

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA IZTAPALAPA
DIVISIÓN DE CIENCIAS BÁSICAS E INGENIERÍA

*ANÁLISIS TEMPORAL Y ESPECTRAL DE LA
VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDIACA
FETAL Y MATERNA DURANTE ESTIMULACIÓN
FISIOLÓGICA MATERNA*

TESIS PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRÍA EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

ANA BERTHA PIMENTEL AGUILAR

227459

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

México, D. F., noviembre 1997

17/12/2011

Esta tesis se desarrolló bajo la dirección del Dr. Ramón González Camarena y la Dra. Verónica Medina Bañuelos y aprobada por el siguiente jurado examinador

Presidente

M. en I. Mercedes J. Gaytan G.

Secretario

Dr. Ramón González Camarena

Vocal

Dra. Verónica Medina Bañuelos

Vocal

Dr. Carlos Vargas García

Agradecimientos

**Al Centro de Investigación
Materno Infantil del Perpetuo
Socorro (CIMIGEN), por las
facilidades otorgadas para la
realización de este trabajo**

**Al CONACYT por el apoyo
brindado para que logrará
desarrollarme como
Maestra en Ingeniería**

**Al Dr. Ramón González
Camarena, por su
comprensión y paciencia**

**A mi padre, por las aportaciones
realizadas a la redacción
de esta tesis**

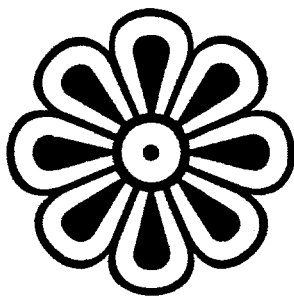
Dedico esta tesis

**A mi mamá, Bertha y mi papá
Luis, por todos los años de
esfuerzo y dedicación que
realizaron para que pudiera
concluir todos mis estudios.**

**A mis hermanas, Paola, Lilia,
Urania y Silvia por
brindarme apoyo cuando lo
necesite**

**Al Dr. Salvador Carrasco por
que sus palabras siempre
fueron para darme ánimos**

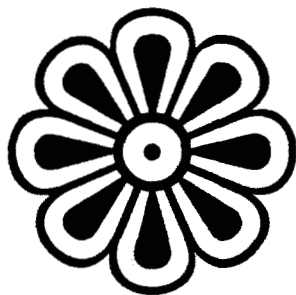
Resumen



El embarazo a término representa un estado de cambios hemodinámicos importantes. Estas condiciones cardiovasculares se ven alteradas por la postura, sin embargo se desconoce el impacto que dichas posiciones tienen sobre los patrones de variabilidad de la frecuencia cardíaca, tanto en la madre como en el feto. El objetivo del presente trabajo, fue determinar si el comportamiento de la variabilidad de la frecuencia cardíaca materna y fetal,

durante el tercer trimestre del embarazo normal, es alterada por la aplicación de cambios de posiciones supina, ortostática, decúbito lateral izquierdo con respiración espontánea y respiración controlada, y realizando ejercicio isométrico. Para ello, se estudiaron a 26 mujeres del Hospital del Perpetuo Socorro del CIMIGEN con embarazo normal a término y a quienes se les registro respiración, presión arterial y electrocardiograma durante 5 minutos en las posiciones mencionadas, a una frecuencia de muestreo de 1000 Hz. Se obtuvieron patrones temporales y espectrales, tanto maternos como fetales, a partir del desarrolló de un sistema semiautomático que realiza la medición latido-a-latido de los intervalos entre las ondas RR maternos y fetales, sobre la base del electrocardiograma abdominal. La comparación estadística entre las posiciones indicó que, en el caso materno, la frecuencia cardiaca basal se incrementa en las posiciones supina y ortostática con respecto a las maniobras realizadas en posición, aunque la variabilidad de la frecuencia cardiaca materna permanece prácticamente sin alteraciones, comprobando con esto la hipótesis de que en la mujer embarazada, los cambios hemodinámicos generadas por los estímulos fisiológicos se ven amortiguados y en el caso fetal, la frecuencia cardiaca basal presenta un comportamiento prácticamente sin alteraciones en todas las maniobras, respecto al valor en la posición supina. Por otra parte, la variabilidad de la frecuencia cardiaca evaluada, tanto en el dominio del tiempo como en la frecuencia, sí presentó cambios importantes, como resultado de las maniobras efectuadas; siendo las posiciones decúbito lateral izquierdo y el ejercicio isométrico, donde se presentaron los máximos incrementos.

Índice General



Agradecimientos	i
Dedicatoria	ii
Resumen	iii
Índice temático	v
1. INTRODUCCIÓN	1
2. MARCO TEÓRICO	5
2.1 Aspectos Fisiológicos	5
2.1.1. Frecuencia cardiaca fetal y sistema nervioso autónomo	5
2.1.2. Adaptación hemodinámica de la madre ante el embarazo y sistema nervioso autónomo.	8

2.1.3. Correlación entre el comportamiento neurovegetativo materno y fetal.	13
2.2 Aspectos Metodológicos	14
2.2.1. Métodos de obtención de señales de variabilidad de la frecuencia cardiaca fetal	14
2.2.2. Índices en el tiempo de la variabilidad de la FC fetal y materna	16
2.2.3. Índices espectrales de la variabilidad de la frecuencia cardiaca	17
2.2.4. Métodos para la estimación de la densidad espectral de la potencia	20
3. METODOLOGÍA	24
3.1 Sujetos de estudio	24
3.2 Registros y sistema de adquisición	26
3.3 Procedimiento de adquisición de registros	28
3.4. Construcción de series de tiempo RR	29
3.5. Obtención de parámetros temporales y espectrales	37
3.5.1 Parámetros temporales	38
3.5.2 Parámetros espectrales	40
3.6. Análisis estadístico	41
4. RESULTADOS	42
4.1. Índices temporales y espectrales maternos	42
4.2. Índices temporales y espectrales fetales	46
4.3. Relación de variabilidad madre – feto	54
5. DISCUSIÓN	55
6. CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS	62
7. BIBLIOGRAFÍA	65

Índice de Figuras	vii
Figura 2.2. Respuesta relativa en los parámetros hemodinámicos, inducidos por el cambio de la posición lateral izquierda a la ortostática	10
Figura 3.1. Diagrama que ilustra el sistema de adquisición para electrocardiograma abdominal	28
Figura 3.2. Diagrama a bloques del algoritmo de identificación de las picos R maternos y fetales	30
Figura 3.3. Señal de ECG abdominal antes y después de un filtro pasabanda FIR	31
Figura 3.4. Diagrama de plantillas materno, fetal y materno ampliado	32
Figura 3.5. Definición de zona de búsqueda materna en función del rango materno, el pico R anterior y el intervalo materno anterior	33
Figura 3.6. Identificación de posibles picos R, en zona de búsqueda materna	33
Figura 3.7. Zona de búsqueda fetal con respecto a la región del complejo materno identificado	34
Figura 3.8. Correlación entre la zona de búsqueda traslapada y el materno ampliado	36
Figura 3.9. Series de tiempo RR materna y fetal	36
Figura 3.10. Diagrama de flujo para obtención de índices temporales y espectrales maternos y fetales	37
Figura 3.11. Creación de la línea de base, a partir de dos unidades funcionales: un filtro y una función de ajuste, mediante un proceso iterativo	39
Figura 4.1. Comportamiento de la frecuencia cardiaca (\overline{FC})	44
Figura 4.2. Comportamiento del intervalo \overline{RR}	45
Figura 4.3. Comportamiento de la potencia en la banda de bajas frecuencias (LF)	46
Figura 4.4. Comportamiento del índice DE_{RR}	47
Figura 4.5. Comportamiento de la diferencia de rango del intervalo RR (DR_{RR})	48
Figura 4.6. Comportamiento del coeficiente de variación (CV_{RR})	48

Figura 4.7. Comportamiento de la raíz cuadrática media de los intervalos sucesivos (RMSSD _{RR})	49
Figura 4.8. Comportamiento del índice de corto plazo (STV _{RR}),	49
Figura 4.9. Comportamiento del índice de largo plazo (LTVRR),	50
Figura 4.10. Comportamiento de la potencia total (Ptot _{RR}),	51
Figura 4.11. Comportamiento de la potencia en la banda de bajas frecuencias (LF _{RR})	52
Figura 4.12 Comportamiento de la potencia en la banda de medias frecuencias (MF _{RR}),	52
Figura 4.13. Comportamiento de la potencia en la banda de bajas más medias frecuencias (Σ LF _{RR}),	53
Figura 4.14. Comportamiento de la potencia en la banda de altas frecuencias (HF _{RR})	53
Figura 4.15. Relación de potencias materna y fetal (Ptot _M /Ptot _F)	54
Figura 5.1 Comportamiento de la densidad potencia espectral promedio en las bandas	58

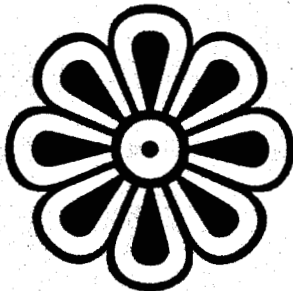
Índice de Tablas viii

Tabla 2.1. Alteraciones hemodinámicas en respuesta a cambios de posición en mujeres durante el periodo tardío del tercer trimestre del embarazo	9
Tabla 2.2. Respuestas fisiológicas a maniobras posturales y ejercicio isométrico (apretón de mano) durante y después del embarazo.	11
Tabla 3.1. Características de la madre al momento del registro y valoración del recién nacidos	26
Tabla 4.1. Índices temporales maternos para todas las posiciones	43
Tabla 4.2 Índices espectrales maternos para todas las posiciones	45
Tabla 4.3. Índices temporales fetales para todas las posiciones	47
Tabla 4.4. Índices espectrales fetales para todas las posiciones	51

Índice de Apéndices	ix
Apéndice	74
I. Cardiotacogramas y espectros en frecuencia en posición decúbito lateral izquierdo con respiración controlada	75
II. Cardiotacogramas y espectros en frecuencia en posición decúbito lateral izquierdo con respiración espontánea	84
III. Cardiotacogramas y espectros en frecuencia en posición supina	91
IV. Cardiotacogramas y espectros en frecuencia en posición ortostática	98
V. Cardiotacogramas y espectros en frecuencia realizando ejercicio isométrico	103

1. Introducción

A partir de estudios desarrollados en la década de los sesenta, el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC) ha sido sugerido como una herramienta de vigilancia del estado de bienestar fetal, [Hon *et al*, 1961]. Mediante estudios clínicos posteriores se ha llegado a la conclusión que la hipoxemia, la acidemia fetal y la insuficiencia placentaria, constituyen condiciones funcionales capaces de afectar el comportamiento de la frecuencia cardiaca (FC) fetal, muy



probablemente a través de mecanismos que influyen sobre la función de control del sistema nervioso autónomo [Martin, 1982]. De esta manera, las disminuciones de FC y VFC fetal, se han considerado datos que ponen en alerta a los perinatólogos para mantener una estrecha vigilancia sobre el estado de salud fetal [Visser *et al*, 1990].

Tradicionalmente, los métodos de evaluación de la VFC fetal se han basado en la inspección visual del cardiograma, aunque también se han propuesto múltiples definiciones matemáticas que cuantifican, mediante índices estadísticos, el comportamiento de la FC [Laros *et al*, 1977; Parer *et al*, 1985]. Sobre estos índices de variabilidad y otros parámetros que determinan oscilaciones de la FC basal, se han desarrollado sistemas computarizados para obtener una evaluación más objetiva y eficiente del cardiograma fetal [Dawes *et al*, 1991], que han conducido a la obtención de valores de normalidad con fines de interpretación clínica [Dawes *et al*, 1994].

Por otra parte, en extensión al análisis realizado por índices estadísticos en el llamado dominio del tiempo, a partir de la década de los ochenta se ha sugerido efectuar el análisis de la VFC, en el denominado dominio de la frecuencia. Entre las técnicas en este dominio se tiene la estimación espectral la cual presenta la ventaja de ser una ventana de exploración de la actividad neural autonómica en etapas postnatales [Akselrod *et al*, 1981; Pomeranz *et al*, 1985]. En la misma década de los ochenta, esta técnica fue por primera vez aplicada en fetos humanos, después de ruptura espontánea de membranas, para la determinación de la arritmia sinusal respiratoria [Divon *et al*, 1985b], y durante periodos preparto en fetos con retraso del crecimiento [Brebrowics *et al*, 1988]. Más aún, dadas sus posibilidades de uso anteparto y similitud de datos con respecto al adulto humano [Cerutti *et al*, 1989; Ferrazi *et al*, 1989] y a fetos animales [Donchin *et al*, 1984; Davidson *et al*, 1992; Lindecrantz *et al*, 1993; Metsälä *et al*, 1995], el análisis espectral de la VFC también se ha propuesto como método de exploración del sistema nervioso autónomo en fetos humanos [Cerutti *et al*, 1989; Ferrazi *et al*, 1989] y de la ocurrencia de factores patológicos que pueden ocurrir durante el embarazo [Metsälä *et al*, 1993, Sibony *et al*, 1995a]. De acuerdo a revisiones actuales [Oppenheimer y Lewinsky, 1994, van Geijn *et al*, 1996], el análisis espectral se ha extendido al estudio de diversas condiciones que influyen sobre la VFC fetal como estados de conducta, movimientos respiratorios y movimientos corporales del feto [van Woerden *et al*, 1990; Ferrazi *et al*, 1994; Groome *et al*, 1994; Sibony *et al*, 1995b].

Independientemente del dominio de los parámetros de análisis de la VFC (temporales o espectrales), en la actualidad el procedimiento de obtención de los intervalos latido a latido en el periodo anteparto presenta limitaciones importantes. Si bien se ha usado el ultrasonido Doppler transabdominal en la obtención de la frecuencia cardiaca fetal, cuando se compara con el electrocardiograma (ECG) fetal, este método no resulta adecuado en las valoraciones de los cambios latido a latido, debido al suavizado que la señal ultrasónica requiere para procesar el cardiograma [Dawes *et al.*, 1993]. Otra posibilidad metodológica de análisis anteparto es la electrocardiografía abdominal [Abboud y Sadeh, 1990]; sin embargo, este método implica un procesamiento para lograr la identificación de los complejos maternos y fetales por separado, procesamiento que aún en la actualidad se encuentra en desarrollo, debido a la complejidad de la señal de ECG registrada en el abdomen. En ambos casos la madre es recostada con el abdomen al descubierto, aun cuando se sabe que las diversas posiciones maternas, provocan cambios hemodinámicos en la madre [Quiligan *et al.*, 1959; Ueland *et al.*, 1969; Easterling *et al.*, 1988; Clark *et al.*, 1991] y en la FC fetal [Preston *et al.*, 1993], poco énfasis se ha dado al posible impacto que pueden tener las posiciones maternas sobre la VFC, tanto del feto como de la madre. De hecho, aunque algunos autores estandarizan la posición de semi-Fowler para cualquier prueba clínica de evaluación de la VFC antenatal [Druzin *et al.*, 1989], la mayor parte de los investigadores no mencionan en su metodología la posición materna [Divon *et al.*, 1985b; Breborowicz *et al.*, 1988; Cerutti *et al.*, 1989; Ferrazi *et al.*, 1989; van Woerden *et al.*, 1990; Sibony *et al.*, 1995a]. Otros emplean la posición supina [Abboud y Sadeh, 1990; Karin *et al.*, 1993], y otros más la semirrecumbente [Metsälä *et al.*, 1993], o la semirrecumbente con ligera inclinación lateral izquierda [Groome *et al.*, 1994]. Algunos trabajos han enfocado su estudio considerando ambas posiciones, supina y de decúbito lateral, sin embargo están enfocados a determinar la reactividad fetal en estas posiciones [Abitbol *et al.*, 1986], o a encontrar la relación entre la disminución del flujo de la aorta abdominal con los patrones de frecuencia cardiaca fetal pero durante el periodo del parto [Abitbol *et al.*, 1985].

Ya que aún en condiciones normales en el tercer trimestre del embarazo, las posiciones maternas supina y ortostática inducen a una reducción significativa del gasto cardiaco [Easterling *et al.*, 1988; Clark *et al.*, 1991], y posiblemente también del flujo

sanguíneo placentario [Henriksen *et al*, 1995; Abitbol *et al*, 1985], en el presente estudio se plantea la hipótesis de que la aplicación de estímulos posturales o fisiológicos a la madre (respiración y ejercicio isométrico) tienen efectos sobre la VFC tanto de la madre como del feto. En consecuencia, en la realización de cardiotacogramas e interpretación de datos sobre VFC deben tomarse en cuenta algunos factores maternos, como la posición, actividad respiratoria y actividad física.

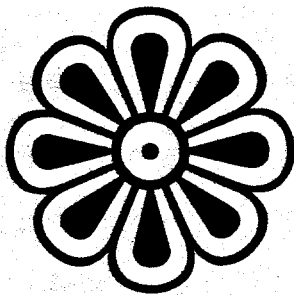
El objetivo del presente trabajo es determinar si, durante el tercer trimestre del embarazo normal, la variabilidad de la frecuencia cardíaca materna y fetal, es modificada por la aplicación de estímulos fisiológicos a la madre, como son las posiciones supina, ortostática y decúbito lateral izquierdo con respiración espontánea, respiración controlada y ejercicio isométrico. Para cuantificar la variabilidad de la frecuencia cardíaca prenatal, se desarrolló un sistema semiautomático que realiza la medición latido-a-latido de los intervalos entre las ondas RR maternos y fetales, sobre la base del electrocardiograma abdominal. Asimismo se obtiene un análisis simultáneo de ambos intervalos, empleando parámetros tanto temporales como espectrales.

2. Marco teórico

2.1. Aspectos Fisiológicos

2.1.1. Frecuencia cardiaca fetal y sistema nervioso autónomo

La frecuencia cardiaca fetal es una de las variables fisiológicas de mayor relevancia clínica en la evaluación de la condición de salud fetal durante el embarazo [Martín, 1982]. Así, en el campo de la Obstetricia, gracias a estudios pioneros en la década de los sesentas [Hon *et al*, 1961; Caldeyro-Barcia *et al*, 1966; Hammacher *et al*,



1968], se le ha dado mayor importancia a la relación que existe entre la frecuencia cardíaca y las condiciones de bienestar fetal. A partir de estas observaciones, se han desarrollado múltiples algoritmos para evaluar patrones de aceleración y desaceleración de la frecuencia cardíaca, así como de los componentes de variación de corto y largo plazo [Laros *et al*, 1977; Dawes *et al*, 1994]. Después de casi 30 años de investigación sobre el tema, el monitoreo de la frecuencia cardíaca fetal y la evaluación de su variabilidad, han llegado a ser parámetros básicos en la vigilancia de las condiciones de salud fetal [Arduini *et al*, 1994; Farmakides y Weiner, 1994].

En el caso del feto, los posibles factores causantes de la variabilidad de la frecuencia cardíaca, son el sistema nervioso central [Terao *et al*, 1984] y la actividad autonómica sobre el nodo sino-auricular [Mendez-Bauer *et al*, 1963; Zhu y Szeto, 1987; Dalton *et al*, 1983], determinada por baroreflejos [Wakatsuki *et al*, 1992b], por movimientos fetales corporales y respiratorios [Wheeler *et al*, 1980] y por el estado de alerta fetal [Mann *et al*, 1974]. Todos los factores involucrados se encuentran conectados entre sí, constituyendo un sistema de retroalimentación múltiple de asa cerrada [Saul *et al*, 1991], donde el funcionamiento de cualquiera de los elementos del sistema puede modificarse por la perturbación de variables homeostáticas, como el pH y la presión parcial de oxígeno en sangre [Kunzel, 1993]. En la Figura 2.1 presenta un modelo de regulación cardiovascular de asa cerrada, que intenta explicar el control de la frecuencia cardíaca por el sistema nervioso autónomo (SNA).

Se sabe que la frecuencia cardíaca es el resultado de la influencia de barorreceptores arteriales y cardiopulmonares, así como de la influencia de centros de control respiratorio. El tren de impulsos a partir de estos centros y receptores, determinan la actividad de los centros simpático (As) y parasimpático (Ap), que a su vez afectan directamente la actividad cronotrópica del corazón, al modular el patrón de descarga del nodo sino-auricular. El resultado en frecuencia cardíaca puede verse modificado, a su vez, por las características mecánicas tanto de los ventrículos como de la postcarga impuesta por los vasos sanguíneos, cuyas características determinarán también la magnitud de la presión arterial que el sistema presente. En consecuencia, el esquema se cierra ya que los barorreceptores volverán a sensar una nueva presión arterial en cada latido y, por lo tanto, As y Ap se ajustan latido a latido de manera continua. Este esquema puede ser alterado por factores externos que modifiquen cualquiera de los parámetros involucrados en el modelo; por ejemplo, los cambios voluntarios en el control neural de la respiración son capaces de

alterar la actividad de A_s y A_p , además de que los factores mecánicos de la respiración, sea por cambios de volumen o flujo, afectan la presión arterial y consecuentemente el impacto de los barorreceptores sobre A_s y A_p .

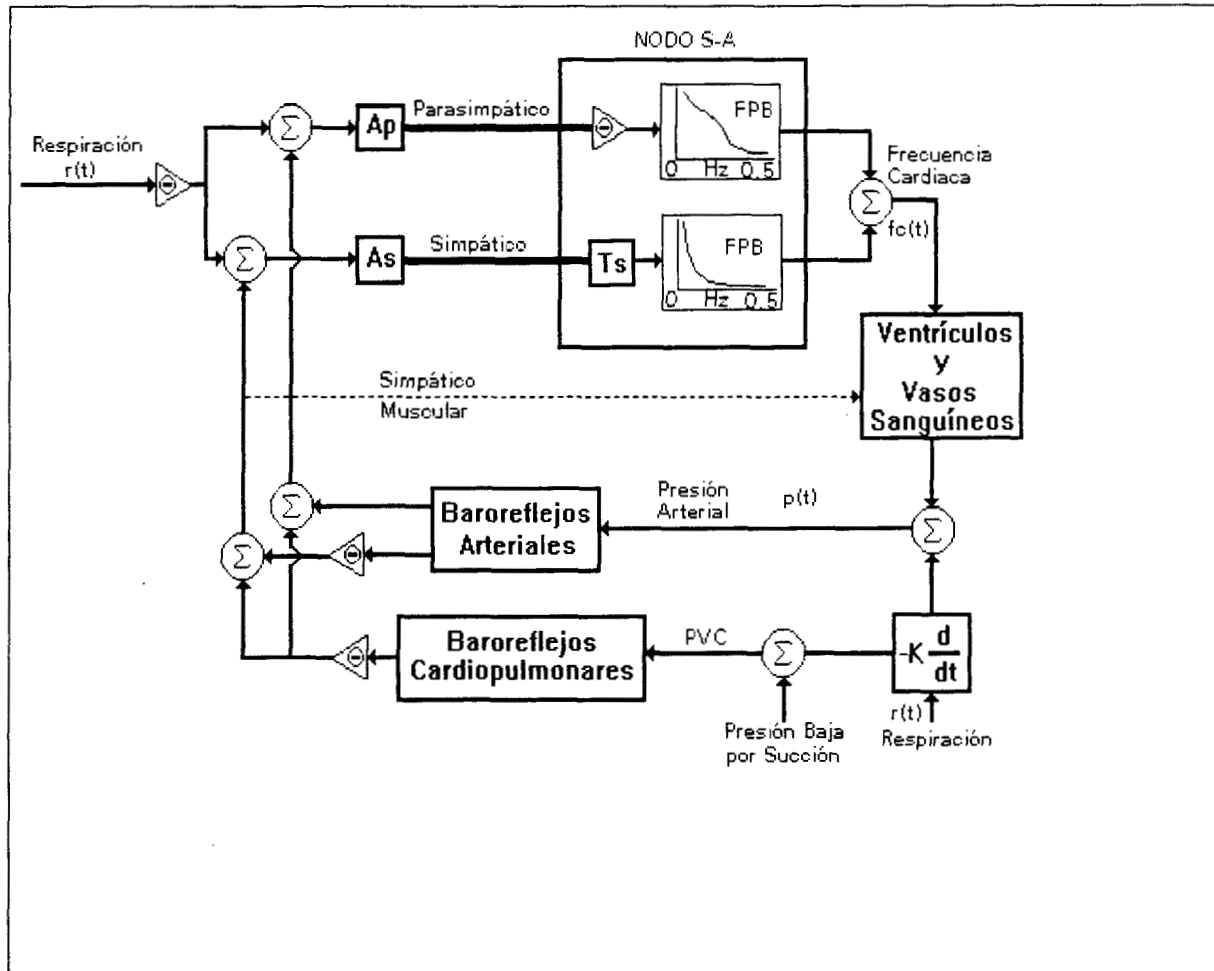


Figura 2.1 Modelo simple de regulación del sistema cardiovascular, el cual muestra el efecto que la respiración y las variaciones de presión tienen sobre elementos del sistema. [Saul *et al.*, 1991].

Es importante señalar, que este modelo de control de la frecuencia cardíaca, se ha obtenido sobre la base de experimentos efectuados en animales y humanos adultos; por lo tanto, no está validado en el feto. Sin embargo, aun cuando pueden existir diferencias, se asume que el esquema general de control es aceptable por igual antes o después del nacimiento. Por lo tanto, para fines de la presente tesis, se presupone que las condiciones que provocan variaciones en la hemodinámica materna, pueden influir sobre el flujo placentario, y en consecuencia, tendrán un efecto indirecto de estimulación sobre el feto, modificando la actividad autonómica y la frecuencia cardíaca del mismo.

A partir de experimentos en fetos de animales, en los cuales se ha empleado la inducción o el bloqueo farmacológico simpático y parasimpático, se ha recabado información sobre la participación del SNA en la regulación de la frecuencia cardíaca, tanto en el dominio del tiempo [Kleinhout *et al*, 1977; Dalton *et al*, 1983; Zhu y Szeto, 1987, Wakatsuki *et al*, 1992a], como en el dominio de la frecuencia [Metsälä *et al*, 1995]. En general, los datos confirman la existencia de actividad de ambas ramas autonómicas en el feto; sin embargo, ya que el bloqueo autonómico completo no elimina totalmente la variabilidad de la frecuencia cardíaca, es de esperar la participación también de mecanismos no-neurales [Dalton *et al*, 1983]. Mediante análisis espectral (dominio de la frecuencia) en fetos animales y humanos, también se han corroborado fluctuaciones de la frecuencia cardíaca fetal asociadas a sus movimientos corporales [Sibony *et al*, 1995a], respiratorios [Donchin *et al*, 1984; Divon *et al*, 1985c; Groome *et al*, 1994] y el estado de actividad electrocortical [Davidson *et al*, 1991; Karin *et al*, 1993, Sibony *et al*, 1995b].

2.1.2. Adaptación hemodinámica de la madre ante el embarazo y sistema nervioso autónomo.

En una revisión reciente [Duvekot *et al*, 1994], se describen las condiciones hemodinámicas maternas, en comparación con una mujer no embarazada. Entre los cambios más significativos, inducidos por el embarazo, se han mencionado los incrementos del gasto cardíaco (GC), del volumen de eyección (VE) y de la FC materna durante la evolución del embarazo, mientras que la presión arterial sistémica (PAS) no se modifica y la resistencia vascular sistémica (RVS) disminuye. Las modificaciones hemodinámicas durante el embarazo se presentan desde el primer trimestre, y se sostienen incluso, en el tercer trimestre [Duvekot *et al*, 1994]. Durante este último periodo, la inducción de cambios centrales hemodinámicos mediante cambios posturales, resulta evidente, como se muestra en los datos de la Tabla 2.1. Nótese la significativa respuesta hemodinámica de la mujer embarazada cuando se encuentra en posición ortostática, en comparación con la posición lateral izquierda o derecha.

Tabla 2.1. Alteraciones hemodinámicas en respuesta a cambios de posición en mujeres durante el periodo tardío del tercer trimestre del embarazo. [Clark *et al.*, 1991a]

PARAMETRO HEMODINAMICO	POSICION					
	Lateral Izquierda	Lateral Derecha	Supina	Sentada	Parada	Genu- pectoral
PAM (mmHg)	90 ± 6	90 ± 5	90 ± 8	90 ± 8	91 ± 14	95 ± 6
GC (L/min)	6.6 ± 1.4	6.8 ± 1.3	6.0 ± 1.4*	6.2 ± 2.0	5.4 ± 2.0*	6.9 ± 2.1
FC (lpm)	82 ± 10	87 ± 12	84 ± 10	91 ± 11	107 ± 17*	93 ± 12
VE (ml)	80.5	78.2	71.4*	68.1*	50.5*	74.2
RVS (dina:cm/seg ⁵)	1210 ± 266	1321 ± 305	1437 ± 338	1217 ± 254	1319 ± 394	1223 ± 289
RVP (dina:cm/seg ⁵)	76 ± 16	81 ± 33	101 ± 45	102 ± 35	117 ± 35*	79 ± 27
PVC (mmHg)	4 ± 3	3 ± 2	3 ± 2	1 ± 1	1 ± 2	3 ± 2
PCP (mmHg)	8 ± 2	7 ± 1	6 ± 3	4 ± 4	4 ± 2*	8 ± 3
ITSVI (gr·min/m ²)	43 ± 9	42 ± 9	40 ± 9	44 ± 5	34 ± 7*	47 ± 9

PAM = presión arterial media; GC = gasto cardiaco; FC = frecuencia cardiaca; VE = volumen de eyección; RVS = resistencia vascular sistémica; RVP = resistencia vascular pulmonar; PVC = presión venosa central; PCP = presión capilar pulmonar; ITSVI = índice de trabajo sistólico del ventrículo izquierdo.

* p < 0.05. Comparación con la posición lateral izquierda

Si ahora se compara entre la mujer en el tercer trimestre del embarazo contra la mujer 8 a 12 semanas después del parto, la magnitud de las respuestas hemodinámicas ante el cambio de la posición lateral a la ortostática, son significativamente menores en la embarazada, con excepción de la frecuencia cardiaca basal, lo cual habla de una mejor estabilidad hemodinámica en la embarazada, probablemente debida al mayor volumen sanguíneo [Easterling *et al.*, 1988; Clark *et al.*, 1991b]. La Figura 2.2. presenta un resumen de los resultados de Clark *et al.* (1991).

Dadas las condiciones hemodinámicas diferentes al cambiar de posición, la participación del SNA resulta crucial, ya que el balance dinámico entre el simpático y el parasimpático determinarán el grado de actividad de los efectores, como el miocardio y la musculatura lisa vascular, entre otros.

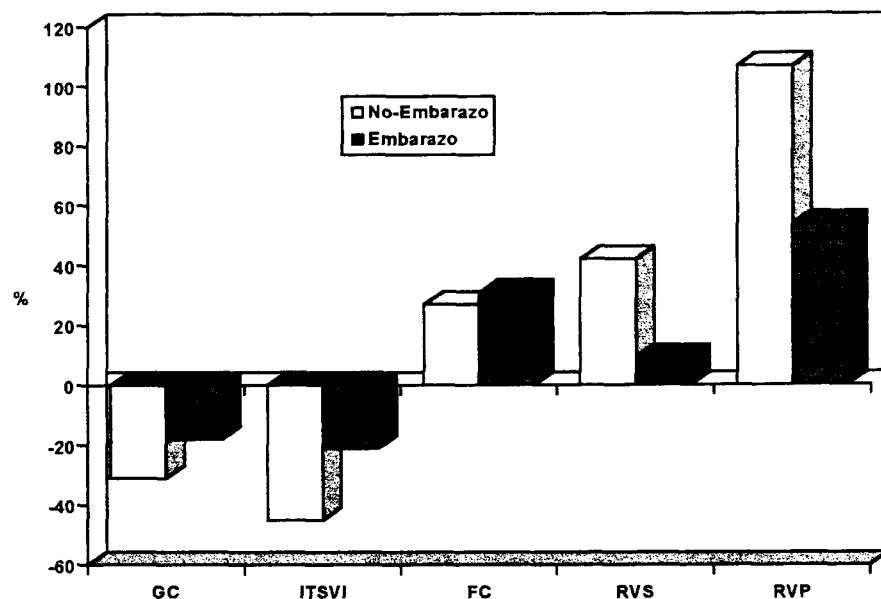


Figura 2.2. Respuesta relativa en los parámetros hemodinámicos, inducidos por el cambio de la posición lateral izquierda a la ortostática, en mujeres durante el tercer trimestre del embarazo y 8-12 semanas después del parto (No-Embarazo). GC = gasto cardiaco; ITSVI = índice de trabajo sistólico del ventrículo izquierdo; FC frecuencia cardiaca; RVS = resistencia vascular sistémica; RVP = resistencia vascular pulmonar. [Clark, et al., 1991b]

La actividad del SNA, durante el embarazo, ha sido estudiada mediante tres procedimientos, cuyas diferencias metodológicas muestran divergencias en la interpretación funcional. El primer procedimiento, basado en el análisis químico de catecolaminas en sangre, permite determinar la actividad simpática, pero no toma en cuenta la actividad vagal. Nisell y colaboradores [Nisell et al, 1985a; Nisell et al, 1985b] encuentran que, durante el tercer trimestre de embarazo, en reposo, la actividad simpática no se afecta, mientras que bajo diferentes tipos de estimulación (ejercicio isométrico, frío e inclinación corporal) parece haber una respuesta simpato-adrenal y hemodinámica reducida, hipotéticamente porque el mayor volumen sanguíneo en la embarazada permite sostener un mejor control del retorno venoso en situaciones que alteran el gasto cardiaco o la presión arterial. Estos datos son parcialmente respaldados por otros estudios [Whittaker et al., 1985], en donde se reportan valores basales de noradrenalina elevados en la mujer embarazada, pero coinciden en que durante los cambios posturales, la respuesta noradrenérgica es más lenta; en el mismo estudio se encuentra que la actividad adrenérgica fue de menor intensidad. Por último en un estudio en el que se analizan

también las condiciones basales, así como las respuestas a cambios posturales y a ejercicio isométrico [Barron *et al.*, 1986], se observa que los niveles de noradrenalina, fueron similares antes y después del embarazo, con la mujer en reposo y acostada de lado, aunque la frecuencia cardiaca fue mayor en la embarazada; no obstante, la respuesta a estímulos mostró que, tanto la frecuencia cardiaca como la noradrenalina plasmática, se elevaron en menor proporción en la embarazada, mientras que los niveles de adrenalina no fueron diferentes.

Tabla 2.2. Respuestas fisiológicas a maniobras posturales y ejercicio isométrico (apretón de mano) durante y después del embarazo.

PARAMETRO FISIOLÓGICO	POSICION			
	Lateral	Supina (10 min)	Parada (10 min)	Ejercicio (2 min, 50%)
Presión Sistólica (mmHg)				
Embarazada	105 ± 3	109 ± 5	119 ± 4	137 ± 3
Postparto....	106 ± 3	117 ± 3	122 ± 2	140 ± 4
Presión Diastólica (mmHg)				
Embarazada	56 ± 2	63 ± 3	70 ± 3	89 ± 4
Postparto....	55 ± 2	64 ± 2	78 ± 2	93 ± 5
Frecuencia Cardiaca (lpm)				
Embarazada	80 ± 3*	89 ± 5*	100 ± 2	121 ± 4
Postparto....	61 ± 2	60 ± 2	100 ± 3	118 ± 6
Noradrenalina (pg/ml)				
Embarazada	126 ± 23	131 ± 21	252 ± 29*	286 ± 36*
Postparto....	123 ± 11	126 ± 10	377 ± 40	520 ± 47
Adrenalina (pg/ml)				
Embarazada	46 ± 9	34 ± 4	66 ± 9	82 ± 23
Postparto....	41 ± 6	34 ± 4	56 ± 8	91 ± 13

* diferencias significativas contra postparto (p<0.001). [Barron *et al.*, 1986]

En resumen, la información disponible orienta hacia una respuesta simpática atenuada durante la posición ortostática y el ejercicio isométrico en la mujer embarazada. En reposo los datos son conflictivos ya que mientras algunos autores describen niveles similares de catecolaminas en sangre entre mujeres con y sin embarazo [Pedersen *et al.*, 1982; Barron *et al.*, 1986], otros reportan reducción de ambas catecolaminas en la mujer embarazada [Natrajan *et al.*, 1982] o únicamente de la adrenalina [Nisell *et al.*, 1985a], y algunos más mencionan mayor concentración de ambas catecolaminas durante el embarazo [Whittaker *et al.*, 1985]. Véase la Tabla 2.2, en la cual se analiza la actividad simpática mediante la medición de los niveles de catecolaminas [Barron *et al.*, 1986].

El segundo procedimiento empleado en la valoración de la función autonómica materna, es por la exploración de los reflejos cardiovasculares a maniobras con respuestas transitorias, como la prueba de respiración profunda o controlada, el ortostatismo, y la maniobra de Valsalva. Ya que la respuesta a cada prueba muestra diferencias en índices estadísticos (en el dominio del tiempo) entre las embarazadas y las no-embarazadas, algunos autores interpretan los resultados como una menor capacidad de respuesta a la actividad parasimpática durante el embarazo [Ekholm *et al*, 1994].

Finalmente, el tercer procedimiento se refiere al análisis espectral de la variabilidad de la frecuencia cardiaca. Utilizando esta herramienta, [Ekholm *et al*, 1992] se estudiaron dos grupos de mujeres, uno de ellos con embarazo en el segundo trimestre y el otro sin embarazo, observándose que en reposo y respiración espontánea, las embarazadas presentan una potencia total disminuida (menor variabilidad), en tanto que con respiración controlada la variabilidad de la frecuencia cardiaca fue similar en ambos grupos. En el mismo trabajo, los autores reportan que durante el ortostatismo, las mujeres embarazadas mostraron una mayor potencia en el componente de frecuencia alta. La conclusión a que llegan con estos resultados es que en reposo la embarazada presenta un mayor tono simpático. Cabe mencionar que los hallazgos de estos autores son difíciles de interpretar y resultan confusos, ya que la sola disminución de la variabilidad no indica un mayor componente simpático. Por otro lado, de ser ciertos sus datos, durante el ortostatismo, el componente de altas frecuencias fue mayor en las embarazadas, lo cual hablaría de un mayor tono parasimpático, situación difícil de aceptar, ya que el ortostatismo implica una estimulación simpática. Otros autores [Grimfors *et al*, 1994], empleando también análisis espectral, para evaluar el balance simpático-vagal en tres grupos de mujeres (no-embarazadas, con embarazo normal y con pre-eclampsia), concluyen que las mujeres con pre-eclampsia presentan un control vagal disminuido, y que el embarazo normal por sí mismo, no modifica el balance simpático-vagal.

En conclusión, aunque se ha estudiado el comportamiento autonómico en el embarazo, el uso de diversas metodologías ha conducido a resultados en los que aún no es posible definir con certeza el estado neurovegetativo de la madre en reposo, ni en respuesta a estímulos fisiológicos. En relación al feto, se ha avanzado en gran medida en el conocimiento sobre el desarrollo embriológico del SNA [Phillippe, 1983] pero poco se sabe de sus respuestas de adaptación ante la estimulación materna, en condiciones de embarazo normal. Existen estudios enfocados a observar la relación entre la reducción del

flujo sanguíneo y los patrones de frecuencia cardíaca fetal, así como el balance ácido-base, encontrando patrones de desaceleraciones anormales en la posición supina que están ausentes en la posición decúbito lateral, a pesar de que estos estudios se han realizado al momento del parto.

2.1.3. Correlación entre el comportamiento neurovegetativo materno y fetal.

Aún cuando la correlación entre la frecuencia cardíaca materna y la fetal ha sido sugerida por algunos autores, las evidencias no han sido concluyentes. En un estudio en el que se expuso a mujeres embarazadas a humo de cigarrillo [Kariniemi *et al*, 1982] se encontraron correlaciones negativas de 0.3 a 0.4, aparentemente significativas, entre la frecuencia cardíaca materna y el índice de largo plazo de la frecuencia cardíaca fetal, así como las presiones sistólica y la diastólica con el índice de corto plazo fetal. Aunque las correlaciones reportadas fueron bajas, cabe señalar que la correlación entre los parámetros hemodinámicos maternos y la respuesta fetal, pudo haber sido enmascarada por efectos directos del humo de cigarrillo sobre la madre y el feto por separado.

Utilizando tecnología Doppler [Sorensen *et al*, 1992], no se encontraron alteraciones en la relación de flujos sistólico/diastólico en la arteria umbilical cuando la madre normotensiva fue estimulada por cambios de posición. Debido a que en estas investigaciones se intenta hacer la comparación entre mujeres normotensivas y aquellas con hipertensión inducida por el embarazo, no se dan explicaciones de la ausencia de cambio en las mujeres normales. Probablemente las explicaciones de este hecho, son que realmente no existiese alteración alguna, o que al momento de las mediciones ya existían los ajustes fetales pertinentes para sostener el flujo umbilical, de tal manera que el feto se encontraba en un nuevo estado de equilibrio neurovegetativo al estar la madre en posición ortostática.

En el embarazo normal, inmediatamente después del ejercicio ligero en el que se provocó una elevación de la frecuencia cardíaca materna hasta 120 lpm, tampoco se encontró relación entre la frecuencia cardíaca materna y la frecuencia cardíaca fetal [Eisenberg de Smoler *et al*, 1974] por lo que se sugiere que dicha ausencia de relación podría ser un índice de bienestar fetal.

2.2 Aspectos Metodológicos

2.2.1. Métodos de obtención de señales de variabilidad de la frecuencia cardíaca fetal

La señales de VFC, se construyen mediante la medición de los intervalos de tiempo entre latidos cardiacos adyacentes, para esto es necesaria la detección precisa de la ocurrencia del latido cardiaco. Con el propósito de registrar el latido fetal se han desarrollado básicamente dos grupos de técnicas [Goodlin, 1979]: 1) las no invasivas, por ejemplo el ultrasonido Doppler, el electrocardiograma abdominal (ECG abdominal), la fonocardiografía y la magnetocardiografía [Kariniemi *et al*, 1977]; y 2) las invasivas, entre las que se encuentran el electrocardiograma directo (ECG directo). Este último procedimiento es el que se considera como patrón para la medición de la frecuencia cardíaca fetal (FCF) real [Lindercrantz *et al*, 1988]; sin embargo, para su empleo se requiere que las membranas coriónicas se encuentren rotas, con objeto de poder fijar los electrodos en el cuero cabelludo del feto. En consecuencia la electrocardiografía fetal directa resulta una técnica de amplio uso predominantemente durante el monitoreo intraparto.

El método no invasivo empleado con mayor frecuencia en obstetricia para la medición de la FCF anteparto, es el ultrasonido Doppler. Este mide los intervalos de tiempo entre la reflexión de señales acústicas producidas por el movimiento cardiaco fetal, lo cual se considera una representación razonable de la frecuencia cardíaca real. A pesar de las mejoras realizadas a este método, a través de técnicas de autocorrelación [Divon *et al*, 1985a], se ha encontrado que presenta limitaciones respecto a la medición mediante el ECG directo. Estas deficiencias son probablemente debidas a que el ultrasonido hace una medición del fenómeno mecánico (principalmente por el movimiento de las válvulas cardiacas), distorsionado por ruido de fondo periódico, mientras que el ECG directo mide el fenómeno eléctrico que desencadena el evento mecánico del latido fetal. En una comparación de estas dos técnicas se encontró que a pesar de que el ultrasonido permite una medición acertada, de los índices empleados en la evaluación clínica del feto, presenta diferencias significativas en los parámetros de corto plazo de la frecuencia cardíaca fetal [Lawson *et al*, 1983; Shono *et al*, 1993]

Una alternativa no invasiva para la medición del evento eléctrico ha sido el ECG abdominal. Se ha demostrado que este tipo de registro ofrece substancialmente la misma información que el ECG directo y que las mediciones de los índices realizadas por ambos

métodos, tienen la misma exactitud [Solum *et al*, 1980]. Otra ventaja del ECG abdominal es que permite realizar evaluaciones de la FCF en el periodo anteparto, incluso en edades tan tempranas como la semana 20 de gestación [Huang *et al*, 1994; Crowe *et al*, 1996]. Sin embargo, la obtención de la señal del electrocardiograma fetal (ECG fetal), a partir del registro abdominal, requiere de la aplicación de técnicas de procesamiento, ya que éste puede ocultarse en ruido electromiográfico materno, en ruido de los dispositivos electrónicos o en los complejos QRS del electrocardiograma materno (ECG materno) [Lawrson *et al*, 1983; Akselrod *et al*, 1988].

En las últimas décadas se han desarrollado técnicas de procesamiento para realizar una separación del ECG fetal de la señal abdominal, sin afectar su morfología y la precisión en la medición de los intervalos RR fetales. Algunas de éstas proponen el empleo de derivaciones torácicas maternas para la construcción de un sistema de funciones de bases ortogonales, que sirvan en la sustracción del ECG materno del registro abdominal, con el fin de evidenciar el ECG fetal [Longini *et al*, 1977; Reichert *et al*, 1977]. Se han efectuado optimizaciones de esta técnica con seis [Bergveld y Meijer, 1981] y cuatro [Bergveld *et al*, 1986] derivaciones tomadas a nivel abdominal, con las que se genera una multiplicación de los coeficientes de las señales abdominales independientes, para posteriormente sumarlas y eliminar del registro abdominal el ECG materno.

Otros métodos que emplean varias derivaciones para hacer la cancelación del ECG materno, son aquellos que implementan métodos adaptivos. Para ello, se han utilizando dos derivaciones abdominales, una como la señal deseada y la otra como la señal filtrada [Ferrara y Widrow, 1982]. Otros procedimientos de filtrado adaptivo se basan en la estimación geométrica de los pesos de cada una de las señales que componen el registro abdominal (ECG materno + ECG fetal), a partir del ajuste continuo de los pesos maternos en varias derivaciones torácicas (4 ó 6) que permiten la eliminación de la contribución materna de la señal abdominal [Callaerts *et al*, 1986]. El principal inconveniente de estas técnicas, estriba en el manejo de más de una señal, lo que incrementa la dificultad en su implementación y el empleo de recursos.

Las técnicas que ofrecen una mayor simplicidad, son aquellas que emplean una sola derivación abdominal [Abboud *et al*, 1992 y Akselrod *et al*, 1988], o las que adicionalmente emplean una sola derivación torácica auxiliar, como guía para la ubicación de la onda R materna [Huang *et al*, 1994; Crowe *et al*, 1996]. En la mayoría de las técnicas de procesamiento que utilizan filtrado adaptivo [Abboud *et al*, 1992; Huang *et al*, 1994; Crowe

et al, 1996], la eliminación del ECG materno se realiza mediante la sustracción de un promedio de segmentos de esta misma señal, centrados en el pico R de los complejos maternos, detectados por medio de umbrales [Huang *et al*, 1994; Crowe *et al*, 1996] o por correlación con "templates" [Abboud *et al*, 1992]. Otros autores [Akselrod *et al*, 1988] se han apoyado en la segunda derivada de la señal, para afinar la localización de los complejos maternos que se emplean en la conformación del "template" a restar del ECG abdominal para obtener la señal fetal. Estas técnicas, aunque son más fáciles de implementar y permitir la determinación en línea del intervalo RR fetal, presentan errores de medición implícitos a cada procedimiento que, en la mayoría de los trabajos, no se encuentran reportados.

2.2.2. Índices en el tiempo de la variabilidad de la FC fetal y materna

El análisis de la VFC en el dominio del tiempo, es realizado en series derivadas de la detección sobre un registro continuo de ECG de los intervalos entre latidos normales adyacentes, también llamados intervalos NN (normal-normal); es decir, los intervalos surgidos de la despolarización del nodo sinoauricular. A partir de esta detección, se deriva el cálculo de índices simples que indican la magnitud promedio (tendencia central) del ciclo cardiaco fetal expresado como intervalo RR (\overline{RR}) o frecuencia cardiaca (\overline{FC}). Otros índices temporales se basan en la medición de diferencias entre intervalos latido-a-latido para evaluar la dispersión de los datos y por lo tanto la variabilidad. Entre estos se han propuesto una gran variedad de índices [Parer *et al*, 1985; Kleiger *et al*, 1992]; sin embargo, los más comúnmente empleados son: la desviación estándar (DE_{RR}), la diferencia promedio entre el mayor y menor intervalo RR por minuto o diferencia del rango (DR_{RR}), la raíz cuadrática media de la suma de los cuadrados de las diferencias entre intervalos RR adyacentes ($RMSSD_{RR}$), el número de pares de intervalos RR adyacentes diferentes en más de 50 ms (NN50) y el valor de NN50 dividido por el número total de intervalos RR ($pNN50$). De acuerdo a la estandarización de las mediciones de la VFC, en registros cortos, con duraciones de pocos minutos, es recomendable calcular al menos dos índices (DE_{RR} y $RMSSD_{RR}$) que indiquen la variabilidad global del ciclo cardiaco y que posean adecuadas propiedades estadísticas [Task Force, 1996].

Particularmente en el campo de la obstetricia, y a partir de las observaciones reportadas sobre la existencia de fluctuaciones rápidas y lentas en los registros de FC fetal [Caldeyro-Barcia, 1966], diversos investigadores han descrito los llamados índices de

variabilidad a corto (STV) y largo plazo (LTV) [Laros *et al.*, 1977; Parer *et al.*, 1985], los cuales al corresponder a mediciones por diferencia de intervalos o de latidos, evalúan la variabilidad global del ciclo cardiaco. En la actualidad, el STV es definido a partir de las diferencias latido a latido o entre periodos de 1/16 de minuto, mientras que el LTV se calcula como el promedio de rango por minuto; ambos índices son valorados en ausencia de desaceleraciones de la frecuencia cardiaca [Dawes *et al.*, 1994]. Por lo tanto, antes de calcular los índices STV y LTV, los registros se evalúan para determinar la línea de base de la FC a partir de la cual se definen las aceleraciones y desaceleraciones.

Existen básicamente dos procedimientos automatizados para el cálculo de la línea de base de la FC fetal, ambos basados en un filtrado pasa-bajas, para estimar una línea hipotética que representa a la frecuencia cardiaca, siempre y cuando no se observen variaciones bruscas por aceleraciones y desaceleraciones [Dawes *et al.*, 1982; Mantel *et al.*, 1990a].

A su vez, existen varias definiciones de aceleraciones y desaceleraciones. Una de ellas considera a las aceleraciones, como aquellas desviaciones de más de 10 lpm, por arriba de la línea de base, en un tiempo mayor a 15 s y en cambio a las desaceleraciones, como desviaciones por debajo de la línea de base que cumplan cualquiera de los siguientes tres criterios: $>10 \text{ lpm y } =1 \text{ min}$, $>20 \text{ lpm y } = 0.5 \text{ min}$ ó $>25 \text{ lpm y } =0.25 \text{ min}$ [Dawes *et al.*, 1991]. Otra identifica las aceleraciones y desaceleraciones como aquellas desviaciones que alcancen una amplitud de 10 lpm y se mantengan con un desvío de al menos 5 lpm por más de 10 s, por arriba o por abajo de la línea de base respectivamente [Mantel *et al.*, 1990b]. En el presente trabajo se utiliza el método de Mantel y colaboradores, cuyo procedimiento de filtrado y aproximaciones subsecuentes ha dado mejores resultados en la identificación de la línea de base, así como de las aceleraciones y desaceleraciones [Mantel *et al.*, 1990a; Mantel *et al.*, 1990b].

2.2.3. Índices espectrales de la variabilidad de la frecuencia cardiaca

La evaluación de la VFC, mediante el análisis espectral, fue introducido a principios de los ochentas como un medio para cuantificar el control cardiovascular latido a latido [Akselrod *et al.*, 1981]. Este índice ha permitido obtener información respecto al contenido en frecuencias presentes en las señales de variabilidad y, al mismo tiempo, medir en términos de la densidad de potencia espectral, el grado de influencia de los factores que producen cada una de éstas. Aunque en el campo de la perinatología esta técnica se usó

inicialmente para evaluar los movimientos respiratorios fetales o la arritmia respiratoria en fetos de animales [Donchin *et al*, 1984] y en fetos humanos [Divon *et al*, 1985b], actualmente el análisis espectral ha sido sugerido como una herramienta para evaluar la modulación del SNA sobre la frecuencia cardiaca fetal [Cerutti *et al*, 1989; Openheimer y Lewinski 1994], por lo que su validación se encuentra bajo estudio [Lindecrantz *et al*, 1993; Karin *et al*, 1993; Metsälä *et al*, 1995].

En el espectro de la VFC se han identificado las siguientes bandas espectrales básicas: 1) muy baja frecuencia (VLF), con componentes en frecuencia igual o menores a 0.04 Hz; 2) baja frecuencia (LF), para componentes entre 0.04 a 0.15 Hz; y 3) alta frecuencia (HF), para los componentes por arriba de 0.15 Hz. Tales componentes en frecuencia corresponden a la descomposición de las oscilaciones visibles en los registros de la FC en función del tiempo (cardiotacograma). No obstante que estos componentes aparecen, tanto en la estimación espectral de registros de VFC de sujetos humanos adultos [Sayers 1973; Akselrod *et al*, 1981; Pomeranz *et al*, 1985] como de fetos humanos [Ferrazzi *et al*, 1989; Groome *et al*, 1994], la correlación funcional de actividad neurovegetativa, con bandas espectrales específicas, ha sido comprobada en humanos adultos pero no en fetos, [Kamath y Fallen, 1993; van Ravenswaaij-Arts *et al*, 1993].

Bajo ciertas condiciones experimentales, en el adulto cada banda espectral se ha asociado con diferentes factores de modulación. Así, la VLF se ha asociado con mecanismos de termorregulación y variaciones de la actividad renina-angiotensina; LF con la actividad vasomotora periférica y de barorreceptores; y HF se ha visto que varía en relación con el ciclo respiratorio [Öri *et al*, 1992]. De acuerdo al modelo propuesto en la Figura 1.1., al aumentar la frecuencia durante el ciclo respiratorio, la actividad vagal aumentaría y se reflejaría en mayor potencia del componente HF. Por otra parte, el incremento en la actividad de los barorreceptores, debido al aumento en el tono vasomotor o de la presión arterial, modificaría la potencia de la banda LF; en este caso, la rama autonómica participante sería tanto el simpático, con efectos vasoconstrictores, como el parasimpático, por descarga de barorreceptores. Más aún, ya que la descarga de receptores cardiopulmonares también influye sobre el componente LF, se tiene que la actividad vagal afecta tanto LF como HF. En consecuencia, se ha sugerido que la relación LF/HF podría ser un índice del balance simpático-vagal [Malliani *et al*, 1991]. De ser ciertas las asociaciones mencionadas, entre frecuencias específicas y la actividad neurovegetativa

en el adulto, cabe preguntarse si las mismas asociaciones existen durante la vida pregestacional.

Estudios preliminares en registros de la FC (dominio del tiempo) de fetos animales, a quienes se les han administrado bloqueadores del SNA, parecen indicar que la respuesta es afirmativa, ya que se ha observado que estos fármacos claramente afectan a ambos, el valor promedio de los intervalos del latido cardiaco y la variabilidad latido-a-latido. A pesar de que desde el punto de vista de la FC basal, demostrado en estudios en fetos de corderos, que la administración de atropina (bloqueador parasimpático-efecto simpático) induce un aumento de la FC y que la administración de propranolol (bloqueador beta adrenérgico-efecto vagal) disminuye la FC [Kleinhout *et al.*, 1977; Walker *et al.*, 1978; Zhu and Szeto, 1987; Wakatsuki *et al.*, 1992b], con relación a la variabilidad latido a latido, los fármacos han tenido efectos menos definitivos, ya que se ha observado que: 1) la administración de atropina disminuye la VFC [Kleinhout *et al.*, 1977; Dalton *et al.*, 1983], 2) la administración de propranolol reduce [Kleinhout *et al.*, 1977; Zhu and Szeto, 1987] o no tiene efectos sobre la VFC [Dalton *et al.*, 1983], 3) la administración de bloqueadores alfa adrenérgico no tienen efecto [Kleinhout *et al.*, 1977] o aumentan la VFC [Zhu and Szeto, 1987], y 4) la administración simultánea de bloqueadores vagales y beta adrenérgicos disminuyen la VFC, pero no la eliminan completamente, por lo que existen otros factores no neuronales que modulan la VFC [Dalton *et al.*, 1983].

Los estudios en el dominio de la frecuencia de la correlación existente entre fármacos con efectos autonómicos y la VFC por análisis espectral han sido realmente escasos; se ha efectuado únicamente en fetos de corderos. En uno de estos estudios [Lindecrantz *et al.*, 1993], la administración al feto de noradrenalina (NA), provocó que en valores normalizados el componente VLF disminuyera significativamente de 85.8%, antes de la infusión de NA, a 18.6%, después de la infusión de NA; mientras que el componente LF aumentó de 8.6% a 74.6%. En este mismo estudio se reporta que la inducción de hipoxemia, por oclusión aórtica abdominal materna, causó que el componente VLF disminuyera de 84.3% a 0% y el componente LF aumentara de 6.9% a 74.3%. En un estudio posterior, también en fetos de cordero [Metsälä *et al.*, 1995], se encontró que la administración de atropina aumentó la FC, pero no tuvo efectos significativos sobre la distribución de los componentes espectrales de la VFC. Por otro lado, la administración de propranolol disminuyó la FC, aumentó la proporción del componente HF, y disminuyó la relación LF/HF. La explicación sugerida para estos hallazgos, es que la atropina no tuvo

efectos sobre la VFC debido a la inmadurez del control vagal en el feto, y que el propranolol indujo cambios en la VFC por mejoría en la sensibilidad de barorreceptores [Metsälä *et al*, 1995]; en el estudio no se consideran algunos riesgos metodológicos que pudiesen haberse presentado, al emplear la transformada de Fourier en registros con pocos datos (90 segundos), deduciendo así su explicación fisiológica a partir sólo de valores espectrales en unidades normalizadas sin tomar en cuenta valores absolutos (potencia total).

En conclusión, aunque en el adulto existen evidencias experimentales de la asociación entre componentes espectrales y la modulación neurovegetativa sobre la FC [van Ravenswaaij *et al*, 1993; Kamath and Fallen, 1993], dicha asociación en fetos animales ha sido poco explorada, y en fetos humanos, no se ha estudiado.

Por otra parte, en el adulto se ha intentado estandarizar el rango de medición de las bandas espectrales [Task Force, 1996]; sin embargo, es frecuente que diversos autores utilicen rangos diferentes, dependiendo de sus fines experimentales y sujetos de estudio (animales, fetos, neonatos), además de incluir la banda de frecuencias medias (MF) dentro del rango de las LF [Metsälä *et al*, 1995]. En este trabajo también se integró el componente MF dentro del rango de 0.07 a 1.5 Hz, como más representativo de la modulación de la FC por barorreceptores, que induce fluctuaciones alrededor de 0.1 Hz, [Hyndman *et al*, 1971].

2.2.4. Métodos para la estimación de la densidad espectral de la potencia

Para cuantificar la densidad espectral de la potencia (DEP), se han desarrollado diversos métodos que se clasifican fundamentalmente en dos categorías: los paramétricos y los no paramétricos; ambos métodos ofrecen información equivalente. Los métodos no paramétricos tienen como ventaja la simplicidad de sus algoritmos y su alta velocidad de procesamiento, debido a que se implementan por medio de la transformada rápida de Fourier (FFT), mientras que los métodos paramétricos, basados en la predicción lineal o modelos autorregresivos (AR), suavizan los componentes espectrales y permiten distinguir bandas espectrales independientes.

Los detalles de los cuatro algoritmos mencionados pueden encontrarse en la literatura orientada hacia la descripción de algoritmos para la estimación espectral de señales o procesamiento de series de tiempo [Kay y Marple, 1981; Kay, 1988; Oppenheim y Schaffer, 1989; Brockwell y Davis, 1991].

Entre los algoritmos empleados con mayor frecuencia para la estimación espectral de la VFC se pueden mencionar los siguientes:

- a) No paramétricos: periodograma [Akselrod *et al*, 1981; Berger *et al*, 1986] y el correlograma o estimación de Blackman-Tuckey (BT) [Rong *et al*, 1993].
- b) Paramétricos: Yule-Walker [Baselli *et al*, 1987] y de Burg [Carrasco-Sosa *et al*, 1994].

En breve, el periodograma, se basa en el cálculo múltiple y la promediación de la FFT de segmentos de datos traslapados. A partir de la señal continua $x(t)$ se obtiene una secuencia muestreada $x(n)$ en espacios iguales, donde T es el periodo de muestreo y $n=0, 1, \dots, N-1$, definiendo la densidad de potencia espectral como el cuadrado del valor absoluto de la transformada de Fourier (TDF) de $x(n)$ ponderada por T / N

$$\hat{P}_{per}(f) = \frac{T}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{(-2j\pi f n T)} \right|^2$$

Cuando en el cálculo se emplea la FFT, el periodograma es un estimador (^) rápido y fácil de calcular. Sin embargo, presenta los problemas inherentes a la FFT: su resolución en frecuencia pobre para registros cortos, distorsión por fuga y enmascaramiento de señales débiles.

El algoritmo de Blackman-Tukey se basa en el teorema de Wiener, definiendo la DEP como la transformada de Fourier de la autocorrelación $\hat{R}_{xx}(m)$ de los datos $x(n)$.

$$\hat{P}_{BT}(f) = T \sum_{k=-M}^M w(k) \hat{R}_{xx} e^{(-2j\pi f k T)}$$

donde $w(k)$ es una ventana retrasada y $M \leq N-1$. Si $M = N-1$. A pesar de que este método ofrece las ventajas de eficiencia y velocidad, presenta los mismo problemas que el periodograma, en cuanto a resolución y distorsión del espectro por fuga, implícitos al ventaneo de los datos.

Los modelos autorregresivos son generados por el paso de una señal de ruido blanco, por un sistema lineal, que únicamente tiene polos. En estos modelos, cada muestra

de la serie de tiempo muestreada $x(n)$, se deriva de la combinación lineal de las muestras pasadas, más un error independiente de éstas. Los datos muestreados se expresan como ecuación de diferencias de predicción lineal:

$$x(n) = -\sum_{k=1}^P a_k x(n-k) + u(n)$$

donde: $x(n)$ corresponde a las muestras de la señal modelada, a_k equivale a los coeficientes del modelo autorregresivo, $u(n)$ es ruido blanco de entrada con media cero y varianza σ^2 , y P es el orden del modelo. La función de transferencia del sistema se obtiene mediante la transformada Z, relacionándola con los coeficientes del modelo:

$$H(z) = \frac{X(z)}{U(z)} = \frac{1}{1 + \sum_{k=1}^P a_k z^{-k}}$$

A partir de esta ecuación, se describe la estimación espectral \hat{P}_{AR} como :

$$\hat{P}_{AR}(f) = \frac{\sigma^2 T}{\left| 1 + \sum_{k=1}^P a_k e^{(-2j\pi f k T)} \right|^2},$$

donde T = periodo de muestreo.

Para obtener la DEP se requiere de la estimación de los parámetros a_k y σ . Yule-Walker calcula estos parámetros mediante la resolución de un sistema de ecuaciones que relaciona los parámetros AR y la función de autocorrelación de $x(n)$. El resultado de esta estimación espectral produce buenos resultados en registros largos; sin embargo, en registros cortos su resolución es pobre. Con el fin de mejorar la estimación en registros cortos, se han desarrollado otras técnicas de aproximación; tal es el caso del algoritmo de Burg, que recurre a una técnica basada en mínimos cuadrados, y utiliza predicciones hacia adelante y hacia atrás.

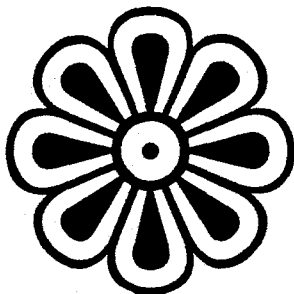
Un punto importante en la estimación, mediante los modelos AR, es la selección del orden, ya que de éste depende la fidelidad de espectro calculado. Si se emplea un orden demasiado bajo, el espectro obtenido será extremadamente suavizado, mientras que con órdenes altos se generan estimaciones falsas del espectro. El criterio más empleado para

seleccionar el orden apropiado es el establecido por Akaike. En aplicaciones prácticas [Task Force, 1996], se recomienda para los modelos AR, emplear un orden de 8 a 20, que cumple con las pruebas de error de predicción y de orden óptimo.

3. Metodología

3.1 Sujetos de estudio.

De las pacientes que asisten a consulta obstétrica al Hospital del Perpetuo Socorro del CIMIGEN, se estudiaron 26 mujeres en el tercer trimestre del embarazo, quienes accedieron a una invitación abierta para participar voluntariamente en el estudio. Cada paciente fue informada verbalmente de las características, los riesgos y las ventajas de éste, antes de solicitar su consentimiento por escrito, de acuerdo a los lineamientos de la Declaración de



Helsinki y a los criterios de aprobación establecidos por el Comité de revisión de proyectos CIMIGEN, para el estudio en seres humanos. De las 26 pacientes, se seleccionaron los registros de 16 participantes que presentaron complejos electrocardiográficos fetales, claramente visibles y una adecuada relación señal a ruido. Ya que el estudio fue dirigido a una población sana, además de la calidad de los registros se consideraron los siguientes criterios de inclusión al momento del registro:

1. Evolución del embarazo con bajo riesgo.
2. Embarazo clasificado como de bajo o mediano riesgo al momento del estudio.
3. Edad materna <35 años.
4. Edad gestacional de 30 a 40 semanas, evaluado por FUR y apoyado por ultrasonido (US).
5. Feto único, confirmado por US.
6. Posición y presentación fetal longitudinal y cefálica, confirmado por maniobras de Leopold al momento del registro.
7. Feto sin retardo de crecimiento intrauterino o anormalidades, de acuerdo a criterios ultrasonográficos.
8. Volumen de líquido amniótico normal, evaluado por US.
9. Peso materno normal para su estatura.
10. Madre sin antecedentes de tabaquismo, alcoholismo, uso de medicamentos (excepto vitaminas y minerales), o sustancias que modifiquen el balance neurovegetativo.

De los 16 estudios practicados, al momento del nacimiento se descartaron 2 más, debido a que su valoración Apgar fue menor a 7 a los 5 minutos, uno de ellos por doble circular de cordón, y el otro, probablemente, por múltiples calcificaciones placentarias.

La muestra final quedó constituida por 14 madres cuyas características generales, incluyendo las del producto al momento del nacimiento, se resume en la Tabla 3.1. De las 14 madres se obtuvieron 61 registros, que fueron procesados para determinar por separado la respuesta de la variabilidad de la frecuencia cardiaca materna y fetal ante 5 condiciones experimentales. Es decir, del máximo de 70 posibles registros (14 x 5) se perdieron 9 debido a problemas técnicos para obtener registros de calidad en algunas de las condiciones exploradas.

Las 14 madres fueron normotensas, entre 19 y 34 años de edad y asintomáticas al momento de tomar los registros, entre las semanas 36 a 40 de gestación. De los 14 partos, se perdió la información de dos de ellos debido a que fueron atendidos en otra institución diferente a CIMIGEN; de los 12 restantes, 8 fueron partos espontáneos y 4 cesáreas programadas en primíparas con desproporción cefalopélvica. Finalmente, los 12 productos restantes nacieron entre la semana 39 y la 41 de gestación, con pesos de 2,760 a 3,630 gramos y valoración Apgar igual o mayor 7 al minuto e igual ó mayor a 8 a los 5 minutos. Ya que las dos pacientes de las que no se tuvo información presentaban características clínicas normales al momento de la obtención de registros, sus electrocardiogramas fueron incluidos en la muestra final.

Tabla 3.1. Características de la madre al momento del registro y valoración del recién nacido

MADRE								RECIEN NACIDO			
Madre	edad (años)	peso (Kg)	talla (cm)	semana de gesta	Nº de gestas	Nº de para	Nº de aborto	peso (gr)	talla (cm)	apgar 1-5min	sexo
1	19	69.4	156	38	2	1	0	3620	50	7-8	M
2	27	80.3	154	38	1	0	0	3300	51	8-9	M
3	25	78.3	162	39.5	4	2	1	3550	50	9-9	F
4	23	74.0	161	39	1	0	0	3170	51	9-9	F
5	23	70.0	162	39	1	0	0	2830	51	9-10	M
6	22	-----	-----	37	1	0	0	-----	-----	-----	-----
7	19	67.7	150	38	1	0	0	2800	48	8-9	M
8	21	-----	-----	36	-----	-----	-----	3100	-----	-----	F
9	34	64.5	150	38	2	1	0	3400	50	9-9	F
10	25	-----	-----	37	-----	-----	-----	2760	52	7-9	F
11	22	62.0	154	40	1	0	0	3550	52	8-9	F
12	23	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----
13	23	74.5	158	39	2	1	0	3630	48	9-9	M
14	20	57.0	139	38	1	0	0	2980	52	7-9	F
Promedio	23.28	69.77	154.6	38.2	1.5	0.5	0.18	3224.2	50.45	8.1-9	F

3.2 Registros y sistema de adquisición

Para obtener la variabilidad de la frecuencia cardiaca materna y fetal, se adquirieron registros de electrocardiografía en la superficie abdominal, mientras se mantenía el monitoreo continuo de la presión arterial indirecta y la señal de respiración. Esta última señal se empleó en el seguimiento de la respiración controlada.

El ECG en abdomen fue registrado por medio de electrodos de placa, de tipo plata-cloruro de plata, en una configuración bipolar en sentido longitudinal al feto. La referencia fue ubicada en la pierna derecha materna, mientras que los electrodos de exploración fueron colocados sobre el abdomen materno; el electrodo negativo se situó cercano a la cintura pélvica del feto, y el positivo, próximo al vértice fetal, interponiendo entre ambos una distancia de 20 cm, aproximadamente. Los electrodos fueron desplazados sobre la superficie abdominal, hasta encontrar que la ubicación en que se observara con mayor claridad el complejo QRS fetal. Las zonas donde se colocaron los electrodos se limpiaron con alcohol y en ellas se aplicó una capa de gel electrolítico para reducir la impedancia transcutánea. Los electrodos se conectaron a través de cables aislados a un amplificador diferencial de señales fisiológicas marca Nihon Kohden, modelo AB-601G, con una constante de tiempo de 0.1 y CMRR>100 dB.

Para el registro de la presión indirecta se empleó el equipo Finapres (BP Monitor, Ohmeda 2300), el cual sensa la presión mediante método fotopleletismográfico. Los valores de presión arterial materna no se utilizaron como variable de exploración para los fines de la presente tesis, por lo que no serán descritos.

Los movimientos respiratorios maternos, se adquirieron empleando un transductor tipo *strain-gauge* (Pro-Tech Services, Inc.), el cual fue sujeto al tórax mediante una banda no elástica; la señal analógica se envió a un amplificador marca Nihon Kohden, modelo AR-601G con una constante de tiempo de 0.1 y CMRR>100 dB.

Las señales fisiológicas descritas fueron digitalizadas empleando un sistema de adquisición marca *Biopac Systems*, modelo MP100WS, con una tarjeta digitalizadora de 16 bits de resolución. Los registros fueron adquiridos en una computadora personal con un microprocesador 486, utilizando el software *AcqKnowledge v3.02* en ambiente Windows. El arreglo para la adquisición del ECG abdominal se esquematiza en la Figura 3.1.

Adicionalmente al sistema descrito, en los registros de respiración controlada, se empleó un metrónomo para marcar el ritmo respiratorio materno deseado en la investigación; mientras que para la maniobra de ejercicio isométrico, se utilizó un manómetro aneroide para sensar la fuerza aplicada por la paciente al apretar el brazalete.

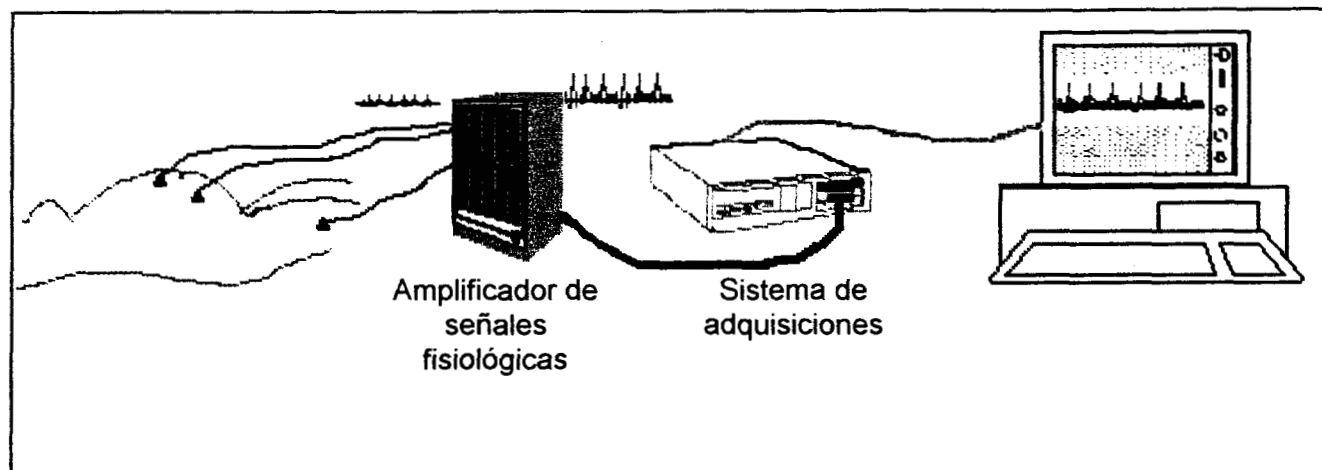


Figura 3.1. Diagrama que ilustra el sistema de adquisición para electrocardiograma abdominal

3.3 Procedimiento de adquisición de registros

Las señales registradas fueron digitalizadas a una frecuencia de muestreo de 1000Hz y con una longitud de 300 segundos para cada maniobra. El procedimiento para su adquisición, se inició recostando a la paciente en una mesa de exploración y colocando adecuadamente los transductores. Una vez obtenida una señal en la que se observó claramente el complejo fetal, se ejecutó el siguiente esquema de estimulaciones fisiológicas por cambios de posición o por ejercicio materno:

1. Posición supina con respiración espontánea (S). Se permitieron de 2 a 3 minutos de reposo antes de adquirir las señales.
2. Posición de decúbito lateral izquierdo con respiración espontánea (Dre), seguida de un lapso de 2 a 3 minutos para la estabilización de las señales.
3. Posición decúbito lateral izquierdo con respiración controlada (Drc) a 15 ciclos por minuto (0.25 Hz). El ritmo marcado fue comprobado mediante la observación del registro de respiración, y las señales se adquirieron hasta que la paciente respiró con regularidad a la frecuencia deseada. Al finalizar la maniobra, se permitió a la paciente recobrar el ritmo normal de su respiración.
4. Posición decúbito lateral izquierdo con respiración espontánea y realizando ejercicio isométrico (Ei). El ejercicio consistió en mantener durante el tiempo de registro una fuerza del 30% de la contracción máxima voluntaria, al apretar el brazaletes de un manómetro aneroide con la mano izquierda. En esta condición, previamente se instruyó

a la madre para evitar que realizara la maniobra de Valsalva, ya que ésta constituye un estímulo vagal importante que enmascara el estímulo simpático por ejercicio.

5. Posición ortostática con respiración espontánea (O). En esta condición se dejó un periodo de estabilización de 3 a 5 minutos, antes de registrar.

3.4. Construcción de series de tiempo RR

Para formar las señales de variabilidad maternas y fetales, el primer paso consistió en detectar los picos de las ondas R, a partir del electrocardiograma abdominal. Se diseñó un algoritmo basado en tres criterios: la identificación morfológica de los complejos QRS, mediante la correlación con "*templates*" maternos y fetales; la predicción temporal de la ocurrencia de los complejos y una interacción con el usuario para una afinación de la detección. La construcción de estas series de tiempo, se hizo fuera de línea, por medio del procedimiento descrito gráficamente en la Figura 3.2.

La primera etapa consiste en pasar la señal de ECG abdominal por un filtro digital pasabandas tipo FIR, de 10 a 70 Hz, sin corrimiento en fase. Los límites del filtro fueron seleccionados considerando que el espectro de potencias para el QRS materno, se encuentra en la banda de 0.1 a 70 Hz [Abboud y Sadeh, 1989] y que el QRS fetal se presenta más marcado en la banda de 15 a 40 Hz [Azevedo y Longini, 1980; Abboud y Sadeh, 1989]. El límite bajo del filtro elimina frecuencias que producen cambios en la línea de base, tales como la respiración y movimiento de la paciente; la frecuencia de corte alta, limpia el registro de ruidos ocasionados por electromiografía, falso contacto de electrodos o variaciones de corriente en la línea de alimentación eléctrica del sistema de adquisición (Figura3.3).

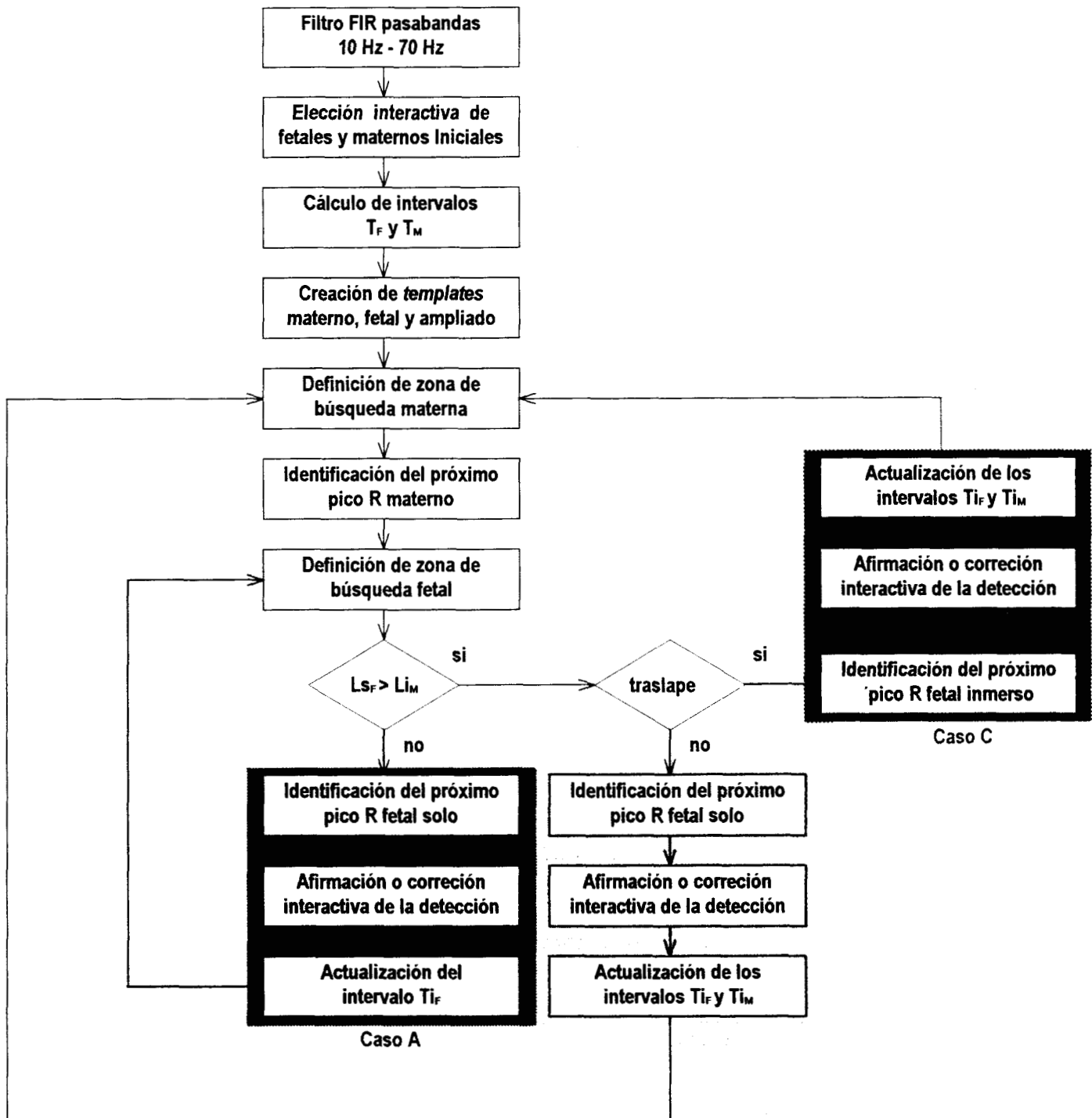


Figura 3.2. Diagrama a bloques del algoritmo de identificación de las picos R maternos y fetales. La identificación de cada onda R es empleada para encontrar la diferencia con la onda R anterior y este intervalo es empleado en la construcción de la señal de variabilidad

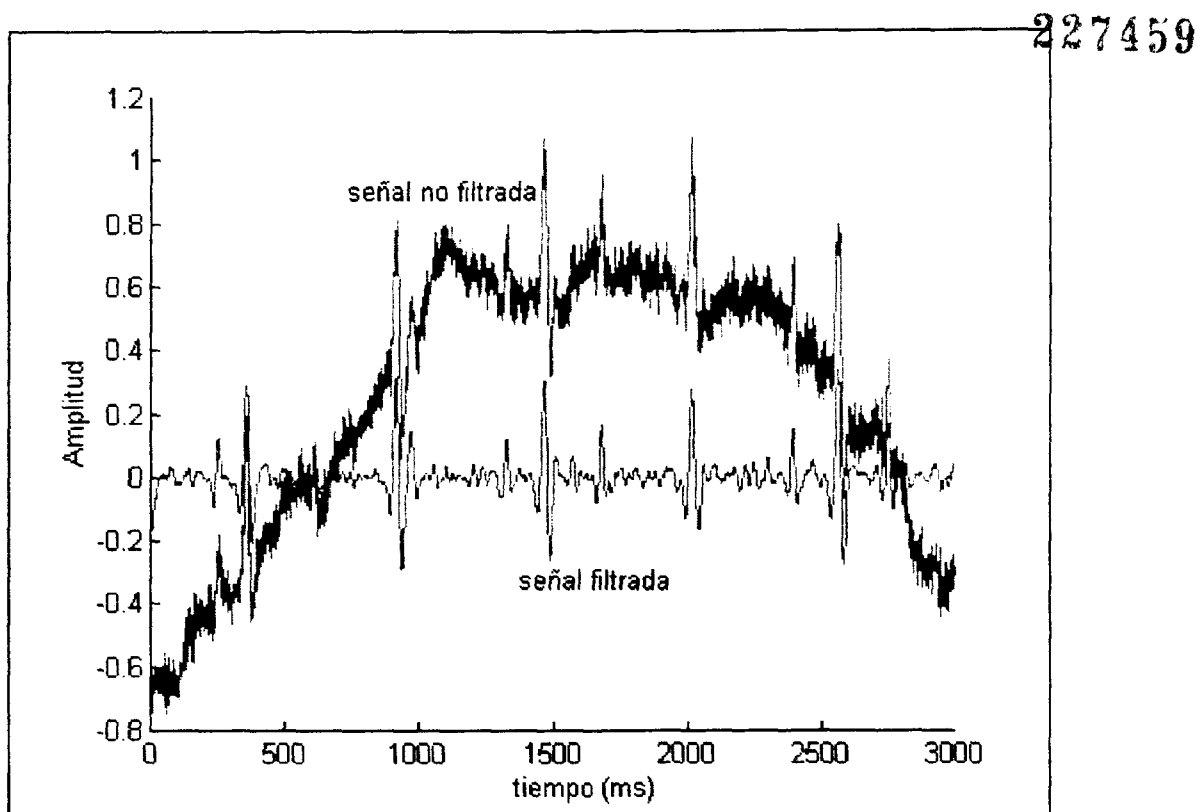


Figura 3.3. Señal de ECG abdominal antes y después de un filtro pasabanda FIR

A través de una interfase interactiva con el usuario, se seleccionan los dos primeros complejos QRS fetales consecutivos no inmersos y los dos complejos maternos iniciales. El algoritmo calcula los intervalos de tiempo entre los picos R de cada tipo de complejo, definiendo los intervalos iniciales materno T_M y fetal T_F .

De los complejos iniciales fetales y maternos, el algoritmo define dos *templates* cortos, considerando las ondas más significativas para cada tipo de complejo; el materno es compuesto por las ondas R y S, mientras que el fetal es determinado por la onda R.

Adicionalmente, el complejo materno es complementado con sus zonas colindantes, creando un *template* materno ampliado, utilizado en la identificación de complejos maternos y fetales traslapados. Los *templates* son empleados como guías morfológicas en la identificación de los complejos, considerando que a lo largo de toda la señal la forma de éstos no se modifica (Figura 3.4.).

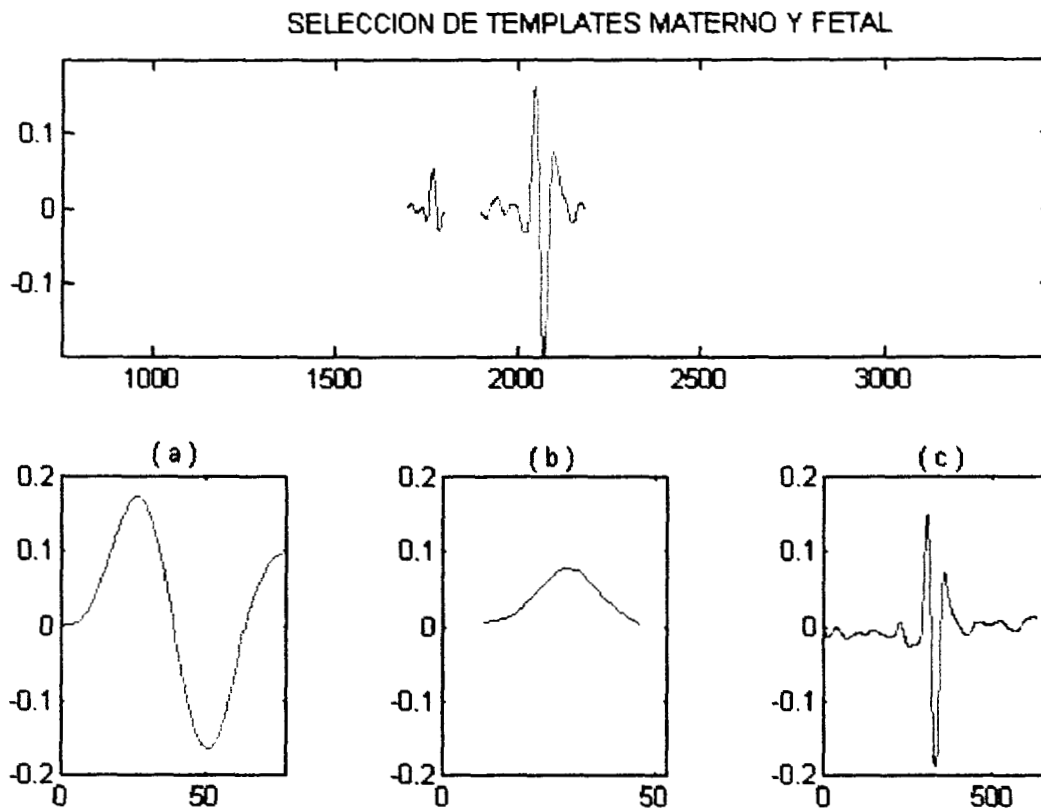


Figura 3.4. *Templates* a) materno, b) fetal, c) materno ampliado

A partir de los parámetros anteriores, se realiza un ciclo de identificación de los complejos QRS maternos. El ciclo se inicia definiendo una zona de búsqueda de los complejos maternos, centrada en la localidad del pico inicial R más T_M , y con un ancho del doble del rango de búsqueda R_M , (Figura 3.5). Este rango es determinado en cada caso, por una predicción de la variación del intervalo RR, basado en la estimación de la diferencia en la longitud del intervalo RR presente, en función de la longitud del intervalo RR anterior; siendo la variación entre ciclos una función directamente proporcional a la longitud de estos [Van Geijn *et al*, 1980]. Dentro de esta zona se calculan todos los picos factibles de ser el próximo que define a la onda R materna. A partir de cada uno de estos, se establecen zonas del ancho del *template* materno; cada una de las zonas definidas es correlacionada con el *template*, alineándola con el vértice R. El punto correspondiente a la zona con más alto valor de corrección, es designado como el pico de la onda R del complejo materno identificado (Figura 3.6.).

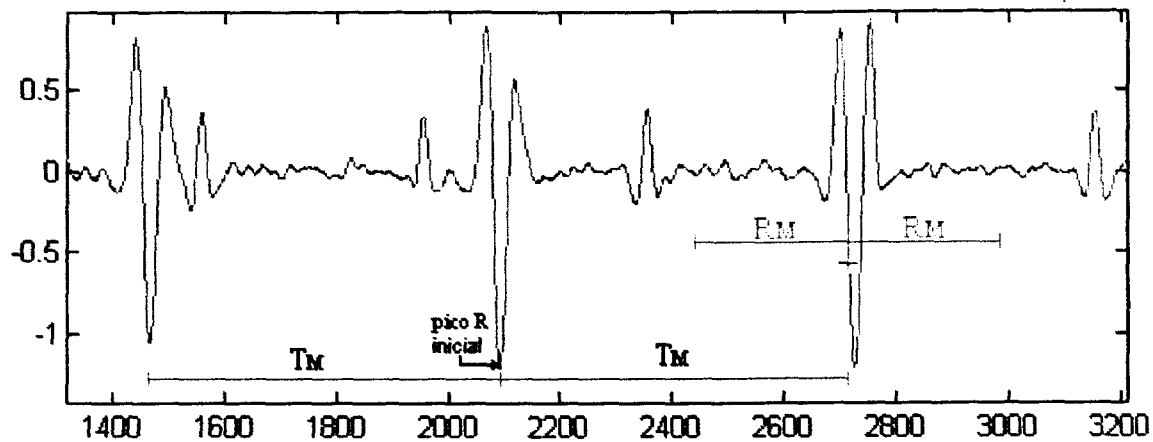


Figura 3.5. Definición de zona de búsqueda materna en función del rango materno, el pico R anterior y el intervalo materno anterior.

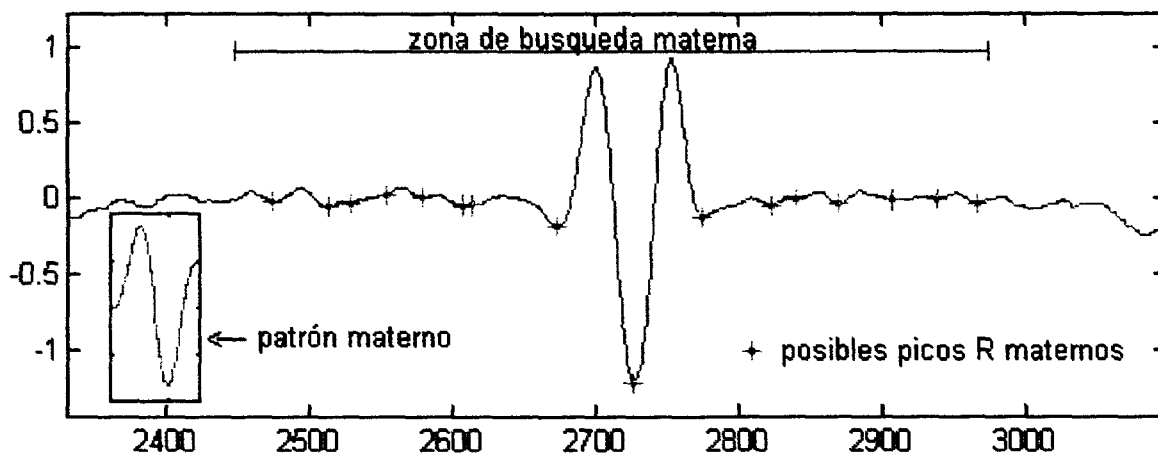


Figura 3.6. Identificación de posibles picos R, en zona de búsqueda materna.

Anidado al ciclo materno se ejecuta un lazo de reconocimiento fetal; en éste la identificación se realiza por dos procedimientos distintos: complejo fetal solo (Figura 3.2, Caso A y B) ó complejo fetal traslapado, (Figura 3.2, Caso C). La aplicación de alguno de los dos procedimientos, depende de la zona de búsqueda del complejo fetal, con respecto a la región ocupada por el complejo materno identificado.

De manera análoga al caso materno, se define una zona de búsqueda, basándose en el intervalo fetal anterior, la predicción de la variación del intervalo [Van Geijn et al, 1980] y la localización del complejo fetal anterior. Para definir si el complejo fetal buscado pudiera estar inmerso en un materno, se prueba si el límite mayor (LsF) de la zona de búsqueda

fetal es superior al limite bajo (LiM) del complejo materno localizado anteriormente. Las posibilidades son dos, una que descarta definitivamente la existencia de traslape y otra que indicaría la existencia de un posible tralape de complejos.

En caso negativo, se aplica el procedimiento para un complejo fetal solo (Figura 3.7, Caso A), por lo que se descarta que el complejo fetal esté traslapado con algún QRS materno, y la identificación del vértice R se hace de manera similar a la de un complejo materno. Una vez que el algoritmo ha ubicado el complejo fetal, el usuario reafirma o corrige la detección a través de una interfase interactiva. Para emplearse en la próxima localización, T_F se actualiza como la duración del intervalo entre las dos últimos picos R detectados y se define una nueva zona de búsqueda fetal para comenzar nuevamente el ciclo de identificación.

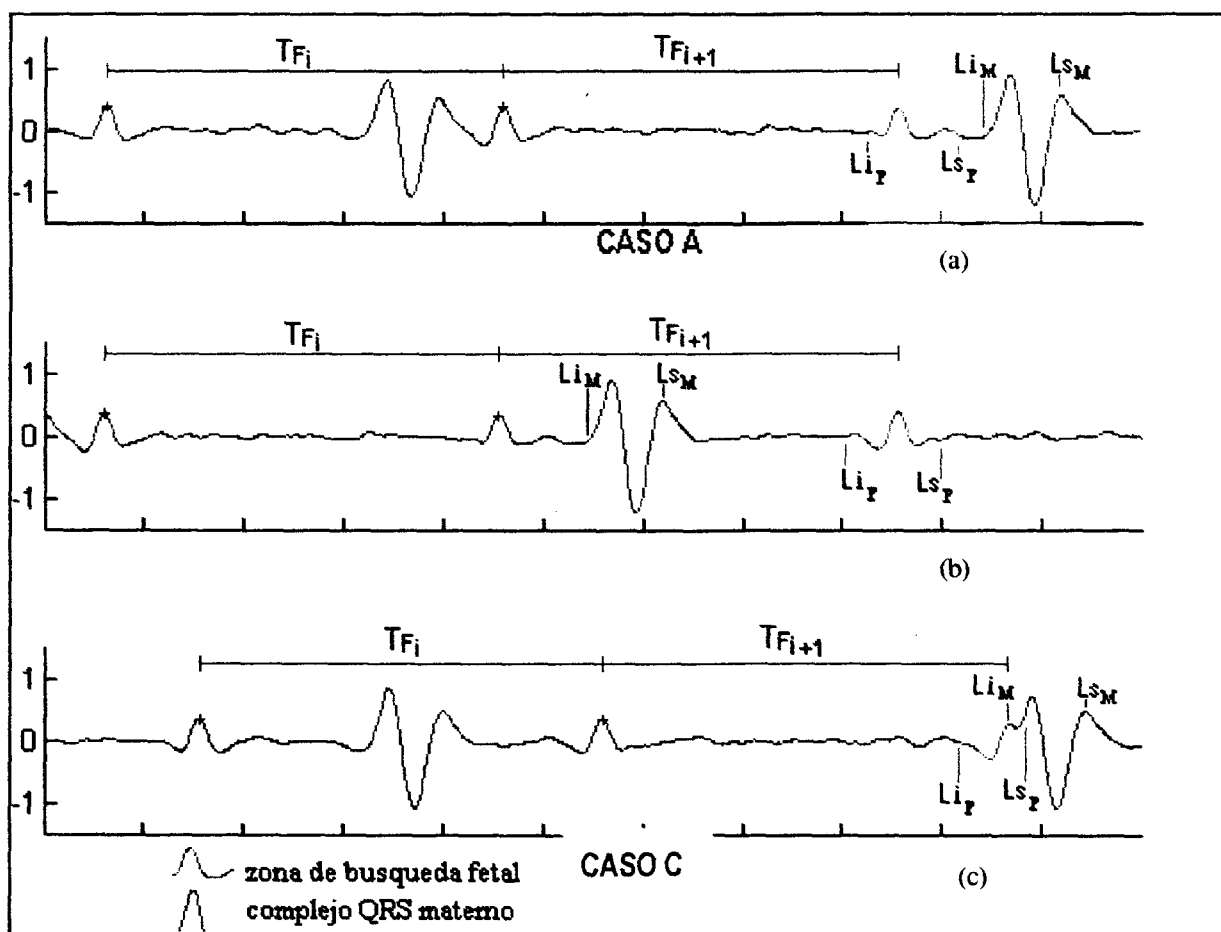


Figura 3.7. zona de búsqueda fetal con respecto a la región del complejo materno identificado

En caso afirmativo, cuando LS_F es mayor que LI_M , se realiza una prueba de traslape entre la zona de búsqueda fetal y el complejo materno; de no existir este traslape (Figura 3.2, Caso B), se asume que la zona de búsqueda fetal superó completamente a la zona materna (Figura 3.7, Caso B). El reconocimiento del complejo fetal se efectúa aplicando el procedimiento para el complejo fetal solo; la detección es interactivamente confirmada o corregida, y los intervalos T_F y T_M se actualizan para reiniciar el ciclo desde la detección materna.

De existir traslape (Figura 3.7, Caso C), la identificación del QRS fetal, se realiza mediante el procedimiento del complejo fetal traslapado (Figura 3.2, Caso C), que consiste en ajustar el *template* ampliado, a la longitud de una zona compuesta, que se extiende desde el valor más bajo de los dos límites inferiores, correspondientes al complejo materno y a la zona de identificación fetal, hasta el mayor de los dos límites superiores de las mismas. Este *template* ajustado es de mayor longitud que el *template* materno, ya que con él se consideran los casos en los cuales el fetal traslapado aparece en zonas límites del complejo materno, en las que no es claro el traslapamiento (Figura 3.8). Para encontrar el punto exacto del conflicto, se realiza un corrimiento punto a punto, del *template* fetal sobre de la zona traslapada, restando en cada caso el fetal de la zona de prueba materna, y correlacionando el resultado con el *template* ajustado. Cuando la posición del fetal se alinea con la localización real, se obtiene un resultado presuntamente libre de QRS fetal; de no ser así, la zona traslapada es deformada y su correlación con el *template* ajustado se ve disminuida; la posición del fetal correspondiente a la mejor correlación se toma como la localización real del fetal. Nuevamente la interacción se realiza para la confirmación de la detección fetal; finalmente, los intervalos T_F y T_M son actualizados y la detección se reinicia a partir del nuevo QRS materno.

Paralelamente a la detección de las ondas R del ECG materno y fetal, de manera continua se van construyendo las series de tiempo de los intervalos RR, latido a latido. Al final del proceso éstas son verificadas y en caso de detectarse algún error adicional, es decir, arritmias por extrasístoles, se realizó una edición de estos datos. En la Figura 3.9 se ilustra un ejemplo de series RR maternas y fetales, obtenidas y empleadas posteriormente para el análisis en tiempo y frecuencia.

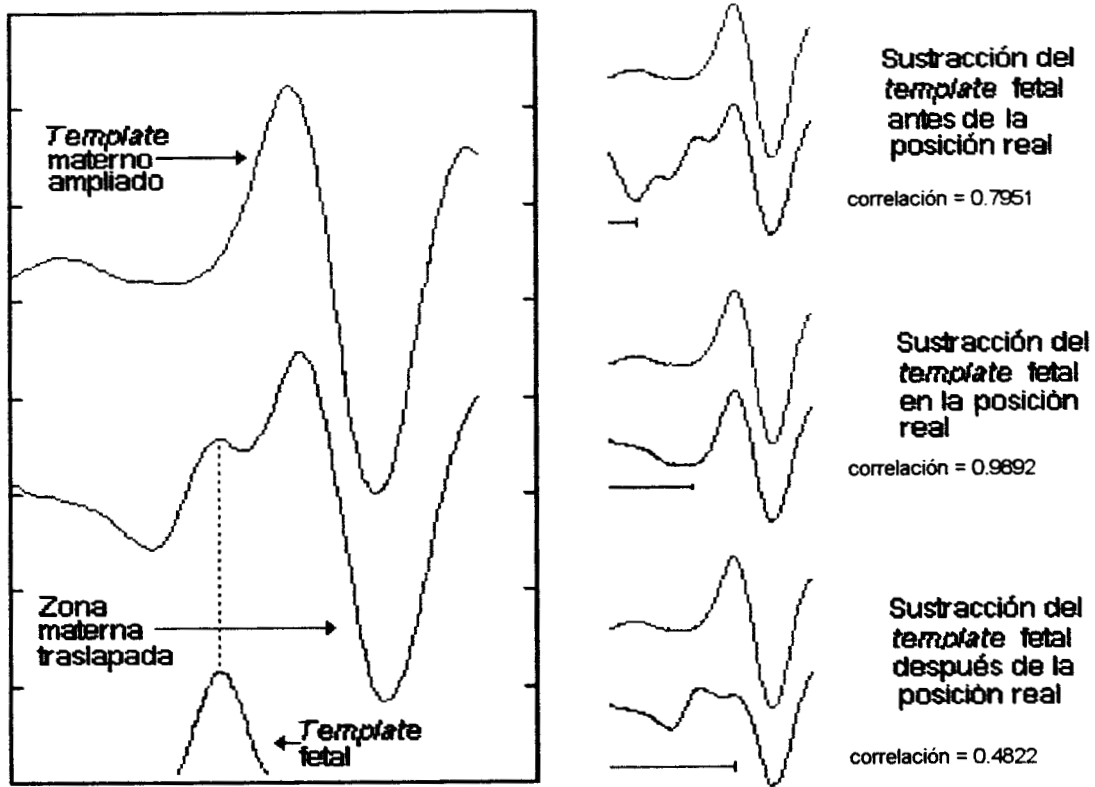


Figura 3.8. Correlación entre la zona de búsqueda traslapada y el materno ampliado

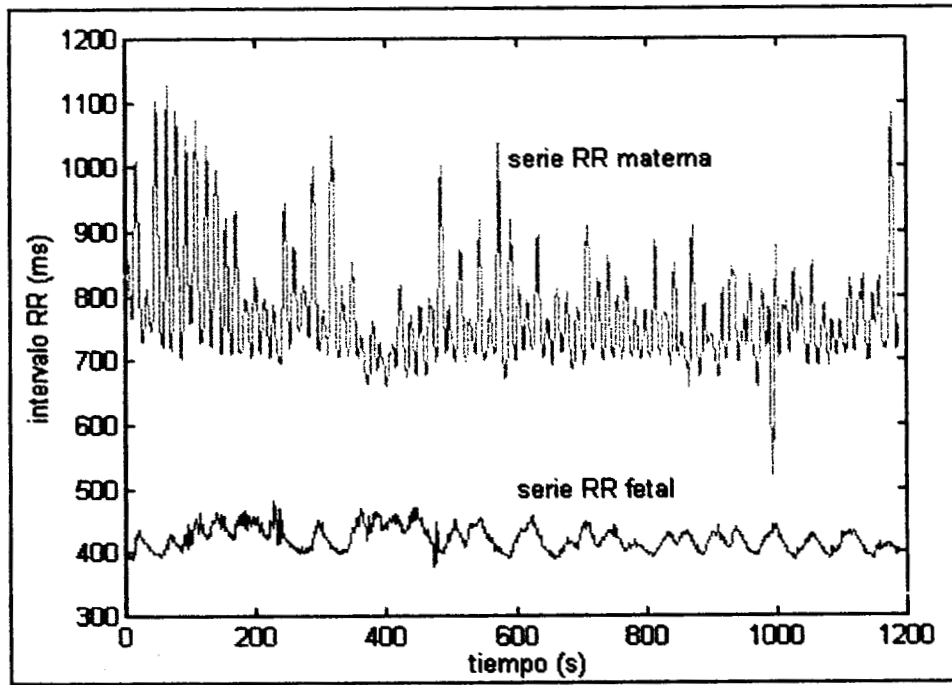


Figura 3.9. Series de tiempo RR materna y fetal

3.5.1 Parámetros temporales

Los índices estadísticos temporales se obtuvieron a partir de intervalos entre latidos normales adyacentes y calculados a lo largo de toda la señal de variabilidad. Los índices obtenidos en el dominio del tiempo para la madre y el feto fueron:

a) Media de la frecuencia cardiaca: $\overline{FC} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{1}{RR_i}$, donde RR_i es el intervalo de tiempo entre las ondas R consecutivas

b) Media del intervalo RR: $\overline{RR} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N RR_i$

c) Desviación estándar del intervalo RR: $DE_{RR} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (RR_i - \overline{RR})^2}$

d) Diferencia de rango del intervalo RR: DR_{RR} = diferencia entre el valor máximo y el mínimo del intervalo **RR**

e) Coeficiente de variación del intervalo RR: $CV_{RR} = \frac{DE_{RR}}{RR} \times 100$

f) Raíz cuadrática media de las diferencias sucesivas de los intervalos RR:

$$RMSSD_{RR} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (RR_i - RR_{i-1})^2}$$

Complementando el análisis temporal de las series RR fetales, se obtuvieron dos índices adicionales:

h) Índice de variabilidad a corto plazo $STV_{RR} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (RR_i - RR_{i-1})$

i) Índice de variabilidad a largo plazo $LTV_{RR} = \overline{DR_{RR60}}$, donde DR_{RR60} es la diferencia entre el valor máximo y el mínimo del intervalo RR en un periodo de 60 s

Ya que el cálculo de estos dos últimos índices requiere de la eliminación de las desaceleraciones de la series RR fetales, se desarrolló un algoritmo para la determinación de la línea de base de acuerdo con el método de Mantel y colaboradores [Mantel *et al.*, 1990a]. El algoritmo consiste en la promediación de la señal de variabilidad fetal en periodos de 2.5 s, que son almacenados en un arreglo $A(A_1...A_N)$, donde N es el número total de promedios de los intervalos RR; luego este pasa a otro de tipo $B(B_1...B_N)$. Estos promedios, son empleados en la realización de un histograma con un ancho de clase de 1

ms, a partir del cual se obtiene un pico relativo P que asegure ser muy cercano a la FC basal y que sirva de guía en la construcción de la línea de base. Este pico es seleccionado, a través de la búsqueda del valor más alto encontrado, después de haber recorrido, por lo menos, la octava parte del área total de la distribución de frecuencias y realizando la búsqueda del valor más alto al más bajo de las clases del histograma. Para ser aceptado este pico como válido, debe ser más alto que los valores de las próximas cinco clases analizadas. A partir de un filtro, sin corrimiento de fase, se conservan sólo los valores de la señal original que no se alejen más allá de 60 ms del pico P, de modo que la señal calculada se convierta en una línea de base preliminar A. A través de una función de ajuste los valores de la señal original B se comparan con los de A, sustituyendo los valores de A en la señal B, aquellos valores que se alejen ± 20 lpm del valor en esos puntos de la línea de base preliminar A. El arreglo B actualizado con este resultado y es nuevamente filtrado para obtener una nueva línea de base preliminar. Este mismo proceso se ejecuta iterativamente, cambiando solamente el valor del umbral de ajuste, decrementándolo en 5 lpm. El ciclo termina cuando el umbral de ajuste llega a 5 lpm, por lo que la última señal en B ajustada es considerada como la línea de base. En la figura 3.11 se muestra la línea de base obtenida por este método.

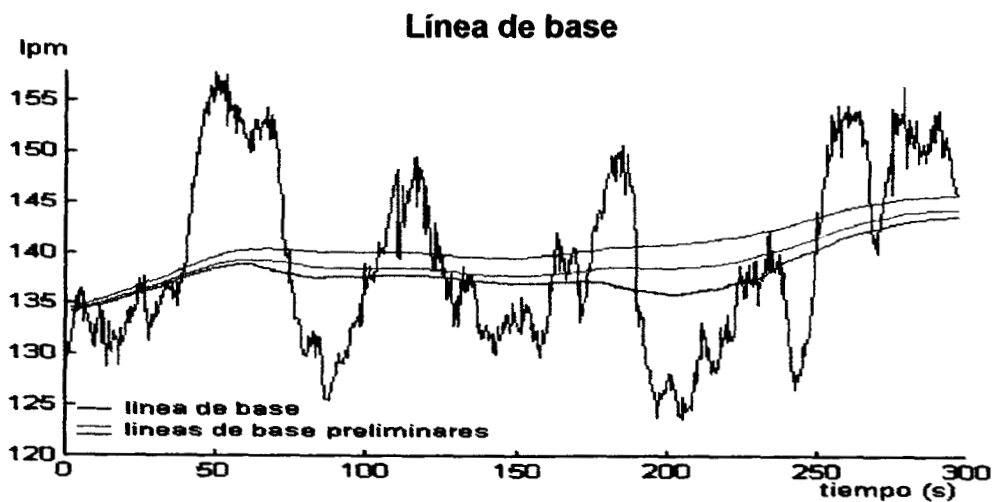


Figura 3.11. Creación de la línea de base, a partir de dos unidades funcionales: un filtro y una función de ajuste, mediante un proceso iterativo

3.5.2 Parámetros espectrales

Para el análisis espectral, se requirió de un preprocesamiento de las series RR originales no equiespaciadas. Las señales fueron remuestreadas a una frecuencia de 4 Hz, empleando una función *spline* cúbica. El suavizado de las señales, a esta frecuencia, permite conservar frecuencias altas del espectro de la señal de variabilidad, entre éstas se encuentran las producidas por la modulación debida a los movimientos respiratorios (menores a 2 Hz) [Akselrod, 1988; Karin *et al*, 1993].

Para obtener los espectros de las señales de variabilidad, se seleccionó el estimador paramétrico de Burg con orden 20, ya que esta técnica ofrece ventajas, sobre otros estimadores para este tipo de señales [Kay y Marple, 1981; Task Force, 1996].

Del espectro de frecuencias, además de la potencia total (P_{tot}) considerada como la energía espectral de 0.0 a 1.0 Hz, se seleccionaron cuatro bandas o componentes de potencia específica definidos como: a) frecuencias muy bajas (VLF) , entre 0.0039-0.039 Hz; b) frecuencias bajas, de 0.04 a 0.7 Hz; c) frecuencias medias, de 0.7 a 0.15 Hz y d) frecuencias altas, entre 0.15 a 1 Hz [Task, 1981; Parati *et al*, 1996]. A partir de estos componentes, tanto para la madre como para el feto, se calcularon los siguientes índices espectrales en valores absolutos (ms^2/Hz):

- a) Potencia espectral en frecuencias muy bajas (VLF)
- b) Potencia espectral en frecuencias bajas (LF)
- c) Potencia espectral en frecuencias medias (MF)
- d) Potencia espectral en frecuencias altas (HF)
- e) Suma de potencias de frecuencias bajas y medias ($\Sigma LF = LF + MF$)
- f) Potencia espectral total ($P_{tot} = VLF + LF + MF + HF$)
- g) Relación de potencias espectrales baja/alta ($\Sigma LF / HF$)

Los parámetros LF, MF y HF fueron también expresados en valores relativos o unidades normalizadas (un) de la siguiente forma [Task, 1981; Parati *et al*, 1996]:

$$LF (un) = LF(ms^2/Hz)/(P_{tot}-VLF(ms^2/Hz)) \times 100$$

$$MF (un) = MF(ms^2/Hz)/(P_{tot-VLF}(ms^2/Hz)) \times 100$$

227459

$$HF (un) = HF(ms^2/Hz)/(P_{tot-VLF}(ms^2/Hz)) \times 100$$

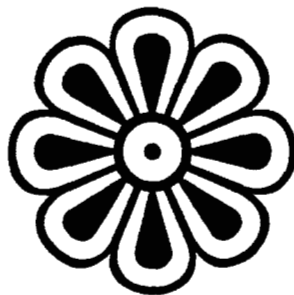
Con la intención de contar con un parámetro que representara simultáneamente las variabilidades de la frecuencia cardiaca materna y fetal, se definió un índice de relación de la potencia total materna sobre la potencia total fetal (P_{totM}/P_{totF})

3.6. Análisis estadístico

Los valores de los parámetros, en el dominio del tiempo y de la frecuencia, se expresan como media \pm desviación estándar, para cada condición de estimulación. En todos los parámetros se evaluó la distribución de los datos, de tal forma que cuando ésta no fue normal se hicieron ajustes logarítmicos. Las comparaciones se efectuaron por análisis de varianza de una vía, en la que se consideró como variable independiente la condición o maniobra experimental. Cuando el análisis de varianza indicó diferencias estadísticamente significativas entre las condiciones, entonces se efectuó la comparación múltiple de las medias por prueba de Tukey, para encontrar la diferencia mínima estadísticamente significativa, con un intervalo de confianza del 95%. Dado el uso más frecuente de la condición supina, en los estudios sobre análisis de la frecuencia cardiaca fetal, esta posición se tomó como control. La significancia estadística en todas las comparaciones, se aceptó para $p < 0.05$ [Steel y Torrie, 1980].

4. Resultados

4.1. Índices temporales y espectrales maternos



El análisis estadístico en el dominio del tiempo de las señales de variabilidad maternas, cuyos resultados se muestran en la Tabla 4.1, presentó cambios significativos ($p < 0.05$) en la \overline{FC} , manifestados con una disminución en las posiciones Dre (78.9 ± 9.39 lpm) y Drc (77.71 ± 9.87 lpm) y un aumento en la

posición O (94.82 ± 7.23 lpm), todos estos cambios respecto de la posición control S (83.54 ± 8.04 lpm). Por otra parte, el índice \overline{RR} exhibió un decremento significativo ($p < 0.05$) en la posición O (641 ± 48.53 ms). Las Figuras 4.1 y 4.2 muestran el comportamiento de estos índices respecto a las cinco maniobras.

Para los índices DE_{RR} , DR_{RR} y CV_{RR} no se encontraron diferencias significativas ($p > 0.05$), en ninguna de las cinco condiciones exploradas. Sin embargo, cabe señalar que los valores más altos y más bajos para DE_{RR} y CV_{RR} , se presentaron en las condiciones O y Ei, respectivamente; y para DR_{RR} los valores más bajos y más altos fueron en las posiciones Drc y Ei, respectivamente. Asimismo, el índice $RMSSD_{RR}$, tampoco presentó diferencias significativas ($p > 0.05$) en ninguna de las maniobras, a pesar de que en Drc se manifestó el incremento más marcado (46.49 ± 46.34 ms) y en la posición O, el decremento más notorio (23.37 ± 17 ms).

Tabla 4.1. Índices temporales maternos para las maniobras: posición supina (S); decúbito lateral izquierdo con respiración espontánea (Dre); decúbito lateral izquierdo con respiración controlada (Drc); decúbito lateral izquierdo realizando ejercicio isométrico (Ei) y posición ortostática (O).

		S	Dre	Drc	Ei	O
\overline{FC}	lpm	$83,54 \pm 8,040$	$78,90 \pm 9,390^*$	$77,71 \pm 9,870^*$	$85,21 \pm 8,720$	$94,82 \pm 7,230^*$
\overline{RR}	ms	$733,1 \pm 78,31$	$774,3 \pm 93,88$	$788,2 \pm 107,7$	$714,8 \pm 82,10$	$641,3 \pm 48,53^*$
DE_{RR}	ms	$53,81 \pm 27,35$	$52,44 \pm 24,55$	$51,05 \pm 30,84$	$46,60 \pm 27,43$	$56,34 \pm 23,15$
DR_{RR}	ms	$290,1 \pm 134,1$	$285,2 \pm 100,2$	$296,7 \pm 186,3$	$278,6 \pm 138,2$	$285,6 \pm 107,6$
CV_{RR}	ms	$7,262 \pm 3,530$	$6,657 \pm 2,618$	$6,305 \pm 3,059$	$6,284 \pm 2,720$	$8,385 \pm 3,280$
$RMSSD$	ms	$31,76 \pm 20,85$	$42,07 \pm 33,11$	$46,49 \pm 46,34$	$32,94 \pm 31,39$	$23,37 \pm 13,17$

RR

\overline{FC} =frecuencia cardiaca promedio; \overline{RR} =intervalo RR promedio ; DE_{RR} =desviación estándar del intervalo RR ; DR_{RR} =diferencia de rango del intervalo RR; CV_{RR} =coeficiente de variación; $RMSSD_{RR}$ =raíz cuadrática media de los intervalos sucesivos.

* Cambios significativos ($p < 0.05$) con respecto a la posición supina

En la Tabla 4.2. se resume el resultado del análisis de los índices maternos en el dominio de la frecuencia, donde se encontró que el único cambio significativo ($p < 0.05$), fue el decremento en el valor normalizado de LF, en la maniobra Drc (18.24 ± 15.35 un) con respecto al control S (29.09 ± 16.05 un), Figura 4.3. Por otra parte, P_{tot} , registró incrementos

en todas las maniobras en comparación con S (892.0 ± 826 ms), siendo Drc la de mayor aumento (1210.0 ± 1667.0 ms), pero en ningún caso el cambio fue significativo ($p > 0.05$) debido a la gran dispersión de los valores entre los sujetos. En el resto de los índices espectrales, **MF**, Σ **LF**, **HF** y Σ **LF/HF**, y en comparación con los valores normalizados para la posición S (19.78 ± 6.22 un, 48.87 ± 20.93 un, 51.03 ± 20.77 un y 1.423 ± 1.361 un, respectivamente) tampoco se encontraron diferencias significativas ($p > 0.05$), no obstante que las variaciones más marcadas fueron los aumentos en los valores normalizados del componente **MF** en la maniobra Ei (23.84 ± 9.035 un), del componente Σ **LF** en O (55.6 ± 16.87 un), del componente **HF** en Drc (63.31 ± 22.54 un) y de la relación Σ **LF/HF** en Ei (2.412 ± 3.11 un), sin embargo, ninguno de estos casos alcanzó el valor de significancia ($p < 0.05$).

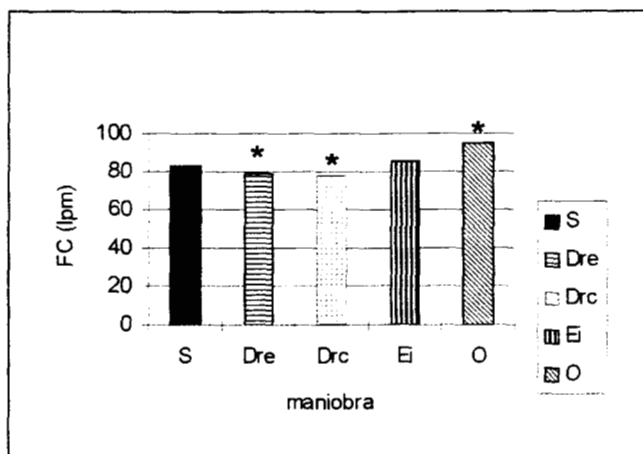


Figura 4.1. Comportamiento de la frecuencia cardiaca (FC) para las posiciones decúbito lateral con respiración espontánea (Dre), decúbito lateral con respiración controlada (Drc), ortostática (O) y ejercicio isométrico (Ei) con respecto a la posición supina (S). * = cambios significativos ($p < 0.05$) con respecto a la posición control.

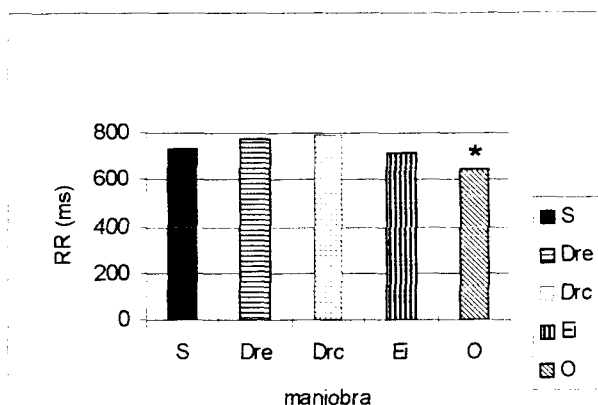


Figura 4.2. Comportamiento del intervalo **RR** para las posiciones decúbito lateral con respiración espontánea (Dre), decúbito lateral con respiración controlada (Drc), ortostática (O) y ejercicio isométrico (Ei) con respecto a la posición supina (S). * = cambios significativos ($p < 0.05$) con respecto a la posición control.

Tabla 4.2 Índices espectrales maternos para las posiciones supina (S); decúbito lateral izquierdo con respiración espontánea (Dre); decúbito lateral izquierdo con respiración controlada (Drc); decúbito lateral izquierdo realizando ejercicio isométrico (Ei) y posición ortostática (O).

		S	Dre	Drc	Ei	O
Ptot	ms ² /Hz	892.0 ± 826.0	1152 ± 1234	1210 ± 1667	1096 ± 1546	1027 ± 730.0
LF	un	29.09 ± 16.05	24.72 ± 15.27	18.24 ± 15.35*	30.67 ± 15.33	34.66 ± 14.29
	ms ² /Hz	112.5 ± 73.40	117.5 ± 63.40	103.4 ± 115.5	135.7 ± 83.40	112.8 ± 58.00
MF	un	19.78 ± 6.229	19.30 ± 6.482	18.45 ± 10.24	23.84 ± 9.035	20.94 ± 5.929
	ms ² /Hz	94.50 ± 89.10	137.9 ± 172.2	112.0 ± 102.2	121.4 ± 105.9	72.20 ± 40.70
ΣLF	un	48.87 ± 20.93	44.02 ± 19.29	36.69 ± 22.54	54.51 ± 23.48	55.60 ± 16.87
	ms ² /Hz	206.9 ± 157.6	255.4 ± 211.6	215.4 ± 204.9	257.1 ± 183.3	185.0 ± 89.60
HF	un	51.03 ± 20.77	55.76 ± 19.33	63.31 ± 22.54	45.49 ± 23.48	44.40 ± 16.87
	ms ² /Hz	320.7 ± 428.3	610.4 ± 963.3	757.2 ± 1310	549.0 ± 1190	225.6 ± 268.6
ΣLF/HF		1.423 ± 1.361	1.253 ± 1.724	0.968 ± 1.304	2.412 ± 3.110	1.600 ± 1.107

* Cambios significativos ($p < 0.05$) con respecto a la posición supina

Ptot =potencia total; LF=potencia en la banda de bajas frecuencias; MF=potencia en la banda de medias frecuencias HF=potencia en la banda de altas frecuencias; ΣLF =potencia en la banda de bajas más medias frecuencias; ΣLF/HF =relación de bajas+medias/altas frecuencias.

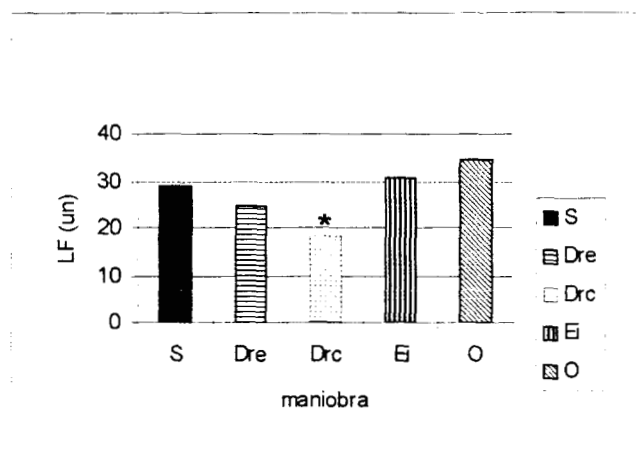


Figura 4.3. Comportamiento de la potencia en la banda de bajas frecuencias (LF) para las posiciones decúbito lateral con respiración espontánea (Dre), decúbito lateral con respiración controlada (Drc), ortostática (O) y ejercicio isométrico (Ei) con respecto a la posición supina (S). * = cambios significativos ($p < 0.05$) con respecto a esta última posición

4.2. Índices temporales y espectrales fetales

Al contrario de lo observado en las madres, la \overline{FC} y el intervalo \overline{RR} fetales no cambiaron significativamente en ninguna de las maniobras, en tanto que los índices estadísticos de variabilidad presentaron una marcada tendencia al aumento en todos en las maniobras: Drc, Dre, Ei y O en comparación con la maniobra control S. En la tabla 4.3, se observa que este comportamiento ascendente se acentuó en los índices DE_{RR} , DR_{RR} , CV_{RR} , $RMSSD_{RR}$, STV_{RR} y LTV_{RR} , que exhibieron cambios significativos ($p < 0.05$) en las maniobras Dre, Drc y Ei; en tanto que en la posición O, el valor de significancia ($p < 0.05$) se alcanzó en los índices DR_{RR} y CV_{RR} . El comportamiento de los índices que presentaron diferencias significativas son representados en las Figuras 4.4 a las 4.9.

Tabla 4.3. Índices temporales fetales para las maniobras: posición supina (S); decúbito lateral izquierdo con respiración espontánea (Dre); decúbito lateral izquierdo con respiración controlada (Drc); decúbito lateral izquierdo realizando ejercicio isométrico (Ei) y posición ortostática (O).

		S	Dre	Drc	Ei	O
FC	lpm	140,4 ± 7,530	141,4 ± 9,040	142,9 ± 9,300	141,1 ± 8,280	142,5 ± 7,410
RR	ms	428,5 ± 22,15	427,1 ± 27,02	422,3 ± 26,37	427,9 ± 24,77	423,3 ± 21,54
DE _{RR}	ms	12,72 ± 9,050	19,46 ± 7,580*	17,41 ± 6,810*	21,66 ± 8,040*	18,32 ± 9,460*
DIFR _{RR}	ms	74,21 ± 44,53	108,5 ± 37,23*	116,1 ± 47,35*	138,8 ± 67,54*	101,3 ± 42,45
CV _{RR}	ms	3,004 ± 2,197	4,535 ± 1,615*	4,107 ± 1,488*	5,019 ± 1,720*	4,351 ± 2,282*
RMSSD _{RR}	ms	4,687 ± 2,498	6,390 ± 1,936*	6,259 ± 1,850*	8,715 ± 3,928*	5,893 ± 2,142
STV _{RR}	ms	3,336 ± 1,706	4,579 ± 1,209*	4,274 ± 1,266*	5,835 ± 2,250*	4,089 ± 1,084
LTV _{RR}	ms	48,10 ± 30,70	67,85 ± 26,70*	67,83 ± 22,10*	72,30 ± 26,00*	62,01 ± 29,70

* Cambios significativos (p<0.05) con respecto a la posición supina

FC =frecuencia cardiaca; RR =intervalo RR ; DE_{RR} =desviación estándar del intervalo RR ; DR_{RR} =diferencia de rango del intervalo RR; CV_{RR}=coeficiente de variación; RMSSD_{RR}=raíz cuadrática media de los intervalos sucesivos; STV_{RR} =índice de corto; LTV_{RR} índice de largo plazo.

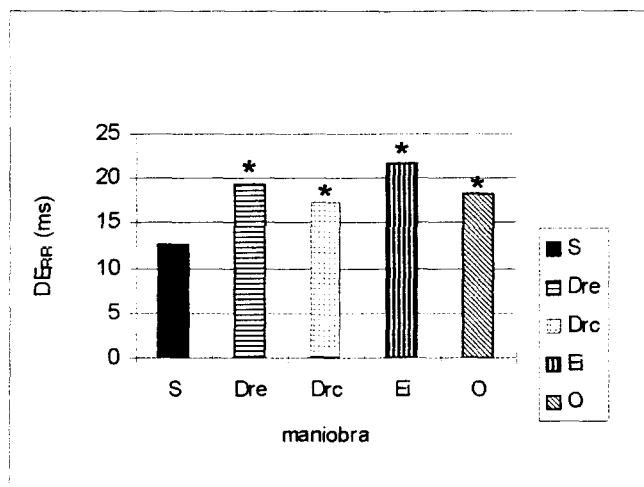


Figura 4.4. Comportamiento del índice DE_{RR}, para las posiciones decúbito lateral con respiración espontanea (Dre), decúbito lateral con respiración controlada (Drc), ortostática (O) y ejercicio isométrico (Ei) con respecto a la posición supina (S). * = cambios significativos (p<0.05) con respecto a la posición control.

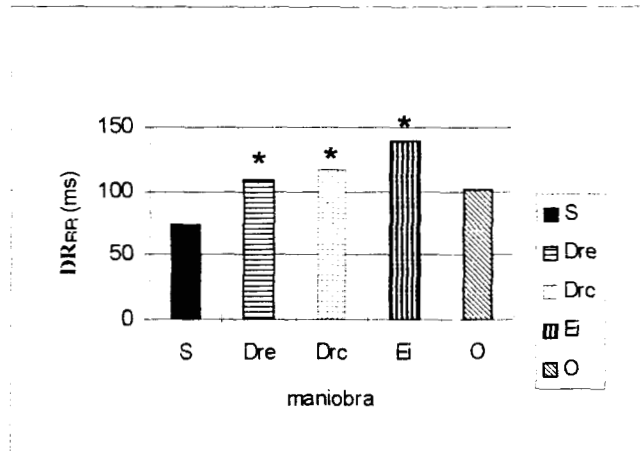


Figura 4.5. Comportamiento de la diferencia de rango del intervalo RR (DR_{RR}) para las posiciones decúbito lateral con respiración espontánea (Dre), decúbito lateral con respiración controlada (Drc), ortostática (O) y ejercicio isométrico (Ei) con respecto a la posición supina (S). *=cambios significativos ($p < 0.05$) con respecto a la posición control.

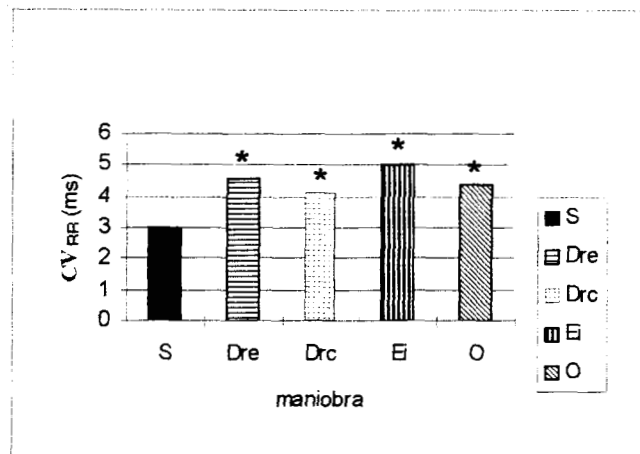


Figura 4.6. Comportamiento del coeficiente de variación (CV_{RR}) para las maniobras decúbito lateral con respiración espontánea (Dre), decúbito lateral con respiración controlada (Drc), decúbito lateral realizando ejercicio isométrico (Ei) y ortostática (O) con respecto a la posición supina (S). *=cambios significativos ($p < 0.05$) con respecto a la posición control.

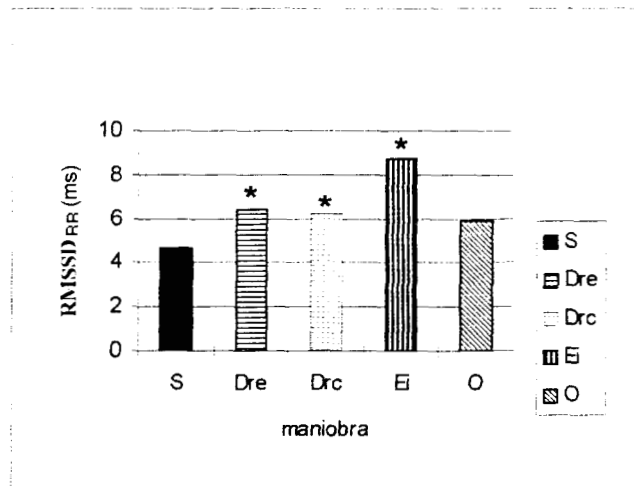


Figura 4.7. Comportamiento de la raíz cuadrática media de los intervalos sucesivos ($RMSSD_{RR}$), para las maniobras decúbito lateral con respiración espontánea (Dre), decúbito lateral con respiración controlada (Drc), decúbito lateral realizando ejercicio isométrico (Ei) y ortostática (O) con respecto a la posición supina (S). *=cambios significativos ($p < 0.05$) con respecto a la posición control.

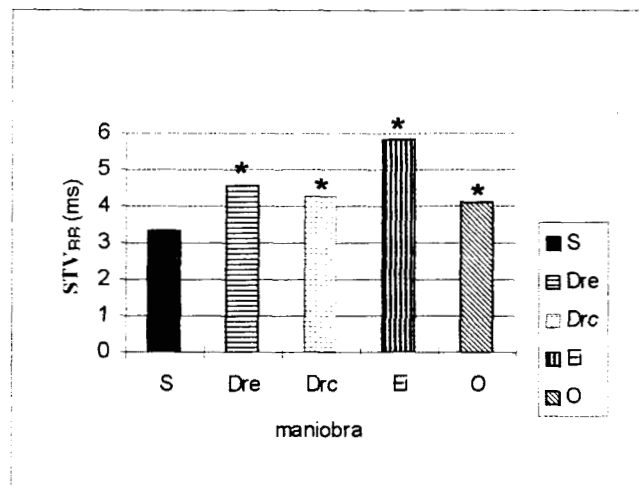


Figura 4.8. Comportamiento del índice de corto plazo (STV_{RR}), para las maniobras decúbito lateral con respiración espontánea (Dre), decúbito lateral con respiración controlada (Drc), decúbito lateral realizando ejercicio isométrico (Ei) y ortostática (O), con respecto a la posición supina (S). *=cambios significativos ($p < 0.05$) con respecto a la posición control.

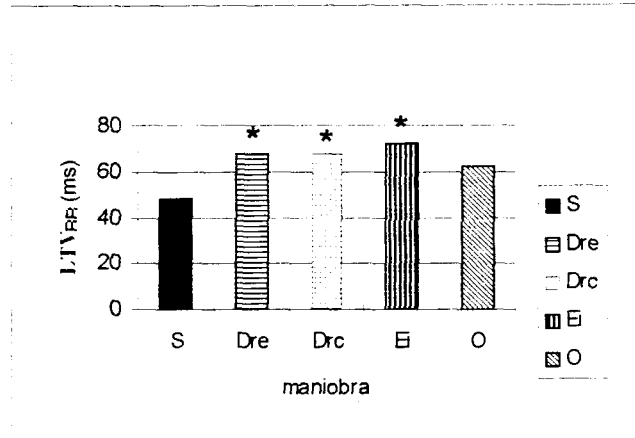


Figura 4.9. Comportamiento del índice de largo plazo (LTV_{RR}), para las maniobras decúbito lateral con respiración espontánea (Dre), decúbito lateral con respiración controlada (Drc), decúbito lateral realizando ejercicio isométrico (Ei) y ortostática (O), con respecto a la posición supina (S). *=cambios significativos ($p < 0.05$) con respecto a la posición control.

En forma equivalente al comportamiento en el dominio del tiempo, los índices espectrales fetales presentaron, en general, un valor aumentado en las maniobras Dre, Drc, Ei y O, respecto de su valor en la posición control S (Tabla 4.4). Cabe notar, sin embargo, que las diferencias significativas se encontraron en las potencias expresadas en unidades absolutas (ms^2/Hz) y no en las normalizadas. La condición que mostró los valores de potencia mayores fue Ei, en tanto que la posición S, exhibió los valores de potencia más bajos. Por otro lado, resultó notoria la gran dispersión intersujeto en los valores de las potencias; además de que la posición O, no difirió en ningún parámetro con respecto a la posición S. Lo anterior puede ser observado esquemáticamente en las Figuras 4.10 a la 4.14.

Tabla 4.4 Índices espectrales fetales para las posiciones supina (S); decúbito lateral izquierdo con respiración espontánea (Dre); decúbito lateral izquierdo con respiración controlada (Drc); decúbito lateral izquierdo realizando ejercicio isométrico (Ei) y posición ortostática (O).

		S	Dre	Drc	Ei	O
Ptot	ms ² /Hz	98.80 ± 134.4	168.6 ± 163.0*	186.0 ± 126.5*	242.6 ± 134.8*	137.1 ± 119.5
LF	un	48.13 ± 16.68	52.20 ± 13.36	60.49 ± 10.05	57.22 ± 12.06	50.69 ± 17.59
	ms ² /Hz	22.66 ± 28.45	29.84 ± 22.15*	44.85 ± 28.37*	55.65 ± 37.64*	26.19 ± 27.09
MF	un	30.36 ± 13.35	24.87 ± 6.535	25.68 ± 7.924	22.76 ± 8.104	24.10 ± 9.291
	ms ² /Hz	8.500 ± 7.990	15.34 ± 13.53	20.20 ± 14.15*	25.24 ± 27.39*	9.900 ± 8.420
ΣLF	un	78.49 ± 13.03	77.06 ± 15.12	86.16 ± 4.220	79.99 ± 7.850	74.80 ± 15.57
	ms ² /Hz	31.16 ± 36.22	45.18 ± 35.34*	65.05 ± 40.63*	80.89 ± 63.23*	36.10 ± 35.21
HF	un	21.31 ± 13.09	21.95 ± 15.38	13.84 ± 4.220	20.01 ± 7.850	25.20 ± 15.57
	ms ² /Hz	6.560 ± 6.360	10.68 ± 7.610	10.76 ± 6.620	20.78 ± 18.06*	8.830 ± 6.590
ΣLF/HF		4.753 ± 2.305	4.911 ± 2.862	7.016 ± 3.073	4.887 ± 2.718	4.025 ± 2.210

* Cambios significativos (p<0.05) con respecto a la posición supina

Ptot =potencia total; LF=potencia en la banda de bajas frecuencias; MF=potencia en la banda de medias frecuencias HF=potencia en la banda de altas frecuencias; ΣLF =potencia en la banda de bajas mas medias frecuencias; ΣLF/HF =relación de bajas+medias/altas frecuencias.

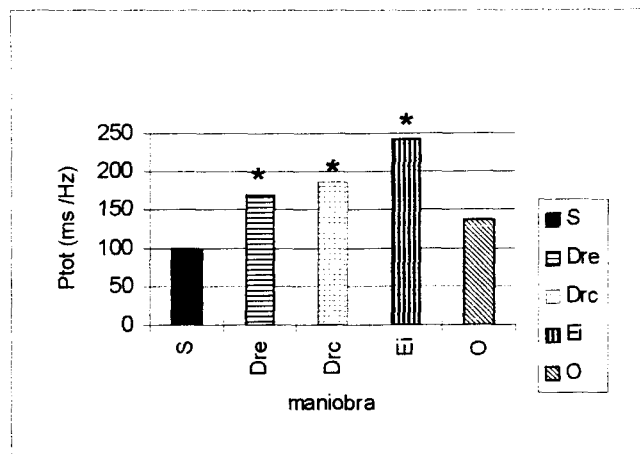


Figura 4.10. Comportamiento de la potencia total (**Ptot_{RR}**), para las maniobras decúbito lateral con respiración espontánea (Dre), decúbito lateral con respiración controlada (Drc), decúbito lateral realizando ejercicio isométrico (Ei) y ortostática (O), con respecto a la posición supina (S). *=cambios significativos (p<0.05) con respecto a la posición control.

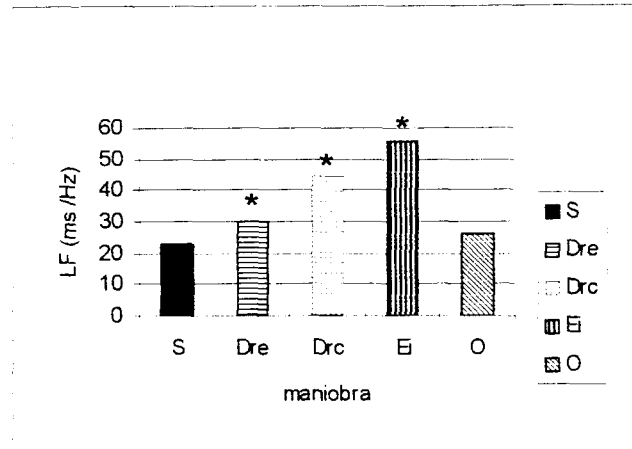


Figura 4.11. Comportamiento de la potencia en la banda de bajas frecuencias (LF_{RR}), para las maniobras decúbito lateral con respiración espontánea (Dre), decúbito lateral con respiración controlada (Drc), decúbito lateral realizando ejercicio isométrico (Ei) y ortostática (O), con respecto a la posición supina (S). *=cambios significativos ($p<0.05$) con respecto a la posición control.

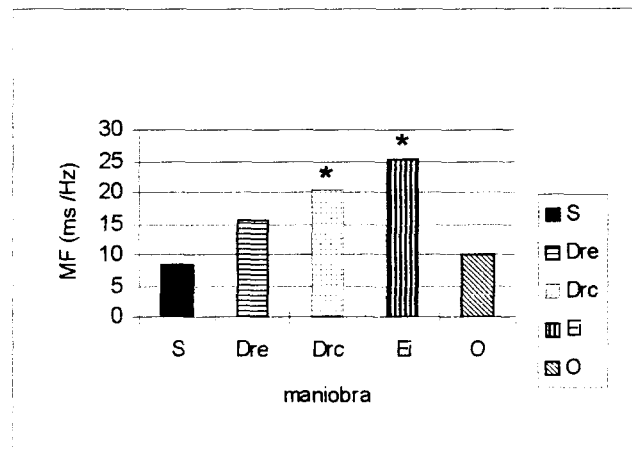


Figura 4.12 Comportamiento de la potencia en la banda de medias frecuencias (MF_{RR}), para las maniobras decúbito lateral con respiración espontánea (Dre), decúbito lateral con respiración controlada (Drc), decúbito lateral realizando ejercicio isométrico (Ei) y ortostática (O), con respecto a la posición supina (S). *=cambios significativos ($p<0.05$) con respecto a la posición control.

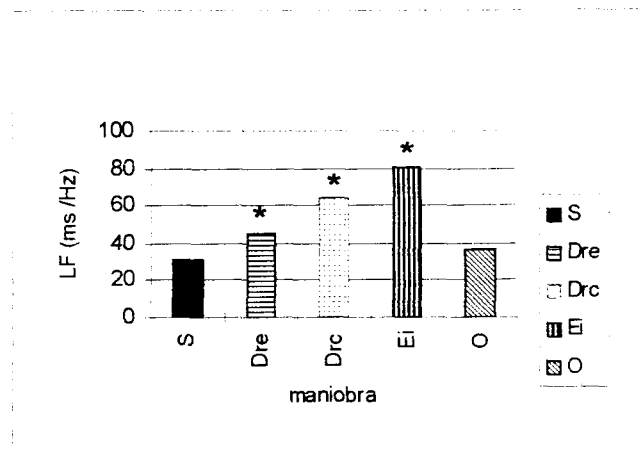


Figura 4.13. Comportamiento de la potencia en la banda de bajas+medias frecuencias (ΣLF_{RR}), para las maniobras decúbito lateral con respiración espontanea (Dre), decúbito lateral con respiración controlada (Drc), decúbito lateral realizando ejercicio isométrico (Ei) y ortostática (O), con respecto a la posición supina (S). *=cambios significativos ($p < 0.05$) con respecto a la posición control.

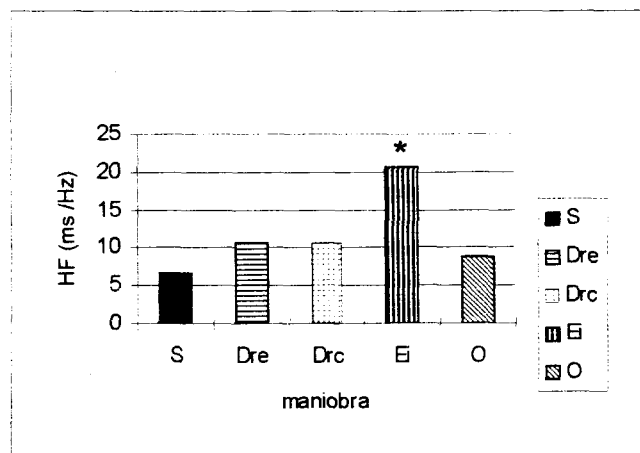


Figura 4.14. Comportamiento de la potencia en la banda de altas frecuencias (HF_{RR}), para las maniobras decúbito lateral con respiración espontanea (Dre), decúbito lateral con respiración controlada (Drc), decúbito lateral realizando ejercicio isométrico (Ei) y ortostática (O), con respecto a la posición supina (S). *=cambios significativos ($p < 0.05$) con respecto a la posición control.

4.3. Relación de variabilidad madre - feto

A partir tanto del análisis visual de los cardiogramas maternos y fetales, como de la inspección cualitativa de los parámetros temporales y espectrales, resultó evidente que la VFC materna siempre fue mayor que la VFC fetal, por lo que con el fin de comparar dichas variabilidades, se calculó la relación entre los valores de las potencias totales materna y fetal (P_{totM}/P_{totF}). Los valores de esta relación indicaron que las posiciones S (31.53 ± 33.37) y O (18.27 ± 19.78) obtuvieron los valores más altos, en tanto que las condiciones Dre (9.42 ± 7.65), Drc (7.43 ± 7.27) y Ei (5.23 ± 5.1), tuvieron los valores más bajos, con diferencias significativas ($p < 0.05$) con respecto a la maniobra S (Figura 4.15).

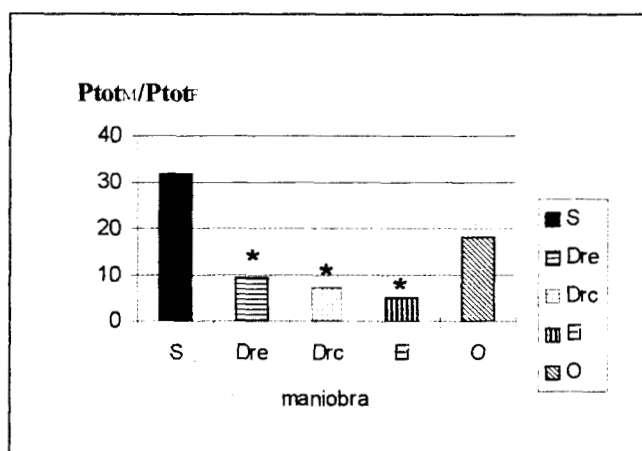
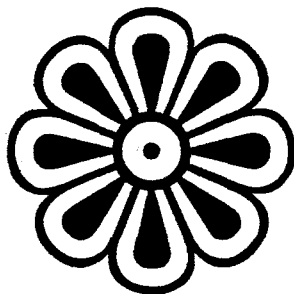


Figura 4.15. Relación de potencias materna y fetal (P_{totM}/P_{totF}) para las maniobras decúbito lateral con respiración espontánea (Dre), decúbito lateral con respiración controlada (Drc), decúbito lateral realizando ejercicio isométrico (Ei) y ortostática (O), con respecto a la posición supina (S). *=cambios significativos ($p < 0.05$) con respecto a la posición control.

5. Discusión

El análisis de los resultados, mostró que la ejecución de maniobras posturales, respiratorias y de ejercicio en mujeres en el tercer trimestre del embarazo, inducen alteraciones del comportamiento de la frecuencia cardiaca materna y fetal. La realización de maniobras respecto a la posición control (supina), provocó una respuesta más marcada en la variabilidad de la frecuencia cardiaca fetal que en la materna. En el primer caso, se presentó un aumento generalizado en la VFC en las maniobras Dre, Drc, Ei y O, respecto



de la variabilidad disminuida de la posición S, generando cambios significativos en la mayoría de los índices temporales y espectrales calculados. En el caso materno, los estímulos fisiológicos aplicados provocaron variaciones en el valor de la \overline{FC} en las posiciones Dre, Drc y O, pero los índices temporales que evalúan dichas variaciones, permanecieron sin cambio; asimismo, en el dominio espectral, sólo el índice LF cambió significativamente en la posición Drc.

De los resultados en el dominio del tiempo mostrados en la Tabla 4.1, se observa que la VFC materna se comporta de una forma constante en todas las maniobras y que los índices estadísticos de variabilidad no se modificaron significativamente por los cambios de posición y el ejercicio isométrico, únicamente se generó un incremento en su línea basal, denotado por el cambio de los índices temporales \overline{RR} y \overline{FC} . Este último índice, ha sido reportado en trabajos previos, que describen la respuesta de mujeres embarazadas ante estímulos fisiológicos, encontrándose que, con respecto a la posición supina, la \overline{FC} se encuentra disminuida en la posición decúbito lateral izquierdo [Ueland *et al*, 1968; Barron *et al*, 1986] y aumentada en la posición ortostática [Clark *et al*, 1991b; Barron *et al*, 1986] y el ejercicio isométrico [Barron *et al*, 1986].

Los resultados ilustrados en la Figura 4.1., coinciden con lo encontrado en las investigaciones mencionadas, a pesar de que en el presente estudio, la maniobra Ei no tuvo un incremento significativo, sí permaneció la tendencia al aumento. Este hecho tiene congruencia, si consideramos que esta maniobra se realizó en posición decúbito lateral izquierdo; es decir, que de acuerdo con los hallazgos anteriores [Ueland *et al*, 1968; Barron *et al*, 1986], en esta maniobra se contraponen dos tendencias: el aumento de la FC por el ejercicio isométrico y la disminución debida a la postura.

Al igual que en el ejercicio isométrico, las maniobras posturales experimentadas, arrojaron resultados coincidentes respecto a la constancia en el cambio de la FC, con observaciones reportadas en investigaciones previas, donde se hace notar la respuesta amortiguada de las variables hemodinámicas en la mujer no embarazada. Por ejemplo, se ha observado que la transición de la posición recumbente a la ortostática, representa una significativa alteración del balance hemodinámico, debido a la disminución del retorno venoso y a la consecuente caída del gasto cardíaco [Clark *et al*, 1991b]. Esto trae como

consecuencia un descenso inmediato en la presión arterial media, desencadenando el barorreflejo, que es el disparo para incrementar los niveles de norepinefrina, que generan un incremento de las resistencias vasculares pulmonar y sistémica [Easterling *et al*, 1988], para compensar la caída en la presión. En forma comparativa, los incrementos de la resistencia vascular pulmonar y de la concentración de la norepinefrina, son de la mitad en la mujer embarazada con respecto a la no embarazada, y de la cuarta parte en la resistencia vascular sistémica. Asimismo, como consecuencia del ortostatismo la FC se incrementa, pero al igual que las anteriores variables hemodinámicas, este aumento es menor en la mujer en estado de gravidez [Clark *et al*, 1991b]. Lo anterior, tiene su explicación en el acentuado incremento del volumen sanguíneo en las pacientes embarazadas, ya que este factor amortigua los efectos de las variaciones hemodinámicas provocadas por la posición ortostática.

En la posición supina, el gasto cardiaco está disminuido significativamente en la fase tardía del embarazo, como consecuencia de la disminución del retorno venoso provocada por la compresión de la vena cava y la arteria aorta por el útero [Ueland *et al*, 1969], éste efecto es eliminado al cambiar a la posición lateral izquierda, modificando significativamente las condiciones hemodinámicas de la paciente. Sin embargo, a pesar de esta modificación, los índices temporales de variabilidad no presentaron alteraciones significativas que reflejaran la importancia de este cambio. Lo anterior podría ser explicado por las características del volumen sanguíneo aumentado en la mujer embarazada, explicadas anteriormente.

Análogamente a lo encontrado en el dominio del tiempo, los índices espectrales permanecieron prácticamente inalterados con respecto a la aplicación de estímulos fisiológicos, ya que el único índice que presentó un cambio significativo fue LF (unidades normalizadas) en la posición Drc, con respecto a la posición S. Sin embargo, a pesar de la poca variación de los índices espectrales, en respuesta a los estímulos generados por las maniobras, la tendencia observada coincide con el comportamiento simpático-vagal descrito por análisis espectral en trabajos previos [Akselrod *et al*, 1981; Akselrod *et al*, 1985; Pomeranz *et al*, 1985]. En la Figura 5.1, se muestran los promedios de la potencia espectral de la VFC materna en las bandas LF, MF y HF, para todas las maniobras. Respecto a la posición S, las maniobras O y Ei, presentaron mayor variabilidad en la banda de bajas

frecuencias, lo que muestra que el incremento de la FC en estas maniobras, es generado por un incremento en el nivel de actividad simpática. En la banda de frecuencias medias, la respuesta barorreceptora activada en las maniobras Ei y O, coincide con un promedio mayor que el mostrado para la posición control. Es notorio el incremento en la banda HF para las maniobras Drc y Dre, que claramente muestran la influencia de la arritmia sinusal respiratoria, mediada por la inervación eferente parasimpática.

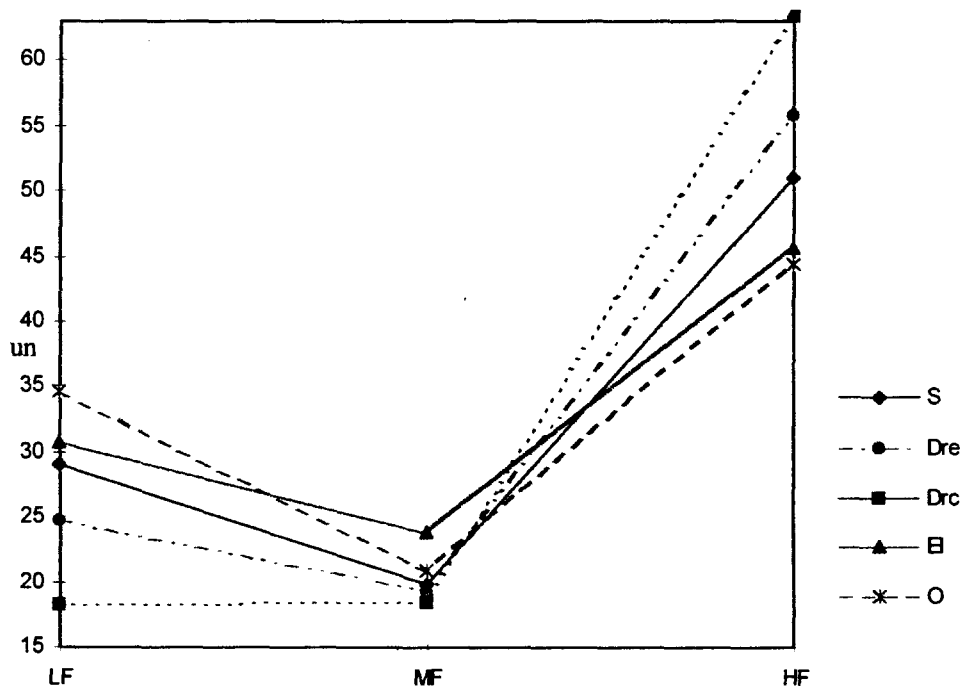


Figura 5.1 Comportamiento de la densidad potencia espectral promedio en las bandas de bajas (LF), medias (MF) y altas (HF) frecuencias para las maniobras supina (S), decúbito lateral izquierdo con respiración espontánea (Dre), decúbito lateral izquierdo con respiración controlada (Drc), ejercicio isométrico (Ei) y ortostática (O).

El análisis espectral de VFC materna ha sido poco estudiado; su comportamiento con respecto a las posiciones se ha reducido a una comparación entre el embarazo y el no embarazo, en respiración espontánea [Ekholm *et al*, 1992], en donde se ha observado que la VFC en la banda de altas frecuencias, es significativamente menor en la mujer embarazada, en comparación con la no embarazada, atribuyendo esto a una posible depresión del control vascular parasimpático. A pesar de que las mediciones se realizaron cambiando las posturas, no se hizo una comparación enfocada hacia la respuesta generada por esta modificación.

Los resultados temporales y espectrales del presente trabajo fueron coincidentes, ya que por ambos tipos de análisis se confirmó el comportamiento, prácticamente invariable de los parámetros calculados, lo que es un reflejo de la marcada estabilidad hemodinámica en las mujeres embarazadas.

Contrario al comportamiento de la VFC materna, en el feto se observó un comportamiento constante de la \overline{FC} y una notoria modificación de los índices temporales de variabilidad, como respuesta a los estímulos fisiológicos aplicados. En la Tabla 4.3 se observa que en las posiciones Drc, Dre y Ei, se presentó un marcado incremento de la VFCF, denotado por los cambios significativos los índices DE_{RR} , DR_{RR} , CV_{RR} , $RMSSD_{RR}$, STV_{RR} y LTV_{RR} en las tres maniobras. Esta tendencia fue menos evidente en la posición O, ya que sólo los índices DE_{RR} y CV_{RR} tuvieron diferencias significativas, con respecto de la posición S.

Los índices temporales que cuantifican el grado de variabilidad fetal son mostrados en las Figuras 4.3. a 4.9., en éstas se aprecia, que la VFCF en la posición supina, está claramente disminuida con respecto a las otras maniobras. Análogamente en las figuras de los índices espectrales P_{tot} y LF (unidades absolutas)¹, se reafirma el comportamiento disminuido de la VFCF en la posición control, en comparación con lo observado en las maniobras Dre, Drc y Ei (Figuras 4.10 y 4.11). Los efectos de la posición supina sobre la FCF, han sido asociados con una marcada disminución en la perfusión utero-placental, generada por una parcial, pero severa compresión de la arteria aorta y de la vena cava inferior [Abitbol *et al*, 1985; Preston *et al*, 1993; Carbonne *et al*, 1996]. Estas observaciones han sido realizadas en el periodo intraparto y han permitido cuantificar el efecto de esta postura, en los niveles de saturación de oxígeno del feto [Carbonne *et al*, 1996], el balance ácido-base [Abitbol *et al*, 1985] y en los cambios de la frecuencia cardiaca fetal durante el bloqueo epidural [Preston *et al*, 1993]. En estas mismas investigaciones se ha concluido que los efectos nocivos de la posición supina son suprimidos, si la madre es colocada en posición lateral, mejorando las condiciones de oxigenación del feto y de sufrimiento fetal.

¹ Los valores normalizados de los índices espectrales, no presentaron diferencias significativas quizás debido a que la normalización de cada espectro realiza las diferencias entre las bandas de LF y HF, pero minimiza los cambios al comparar entre diferentes espectros, debido a que la normalización para cada uno de éstos, es realizada empleando un valor de referencia independiente para cada espectro [Task Force, 1996].

Los efectos de estos cambios de oxigenación fetal, han sido previamente estudiados, buscando encontrar el vínculo que guardan con la VFCF; aunque la relación no es clara y la posición de la madre no ha sido considerada, se ha mencionado que la hipoxia fetal, en algunos casos, podría estar relacionada con la disminución de la VFCF [Dalton *et al*, 1977]. Esta suposición está vinculada con los resultados temporales y espectrales obtenidos en este trabajo, ya que la disminución de la VFCF, es afectada con los cambios fisiológicos provocados en la posición supina.

Las maniobras Dre, Drc y Ei, tuvieron como característica común, haber sido ejecutadas con la paciente en la posición decúbito lateral izquierdo, que de acuerdo a los estudios mencionados, permite eliminar la compresión aortocaval y mejorar las condiciones hemodinámicas de la irrigación utero-placental. Aun cuando estas tres maniobras indujeron un incremento de los índices de VFCF, fue notorio que cuando la paciente experimentó la maniobra Ei, los incrementos de los índices temporales y espectrales de variabilidad fueron aún mayores. El aumento de la FC, la presiones sistólica y diastólica, y los niveles de catecolaminas, han sido reportadas en investigaciones en mujeres embarazadas, realizando ejercicio por apretón de mano [Nisell *et al*, 1985a; Barron *et al*, 1986]; estos efectos, aunados a la liberación de la compresión aortocaval, al colocar a la paciente en posición lateral, podrían explicar el marcado incremento en la VFCF en la ejecución, en la maniobra Ei, ya que ambos factores permiten incrementar la irrigación sanguínea fetal. Dicha maniobra originó, que la densidad espectral de la VFCF, en las tres bandas de frecuencia analizadas, se incrementará significativamente con respecto a la posición control.

Los efectos de la disminución del gasto cardiaco y del aumento de la resistencia vascular periférica en la posición ortostática [Easterling *et al*, 1988; Clark *et al*, 1991b; Sorensen *et al*, 1992], sugieren una disminución de la circulación utero-placental, que en teoría debería reflejarse en una disminución de la VFCF, de forma similar a lo sucedido en la posición supina. Sin embargo, de acuerdo con los resultados de los índices en el dominio del tiempo, la disminución en la VFCF en esta posición, no es tan drástica como en la posición S, ya que los índices DE_{RR} y CV_{RR} presentaron un incremento significativos en la posición O, con respecto a la control. Esto concuerda con estudios en los que se observó

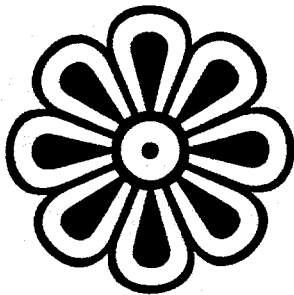
que los efectos del ortostatismo en los fetos, están amortiguados por la condición de estabilidad hemodinámica durante el embarazo [Easterling *et al*, 1988]. **227459**

Como se ha mencionado, las posiciones S y O, presentaron similitud en cuanto al grado de variabilidad que inducen en el feto, aún cuando en algunos casos los índices en el dominio del tiempo de O, mostraron diferencias significativas respecto a S. No obstante, el análisis espectral de las señales de variabilidad, hizo más evidente la similitud en el comportamiento de la VFCF, en ambas maniobras, ya que ninguno de los índices espectrales en la posición O, cambió significativamente con respecto a la posición control.

En Dre, Drc y Ei, el análisis espectral mostró que, la Ptot total tuvo un aumento global de la VFCF con respecto a S. Por lo tanto, ya que en las posiciones Dre, Drc y Ei, el análisis espectral mostró de forma decisiva un incremento en este último índice, se puede asegurar que estas posiciones inducen a cambios en la VFCF con respecto a la posición S; sin embargo, la ausencia de cambios significativos en el parámetro de relación $\Sigma LF/HF$ que nos indicaría el balance neurovegetativo, nos lleva a las siguientes posibles explicaciones: 1) se podría inferir que el balance neurovegetativo simpático-vagal del feto no se alteró ante los cambios de posición y 2) no obstante que exista alguna estimulación simpática o vagal, hacia el feto durante los cambios de posición, existe inmadurez en la respuesta de control autonómico en el feto; es decir, la respuesta autonómica no está bien diferenciada.

Por último, podemos observar que el índice $Ptot_M/Ptot_F$ remarca las respuestas de la VFC del binomio madre-feto, ante los cambios posturales y el ejercicio materno, debido a que ante una $Ptot_M$ con mayor grado de variabilidad con respecto a la VFC fetal, pero cuyos cambios permanecen prácticamente inalterados tras la estimulación generada por las diferentes posiciones y el ejercicio contraponiéndose a un aumento de la VFCF, reflejado en la $Ptot_F$ para las posiciones Dre, Drc y Ei; por lo que el resultado de este binomio se refleja con una disminución en la relación de potencias $Ptot_M/Ptot_F$, para estas posiciones, con respecto de la posición control S y su similar posición O.

6. Conclusiones y Perspectivas



Los resultados obtenidos, mediante las técnicas empleadas en el presente trabajo, mostraron que en forma general, las maniobras posturales, respiratorias y el ejercicio materno, generan cambios en el comportamiento de la frecuencia cardiaca tanto del feto, como de la madre. Dichos cambios tuvieron diferentes comportamientos en ambos sujetos de estudio, pero en los dos casos, mostraron un evidente efecto de la

estimulación fisiológica aplicada. En base a dichos resultados, se pueden sacar las siguientes conclusiones:

- En el caso materno, la FC basal se incrementa en las posiciones supina y ortostática con respecto a las maniobras realizadas en posición decúbito lateral izquierdo, aunque la VFC materna permanece prácticamente sin alteraciones, comprobando con esto la hipótesis de que en la mujer embarazada, los cambios hemodinámicos generados por los estímulos fisiológicos se ven amortiguados.
- En el caso fetal, la FC basal presenta un comportamiento prácticamente sin alteraciones en todas las maniobras, respecto al valor en la posición supina. Por otra parte, la VFC evaluada, tanto en el dominio del tiempo como en la frecuencia, sí presentó cambios importantes, como resultado de las maniobras efectuadas; siendo las posiciones Drc, Dre y Ei, donde se presentaron los máximos incrementos.
- El comportamiento de la VFC fetal, mostró una gran similitud en la posición ortostática con respecto a la posición supina, demostrado mayormente en el análisis espectral, al no presentar diferencias significativas con respecto de la posición control.
- No se observaron cambios significativos en la relación $\Sigma LF/HF$ fetal, que pudieran indicar algún reflejo del balance neurovegetativo fetal, como resultado de los estímulos fisiológicos aplicados a la madre.
- La relación de potencias de densidad espectral P_{totM}/P_{totF} , constituyó un índice que remarca las respuestas de la VFC del binomio madre-feto, ante los cambios posturales.
- En base a la clara influencia de la postura materna sobre la FC fetal y materna, es indispensable, que en los estudios realizados sobre cardiotocografía, sea considerada la posición materna como un factor importante de estos análisis. Por otra parte, es pertinente sugerir la estimulación postural, la respiración controlada y el ejercicio isométrico, como pruebas que permitan evaluar la reactividad fetal.

Del trabajo desarrollado para la obtención de la información analizada en este trabajo, e independientemente del objetivo de éste, se desprenden dos aportaciones que pueden ser empleadas en trabajos futuros:

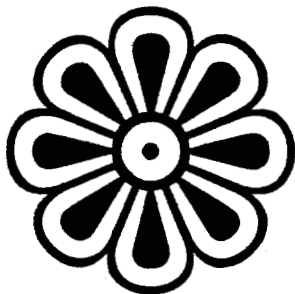
1. El desarrollo de un método alternativo para la construcción del cardiogramma materno y fetal, interactivo y supervisado por un usuario, que ofrece una gran confiabilidad en el análisis de señales de electrocardiografía abdominal.
2. La implementación de un sistema para el análisis completo de cardiogramas maternos y fetales, fuera de línea, que incluyen índices temporales y espectrales.

Como perspectivas de este trabajo, se marcan dos líneas para desarrollos futuros sobre temas relacionados:

Por una parte, reproducir este tipo de estudios, complementando la medición de la frecuencia cardiaca, con mediciones de señales de presión arterial materna y observaciones sobre el estado conductual del feto, la existencia o ausencia de movimientos corporales o respiratorios del mismo, la posición fetal, como resultado de la posición materna y la zona de implantación de la placenta en el útero. Todos estos factores enriquecerían la información obtenida, y ayudarían a visualizar, más claramente, los factores que intervienen en el comportamiento de la VFC, tanto en el feto como en la madre.

Una segunda línea de desarrollo sería, complementar nuestro sistema de análisis de cardiogramas, mejorando el proceso de construcción de éstos, mediante la estructuración en tiempo real de los algoritmos, con el fin de generar un sistema de monitoreo de VFC fetal y materna.

7. Bibliografía



1. Abboud, S. y Sadeh D. (1989): Spectral Analysis of the fetal electrocardiogram. *Comput. Biol. Med.*, 19, 409-415.

2. Abboud, S. y Sadeh D. (1990): Power spectrum analysis of fetal heart rate variability using the abdominal maternal electrocardiogram. *J. Biomed. Eng.*, 12, 161-164.

3. Abboud, S., Allaluf, A., Einav, S. y Sadeh, D. (1992): Real-time abdominal fetal ECG recording using a hardware correlator. *Comput. Biol. Med.*, 22, 325-335.

4. Abitbol, M.M., (1985): Supine Position in labor and associated fetal heart rate changes. *Obstet. Gynecol.*, 65, 481-486.

5. Abitbol, M.M., Monheit, A.G., Poje, J. y Baker, M.A. 1986: Nonstress test and maternal position. *Obstet. Gynecol.*, 68, 310-316.
6. Akselrod, S., Gordon, D., Ubel, F.A., Shannon, D.C., Barger, A.C. y Cohen, R.J. (1981): Power spectrum analysis of heart rate fluctuations: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. *Science*, 213, 220-222.
7. Akselrod, S., Gordon, D., Madwed, J.B., Snidman, N.C., Shannon, D.C. y Cohen, R.J. (1985): Hemodynamic regulation: Investigation by spectral analysis. *Am. J. Physiol.*, 249, H867-H875.
8. Akselrod, S., Karin, J. Y Hirsch, M. (1988): Computerized detection of fetal ECG from maternal abdominal signal. *Comput. Cardiol. IEEE Press*, 261-264.
9. Arduini, D., Rizzo, G. y Romanini, C. (1994): Computerized analysis of fetal heart rate. *J. Perinat. Med.*, 22(Suppl), 22-27.
10. Azevedo, S. y Longini, R.L. (1980): Abdominal-lead fetal electrocardiographic R-wave enhancement for heart rate determination. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 27, 255-260.
11. Barron, W.M., Mujais, S.K., Zinaman, M., Bravo, E.L. y Lindheimer, M.D. (1986): Plasma catecholamine responses to physiologic stimuli in normal human pregnancy. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 154, 80-84.
12. Baselli, G., Ceritti, S., Civardi, S., Lombardi, F., Malliani, A., Merri, M., Pagani, M. y Rizzo, G. (1987): Heart rate variability signal processing: a quantitative approach as an aid to diagnosis in cardiovascular pathologies. *Int. J. Biomed. Comput.*, 20, 51-70.
13. Berger, R.D., Akselrod, S., Gordon, D. y Cohen, R.J. (1986): An efficient algorithm for spectral analysis of heart rate variability. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 33, 900-904.
14. Bergveld, P. y Meijer, W.J.H. (1981): A new technique for the suppression of the MECG. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 28, 348-354.
15. Bergveld, P., Kölling, A.J. y Peuscher J.H.J. (1986): Real time fetal ECG recordings. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 33, 505-509.
16. Breborowicz, G., Moczko, J. y Gadzinowski, J. (1988): Quantification of the fetal heart rate variability by spectral analysis in growth-retarded fetuses. *Gynecol. Obstet. Invest.*, 25, 186-191.
17. Brockwell, P.J. y Davis, R.A. (1991): *Time series: theory and methods*. Springer series in statistics, NY: Springer-Verlag.
18. 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.
19. Callaerts, D., Vandershoot, J., Vandewalle, J., Sansen, W., Vantrappen, G., y 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.

20. Carbonne, B., Benachi, A., Lévêque, M-L., Cabrol, D. y Papiemik, E. (1996): Maternal position during labour: effects on fetal oxygen saturation measured by pulse oximetry. *Obstet. Gynecol.*, 88, 797-800.
21. Carrasco-Sosa, S., Jiménez-Alaniz, J.R., González-Camarena, R., y Ramos-Martínez, G. (1994): Algoritmo para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca durante un protocolo de cinco etapas. *Rev. Mex. Ing. Biomed.*, 15, 87-98.
22. Cerutti, S., Civardi, S., Bianchi, A., Signorini, M.G., Ferrazzi, E. y Pardi, G. (1989): Spectral analysis of antepartum heart rate variability. *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, 10(Suppl. B), 27-31.
23. Clark, S.L., Cotton, D.B., Lee, W., Bishop, C., Hill, T., Southwick, J., Pivamik, J.M., Spillman, T., DeVore, G.R., Phelan, J., Hankins, G.D.V., Benedetti, T.J. y Tolley, D. (1991a): Central hemodynamic assessment of normal term pregnancy. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 161, 1439-1432.
24. Clark, S.L., Cotton, D.B., Pivamik, J.M., Lee, W., Hankins, G.D.V., Benedetti, T.J. y Phelan, J.P. (1991b): Position change and central hemodynamic profile during normal third-trimester pregnancy and postpartum. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 164, 883-887.
25. 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. y Mohajer, M. (1996): Antenatal assesment using the FECG obtained via abdominal electrodes. *J. Perinat. Med.*, 24, 43-53.
26. Dalton, K.J., Dawes, G.S. y Patrick, J.E. (1977): Diurnal, respiratory and other rhythms of fetal heart rate in lambs. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 146, 456-462.
27. Dalton, K.J., Dawes, G.S. y Patrick, J.E. (1983): The autonomic nervous system and the fetal heart rate variability. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 146, 456-462.
28. Davidson, S.R., Rankin, J.H.G., Martin, C.B. y Reid, D.L. (1992): Fetal heart rate variability and behavioral state: Analysis by power spectrum. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 167, 717-722.
29. Dawes, G.S., Houghton, C.R.S. y Redman. (1982): Baseline in human fetal heart-rate records. *Br. J. Obstet Gynaecol.*, 89, 270-275.
30. Dawes, G.S., Moulden, M. y Redman, C.W.G. (1991): The advantages of computerized fetal heart rate analysis. *J. Perinat. Med.*, 19, 39-45.
31. Dawes, G.S., Meir, Y.J. y Mandruzzato, G.P. (1994): Computerized evaluation of fetal heart-rate patterns. *J. Perinat. Med.*, 22, 491-499.
32. Divon, M.Y., Torres, F.P., Yeh, S-Y y Paul, R.H. (1985a): Autocorrelation techniques in fetal monitoring. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 151, 2-6.
33. Divon, M.Y., Yeh, S., Zimmer, E.Z., Platt, L.D., Paldi, E. y Paul, R.H. (1985b): Respiratory sinus arrhythmia in the human fetus. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 151, 425-8.

34. Divon, M.Y., Zimmer, E.Z., Platt, L.D. y Paldi, E. (1985): Human fetal breathing: Associated changes in heart rate and beat-to-beat variability. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 151, 403-406.
35. Donchin, Y., Caton, D. y Porges, S.W. (1984): Spectral analysis of the fetal heart rate in sheep: The occurrence of respiratory sinus arrhythmia. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 148, 1130-1135.
36. Druzin, M.L. (1989): Antepartum fetal heart rate monitoring. State of the art. *Clinics in Perinatology*, 16, 627-642.
37. Duvekot, J.J. y Peeters, L.L.H. (1994): Maternal cardiovascular hemodynamic adaptation to pregnancy. *Obstet. Gynecol. Survey.*, 49(Suppl), S1-S14.
38. Easterling, T.R., Schmucker, B.C. y Benedetti, T.J. (1988): The hemodynamic effects of orthostatic stress during pregnancy. *Obstet. Gynecol.*, 72, 550-552.
39. Eisenberg de Smoler, P., Armass-Domínguez, J., Domínguez.Munguía, C. y Karchmer, S. (1974): Ejercicio materno y frecuencia cardiaca materno fetal. *Arch. Invest. Med. (Mex)*, 5, 595-602.
40. Ekholm, E.M., Erkkola, R.U., Piha, S.J., Jalonen, J.O., Metsala, T.H. y Antila, K.J. (1992): Changes in autonomic cardiovascular control in mid-pregnancy. *Clin. Physiol.*, 12, 527-536.
41. Ekholm, E.M., Piha, S.J., Erkkola, R.U. y Antila, K.J. (1994): Autonomic cardiovascular reflexes in pregnancy. A longitudinal study. *Clin. Aut. Res.*, 4, 161-165.
42. Farmakides, G. y Weiner, Z. (1995): Computerized analysis of the fetal heart rate. *Clin. Obstet. Gynecol.*, 38, 112-120.
43. Ferrara, E.R. y Widrow, B. (1982): Fetal electrocardiogram enhancement by time-sequenced adaptive filtering. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 29, 458-460.
44. Ferrazzi, E., Pardi, G., Setti, P.L., Rodolfi, M., Civardi, S. y Cerutti, S. (1989): Power spectral analysis of heart rate of the human fetus at 26 y 36 weeks of gestation. *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, 10(Suppl. B), 57-60.
45. Goodlin, R.C. (1979): History of fetal monitoring. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 133, 323-352.
46. Grimfors, E., Westgren, M., Ericson, M., Ihrman, S.C. y Lindblad, L.E. (1994): Autonomic cardio-vascular control in normal and pre-eclamptic pregnancy. *Acta Obstet. Gynecol. Scand.*, 73, 680-684.
47. Groome, L.J., Mooney, D.M., Bentz, L.S., Singh, K.P. (1994): Spectral Analysis of heart rate variability during quiet sleep normal human fetuses between 36 and 40 weeks of gestation. *Early Hum. Dev.*, 38, 1-10.
48. Henriksen, T.B., Hedegaard, M., Secher, N.J. y Wilcox, A.J. (1995): Standing at work and preterm delivery. *Brit. J. Obstet. Gynaecol.*, 102, 198-206.

49. Hon, E.H., Wohlgenuth, R. (1961): The electronic evaluation of fetal heart rate: IV. The effect of maternal exercise. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 81, 361-370.
50. Huang, X.B., Crowe, J.A., Herbert, J.M. y Woolfson, M.S. (1994): A windows application for real-time fetal ECG analysis. *Comput. Biomed. Res.*, 27, 419-433.
51. Kamath, M.V. y Fallen, E.L. (1993): Power spectral analysis of heart rate variability: a noninvasive signature of cardiac autonomic function. *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, 21, 245-311.
52. Karin, J., Hirsch, M. y Akselrod, S. (1993): An estimate of fetal autonomic state by spectral analysis of the fetal heart rate fluctuations. *Pediatr. Res.*, 34, 134-138.
53. Kariniemi, V., Forss, M., Lehtovirta, R. y Rauramo, I. (1982): Significant correlation between maternal hemodynamics and fetal heart rate variability. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 144, 43-46.
54. Kay, S. y Marple, S.I. (1981): Spectrum analysis: A modern perspective. *Proc. IEEE*, 69, 1380-1419.
55. Kay, S. (1988): *Modern spectral estimation*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.
56. Kleiger, R.E., Stein, P.K., Bosner, M.S. y Rottman, J.N. (1992): Time domain measurements of heart rate variability. *Cardiol. Clin.*, 10, 487-498.
57. Kleinhout, J., Stolte, L.A.M., Janssens, J. y Knoop, A.A. (1977): The fetal autonomic nervous system, the fetal heart rate and the beat-to-beat irregularity. *Europ. J. Obstet. Gynec. Reprod. Biol.*, 7/6, 373-376.
58. Kunzel, W. (1993): The fetal cardiovascular reaction to acute and chronic hypoxia. *Gynakologe*, 26, 46-53.
59. Laros, R.K., Wong, S.W., Heilbron, D.C., Parer, J.T., Schnider, S.M., Naylor, H. y Butler, J. (1977): A comparison of methods for quantitating fetal heart rate variability. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 128, 381-392.
60. Lawson, G., Belcher, R., Dawes, G.S. y 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.
61. Lindercrantz, K., Lilja, H., Widmark, C. y Rosèn, K.G. (1988): Fetal Ecg during labor: a suggested standar. *J. biomed. Eng.*, 10, 351-353.
62. Lindercrantz, K., Cerutti, S., Civardi, S., Hökegård, K.H., Lilja, H., Rosèn, K.G., Signorini, M.G. y Widmark, C. (1993): Power spectrum analysis of the fetal heart rate during noradrenaline infusion and acute hypoxemia in the chronic fetal lamb preparation. *Int. J. biomed. Comput.*, 33, 199-207.
63. Longini, R.L., Reichert, T.A., Cho-Yu, J.M. y Crowley, J.S. (1977): Near.orthogonal basis functions: a real time fetal ECG technique. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 24, 39-43.

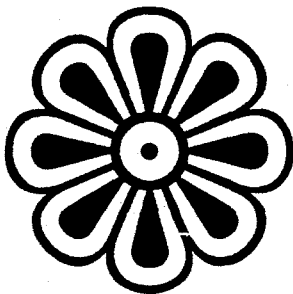
64. Malliani, A., Pagani, M., Lombardi, F. y Cerutti, S. (1991): Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain. *Circulation*, 84, 482-492.
65. Mann, L.I., Duchin, S. y Weiss, R.R. (1974): Fetal EEG sleep stages and physiologic variability. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 119, 533-538.
66. Mantel, R., van Geijn, H.P., Caron, F.J.M., Swartjes, J.M., van Woerden, E.E. y Jongsma, H.W. (1990a): Computer analysis of antepartum fetal heart rate: 1. Baseline determination. *Int. J. Biomed. Comput.*, 25, 261-272.
67. Mantel, R., van Geijn, H.P., Caron, F.J.M., Swartjes, J.M., van Woerden, E.E. y Jongsma, H.W. (1990b): Computer analysis of antepartum fetal heart rate: 2. Detection of accelerations and decelerations. *Int. J. Biomed. Comput.*, 25, 273-286.
68. Martin, C. (1982): Physiological and clinical use of fetal heart rate variability. *Clin. Perinat.*, 9, 339-352.
69. Mendez-Bauer, C., Poseiro, J.J., Arellano-Hernández, Q., Zambrana, M.A. y Caldeyro-Barcia, R. (1963): Effects of atropine on the heart rate of the human fetus during labor. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 85, 1033-1053.
70. Metsälä, T.H., Pirhonen, J.P., Jalonen, J.O., Erkkola, R.U. y Välimäki, A.T. (1993): Association of abnormal flow velocity waveforms in the uterine artery with frequency-specific fetal heart rate variability. *Early Hum. Dev.*, 34, 217-225.
71. Metsälä, T.H., Siimes, A. y Välimäki, A.T. (1995): The effect of change in sympatho-vagal balance on the heart rate and blood pressure variability in the foetal lamb. *Acta Physiol. Scand.*, 154, 85-92.
72. Natrajan, P.G., McGarrigle, H.H.G., Lawrence, D.M. y Lachelin, G.C.L. (1982): Plasma noradrenaline and adrenaline levels in normal pregnancy and in pregnancy-induced hypertension. *Br. J. Obstet. Gynaecol.*, 89, 1041-1045.
73. Nisell, H., Hjemdahl, P., Linde, B. y Lunell, N.O. (1985a): Sympatho-adrenal and cardiovascular reactivity in pregnancy-induced hypertension. I. Responses to isometric exercise and a cold pressor test. *Br. J. Obstet. Gynaecol.*, 92, 722-731.
74. Nisell, H., Hjemdahl, P., Linde, B. y Lunell, N.O. (1985b): Sympathoadrenal and cardiovascular reactivity in pregnancy-induced hypertension. II. Responses to tilting. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 152, 554-560.
75. Oppenheim, A.V. y Schaffer, R.W. (1989): Discrete-time signal processing. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall.
76. Oppenheimer, L.W. y Lewinsky, R.M. (1994): Power spectral analysis of fetal heart rate. *Baillière's Clin Obstet Gynaecol* 8, 643-661.
77. Öri Z, Monir G, Weiss J, Sayhouni X, Singer DH. (1992): Heart rate variability. Frequency domain analysis. *Cardiol. Clin.*, 10, 499-533.
78. Parati, G., Saúl, J.P., DiRienzo, M., y Mancia, G. (1995): Spectral analysis of BP and

- HR variability in evaluating cardiovascular regulation. A critical appraisal. *Hypertension*, 25, 1276-1286.
79. Parer, W.J., Parer, J.T., Holbrook, R.H. y Block, B.S.B. (1985): Validity of mathematical methods of quantitating fetal heart rate variability. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 153, 402-409.
80. Pedersen, E.B., Rasmussen, A.B., Christensen, N.J., Lauritsen, J.G., Kristensen, S. y Wholert, M. (1982): Plasma noradrenaline and adrenaline in pre-eclampsia, essential hypertension in pregnancy and normotensive pregnant control subjects. *Acta Endocrinol.*, 99, 594-600.
81. Phillippe, M. (1983): M. Fetal catecholamines. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 146, 840-855.
82. Pomeranz, B., Macaulay, R.J., Caudill, M.A., Kutz, I., Adam, D., Gordon, D., et al. (1985): Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis. *Am. J. Physiol.*, 248, H151-H153.
83. Preston, R., Crosby, E.T., Kotarba, D., Dudas, H. y Elliot, R.D. (1993): Maternal positioning affects fetal heart rate changes after epidural analgesia for labour. *Can. J. Anaesth.*, 40, 1136-1141.
84. Quilligan, E.J. y Tyler, C. (1959): Postural effects on the cardiovascular status in pregnancy: A comparison of the lateral and supine postures. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 78, 465-473.
85. Reichert, T.A., Longini, R.L., Crowley, J.S. y Yu, J.M. (1977): A noninvasive extraction of the fetal electrocardiogram. *Comput. Biomed. Res.*, 10, 1-7.
86. Rong Z., Jianguo H., Lifan Z. (1993): A comparison of periodogram, BT and AR methods for spectral analysis of heart rate variability. *Proceedings of ICSP*, 155-158.
87. Sayers BM. (1973): *Analysis of heart rate variability*. *Ergonomics*, 16, 17-32
88. Saul, J.P., Berger, R.D., Albrecht, P., Stein, S.P., Chen, M.H. y Cohen, R.J. (1991): Transfer function analysis of the circulation: Unique insights into cardiovascular regulation. *Am. J. Physiol.*, 30, H1231-H1245.
89. Shono, H., Muro, M., Kohara, M., Ito, Y., Nagasawa, T., y Sugimori, H. (1994): Fetal heart rate recorder for long-duration use in active full-term pregnant women. *Obstet. Gynecol.*, 83, 301-305.
90. Sibony, O., Fouillot, J-P., Bennaoudia, M., Luton, D., Blot, P. y Sureau, C. (1995a): Spectral analysis of fetal heart rate in flat recordings. *Early Hum. Dev.*, 41, 215-220.
91. Sibony, O., Fouillot, J-P., Luton, D., Oury, J.F. y Blot, P. (1995b): Effects of neuromuscular blockade on fetal heart rate variability: a power spectrum analysis. *J. Appl. Physiol.*, 79, 63-65.
92. Solum, T., Ingemarsson, I. y Nygren, Å. (1980): The accuracy of abdominal ECG for fetal electronic monitoring. *J. Perinat. Med.*, 8, 142-149.

93. Sorensen, T.K., Hendricks, S., Easterling, T.R., Carlson, K.L. y Benedetti, T.J. (1992): Effect of orthostatic stress on umbilical Doppler waveforms in normal and hypertensive pregnancies. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 167, 643-647.
94. Steel, R.G.D. y Torrie, J. H. (1980). *Principles and procedures of statistics. A Biomedical approach*. 1ª edición. Mc Graw-Hill, Inc, USA.
95. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology (1996): Heart Rate Variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. *Circulation*, 93, 1043-1065.
96. Terao, T., Kawashima, Y., Noto, H., Inamoto, Y., Lin, T.Y., Sumimoto, K. y Maeda, M. (1984): Neurological control of fetal heart rate in 20 cases of anencephalic fetuses. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 149, 201-208.
97. Ueland, K., Gills R.E., Hansen, J.M. (1968): Maternal cardiovascular dynamics. I. Cesarean section under subarachnoid block anesthesia. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 100, 42-54.
98. Ueland, K. y Hansen, J.M. (1969): Maternal cardiovascular dynamics. II. Posture and uterine contractions. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 103, 1-7.
99. van Geijn, H.P., Jongsma, H.W., de Haan, J. y 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.
100. van Ravenswaaij-Arts, C.M.A., Kollée, L.A.A., Hopman, J.C.W., Stoeltinga, G.B.A. y van Geijn, H.P. (1993): Heart rate variability (review). *Am. Coll. Phys.*, 118, 436-447.
101. van Woerden, E.E., van Geijn, H.P., Caron, F.J.M. y Mantel, R. (1990): Spectral analysis of fetal heart rhythm in relation to fetal regular mouthing. *Int. J. Biomed. Comput.*, 25, 253-260.
102. Visser, G.H.A., Bekedam, D.J. y Ribbert, L.S.M. (1990): Changes in antepartum heart rate patterns with progressive deterioration of the fetal condition. *Int. J. Biomed. Comput.*, 25, 239-246.
103. Wakatsuki, A., Murata, Y., Ninomiya, Y., Masaoka, N., Tyner, J.G. y Kutty, K.K. (1992a): Physiologic baroreceptor activity in the fetal lamb. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 167, 820-7.
104. Wakatsuki, A., Murata, Y., Ninomiya, Y., Masaoka, N., Tyner, J.G. y Kutty, K.K. (1992b): Autonomic nervous system regulation of baseline heart rate in the fetal lamb. *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 167, 519-523.
105. Walker, A.M., Cannata, J., Dowling, M.H., Ritchie, B. y Maloney, J.E. (1978): Sympathetic and parasympathetic control of heart rate in unanesthetized fetal and newborn lambs. *Biol. Neonate*, 33, 135-143.
106. Wheeler, T., Gennser, G., Lindvall, R., et al. (1980): Changes in the fetal heart rate

- associated with fetal breathing and fetal movements. Br. J. Obstet. Gynecol., 87, 1068-1073.
107. Whittaker, P.G., Gerrard, J. y Lind, T. (1985): Catecholamine response to changes in posture during human pregnancy. Br. J. Obstet. Gynaecol., 92, 586-592.
108. Zhu, Y. y Szeto, H.H. (1987): Cyclic variation in fetal heart rate and sympathetic activity. Am. J. Obstet. Gynecol., 156, 1001-1005.

Apéndice



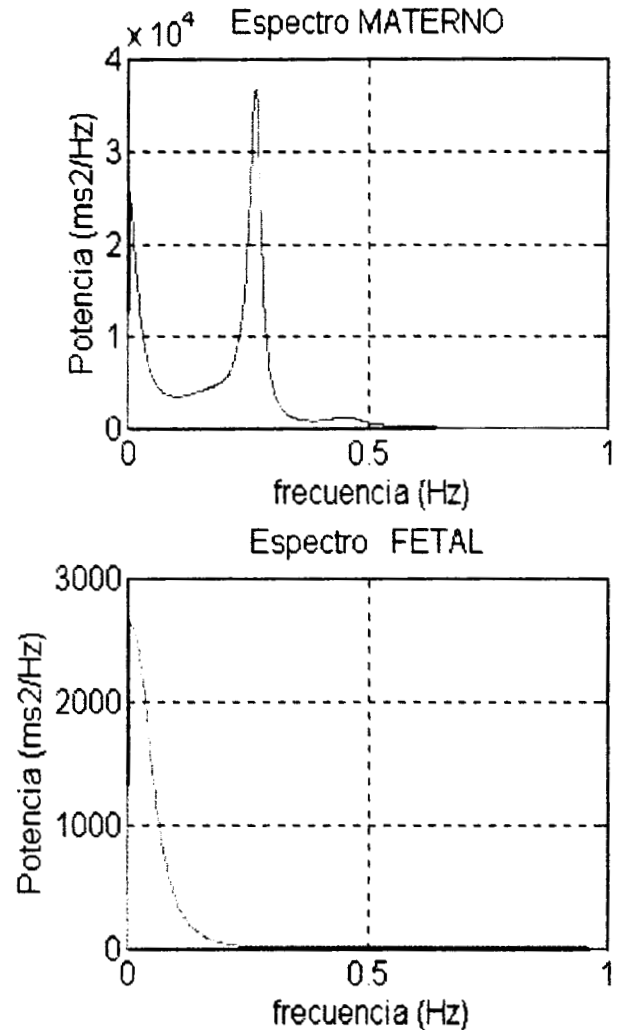
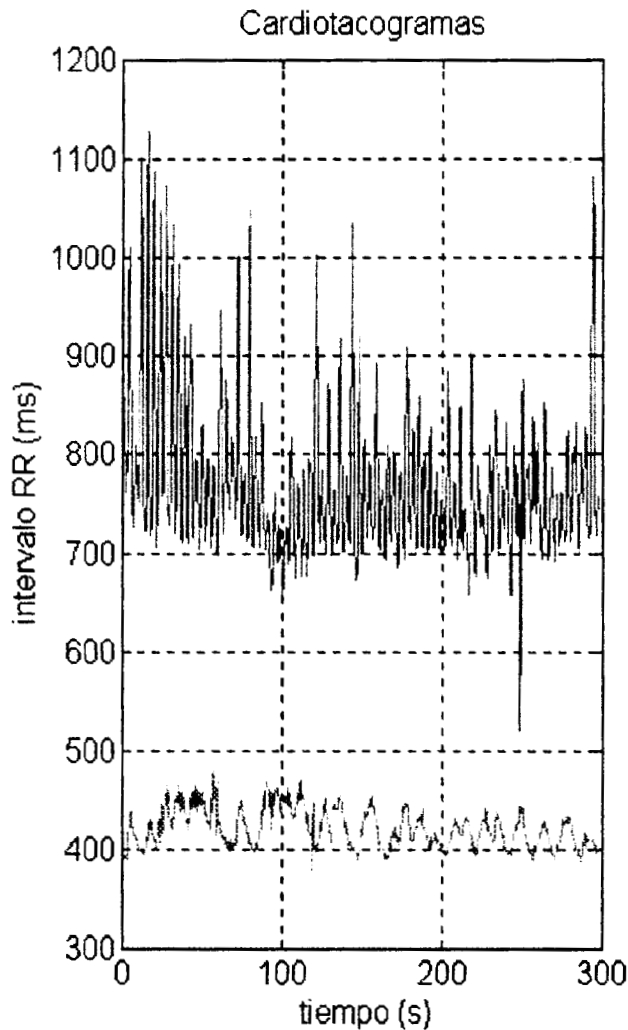
En este apéndice se presentan algunos de las gráficas de los cardiogramas materno y fetal para las posiciones decúbito lateral izquierda con respiración controlada, decúbito lateral izquierda con respiración espontánea, supina, ortostática y realizando ejercicio isométrico. Así mismo, se presentan los espectros en frecuencia correspondientes a cada posición, tanto para la madre como para el feto.

I. Cardiotacogramas y espectros en frecuencia en posición decúbito lateral izquierdo con respiración controlada

Paciente 1

Paciente de 38 semanas de gestación
 19 años de edad
 156 cm de estatura

Gesta 2
 Aborto 0
 Parto espontáneo

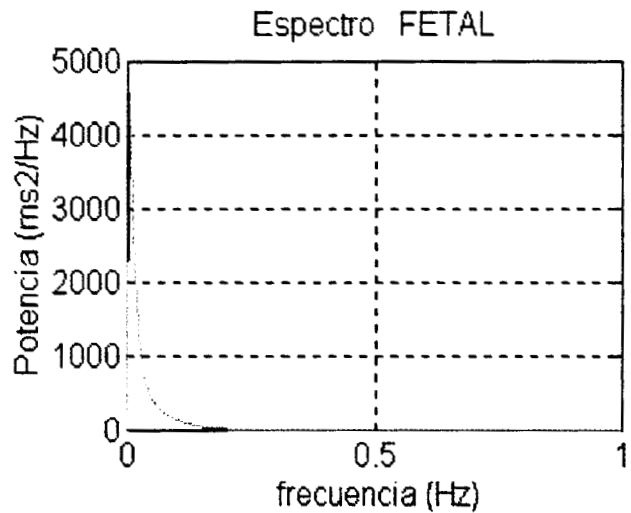
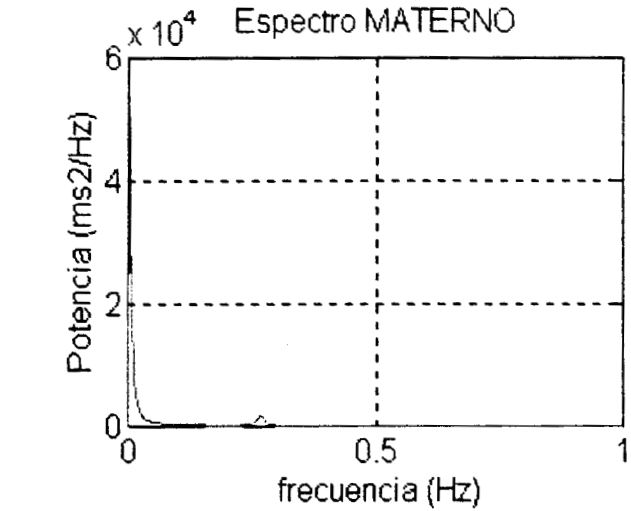
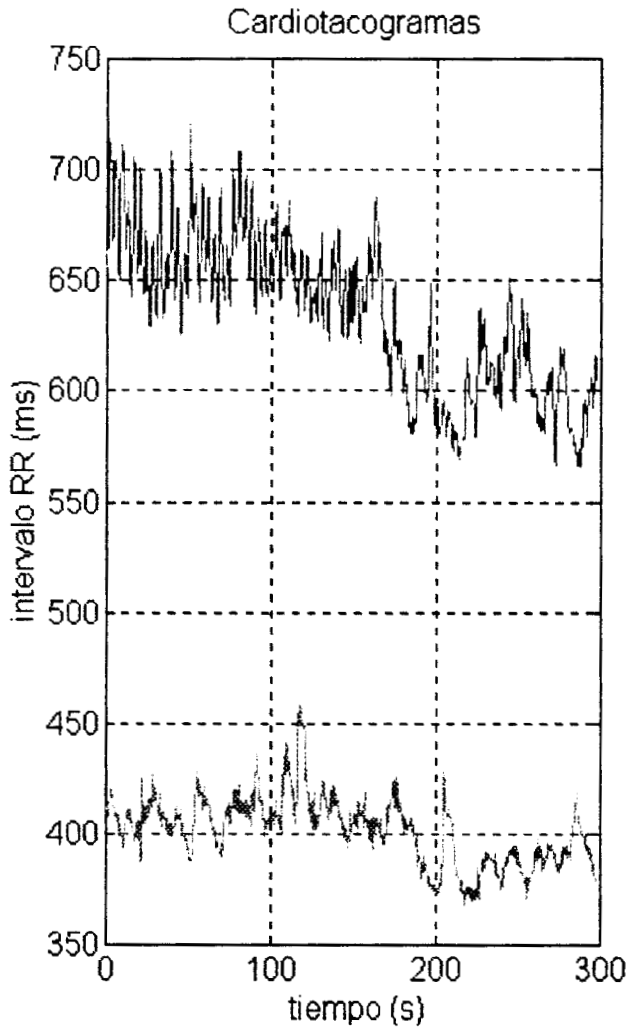


Resultado de cardiotacogramas materno en la parte superior izquierda y fetal en la parte inferior izquierda. En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición decúbito lateral izquierdo realizando respiración controlada

Paciente 2

Paciente de 39.5 semanas de gestación
 25 años de edad
 162 cm de estatura

Gesta 4
 Aborto 1
 Parto espontáneo

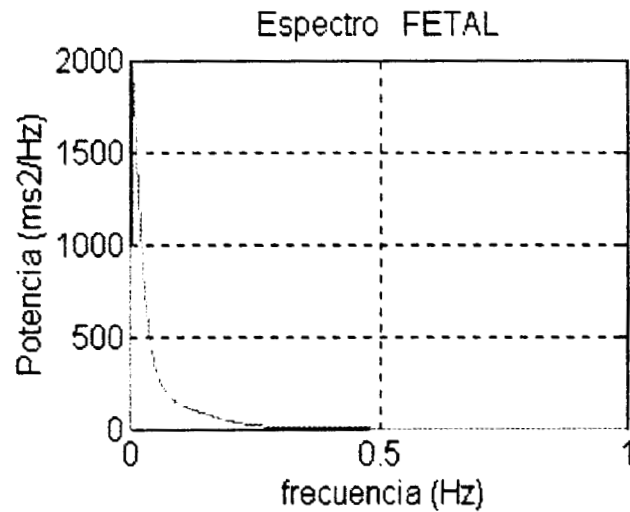
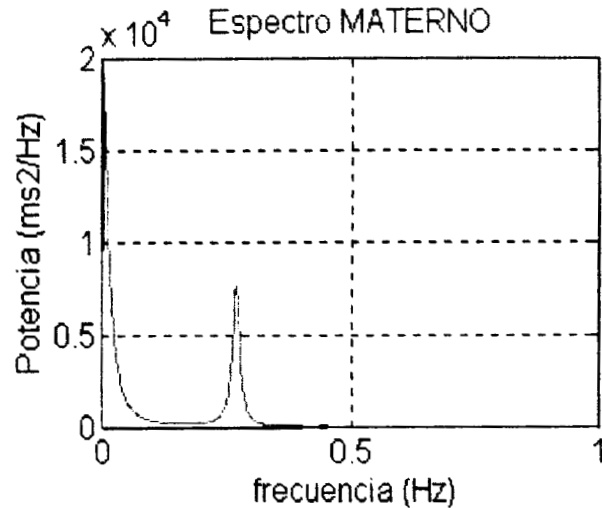
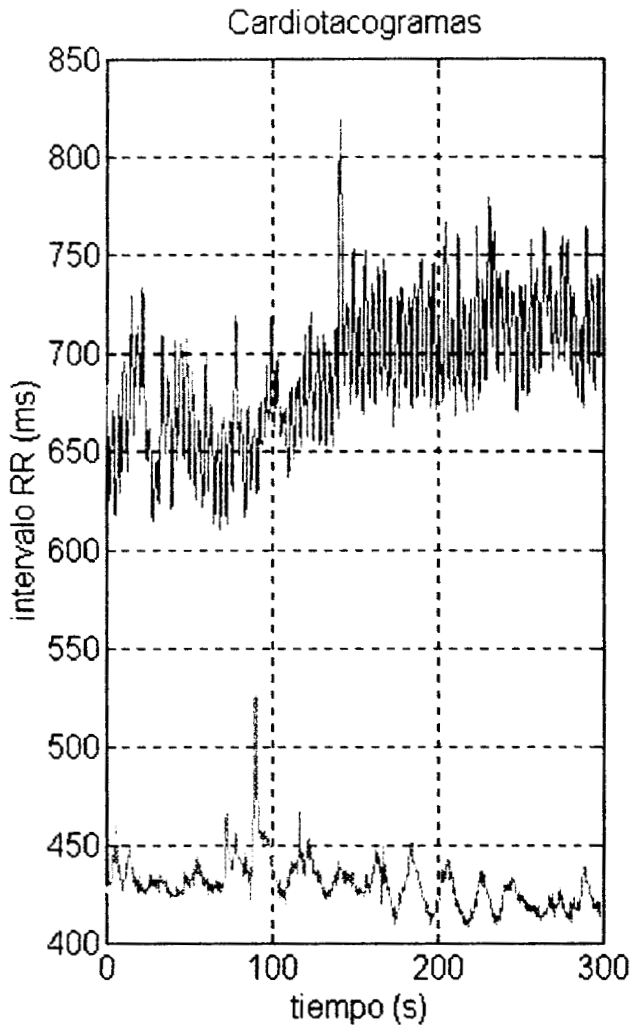


Resultado de cardiotacogramas materno en la parte superior izquierda y fetal en la parte inferior izquierda. En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición decúbito lateral izquierdo realizando respiración controlada

Paciente 3

Paciente de 39 semanas de gestación
 23 años de edad
 161 cm de estatura

Gesta 1
 Aborto 0
 Parto dirigido

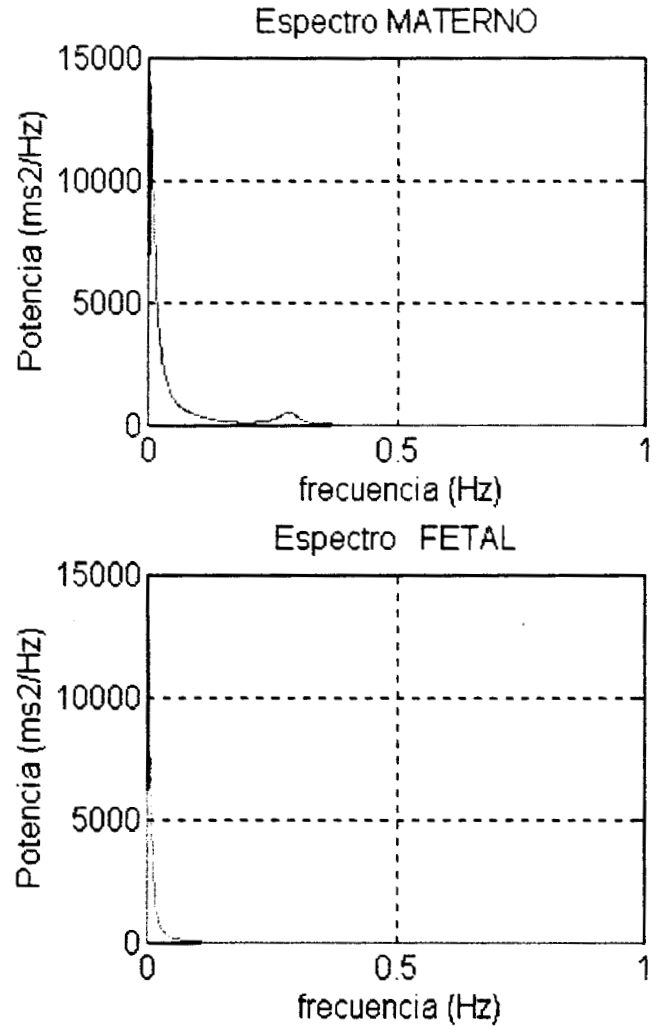
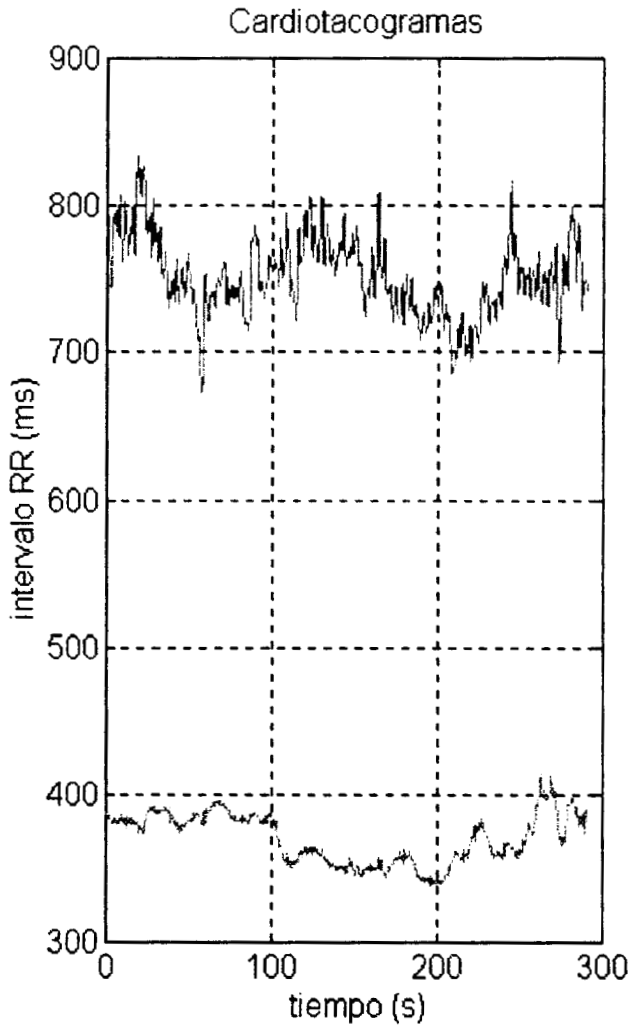


Resultado de cardiotacogramas materno en la parte superior izquierda y fetal en la parte inferior izquierda. En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición decúbito lateral izquierdo realizando respiración controlada

Paciente 4

Paciente de 39 semanas de gestación
 23 años de edad
 162 cm de estatura

Gesta 1
 Aborto 0
 Parto espontáneo

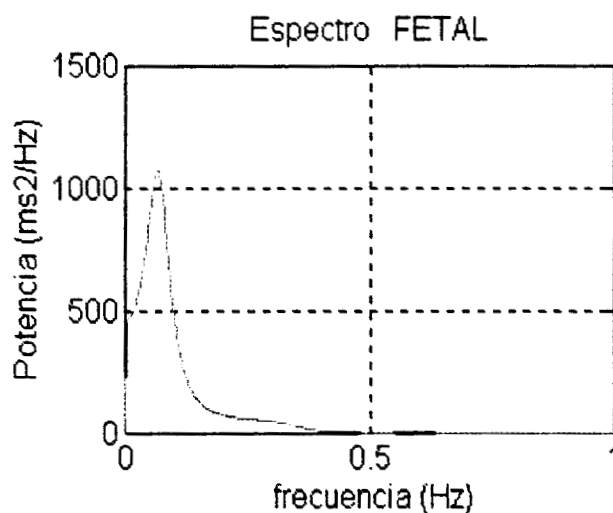
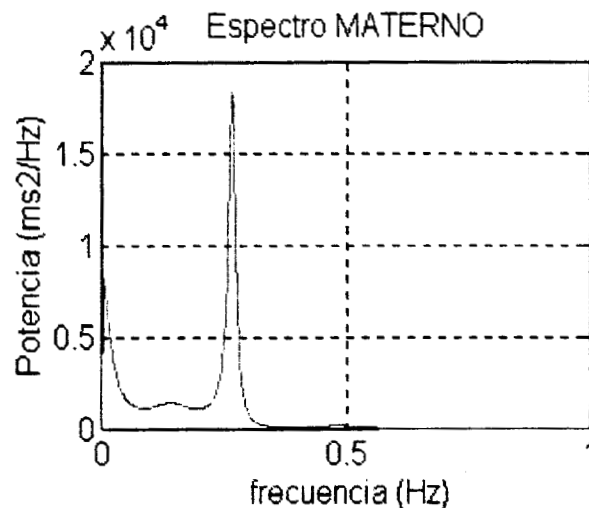
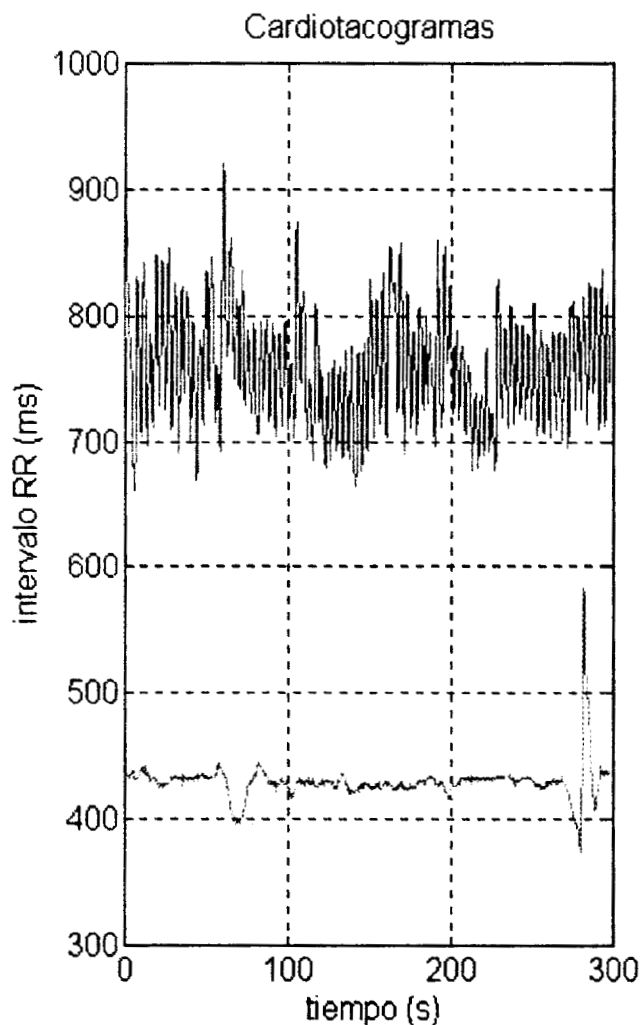


Resultado de cardiotacogramas materno en la parte superior izquierda y fetal en la parte inferior izquierda. En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición decúbito lateral izquierdo realizando respiración controlada

Paciente 5

Paciente de 39 semanas de gestación
 34 años de edad
 150 cm de estatura

Gesta 2
 Aborto 0
 Parto espontáneo

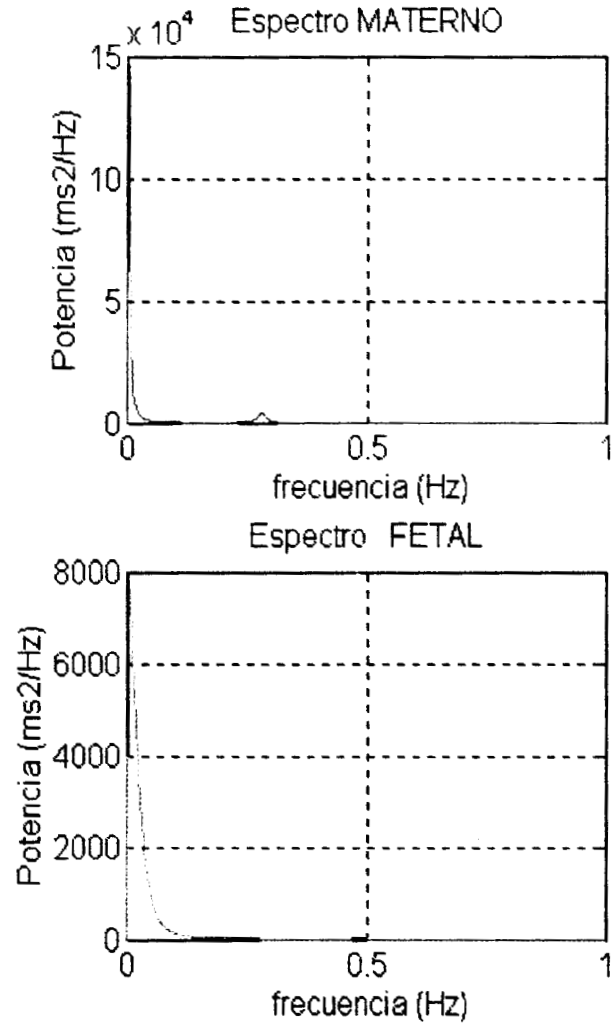
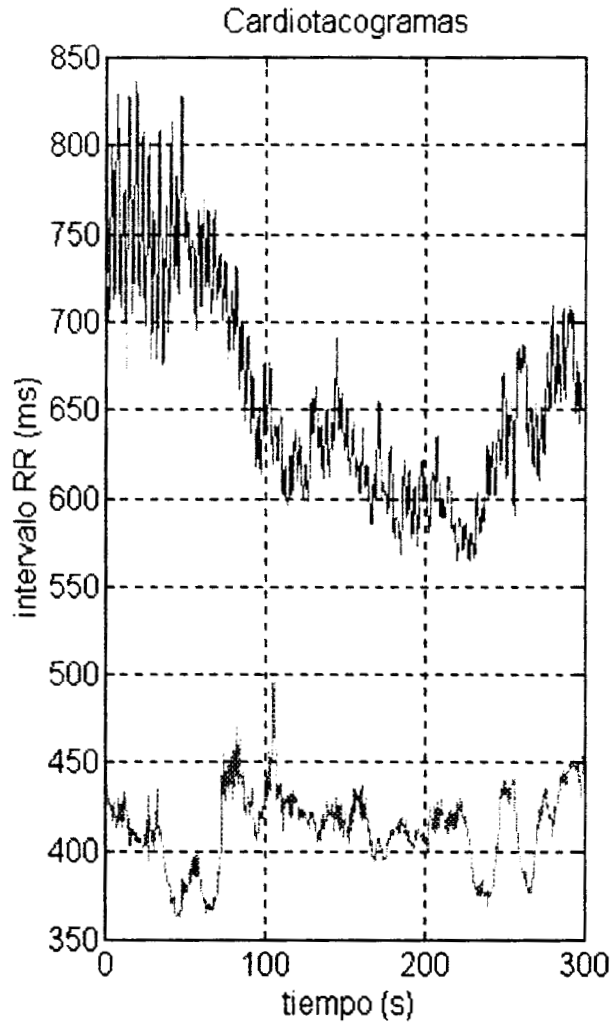


Resultado de cardiotacogramas materno en la parte superior izquierda y fetal en la parte inferior izquierda. En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición decúbito lateral izquierdo realizando respiración controlada

Paciente 6

Paciente de 36 semanas de gestación
 24 años de edad
 160 cm de estatura

Gesta 1
 Aborto 0
 Parto espontáneo

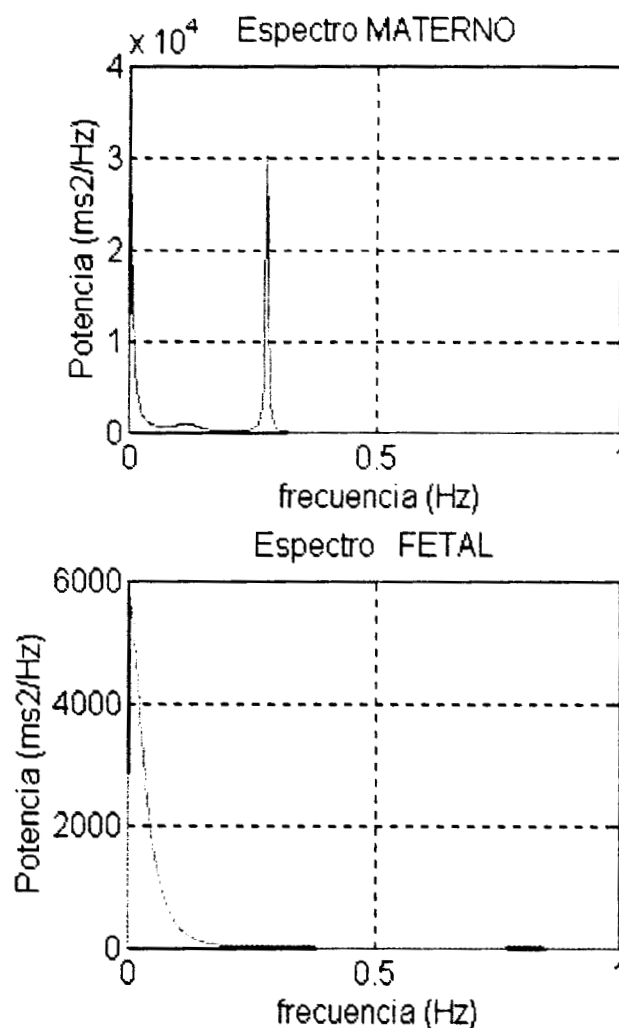
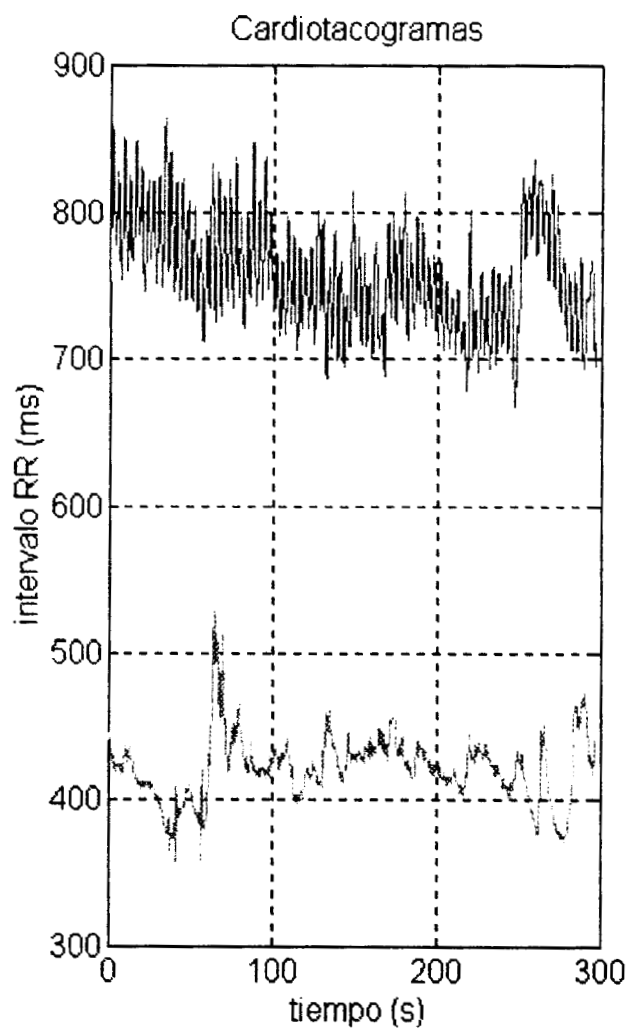


Resultado de cardiotacogramas materno en la parte superior izquierda y fetal en la parte inferior izquierda. En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición decúbito lateral izquierdo realizando respiración controlada

Paciente 7

Paciente de 39 semanas de gestación
 23 años de edad
 158 cm de estatura

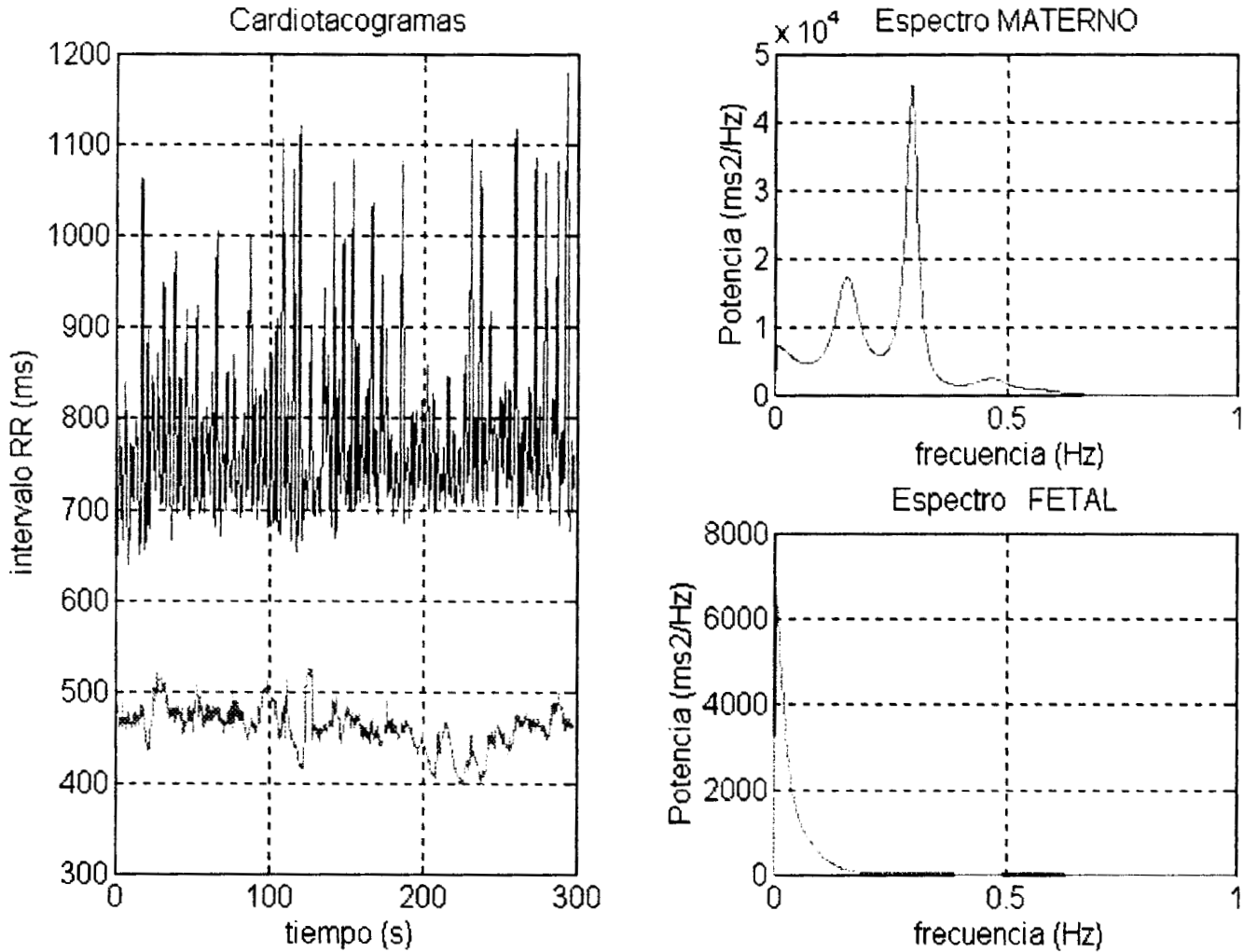
Gesta 2
 Aborto 0
 Parto espontáneo



Resultado de cardiotacogramas materno en la parte superior izquierda y fetal en la parte inferior izquierda. En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición decúbito lateral izquierdo realizando respiración controlada

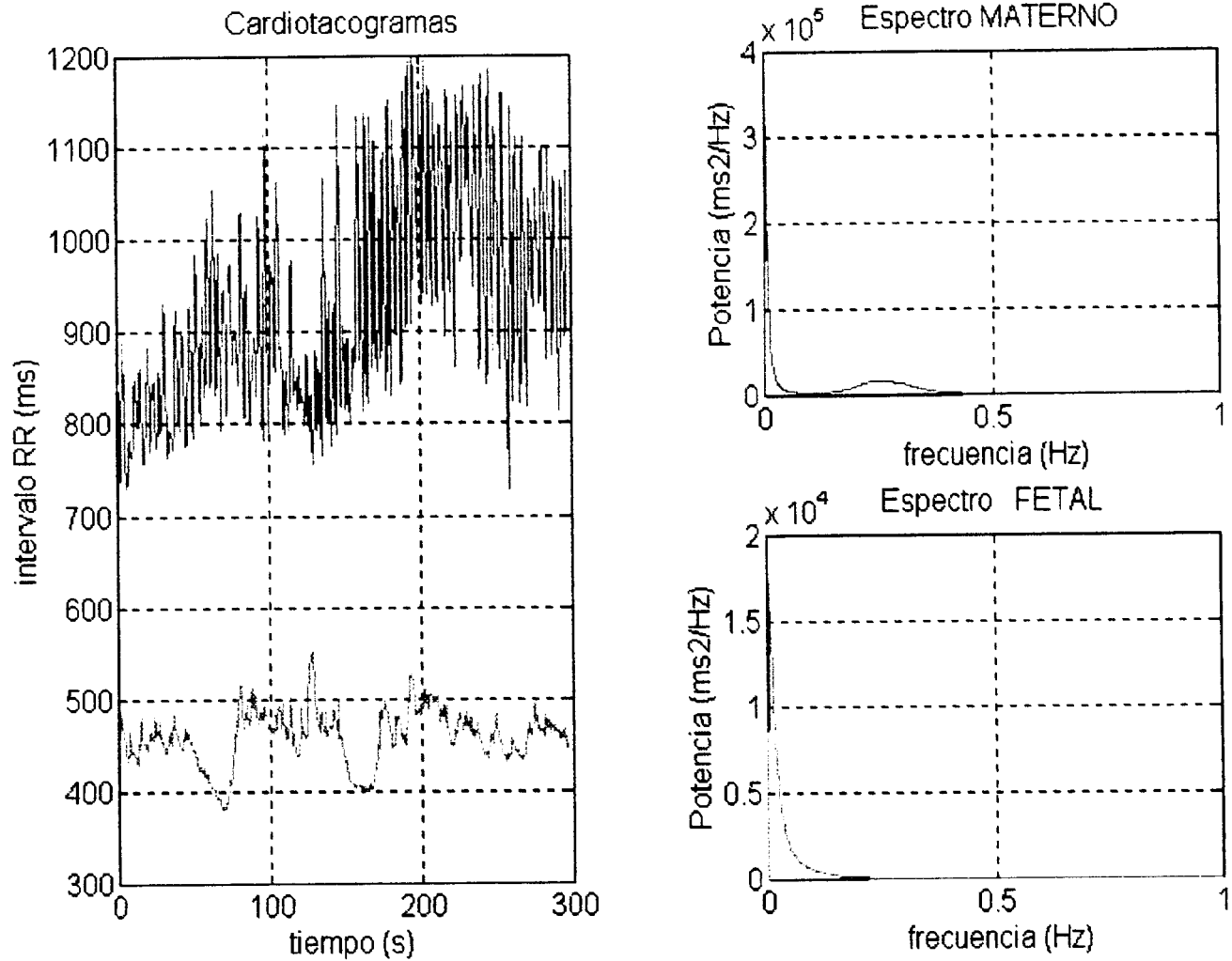
II. Cardiotacogramas y espectros en frecuencia en posición decúbito lateral izquierdo con respiración espontánea

Paciente 1



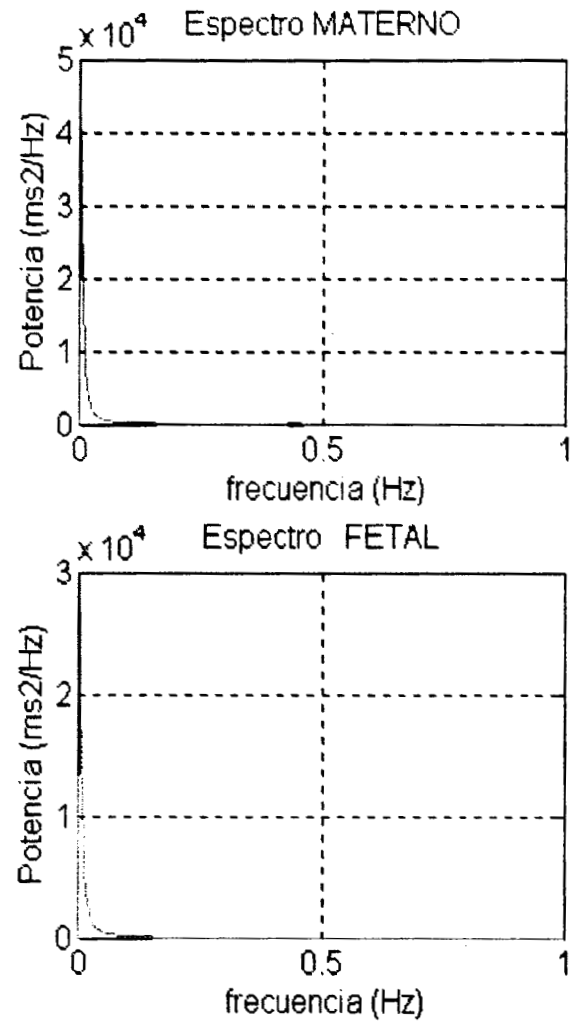
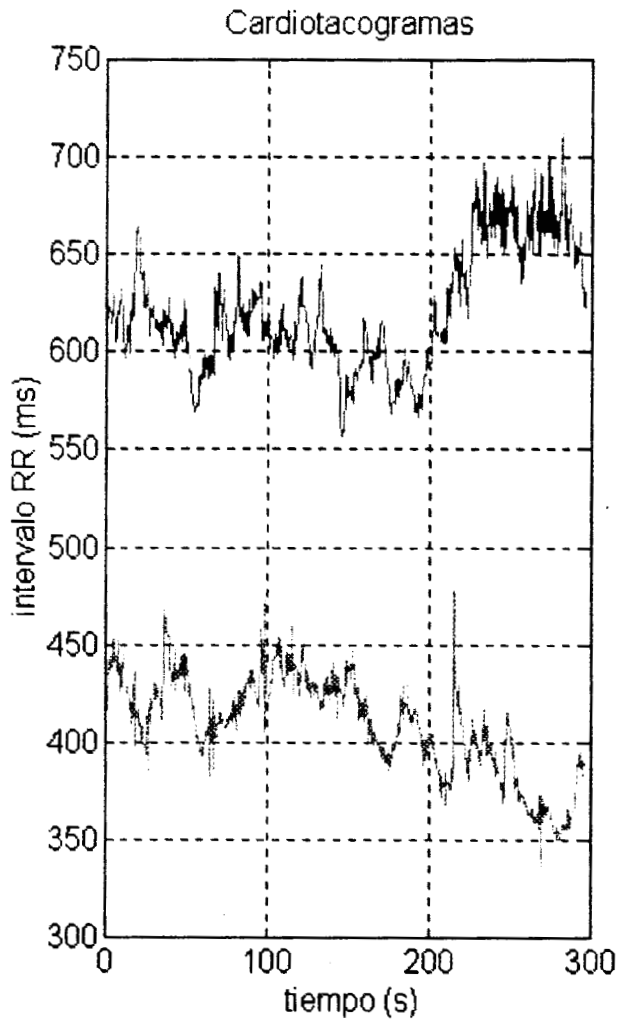
Resultado de cardiotacogramas materno en la parte superior izquierda y fetal en la parte inferior izquierda. En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición decúbito lateral izquierdo realizando respiración espontánea

Paciente 2



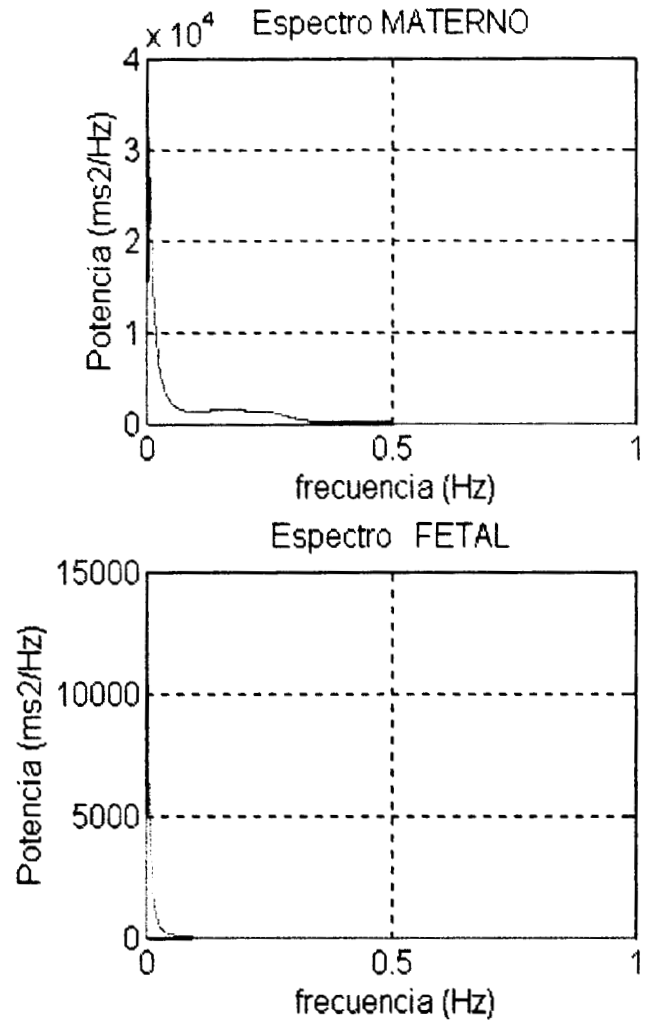
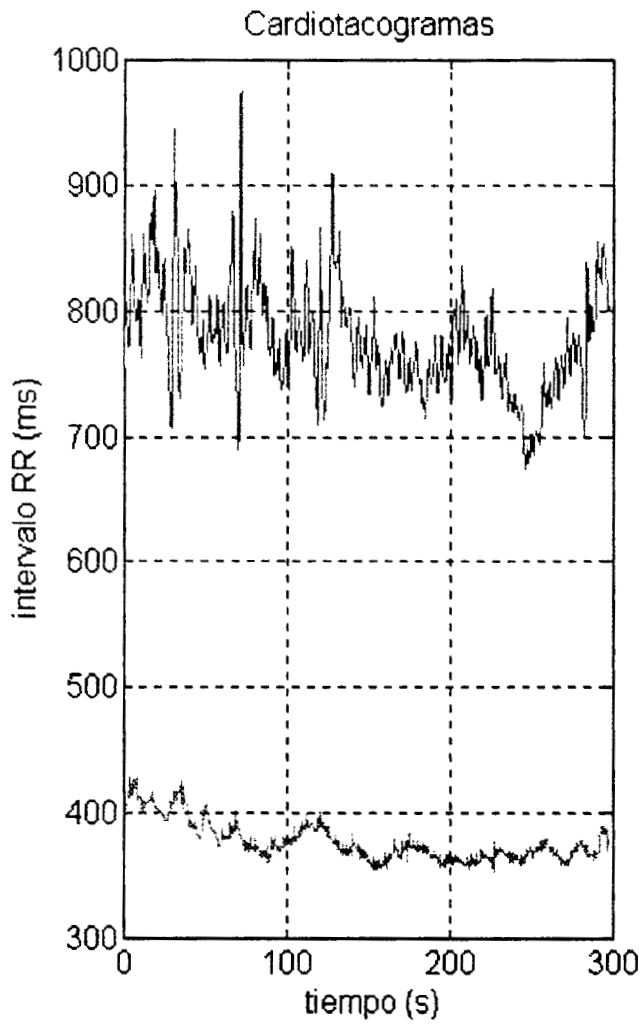
Resultado de cardiotacogramas materno en la parte superior izquierda y fetal en la parte inferior izquierda. En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición decúbito lateral izquierdo realizando respiración espontánea

Paciente 3



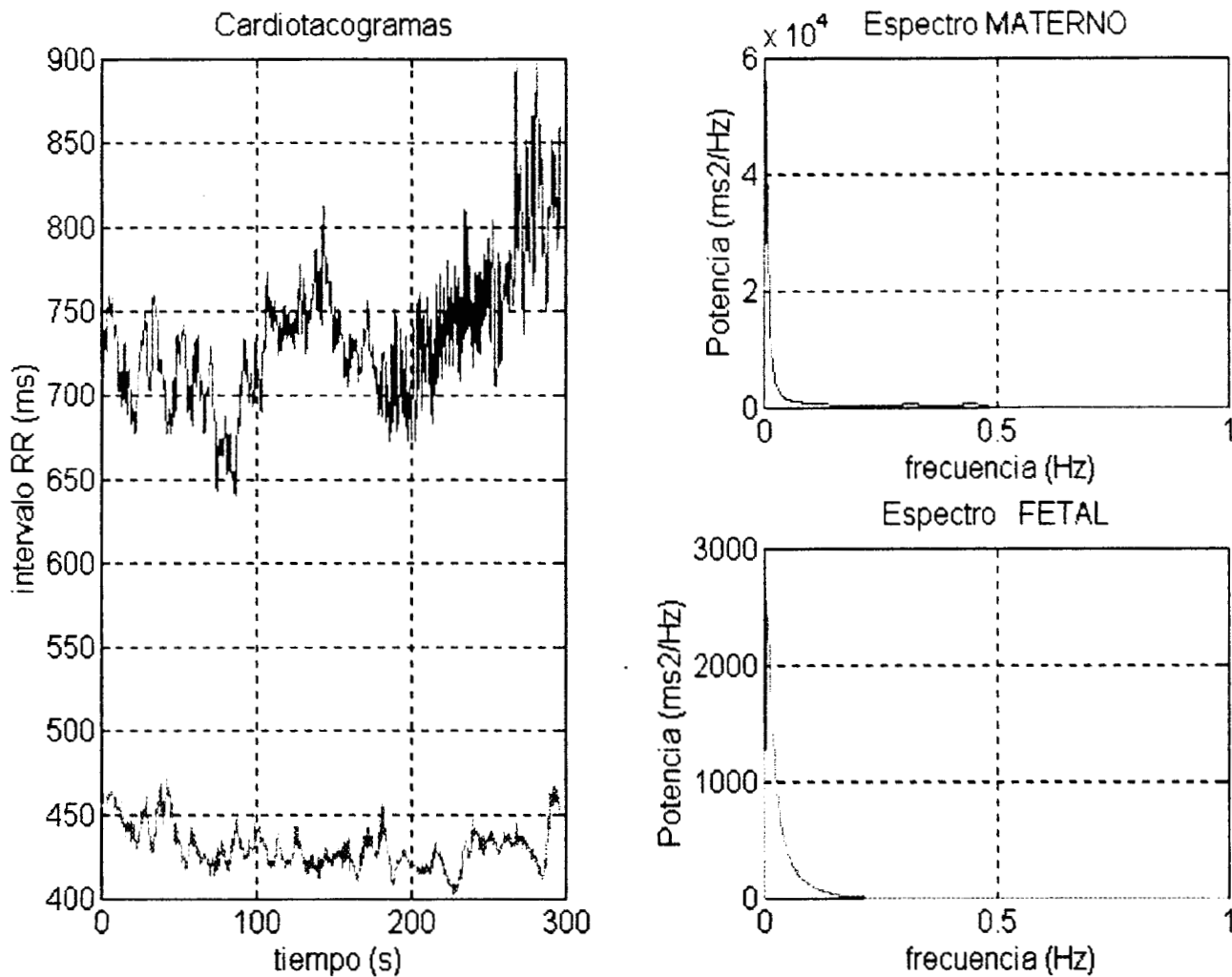
Resultado de cardiotacogramas materno en la parte superior izquierda y fetal en la parte inferior izquierda. En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición decúbito lateral izquierdo realizando respiración espontánea

Paciente 4



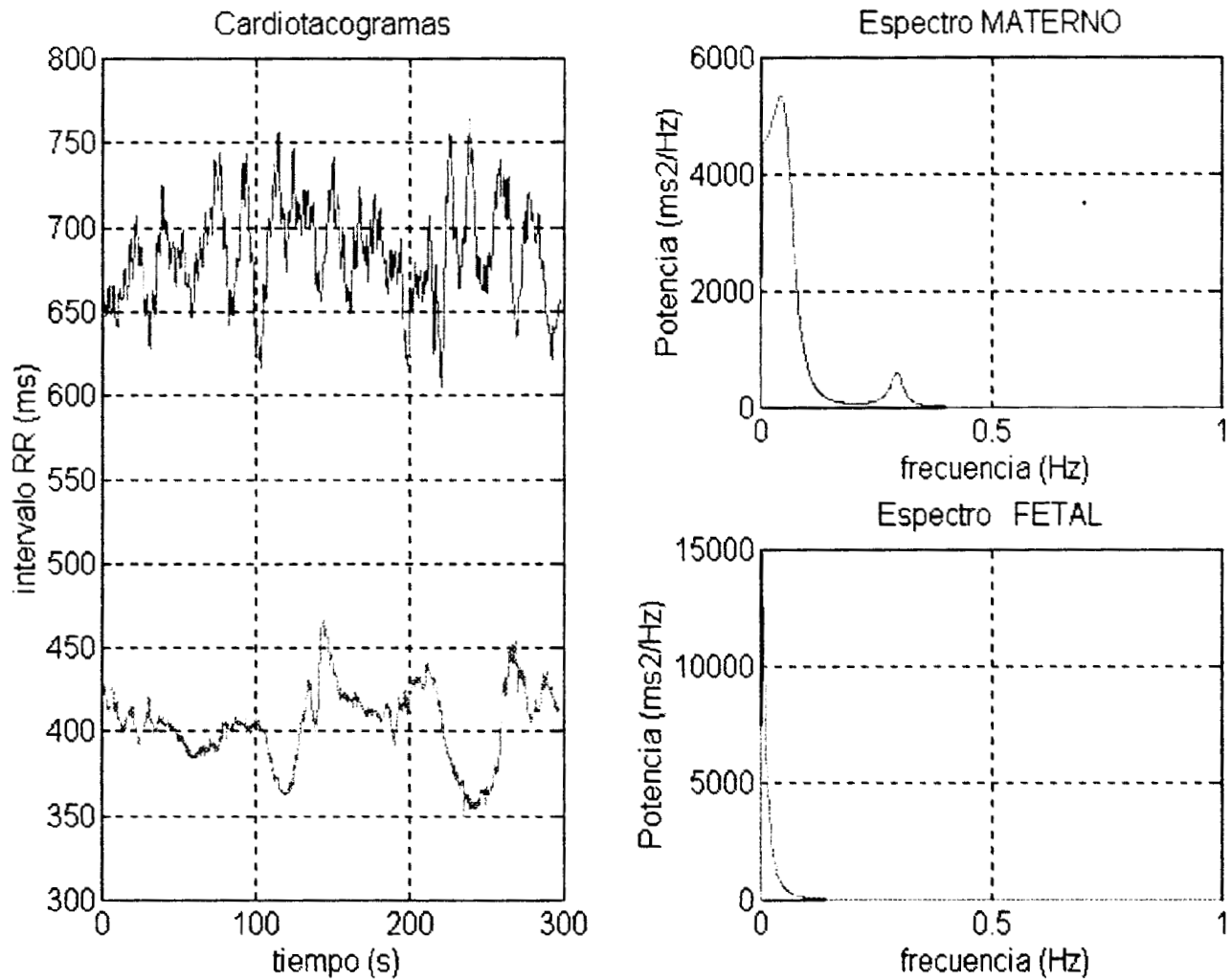
Resultado de cardiotacogramas materno en la parte superior izquierda y fetal en la parte inferior izquierda. En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición decúbito lateral izquierdo realizando respiración espontánea

Paciente 5



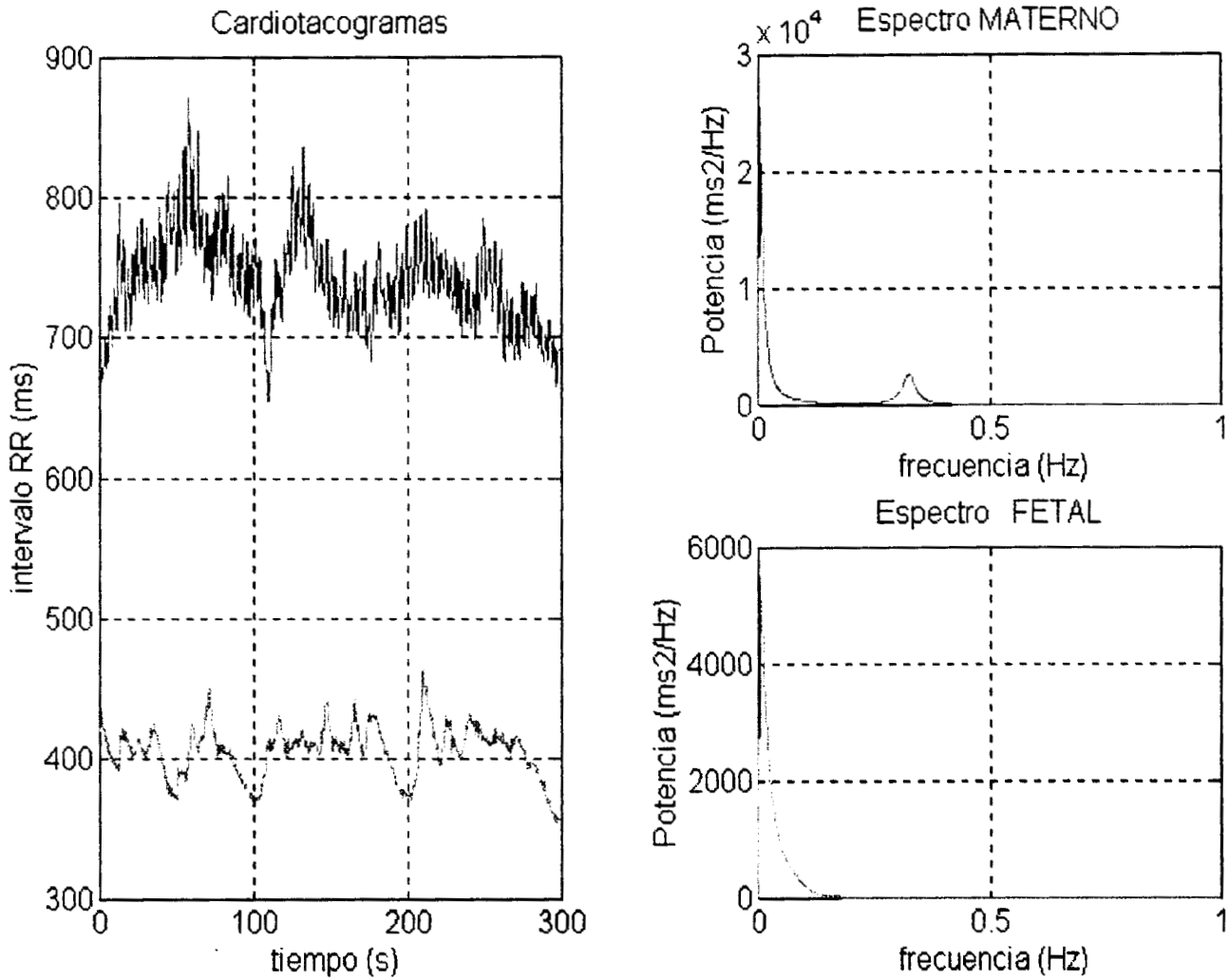
Resultado de cardiotacogramas materno en la parte superior izquierda y fetal en la parte inferior izquierda. En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición decúbito lateral izquierdo realizando respiración espontánea

Paciente 6



Resultado de cardiotacogramas materno en la parte superior izquierda y fetal en la parte inferior izquierda. En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición decúbito lateral izquierdo realizando respiración espontánea

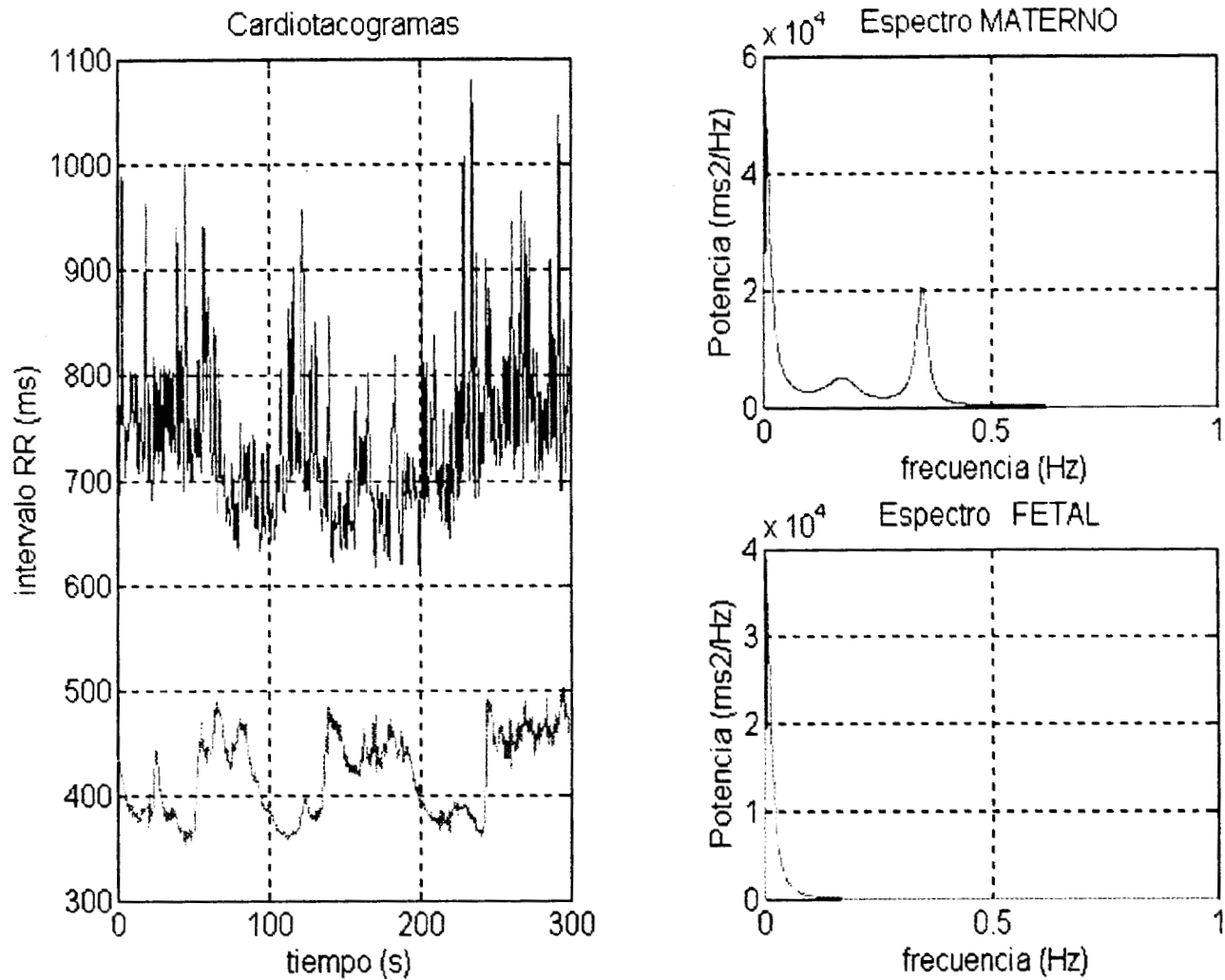
Paciente 7



Resultado de cardiotacogramas materno en la parte superior izquierda y fetal en la parte inferior izquierda. En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición decúbito lateral izquierdo realizando respiración espontánea

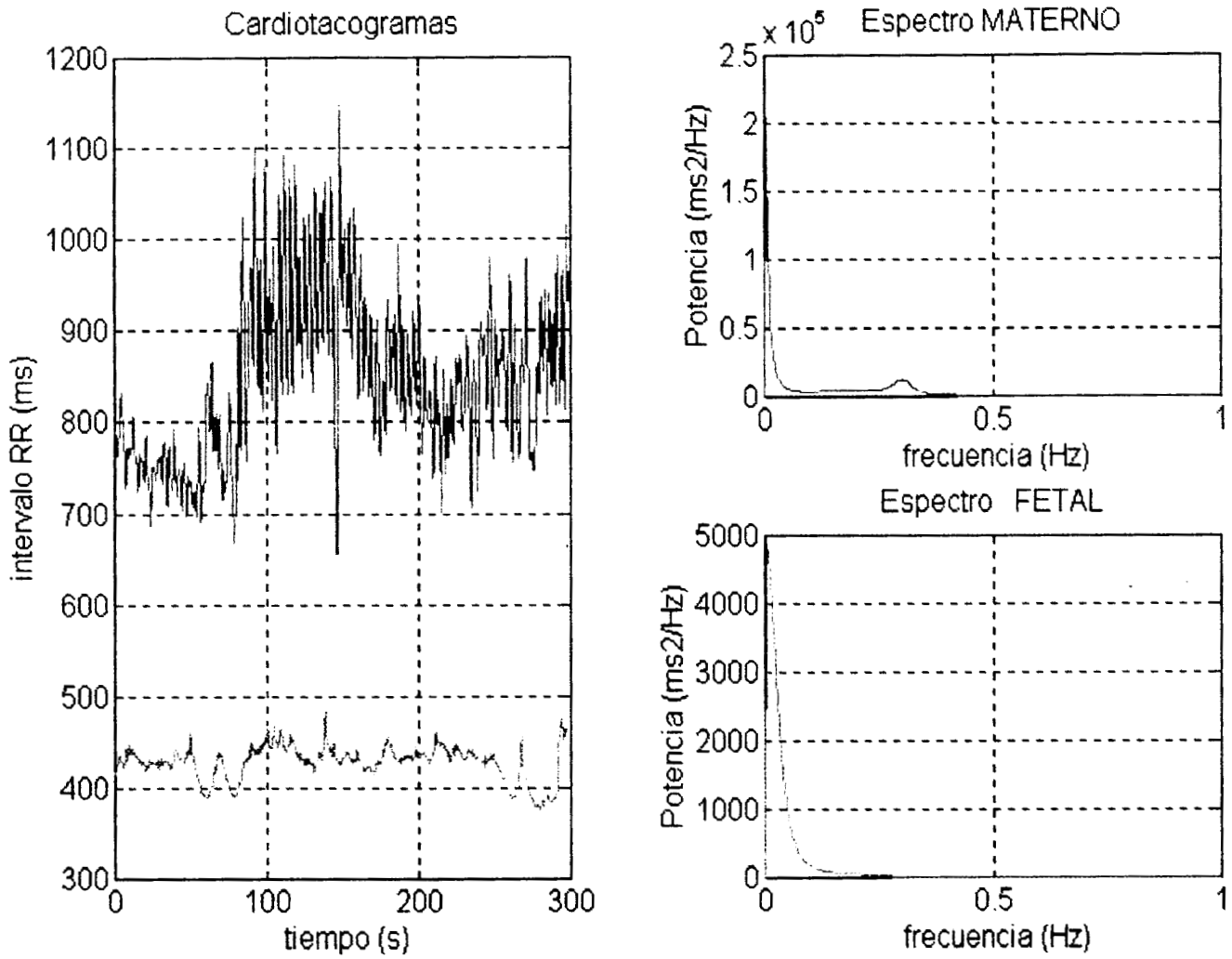
III. Cardiotacogramas y espectros en frecuencia en posición supina

Paciente 1



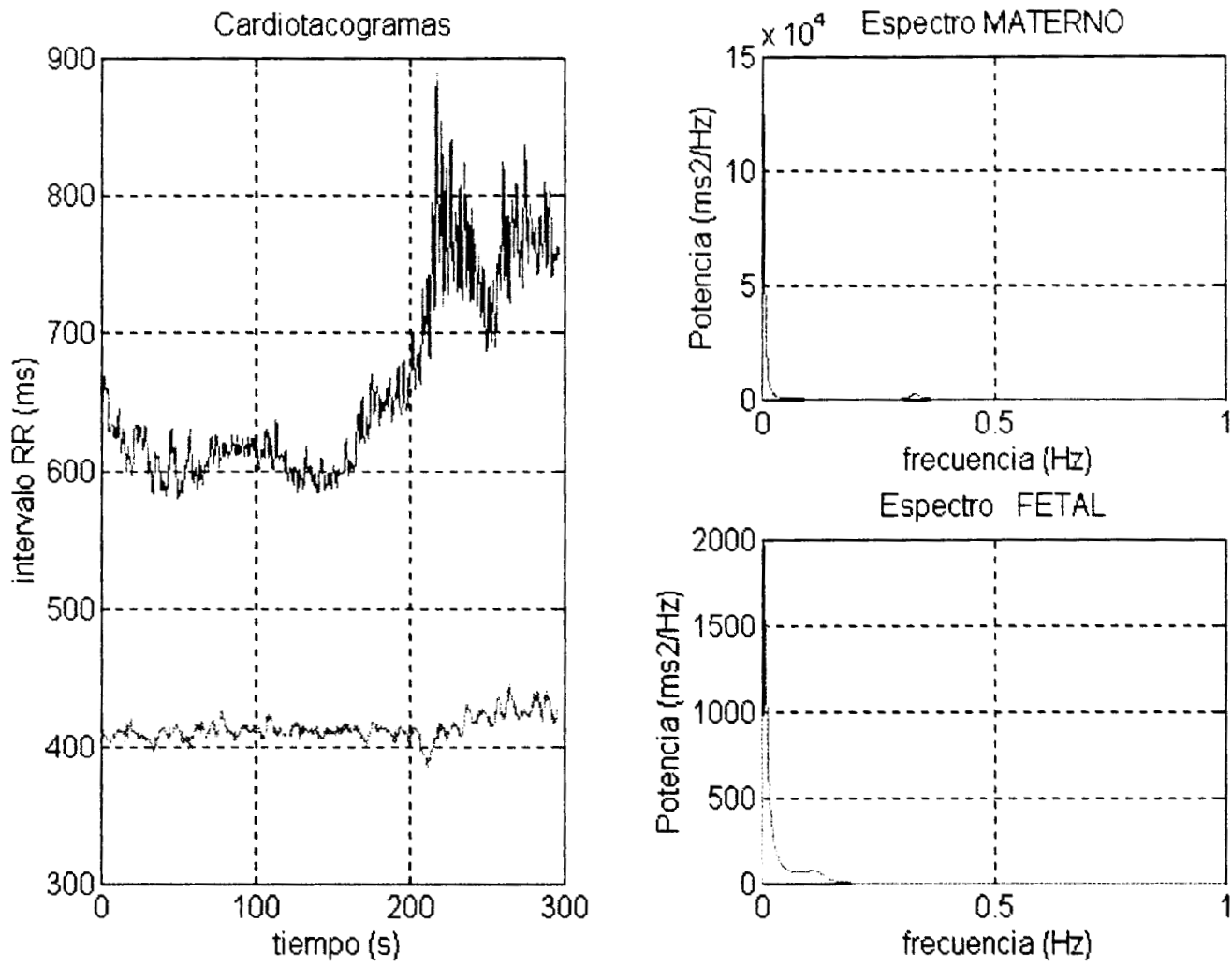
Resultado de cardiotacogramas materno (parte superior izquierda) y fetal (parte inferior izquierda). En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición supina

Paciente 2



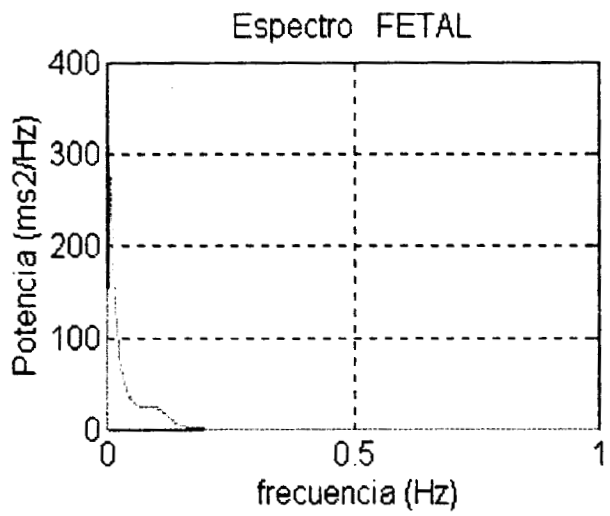
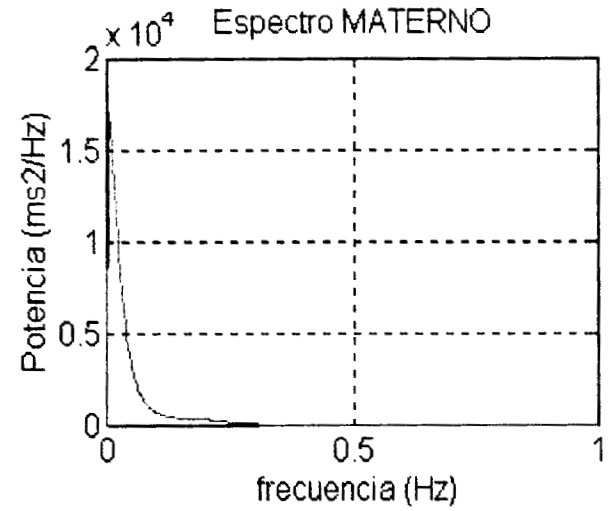
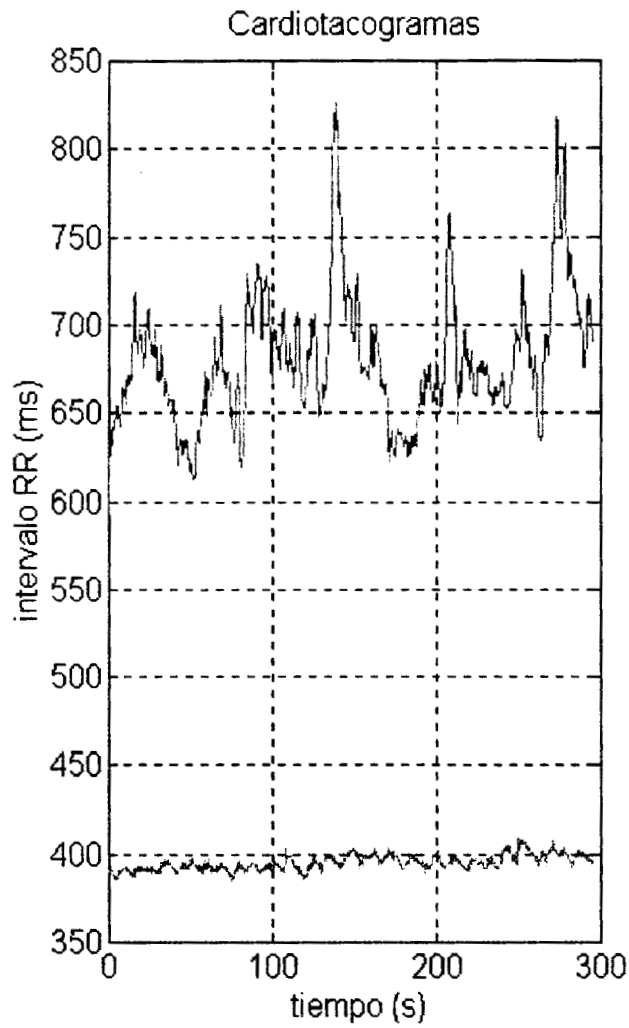
Resultado de cardiotacogramas materno (parte superior izquierda) y fetal (parte inferior izquierda). En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición supina

Paciente 3



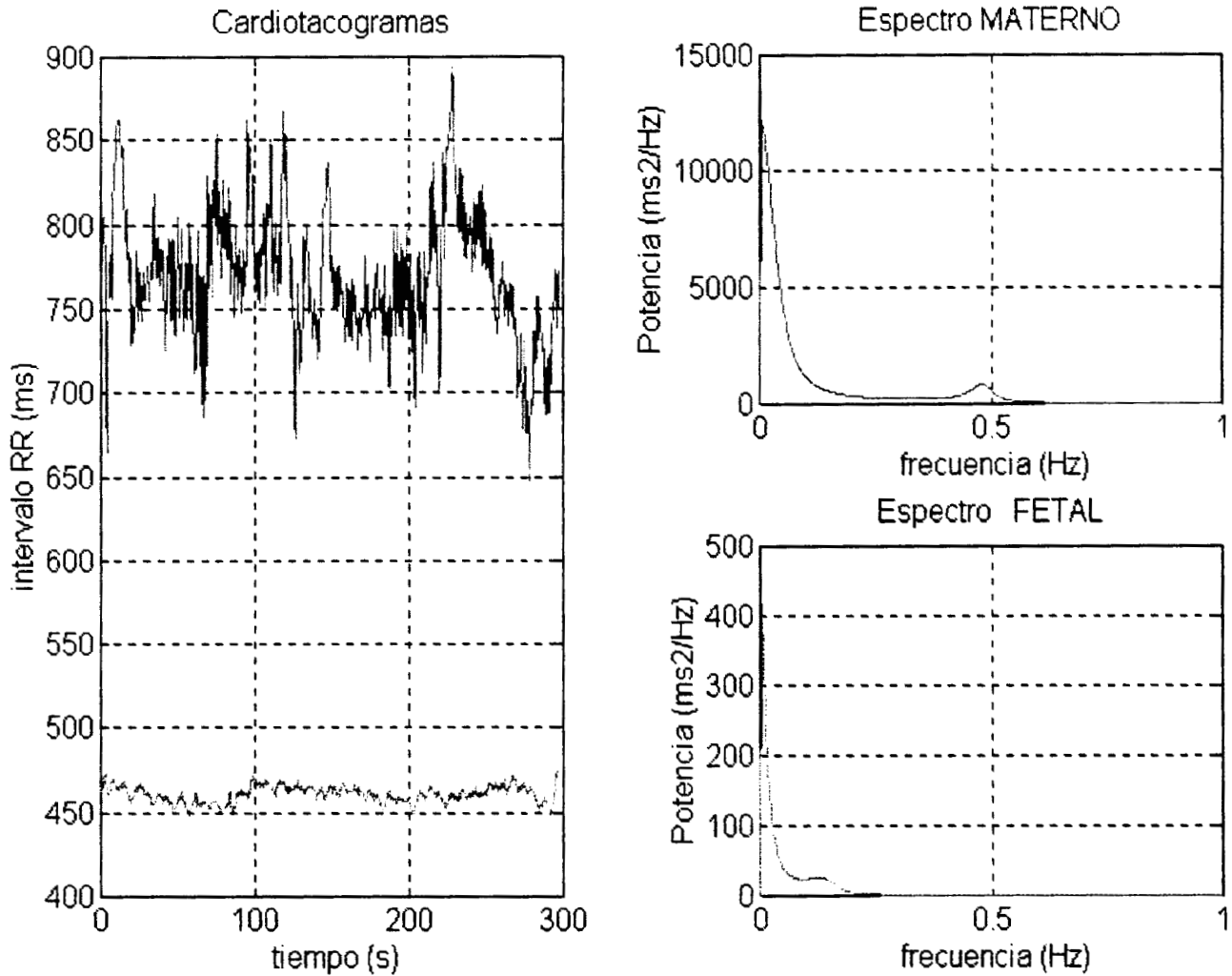
Resultado de cardiogramas materno (parte superior izquierda) y fetal (parte inferior izquierda). En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición supina

Paciente 4



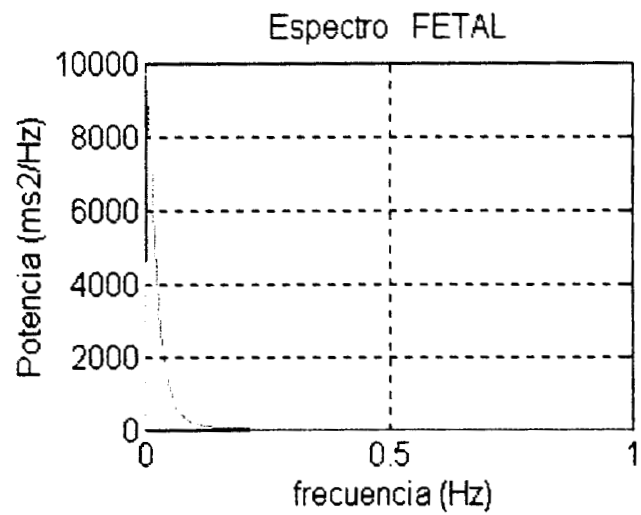
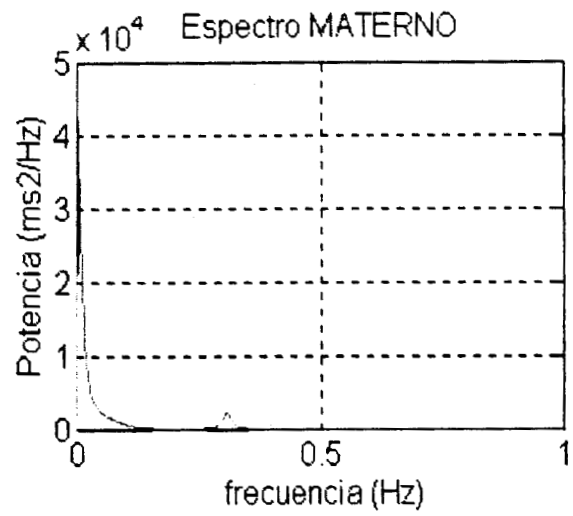
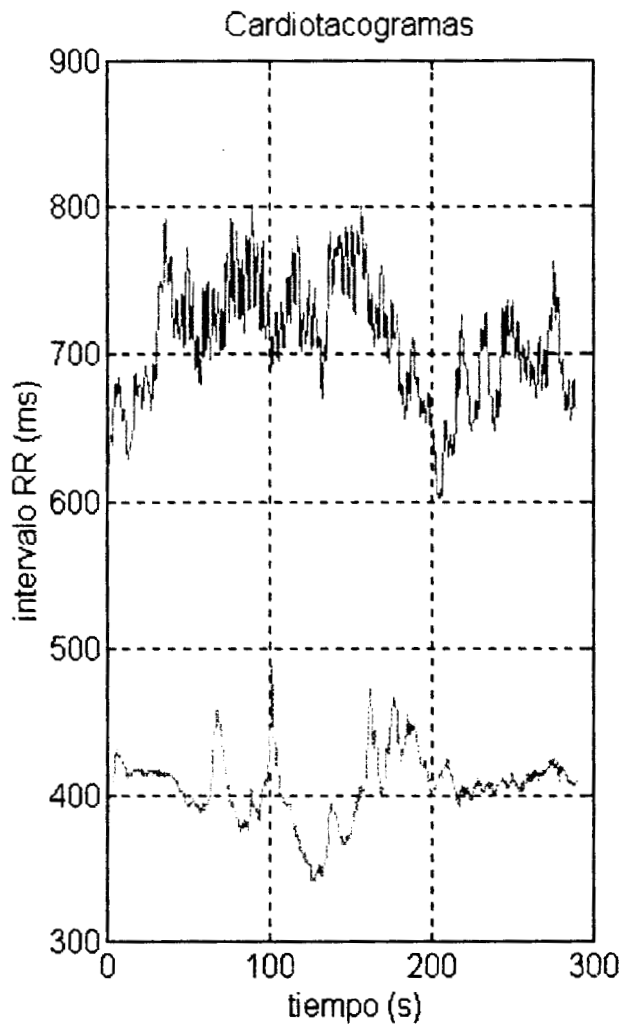
Resultado de cardiotacogramas materno (parte superior izquierda) y fetal (parte inferior izquierda). En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición supina

Paciente 5



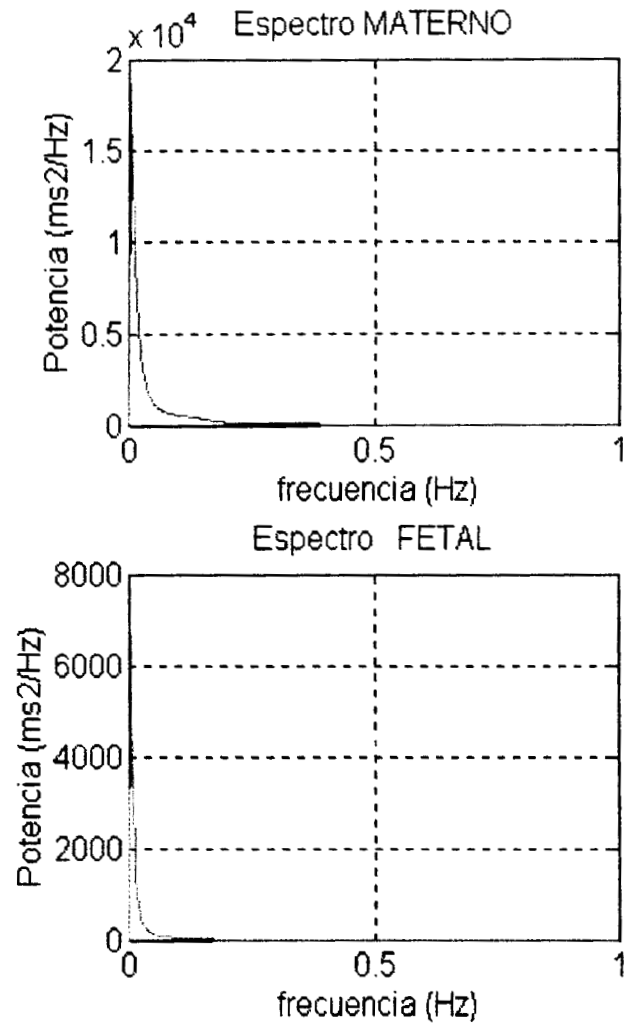
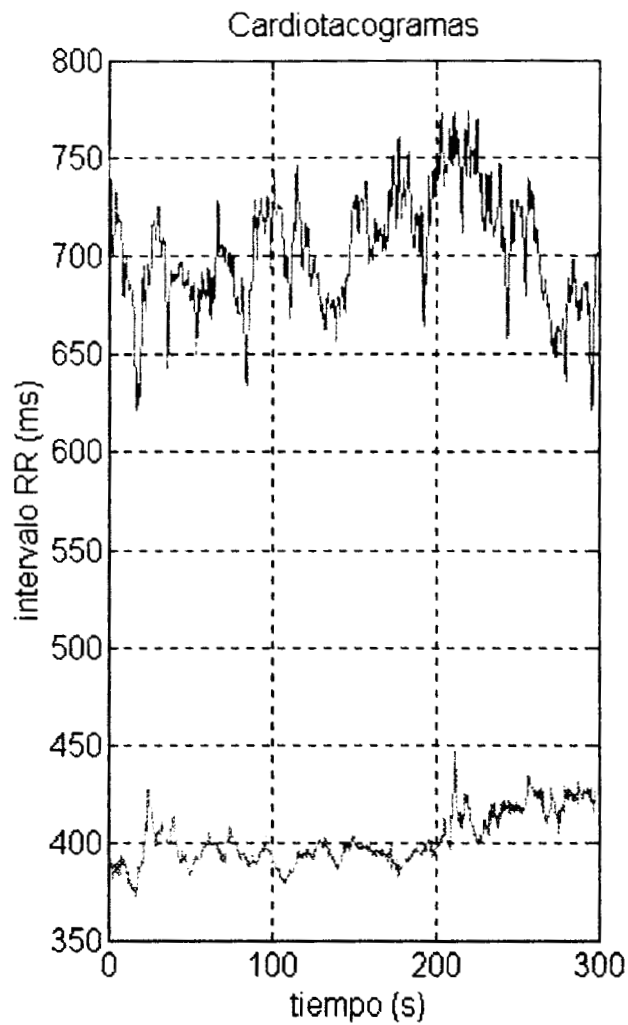
Resultado de cardiotacogramas materno (parte superior izquierda) y fetal (parte inferior izquierda). En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición supina

Paciente 6



Resultado de cardiotacogramas materno (parte superior izquierda) y fetal (parte inferior izquierda). En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición supina

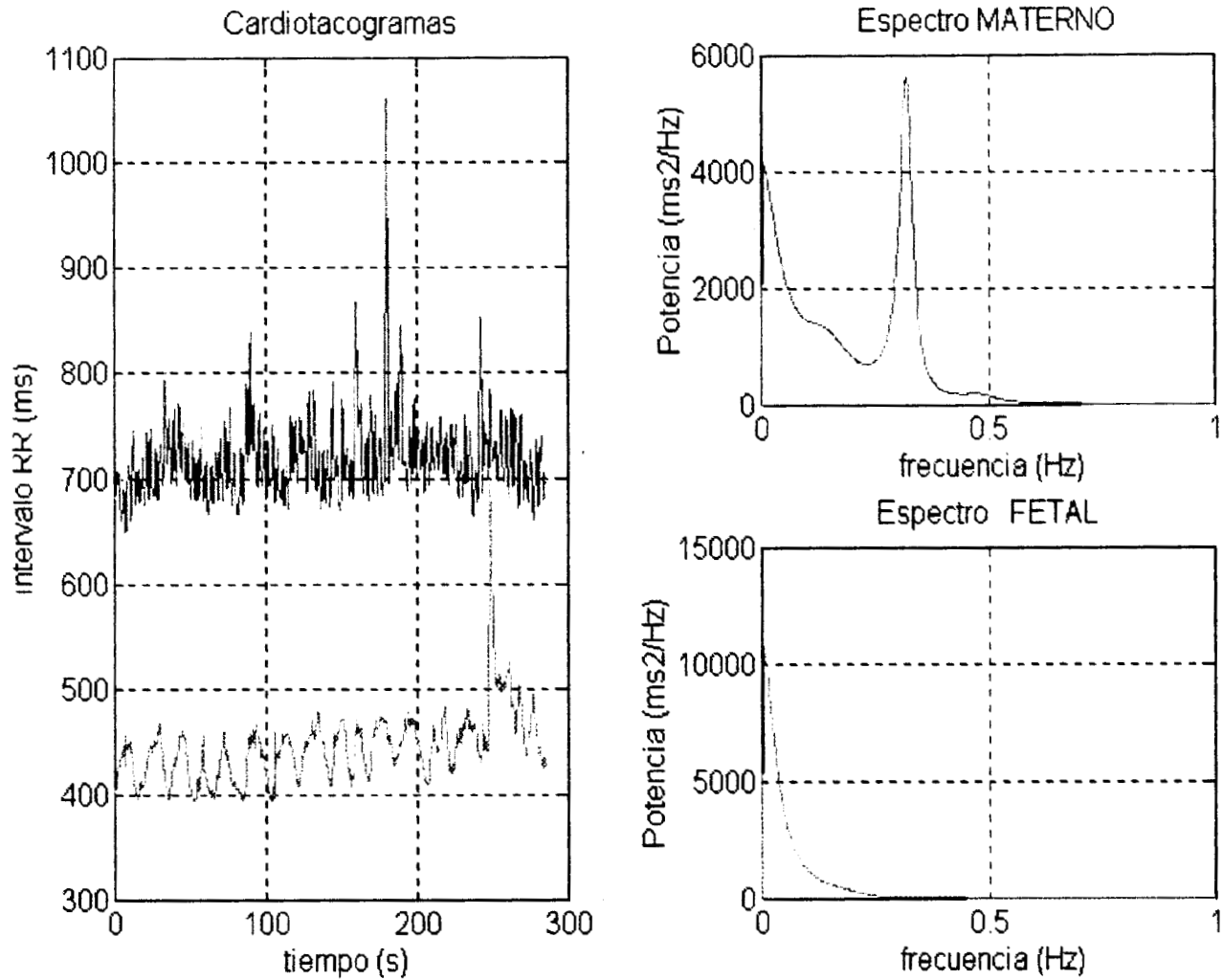
Paciente 7



Resultado de cardiotacogramas materno (parte superior izquierda) y fetal (parte inferior izquierda). En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición supina

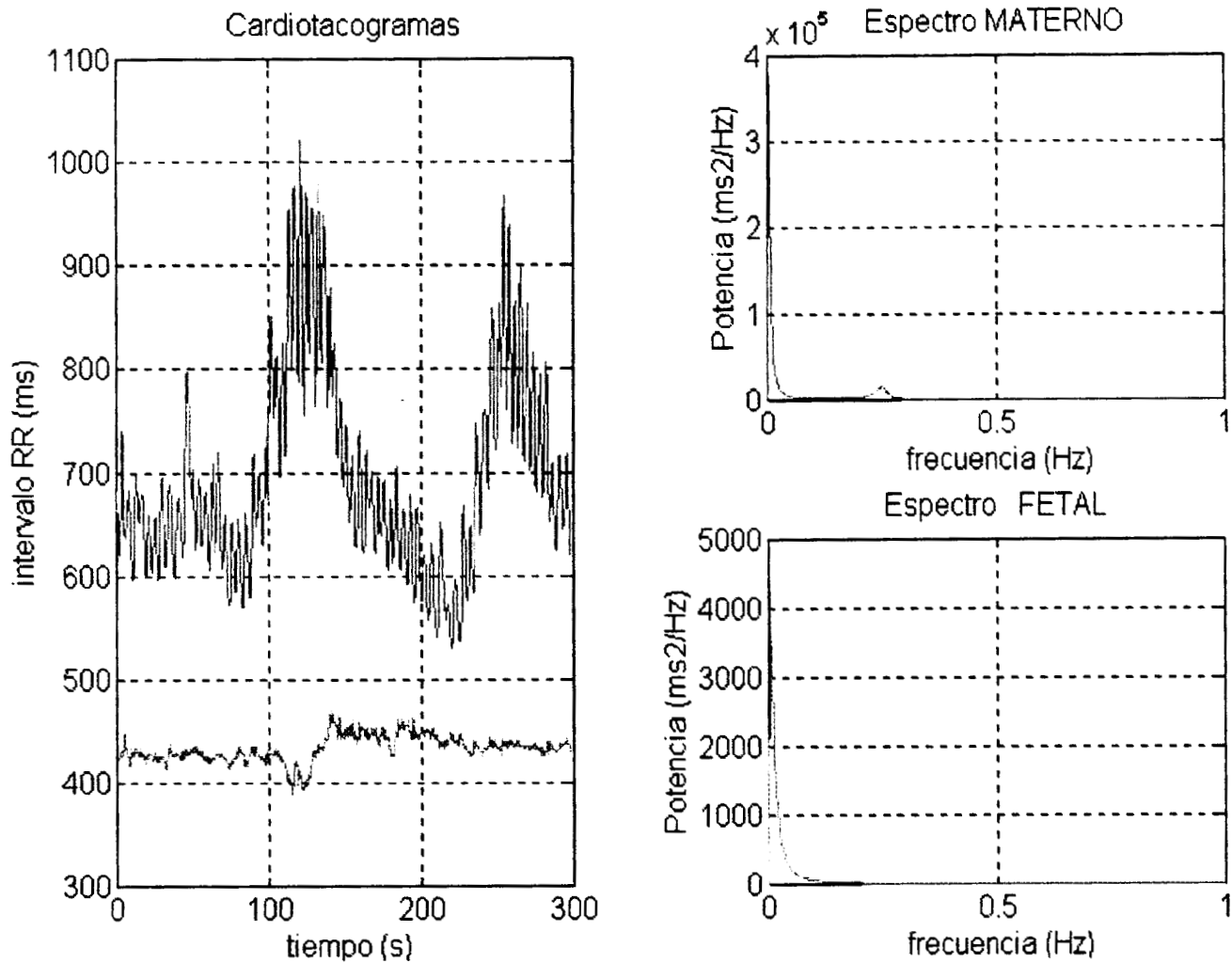
IV. Cardiotacogramas y espectros en frecuencia en posición ortostática

Paciente 1



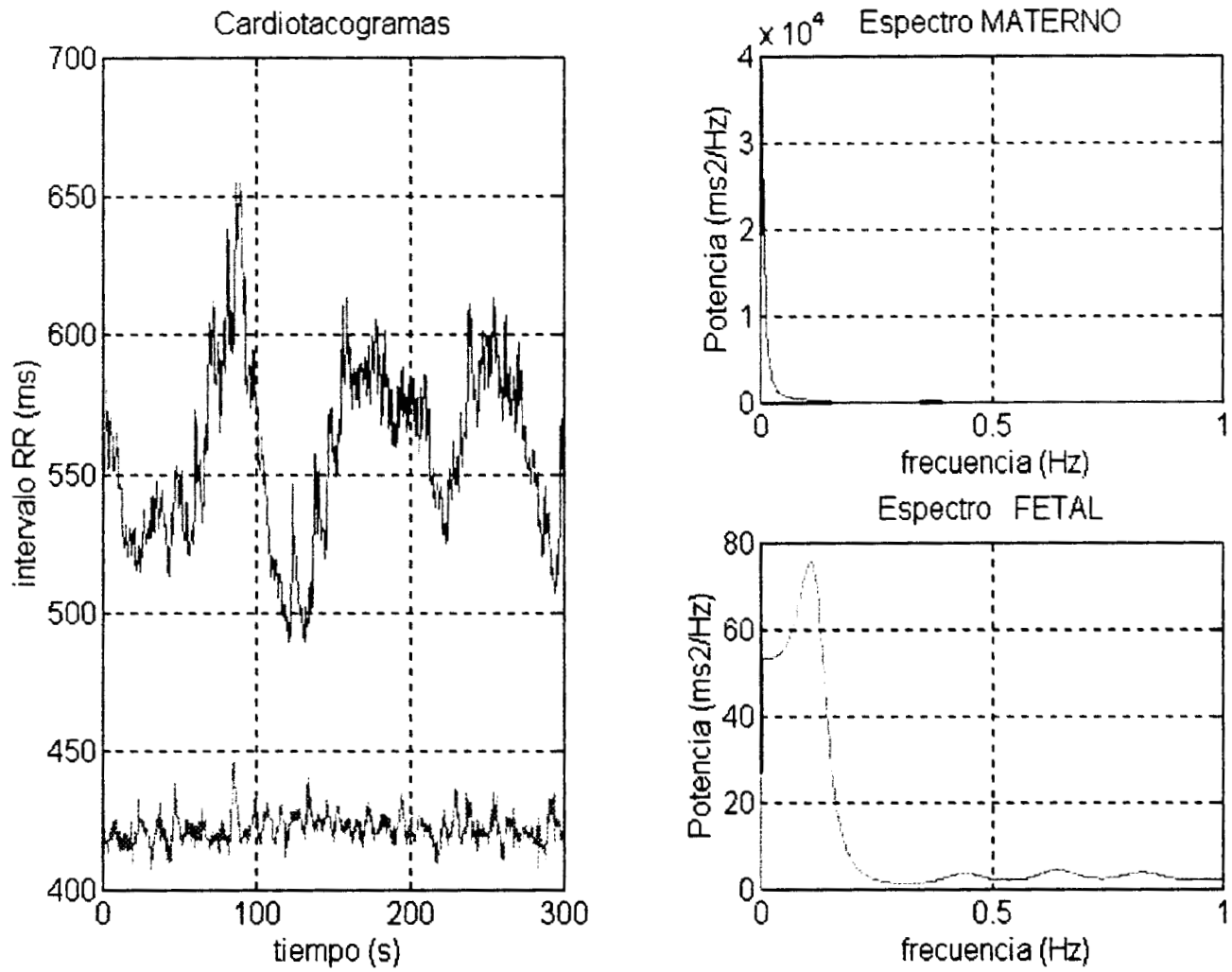
Resultado de cardiotacogramas materno (parte superior izquierda) y fetal (parte inferior izquierda). En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición ortostática

Paciente 2



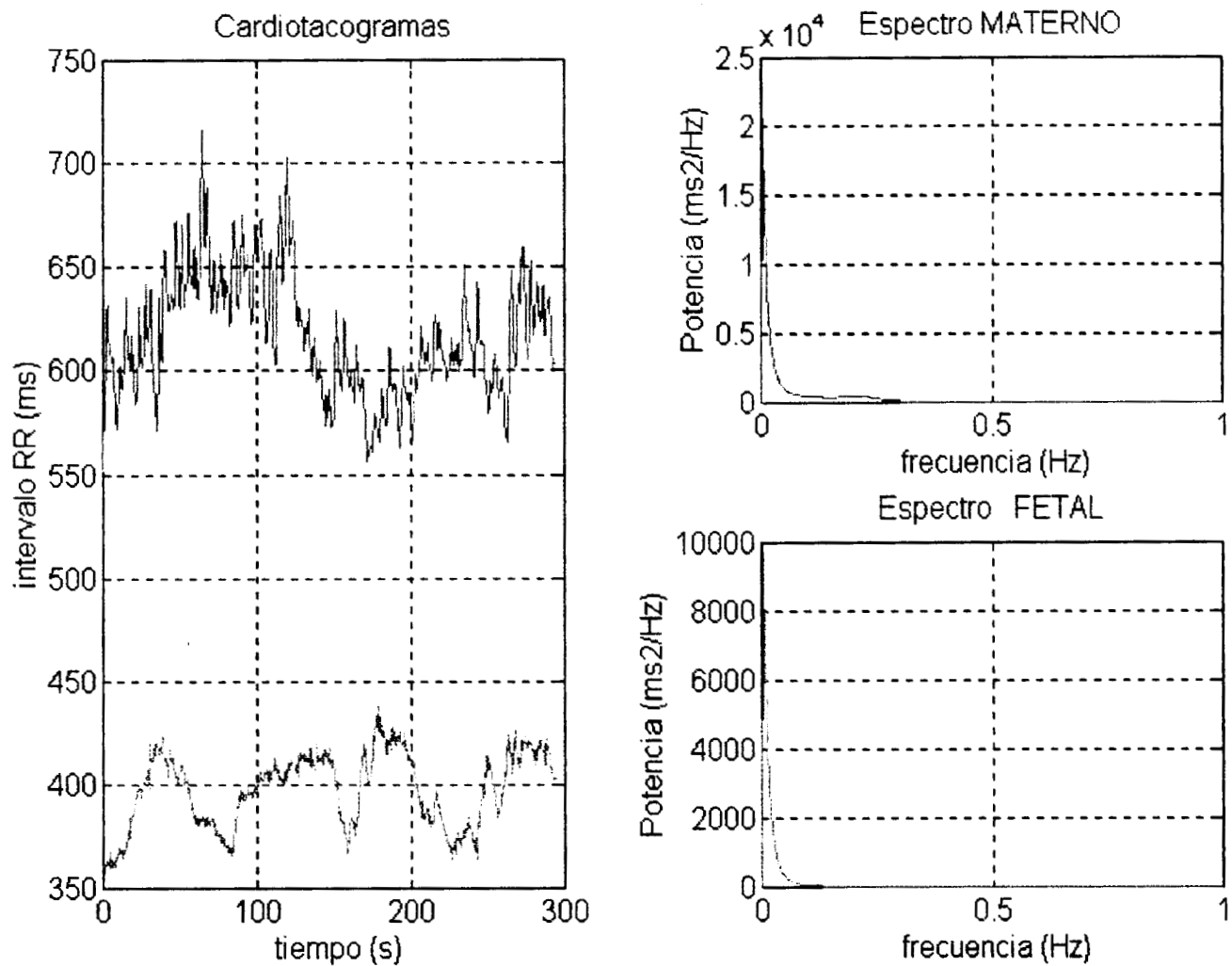
Resultado de cardiotacogramas materno (parte superior izquierda) y fetal (parte inferior izquierda). En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición ortostática

Paciente 3



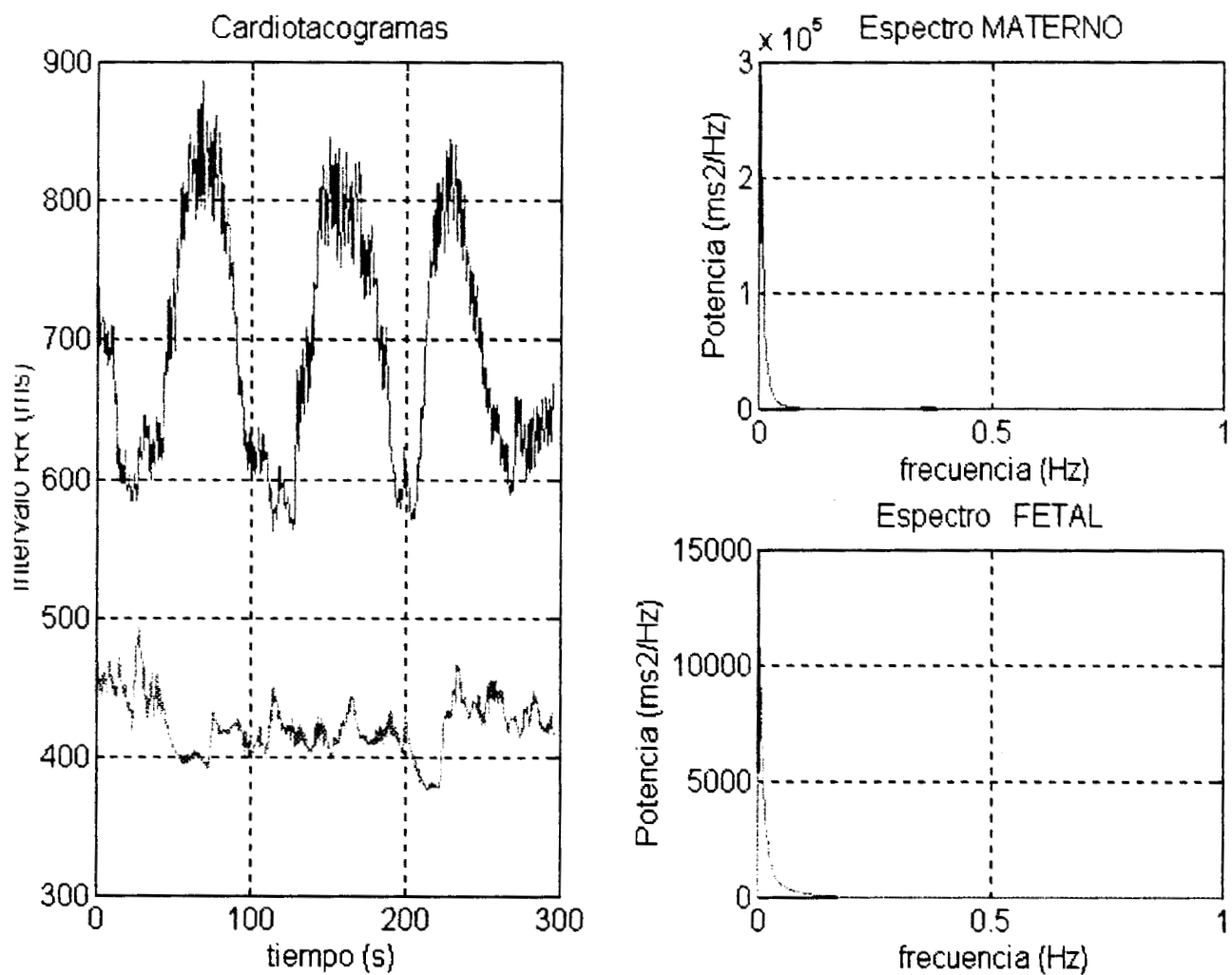
Resultado de cardiotacogramas materno (parte superior izquierda) y fetal (parte inferior izquierda). En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición ortostática

Paciente 4



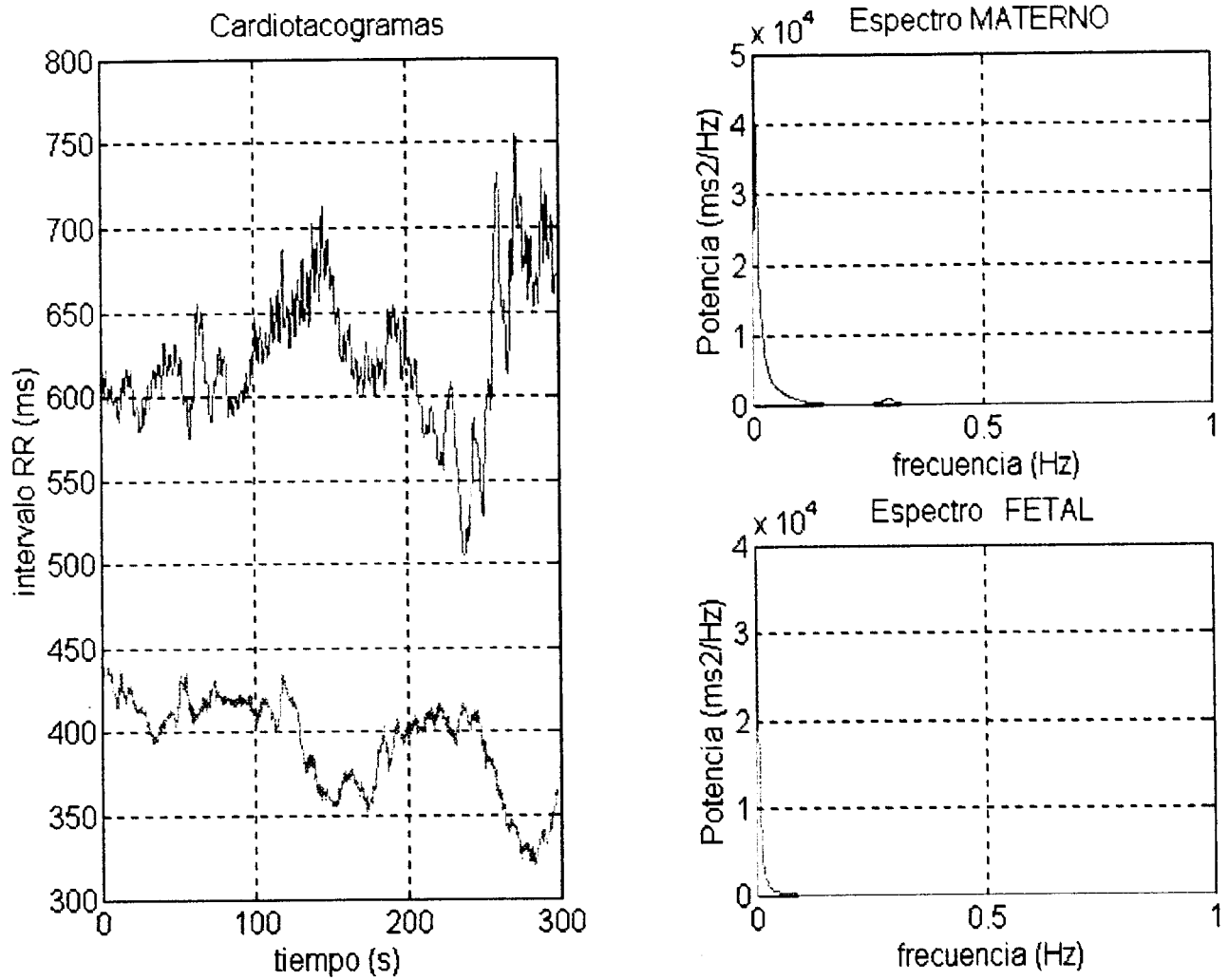
Resultado de cardiotacogramas materno (parte superior izquierda) y fetal (parte inferior izquierda). En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición ortostática

Paciente 5



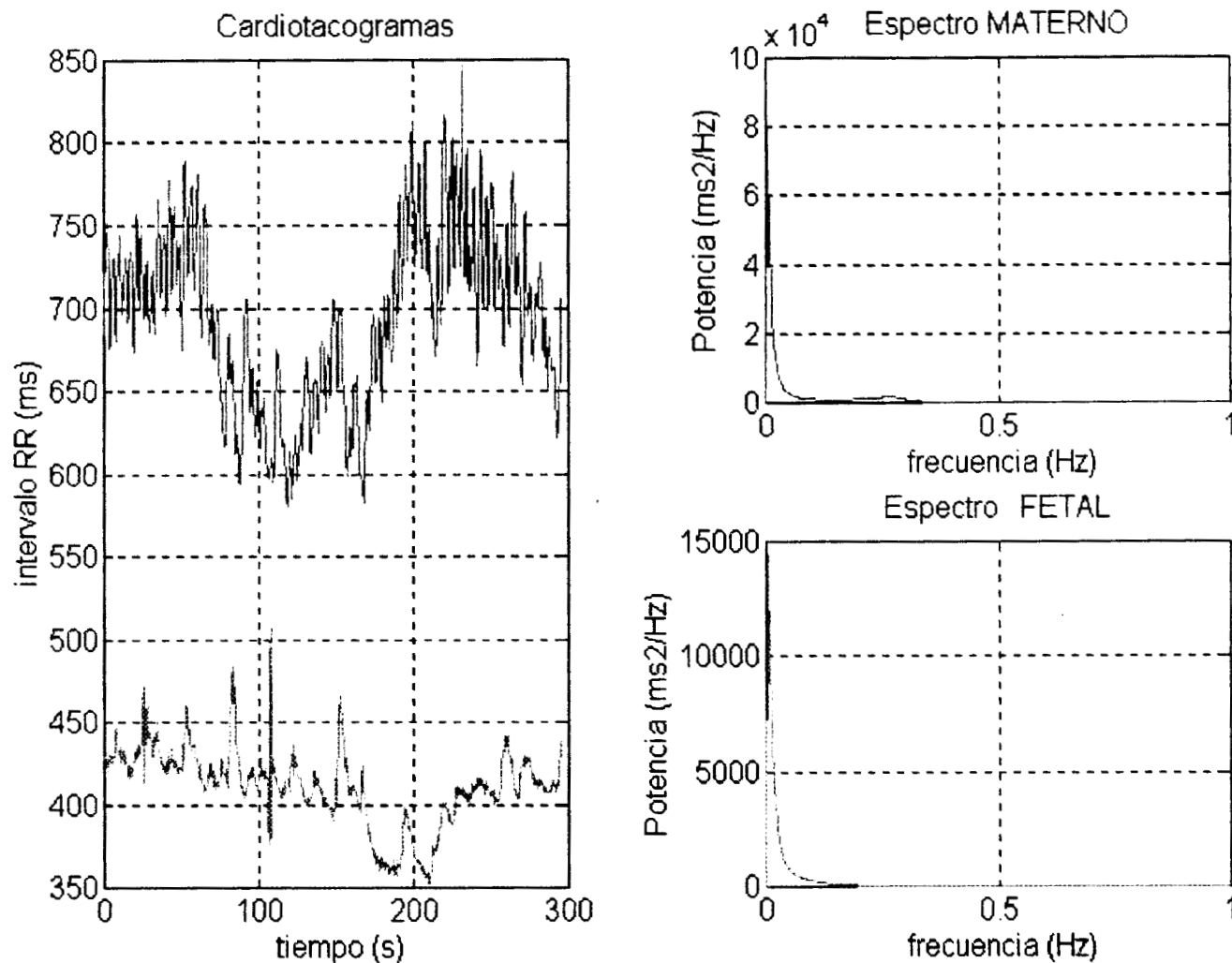
Resultado de cardiotacogramas materno (parte superior izquierda) y fetal (parte inferior izquierda). En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición ortostática

Paciente 6



Resultado de cardiotacogramas materno (parte superior izquierda) y fetal (parte inferior izquierda). En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición ortostática

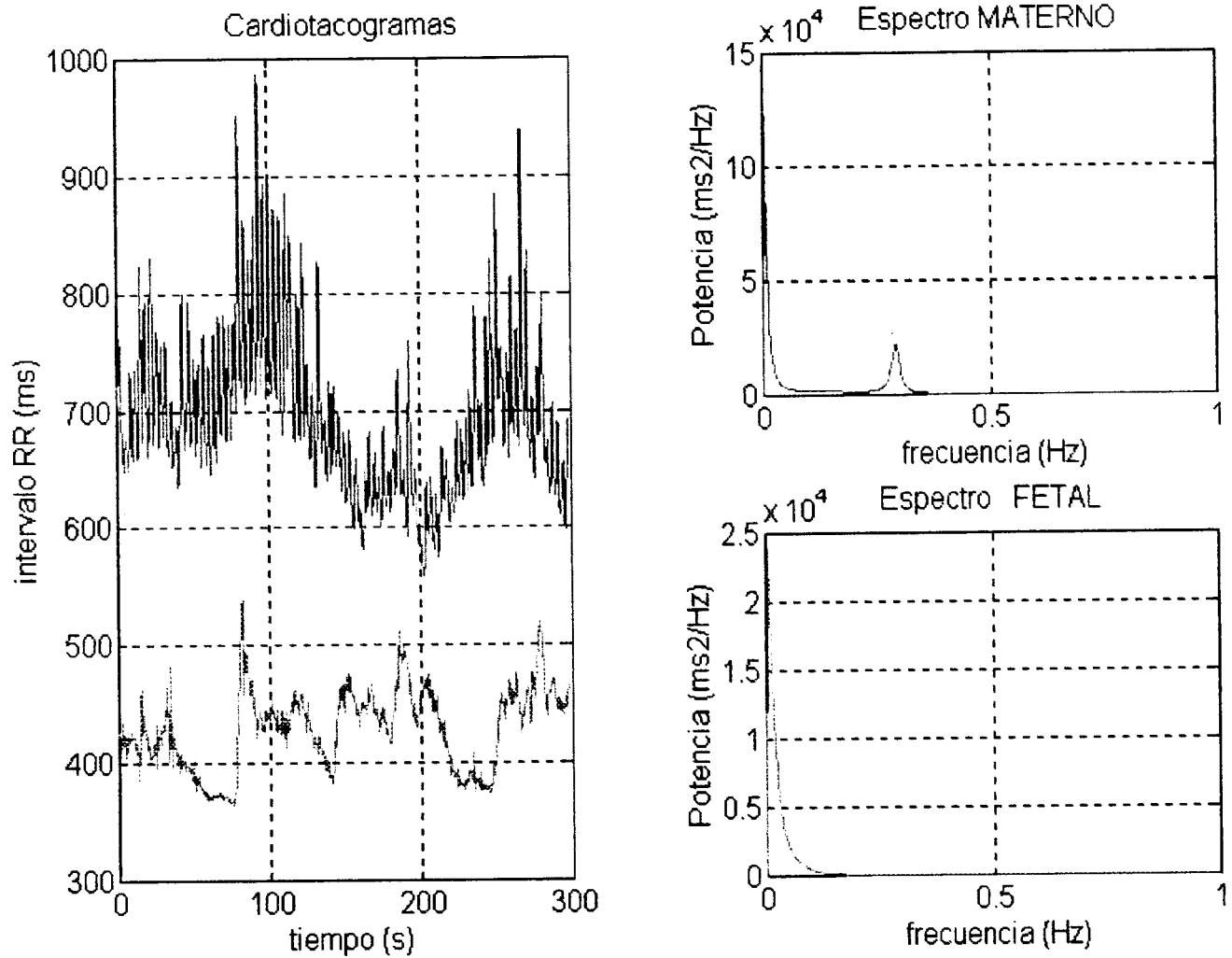
Paciente 7



Resultado de cardiotacogramas materno (parte superior izquierda) y fetal (parte inferior izquierda). En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos para la posición ortostática

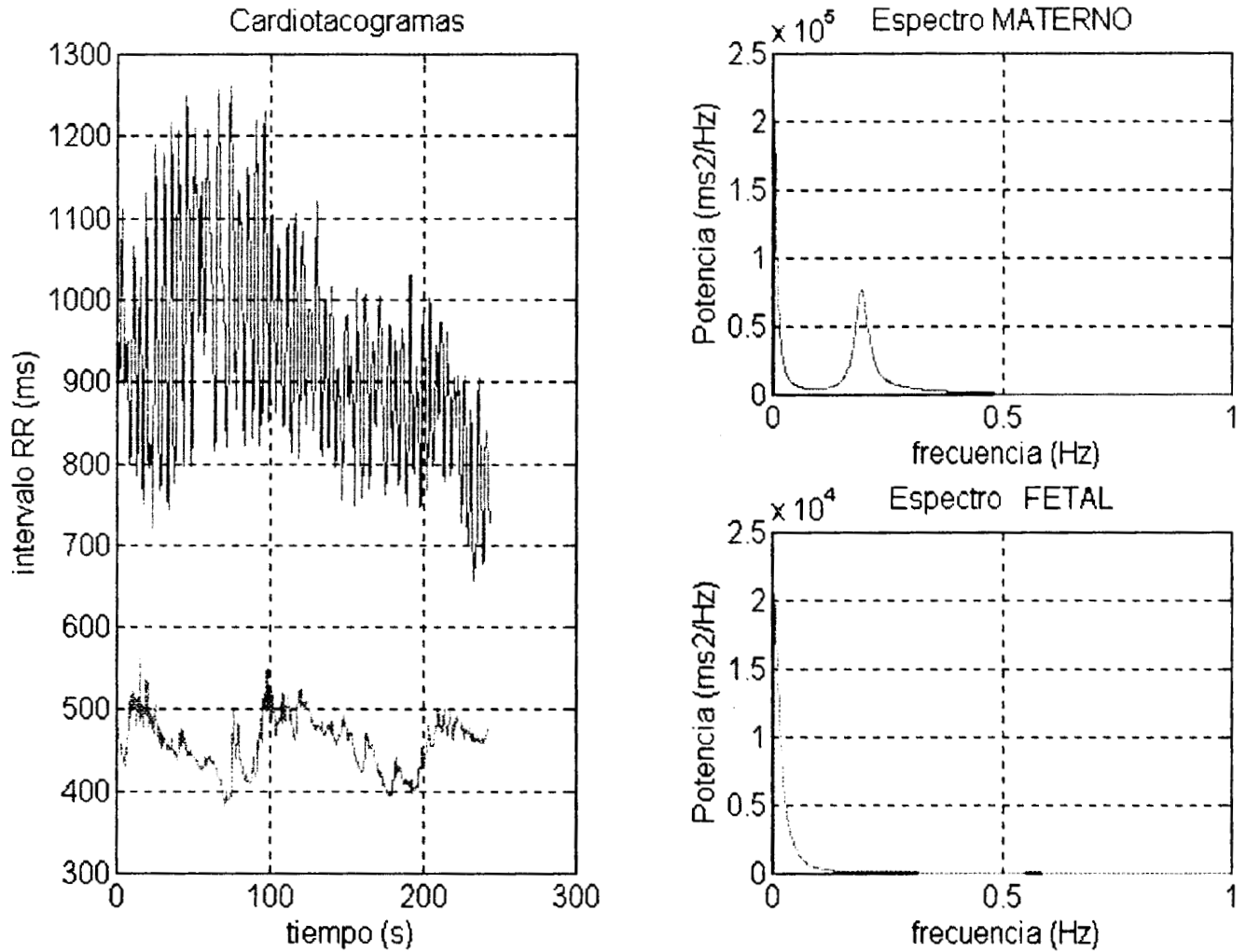
V. Cardiogramas y espectros en frecuencia realizando ejercicio isométrico

Paciente 1



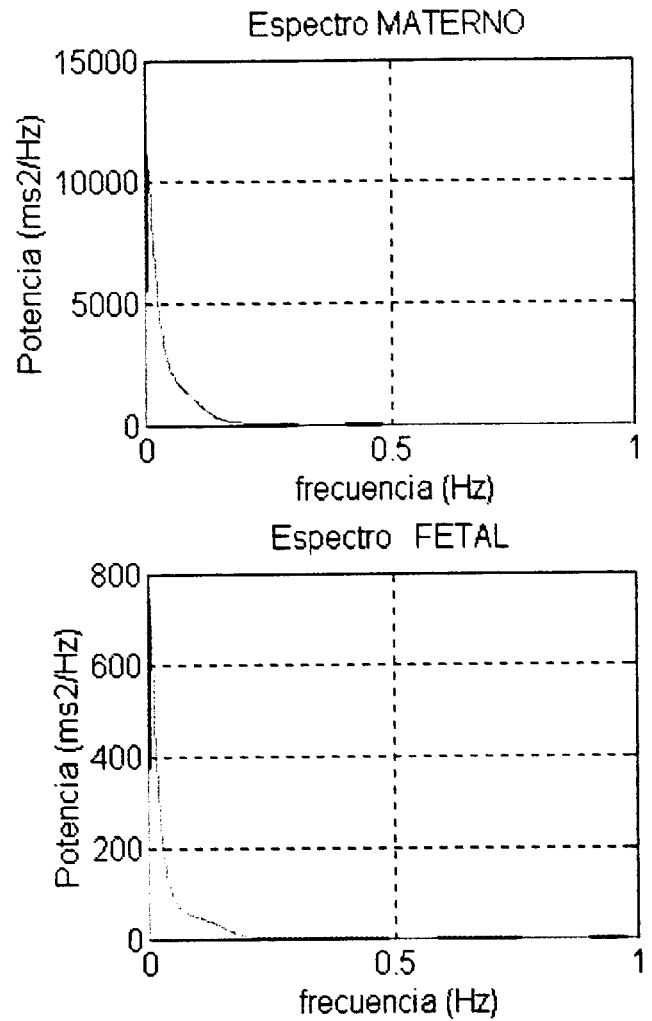
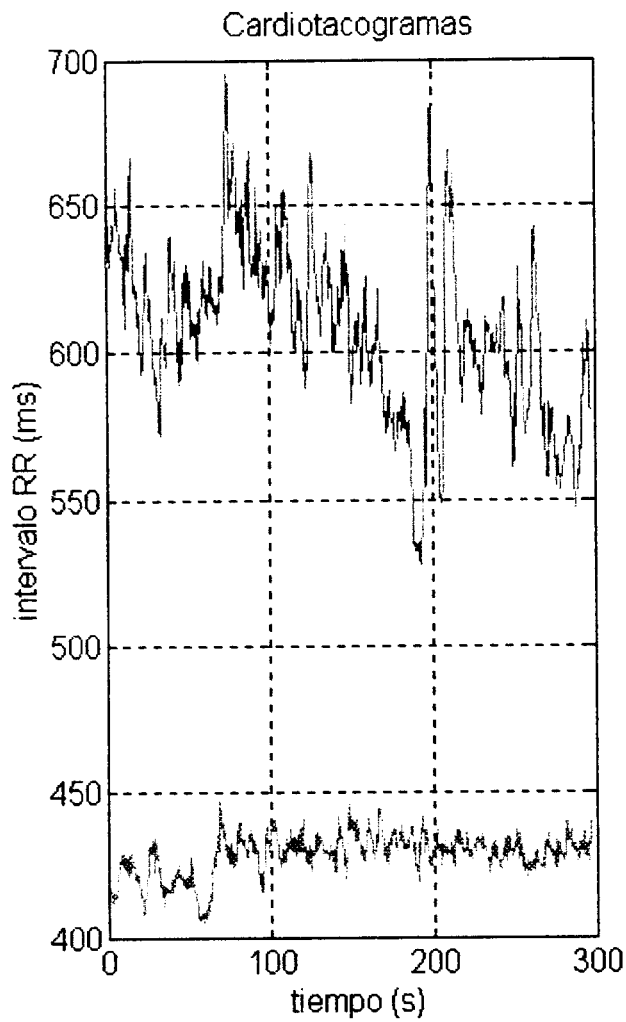
Resultado de cardiogramas materno (parte superior izquierda) y fetal (parte inferior izquierda). En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos realizando ejercicio isométrico

Paciente 2



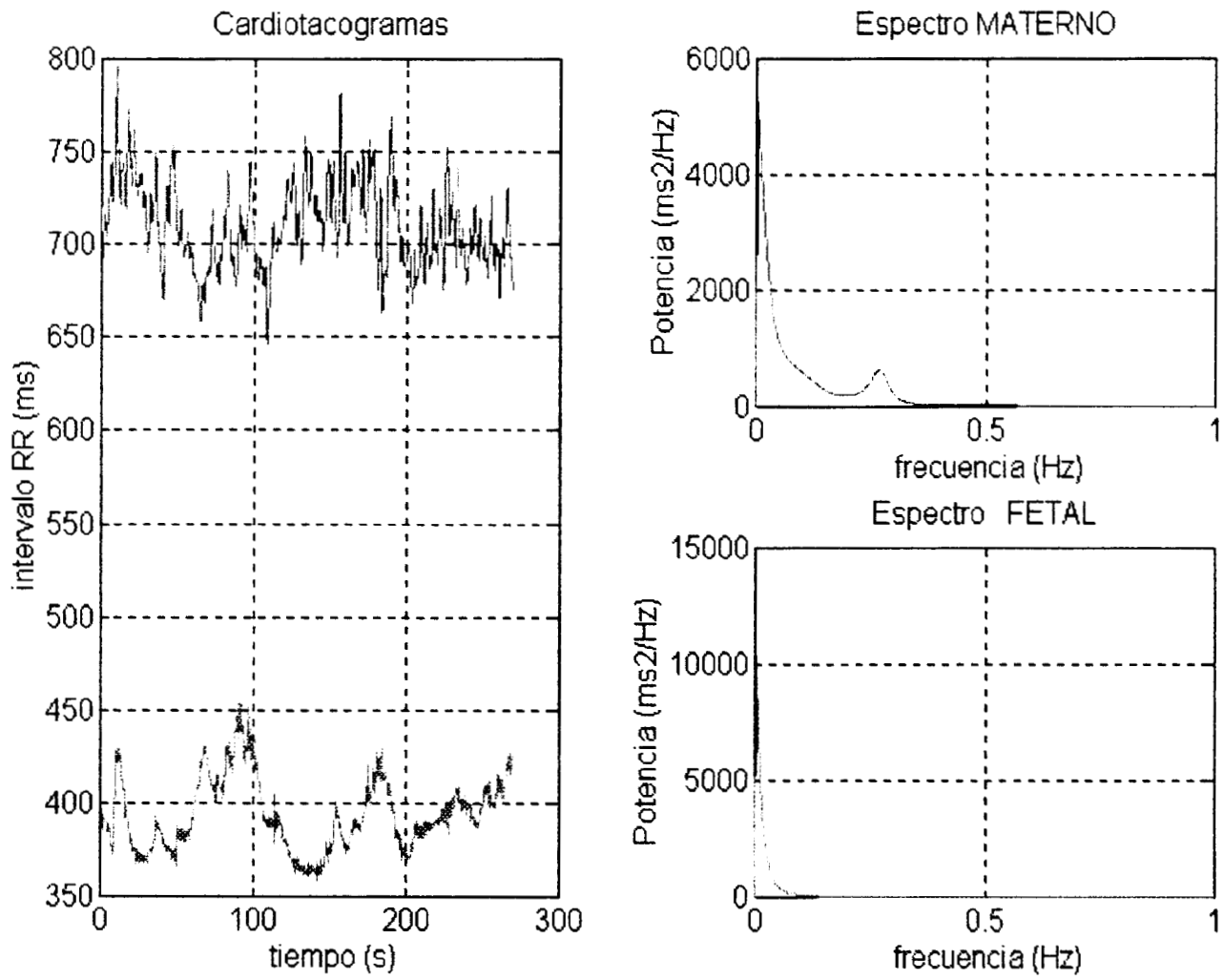
Resultado de cardiogramas materno (parte superior izquierda) y fetal (parte inferior izquierda). En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos realizando ejercicio isométrico

Paciente 3



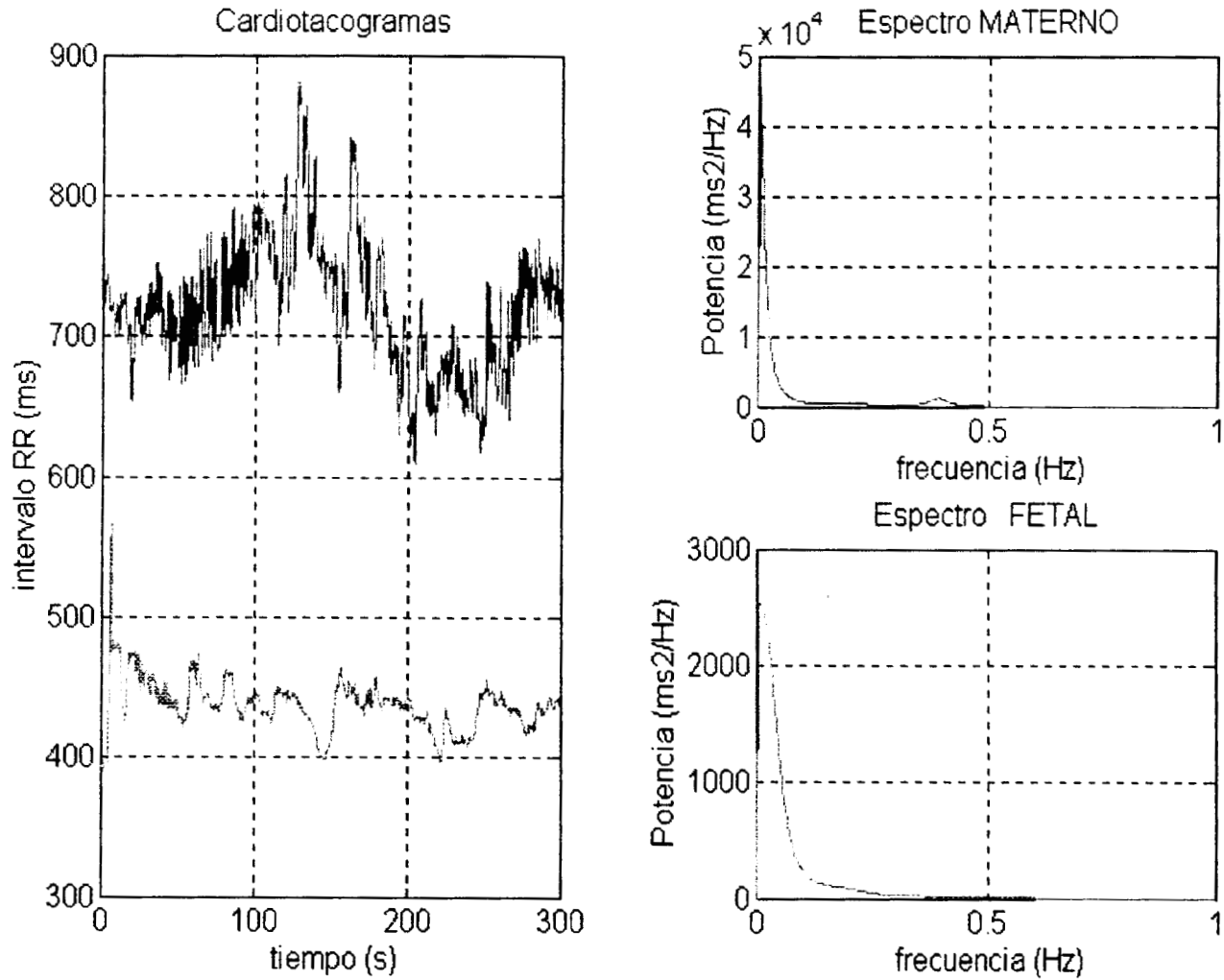
Resultado de cardiotacogramas materno (parte superior izquierda) y fetal (parte inferior izquierda). En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos realizando ejercicio isométrico

Paciente 4



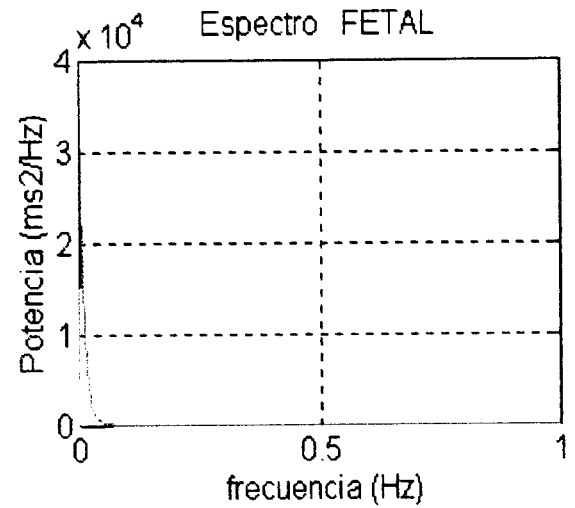
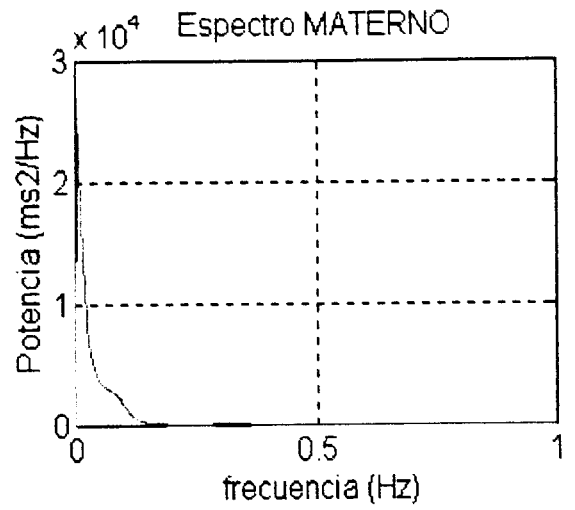
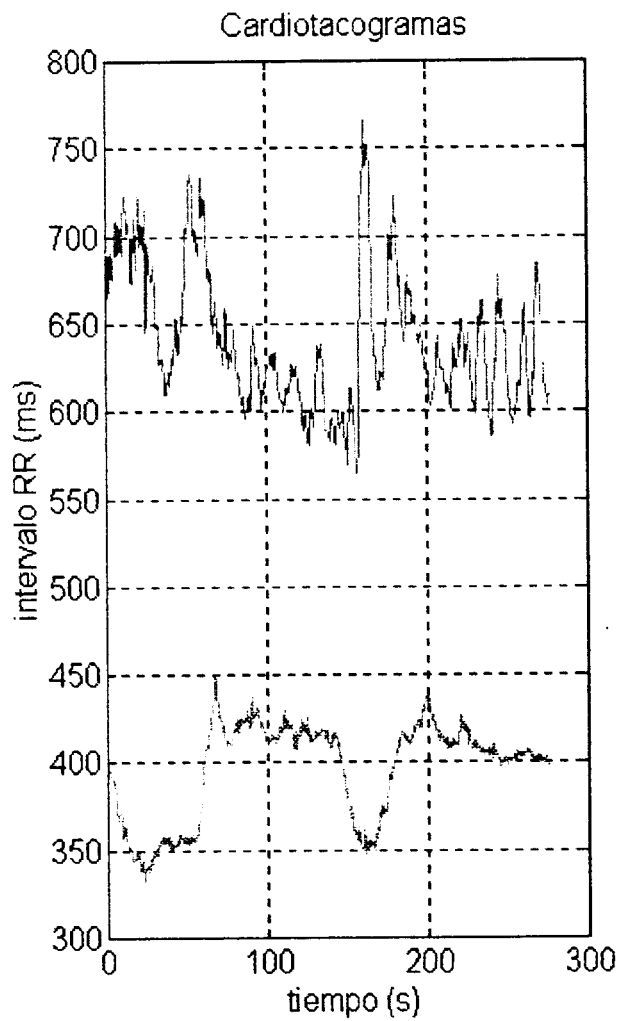
Resultado de cardiotacogramas materno (parte superior izquierda) y fetal (parte inferior izquierda). En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos realizando ejercicio isométrico

Paciente 5



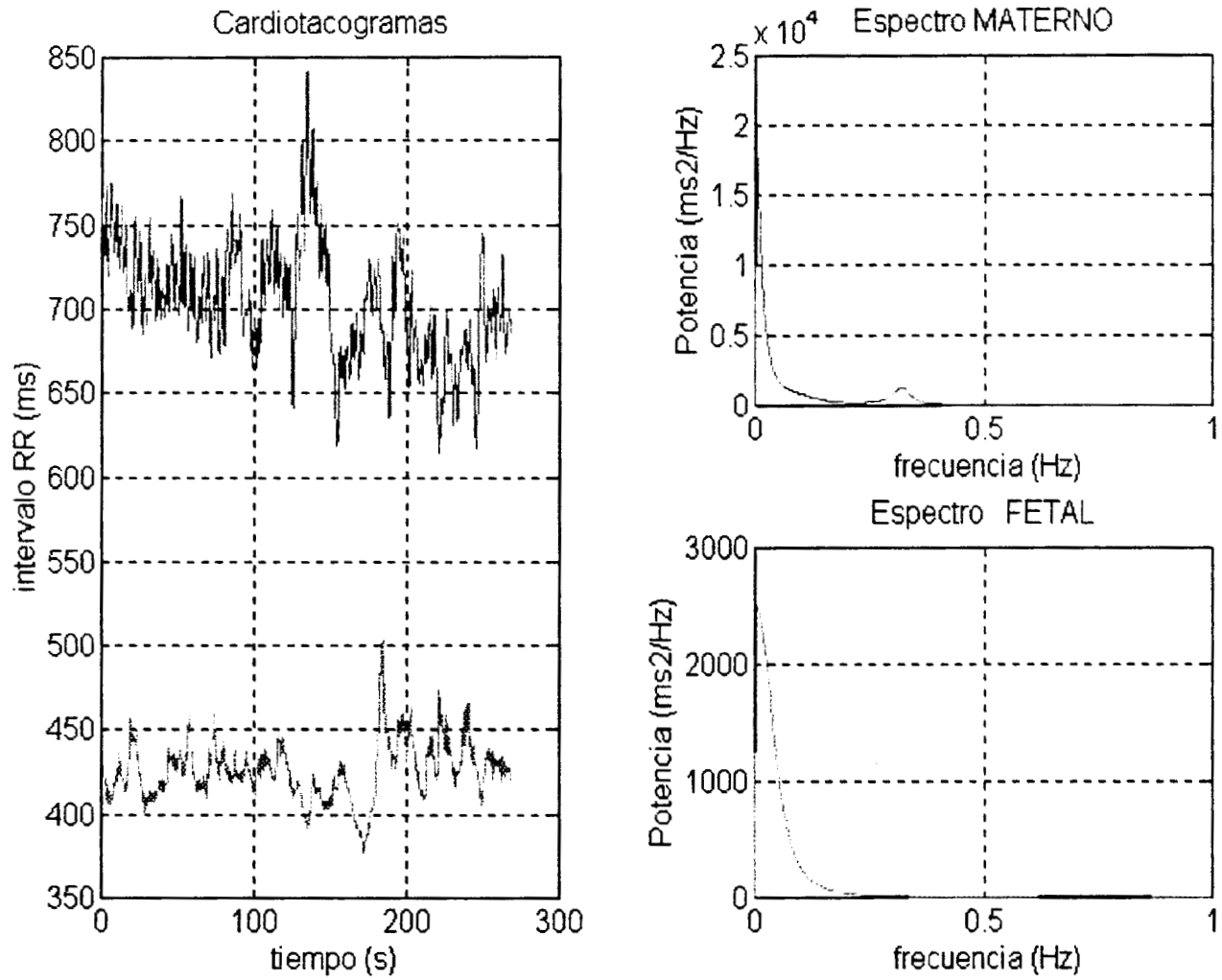
Resultado de cardiotacogramas materno (parte superior izquierda) y fetal (parte inferior izquierda). En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos realizando ejercicio isométrico

Paciente 6



Resultado de cardiotacogramas materno (parte superior izquierda) y fetal (parte inferior izquierda). En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos realizando ejercicio isométrico

Paciente 7



Resultado de cardiotacogramas materno (parte superior izquierda) y fetal (parte inferior izquierda). En la parte derecha se representan los espectros en frecuencia respectivos realizando ejercicio isométrico