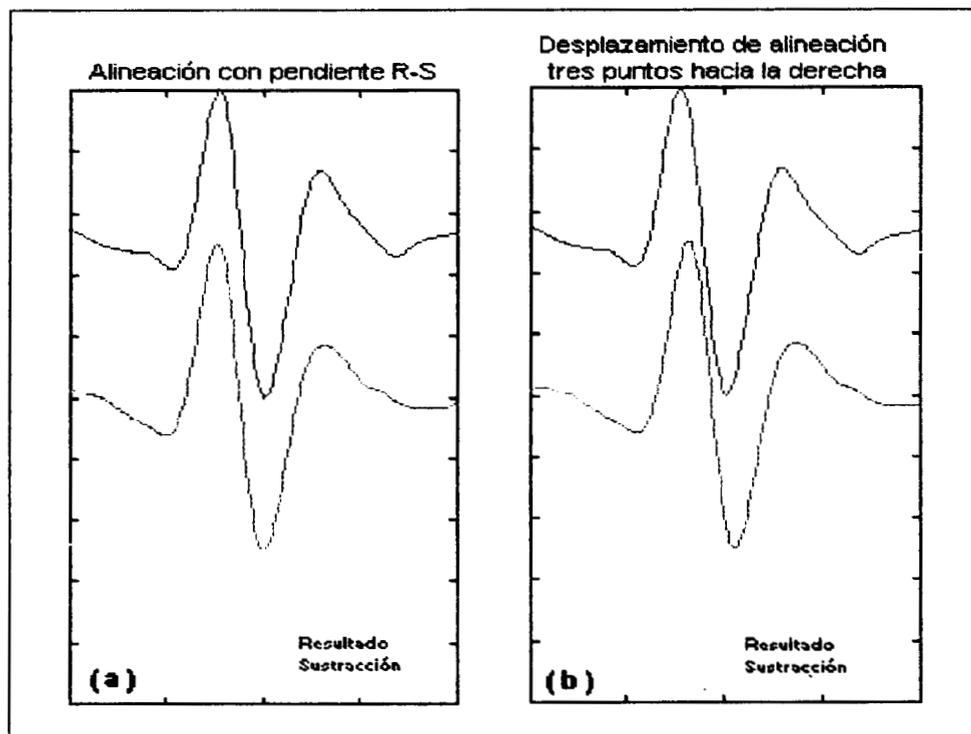


figura 2.12 Alineación de maternos sin traslapamiento fetal. a) Alineación adecuada con pendiente R-S, el resultado es ruido aleatorio. b) Alineación con corrimiento de tres puntos, el resultado es ruido aleatorio más señal materna no eliminada.

La posibilidad de emplear los picos de las ondas R ó S maternos, fue descartada como un punto de referencia para la alineación, debido a que la coincidencia de un complejo fetal con cualquiera de estas ondas las deforma, moviendo varias muestras la ubicación real del punto de alineación, lo que genera el efecto de ruido materno eliminado incompletamente. La pendiente R-S es el segmento de mayor prominencia en la señal de ECGA, por lo que es la zona del complejo materno que menos distorsión sufre por la adición de ruido y la última que se pierde cuando se adiciona ruido a la señal [Tal y Akselrod, 1991], esta característica permite que la coincidencia de un complejo fetal con esta pendiente no cause una distorsión suficiente para perder la alineación correcta. Por lo anterior, la alineación se realizó tratando de hacer coincidir las pendientes R-S de ambos

complejos; el punto medio de estas pendientes fue localizado, mediante la medición de su amplitud y duración y empalmado ambos puntos se ejecuto la resta de ambas señales. En la figura 2.12 se muestran dos ejemplos de alineación entre dos parejas de complejos maternos y un acercamiento de la alineación de las pendientes.

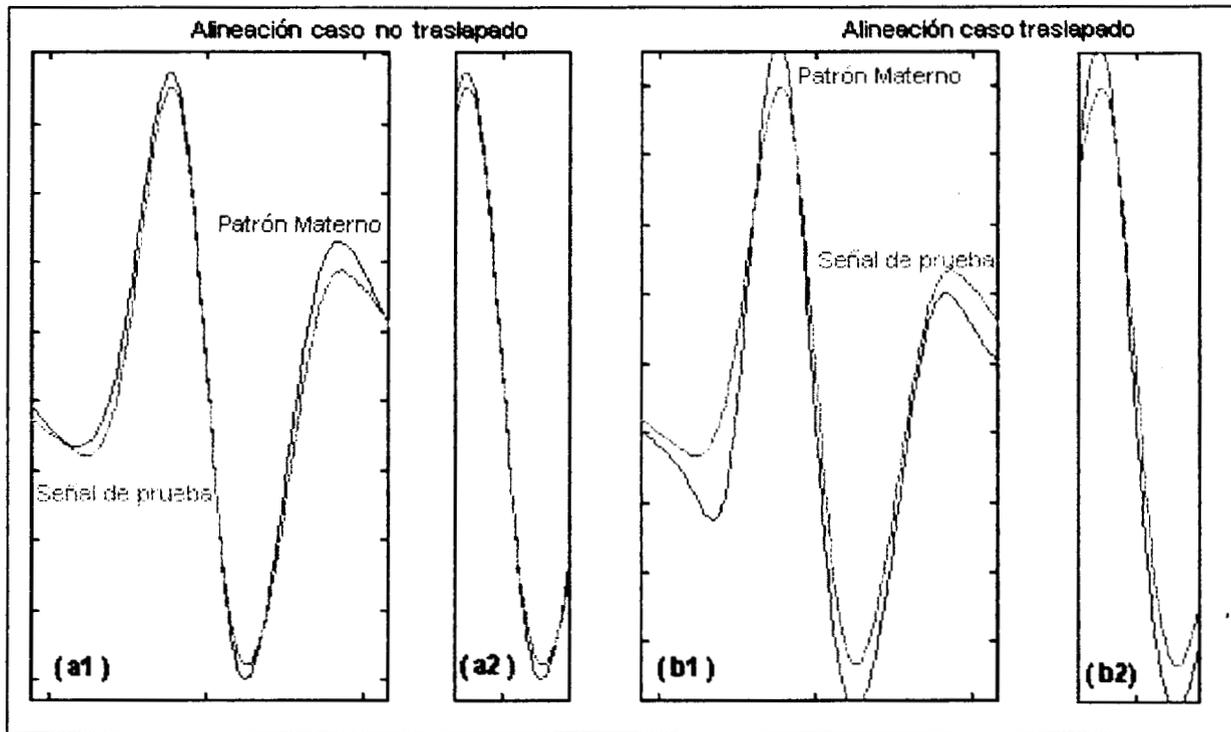


figura 2.13 Alineaciones reales patrón materno zona de prueba. a1)Alineación para resta, zona de prueba no traslapada; nótese la similitud. a2) Centrado amplitud y tiempo de pendientes R-S. b1) Alineación para resta, zona de prueba con traslape; nótese el cambio de morfología. b2) Centrado amplitud y tiempo de las pendientes R-S.

La señal resultante de la resta se compone sólo de dos elementos, la señal de ECGF y el ruido aleatorio, ya que el complejo materno ha sido eliminado completamente, esto es mostrado en la figura 2.14. En forma análoga a la zona intermaternos, la señal obtenida es procesada para realzar los complejos fetales, se aplica un filtro de 15 a 55 Hz, para conservar sólo el QRS fetal y se eleva al cuadrado para mayor realce.

Los picos de posible aparición de la onda R fetal son localizados, para cada uno de ellos se define una zona de la longitud del patrón fetal. Estas zonas son alineadas con el patrón fetal para realizar la correlación y la división, y los resultados

2. METODOLOGÍA

de estas operaciones son promediados. Las dos zonas de mejor valor en el promedio se identifican y son conservadas para que en un proceso posterior se validen como complejos fetales reales. Aún cuando se conservan dos posibles QRS fetales, la prueba de temporalidad sólo podría validar uno de ellos, ya que por el periodo cardiaco fetal sólo es posible la ocurrencia de un latido fetal dentro de un complejo materno.

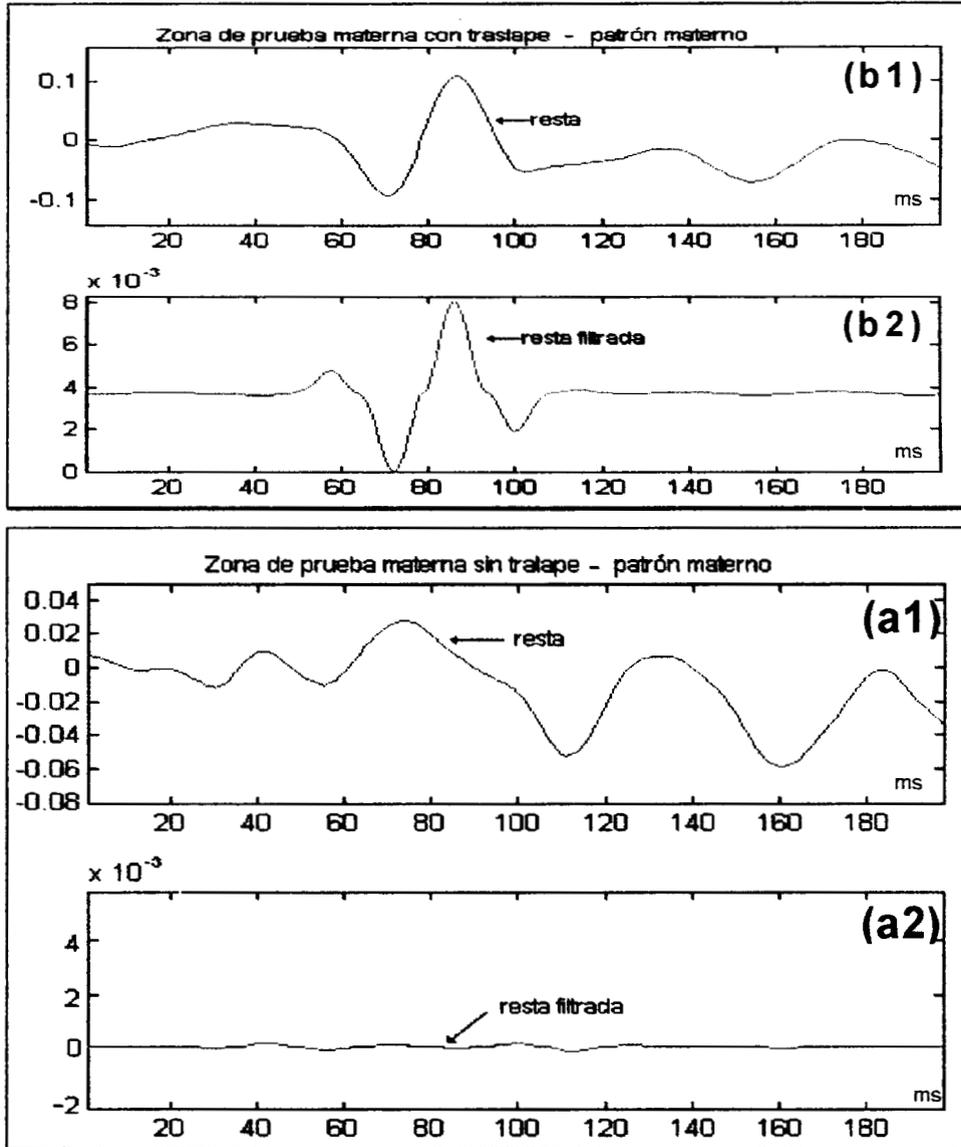


figura 2.14 Resultados de la sustracción. (a1) La resta sólo contiene ruido aleatorio. (a2) La resta filtrada y elevada al cuadrado, elimina el ruido y remarca la ausencia de QRS fetales. (b1) La sustracción contiene un QRS fetal más ruido aleatorio, note que la escala. (b2) El proceso de filtrado y potencia cuadrada remarca el complejo fetal, lo que facilita su identificación.

ETAPA 6: Depuración de QRS fetales detectados

A partir de los posibles picos R fetales localizados en la etapa 5.1 y 5.2, se elabora un procedimiento de depuración mediante el criterio de intervalo de tiempo. Este proceso se realiza entre el complejo Fe_i localizado en la zona inter-maternos actual y el complejo Fe_{i-1} de la zona anterior; estos dos complejos son considerados como indudablemente fetales, por lo que no se realiza una prueba adicional sobre ellos. Los únicos complejos que deben ser validados se encuentran situados entre los fetales mencionados y están integrados por los inferiores en tiempo a Fe_i , del ciclo presente y los superiores Fe_{i-1} del ciclo anterior.

Tomando el complejo Fe_{i-1} como base, se localiza un punto en $Fe_{i-1} + If$, de los posibles complejos fetales se localiza el más cercano a este sitio, validándolo como un complejo fetal (fr). Esta localización satisface el criterio de temporalidad, ya que indica que el intervalo calculado se encuentra en un rango fisiológicamente posible, por lo que los posibles complejos superados por el intervalo de tiempo de esta detección son descartados totalmente. Este nuevo complejo fetal fr , es tomado ahora como el complejo base y a partir de éste se actualiza un nuevo intervalo If . La operación de validación en tiempo es repetida a partir de este punto, para validar los posibles fetales subsecuentes; el ciclo es detenido hasta que el último fetal válido es Fe_i , se ilustra en la figura 2.15.

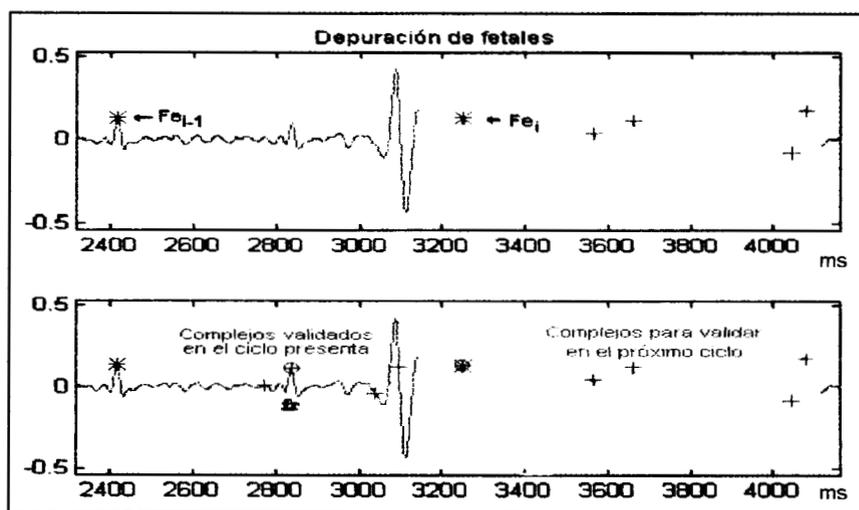


figura 2.15 A partir de los QRS fetales con mejores características de dos ciclos consecutivos (Fe_{i-1} y Fe_i), se validan los QRS detectados entre ambos aplicando un criterio de temporalidad.

ETAPA 7: Cálculo de intervalos RR maternos y fetales

A partir de los complejos maternos y fetales detectados por medio de las pruebas anteriores, se definen las series de tiempo de los intervalos RR, calculando la diferencia en tiempo de la ocurrencia de los latidos fetales y maternos adyacentes. En cada ciclo de identificación, definido por la ocurrencia de un ciclo cardiaco materno, la serie RR materna se incrementa en un punto, mientras que la serie RR fetal incrementa sus valores en función de los complejos fetales validados. En la figura 2.16 se muestran las series RR construidas mediante el algoritmo.

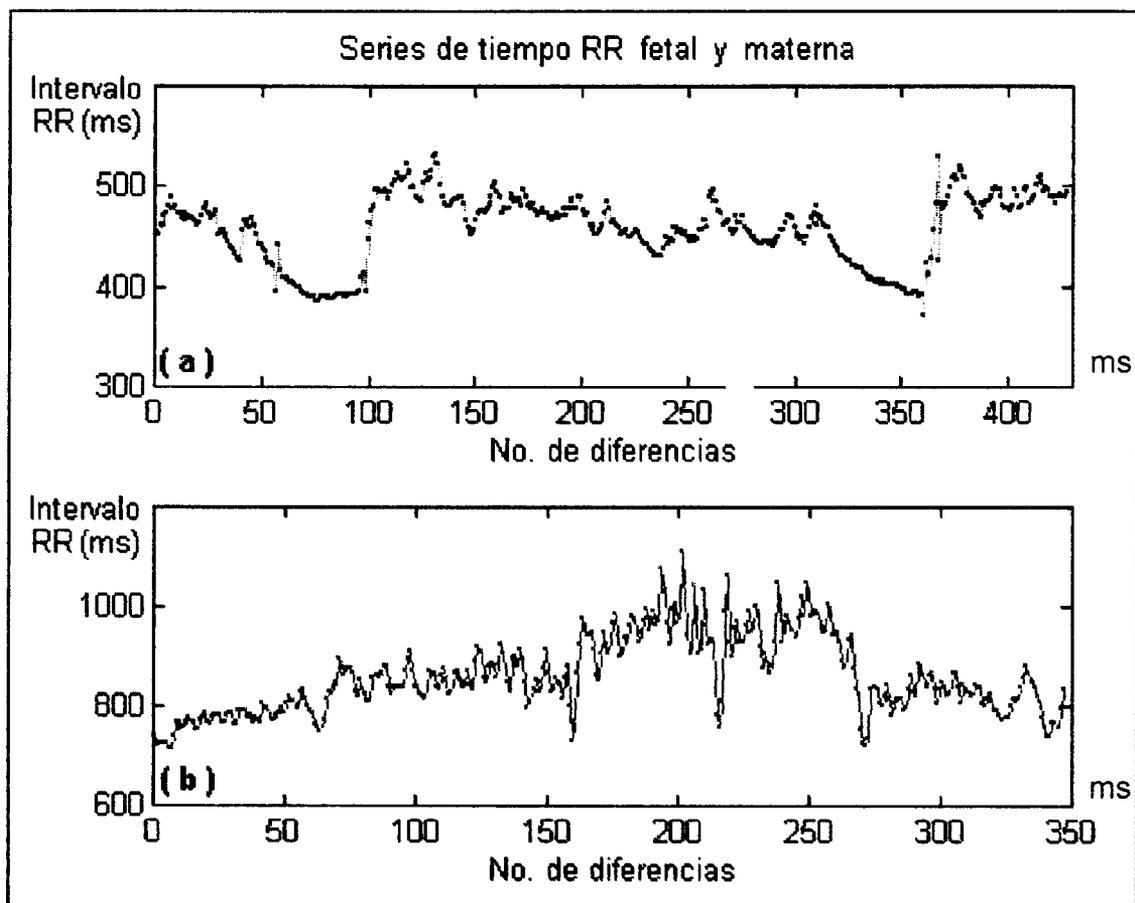


figura 2.16 Series RR fetal (a) y materna (b), construidas a partir de la detección de los complejos mediante el algoritmo

Junto con la creación de las series RR, se forma una señal en la que se eliminan los QRS fetales y otra sin QRS maternos, con el fin de realizar mediciones de amplitud de complejos y ruidos sobre cada una de ellas, esto se ilustra en figura 2.17.

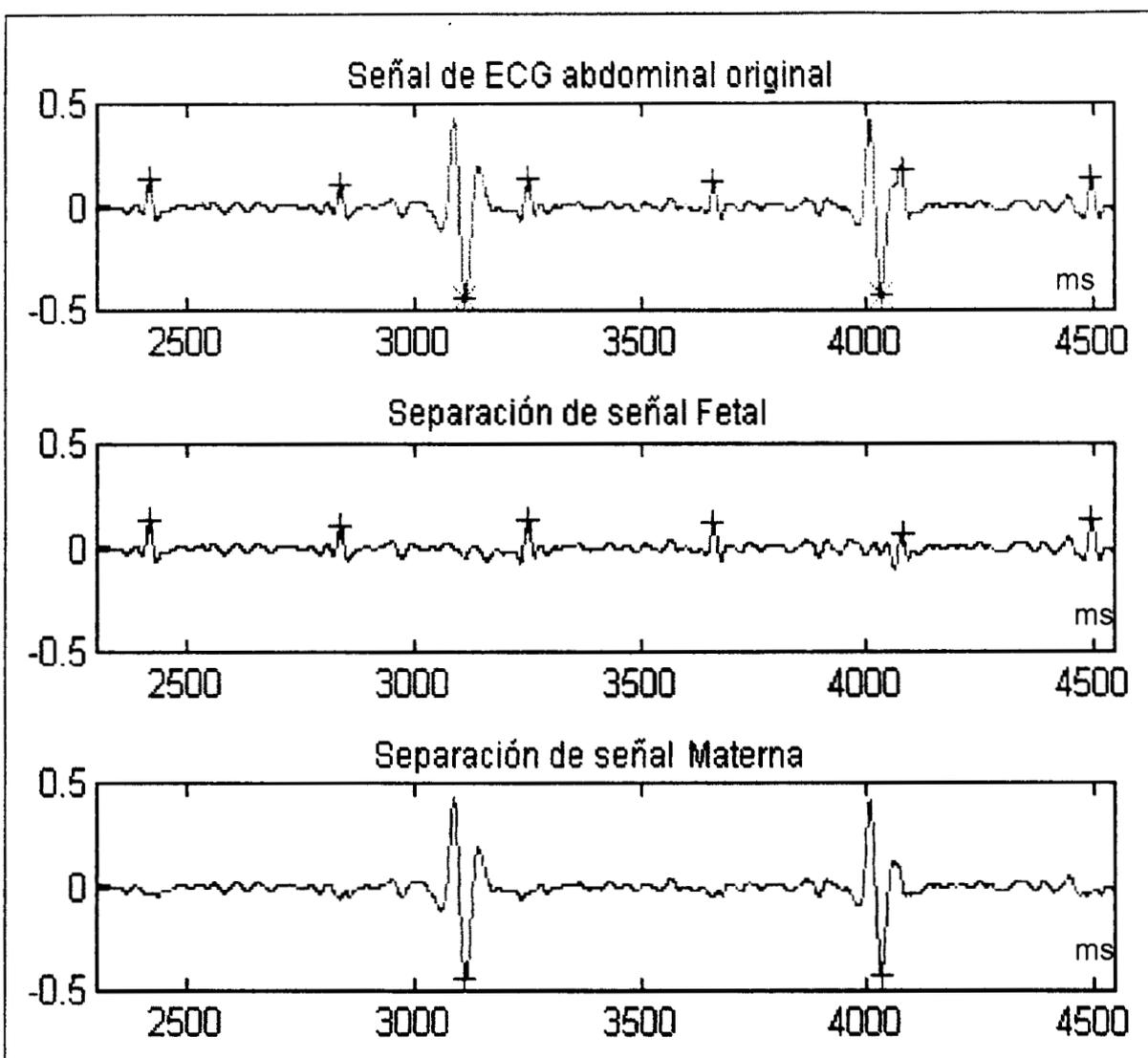


figura 2.17 Paralelamente a la formación de las series RR, se forman señales de ECG materno y fetal, a partir del ECG abdominal.

ETAPA 8: Reinicialización de patrones e intervalos

Para iniciar un nuevo ciclo de identificación, los parámetros de búsqueda son reinicializados, calculando los intervalos maternos y fetales, así como redefiniendo los nuevos patrones de comparación con el fin de eliminar los factores debidos a la continua modificación de los complejos maternos y fetales. Los intervalos fetal y materno son redefinidos a partir de la distancia en tiempo de los últimos dos complejos detectados de cada tipo; el patrón fetal se actualiza mediante el recorte del último complejo Fe_i , que fue encontrado, ya que éste es el que satisface más ampliamente las características en la detección de los complejos, esto se establece

con el fin de tener el menor margen de error en la detección de los próximos complejos fetales. En cuanto al patrón materno, éste se actualiza como el último complejo materno detectado, ya que en este caso se considera que la modificación de la morfología no es tan drástica. A partir de estas nuevas condiciones el proceso de identificación es continuado, siendo reiniciado en la etapa 3, donde el nuevo ciclo de identificación principia al detectar el siguiente complejo materno.

2.2 SUJETOS DE ESTUDIO Y TIPOS DE REGISTROS

Se realizaron registros de electrocardiografía abdominal de pacientes atendidas en el servicio de consulta externa del Hospital del Perpetuo Socorro del CIMIGEN. El total de las pacientes registradas fue de diez, quienes aceptaron voluntariamente participar en el estudio, previa información sobre los objetivos de éste. Para incluir a los sujetos en el estudio, no se estableció ningún criterio sobre la condición clínica de las pacientes, ya que los fines de este trabajo son puramente tecnológicos. Dichos registros fueron realizados en su totalidad en el centro mencionado y siempre bajo constante supervisión médica.

Con el fin de cubrir toda la gama de posibilidades, en cuanto a ruido adicionado a las señales de electrocardiografía abdominal, así como los posibles cambios en los patrones de comportamiento de la frecuencia cardiaca, que pudieran ser generados por la modificación de las posturas de las pacientes, se seleccionaron 29 registros en cinco diferentes posiciones, 8 de los cuales fueron adquiridos en posición supina (**PS**), 7 en decúbito lateral izquierdo con respiración espontánea (**DI**), 3 en decúbito lateral izquierdo realizando ejercicio isométrico (**DIE**), 5 en decúbito lateral izquierdo con respiración controlada (**DIC**) y 6 en posición ortostática (**PO**). En cuanto a la frecuencia de muestreo en la adquisición fue de 1000 Hz para todos los registros; mientras que la longitud de todas las señales adquiridas fue de 200 000 muestras (3.33 minutos).

COORDINACIÓN DE
DOCUMENTALES

2.3 SISTEMA DE ADQUISICIÓN

El registro de electrocardiografía abdominal fue realizado empleando un sistema de adquisición de señales configurado de la siguiente forma:

La señal fisiológica fue sensada mediante tres electrodos de placa clorados, fijos en una superficie cutánea limpiada previamente y con una capa de gel electrolítico. La configuración empleada fue de tipo bipolar a una distancia de 15 a 25 cm y formando un eje longitudinal a la posición del feto. Para iniciar la adquisición de la señal, se buscó que el registro fuera de buena calidad, es decir, que visualmente permitiera observar la aparición de los complejos fetales; este registro fue transmitido mediante cables aislados a un amplificador diferencial de señales fisiológicas marca Nihon Kohden®. A la salida de esta etapa se obtuvo una señal analógica con una amplitud de ± 1 V.

El muestreo de la señal se realizó a una frecuencia de 1 KHz, empleando un sistema de adquisición BIOPAC®, con una resolución de 12 bits en una computadora con procesador 486 a 66 MHz y visualizado mediante el software AcqKnowledge® v3.02 en ambiente Windows®.

2.4 CONSTRUCCIÓN DE SEÑALES SIMULADAS

Con el fin de evaluar la precisión del algoritmo, se construyeron 14 señales simuladas con una longitud de 150 000 muestras, conteniendo 366 patrones fetales, 200 maternos y una señal que simulara el ruido real. Los patrones fetales y maternos, fueron recortados manualmente de un ECGA y ubicados temporalmente en base a la localización marcada por cardiotacogramas reales materno y fetal. Los patrones, los cardiotacogramas y la señal simulada original sin ningún ruido adicionado se ilustran en la figura 2.18.

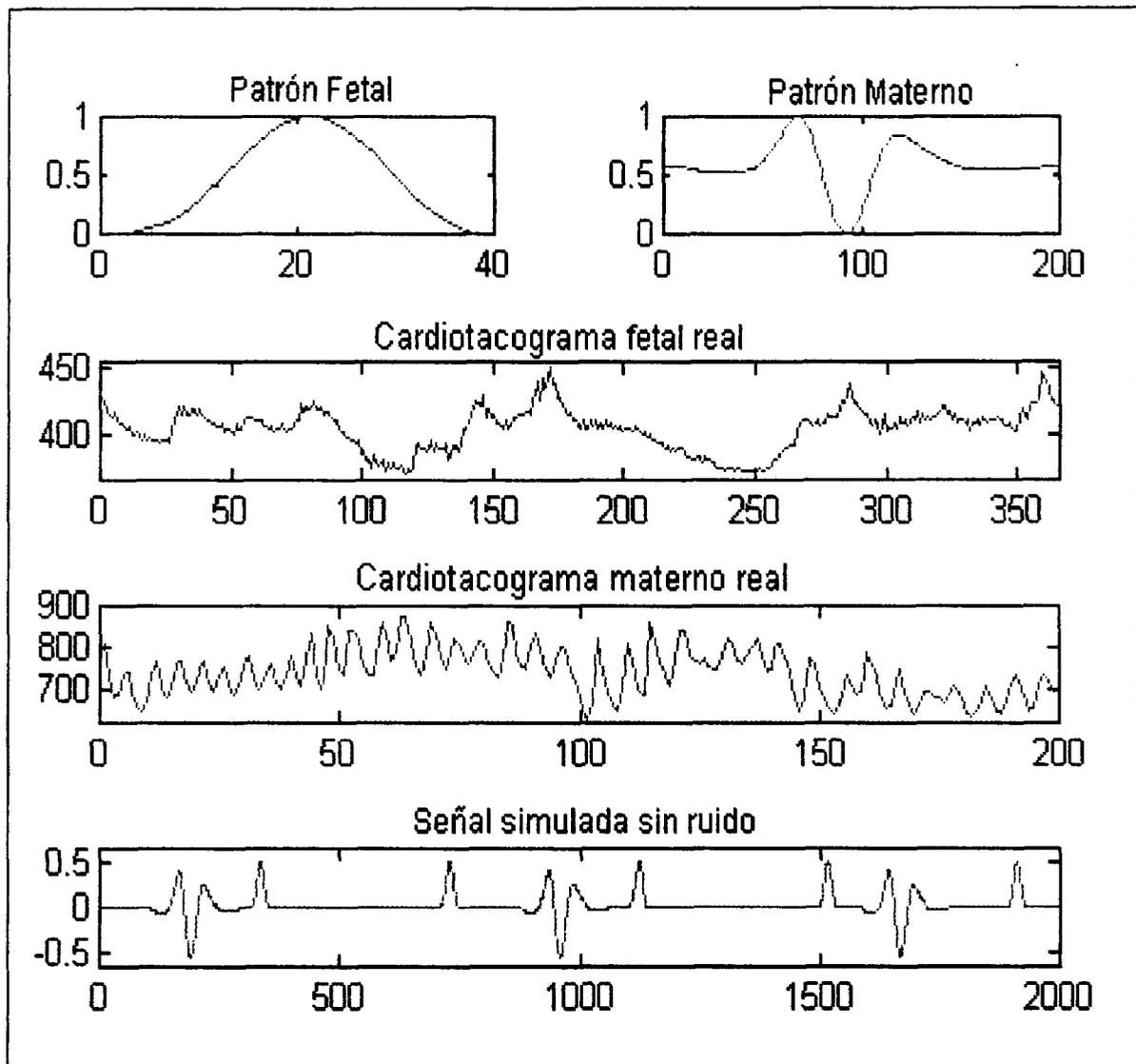


figura 2.18 Elementos para la construcción de señales simuladas sin ruido.

El ruido simulado se generó por la adición de cinco tipos de ruidos simulados: respiración, movimiento de electrodos, interferencia de alimentación eléctrica (60 Hz), desconexión abrupta de electrodos y electromiografía; estos ruidos fueron caracterizados a partir de señales reales de ECG [Friesen et al, 1990]. La figura 2.19 ilustra estos cinco tipos de ruidos simulados. Se consideró que aun cuando la caracterización de los ruidos es a partir de señales de ECG torácicas, este mismo tipo de ruidos son validos en registros abdominales.

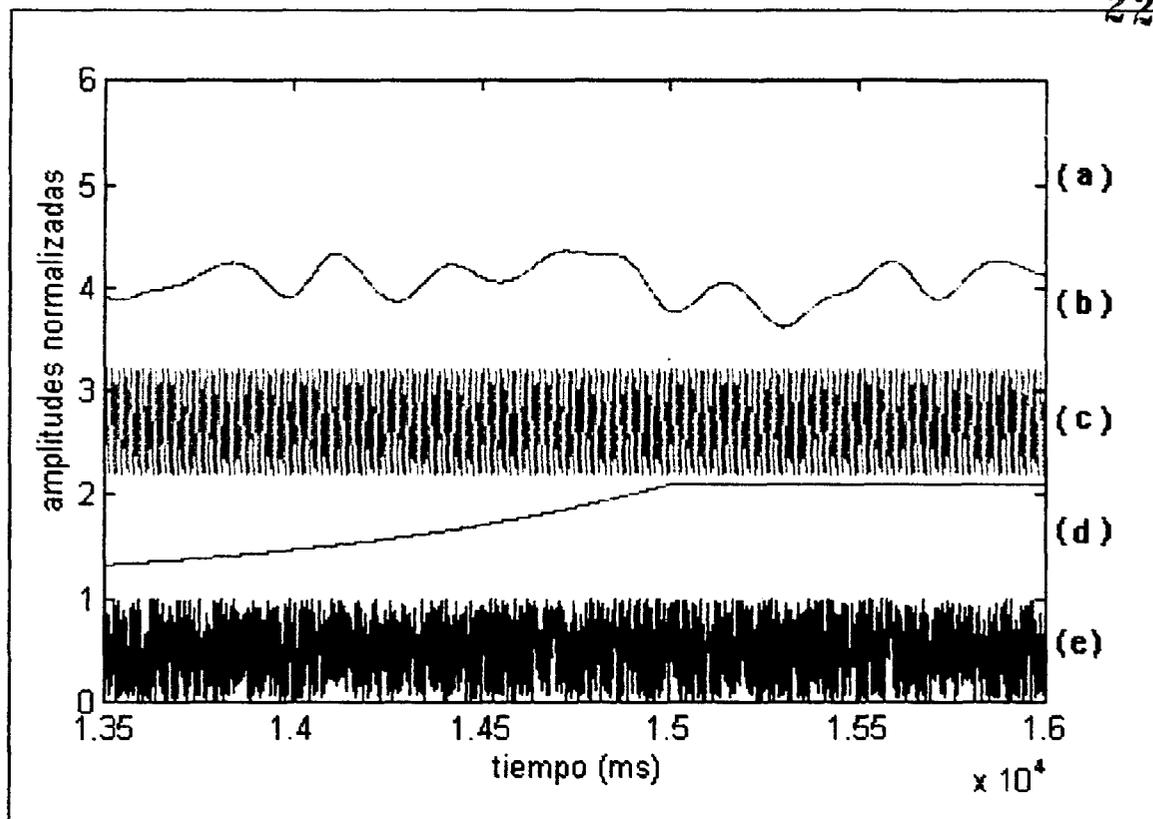


figura 2.19 Ruidos simulados independientes con amplitud normalizada y nivel constante. (a) respiración, (b) movimiento de electrodos, (c) 60 Hz, (d) desconexión abrupta de electrodos y (e) electromiografía.

Para generar un conjunto de señales simuladas representativas de las reales, se realizaron diversas combinaciones de las amplitudes de los complejos y del ruido promedio. Las amplitudes fueron originalmente normalizadas y tomando como base la amplitud unitaria del complejo materno, las otras dos fueron modificadas, generando 14 señales con amplitudes combinadas, sus características son descritas en la tabla 2.1.

tabla 2.1 Características de las señales simuladas.

# de señal	amplitud materna	amplitud fetal	amplitud ruido promedio
1	1	0.16	1.5
2	1	0.16	1.0
3	1	0.16	0.5
4	1	0.45	2.5
5	1	0.45	2.0
6	1	0.45	1.5
7	1	0.45	1.0
8	1	0.45	0.5
9	1	0.70	3.0
10	1	0.70	2.5
11	1	0.70	2.0
12	1	0.70	1.5
13	1	0.70	1.0
14	1	0.70	0.5

2.5 CARACTERIZACIÓN DE SEÑALES

Las señales procesadas reales y simuladas fueron caracterizadas y clasificadas en función del cálculo de dos relaciones de amplitudes de los complejos fetales, maternos y el ruido aleatorio; ya que se consideró que estas tres señales son los principales componentes del ECGA. Las dos relaciones mencionadas fueron definidas de la siguiente forma:

$$r_{MF} = \frac{\text{Amplitud complejo materno}}{\text{Amplitud complejo fetal}}$$

$$r_{FR} = \frac{\text{Amplitud complejo fetal}}{\text{Amplitud ruido promedio}}$$

Para obtener el valor de estas relaciones se establecieron tres métodos de medición sobre la señal, con el fin de estimar la amplitud del complejo materno, fetal y del ruido promedio. La amplitud de los complejos maternos y fetales se definió como la diferencia entre los picos máximo (**M**) y mínimo (**m**) dentro de la zona de la señal ocupada por cada tipo de complejo, definida a partir de las longitudes **Lf1** y **Lf2** del patrón fetal y de las longitudes **Lm1** y **Lm2** del patrón materno, estos valores son los mismos que se definieron en el ciclo de detección. La figura 2.20 muestra la forma en que se calculó la amplitud para cada tipo de complejo en un caso real, la misma medición fue realizada cuando se procesaron señales simuladas; el cálculo se realizó a lo largo de toda la señal considerando todos los complejos fetales detectados. Para calcular la relación del fetal con el materno se consideró la amplitud de complejo materno inmediato anterior a cada uno de los complejos fetales, por lo que a un QRS materno le correspondieron de 2 a 3 QRS fetales, dependiendo del momento de aparición del siguiente complejo materno.

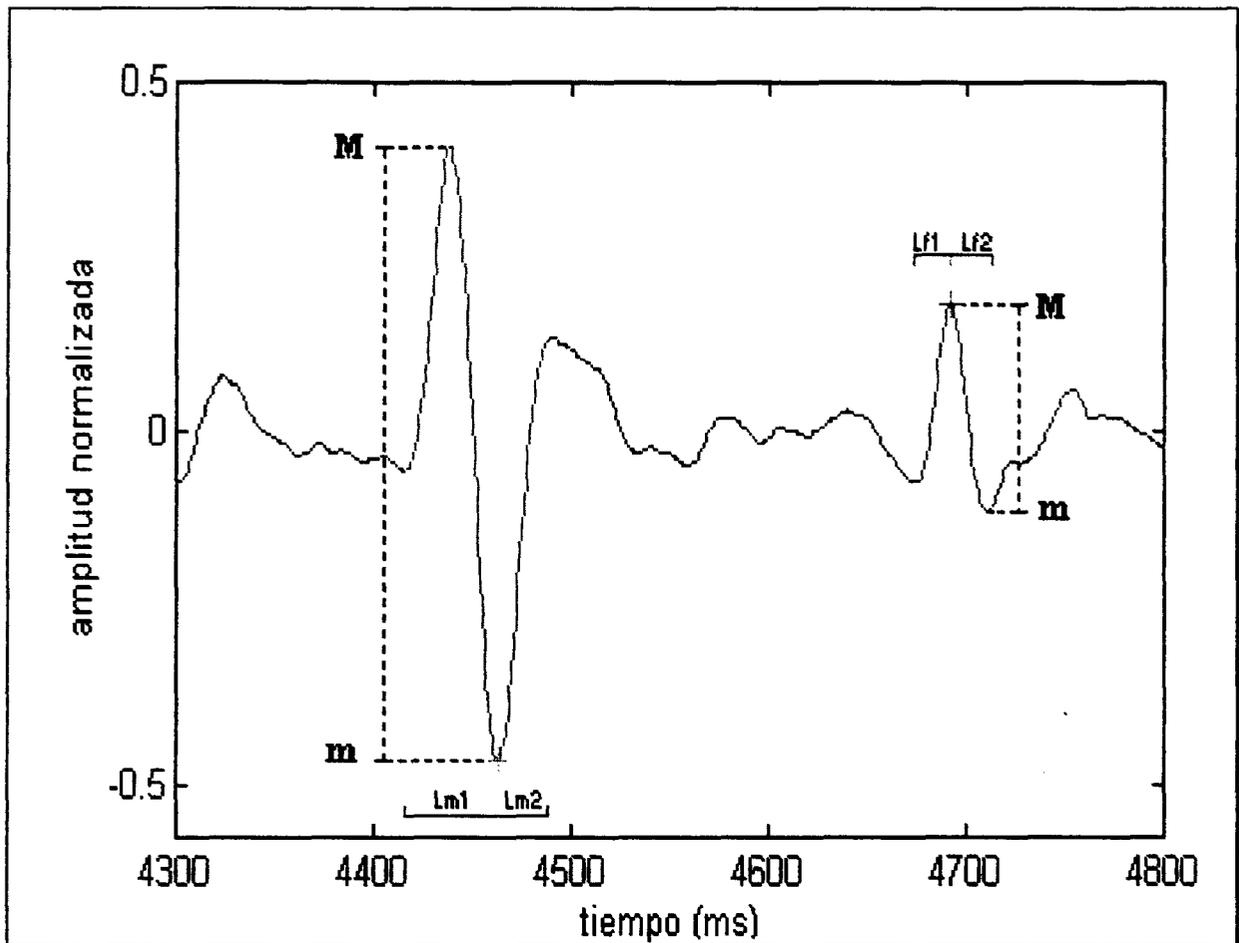


figura 2.20. Medición de amplitudes de los complejos. La amplitud se definió como la diferencia de entre los valores máximos (M) y mínimos (m) de los complejos, en las zonas definidas por $Lm1$, $Lm2$, $Lf1$ y $Lf2$ de los patrones materno y fetal.

El ruido promedio fue calculado alrededor de cada uno de los complejos fetales detectados, en una zona definida entre los puntos medios de las zonas intermaternos anterior y posterior a cada uno de los complejos fetales detectados. El promedio de la amplitud del ruido se calculó considerando las amplitudes de todos los picos de ruido fuera de la influencia del complejo fetal; esta zona de influencia fue considerada como la ocupada por el complejo fetal y definida en función de las longitudes del patrón fetal ($Lf1$ y $Lf2$), la amplitud de cada pico se midió como la diferencia entre cada máximo (M_r) y mínimo (m_r) consecutivos. La figura 2.21 ilustra la medición de uno de estos picos y la zona considerada para la medición del promedio total del ruido.

La estimación de ambas relaciones de amplitud calculadas, se realizó con el fin de contar con un parámetro que permitiera clasificar los tipos de señales que se procesaron y relacionarlo con el desempeño del algoritmo de detección.

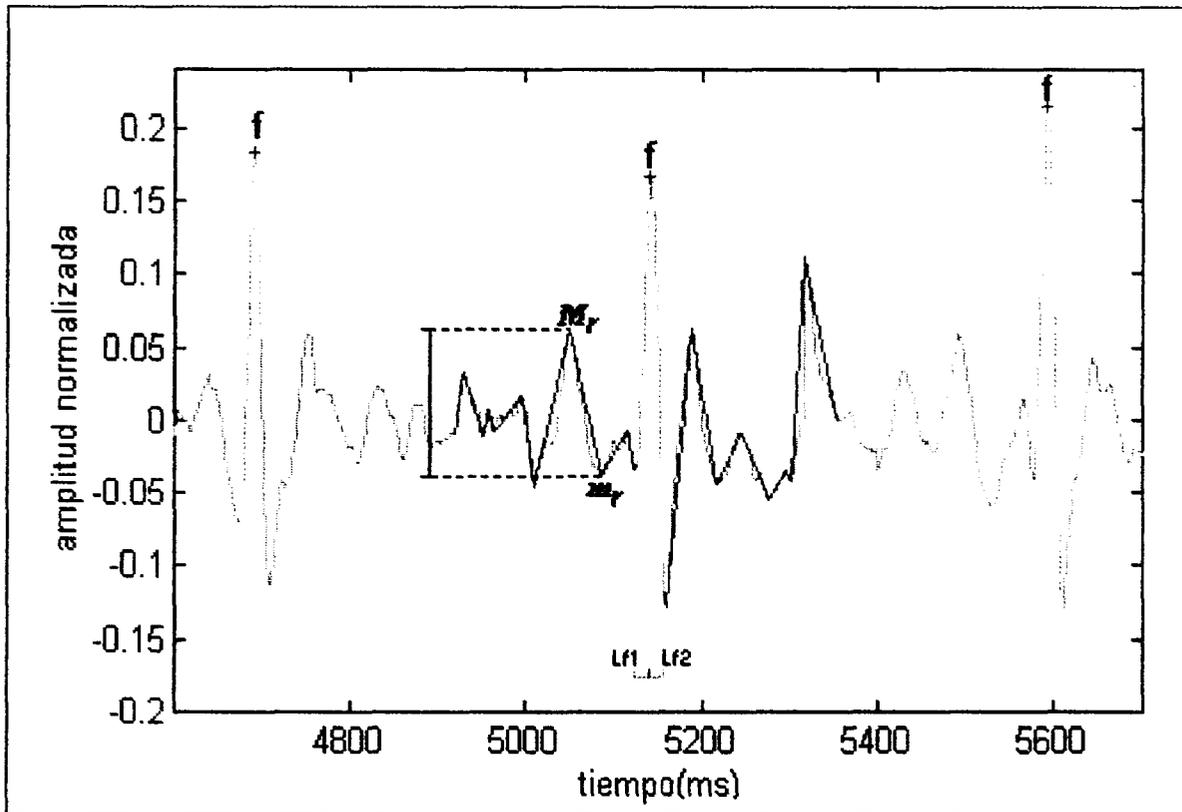


figura 2.21. Medición de amplitud del ruido promedio para cada complejo fetal (f). La amplitud promedio se calculó a partir de cada diferencia entre M_r y m_r de todos los picos fuera del complejo fetal.

2.6 EVALUACIÓN DEL DESEMPEÑO DEL ALGORITMO

Para cuantificar el desempeño del algoritmo fueron establecidos tres criterios de evaluación:

- a) Capacidad de detección de complejos maternos y fetales. Cada uno de los registros reales fue analizado manualmente por un experto, quien localizó todos los complejos fetales y maternos de cada señal, comparando este resultado con el obtenido después de la detección realizada con el algoritmo.
- b) Exactitud en la detección de los complejos. El resultado obtenido en la detección de los complejos fetales contenidos en las señales simuladas fue comparado uno

a uno con la localización de éstos, determinada en la construcción de las señales simuladas. La diferencia entre la localización original y la calculada en número de muestras fue registrada para el análisis posterior.

- c) Tiempo de total análisis de las señales. El algoritmo proporcionó al final de cada análisis, el tiempo total de detección de todos los complejos maternos y fetales en cada uno de los registros reales. Se consideró que la capacidad del algoritmo para detectar los complejos en un tiempo igual o menor al de su ocurrencia en la señal real, posibilitaría la implementación del algoritmo en tiempo real.

3. RESULTADOS

3.1 REGISTROS REALES

3.1.1 Detección de Complejos QRS Maternos

Los resultados de la detección de los QRS maternos son descritos en la tabla 3.1; en esta se incluye el número de señales maternas registradas para cada una de las posiciones, los complejos totales QRS maternos por tipo de maniobra (QRS_M) y el número de errores en la detección de los complejos maternos por tipo de maniobra (ERR_M), definidos como falsos negativos, ya que son aquellos complejos maternos que el algoritmo no pudo detectar durante el análisis. El último renglón de la tabla resume el total de los datos obtenidos para todos los registros, referentes a la detección de complejos QRS maternos, se muestran los valores totales para cada tipo de dato.

tabla 3.1. resultados de detección de complejos maternos.

Tipo de Maniobra	Señales (#)	QRS_M (#)	ERR_M (#)
PS	8	1858	1
DRE	7	1594	1
DRC	5	1257	0
DEI	3	638	0
PO	6	1351	0
totales	29	6698	2

3.1.2 Detección de Complejos QRS Fetales

En la tabla 3.2, se presentan los resultados de la evaluación del algoritmo en la detección de complejos fetales reales. La primera columna describe las cinco maniobras en las que fueron adquiridos los registros reales; en la siguiente columna se muestra la cantidad de registros adquiridos para cada tipo de maniobra; QRS_F

representa la cantidad de complejos fetales contenidos en los registros de cada tipo de maniobra, la columna marcada como ERR_F es la cantidad de complejos QRS fetales erróneamente detectados, es decir, aquellos complejos en los que el algoritmo detectó la onda R, pero no localizó exactamente el pico de ésta onda; FP_F representa el número de falsos positivos, definidos como aquellas ondas de la señal que el algoritmo detectó como ondas R, pero que se confirmaron por el experto como ruidos aleatorios u ondas P o T del **ECGM**; así mismo, la columna señalada como FN_F , denota los falsos negativos, definidos como aquellos complejos QRS fetales no detectados por el algoritmo, y que se ubicaron temporalmente entre dos complejos fetales correctamente detectados; la última columna, marcada con la etiqueta PE_F , es definida como el porcentaje de error en la detección de los complejos fetales, calculada como:

$$PE_F = \frac{ERR_F}{QRS_F} * 100$$

El renglón inferior de esta tabla es un resumen que cuantifica el total de las señales analizadas, los complejos fetales, los diferentes tipos de errores de detección: falsos positivos, negativos y el porcentaje total de error de detección, calculado sobre el total de los complejos fetales de todas los registros reales procesados.

tabla 3.2 Resultados de detección de complejos fetales.

Tipo de Maniobra	Señales (#)	QRS_F (#)	ERR_F (#)	FP_F (#)	FN_F (#)	PE_F (%)
PS	8	3706	63	1	5	1.69
DRE	7	3155	44	1	4	1.39
DRC	5	2264	42	0	3	1.85
DEI	3	1330	76	4	12	5.17
PO	6	2715	83	9	26	3.06
totales	29	13170	308	15	50	2.34

Con el objetivo de determinar el origen de los errores de detección del QRS fetal, el total de los errores de detección de complejos fetales se distribuyó de acuerdo a la localización de los complejos fetales con respecto a los complejos

maternos, definiéndose dos tipos de complejos fetales: **QRS_F solo**, aquellos complejos fetales que son localizados fuera de la influencia materna; **QRS_F inmerso**, aquellos complejos que se encontraron traslapados con algún complejo materno, los porcentajes de error fueron calculados sobre el número parcial de complejos según su tipo (**Error_P**) y sobre el total de 13170 complejos fetales. Los resultados del análisis descrito se muestran en la tabla 3.3.

tabla 3.3 Número y porcentaje de error en detección de fetales, respecto a localización del QRS materno.

Tipo de complejo	QRS _F por tipo (#)	Error por tipo (#)	Error _P (%)	Error _T (%)
QRS _F solo	10971	100	0.91	0.76
QRS _F inmerso	2190	208	9.49	1.57

Los resultados del análisis de las causas que produjeron cada uno de los 100 errores de identificación de complejos fetales solos, se resume en la tabla 3.4. Para determinar los factores que produjeron cada error, se analizaron individualmente todos los errores y se clasificaron de acuerdo a la causa que lo produjo.

tabla 3.4 Causas de error en la detección de QRS_F solo.

Causa de Error	No. de Errores
Ruido electromiográfico de gran amplitud	65
Ruido esporádico de morfología similar al QRS fetal	21
Onda P de ECGM de morfología similar al QRS fetal	7
Propagación de error debido a un error inmediato anterior	7
Total de errores en QRS _F solo	100

En la tabla 3.5 se describen las causas que produjeron los errores de detección en los complejos fetales traslapados con complejos maternos, este análisis se realizó para encontrar los factores que produjeron las fallas, así como las zonas del complejo materno en donde visualmente se ubicó el complejo fetal, aún cuando el algoritmo no lo hubiese detectado; esto también fue considerado como una causa de error ya que en ciertas zonas del complejo materno, tales como las pendientes abruptas, el QRS fetal se encuentra totalmente oculto.

tabla 3.5 causas y localización real de los QRS_F inmerso. que presentaron error en su detección.

Ubicación o Causa de Error	No. de Errores
Inmerso en onda R	19
Inmerso en Onda S	41
Inmerso en Onda Q	5
Inmerso en pendiente R-S	77
Ruido electromiográfico de gran amplitud	25
Propagación de error debido a un error inmediato anterior	7
QRS fetal de amplitud muy pequeña	34
Total de errores en QRS _F inmersos	208

3.1.3 Relaciones señal/ruido

Para determinar el desempeño del algoritmo de acuerdo a la variación de su capacidad de detección con respecto a la modificación de las amplitudes de las diferentes señales contenidas en el ECGA, se realizó un análisis detallado de las diferentes relaciones entre ellas. Del análisis de las amplitudes de los registros de ECGA procesados, se muestran los resultados más relevantes en la tabla 3.6. Las relaciones **rMFmedia** y **rFRmedia** se calcularon como la media de las relaciones promedio de amplitudes rMF y rFR calculadas a lo largo de cada uno de los registros (definidos anteriormente), sobre todos los registros procesados; los valores de Media total son calculados para el total de los registros, adicionalmente se presentan cinco columnas para los valores promedio de estas relaciones calculados sobre un número parcial de señales de acuerdo al tipo de registro, marcado por la maniobra en la que fue adquirido

tabla 3.6 Relaciones de amplitudes en las señales que componen el ECGA.

Relación	Media total	Media PO	Media DRC	Media DRE	Media PS	Media DEI
rMF media	3.04	3.27	3.17	3.36	3.20	4.33
rMF máxima	6.23	4.20	6.29	6.23	4.9	5.9
rMF mínima	1.44	1.67	1.44	1.63	1.88	3.07
rFR media	4.04	2.49	3.57	3.60	4.03	2.59
rFR máxima	6.63	3.61	6.63	5.40	5.62	2.99
rFR mínima	1.66	1.66	1.99	2.00	2.06	1.92

3.1.4 Tiempo de procesamiento

El tiempo de procesamiento promedio del total de los registros reales fue de 2.27 min; mientras que el tiempo de los registros reales fue de 3.33 min, éste fue el mismo en todos los casos. Por lo tanto, en promedio el algoritmo empleó sólo el 81.68% del tiempo real de registro para realizar el análisis y crear los cardiogramas maternos y fetales. Los tiempos descritos se midieron desde el inicio de la ejecución del programa análisis hasta la obtención de los resultados desplegados, en base al reloj de la computadora en la que fueron ejecutados.

3.2 REGISTROS SIMULADOS

3.2.1 Características de los registros simulados

En la tabla 3.7 se presentan las relaciones originales de amplitudes materno-fetal rMF_o y fetal-ruido rFR_o que fueron fijadas al crear los registros simulados. En la misma tabla se presentan rMF_R y rFR_R , que representan las mismas relaciones pero medidas sobre el registro simulado al momento de procesarse, empleando el mismo procedimiento que en las señales reales; las líneas punteadas aparecen en los casos en los que debido a la amplitud del ruido adicionado, el QRS fetal no pudo medirse, estas medidas son diferentes entre sí, ya que es sólo un promedio sobre toda la señal

tabla 3.7 Características de señales simuladas.

Señal	rMF_o	rFR_o	rMF_R	rFR_R
sim1	6.25	0.11	-----	-----
sim2	6.25	0.16	7.11	0.8
sim3	6.25	0.32	5.12	2.93
sim4	2.22	0.18	1.72	2.17
sim5	2.22	0.23	1.78	2.46
sim6	2.22	0.30	1.83	3.07
sim7	2.22	0.45	1.92	4.03
sim8	2.22	0.90	2.01	6.16
sim9	1.43	0.23	-----	-----

tabla 3.7 (continuación). Características de señales simuladas.

Señal	rMF_O	RFR_O	rMF_R	rFR_R
sim10	1.43	0.28	1.19	2.98
sim11	0.70	0.35	1.23	3.30
sim12	0.70	0.46	1.24	4.21
sim13	0.70	0.71	1.28	5.64
sim14	0.70	1.42	1.33	8.06

3.2.2 Exactitud en detección de complejos fetales

En siguiente pagina se muestra la tabla 3.9 que describe, para cada señal simulada, la cantidad de muestras de diferencia entre la detección realizada por el algoritmo y la localización original de los complejos fetales simulados (d); así mismo, se muestra la cantidad de complejos fetales con el mismo desplazamiento de error en la localización de los complejos simulados (m); así como el porcentaje que representan sobre el total de 366 complejos fetales simulados (%). La cantidad de señales simuladas en las que se muestran resultados, es inferior al total de señales creadas, ya que aquellas en las que el nivel de ruido era muy alto la detección presentó demasiados errores, por lo que no se pudo realizar la medición de la exactitud en la identificación, estos fueron los casos de las señales sim1, sim2 y sim3.

tabla 3.8 Desplazamiento en la detección de complejos fetales y número de complejos con el mismo error.

sim4		sim5		sim6		sim7		sim8	
m (%)	d (puntos)								
1 (0.27)	-45	1 (0.27)	-60	1 (0.27)	-24	1 (0.27)	-25	2 (0.55)	-25
3 (0.82)	-23	1 (0.27)	-36	4 (1.09)	-3	1 (0.27)	-24	1 (0.27)	-24
1 (0.27)	-20	1 (0.27)	-25	41 (11.20)	-2	1 (0.27)	-3	1 (0.27)	-23
1 (0.27)	-19	1 (0.27)	-24	126 (34.42)	-1	35 (9.56)	-2	1 (0.27)	-22
5 (1.37)	-3	1 (0.27)	-23	149 (40.71)	0	124 (33.88)	-1	1 (0.27)	-3
37 (10.10)	-2	2 (0.55)	-4	33 (9.01)	1	186 (50.81)	0	22 (6.01)	-2
114 (31.15)	-1	14 (3.82)	-3	1 (0.27)	2	9 (2.95)	1	105 (28.69)	-1
160 (43.71)	0	41 (11.20)	-2	1 (0.27)	3	1 (0.27)	16	226 (61.74)	0
36 (9.83)	1	107 (29.23)	-1	1 (0.27)	16	1 (0.27)	21	1 (0.27)	2
1 (0.27)	2	137 (37.43)	0	1 (0.27)	20	2 (0.55)	22	1 (0.27)	4
1 (0.27)	3	45 (12.29)	1	1 (0.27)	21	2 (0.55)	24	1 (0.27)	24
1 (0.27)	20	5 (1.37)	2	2 (0.55)	22				
1 (0.27)	21	1 (0.27)	4	2 (0.55)	24				
1 (0.27)	24	2 (0.55)	20						
		1 (0.27)	21						
		2 (0.55)	24						
		1 (0.27)	48						

sim10		sim11		sim12		sim13		sim14	
m (%)	d (puntos)								
1 (0.27)	-45	2 (0.55)	-26	2 (0.55)	-25	1 (0.27)	-23	2 (0.55)	-25
1 (0.27)	-27	1 (0.27)	-25	1 (0.27)	-3	2 (0.55)	-3	1 (0.27)	-24
1 (0.27)	-24	1 (0.27)	-4	34 (9.29)	-2	26 (7.10)	-2	2 (0.55)	-23
10 (2.73)	-3	3 (0.82)	-3	124 (33.85)	-1	119 (32.49)	-1	1 (0.27)	-4
45 (12.29)	-2	34 (9.29)	-2	189 (51.59)	0	211 (57.60)	0	14 (3.82)	-2
114 (31.15)	-1	127 (34.61)	-1	9 (2.46)	1	2 (0.55)	1	91 (24.84)	-1
150 (40.98)	0	168 (45.86)	0	1 (0.27)	21	1 (0.27)	18	249 (67.97)	0
34 (9.29)	1	23 (6.28)	1	2 (0.55)	23	1 (0.27)	23	1 (0.27)	1
2 (0.55)	2	1 (0.27)	2	1 (0.27)	29			1 (0.27)	2
1 (0.27)	3	2 (0.55)	23					1 (0.27)	4
1 (0.27)	18	1 (0.27)	29						
1 (0.27)	22								
1 (0.27)	23								

4. DISCUSIÓN

La evaluación del algoritmo mostró una alta eficiencia para detectar tanto los complejos maternos como los fetales; la precisión de detección en el caso fetal fue alta, lo que permite asegurar que el análisis de los cardiogramas generados por este método cuenta con suficiente confiabilidad para ser empleado en análisis clínicos. Por otra parte el tiempo de detección de los complejos, asegura la facultad del algoritmo para ser implementado en tiempo real.

4.1 CAPACIDAD DE DETECCIÓN DE QRS FETALES

De acuerdo a los resultados obtenidos en la evaluación de la detección de complejos fetales reales se aprecia que el desempeño del algoritmo en la detección de complejos fetales es significativamente afectado por las condiciones en las que son adquiridos los registros de ECGA. Los resultados de la tabla 3.2 muestran que el porcentaje de error en la detección de los complejos fetales varía con respecto al tipo de maniobra realizada en el momento de la adquisición de los registros, afectando los resultados de la identificación de complejos fetales. La influencia de la postura en el desempeño del algoritmo, puede explicarse por la asociación de diferentes niveles de ruido aleatorio a las diferentes posturas; este ruido está formado predominantemente por señales de EMG, el cual modifica su intensidad en función del grado de actividad muscular en cada maniobra. Como se aprecia en esta tabla, las maniobras en las que se lograron mejores porcentajes de detección, fueron aquellas en las que la paciente se encontraba en posiciones de mayor comodidad y sin realizar esfuerzos adicionales; como un ejemplo, la postura de mejores resultados en la detección de complejos fetales fue DRE, en esta maniobra la madre se encuentra en una posición de mayor relajación muscular y comodidad, respecto a las otras maniobras experimentadas.

En los registros adquiridos en las posturas DRE, DRC y DEI se observó que en forma general los niveles de ruido electromiográfico fueron de un grado menor en comparación con las posturas PO y DEI, en las que los porcentajes de error en la detección aumentaron como consecuencia del crecimiento de ruido electromiográfico. En la postura PO, se le solicitó a la paciente permanecer de pie en una posición estática durante un tiempo de más de 3 minutos aproximadamente, lo que le ocasionó una evidente fatiga, provocando un marcado incremento en el esfuerzo realizado y por lo tanto un consecuente aumento en la actividad muscular desarrollada; en cuanto a la maniobra DEI, a pesar de que la paciente se encontraba recostada en una posición cómoda, el ejercicio isométrico requirió de un esfuerzo extenuante para varias pacientes después de algunos minutos de aplicación de una fuerza constante sobre el esfingomanómetro, esto incluso impidió que algunas de las madres pudieran completar el tiempo total de registro que se había planeado; lo anterior se reflejó también en el aumento del nivel de ruido electromiográfico en el registro abdominal, la figura 4.1 se muestra un ejemplo de este tipo de ruido en un registro adquirido en posición ortostática.

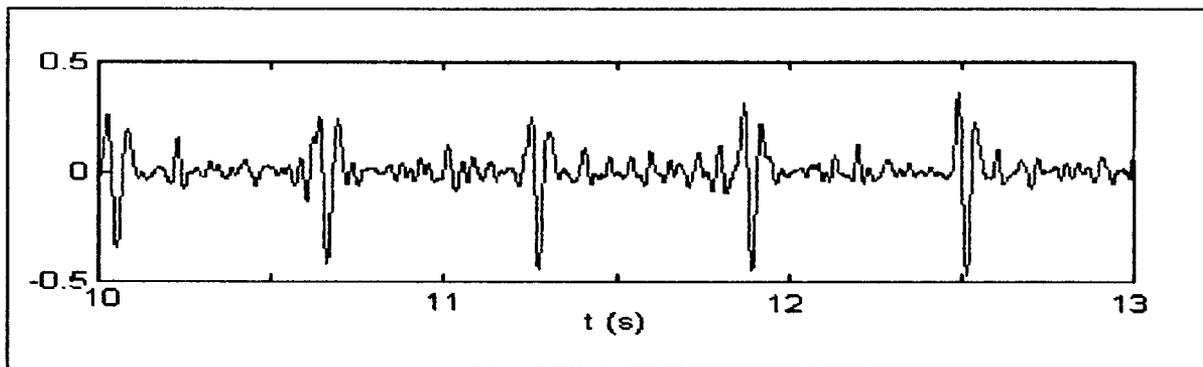


figura 4.1. ECGA en posición ortostática, la influencia del ruido de EMG enmascara la ocurrencia de los complejos fetales

Cuando el ruido electromiográfico aumenta en amplitud, se generan ondas de gran parecido morfológico con el complejo fetal, debido a que las bandas espectrales de ambas señales se encuentran traslapadas, dificultando la identificación por el método de correlación y comparación de amplitudes, este hecho

4. DISCUSIÓN

hace inviable la separación de ambas señales mediante métodos de filtrado sin algún proceso adicional. En la figura 4.2 se muestran dos tramos de una señal abdominal, adquirida durante la maniobra DEI; se observa que el primer tramo presenta un nivel bajo de ruido de EMG, es fácil distinguir a simple vista la ocurrencia de los complejos maternos y fetales; diez segundos después en el mismo registro, se aprecia un marcado crecimiento del ruido electromiográfico, disminuyendo la relación señal-ruido r_{FR} y dificultando la identificación de los complejos fetales; para ambos tramos de la señal se muestran los espectros de frecuencias calculados por FFT, donde se observa el aumento de la banda de frecuencias donde se ubican las señales de ECG y EMG.

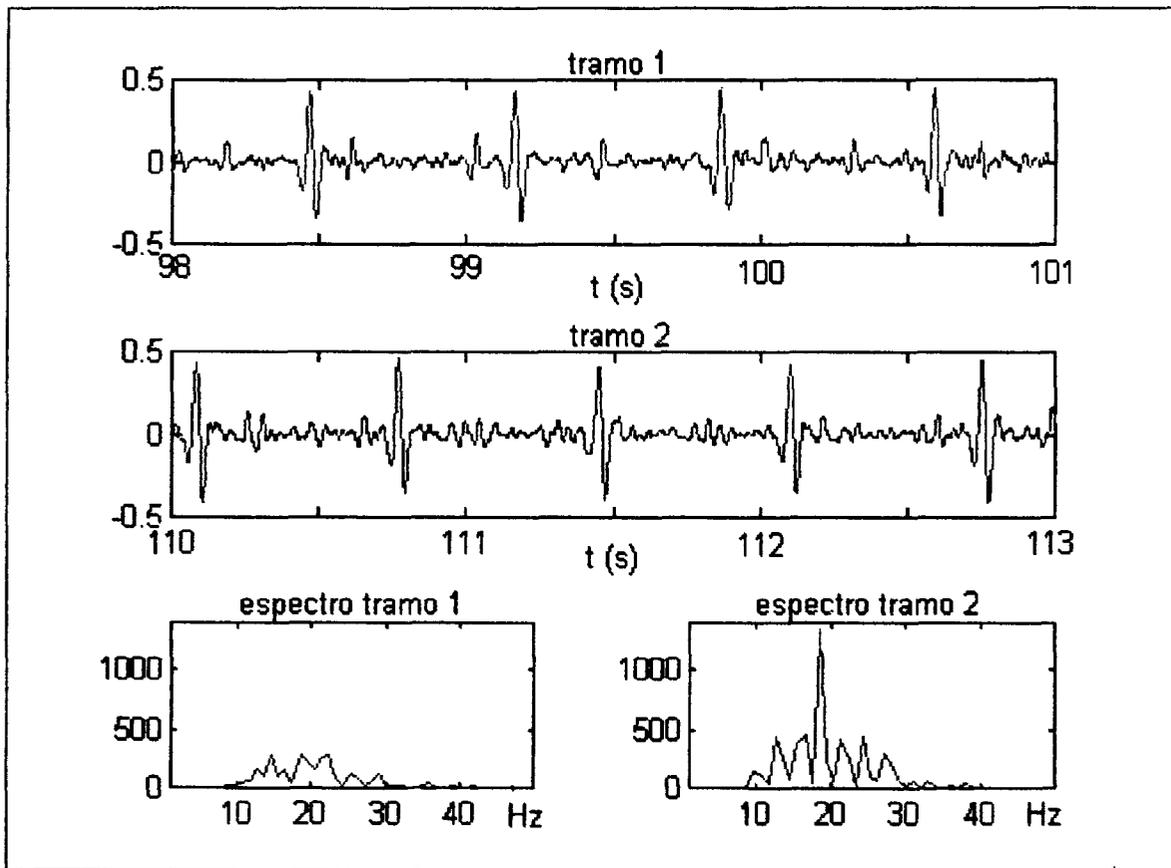


figura 4.2 Dos tramos de una señal de ECGA en maniobra EI y sus correspondientes espectros de frecuencias para cada tramo de la señal

Respecto a la influencia de la ocurrencia de complejos maternos traslapados con los complejos fetales, la tabla 3.3 muestra como se incrementa el porcentaje de

error en los complejos fetales traslapados; esto es debido que en estas zonas de traslape, la influencia materna es dominante y se suma a la influencia del ruido de EMG, ocultando completamente la ocurrencia de los complejos fetales; sin embargo, a pesar de la constante aparición de complejos fetales traslapados, esto no incrementó significativamente el porcentaje de error total, ya que el algoritmo presenta un porcentaje de error bajo, aun en la detección de complejos fetales traslapados.

El análisis cualitativo de las causas que provocan los errores de detección de los complejos fetales expuesto en las tablas 3.4 y 3.5, muestra que en el caso de los complejos fetales ubicados fuera de la influencia de los complejos maternos, se hace evidente que la presencia de ruido de EMG aumenta significativamente los errores en la identificación, esta es la causa que produce mayor cantidad de errores, en comparación con los otros factores de error señalados; como se mencionó, el aumento del ruido electromiográfico está relacionado con la maniobra en la que los registros de ECGA son adquiridos, ya que el ruido aumento significativamente en las maniobras PO y DEI, esto se ilustra por la disminución de los valores de las relaciones rFR , mostrados en la gráfica 3.6. Otra causa que genera problemas en la detección de complejos fetales, es la aparición de ruidos de parecido morfológico y gran amplitud respecto al tamaño de los QRS fetales, que aparecen esporádicamente en el registro; debido a esto, la ocurrencia de estos ruidos no se pudo asociar a alguna causa en particular, pues se observó que aún en registros con buena relación señal-ruido aparecían de forma aislada, dificultando mínimamente la identificación del complejo fetal. Sin embargo, la incidencia de estos errores es mínima, por lo podría no representar un porcentaje suficientemente alto para afectar la confiabilidad de índices clínicos, calculados a partir de estos cardiogramas.

En cuanto a los errores de detección de complejos inmersos, las principales causas de error fueron la ubicación de complejos fetales dentro de las zonas del QRS materno con mayor pendiente y amplitud; el error de mayor recurrencia se produjo cuando el complejo fetal se traslapó con el materno, justo en la pendiente

COORDINACIÓN DE SERVICIOS
DOCUMENTALES - EIBDO

R-S materna, que es precisamente la que presenta una caída más abrupta; esta misma pendiente fue utilizada para alinear las ondas maternas para realizar una sustracción en el algoritmo, argumentando que esta zona es la que menor deformación sufre por ruidos y que por lo tanto es una buena referencia para la alineación, el análisis de los resultados y la mayor dificultad para identificar los complejos fetales concuerdan con la hipótesis mencionada. Aún cuando el porcentaje de errores se incrementó con respecto a los complejos no traslapados, los niveles fueron aceptables ya que en comparación con los porcentajes de error publicados para otros algoritmos fue menor [Akselrod et al, 1988], a pesar de que los errores reportados han sido globales; es decir, considerando complejos traslapados y no traslapados, pues ningún autor a reportado errores diferenciados, lo que no permite evaluar la eficiencia de los algoritmos en los casos de mayor grado de dificultad.

Como se ha mencionado las influencias de mayor predominio en la detección de los complejos son el ruido aleatorio (EMG) y el traslape con los complejos maternos; la relación de amplitudes de estos dos componentes de ruido con relación al complejo fetal, son cambiantes a lo largo del tiempo ya que ambas dependen de factores que se modifican durante el tiempo de registro. Los métodos de identificación que emplean patrones para correlación basados en la promediación de complejos [Oldenburg et al, 1977; Akselrod et al, 1988; Abboud et al, 1990; Abboud et al, 1992; Huang et al, 1994; Crowe et al, 1996], minimizan los cambios producidos en la señal, ya enmascaran las modificaciones constantes en la relación de las amplitudes, sesgando la conformación de los patrones hacia la forma de los complejos con amplitudes más dominantes, sin considerar las modificaciones de la señal en el tiempo. En el algoritmo propuesto, fue considerado estos cambiantes factores, actualizando las características del patrón de identificación, lo que permite la adaptación del algoritmo a los constantes cambios de amplitud de los complejos fetales. En la figura 4.3 se muestra la modificación de las amplitudes de los complejos fetales y maternos a lo largo del tiempo.

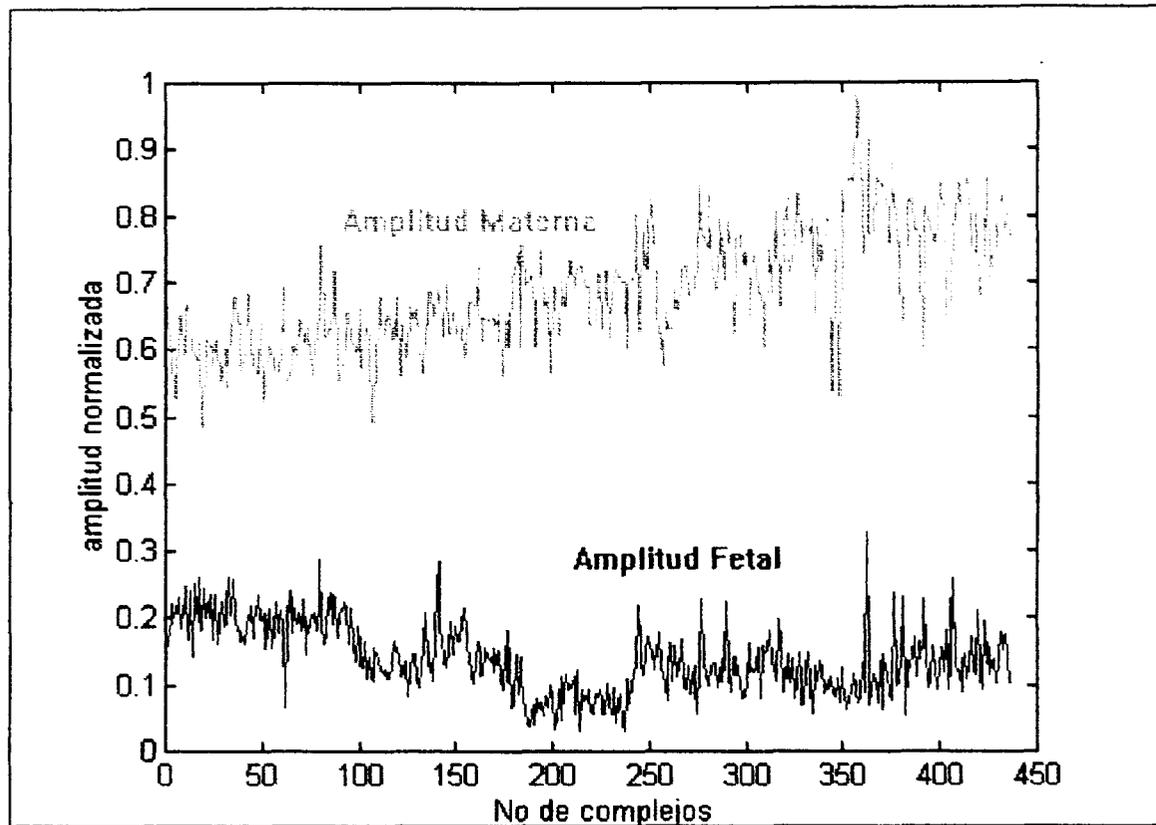


figura 4.3 Comportamiento de las amplitudes de los complejos fetal y materno a lo largo del tiempo

En la gráfica anterior fue obtenida a partir de la extracción de la característica de las amplitudes de los complejos fetales y maternos, sobre un mismo registro de ECGA; en esta se muestran claramente los cambios constantes en las amplitudes de los complejos maternos y fetales del ECGA durante el tiempo de registro. La señal materna tiene un comportamiento ascendente, que denota el incremento de amplitud a lo largo del tiempo y una oscilación constante que es provocada por la modulación de la señal de ECG debida a la respiración de la paciente, mientras que la amplitud fetal disminuye drásticamente hasta aproximadamente la mitad de su tamaño original en la parte media del registro, posiblemente provocada por cambios en la postura del feto o factores implícitos al registro. Estas constantes variaciones modifican gradualmente las características de la señal y consecuentemente cambian el nivel de dificultad en el proceso de identificación de los complejos, afectando la capacidad de detección del algoritmo, esto se puede apreciar en la gráfica 4.4, donde se

muestran las relaciones de amplitudes de esta señal y la serie RR generada por el algoritmo de detección.

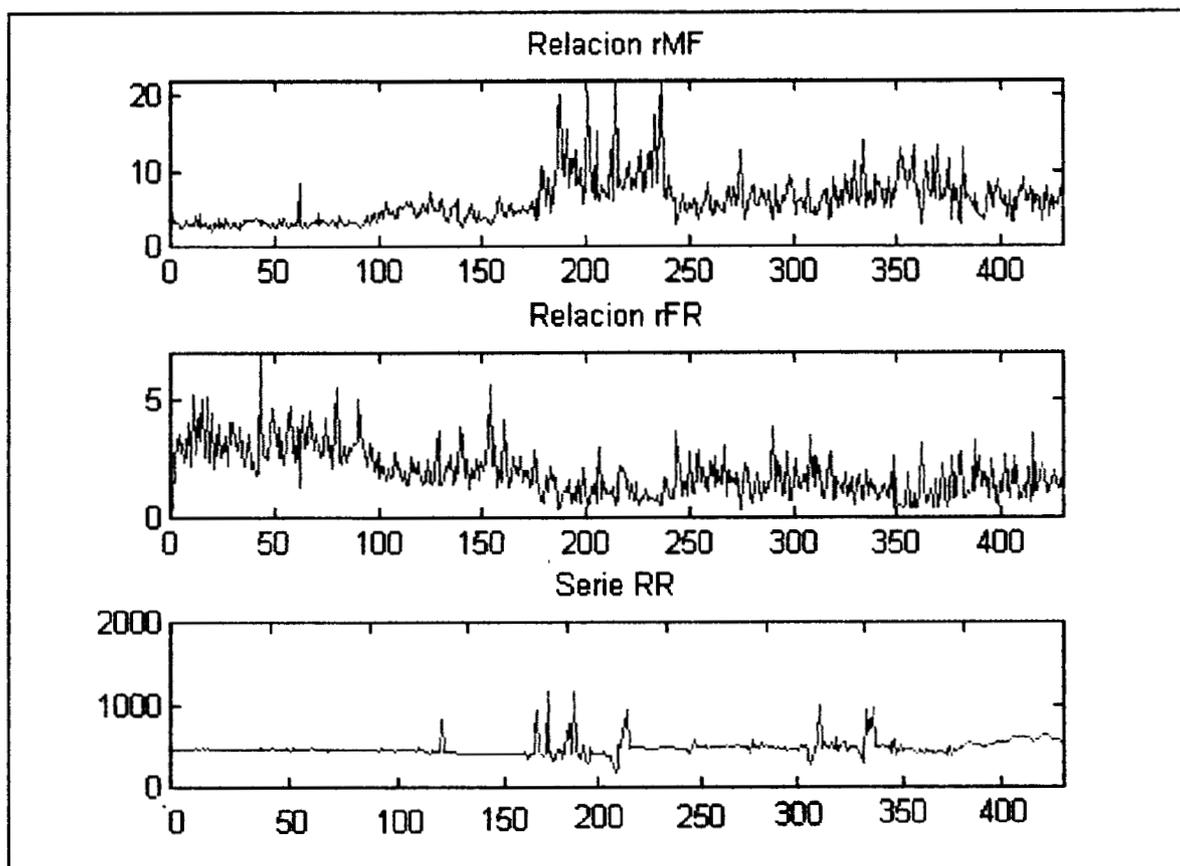


Figura 4.4 Relaciones de amplitudes rMF, rFR y serie RR.

La gráfica muestra las modificaciones de las relaciones de amplitudes entre las señales del ECGA, donde claramente se aprecia que la relación **rMF** aumenta significativamente en la zona media de la gráfica, mostrando que la amplitud materna puede ser incluso diez veces mayor que la fetal; mientras que al mismo tiempo se observa una marcada disminución de los valores de la relación **rFR** alcanzando una relación unitaria entre el ruido promedio y el complejo fetal; ambos comportamientos se reflejan en un aumento en los errores de la detección de los complejos fetales, denotados por las variaciones abruptas en la serie RR. En relaciones extremas, donde la señal fetal es totalmente enmascarada por las otras señales, como las mostradas en este ejemplo dificultan la detección de los

4. DISCUSIÓN

complejos fetales y la adecuación del algoritmo a las condiciones cambiantes del registro. Sin embargo, el algoritmo permite amortiguar los efectos de estos cambios de los complejos, ya que con cada identificación se actualizan las características de los complejos empleados como patrones en la identificación, lo cual permite asegurar el empleo de patrones con las mejores características, lo cual es importante en el análisis de registros de gran duración, donde los cambios morfológicos de la señal son evidentes; esto no ocurre en algoritmos que emplean patrones que son producto de promediaciones de complejos fetales y maternos.

Contrario al caso descrito anteriormente, se encontraron registros abdominales en los que la relación r_{MF} decrece, debido a la gran similitud en amplitudes y formas de los QRS fetales y maternos, generando problemas para diferenciar ambas señales mediante el análisis morfológico, aún cuando la relación r_{FR} se mantenga en niveles altos. En la figura 4.5 se muestra un ejemplo de este caso, donde se observa la gran similitud en ambos tipos de complejos y un bajo nivel de ruido aleatorio.

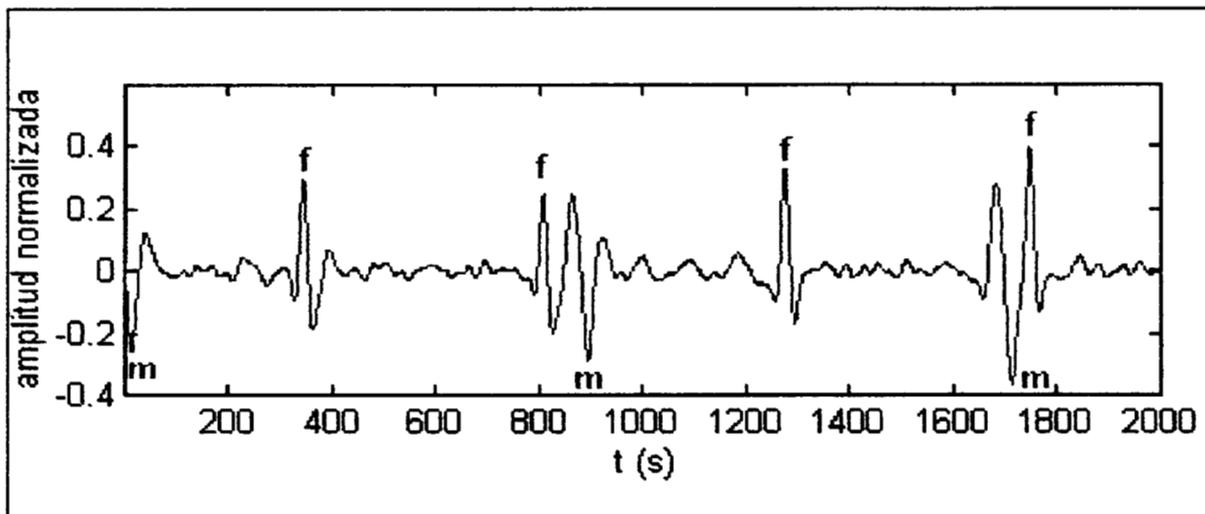


figura 4.5 Registro de ECGA con relación r_{MF} baja

Este caso muestra que aún cuando podría pensarse que el aumento de la amplitud del complejo fetal facilitaría la identificación de esta señal, sucede lo contrario, ya que debido al traslape de frecuencias de ambas señales la detección

se dificulta. Por lo que para realizar una adecuada identificación de los complejos fetales, se requiere de una relación “ **rMF óptima** ”.

Los efectos de las características de los registros que dificultan el proceso de identificación, mostradas en los ejemplos anteriores, pueden ser disminuidos mediante la implementación de algunas consideraciones prácticas en la adquisición de los registros, tales como la postura para el registro de las señales, así como una adecuada colocación de los electrodos para obtener relaciones **rFR** bajas y **rMF** óptimas que faciliten la identificación de los complejos fetales.

Los resultados obtenidos para evaluar la capacidad de detección de los QRS fetales muestran un adecuado desempeño del algoritmo, respecto a los escasos resultados publicados en trabajos previos; Akselrod [Akselrod et al, 1988], reporta la detección del 94% de los complejos fetales analizados, mientras que Crowe [Crowe et al, 1996] detecta un promedio de 75 % de los QRS fetales. Excepto los dos trabajos mencionados anteriormente, ningún publicación referente a este tema presentan un análisis cuantitativo sobre la capacidad de detección de los métodos propuestos y limitan sus resultados a describir las características de las señales de ECGA que pretenden identificar. Sin embargo, es necesario mencionar que la extracción adecuada de las características de los complejo fetales requiere necesariamente de la certeza en la ubicación de estas ondas; en métodos en los que la promediación es la base para la identificación [Oldenburg et al, 1977; Akselrod et al, 1988; Abboud et al, 1990; Abboud et al, 1992; Huang et al, 1994; Crowe et al, 1996], los errores en la ubicación de los complejos fetales generan una deformación en la señal resultante y por consiguiente de los parámetros que se pretenden medir a partir de esta señal. Los resultados obtenidos en la detección de los complejos, permiten vislumbrar como un paso inmediato la posibilidad de realizar un procesamiento independientemente sobre cada zona identificada, con el fin de extraer las características propias de cada complejo, libre de influencias que son producto de errores acumulados.

En cuanto a al tiempo de procesamiento, se demostró la capacidad del algoritmo para realizar la construcción de series RR, en un tiempo significativamente

menor al de ocurrencia de la señales reales. Esto demuestra la suficiencia del algoritmo para implementarse en una aplicación en tiempo real, ya que debido su estructura, su funcionamiento no requiere de longitudes de datos mayores a los comprendidos entre dos latidos maternos para realizar su análisis, es decir que el retraso para la obtención de datos validos de la señal no requeriría de un tiempo mayor a un segundo considerando frecuencias cardiacas maternas de 60 lpm.

4.2 PRECISIÓN EN LA DETECCIÓN DE QRS FETALES

El análisis de series de VFC requieren una alta precisión en la detección de la ocurrencia de las ondas del EGC, los errores en la detección se hacen más evidentes cuando se requiere calcular índices de variabilidad a corto plazo [Solum et al, 1980]. Sin embargo, la literatura sobre la construcción de señales de variabilidad, no documenta la evaluación de la precisión de los algoritmos propuestos para este propósito; debido a esto, para evaluar el algoritmo presentado en este trabajo se diseñaron pruebas que permitieran medir la precisión del algoritmo, con el objetivo de obtener información útil al respecto. Una vez analizados los registros, se encontró que las relaciones de amplitudes teóricas rMF_0 y rFR_0 se modificaron en los registros compuestos de complejos y ruidos simulados, la medición se realizó por el mismo método empleado en las señales reales. Sin embargo, estas relaciones se mantuvieron en el mismo rango de variación con respecto a las obtenidas de los registros reales, esto se puede comprobar en la tabla 4.7. Algunas de estas señales fueron eliminadas del análisis, ya que las condiciones que presentaron no permitieron realizar la identificación de los complejos fetales debido al alto nivel de ruido adicionado. En la figura 4.6 se muestran algunos de estos ejemplos.

Las señales simuladas analizadas, mostraron que el algoritmo logró una alta precisión en la detección de los complejos fetales tabla, lo que se muestra en la tabla 3.8. En todas las señales simuladas, más del 90% de los complejos analizados fueron detectados sin corrimiento en la detección o con una desviación de 1 a 2 muestras, respecto a la ubicación real de la onda R, esto permite asegurar que los índices de variabilidad obtenidos a partir de estas series, son obtenidos con un error

4. DISCUSIÓN

mínimo. Los casos aislados en los que el error es grande, son fácilmente identificables fuera de línea y bastaría con la aplicación de algunos criterios de error para eliminarlos con facilidad, por lo que no afectarían el cálculo de índices de variabilidad.

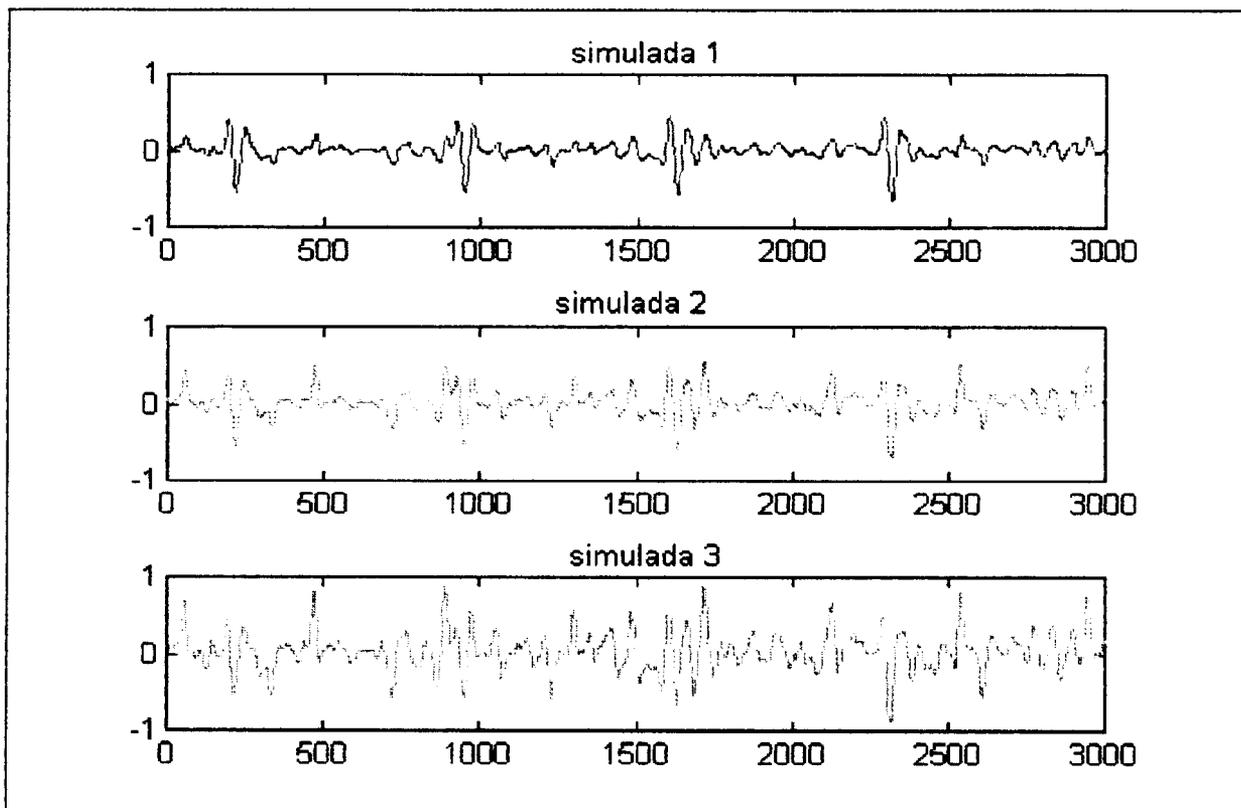


figura 4.6 Señales simuladas descartadas por los altos niveles de ruido.

5. CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS

El desempeño del algoritmo en la identificación de complejos maternos y fetales a pesar de la gran variación de características entre el grupo de registros analizados y aún entre diferentes zonas de un mismo registro, permite definir una serie de cualidades del proceso en comparación con lo reportado en otros trabajos enfocados este mismo propósito, dentro de estas ventajas mencionaremos las siguientes:

- ◆ La supervisión inicial de un usuario experto, permiten al algoritmo la adecuación a sus parámetros para ajustarse a las condiciones cambiantes entre diferentes registros. En trabajos previos no se menciona la gran variación existente entre diferentes registros, tanto en amplitud relativa entre complejos fetales y maternos, así como en relación con el ruido de la señal; sin embargo, este factor fue comprobado en el grupo de registros analizados.
- ◆ La actualización de los patrones de QRS maternos y fetales empleados en la identificación, permiten el ajuste del algoritmo a las variaciones que presenta la señal a lo largo del tiempo, principalmente en amplitud y forma de los complejos. Esta característica sería de gran importancia en la aplicación del algoritmo al monitoreo de señales de larga duración, en las que sus características se modifican totalmente a lo largo del tiempo.
- ◆ El algoritmo no sólo considera criterios morfológicos en la identificación de la señal, como comúnmente se realiza en otros métodos, también incorpora consideraciones de tiempo en la aparición de los complejos, de acuerdo a límites de duración del ciclo cardiaco fisiológicamente posibles, lo que permite dentro del mismo ciclo de identificación la eliminación de errores que podrían afectar la detección posterior.

- ◆ La estructura del algoritmo permite su funcionamiento sin necesidad de contar con la totalidad del registro, ya que basta con un tramo de señal ubicada entre dos complejos maternos para realizar la identificación de los complejos fetales; esto permite realizar un análisis con suficiente rapidez para permitir su implementación en tiempo real.
- ◆ La identificación del complejo materno es la base para una correcta ubicación de los complejos fetales, lo que, de acuerdo a los resultados, prácticamente no presenta errores gracias a su mayor amplitud.
- ◆ El proceso de filtrado de la señal no afecta la detección exacta de los complejos fetales o con mínimas variaciones, ya que las bandas de frecuencia en la que se realiza conserva las potencias de la señal contenidas en la onda R; esto permite asegurar que los índices de VFCE calculados a partir de estas series RR son válidos para propósitos clínicos y de investigación.

Sin embargo, a pesar de las mencionadas características del algoritmo, cabría mencionar sus deficiencias, las cuales deberán ser corregidas para que su aplicación permita un funcionamiento correcto y accesible para sus posibles usuarios:

- ◆ La dependencia de la inicialización por parte de un usuario, representa una desventaja para procesos en los que se requiriera un automatización completa, además de hacerlo en cierto grado dependiente de la capacidad del usuario para la identificación inicial.
- ◆ La capacidad de detección de los complejos fetales traslapados con maternos es menor en comparación con los QRS fetales solos, sin embargo la ocurrencia menos frecuente de los primeros permite mantener un adecuado nivel de detección en general.

El presente trabajo genera diversas perspectivas para continuar tanto en el desarrollo de las cualidades del proyecto, así como en la corrección de sus deficiencias, con el fin de llegar al objetivo de aplicarlo en el campo médico y que esto pueda cooperar en la solución del problema clínico que generó la inquietud inicial por este tema; el monitoreo materno-fetal anteparto. Las metas inmediatas que se plantean son las siguientes:

- ◆ El desarrollo de una forma de inicialización de patrones e intervalos, independiente de la actuación de un usuario, con el fin de automatizar completamente el proceso de identificación.
- ◆ La validación de la exactitud del algoritmo mediante el análisis comparativo contra la creación de series RR creadas a partir de registros de ECG directos.
- ◆ En el estado actual del algoritmo, ya es factible su implementación en tiempo real, conjuntándolo con el desarrollo de un sistema de adquisición que sea capaz de suministrar la señal de ECGA, para ligarlo con el proceso de análisis desarrollado.
- ◆ Tomando como base la correcta identificación del tiempo de aparición de los complejos fetales proporcionada por este algoritmo, es posible desarrollar el proceso de extracción de las características morfológicas de la señal fetal, con el fin de complementar el análisis y orientarlo hacia aplicaciones clínicas de electrocardiografía fetal. La figura 3.17 muestra una primera aproximación hacia este fin, sin embargo el resultado es parcial ya que sólo se recuperó el complejo QRS fetal, sería necesario afinar este proceso, para lograr localizar las ondas completas del ECGF con la suficiente calidad para el análisis clínico.

6. BIBLIOGRAFÍA

1. Abboud, S. and Sadeh D. (1989): Spectral Analysis of the fetal electrocardiogram. *Comput. Biol. Med.*, 19, 409-415.
2. Abboud, S., Barkai, G., Mashiach, S. and Sadeh, D. (1990): Quantification of the fetal electrocardiogram using averaging technique. *Comput. Biol. Med.*, 20, 147-155.
3. Abboud, S., Allaluf, A., Einav, S. and Sadeh, D. (1992): Real-time abdominal fetal ECG recording using a hardware correlator. *Comput. Biol. Med.*, 22, 325-335.
4. Akselrod, S., Karin, J. And Hirsch, M. (1988): Computerized detection of fetal ECG from maternal abdominal signal. *Comput. Cardiol. IEEE Press*, 261-264.
5. Amato, J.C. (1983): Fetal heart rate monitoring. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 147, 967-969.
6. Arduini, D., Rizzo, G. and Romanini, C. (1994): Computerized analysis of fetal heart rate. *J. Perinat. Med.*, 22(Suppl), 22-27.
7. Azevedo, S. and Longini, R.L. (1980): Abdominal-lead fetal electrocardiographic R-wave enhancement for heart rate determination. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 27, 255-260.
8. Bassil, H.E. and Dripps J.H. (1989): Real time processing and analysis of fetal phonocardiographic signals. *Clin. Phys. Physiol.*, 10, Suppl. B, 67-74.
9. Bergveld, P. and Meijer, W.J.H. (1981): A new technique for the suppression of the MECG. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 28, 348-354.

10. Bergveld, P., Kölling, A.J. and Peuscher J.H.J. (1986): Real time fetal ECG recordings. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 33, 505-509.
11. Budin, N. and Abboud, S. (1994): Real-time multichannel abdominal fetal ECG monitor using digital signal coprocessor. *Comput. Biol. Med.*, 24, 451-462.
12. Caldeyro-Barcia, R. (1966): Control of human fetal heart rate during labor. In Cassels, D.E., editor: *The Heart Rate and Circulation in the Newborn and Infant*. New York, Grune & Stratton Inc.
13. Callaerts, D., Vandershoot, J., Vandewalle, J., Sansen, W., Vantrappen, G., and Janssens, J. (1986): An adaptive on-line method for the extraction of the complete fetal electrocardiogram from cutaneous multilead recordings. *J. Perinat. Med.*, 14, 421-433.
14. Callaerts, D., Sansen, W., Vandewalle, J., Vantrappen, G. and Janssens, J. (1989): Description of a real-time system to extract the fetal electrocardiogram. *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, 10(Suppl. B), 7-10.
15. Clark, S.L., Cotton, D.B., Lee, W., Bishop, C., Hill, T., Southwick, J., Pivarnik, J.M., Spillman, T., DeVore, G.R., Phelan, J., Hankins, G.D.V., Benedetti, T.J. and Tolley, D. (1991): Central hemodynamic assessment of normal term pregnancy. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 161, 1439-1432.
16. Cockburn, J.E., Pearce, J.M., Chaberalain, G.V. (1994): Problems the clinical use of intrapartum fetal ECG monitoring. *J. Perinat. Med.*, 22, 195-204.
17. Crowe, J.A., Woolfson, M.S., Hayes-Gill, B.R., Peasgood, W., Mohd-Ali, M.A., Herbert, J., Huang, X.B., Harrison, A., Gibson, N.M., Symonds, E.M., Reed, N. and Mohajer, M. (1996): Antenatal assesment using the FECG obtained via abdominal electrodes. *J. Perinat. Med.*, 24, 43-53.
18. Dawes, G., Moulden, M. and Redman, C.W.G. (1990): Limitations of antenatal fetal heart rate monitors. *Am. J. Obstet. Gynecol.* 162, 170-173.

19. Druzin, M.L. (1989): Antepartum fetal heart rate monitoring. State of the art. *Clinics in Perinatology*, 16, 627-642.
20. Farmakides, G. and Weiner, Z. (1995): Computerized analysis of the fetal heart rate. *Clin. Obstet. Gynecol.*, 38, 112-120.
21. Ferrara, E.R. and Widrow, B. (1982): Fetal electrocardiogram enhancement by time-sequenced adaptive filtering. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 29, 458-460.
22. Frank, T.H., Blaumanis, O.R., Chen, S.H., Petrie, R.H., Gibbs, R.K., Wells, R.L. and Johnson, R.B. (1992): Noninvasive fetal ECG mode fetal heart rate monitoring by adaptive digital filtering. *J. Perinat. Med.*, 20, 93-100.
23. Friesen, G.M., Jannett, T.C., Jadallah, M.A., Yates, S.L., Quint, S.R. and Nagle, H.T. (1990): A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 37, 85-98.
24. Fukushima, T., Flores, C.A., Hon, E.H. and Davidson, E.C. (1985): Limitations of autocorrelation in fetal heart rate monitoring. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 153, 685-692.
25. Genevier, E.S.G., Deans, A.C., Carter, M.C. and Steer, P.J. (1995): Separation of fetal and maternal ECG complexes from a mixed signal using an algorithm based on linear regression. *Med. Eng. Phys.*, 17, 514-522.
26. Goodlin, R.C. (1979): History of fetal monitoring. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 133, 323-352.
27. Guyton, A.C. (1992): *Tratado de Fisiología Médica*. 8ª edición. Interamericana McGraw Hill, 143-144.
28. Hammacher, K., Huter, K.A., Bokelmann, J. and Werners, P.H. (1968): Foetal heart frequency and perinatal condition of the foetus and newborn. *Gynaecologia*, 166, 349-360.

29. Huang, X.B., Crowe, J.A., Herbert, J.M. and Woolfson, M.S. (1994): A windows application for real-time fetal ECG analysis. *Comput. Biomed. Res.*, 27, 419-433.
30. Kanjilal, P.P and Palit, S. (1995): On multiple pattern extration using singular value descomposition. *IEEE Trans. Sig. Proc.*, 43, 1536-1540.
31. Lawson, G., Belcher, R., Dawes, G.S. and Redman, C.W.G. (1983): A comparison of ultrasound (with autocorrelation) and direct electrocardiogram fetal heart rate detector systems. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 147, 721-722.
32. Longini, R.L., Reichert, T.A., Cho-Yu, J.M. and Crowley, J.S. (1977): Near.orthogonal basis functions: a real time fetal ECG technique. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 24, 39-43.
33. Oldenburg, J.T. and Macklin, M. (1977): Processing the abdominal fetal ECG. *IEEE trans. Biomed. Eng.*, 24, 501-507.
34. Peña, M.C., González, R.C., Aljama, T.C., Carrasco, S.S., Ortíz, R.P., Vargas, C.G. and Valencia, G. (1994): Método automatizado para la medición del ciclo cardiaco fetal por fonocardiografía. *Rev. Mex. Ing. Biomed.*, 15, 136-145.
35. Reichert, T.A., Longini, R.L., Crowley, J.S. and Yu, J.M. (1977): A noninvasive extraction of the fetal electrocardiogram. *Comput. Biomed. Res.*, 10, 1-7.
36. Solum, T., Ingemarsson, I. and Nygren, Å. (1980): The accuracy of abdominal ECG for fetal electronic monitoring. *J. Perinat. Med.*, 8, 142-149.
37. Tal, Y. And Akselrod, S. (1991): A new method for fetal ECG detection. *Comput. Biomed. Res.*, 24, 296-306.
38. van Geijn, H.P., Jongsma, H.W., de Haan, J. and Eskes, T.K.A.B. (1980): Analysis of heart rate and beat-to-beat variability: interval difference index. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 138, 246-252.

ANEXO A

TABLA DE DATOS POR REGISTRO

• POSICION ORTOSTATICA

PARAMETRO	SEÑALES						TOTALES
	ADCO	VSEO	AHMO	AMAO	MMAO	RRVO	
Nº de complejos fetales totales	460	429	423	433	472	498	2715
Nº de errores fetales totales	14	5	6	15	6	37	83
% de error fetal total	3.47	1.17	1.42	3.92	1.27	8.03	19
Nº fetales solos	404	368	334	339	385	331	2161
% de fetales solos	87.78	85.58	79	78.2	81.56	66.46	479
Nº de errores fetales solos	13	0	2	10	0	12	37
% de error fetal solo	3.22	0	0.6	2.94	0	3.6	10
Nº de fetales inmersos	56	62	90	94	87	167	556
% de fetales inmersos	12.17	42.42	21.28	21.7	22.59	33.5	154
Nº de errores fetales inmersos	3	5	4	7	6	21	46
% de error fetal inmerso	5.35	8.06	4.44	7.44	6.89	12.6	45
Nº de falsos positivos	0	0	1	2	0	6	9
% de falsos positivos	0	0	0.24	0.46	0	1.2	2
Nº de falsos negativos	4	1	1	18	0	2	26
% de falsos negativos	0.87	0.23	0.24	4.5	0	0.4	6
Nº de errores maternos	0	0	0	0	0	0	0
% de errores maternos	0	0	0	0	0	0	0
Relación Materno/Fetal promedio	4.20	2.42	3.93	3.98	1.67	3.4	20
Relación Fetal/Ruido promedio	2.39	2.85	1.66	2.34	3.61	2.09	15
Tiempo total de procesamiento	2.76	2.24	2.6	2.02	2.53	2.92	15
TIPOS DE ERRORES							
solo fetal pequeño, ruido grande	13	0	0	10	0	3	26
solo por ruido similar al fetal	0	0	1	0	0	9	10
solo por similitud onda "P"	0	0	0	0	0	0	0
solo por error anterior	0	0	1	0	0	0	1
Inmerso en onda "R"	0	0	0	2	1	0	3
Inmerso en onda "S"	0	2	1	3	2	0	8
Inmerso en onda "Q"	0	0	0	0	0	0	0
Inmerso en pendiente "R-S"	0	3	3	0	3	0	9
Inmerso por demasiado ruido	3	0	0	1	0	19	23
Inmerso por error anterior	0	0	0	1	0	0	1
Inmerso por fetal muy pequeño	0	0	0	0	0	2	2

• DECUBITO LATERAL IZQUIERDO - RESPIRACION

PARAMETRO	SEÑALES					TOTALES
	ADCDC	VSEDC	AHMDC	ITSDC	MMADC	
Nº de complejos fetales totales	425	439	429	514	457	2264
Nº de errores fetales totales	12	9	4	9	8	42
% de error fetal total	3.05	2.05	0.93	1.75	1.75	10
Nº fetales solos	368	372	396	455	373	1964
% de fetales solos	86.6	84.7	86.01	88.5	81.62	427
Nº de errores fetales solos	5	4	0	0	2	11
% de error fetal solo	1.63	1.07	0	0	0.53	3
Nº de fetales inmersos	57	67	60	59	84	327
% de fetales inmersos	13.4	15.26	13.99	11.47	18.38	73
Nº de errores fetales inmersos	7	5	4	9	6	31
% de error fetal inmerso	12.3	7.46	6.66	15.3	7.14	49
Nº de falsos positivos	0	0	0	0	0	0
% de falsos positivos	0	0	0	0	0	0
Nº de falsos negativos	3	0	0	0	0	3
% de falsos negativos	0.7	0	0	0	0	1
Nº de errores maternos	0	0	0	0	0	0
% de errores maternos	0	0	0	0	0	0
Relación Materno/Fetal promedio	6.29	1.73	3.13	3.27	1.44	16
Relación Fetal/Ruido promedio	1.99	2.12	3.88	3.24	6.63	18
Tiempo total de procesamiento	2.31	2.97	2.26	2.32	2.45	12
TIPOS DE ERRORES						
solo fetal pequeño, ruido grande	4	0	0	0	0	4
solo por ruido similar al fetal	2	0	0	0	2	4
solo por similitud onda "P"	0	4	0	0	0	4
solo por error anterior	0	0	0	0	0	0
Inmerso en onda "R"	0	0	1	3	0	4
Inmerso en onda "S"	0	0	0	1	6	7
Inmerso en onda "Q"	0	0	1	0	0	1
Inmerso en pendiente "R-S"	5	5	2	5	0	17
Inmerso por demasiado ruido	0	0	0	0	0	0
Inmerso por error anterior	2	0	0	0	0	2
Inmerso por fetal muy pequeño	0	0	0	0	0	0

7. ANEXO A

• DECUBITO LATERAL IZQUIERDO - RESPIRACION ESPONTANEA

PARAMETRO	SEÑALES							TOTALES
	ADCDE	VSEDE	AHMDE	AMADE	IRLDE	MPCDE	SACPDE	
Nº de complejos fetales totales	420	445	424	436	468	472	490	3155
Nº de errores fetales totales	11	6	7	1	5	8	6	44
% de error fetal total	2.6	1.12	1.41	0.22	1.06	1.69	1.22	9
Nº fetales solos	371	409	362	351	364	399	392	2648
% de fetales solos	88.3	91.91	85.38	80.5	77.00	84.53	80	588
Nº de errores fetales solos	5	2	0	0	0	0	1	8
% de error fetal solo	1.35	0.49	0	0	0	73	0.25	75
Nº de fetales inmersos	49	36	62	85	104	15.47	98	449
% de fetales inmersos	11.67	8.09	14.62	19.4	22.2	8	20	104
Nº de errores fetales inmersos	6	3	6	1	5	10.96	4	36
% de error fetal inmerso	12.2	8.33	9.67	1.17	4.8	0	4.08	40
Nº de falsos positivos	0	0	0	0	0	0	1	1
% de falsos positivos	0	0	0	0	0	0	0.2	0
Nº de falsos negativos	3	0	0	0	0	0	1	4
% de falsos negativos	0.71	0	0	0	0	0	0.02	1
Nº de errores maternos	0	0	0	0	0	0	0	0
% de errores maternos	0	0	0	0	0	0	0	0
Relación Materno/Fetal promedio	6.23	4.34	2.6	1.63	2.74	2.65	3.33	24
Relación Fetal/Ruido promedio	2.00	2.32	4.33	5.4	4.85	3.63	2.67	25
Tiempo total de procesamiento	3.73	2.82	3.25	2.21	2.48	2.7	2.32	20
TIPOS DE ERRORES								
solo fetal pequeño, ruido grande	4	0	0	0	0	0	0	4
solo por ruido similar al fetal	0	1	0	0	0	0	1	2
solo por similitud onda "P"	0	1	0	0	0	0	0	1
solo por error anterior	1	0	0	0	0	0	0	1
Inmerso en onda "R"	0	0	0	0	0	4	0	4
Inmerso en onda "S"	0	1	3	1	1	0	1	7
Inmerso en onda "Q"	0	1	0	0	0	0	0	1
Inmerso en pendiente "R-S"	4	1	3	0	4	3	1	16
Inmerso por demasiado ruido	0	0	0	0	0	1	1	2
Inmerso por error anterior	2	0	0	0	0	0	1	3
Inmerso por fetal muy pequeño	0	0	0	0	0	0	0	0

7. ANEXO A

• POSICION SUPINA

PARAMETRO	SEÑALES								TOTALES
	VSES	AHMS	AMAS	ITSS	LRLS	RRVS	MPCS	SACPS	
Nº de complejos fetales totales	433	420	459	495	430	490	475	504	3706
Nº de errores fetales totales	6	7	5	11	8	7	9	10	63
% de error fetal total	1.39	1.66	1.09	2.22	1.86	1.4	2.3	2.18	14
Nº fetales solos	382	338	393	436	328	377	404	430	3088
% de fetales solos	83.6	80.48	85.62	88.1	76.28	76.9	85.05	85.3	661
Nº de errores fetales solos	1	0	0	1	3	0	0	2	7
% de error fetal solo	0.28	0	0	0.23	0.91	0	0	0.47	2
Nº de fetales inmersos	71	82	66	59	102	113	71	74	638
% de fetales inmersos	16.4	19.5	1.44	11.91	23.72	23.1	14.95	14.6	126
Nº de errores fetales inmersos	5	7	5	7	5	7	11	9	56
% de error fetal inmerso	7.04	7.3	7.50	11.86	4.9	6.2	15.49	12.16	72
Nº de falsos positivos	0	0	0	0	1	0	0	0	1
% de falsos positivos	0	0	0	0	0.23	0	0	0	0
Nº de falsos negativos	0	0	0	3	2	0	0	0	5
% de falsos negativos	0	0	0	0.6	0.47	0	0	0	1
Nº de errores maternos	1	0	0	0	0	0	0	0	1
% de errores maternos	0.45	0	0	0	0	0	0	0	0
Relación Materno/Fetal promedio	4.00	3.75	2.07	2.86	4.9	3.5	2.6	1.88	26
Relación Fetal/Ruido promedio	2.06	3.6	5.62	4.51	2.52	4.55	3.71	5.68	32
Tiempo total de procesamiento	3.33	2.27	2.18	2.62	2.62	2.67	2.93	2.68	21
TIPOS DE ERRORES									
solo fetal pequeño, ruido grande	0	0	0	0	0	0	0	0	0
solo por ruido similar al fetal	0	0	0	1	1	0	0	0	2
solo por similitud onda "P"	1	0	0	0	0	0	0	0	1
solo por error anterior	0	0	0	0	2	0	0	2	4
Inmerso en onda "R"	0	0	0	3	0	0	5	0	8
Inmerso en onda "S"	0	1	4	0	3	5	1	4	18
Inmerso en onda "Q"	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Inmerso en pendiente "R-S"	5	6	1	4	2	2	5	5	30
Inmerso por demasiado ruido	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Inmerso por error anterior	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Inmerso por fetal muy pequeño	0	0	0	0	0	0	0	0	0

7. ANEXO A

• EJERCICIO ISOMETRICO

PARAMETRO	SEÑALES			TOTALES
	AHMX	LRLX	MPCX	
Nº de complejos fetales totales	423	449	458	1330
Nº de errores fetales totales	58	7	11	76
% de error fetal total	13.71	1.56	2.4	18
Nº fetales solos	349	352	409	1110
% de fetales solos	82.5	78.4	88.3	249
Nº de errores fetales solos	29	3	5	37
% de error fetal solo	8.3	0.85	1.09	10
Nº de fetales inmersos	74	97	49	220
% de fetales inmersos	17.5	21.6	10.7	50
Nº de errores fetales inmersos	29	4	6	39
% de error fetal inmerso	39.2	4.12	12.24	56
Nº de falsos positivos	3	1	0	4
% de falsos positivos	0.7	0	0	1
Nº de falsos negativos	12	0	0	12
% de falsos negativos	2.8	0	0	3
Nº de errores maternos	0	0	0	0
% de errores maternos	0	0	0	0
Relación Materno/Fetal promedio	5.9	4.03	3.07	13
Relación Fetal/Ruido promedio	1.92	2.86	2.99	8
Tiempo total de procesamiento	2.4	2.67	2.64	8
TIPOS DE ERRORES				
solo fetal pequeño, ruido grande	29	1	4	34
solo por ruido similar al fetal	0	2	1	3
solo por similitud onda "P"	0	0	0	0
solo por error anterior	0	0	0	0
Inmerso en onda "R"	0	0	0	0
Inmerso en onda "S"	0	0	0	0
Inmerso en onda "Q"	0	1	0	1
Inmerso en pendiente "R-S"	3	2	0	5
Inmerso por demasiado ruido	0	0	0	0
Inmerso por error anterior	0	1	0	1
Inmerso por fetal muy pequeño	26	0	6	32

227458