

OK

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA  
UNIDAD IZTAPALAPA**

**DIVISIÓN DE CIENCIAS BÁSICAS E INGENIERÍA**

*Método de generación de Cardiotacogramas a partir  
de referencias temporales extraídas del  
Fonocardiograma fetal*

*Maestría en Ingeniería Biomédica*

*Aída Jiménez González*

**T E S I S**

Asesores:

Dra. Sonia Charleston Villalobos

*Sonia Charleston*

M. en I. Miguel Ángel Peña Castillo

*Miguel Ángel Peña Castillo*

Sinodales:

Dra. Sonia Charleston Villalobos

*Sonia Charleston*

Dr. Carlos Vargas García

*Carlos Vargas García*

Dr. Ramón González Camarena

*Ramón González Camarena*

México, D.F., Agosto de 2002

## ***Agradecimientos***

*Deseo expresar mi mayor agradecimiento a las siguientes instituciones y/o personas:*

- *Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT), por el apoyo económico recibido para la realización de mis estudios de Maestría en Ingeniería Biomédica y por el financiamiento para el proyecto "Análisis lineal y no-lineal del Actocardiograma fetal anteparto".*
- *Al Centro de Investigación Materno Infantil del Grupo de Estudios al Nacimiento (CIMIGEN), y en especial al Dr. Carlos Vargas García por su interés en este proyecto de investigación y por permitirnos realizar la adquisición de las señales en el CIMIGEN.*
- *Al Dr. Salvador Carrasco Sosa, por su colaboración en el análisis estadístico de los datos presentados en este trabajo.*
- *Al Dr. Ramón González Camarena, por contribuir con su experiencia a la adquisición de las señales fetales utilizadas en este trabajo y por sus observaciones para la organización del presente documento.*
- *A los integrantes del Laboratorio de Ingeniería en Fenómenos Fisiológicos (LIFF), por su guía y apoyo en los momentos de confusión.*
- *A la M. en I. Rocio Ortiz Pedroza, por su valiosa colaboración durante la elaboración de la propuesta presentada en este documento.*
- *A mis padres, por amarme, por permitirme tomar mis propias decisiones y por enseñarme el valioso principio de finalizar todas las tareas que se comienzan.*

*A todos, G R A C I A S.*

*Aída*

## Contenido

|                                                                                                                           |            |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------|
| <b>Glosario de abreviaciones .....</b>                                                                                    | <b>V</b>   |
| <b>Introducción .....</b>                                                                                                 | <b>VII</b> |
| <b>Capítulo 1. Planteamiento del problema e hipótesis.....</b>                                                            | <b>1</b>   |
| <b>Capítulo 2. Objetivos .....</b>                                                                                        | <b>5</b>   |
| <b>Capítulo 3. Marco teórico .....</b>                                                                                    | <b>7</b>   |
| 3.1. Sonidos Cardiacos .....                                                                                              | 7          |
| 3.2. Procesamiento digital del fonocardiograma: técnicas usadas recientemente .....                                       | 10         |
| 3.2.1. Aplicación del análisis espectral usando la Transformada de Fourier, modelos paramétricos y el espectrograma ..... | 10         |
| 3.2.2. Aplicación de técnicas bilineales de representación tiempo-frecuencia .....                                        | 12         |
| 3.2.3. Escalamiento tiempo-frecuencia .....                                                                               | 14         |
| 3.2.4. Análisis del Fonocardiograma fetal .....                                                                           | 14         |
| 3.3. Análisis de Fourier .....                                                                                            | 16         |
| 3.3.1. La Transformada de Fourier de tiempo corto (Short-time Fourier Transform) .....                                    | 16         |
| 3.3.1.1. Propiedades de la Transformada de Fourier de tiempo corto .....                                                  | 17         |
| 3.4. Distribución de Wigner .....                                                                                         | 18         |
| 3.4.1. Propiedades de las Distribuciones de Wigner .....                                                                  | 18         |
| 3.5. Teoría Wavelet .....                                                                                                 | 20         |
| 3.5.1. La Transformada Wavelet .....                                                                                      | 20         |
| 3.5.1.1. Propiedades de la Transformada Wavelet .....                                                                     | 21         |
| 3.6. Teoría Paquetes Wavelet (Wavelet Packets) .....                                                                      | 23         |
| 3.6.1. Método de la mejor base .....                                                                                      | 24         |
| 3.6.1.1. Criterios para la selección de la mejor base (árbol de descomposición) .....                                     | 24         |
| 3.6.1.2. Generación de la mejor base o árbol de descomposición (Criterio de información mutua) .....                      | 26         |
| 3.7. Conceptos de umbralización (de-noising) .....                                                                        | 28         |
| 3.7.1. Modelo básico considerando ruido Gausiano .....                                                                    | 28         |
| 3.7.2. Modelo considerando ruido no-Gausiano .....                                                                        | 30         |
| 3.7.3. Validación cruzada generalizada para umbralización wavelet .....                                                   | 31         |
| 3.7.3.1. Error cuadrático medio y función de riesgo .....                                                                 | 32         |
| 3.7.3.2. Varianza y sesgo .....                                                                                           | 33         |
| 3.8. Transformada de Hilbert .....                                                                                        | 35         |
| 3.8.1. Representación de señales pasa-banda .....                                                                         | 35         |
| <b>Capítulo 4. Material y métodos .....</b>                                                                               | <b>41</b>  |
| 4.1. Banco de datos .....                                                                                                 | 41         |
| 4.1.1. Señales fetales adquiridas .....                                                                                   | 44         |
| 4.1.2. Señales fetales simuladas .....                                                                                    | 45         |
| 4.1.3. Señales adquiridas en adultos .....                                                                                | 45         |

|                                                                                                                                                                                  |     |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 4.1.3.1. Registros adquiridos bajo las mejores condiciones de registro posibles .....                                                                                            | 45  |
| 4.1.3.2. Registros adquiridos sin controlar las condiciones de registro .....                                                                                                    | 46  |
| 4.2. Preprocesamiento de los Fonocardiogramas .....                                                                                                                              | 48  |
| 4.2.1. Obtención de un sonido cardiaco patrón .....                                                                                                                              | 48  |
| 4.2.2. Selección del mejor árbol de descomposición .....                                                                                                                         | 53  |
| 4.2.3. Filtrado utilizando técnicas de umbralización (de-noising) .....                                                                                                          | 57  |
| 4.3. Procesamiento de los Fonocardiogramas .....                                                                                                                                 | 61  |
| 4.3.1. Generación de una envolvente .....                                                                                                                                        | 61  |
| 4.3.2. Extracción de referencias temporales asociadas a los sonidos cardiacos .....                                                                                              | 61  |
| 4.4. Generación de y evaluación de Cardiotacogramas .....                                                                                                                        | 66  |
| 4.4.1. Procedimiento para generación de Cardiotacogramas .....                                                                                                                   | 67  |
| 4.4.2. Generación de índices y análisis estadístico .....                                                                                                                        | 71  |
| 4.5. Pruebas del método en señales Fonocardiográficas de adulto .....                                                                                                            | 73  |
| 4.5.1. Prueba con señales de adultos adquiridas bajo las mejores condiciones de registro posibles .....                                                                          | 73  |
| 4.5.2. Prueba con señales de adultos adquiridas sin controlar las condiciones de registro .....                                                                                  | 73  |
| <b>Capítulo 5. Resultados</b> .....                                                                                                                                              | 75  |
| 5.1. Pruebas al método en señales de adultos adquiridas bajo condiciones de registro controladas .....                                                                           | 77  |
| 5.2. Pruebas al método en señales de adultos adquiridas sin controlar las condiciones de registro .....                                                                          | 94  |
| 5.3. Desempeño del método en registros fetales .....                                                                                                                             | 111 |
| <b>Capítulo 6. Discusión</b> .....                                                                                                                                               | 129 |
| <b>Capítulo 7. Conclusiones y perspectivas</b> .....                                                                                                                             | 137 |
| <b>Capítulo 8. Bibliografía</b> .....                                                                                                                                            | 139 |
| <b>Apéndices</b>                                                                                                                                                                 |     |
| <i>Apéndice A.</i> Procedimiento para creación de señales Fonocardiográficas fetales simuladas .....                                                                             | A-1 |
| <i>Apéndice B.</i> Procedimiento para detección aproximada de cada sonido cardiaco .....                                                                                         | B-1 |
| <i>Apéndice C.</i> Procedimiento para evaluación del desempeño de la Técnica de Información Mutua .....                                                                          | C-1 |
| <i>Apéndice D.</i> Procedimiento para selección de la mejor envolvente para extracción de referencias temporales .....                                                           | D-1 |
| <i>Apéndice E.</i> Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles ..... | E-1 |
| <i>Apéndice F.</i> Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro .....        | F-1 |
| <i>Apéndice G</i> Resultados completos de aplicar el método propuesto en FCGs fetales .....                                                                                      | G-1 |
| <i>Apéndice H</i> Diagramas de flujo de los programas realizados .....                                                                                                           | H-1 |



## ***Glosario de abreviaciones***

|                                  |                                                             |
|----------------------------------|-------------------------------------------------------------|
| <b><i>AAMI:</i></b>              | Association for the Advancement of Medical Instrumentation. |
| <b><i>AP:</i></b>                | Antes de la etapa de preprocesamiento.                      |
| <b><i>AV:</i></b>                | Válvulas atrioventriculares.                                |
| <b><i>A2:</i></b>                | Componente aórtico de S2.                                   |
| <b><i>CD:</i></b>                | Corriente Directa.                                          |
| <b><i>CTG:</i></b>               | Cardiotacograma.                                            |
| <b><i>CTGf:</i></b>              | Cardiotacograma fetal.                                      |
| <b><i>CTG<sub>R-R</sub>:</i></b> | Cardiotacograma por onda R.                                 |
| <b><i>CTG<sub>S-S</sub>:</i></b> | Cardiotacograma por Fonocardiografía.                       |
| <b><i>DP:</i></b>                | Después de la etapa de preprocesamiento.                    |
| <b><i>DV:</i></b>                | Diástole ventricular.                                       |
| <b><i>DPE:</i></b>               | Densidad de Potencial Espectral.                            |
| <b><i>ECGa:</i></b>              | Electrocardiograma abdominal.                               |
| <b><i>ECGd:</i></b>              | Electrocardiograma directo medido por el electrodo de Hon.  |
| <b><i>ECGf:</i></b>              | Electrocardiograma fetal.                                   |
| <b><i>EFAS:</i></b>              | Esquema de filtrado por análisis en subbandas.              |
| <b><i>FCG:</i></b>               | Fonocardiograma de adulto.                                  |
| <b><i>FCGf:</i></b>              | Fonocardiograma fetal.                                      |
| <b><i>FFT:</i></b>               | Transformada rápida de Fourier.                             |
| <b><i>FinS1:</i></b>             | Final detectado de S1.                                      |
| <b><i>FinS2:</i></b>             | Final detectado de S2.                                      |
| <b><i>FN:</i></b>                | Falsos negativos.                                           |
| <b><i>FP:</i></b>                | Falsos positivos.                                           |
| <b><i>FPL:</i></b>               | Falsos positivos locales.                                   |
| <b><i>Id:</i></b>                | Índice de distorsión.                                       |
| <b><i>IM:</i></b>                | Método de Información Mutua.                                |
| <b><i>IniS1:</i></b>             | Inicio detectado de S1.                                     |
| <b><i>IniS2:</i></b>             | Inicio detectado de S2.                                     |
| <b><i>Ir:</i></b>                | Índice de ruido.                                            |
| <b><i>LV:</i></b>                | Longitud de ventana.                                        |
| <b><i>MaxS1:</i></b>             | Máximo detectado de S1.                                     |

|                       |                                                                         |
|-----------------------|-------------------------------------------------------------------------|
| <i>MaxS2:</i>         | Máximo detectado de S2.                                                 |
| <i>MI:</i>            | Componente mitral de S1.                                                |
| <i>N:</i>             | Número de niveles de descomposición en el análisis por subbandas.       |
| <i>PCA:</i>           | Pico correcto anterior.                                                 |
| <i>PCS:</i>           | Pico correcto siguiente.                                                |
| <i>P<sub>+</sub>:</i> | Predictividad positiva.                                                 |
| <i>PAF:</i>           | Potencia en la banda de altas frecuencias.                              |
| <i>PBF:</i>           | Potencia en la banda de bajas frecuencias.                              |
| <i>PT:</i>            | Potencia total.                                                         |
| <i>P2:</i>            | Componente pulmonar de S2.                                              |
| <i>RCMDIC:</i>        | Raíz cuadrática media de las diferencias entre intervalos consecutivos. |
| <i>S/R:</i>           | Relación señal a ruido.                                                 |
| <i>Se:</i>            | Selectividad.                                                           |
| <i>SV:</i>            | Sístole ventricular.                                                    |
| <i>S1:</i>            | Primer sonido cardiaco.                                                 |
| <i>S2:</i>            | Segundo sonido cardiaco.                                                |
| <i>S3:</i>            | Tercer sonido cardiaco.                                                 |
| <i>S4:</i>            | Cuarto sonido cardiaco.                                                 |
| <i>TH:</i>            | Transformada de Hilbert.                                                |
| <i>TP:</i>            | Total de picos detectados.                                              |
| <i>TI:</i>            | Componente tricúspide de S1.                                            |
| <i>USD:</i>           | Ultrasonido Doppler.                                                    |
| <i>VCG:</i>           | Método de Validación Cruzada Generalizada.                              |
| <i>VCP:</i>           | Variabilidad a corto plazo.                                             |
| <i>VFC:</i>           | Variabilidad de la frecuencia cardiaca.                                 |
| <i>VLP:</i>           | Variabilidad a largo plazo.                                             |
| <i>Vpp:</i>           | Vector de posiciones patrón.                                            |
| <i>WP:</i>            | Wavelet Packets (Paquetes wavelet).                                     |
| <i>Wv:</i>            | Wavelet.                                                                |

## Introducción

En este trabajo se propone un método para la generación de Cardiotacogramas (CTGs) utilizando referencias temporales extraídas del Fonocardiograma fetal (FCGf) y fue realizado dentro de la línea de investigación de monitoreo materno-fetal en el Laboratorio de Ingeniería de Fenómenos Fisiológicos<sup>1</sup>. A grandes rasgos, la línea de investigación tiene como propósito el proponer y validar alternativas de evaluación de la condición fetal durante el embarazo mediante el procesamiento del FCGf, una de la cuales consiste en la generación de CTGs fetales. Para ello primero se implementó una técnica de procesamiento que extraía el máximo de la envolvente asociada a uno de los sonidos cardiacos [Peña et al, 1994]. Después los CTGs generados por medio de este punto fueron evaluados utilizando como señal de referencia o patrón el CTG por onda R [Ortiz, 1997]. Los resultados de esta investigación mostraron diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) entre los CTGs por FCGf y la señal de referencia para la banda en frecuencia superior a 0.5 Hz. Estos resultados llevaron a suponer que la presencia de un error de método (por la aplicación de un criterio de procesamiento no adecuado al FCGf), o de información fisiológica extra en el CTG por FCGf (por la naturaleza mecánica del evento bajo estudio) podrían ser las responsables de los resultados obtenidos y llevaron a la realización del presente trabajo. Así, este trabajo propone un criterio de procesamiento del FCGf que por un lado mejora la extracción de información para la generación del CTG, y por otro es capaz de contender con la baja relación señal a ruido (S/R) característica de los registros fetales sin alterar la información fisiológica contenida en los mismos. La tarea no resultó sencilla y requirió del desarrollo de tres etapas de evaluación importantes antes de la generación de la propuesta final:

- *Etapas 1:* Se comparó el desempeño de tres métodos de generación de envolventes para la extracción de tres referencias temporales asociadas a cada uno de los sonidos cardiacos en señales fetales simuladas (inicio, máximo y fin de S1 y S2). Los resultados de esta etapa mostraron que la envolvente por Transformada de Hilbert generaba el mejor desempeño en la detección de las referencias temporales ante los cambios en la S/R, esto en términos de la precisión y la cantidad de falsos positivos y negativos generados. Sin embargo, esta etapa también hizo ver que la precisión con la que se extraían los inicios y finales de los sonidos cardiacos no era lo suficientemente adecuada como para generar CTGs confiables [Jiménez et al, 1999a].
- *Etapas 2:* Se aplicó una etapa de preprocesamiento que filtrara señales fonocardiográficas fetales simuladas e incrementara la S/R, esto para contender con la baja precisión en la detección de los inicios y finales de los sonidos cardiacos. Para ello se evaluó un esquema de análisis multirresolución y filtrado adaptable basado en Paquetes Wavelet y un criterio propuesto de umbralización (de-noising). Los primeros resultados permitieron ver que la utilización del Criterio de Información Mutua (Mutual Information) para la generación del mejor árbol de descomposición, junto con la wavelet de la familia Daubechies de orden seis (db6) y cuatro niveles de descomposición mejoraban la precisión en la detección de los inicios y finales de S1 y S2. Sin embargo, el esquema utilizado redujo la precisión al detectar los máximos de los sonidos cardiacos, posiblemente debido a la distorsión en la morfología de los sonidos cardiacos como consecuencia de la selección del árbol, la wavelet (Wv) y el número de niveles de descomposición (N) [Jiménez et al, 1999b]. Así,

<sup>1</sup> Departamento de Ingeniería Eléctrica, Área de Ingeniería Biomédica, Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa. Av. San Rafael Atlixco # 186, Col. Vicentina, Del. Iztapalapa, C.P. 04390, México, D.F., México.

el siguiente paso fue la búsqueda de los parámetros que produjesen el mayor incremento de la S/R (mejorando la precisión en la detección de los inicios y finales) con la menor distorsión del FCGf (mejorando la precisión en la detección del máximo de los sonidos). Para ello se evaluó la combinación de 36 wavelets, dos niveles de descomposición ( $N=3$ ,  $N=5$ ) y dos esquemas para generación del árbol, Paquetes Wavelet e Información Mutua. Los resultados obtenidos mostraron que la combinación db6, 3 niveles de descomposición, y el Criterio de Información Mutua para producir el árbol generaban el mejor desempeño del método, esto claro utilizando señales simuladas con diferente S/R [Jiménez et al, 2000].

Terminadas las etapas uno y dos se garantizó el mejor desempeño del método en la extracción confiable de referencias temporales del FCGf. Sin embargo, como se mencionó previamente, las pruebas fueron realizadas en un grupo de señales simuladas, esto dio lugar a la etapa 3.

- **Etapas 3:** Se evaluó la capacidad del método para generar CTGs a partir de señales reales o adquiridas. Esta prueba se realizó en señales de adultos, cuyas principales características eran la alta S/R y la seguridad de contar con una señal de referencia confiable dada por el ECG. Los resultados obtenidos fueron analizados estadísticamente y mostraron claramente la capacidad del método para extraer confiablemente los inicios y máximos de los sonidos cardiacos. Esta etapa dio fin a la evaluación de la capacidad del método para extraer las referencias temporales del FCGf y para generar CTGs confiables y comparables con aquellos generados por el ECG [Jiménez et al, 2001].

Como es de suponerse, durante el desarrollo de las etapas 1, 2 y 3 se realizaron las adecuaciones necesarias al método, adecuaciones que no sólo permitieron asegurar el mejor desempeño posible del mismo y valorar su capacidad de generación de CTGs confiables, sino que también permitieron el desarrollo de una propuesta semiautomatizada para procesamiento fuera de línea del FCGf. Así, se procedió a procesar los registros fetales, a analizar los resultados obtenidos estadísticamente y finalmente a la escritura del presente documento, aunque en ese momento surgieron algunas preguntas, ¿cuál será la mejor forma de presentar el trabajo?, ¿será conveniente describir las etapas intermedias en la metodología?, y de ser así, ¿cómo se presentarían los resultados de cada una de ellas?, ¿podría quedar esta información fuera del documento sin correr el riesgo de generar lagunas en el por qué de la propuesta final?. La respuesta fue meditada detenidamente y se llegó entonces a la conclusión de que las etapas que dieron lugar a la propuesta final debían formar parte del documento dada su importancia en el planteamiento y validación de la propuesta final. Pero, para no correr el riesgo de distraer la atención del lector sobre la solución del problema con la descripción de cada una de ellas, se consideró conveniente describir sólo la propuesta final en el cuerpo del trabajo y dejar la descripción de las etapas intermedias en Apéndices. De esta manera se espera que el lector pueda estudiar la propuesta final del método y sus resultados en el cuerpo del trabajo, y en caso de desear ahondar en la fundamentación del método podrá acudir a los Apéndices. Teniendo esto en cuenta se puede proceder entonces a la descripción general de la organización de este documento:

El cuerpo del trabajo se ha dividido en siete capítulos:

- **Capítulo 1:** Plantea la problemática en torno al monitoreo del bienestar fetal, los antecedentes que dieron lugar a este trabajo y la hipótesis sobre la cual se sustentó su desarrollo.
- **Capítulo 2:** Muestra los objetivos general y particulares.
- **Capítulo 3:** Menciona antecedentes recientes relacionados con el procesamiento del FCG (de adulto y fetos) al aplicar técnicas de análisis en el dominio del tiempo, la frecuencia y en el dominio tiempo-frecuencia. También presenta los conceptos teóricos relacionados con algunas de estas técnicas: la Transformada de Hilbert para la generación de envolventes; el análisis de Fourier; las Transformaciones de Wigner, Wavelet y Paquetes Wavelet finalizando con la descripción de los conceptos asociados con la umbralización (de-noising).
- **Capítulo 4:** Describe el banco de datos utilizado y la metodología aplicada en el procesamiento del FCGf para la extracción de referencias temporales asociadas a los sonidos cardiacos S1 y S2. Para ello se ha dividido en cinco secciones:
  - La primera sección describe las características del banco de datos utilizado para la propuesta y evaluación del método.
  - La segunda sección describe el proceso de filtrado del FCGf con base en un esquema de análisis multirresolución utilizando Paquetes Wavelet y la propuesta de un criterio de umbralización para incrementar la S/R y reducir la pérdida de información en el FCGf.
  - La tercera sección describe el proceso de extracción de referencias temporales en el FCGf filtrado. Para ello se utiliza la envolvente por Transformada de Hilbert de la señal filtrada y un umbral iterativo para la detección de los inicios y finales de cada uno de los sonidos cardiacos.
  - La cuarta sección explica el proceso de generación y evaluación estadística de los CTGs mediante el uso de índices estándar en el tiempo y no estándar en la frecuencia.
  - La quinta sección describe el proceso de evaluación del método propuesto utilizando señales Fonocardiográficas de adultos.
- **Capítulo 5:** Presenta los resultados principales de la evaluación el método en las señales de adultos y después muestra los principales resultados obtenidos al aplicar el método propuesto a las señales Fonocardiográficas fetales y comparar los índices de los CTGs obtenidos contra la señal patrón utilizando pruebas de hipótesis y análisis de varianza.
- **Capítulo 6:** Analiza los resultados obtenidos siguiendo la organización del capítulo cinco.
- **Capítulo 7:** Muestra las conclusiones y perspectivas.
- **Capítulo 8:** Muestra la bibliografía consultada.

La sección de Apéndices fue organizada como se describe a continuación:

- **Apéndice A:** Describe el procedimiento seguido para la creación de las señales Fonocardiográficas fetales simuladas con las que se evaluó el método en sus primeras etapas.
- **Apéndice B:** Describe el procedimiento seguido para la detección aproximada de cada sonido cardiaco. Este proceso es una parte importante de la semiautomatización y redujo considerablemente el tiempo de procesamiento.
- **Apéndice C:** Describe el procedimiento para la evaluación del desempeño de la Técnica de Información Mutua y selección de los mejores parámetros: la wavelet, el número de niveles de descomposición, el árbol de descomposición y el método de umbralización.
- **Apéndice D:** Describe el procedimiento para la selección de la mejor envolvente para extracción de referencias temporales.
- **Apéndice E:** Describe el procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles. Con este estudio se determinó la capacidad del método de generar CTGs confiables bajo las mejores condiciones de registro con la seguridad de contar con una señal de referencia 100 % confiable.
- **Apéndice F:** Describe el procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro. Con este estudio se buscó simular situaciones de registro fetales en las que las condiciones de S/R difícilmente pueden ser ajustadas.
- **Apéndice G:** Describe los resultados completos obtenidos al aplicar la metodología de procesamiento propuesta a las señales fetales.
- **Apéndice H.** Presenta los diagramas de flujo de los programas realizados.

## **1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA E HIPÓTESIS**

---

El monitoreo fetal es uno de los métodos más utilizados en la evaluación del progreso del embarazo y del parto, ya que permite identificar condiciones que comprometen la salud del feto [Zuckerwar et al, 1993], [Freeman et al, 1991].

En las últimas tres décadas, el registro y monitoreo electrónico antenatal de los cambios en la frecuencia cardíaca fetal a lo largo del tiempo (Cardiotacografía), ha sido el método más frecuentemente utilizado para evaluar el estado de bienestar fetal [Amato et al, 1990], [Dawes et al, 1991], [Martin, 1982], [Van Geijn, 1996]; y se considera uno de los mejores medios disponibles para evaluar la condición fetal, sobre todo en casos graves de insuficiencia uteroplacentaria e hipoxia [Freeman et al, 1991]. El Cardiotacograma fetal (CTGf) se puede obtener a partir de la distancia entre las ondas R del Electrocardiograma fetal directo (ECGf<sub>d</sub>) registrado por medio de un electrodo de Hon colocado en la membrana del feto. Sin embargo, debido a su invasividad y a la posibilidad de obtenerlo sólo durante el trabajo de parto [Freeman et al, 1991], se han utilizado técnicas alternativas no invasivas como el ultrasonido Doppler (USD), el Electrocardiograma abdominal (ECGa) y el Fonocardiograma fetal (FCGf) [Klapholz, 1978], [Malcolm, 1986], [Kennedy, 1998], [Freeman et al, 1991].

Aunque el USD es la técnica más empleada en la clínica, las mediciones de la frecuencia cardíaca corresponden a un valor promedio y no al valor latido a latido. De hecho se ha reportado que la variabilidad de la frecuencia cardíaca es casi dos veces mayor que la observada mediante el ECGf<sub>d</sub> [Dawes et al, 1981], [Lawson et al, 1982].

El ECGa está compuesto por la actividad cardíaca materna, la fetal y otras señales de interferencia, por lo que es necesario aplicar técnicas de adquisición y/o procesamiento que permitan aislar la actividad Electrocardiográfica fetal [Cicinelli et al, 1994], [Genevier et al, 1995], [Curnow et al, 1995], [Echeverría et al, 1997], y que garanticen que la extracción de la señal fetal sea confiable. De esta forma es posible evaluar la variabilidad latido a latido y la condición fetal, evaluación que puede mejorar si, aunado a la generación confiable del CTGf, se cuenta con información complementaria sobre los factores que aun en condiciones normales pueden alterar su morfología y llevar a un diagnóstico erróneo, tal es el caso de los movimientos respiratorios y el estado conductual del feto [Cerutti et al, 1989], [Ferrazzi et al, 1989], [Van Woerden, 1990], [Ito et al, 1990], [Davidson et al, 1990].

El FCGf es una fuente valiosa de información sobre el estado fisiológico fetal, ya que además de la generación del CTGf latido a latido, podría generar información extra sobre la fisiología cardiovascular como el tiempo de eyección ventricular y el estado funcional de las válvulas cardíacas [Semmlow et al, 1983], [Beyar et al, 1984]<sup>1</sup>. Además, si se amplía la banda de la señal adquirida mediante un micrófono colocado en el abdomen materno (Fonograma fetal), también es posible identificar la presencia de movimientos respiratorios y fetales [Goovaerts et al, 1991], [Colley et al, 1986], que como se mencionó anteriormente pueden alterar la forma de CTGf sin representar necesariamente algún riesgo para el feto. Sin embargo, las condiciones de registro del FCGf generan señales con una relación señal a ruido (S/R) desfavorable en comparación al FCG en adultos, esto dificulta la detección confiable de los sonidos cardíacos (S1 y/o S2) y en consecuencia la generación del CTGf.

---

<sup>1</sup> Aunque al momento de realizar este trabajo tales mediciones se habían realizado sólo en señales de adulto, es probable que también puedan ser obtenidas en registros fetales para complementar así la información obtenida respecto a la condición que guarda el feto durante el embarazo.

Teniendo en cuenta la potencialidad del FCGf como fuente de información sobre la condición fetal, el Laboratorio de Ingeniería en Fenómenos Fisiológicos<sup>2</sup> ha buscado establecer el uso del FCGf como una alternativa de monitoreo fetal mediante la generación confiable del CTGf [Peña et al, 1994], [Ortiz et al, 1997]. Para ello ha trabajado en el desarrollo y evaluación de herramientas de procesamiento, no sólo para mejorar la relación señal a ruido (S/R) del FCGf, sino también para lograr la detección de los sonidos cardiacos (S1, S2). En 1997, Ortiz evaluó la posibilidad de generar Cardiotacogramas fetales (CTGs) confiables mediante el procesamiento del Fonocardiograma fetal (FCGf) [Ortiz, 1997]. Para ello comparó los CTGs generados utilizando el máximo de la envolvente del sonido cardiaco S2 contra el CTG patrón generado utilizando la onda R fetal extraída del Electrocardiograma abdominal (ECGa). Esta comparación se realizó utilizando índices de variabilidad estándares en el tiempo [Task Force, 1996], e índices de variabilidad no estándares en la frecuencia obtenidos a partir de los CTGs generados por ambos métodos. Los resultados obtenidos mostraron diferencias significativas entre los índices de variabilidad a corto plazo (VCP) y de alta frecuencia (HF) de los CTGs por FCGf y ECGf. Dichos resultados se observaron como componentes de alta frecuencia ( $> 0.5$  Hz) en los CTGs generados utilizando el FCGf y se atribuyeron a cinco posibles causas:

1. *Error en la metodología aplicada:* Puede describirse como un proceso de filtrado del FCGf para permitir la selección de una banda estrecha que a juicio del usuario presente mejor alguno de los sonidos cardiacos. Después de este filtrado, se genera la envolvente de la señal y se detecta en ella el máximo asociado a S2 (maxS2). Las bandas utilizadas tenían un ancho de banda de 10 Hz y se ha considerado que fue un factor importante en la distorsión de la morfología de los sonidos cardiacos que a su vez se reflejó directamente en errores de detección del máximo de S2.
2. *La referencia temporal elegida en el FCGf (máximo de S2):* El FCGf es una señal sonora que proporciona información relacionada a la actividad mecánica del corazón y se genera como consecuencia de la apertura-cierre valvular, y del flujo sanguíneo en el corazón durante el ciclo cardiaco [Durand et al, 1995]. Esta actividad es responsable del cambio natural en la morfología de los sonidos cardiacos latido a latido como consecuencia del flujo sanguíneo a través de las válvulas y/o del desdoblamiento valvular, entre otros. Así, es posible y de hecho normal cierto cambio en la morfología del sonido cardiaco latido a latido, cambio que probablemente desplaza el "máximo de la envolvente" latido a latido (a lo largo del segmento que comprende al sonido cardiaco), y que se refleja al momento de generar el CTG y compararlo contra la señal de referencia por onda R.
3. *Presencia de información fisiológica extra:* Retomando el punto anterior con relación al mecanismo de generación del FCGf, y específicamente el cambio morfológico natural en el sonido cardiaco, como consecuencia del flujo sanguíneo a través de las válvulas y/o el desdoblamiento valvular, la experiencia obtenida por Ortiz hizo pensar que la diferencia entre el CTG por FCGf y el CTG por ECGf podría estar asociada en parte a la presencia de información fisiológica extra no asociada necesariamente a la variabilidad de la frecuencia cardiaca fetal (que se mide generalmente del CTG por onda R), sino al evento mecánico bajo estudio.
4. *Las condiciones de registro:* Dada la baja S/R de los registros Fonocardiográficos fetales, es de suponerse que el ruido de fondo que contamina el FCGf distorsione la morfología de los

<sup>2</sup> Departamento de Ingeniería Eléctrica, Área de Ingeniería Biomédica, Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa. Av. San Rafael Atlixco # 186, Col. Vicentina, Del. Iztapalapa, C.P. 04390, México, D.F., México.



sonidos cardiacos y dificulte la extracción confiable de alguna referencia temporal, sobre todo cuando la amplitud del ruido de fondo llega a superar a la amplitud del sonido cardiaco.

5. *La señal de referencia utilizada:* Como se mencionó previamente, la señal de referencia o patrón fue generada utilizando la onda R fetal. Esta onda R fue extraída al procesar el Electrocardiograma abdominal (ECGa) y posiblemente contenía errores de detección generados al procesar complejos QRS materno-fetal traslapados [Echeverría et al, 1998]. Así, la señal utilizada como patrón no necesariamente lo era y podía contener algunos errores que se reflejaron como diferencias significativas entre los índices y que no necesariamente representaban errores en el CTG por FCGf.

Como puede observarse, existe un elemento común en los primeros cuatro puntos utilizados para explicar los resultados obtenidos por Ortiz en 1997, *la morfología del sonido cardiaco ( $m_{SC}$ )*; que ya sea por cuestiones fisiológicas de índole mecánico<sup>3</sup>, metodológicas, y/o del protocolo para adquisición de las señales, tiene influencia directa en el CTG generado utilizando el FCGf. De esta manera, en la realización del presente trabajo se ha considerado como un factor clave la morfología del sonido cardiaco, y se ha supuesto que existen dos factores causantes de su alteración durante la adquisición de las señales Fonocardiográficas: *el ruido de fondo (ruido, que debe ser minimizado)* y *la componente fisiológica de índole mecánico del evento bajo observación (fisiología<sub>m</sub>, que debe mantenerse sin alteración)*. Esto puede verse en la expresión 2.1:

$$\Delta m_{SC} = f(\text{ruido, fisiología}_m), \dots\dots\dots 2.1$$

Idealmente se esperaría que la contribución del ruido en 2.1 fuera mínima, y que la componente fisiológica de índole mecánico (*fisiología<sub>m</sub>*) fuera la única responsable de los cambios en  $m_{SC}$ . Sin embargo, en la realidad, las condiciones de registro generan limitaciones importantes<sup>4</sup>, y dan como resultado el incremento en el ruido que contamina al FCGf; ruido que podría ser reducido durante la adquisición mediante ajustes en el transductor utilizado para mejorar su impedancia acústica y lograr un mejor acoplamiento entre él y el abdomen materno, problema que no será tratado en este trabajo. Así que, como puede verse, siempre es necesario contender con el ruido de fondo que contamina el FCGf, un ruido cuyo ancho de banda se traslapa con el del FCGf haciendo imposible su eliminación mediante el uso de técnicas de filtrado ordinario sin correr el riesgo de afectar la componente fisiológica de índole mecánico en 2.1, y en consecuencia  $m_{SC}$ . Así, para contender con esta problemática, es necesario evaluar alternativas que permitan incrementar la S/R del FCGf sin riesgo de pérdida de información fisiológica de índole mecánico, para ello puede resultar de utilidad la localización y filtrado selectivo de las bandas en las que predomina el ruido de fondo mediante el empleo de técnicas de análisis multirresolución y umbralización (de-noising) [Strang et al, 1996], [Akay, 1998].

Ahora bien, asumiendo que el objetivo de incrementar la S/R del FCGf sin distorsionar  $m_{SC}$  sea alcanzado, la expresión 2.1 tomaría la forma de la expresión 2.2 haciendo necesario considerar tan solo la componente *fisiología<sub>m</sub>*:

<sup>3</sup> Por *cuestiones fisiológicas de índole mecánico* nos referimos al componente fisiológico del FCGf no asociado con la variabilidad de la frecuencia cardiaca, pero que dadas las características mecánicas del evento en cuestión, pueden alterar la morfología del sonido cardiaco, por ejemplo el desdoblamiento valvular o el mal funcionamiento de las válvulas cardiacas.

<sup>4</sup> Causadas por factores como la edad gestacional, la posición y el estado conductual fetal, la presencia de ruidos maternos y/o ambientales así como el acoplamiento entre el micrófono y el abdomen materno.

$$\Delta m_{SC} = f(\text{fisiología}_m), \dots\dots\dots 2.2$$

De acuerdo a las observaciones de Ortiz en 1997, es probable que el máximo de los sonidos cardiacos sea un punto muy sensible a los cambios en esta componente, y que el CTG generado represente entonces la suma de las contribuciones asociadas a la componente fisiológica de índole nervioso del evento bajo observación (*fisiología<sub>m</sub>*, o Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca fetal medida en el ECGf ( $VFC_{ECGf}$ )), y a  $\Delta m_{SC}$  como consecuencia de la selección de este punto. Esto es, si se supone que las observaciones de Ortiz son correctas, esto llevaría a pensar que el CTG por FCGf ( $CTG_{FCGf}$ ) está en función de dos componentes, como se muestra en la expresión 2.3:

$$\begin{aligned} CTG_{FCGf} &= f(\text{fisiología}_m + \Delta m_{SC}), \\ &= f(VFC_{ECGf} + \Delta m_{SC}), \dots\dots\dots 2.3 \end{aligned}$$

O bien, en el caso más simple:

$$CTG_{FCGf} = f(VFC_{ECGf}) + f(\text{fisiología}_m, \text{ruido}), \dots\dots\dots 2.4$$

donde:

$CTG_{FCGf}$ : es el CTG generado utilizando el FCGf.

$VFC_{ECGf}$ : representa la contribución al  $CTG_{FCGf}$  de la componente fisiológica de índole nervioso o Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca fetal medida por el intervalo R-R en el ECG.

*fisiología<sub>m</sub>*: representa la contribución al  $CTG_{FCGf}$  de la componente fisiológica de índole mecánico responsable del cambio en la morfología del sonido cardíaco.

*Ruido*: representa el ruido de fondo que contamina el FCGf.

Finalmente, si se toma en cuenta la expresión 2.4, y se supone que efectivamente el máximo del sonido cardíaco maximiza la contribución de la componente fisiológica de índole mecánico (*fisiología<sub>m</sub>*) sobre el  $CTG_{FCGf}$ , es entonces necesario evaluar el uso de otras referencias temporales asociadas a los sonidos cardiacos; esto suponiendo que son menos sensibles a esta componente y pueden favorecer la aplicación perseguida en este trabajo, *la generación de Cardiotacogramas fetales confiables a partir de referencias temporales extraídas del FCGf*, por ejemplo los inicios y finales de los sonidos cardiacos, para lo que será necesario también contender con el ruido de fondo. Teniendo esto en cuenta es posible generar la siguiente:

## HIPÓTESIS DE TRABAJO:

La señal de  $VFCf$  en el  $CTG_{FCGf}$  está modulada por el ruido de fondo y la fisiología cardíaca de índole mecánico a través de la morfología de los sonidos cardiacos ( $m_{SC}$ ), esto es:

$$CTG_{FCGf} = f(VFC_{ECGf}) + f(\text{fisiología}_m, \text{ruido})$$

## ***CAPÍTULO 2.***

### ***OBJETIVOS***

## 2. OBJETIVOS

---

### **Objetivo General:**

- Proponer un método para reducir la influencia de la morfología del sonido cardiaco en el  $CTG_{FCGf}$  mediante la reducción del ruido de fondo y la extracción de otras referencias temporales asociadas a los sonidos cardiacos en el  $FCGf$  (inicios y finales).

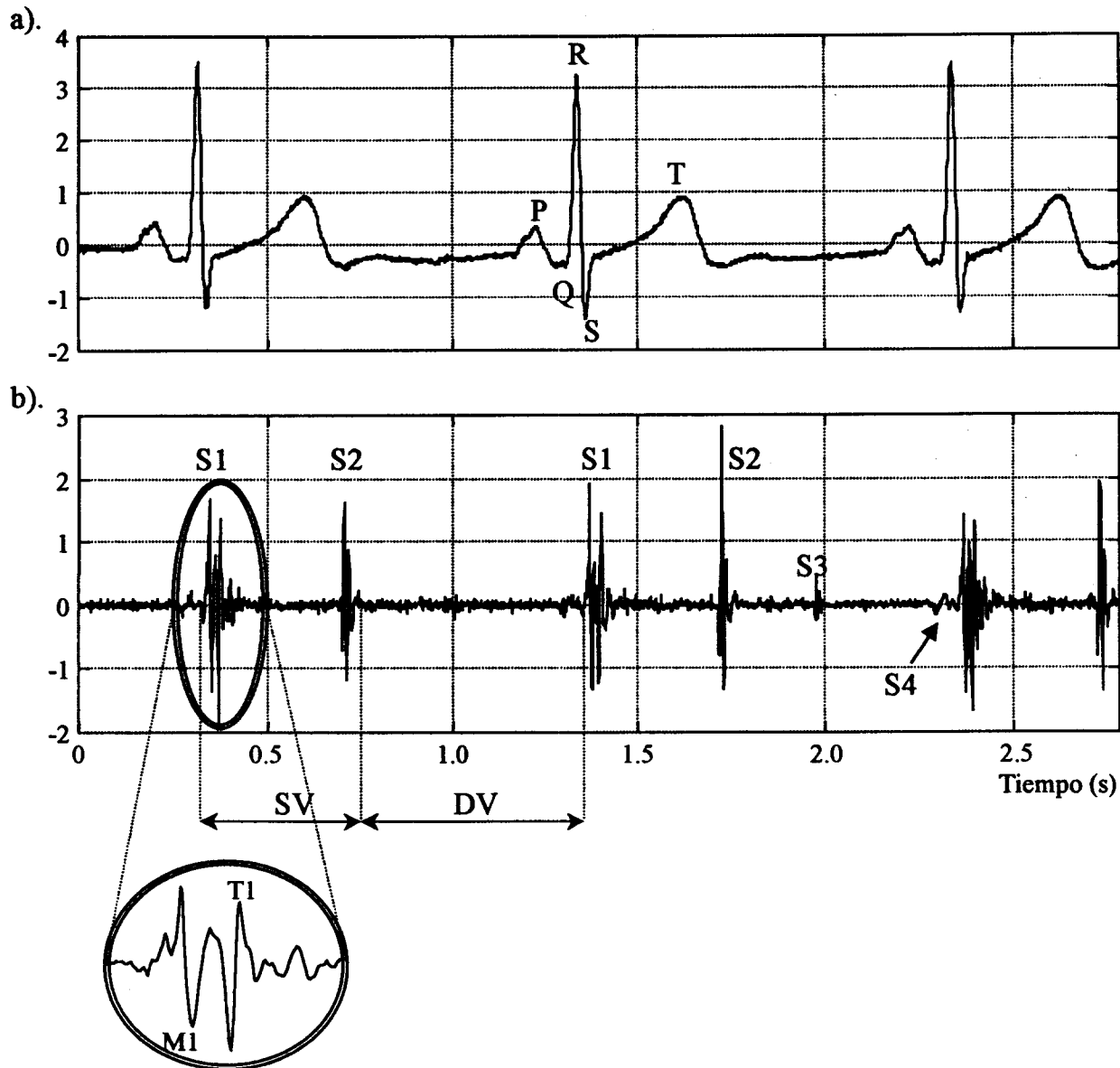
### **Objetivos Particulares:**

- Generación de un grupo de señales Fonocardiográficas fetales simuladas con posiciones conocidas de los sonidos cardiacos y diferentes niveles de relación señal a ruido (S/R).
- Evaluación de técnicas de preprocesamiento basadas en esquemas de análisis multirresolución y umbralización para filtrado (reducción del ruido de fondo) del  $FCGf$  simulado.
- Evaluación de técnicas de generación de envolventes para extracción de tres referencias temporales asociadas con los sonidos cardiacos (S1, S2) en el  $FCGf$  simulado: inicio, máximo y final.
- Propuesta de un método para extracción de referencias temporales del  $FCGf$ , evaluación en señales simuladas y selección de los parámetros para asegurar desempeño óptimo.
- Evaluación del desempeño del método en señales adquiridas en adultos mediante comparación estadística de los Cardiotacogramas generados utilizando las referencias temporales extraídas de cada sonido cardiaco (el inicio, máximo y final) respecto a la señal de referencia por ECG.
- Evaluación del desempeño del método en señales adquiridas en fetos mediante comparación estadística de los Cardiotacogramas generados utilizando las referencias temporales extraídas de cada sonido cardiaco fetal (el inicio, máximo y final) respecto a la señal de referencia por ECGf.

### 3. MARCO TEÓRICO

#### 3.1. SONIDOS CARDIACOS

Los sonidos cardiacos son eventos mecánicos que se detectan a través del Fonocardiograma (FCG). Habitualmente se registran dos sonidos cardiacos (S1 y S2), existe un tercer sonido (S3) difícil de percibir pero que a veces aparece en el FCG y en ocasiones incluso se registra un cuarto sonido cardiaco (S4). La figura 3.1 muestra un ejemplo de un FCG de adulto en el que se aprecian los cuatro sonidos cardiacos, S1, S2, S3 y S4.



**Figura 3.1.** Registro simultáneo de (a). una señal Electrocardiográfica y (b). una señal Fonocardiográfica en un adulto. En (a) se muestran las componentes del ECG, en (b) se muestran los cuatro sonidos componentes del FCG, S1, S2, S3 y S4. También se aprecian las componentes de S1, la componente mitral (M1) y la componente tricúspide (T1). SV y DV representan la sístole y diástole ventricular respectivamente. El eje vertical representa amplitud en volts.

El primer sonido cardiaco (S1) se produce por el cierre de la válvula mitral (M1) seguido inmediatamente por el cierre de la válvula tricúspide (T1), y por vibraciones de las paredes aórticas y pulmonares al comienzo de la sístole ventricular. Debido a que la intensidad de S1 depende de la velocidad de la sangre y la fuerza resultante del cierre de las válvulas atrioventriculares (AV), aquellos factores que incrementan la fuerza y la velocidad de la presión ventricular tienden a incrementar la intensidad de S1. La posición de las válvulas AV al inicio de la sístole también afecta la intensidad de S1, ya que si la contracción ocurre cuando la válvula está ligeramente abierta las valvas adquieren mayor velocidad que cuando la válvula está parcialmente cerrada.

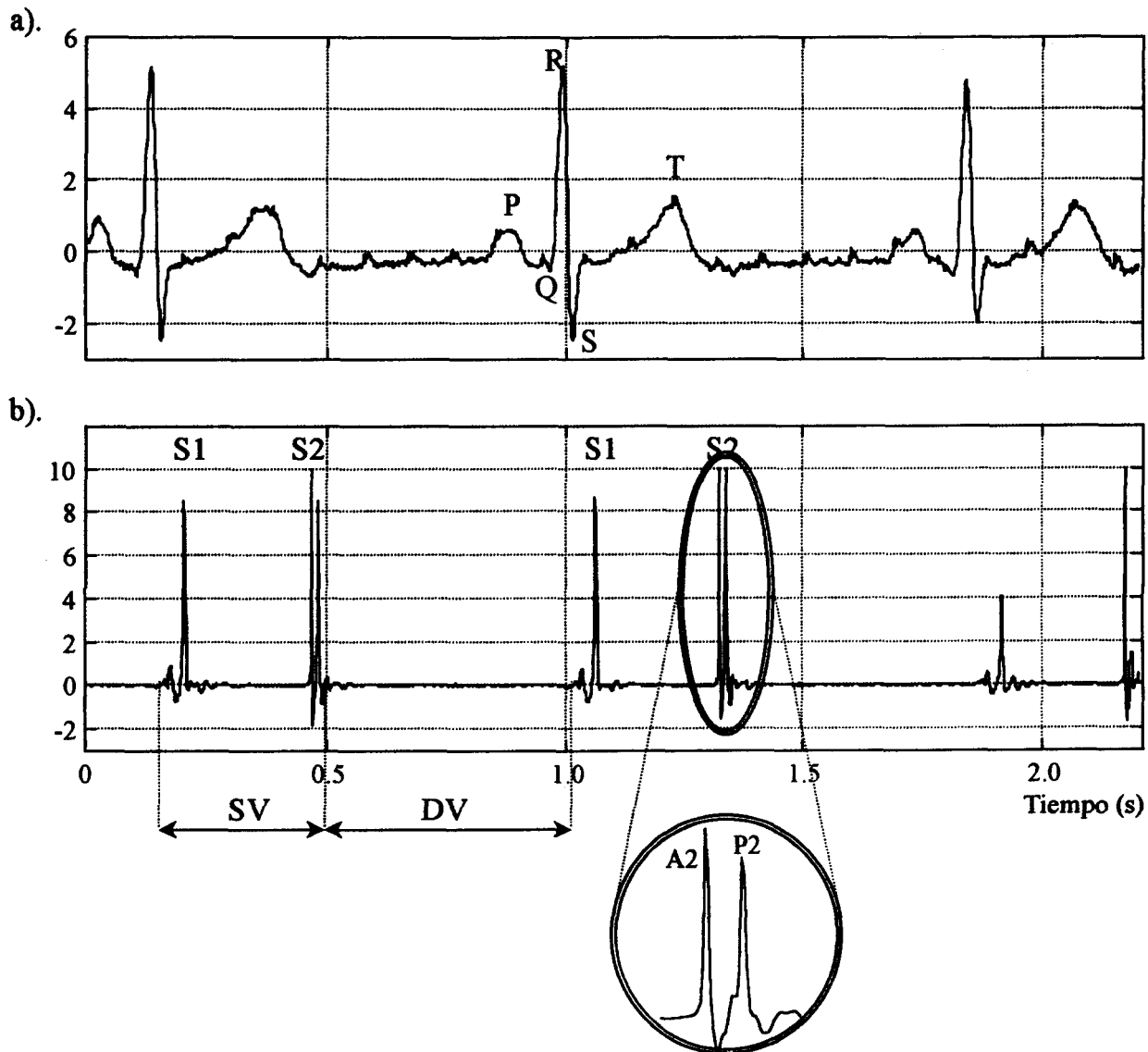


Figura 3.2. Registro simultáneo de (a). una señal Electrocardiográfica y (b). una señal Fonocardiográfica en un adulto. En (a) se muestran las componentes del ECG, en (b) se muestran dos sonidos componentes del FCG, S1 y S2. También se aprecian las componentes de S2, la componente aórtica (A2) y la componente pulmonar (P2). SV y DV representan la sístole y diástole ventricular respectivamente. El eje vertical representa amplitud en volts.

El primer sonido cardiaco se registra mejor en el ápex, y el ejercicio o la excitación incrementan su intensidad al incrementar la fuerza y velocidad de la contracción ventricular. Por otro lado, la bradicardia se asocia con una reducción en la amplitud de S1 ya que las válvulas AV están completamente cerradas al inicio de la contracción ventricular. Finalmente, el desdoblamiento de S1, que puede llegar a presentarse en pacientes normales, se escucha mejor sobre el borde inferior izquierdo del esternón. La figura 3.1 muestra un ejemplo de un FCG en el que se aprecian los componentes de S1.

El segundo sonido cardiaco (S2) se produce por el cierre de las válvulas sigmoideas y por la vibración de las estructuras adyacentes. Estas válvulas no cierran al mismo tiempo, primero se cierra la aórtica (A2) debido a la presión aórtica mayor, fracciones de segundo después se cierra la pulmonar (P2). El componente A2 se percibe mejor en el área aórtica, aunque también puede detectarse en las áreas mitral y pulmonar, P2 se escucha usualmente sólo en el área pulmonar y en el punto de Erb. Normalmente P2 es de menor amplitud que A2, y la diferencia entre sus intensidades se incrementa con la edad. El ejercicio incrementa la intensidad de A2 y P2, mientras que la inspiración profunda tiende a incrementar la intensidad de P2. La división de S2 en sus dos componentes audibles, A2 y P2, se presenta durante toda la vida, excepto en los recién nacidos. Este desdoblamiento se debe principalmente al retraso de P2 y durante la espiración P2 ocurre casi al mismo tiempo que A2. El desdoblamiento de S2 se escucha mejor en el tercer espacio intercostal o en el área pulmonar al final de la inspiración cuando el paciente está en posición supina. La figura 3.2 muestra un ejemplo de un registro simultáneo de ECG y FCG, en el inciso (b) se muestran las componentes de S2, la aórtica y la pulmonar.

En un registro Fonocardiográfico será fácil reconocer S1 y S2 si se tiene presente lo siguiente: (1) ya que la sístole (tiempo de contracción ventricular) es menor que la diástole (tiempo de la relajación ventricular), el tiempo entre S1 y S2 es menor que el tiempo entre S2 y S1; (2) S1 es de mayor duración y de menor intensidad, S2 es de menor duración y de mayor intensidad; (3) S1 se registra mejor en el área del ápex, S2 se aprecia mejor generalmente en las áreas aórtica y pulmonar; (4) la presencia de taquicardia o bradicardia puede cambiar las relaciones anteriores.

El tercer sonido cardiaco (S3) es una señal de baja amplitud que ocurre en la diástole temprana durante el periodo de llenado ventricular rápido. S3 se produce por la transmisión abrupta de fuerzas a la pared torácica cuando la masa sanguínea entra al ventrículo derecho. Este sonido se detecta comúnmente en niños, adolescentes y algunos adultos jóvenes; cuando se detecta después de los 30 años es señal de patología como falla del ventrículo izquierdo. S3 se produce poco después de A2 y se detecta mejor en el ápex cuando el paciente se encuentra en posición semilateral, normalmente desaparece completamente cuando el paciente se sienta o realiza una maniobra que reduzca el ritmo cardiaco y se acentúa con factores que incrementan la frecuencia cardiaca.

El cuarto sonido cardiaco (S4) es un sonido de muy baja amplitud que ocurre durante la diástole tardía, justo antes de S1. La generación de S4 se asocia con el llenado ventricular por la sístole atrial, de manera que la contracción atrial intensa que produce una aceleración rápida de la masa sanguínea genera también vibraciones en la pared ventricular y en la válvula mitral dando origen a lo que se conoce como S4. S4 puede ser escuchado en infantes, niños pequeños y adultos mayores a 50 años, se escucha sólo en el ápex cuando el paciente se encuentra en posición semilateral. Al igual que en S3 las maniobras que incrementen la fuerza y frecuencia de la contracción ventricular acentuarán S4, mientras que aquellas que reduzcan la frecuencia cardiaca reducirán S4.

### **3.2. PROCESAMIENTO DIGITAL DEL FONOCARDIOGRAMA: TÉCNICAS USADAS RECIENTEMENTE**

La Fonocardiografía es una técnica no invasiva que proporciona información valiosa sobre la integridad y función de las válvulas cardíacas, así como de la hemodinamia del corazón, por ello se considera que posee un alto potencial para la detección de algunas enfermedades cardíacas [Durand et al, 1995], [Chen et al, 1997]. Por ejemplo, su utilidad en la detección de enfermedades valvulares ha sido reconocida durante muchos años; otra aplicación interesante incluye la detección de hipertensión pulmonar, disfunción ventricular, enfermedades coronarias y cardiomiopatías. Sin embargo, desde inicios de los setentas, la evolución de la Fonocardiografía ha sido lenta en comparación con otras técnicas de diagnóstico por varias razones. Primero, el Fonocardiograma es una señal compleja difícil de analizar visualmente; segundo, existen importantes controversias con relación a la generación de los sonidos cardíacos; tercero, la falta de estandarización en la instrumentación utilizada (principalmente en el transductor y las frecuencias de corte de los filtros), las características de transmisión en el tórax, y la variedad de sitios torácicos utilizados para registrar los sonidos cardíacos y soplos frecuentemente generan dificultades en la comparación de los resultados obtenidos por diferentes estudios. Finalmente, y de gran importancia, la aparición del ultrasonido de imagen ha hecho que la Fonocardiografía y la auscultación cardíaca sean relegadas a herramientas clínicas secundarias retrasando su evolución en la aplicación clínica y en la evaluación de nuevas aplicaciones en este campo. A pesar de ello, nuevas e importantes investigaciones han sido desarrolladas en varios aspectos de la Fonocardiografía durante las últimas tres décadas permitiendo el uso de computadoras y técnicas de procesamiento digital de señales, como el análisis espectral, reconocimiento de patrones, y representaciones tiempo-frecuencia (RTF). Estos nuevos desarrollos han incrementado considerablemente el desempeño de la Fonocardiografía tradicional y han dado lugar a lo que actualmente se conoce como "Fonocardiografía digital". En las siguientes secciones se presentará una breve descripción de la aplicación de algunas de estas herramientas sobre el análisis del FCG mientras que otras han sido descritas en otras secciones como los apéndices.

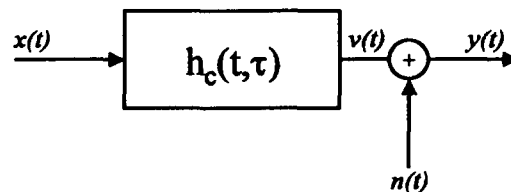
#### **3.2.1. Aplicación del análisis espectral usando la Transformada de Fourier, modelos paramétricos y el espectrograma**

Los avances en la Fonocardiografía cardíaca, en combinación con las técnicas de procesamiento digital de señales han renovado el interés en el estudio de la transmisión acústica de los sonidos cardíacos y soplos desde el inicio de la década de los ochentas. De 1982 a 1986, Aubert et al [Aubert et al, 1982] estudiaron las propiedades de transmisión entre las cavidades cardíacas y la superficie del tórax por medio de la Transformada Rápida de Fourier (TRF). Ellos compararon el espectro intracardiaco de los sonidos registrados en el ventrículo izquierdo (S1 a S4) de perros, y encontraron que los sonidos cardíacos registrados externamente no sólo eran versiones filtradas de los sonidos cardíacos, sino que también eran influenciados por la interacción del corazón con las estructuras contenidas en la caja torácica incluyendo a la pared de la misma. Muchos otros estudios, realizados mediante la introducción de una fuente sonora cerca o dentro de las cámaras cardíacas, y por comparación de los Fonocardiogramas epicárdicos o torácicos con los intracardiacos, demostraron que el patrón de sonido cardíaco a través del sistema corazón-tórax cambia a lo largo del tiempo [Durand et al, 1982].

Durante la misma época, Durand et al [Durand et al, 1990a] mostraron que el modelo básico de la figura 3.3, que está basada en la representación de sistemas tiempo-frecuencia, puede representar la función de transferencia variante en el tiempo del sistema acústico tiempo-frecuencia de perros para M1 y A2, e identificar las contribuciones respectivas de los sonidos



intracardiacos y el ruido de fondo torácico sobre el FCG registrado en el tórax. Los resultados mostraron que la atenuación acústica media del sistema corazón-tórax para A2 es de aproximadamente 50 dB en perros y humanos, y 60 dB en cerdos. Usando un modelo animal crónico, Durand et al [Durand et al, 1990b] mostraron que el incremento en la atenuación del sistema acústico corazón-tórax tras una cirugía a corazón abierto (20 dB para M1 y 11 dB para A2) desaparecía tras 2 semanas de recuperación. También encontraron que la variación en el intervalo RR cambió la intensidad de M1 y modificó su transmisión acústica, mientras que A2 permaneció sin alteración. Por su parte, la variación en el ritmo cardíaco tuvo un ligero efecto sobre la intensidad de M1 sin alterar A2; y más importante, ni los cambios en el intervalo PR o en el ritmo cardíaco no modificaron significativamente el perfil espectral de M1 y A2. Finalmente, los cambios en la inotropía cardíaca modificaron la intensidad de M1 y A2 pero sin afectar su distribución espectral; la inotropía cardíaca sólo afectó ligeramente la función de transferencia del sistema acústico corazón-tórax.



**Figura 3.3.** Extracción de referencias temporales del sistema acústico corazón-tórax mediante el uso de la representación tiempo-frecuencia de señales y sistemas. La señal  $x(t)$  representa el Fonocardiograma intracardiaco;  $n(t)$  es el ruido de fondo a la salida; y  $v(t)$  es la contribución intracardiaca al Fonocardiograma torácico  $y(t)$ . La respuesta impulso del sistema acústico variante en el tiempo corazón-tórax es representada por  $h_c(t, \tau)$ .

Los resultados obtenidos en un perro con una válvula mitral artificial mostraron que tanto la intensidad como la distribución espectral del cierre de los sonidos valvulares no eran afectadas por cambios en la inotropía o cronotropía cardíaca [Durand et al, 1990c], [Durand et al, 1990d]. La comparación del espectro de M1 antes y después de reemplazar la válvula mitral en dos perros mostró que la energía del cierre de las válvulas artificiales era mayor que el de la válvula natural en la banda de 30 a 120 Hz. También se encontró que un catéter insertado a través de las valvas de la válvula aórtica cambió el modo de resonancia natural de la válvula aórtica [Durand et al, 1991].

La distribución de energía de las frecuencias resonantes del sistema acústico corazón-tórax durante la producción de S2 fue estudiada por Baykal et al [Baykal et al, 1995] en 10 pacientes con válvulas implantadas en la posición aórtica. Los registros fueron obtenidos en 12 lugares diferentes de la superficie del tórax, y las frecuencias de resonancia del cierre valvular fueron estimadas utilizando un modelo sinusoidal amortiguado. Este estudio se basó en la hipótesis de que el cierre de una válvula mecánica dentro del corazón genera una función similar a un impulso con un espectro en frecuencia plano, que estimula las frecuencias de resonancia naturales del corazón y la pared torácica. Sobre el tórax, las frecuencias registradas no deberían ser diferentes de lugar a lugar, pero las energías deberían variar a causa de las diferencias en las rutas de transmisión [Köymen et al, 1987]. Los resultados del estudio confirmaron que las frecuencias de resonancia de las válvulas mecánicas no variaron significativamente de lugar a lugar, pero las distribuciones de energía de algunas de ellas fueron significativamente diferentes entre dos sitios de registro específicos.

La transmisión transtorácica de los soplos sistólicos en el dominio de la frecuencia entre 10 y 500 Hz fue estudiada por Nygaard et al usando la TRF [Durand et al, 1995]. Los resultados mostraron que la función de transferencia podía ser modelada por un filtro pasa-bajas con una atenuación media de  $36 \pm 8$  dB y una pendiente de aproximadamente  $-9$  dB/octava arriba de la frecuencia de corte media de  $26 \pm 12$  Hz.

La aplicación del espectrograma por Donnerstein y Thomsen [Donnerstein et al, 1994] en niños normales mostró un decremento en el contenido en frecuencia de los soplos inocentes de Still ante el incremento en la edad y las dimensiones del corazón. Este estudio también sugirió que la dificultad para detectar tales soplos inocentes por auscultación en otros niños se deba probablemente al decrecimiento del contenido espectral, ya que el oído es menos sensible a las bajas frecuencias. Esto puede explicar el porqué los soplos son detectados con frecuencia por la Fonocardiografía estándar y los registros intracardiacos y no siempre por auscultación.

Donnerstein [Donnerstein, 1986] también estudió la aplicación del modelado autorregresivo (AR) paramétrico variante en el tiempo (método de máxima entropía) a los soplos sistólicos para evaluar la severidad de la estenosis aórtica en niños y pacientes jóvenes con válvulas aórticas naturales. Los resultados mostraron que las frecuencias instantáneas y la frecuencia del pico dominante de los soplos correlacionaban con la velocidad instantánea de la sangre distal a la estenosis.

Barraca et al [Durand et al, 1995] intentaron utilizar el espectrograma para evaluar la contribución de algunas de las estructuras cardiacas a la distribución tiempo frecuencia de S1 correlacionando sus energías en varias bandas de frecuencia con parámetros geométricos de las estructuras cardiacas obtenidos por ecocardiografía en 17 pacientes. Los resultados mostraron que la mejor correlación se obtenía con el diámetro del atrio izquierdo, el volumen del ventrículo izquierdo, el área de la válvula mitral, y el diámetro aórtico. La longitud óptima de ventana para el análisis tiempo-frecuencia de M1 con el espectrograma fue encontrada entre 16 y 32 ms por Jamous et al [Jamous et al, 1992]. Este estudio mostró que debajo de 16 ms, las bajas frecuencias se pierden en el rango de alta frecuencia (resolución en frecuencia pobre) mientras que para longitudes mayores a 32 ms la resolución en frecuencia se incrementa significativamente con el detrimento de la resolución temporal.

### 3.2.2. Aplicación de técnicas bilineales de representación tiempo-frecuencia

Barry et al [Barry et al, 1990] fueron los primeros en demostrar que las nuevas técnicas bilineales de representación tiempo-frecuencia eran herramientas de análisis más adecuadas que el espectrograma para estudiar la distribución tiempo frecuencia de los sonidos musculares. Por ejemplo, el análisis de los sonidos del músculo esquelético usando las distribuciones de Wigner y de Choi-Williams mostraron que el sonido muscular está compuesto de una componente de alta frecuencia correspondiente a la frecuencia de resonancia del músculo, y un componente de baja frecuencia resultado del movimiento del músculo durante la contracción. La frecuencia crece desde 10 a 100 Hz durante las contracciones tetánicas isométricas. Los resultados de este análisis tiempo-frecuencia del músculo esquelético contráctil han sugerido que la técnica podría ser de utilidad para lograr un mejor entendimiento de los mecanismos de primer sonido cardiaco, que involucra una estructura muscular compleja.

En 1992 Wood et al [Wood et al, 1992] analizaron la distribución tiempo-frecuencia de S1 utilizando una transformación tiempo-frecuencia bilineal, el análisis fue realizado en 8 perros y reveló tres características básicas de la distribución tiempo-frecuencia de S1: (1) la presencia de un componente de frecuencia creciente entre 40 y 140 Hz con una duración de 30 a 50 ms, (2) un

componente más estacionario entre 60 y 100 Hz que apareció durante el período de contracción isovolumétrico y, (3) picos de banda ancha correspondientes a las altas frecuencias de S1. Ellos encontraron también que el primer sonido cardiaco registrado dentro del ventrículo izquierdo y sobre el epicardio de perros mostraba distribuciones tiempo-frecuencia complejas. Las características más prominentes fueron un incremento rápido en frecuencia durante la sístole temprana en ambos registros y una vibración de alta frecuencia correspondiente al cierre de la válvula mitral, siendo más prominente en el registro del ventrículo izquierdo. Esto sugirió que la contracción del miocardio genera una vibración de frecuencia creciente que juega un papel importante en la generación de S1.

En la década pasada, Wood et al [Wood et al, 1995] estudiaron la respuesta local tiempo-frecuencia del sonido S1 registrado en el epicardio de perros durante 2 horas de isquemia coronaria usando transductores de aceleración. El objetivo de este trabajo fue determinar si los cambios locales en las propiedades miocárdicas afectarían la respuesta tiempo-frecuencia de S1 debido a cambios en las propiedades resonantes del miocardio. Los resultados mostraron que la amplitud pico-pico de S1 disminuyó rápidamente en la zona no isquémica durante la oclusión temprana pero regresó a la línea de base después de 2 horas de oclusión coronaria. Contrario a lo que se esperaría, la amplitud de S1 no disminuyó en ningún instante en la zona isquémica. Además, la frecuencia media de S1 se incrementó 31 % en la región isquémica después de la oclusión (en lugar de disminuir) y permaneció así durante 2 horas. En la zona no isquémica, la frecuencia no fue estadísticamente diferente a la línea de base; así, el comportamiento paradójico de la frecuencia del primer sonido cardiaco en regiones isquémicas y no isquémicas fue inconsistentes con la teoría que mantiene un origen resonante del primer sonido cardiaco. Esto sugirió que S1 es una superposición de vibraciones de baja frecuencia creciendo con la contracción del miocardio y transitorios de alta frecuencia iniciados por la actividad valvular.

Wood et al [Wood et al, 1994] también estudiaron el sonido S1 registrado en 27 lugares del tórax humano para verificar la presencia de frecuencias crecientes en las Transformaciones tiempo-frecuencia (TTF) de S1. Ellos notaron que la señal estaba concentrada principalmente entre 0 y 50 Hz y que considerables variaciones espaciales podían ser observadas entre las TTF de los S1 registrados en diferentes posiciones de la pared torácica y entre frecuencias individuales debajo de 30 Hz. Contrario a lo encontrado en el epicardio de perros durante estudios a tórax abierto, el S1 registrado en el tórax de humanos consiste principalmente de componentes en frecuencia estacionarios o cuasiestacionarios e impulsos. Algunas explicaciones fueron dadas a este respecto, por ejemplo, la diferencia en los estados hemodinámicos (contractilidad y carga mecánica del corazón por las estructuras alrededor del corazón) entre los estudios a tórax abierto en perros y tórax cerrado en humanos.

Recientemente, Guo et al [Guo et al, 1994] desarrollaron un kernel de Bessel para el análisis de señales no estacionarias como los sonidos cardiacos y soplos, y la señal Doppler de flujo sanguíneo. En esa misma década, Chen et al [Chen et al, 1997b] compararon 5 técnicas de RTF usando un sonido S1 simulado y encontraron que las distribuciones basadas en los kernels de Bessel y Cone proporcionaban la mejor representación tiempo frecuencia de S1. Su aplicación al análisis de S1 en pacientes con válvulas artificiales y en perros con varios estados de contractilidad del miocardio mostraron que no existe un incremento sistemático en la frecuencia de S1 como el encontrado en los sonidos musculares y en el sonido S1 registrado en perros durante estudios a tórax abierto. Los resultados sugirieron que la contribución del miocardio a S1 puede ser opacada por otros componentes de mayor intensidad que no pueden ser detectados por las técnicas de RTF en estudios a tórax cerrado.

La aplicación de la Transformada Wavelet al FCG fue realizada por primera vez por Khadra et al en 1991, Después, en 1994, Bentley et al describieron la aplicación de la Transformada Wavelet para la caracterización de los sonidos registrados en pacientes con enfermedad en la válvula aórtica encontrando de la Transformada Wavelet proporciona información detallada del contenido tiempo-frecuencia del FCG durante el ciclo cardiaco completo. Comparada con el espectrograma, la principal ventaja de la Transformada Wavelet es que puede proporcionar mejor resolución en el plano tiempo-frecuencia de la señal bajo estudio.

### 3.2.3. Escalamiento tiempo-frecuencia

La enseñanza de la auscultación del corazón es una tarea difícil debido a que la cronología del sonido cardiaco frecuentemente se traslapa con soplos en ciertas patologías valvulares [Messer et al, 2001]. Los subcomponentes de los sonidos cardiacos como M1 y T1 para S1, y A2 y P2 para S2 tienen un intervalo muy pequeño (menos de 40 ms). Además para cualquier incremento de la frecuencia cardiaca, los intervalos entre los componentes del FCG se reducen dificultando la detección de los mismos. Otra dificultad se debe a la baja sensibilidad del oído hacia las bajas frecuencias contenidas en los sonidos y soplos cardiacos. Ahora, la transformación en tiempo real de la señal de FCG en una señal acústica en la que se puedan controlar las relaciones temporales y en frecuencia sería altamente deseable. Por ejemplo, si el escalamiento tiempo-frecuencia consistiera en alentar la reproducción acústica temporal simultáneamente con el incremento de la resolución en frecuencia de los sonidos y soplos permitiría la reducción de los errores de detección y mejoraría la capacidad de detección de los sonidos de baja frecuencia como S3 y S4, así como el desdoblamiento valvular de A2 y P2 durante la auscultación. Tres propuestas diferentes para este escalamiento tiempo-frecuencia han sido propuestas por Zhang et al [Zhang et al, 1998a], [Zhang et al, 1998b]: la primera está basada en el análisis y síntesis tiempo-frecuencia usando un modelo sinusoidal exponencialmente amortiguado, la segunda está basada en la Transformada Wavelet Discreta, y la tercera en Matching Pursuits en el dominio tiempo-frecuencia.

### 3.2.4. Análisis del Fonocardiograma fetal

El Fonocardiograma fetal (FCGf), es una fuente valiosa de información sobre el estado fisiológico fetal, ya que además de la generación del CTGf latido a latido, permite obtener parámetros de la fisiología cardiovascular como el tiempo de eyección ventricular y el funcionamiento de las válvulas [Semmlow et al, 1983], [Beyar et al, 1984]. Además, si se amplía la banda de la señal adquirida mediante un micrófono colocado en el abdomen materno (Fonograma fetal), también es posible identificar la presencia de movimientos respiratorios y fetales [Goovaerts et al, 1991], [Colley et al, 1986], que como se mencionó anteriormente pueden alterar la forma de CTGf sin representar necesariamente algún riesgo para el feto. Sin embargo, las condiciones de registro del FCGf generan señales con una relación señal a ruido (S/R) desfavorable en comparación al FCG en adultos y esto dificulta la detección de los sonidos cardiacos (S1 y/o S2) y en consecuencia la generación del CTGf.

Teniendo en cuenta la potencialidad del FCGf como fuente de información sobre la condición fetal, el Laboratorio de Ingeniería en Fenómenos Fisiológicos<sup>1</sup> ha buscado establecer el

<sup>1</sup> Departamento de Ingeniería Eléctrica, Área de Ingeniería Biomédica, Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa. Av. San Rafael Atlixco # 186, Col. Vicentina, Del. Iztapalapa, C.P. 04390, México, D.F., México.

uso del FCGf como una alternativa de monitoreo fetal mediante la generación confiable del CTGf [Peña et al, 1994], [Ortiz et al, 1997]. Para ello ha trabajado en el desarrollo y evaluación de herramientas de procesamiento, no sólo para mejorar la relación señal a ruido (S/R) del FCGf, sino también para lograr la detección de los sonidos cardiacos (S1, S2). En un trabajo previo, Ortiz evaluó la posibilidad de generar Cardiotacogramas fetales (CTGs) confiables mediante el procesamiento del Fonocardiograma fetal (FCGf) [Ortiz, 1997]. Para ello comparó los CTGs generados utilizando el máximo de la envolvente del sonido cardiaco S2 contra el CTG patrón generado utilizando la onda R fetal extraída del Electrocardiograma abdominal (ECGa). Esta comparación se realizó utilizando índices de variabilidad estándares en el tiempo [Task Force, 1996], e índices de variabilidad no estándares en la frecuencia obtenidos a partir de los CTGs generados por ambos métodos. Los resultados obtenidos mostraron diferencias significativas entre los índices de variabilidad a corto plazo (VCP) y de alta frecuencia (HF) de los CTGs por FCGf y ECGf. Dichos resultados se observaron como componentes de alta frecuencia ( $> 0.5$  Hz) en los CTGs generados utilizando el FCGf y se atribuyeron a cinco posibles causas: *error en la metodología aplicada, la referencia temporal elegida en el FCGf (máximo de S2), la presencia de información fisiológica, las condiciones de registro, y/o la señal de referencia utilizada (ver capítulo 1 para mayor detalle).*

Estos puntos hacen notoria la necesidad de analizar el FCGf por medio de técnicas que faciliten la extracción de información fisiológica de interés, por ejemplo por medio de la detección de referencias que den idea clara de las relaciones temporales entre los eventos contenidos en la señal y que puedan llevar a la generación de CTGs confiables. En este trabajo se ha propuesto el análisis tiempo-frecuencia en combinación con un criterio de umbralización (denoising) para filtrar el FCGf sin alterar la morfología de los sonidos cardiacos previo a la generación de envolventes por Transformada de Hilbert en la señal filtrada para finalmente detectar en forma iterativa las referencias temporales de los inicios, máximos y finales de cada uno de los sonidos cardiacos (S1 y S2). En las siguientes secciones se realiza una breve descripción de cada una de estas técnicas.

### 3.3. ANÁLISIS DE FOURIER

En 1822, J. Fourier, un famoso matemático francés, descubrió que cualquier función periódica podía ser expresada como una suma infinita de funciones exponenciales periódicas complejas. Esta propiedad de las funciones periódicas fue después generalizada a funciones no periódicas y entonces (tanto las periódicas como las no periódicas) a funciones discretas. El proceso de convertir una señal del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia es alcanzado a través de la Transformada de Fourier (TF). La Transformada de Fourier es usada frecuentemente incluso en la actualidad, principalmente en la forma de la Transformada Rápida de Fourier (TRF) para procesos computacionales, y puede ser descrita matemáticamente utilizando la expresión 3.1:

$$S(f) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t) e^{-j2\pi ft} dt, \dots\dots\dots 3.1$$

Como puede verse, la señal en el dominio del tiempo  $s(t)$  es multiplicada por una exponencial compleja a cierta frecuencia  $f$ , y entonces se integra para todo el tiempo. Los resultados de este cálculo son los coeficientes de Fourier  $S(f)$ , cuyo valor es considerable cuando la señal contiene un componente en frecuencia cercano o igual a  $f$ . Tales coeficientes corresponden a las amplitudes de las frecuencias contenidas en la señal  $s(t)$ . Sin embargo, el uso de la Transformada de Fourier tiene una desventaja importante cuando se aplica a señales no estacionarias (señales cuyas componentes en frecuencia cambian a lo largo del tiempo), y es que no proporciona información suficiente respecto a estas componentes. Esto es, la Transformada de Fourier sólo determina los componentes en frecuencia de una señal, pero no su ubicación o instante de generación en el tiempo; lo que significa que aquellas señales de naturaleza no estacionaria, como los sonidos cardiacos, no pueden ser analizadas apropiadamente utilizando esta herramienta.

#### 3.3.1. La Transformada de Fourier de tiempo corto (Short-time Fourier Transform)

Como se aprecia en la ecuación 3.1, el principal problema de la Transformada de Fourier es que la señal se integra sobre todo el tiempo, de manera que el instante de aparición de un componente con frecuencia  $f$  no es detectado, así, esta herramienta proporciona una representación exacta de las componentes presentes en la señal, pero no del instante en que se generan o desaparecen.

En 1946, Denis Gabor vio la importancia de exhibir las características de una señal en el dominio tiempo-frecuencia. Para ello desarrolló una técnica que involucra el “ventaneo” de una señal para mapear la información en un espacio de dos dimensiones, tiempo y frecuencia. Esta técnica se conoce como Transformada de Fourier de tiempo corto (TFTC) o espectrograma [Obaidat, 1993], y puede ser descrita matemáticamente utilizando la expresión 3.2:

$$TFTC_s^{(w)}(t', s) = \int_t [s(t) w^*(t - t')] e^{-j2\pi ft} dt, \dots\dots\dots 3.2$$

La técnica de ventaneo involucra un deslizamiento (representado por el parámetro de corrimiento  $t'$  en la ecuación 3.2) del complejo conjugado de la función ventana  $w(t)$  a lo largo de la señal  $s(t)$ , y la multiplicación de dos funciones:  $s(t)$  y  $w^*(t)$  a diferentes instantes de tiempo. El

deslizamiento de la ventana proporciona la dimensión en tiempo y permite el análisis tiempo-frecuencia. La parte exponencial, por su parte, convierte el resultado de cada multiplicación al dominio de la frecuencia como sucede en la Transformada de Fourier ordinaria.

Como puede verse, en el espectrograma la señal bajo estudio es subdividida en un número de pequeños registros que se asume son estacionarios. Para reducir el efecto de fuga (el efecto de tener datos finitos), cada subregistro es multiplicado por una ventana apropiada y entonces se aplica el algoritmo de la TRF a cada subregistro. Ahora, mientras el subregistro no contenga cambios rápidos, el espectrograma proporcionará una excelente idea de los cambios en los componentes espectrales de la señal a lo largo del tiempo. Sin embargo, para aquellas señales cuyo contenido espectral cambia rápidamente, la selección de una ventana de tiempo-corto es problemática, ya que no existe ningún intervalo en que la señal sea estacionaria; esto hace necesario mantener la longitud de la ventana tan corta como sea posible, pero en detrimento de la resolución en frecuencia en el plano tiempo-frecuencia. Así, como puede verse, existe un compromiso estrecho entre las resoluciones en tiempo y frecuencia.

### 3.3.1.1. Propiedades de la Transformada de Fourier de tiempo corto

1. *Linealidad*: La TFTC de la combinación lineal de más de una señal es la combinación lineal de las TFTC de todas las señales.

2. *Conservación de la energía*: La energía de la señal  $s(t)$  se conserva, así, si definimos:

$$E(s(t)) = \int |s(t)|^2 dt, \dots\dots\dots 3.3$$

y,

$$E(w(t)) = \int |w(t)|^2 dt, \dots\dots\dots 3.4$$

y,

$$E(S(t, w)) = \int \int |S(t, w)|^2 dt dw, \dots\dots\dots 3.5$$

entonces

$$E(S(t, w)) = cE(s(t))E(w(t)), \dots\dots\dots 3.6$$

donde  $c$  es una constante independiente de la selección de  $s(t)$  y  $w(t)$ .

3. *Invertibilidad*: La señal  $s(t)$  puede ser reconstruida a partir de la TFTC,  $S(t, w)$  por medio de la expresión 3.7:

$$s(t) = \frac{1}{c} \iint S(\tau, w) w(\tau, t) e^{jw\tau} d\tau dw, \dots\dots\dots 3.7$$

### 3.4. DISTRIBUCIÓN DE WIGNER

La Distribución de Wigner (DW) de una señal  $s(t)$  se define utilizando la expresión 3.8:

$$S(t, w) = \int s\left(\frac{t+\tau}{2}\right) s^*\left(t-\frac{\tau}{2}\right) e^{-jw\tau} d\tau, \dots\dots\dots 3.8$$

donde  $t$  y  $w$  son variables en el tiempo y la frecuencia respectivamente, y  $*$  denota el complejo conjugado.

La Distribución de Wigner-Ville (DWV) utiliza la señal analítica  $z(t)$  en lugar de la señal  $s(t)$ ;  $z(t)$  es calculada utilizando la expresión 3.9:

$$z(t) = s(t) + jH(t), \dots\dots\dots 3.9$$

donde  $H(t)$  es la Transformada de Hilbert de  $s(t)$ . Esto permite definir la DWV utilizando la expresión 3.10:

$$S(t, w) = \int z\left(t+\frac{\tau}{2}\right) z^*\left(t-\frac{\tau}{2}\right) e^{-jw\tau} d\tau, \dots\dots\dots 3.10$$

La DW y la correspondiente DWV han mostrado buenos resultados en el análisis de señales no estacionarias. Esto viene de la capacidad de la DW para separar señales tanto en el dominio del tiempo como en el de la frecuencia. Una ventaja de la DW sobre la TFTC es que la primera no sufre del problema del compromiso tiempo-frecuencia; sin embargo, la DW tiene la desventaja de que siempre aparecen términos cruzados. Estos términos cruzados son generados por el comportamiento no lineal de la DW y carecen de información física, y aunque una forma de eliminar estos términos cruzados es mediante el alisamiento del plano tiempo-frecuencia, esto puede generar pérdidas en la resolución tanto en el tiempo como en la frecuencia.

#### 3.4.1. Propiedades de las Distribuciones de Wigner

Las propiedades más importantes de la Distribución de Wigner-Ville (DWV) se resumen a continuación:

1.  $S(t, w)$  es real para todos los valores de  $t$  y  $w$  (note que la TFTC y la Transformada Wavelet son complejas incluso para señales reales).
2. La integración de DWV sobre el tiempo,  $t$ , genera la densidad espectral de la señal densidad  $z(t)$ , como se muestra en la expresión 3.11:

$$\int S(t, w) dt = |Z(w)|^2, \dots\dots\dots 3.11$$

donde  $Z(w)$  es la Transformada de Fourier de  $z(t)$ .

3. La integración de DWV sobre la frecuencia,  $w$ , genera la potencia instantánea de la señal  $z(t)$ , como se muestra en la expresión 3.12.



$$\int S(t, w) dw = |z(t)|^2, \dots\dots\dots 3.12$$

donde  $z(t)$  es la señal analítica de  $s(t)$ .

4. El soporte tiempo-frecuencia de  $S(t, w)$  está dado por el ancho de banda espectral y la duración de la señal asintótica. Esto significa lo siguiente:

Si  $z(t) = 0$  para  $t < T_1 \wedge t > T_2$ ,  
entonces  $S(t, w) = 0$  para  $t < T_1 \wedge t > T_2$

Si  $z(t) = 0$  para  $f < F_1 \wedge f > F_2$ ,  
entonces  $S(t, w) = 0$  para  $f < F_1 \wedge f > F_2$

Donde  $\wedge$  significa y.

5. La DWV es invariante en el tiempo y la frecuencia, lo que significa que un corrimiento en el tiempo y la frecuencia de la señal son contemplados en la DWV, esto es:

Si  $x(t) = y(t - t_0)$ , entonces  $S_x(t, w) = S_y(t - t_0, w)$

Si  $x(t) = y(t)e^{j\omega_0 t}$ , entonces  $S_x(t, w) = S_y(t, w - \omega_0)$

6. La convolución en el tiempo de dos señales resulta en la convolución en el plano Wigner-Ville, esto significa lo siguiente:

Si  $y(t) = z(t) * h(t)$ , entonces  $S_y(t, w) = S_z(t, w) * S_h(t, w)$

donde  $*$  representa la operación de convolución en el tiempo.

7. La modulación de dos señales resulta en la convolución en frecuencia en el plano Wigner-Ville, en otras palabras:

Si  $y(t) = m(t)z(t)$ , entonces  $S_y(t, w) = S_m(t, w) * S_z(t, w)$

aquí  $*$  representa una convolución en la frecuencia. NOTA: Las propiedades 6 y 7 muestran que el uso de la DWV es compatible con la teoría de filtrado lineal.

8. *Invertibilidad de la DWV*: dada la DWV,  $S(t, w)$  de una señal,  $z(t)$  es entonces como se muestra en la expresión 3.13:

$$z(t) = \frac{1}{z^*(0)} \int S\left(\frac{t}{2}, w\right) e^{j\omega t} df, \dots\dots\dots 3.13$$

y la media de la señal puede ser recuperada de la DWV sobre un factor de escalamiento complejo  $z^*(0)$ .

### 3.5. TEORÍA WAVELET

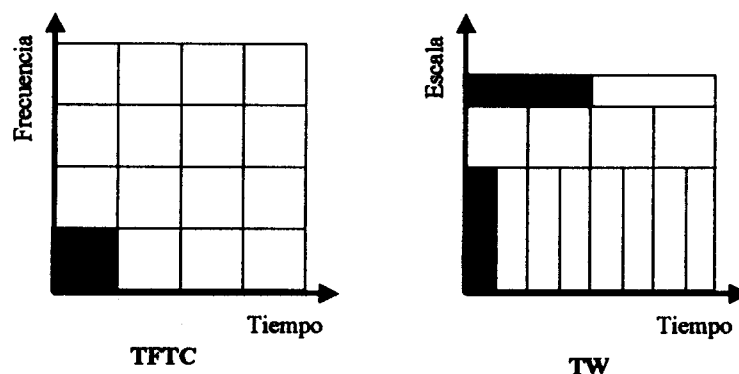
La Teoría Wavelet ha evolucionado a través de años de investigación, pero aún es un concepto relativamente nuevo cuya investigación formal comenzó en la década de los ochentas y cuyos fundamentos pueden ser mejor comprendidos si antes se revisan algunas características de las técnicas de procesamiento de señales que la precedieron [Hall et al, 2000].

#### 3.5.1. La Transformada Wavelet

La Transformada Wavelet (TW) fue desarrollada con el objetivo específico de superar los problemas que hacen imposible el análisis simultáneo de una señal en el dominio del tiempo y de la frecuencia; y aunque el uso del término “wavelet” se remonta al año de 1909, en el trabajo de tesis desarrollado por Haar, no fue sino hasta décadas recientes que se incrementó en forma considerable la investigación acerca de sus posibles aplicaciones [Mathworks Inc, 1996].

La principal diferencia entre la TFTC y la TW es que la TW utiliza una ventana de tamaño variable (llamada wavelet) para analizar la señal, lo que ayuda considerablemente en la reducción de los problemas de resolución. Una wavelet es esencialmente una onda de duración limitada que tiene un valor medio igual a cero.

La ventaja principal de la TW es la posibilidad de estrechar o ensanchar la wavelet para obtener así diferentes características de la señal bajo análisis. Por ejemplo, una wavelet angosta en el dominio del tiempo se reflejará en una ventana ancha en el dominio de la frecuencia que permitirá la extracción de los componentes de baja frecuencia (pocos detalles), mientras que una wavelet ancha en el dominio del tiempo se reflejará en una ventana angosta en el dominio de la frecuencia permitiendo así la extracción de los componentes de alta frecuencia (muchos detalles), lo que impacta directamente en la resolución del análisis tanto en el tiempo como en la frecuencia. La figura 3.4 muestra la comparación entre la ventana constante utilizada en la TFTC y la ventana variable utilizada en la TW.



**Figura 3.4.** Ventanas de análisis utilizadas en la Transformada de Fourier de tiempo corto (TFTC) y la Transformada Wavelet (TW). Las áreas marcadas muestran la relación tiempo-frecuencia (tiempo-escala) en las ventanas de análisis utilizadas.

La expresión que describe la Transformada Wavelet Continua (TWC) puede verse en la expresión 3.14:

$$TWC_s^\Psi(\tau, s) = \Psi_s^\Psi(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int s(t) \psi^* \left( \frac{t - \tau}{a} \right) dt, \dots\dots\dots 3.14$$

La letra “a” representa la “escala” de la wavelet, que puede ser pensada como inversa a la frecuencia. La wavelet ( $\psi$ ) es comprimida si la escala es baja y ensanchada si la escala es alta, esto puede verse en la figura 3.2 y significa que la representación de la TW de una señal  $s(t)$  representa una relación escala-tiempo en lugar de una relación frecuencia-tiempo. De esta forma, el proceso de aplicación de la TWC es muy parecido al de la TFTC, excepto por el hecho de que la wavelet recorre la señal varias veces (como lo indica el parámetro de corrimiento  $\tau$ ) utilizando en cada ocasión una escala diferente en la wavelet.

La TWC es extremadamente conveniente para desplegar la información de la señal con gran detalle, pero debido a limitaciones computacionales, la Transformada Wavelet Discreta (TWD) se usa con mayor frecuencia. La TWD calcula los coeficientes wavelet utilizando intervalos discretos de escala y tiempo, mientras que la TWC recorre la wavelet y cambia la escala de manera continua para calcular los coeficientes de la TW. La TWD se usa para hacer el proceso de extracción de coeficientes wavelet en forma eficiente sin pérdida significativa de la información, para ello cambia los valores de la escala y el corrimiento utilizando potencias de 2, lo que genera la mínima pérdida en el análisis y garantiza que la señal sea perfectamente reconstruida (sin distorsión de fase). Esta transformación utilizando potencias de 2 es precisamente el método usado para el cálculo de la TWD.

La función wavelet de análisis ( $\psi$ ) debe satisfacer cierto número de propiedades. Las más importantes son continuidad, integrabilidad, integrabilidad cuadrada, progresividad y ausencia de componentes de CD (corriente directa). Más aún, la wavelet ( $\psi$ ) debe estar concentrada tanto en tiempo como en frecuencia tanto como sea posible, y como es bien conocido que el producto tiempo-ancho de banda más pequeño es generado por la función Gaussiana, esto significa que la wavelet más apropiada es aquella que está modulada por la función Gaussiana como se muestra en la expresión 3.15:

$$h(t) = e^{-\frac{t^2}{2} + jw_0 t}, \dots\dots\dots 3.15$$

donde  $w_0 = 5.33$

Es importante señalar que la Transformada Wavelet puede ser interpretada como un proceso de filtrado de la señal  $s(t)$  con un filtro pasa-banda variable cuya respuesta impulso,  $h(t)$ , está dada por la expresión 3.16:

$$h(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi \left( \frac{t}{a} \right), \dots\dots\dots 3.16$$

### 3.5.1.1. Propiedades de la Transformada Wavelet

Las propiedades principales de la Transformada Wavelet se listan a continuación

1. La Transformada Wavelet es invariante en el tiempo bajo corrimientos en el tiempo, invariante en el tiempo y la escala bajo reescalamientos en el tiempo; así que un corrimiento en el tiempo de la señal es introducido en la Transformada Wavelet, y un escalamiento similar al tiempo en la señal es introducido tanto en el tiempo como en la frecuencia en la Transformada Wavelet, esto es:

Si  $s(t) = x(t - t_0)$ , entonces  $S(t, a) = X(t - t_0, a)$

Si  $s(t) = \frac{1}{\sqrt{a_0}} x\left(\frac{t}{a_0}\right)$ , entonces  $S(t, a) = X\left(\frac{t}{a_0}, \frac{a}{a_0}\right)$

2. La energía de la señal  $s(t)$  se conserva, de manera que podemos definir:

$$E(s(t)) = \int |s(t)|^2 dt, \dots\dots\dots 3.17$$

y

$$E(S(t, a)) = \iint \frac{|S(t, a)|^2}{a^2} dt da, \dots\dots\dots 3.18$$

y

$$c_g = k \int \frac{|\Psi(w)|^2}{w} dw, \dots\dots\dots 3.19$$

donde  $k = 2\pi$   
entonces,

$$E(S(t, a)) = c_g E(s(t)), \dots\dots\dots 3.20$$

donde  $\Psi(w)$  es la Transformada de Fourier de  $\psi(t)$ .

3. *Linealidad*: la Transformada Wavelet de una combinación lineal de más de una señal es la combinación lineal de todas las Transformadas Wavelet de todas las señales.
3. *Invertibilidad de la Transformada Wavelet*: una señal  $s(t)$  puede ser recuperada de su Transformada Wavelet,  $S(t, a)$ , por la expresión 3.21:

$$s(t) = \frac{1}{c_g} \iint \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t - \tau}{a}\right) S(\tau, a) \frac{1}{a^2} d\tau da, \dots\dots\dots 3.21$$

donde  $c_g$  está dada por la expresión 3.19.

4. La convolución de dos señales resulta en la convolución en el tiempo de una de las señales con la Transformada Wavelet de la otra señal, esto es:

Si  $s(t) = x(t) * y(t)$ , entonces  $S(t, a) = x(t) * Y(t, a)$   
 $= X(t, a) * y(t)$

donde  $X(t, a)$  y  $Y(t, a)$  son las transformaciones wavelet de  $x(t)$  y  $y(t)$  respectivamente.

### 3.6. TEORÍA PAQUETES WAVELET (WAVELET PACKETS)

Los Paquetes Wavelet (Wavelet Packets) son una generalización del concepto de Transformación Wavelet, donde la resolución tiempo-frecuencia puede ser elegida de acuerdo a la señal; esto claro está, sólo puede ser hecho dentro de los límites del principio de incertidumbre de Heisenberg. El objetivo es obtener una partición adaptable del plano tiempo-frecuencia dependiente de la señal de interés [Akay, 1996].

Esta sección consiste de una pequeña revisión de los Paquetes Wavelet y la representación de sus propiedades más interesantes, mayor información puede ser encontrada en los trabajos de Wickerhauser [Wickerhauser et al, 1991] y Coifman [Coifman et al, 1992].

Supóngase que  $h[n]$  y  $g[n]$  son las respuestas impulso de dos filtros de análisis, y que  $A_{n,k+1}$  es un espacio vectorial al nivel  $k+1$  en el que las señales son proyectadas. Las operaciones de filtrado realizadas por  $h[n]$  y  $g[n]$  dividen el espacio vectorial en dos subespacios ( $A_{2n,k}$  y  $A_{2n+1,k}$ ). Esto se muestra en la figura 3.5:

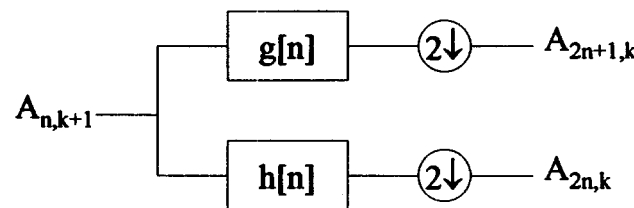


Figura 3.5. Primer nivel de descomposición de una señal.

y puede demostrarse que estos dos subespacios son ortogonales, además de que  $A_{n,k+1}$  es la suma directa de tales subespacios, como se aprecia en la expresión 3.22:

$$A_{n,k+1} = A_{2n,k} \oplus A_{2n+1,k}, \dots \dots \dots 3.22$$

Utilizando este esquema, un árbol de descomposición con profundidad  $\log(L)$  (donde  $L$  es la longitud de la señal bajo análisis) puede ser construido mediante la descomposición de cada uno de los nuevos nodos creados. La idea de los Paquetes Wavelet es permitir que una descomposición ortogonal sea realizada sobre el árbol completo en lugar de elegir una descomposición rígida de la señal en alguna de sus ramas. Además, la propiedad 3.22 asegura que la poda de cualquier subárbol produce una base ortonormal sobre la que la señal puede ser descompuesta. La figura 3.6 muestra el árbol completo generado con este esquema:

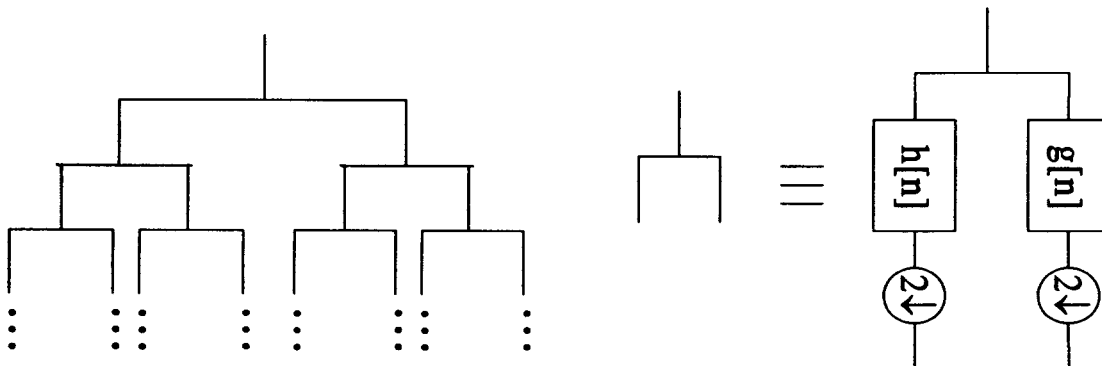
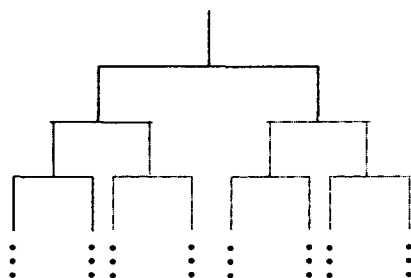


Figura 3.6. Representación de un árbol completo generado por descomposición en Paquetes Wavelet.

El árbol contiene varias bases admisibles, una de las cuales es la base wavelet (componentes de baja frecuencia o aproximaciones de la señal), como se muestra en la figura 3.7. Ahora bien, al existir una gran pero finita librería de bases, la selección de alguna de ellas puede ser realizada utilizando cierto criterio; esto hace posible extraer la mejor base respecto al criterio elegido, lo que comúnmente se conoce como método de la mejor base. La base puede ser cualquier subárbol del árbol completo inicial, y el método de mejor base puede aislar este subárbol mediante un esquema de poda aplicado al árbol completo inicial.



**Figura 3.7.** Base wavelet obtenida al podar el árbol completo inicial. Las líneas discontinuas representan las ramas podadas.

### 3.6.1. Método de la mejor base

Suponga que  $M(x)$  es el valor de una función calculado sobre secuencias  $x_i$  de una señal. El propósito del método es encontrar la base óptima que minimice esta función bajo el concepto de bases ortonormales. Para ello se genera el árbol completo inicial, después se aplica una poda ascendente desde las hojas hacia la raíz mediante la comparación del valor de la función asociada a dos posibles bases, el nodo padre y sus dos hijos. Este esquema se muestra en la figura 3.8.

Ahora suponga que  $A_{2n,k}$  y  $A_{2n+1,k}$  son las bases elegidas en el nivel  $k$ , que  $B_{n,k+1}$  es el padre de ambas, y que  $M(B_{l,m}x)$  es el valor de la función calculado al proyectar la señal  $x$  sobre la base  $B_{l,m}$ . La base óptima  $A_{n,k+1}$  será entonces:

$$A_{n,k+1} = \begin{cases} B_{n,k+1} & \text{si } M(B_{n,k+1}) \leq (M(A_{2n,k}) + M(A_{2n+1,k})) \\ A_{2n,k} \oplus A_{2n+1,k} & \text{si } M(B_{n,k+1}) > (M(A_{2n,k}) + M(A_{2n+1,k})) \end{cases}$$

y se le asignará el mínimo de los valores de las funciones  $M(B_{n,k+1}x)$  y  $[M(A_{2n,k}x) + M(A_{2n+1,k}x)]$  para futuras comparaciones.

#### 3.6.1.1. Criterios para la selección de la mejor base (árbol de descomposición)

El criterio para la selección de la mejor base ha sido utilizado desde tiempo atrás en aplicaciones como compresión de señales, estimación espectral de alta resolución y recientemente para propósitos de filtrado adaptable [Karrakchou et al, 1997].

Cuando se aplica una transformación wavelet diádica (dyadic wavelet transform) a una señal de voz o a una imagen, la transformada wavelet particiona la señal en octavas en el dominio de la frecuencia (una operación similar parece ser realizada por el sistema auditivo y la corteza visual). La otra característica importante de la partición de bandas por octavas es que permite una representación multirresolución de los datos; pero, desde el punto de vista de distribución de

energía, no existe evidencia de que tal tipo de partición en el dominio de la frecuencia sea la mejor opción [Karrakchou et al, 1997]. Por su parte, la descomposición en Paquetes Wavelet, se realiza para agrupar la energía en una cantidad de coeficientes pequeña, y en consecuencia, para representar la señal con exactitud adecuada utilizando una pequeña cantidad de coeficientes de alta energía, de ahí la importancia en la selección de la mejor partición o base. Algunos de los criterios utilizados para este propósito son los siguientes:

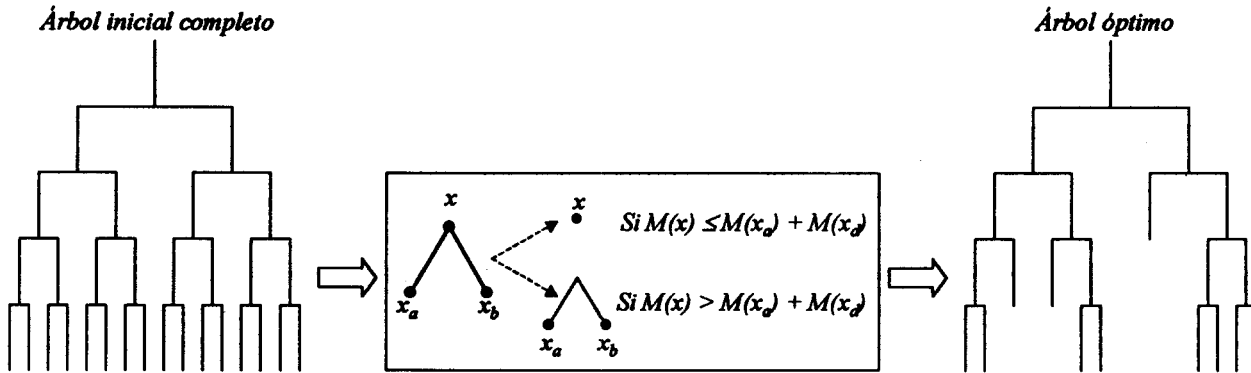


Figura 3.8. Principio para selección de la mejor base.

a). *Criterio de umbral (Threshold Criterion)*: Este criterio involucra la selección de un umbral arbitrario  $\epsilon$  y el conteo de los elementos en la secuencia  $x$  cuyo valor excede  $\epsilon$ . Esto da el número de coeficientes necesarios para transmitir la señal con una precisión igual a  $\epsilon$ .

b). *Criterio de entropía (Entropy Criterion)*: Involucra el uso del criterio de entropía no aditiva de Shannon-Weaver expresado por la ecuación 3.23:

$$\epsilon_x = - \sum_i \frac{|x_i|^2}{|X|^2} \log_2 \frac{|x_i|^2}{|X|^2}, \dots\dots\dots 3.23$$

Donde:

$$|X|^2 = \sum_i |x_i|^2$$

La selección de este criterio se realiza comúnmente cuando el criterio de entropía resulta simple computacionalmente y permite la estimación adecuada del costo de los bits (bit-rate) necesarios para la codificación de la secuencia  $x$ .

c). *Criterio costo-distorsión (Rate-Distortion Criterion)*: Propuesto por Ramchandran y Vetterli en 1993, utiliza un criterio de compresión de imágenes que incluye tanto el costo como la distorsión, esto para minimizar la distorsión global de un grupo de bits. Este criterio se basa en la teoría de costo-distorsión, y aunque genera buenos resultados, es considerado demasiado complejo para la implementación en tiempo real.

Como puede verse, el uso de cualquiera de estos criterios deriva en la descomposición de una señal o imagen utilizando el menor número de coeficientes posible. Esto resulta ventajoso para la compresión de señales e imágenes; pero, para otras aplicaciones, es necesario el diseño de otros criterios específicos, tal es el caso de la estimación espectral de alta resolución.

*d). Longitud de descripción mínima (Minimum Description Length):* El propósito de utilizar técnicas de descomposición en subbandas para la estimación de parámetros sinusoidales no se debe tan solo a las ventajas mencionadas al comenzar esta sección, sino a la posibilidad de aislamiento de diferentes características presentes en la señal. Sin embargo, la descomposición en subbandas puede llevar a la atenuación de algunas de esas características e incluso a su desaparición total cuando no se elige el esquema o árbol correcto, de ahí la necesidad de una descomposición dependiente de la señal. Dicha descomposición no sólo reducirá la atenuación o pérdida de tales características, también aislará en la medida de lo posible las características de la señal en las bandas de frecuencia apropiadas, lo que generará mayor calidad en la estimación gracias a la reducción del efecto de interferencia entre las características de la señal y el ruido de fondo. Así, utilizando la descomposición dependiente en subbandas para la selección de la mejor base, es posible reducir la pérdida de información en la señal de interés, punto determinante en la selección de este criterio para la aplicación perseguida en este trabajo, el preprocesamiento del Fonocardiograma fetal (FCGf). El uso de este criterio permitirá entonces maximizar la representación en subbandas de la señal evitando el uso de niveles de descomposición innecesarios que podrían provocar pérdidas parciales o totales de la información.

### 3.6.1.2. Generación de la mejor base o árbol de descomposición (Criterio de información mutua)

Como se ha dicho previamente, los Paquetes Wavelet pueden ser vistos como una poderosa herramienta en la obtención del esquema óptimo de descomposición por subbandas utilizando cierto criterio, esto mediante el manejo de las subbandas obtenidas por aplicaciones sucesivas de filtros de análisis.

Aunque la herramienta a describir en esta sección fue originalmente propuesta a favor de un esquema de filtrado adaptable para facilitar la estimación de la presión capilar pulmonar [Karrakchou et al, 1997], la revisión del criterio propuesto cuyo funcionamiento esencial busca maximizar la similitud entre dos señales llevó a suponer que su funcionamiento podría favorecer al filtrado del FCGf, sobre todo por el hecho de proponer la generación del árbol de descomposición utilizando la correlación entre dos señales. Una de las señales sería por supuesto la señal con ruido (FCGf) y la otra un componente de la misma que quisiese ser aislado del ruido (sonido cardiaco) durante el proceso de descomposición dependiente. Así, intuitivamente el maximizar la correlación cruzada entre dos señales que maximice su similitud y permita aislar una componente de la otra con ayuda de un filtro adaptable, esto puede ser expresado por medio de la expresión 3.24:

$$M(x_i[n], y_i[n]) = \sum_{k=0}^{N-1} |\hat{\phi}_{x_i y_i}[k]|, \dots\dots\dots 3.24$$

donde  $x_i[n]$  es la señal a ser filtrada dado cierto nodo de descomposición,  $y_i[n]$  es la señal de referencia en el mismo nodo,  $N$  es el número de coeficientes del filtro adaptable dentro del nodo, y  $\phi_{xy}[k]$  es la correlación cruzada de  $x_i[n]$  y  $y_i[n]$ . Cada una de las muestras de correlación cruzada



es estimada con ayuda de la correlación cruzada sesgada para una secuencia de  $L$  muestras de acuerdo a la expresión 3.25:

$$\hat{\phi}_{x_i y_i}[k] = \frac{1}{L} \sum_{n=0}^{L-1} x_i[n] y_i[n+k], \dots\dots\dots 3.25$$

El propósito del método es encontrar la base óptima que maximice la función  $M$  bajo el criterio de bases ortonormales. La búsqueda de la mejor base se realiza exactamente como se explicó para la descomposición de una señal, excepto que en este caso dos árboles binarios serán generados en lugar de uno. Esto es como sigue: los dos árboles de descomposición son generados, el de la señal a filtrar y el de la señal de referencia, después un esquema de poda ascendente se aplica simultáneamente a ambos árboles; y yendo desde las hojas hacia la raíz, se comparan los valores  $M$  de los nodos hijos con el nodo padre, y al nodo padre se le asigna el máximo de los valores del nodo base y los nodos hijos, ya sea que se reconstruyan los nodos hijos o no. El proceso se repite iterativamente hasta que se han evaluado todos los nodos obteniéndose así la base que maximiza el valor de  $M$  en cada nodo.

En comparación con el filtrado adaptable en subbandas ordinario, la principal ventaja de este nuevo esquema consiste en crear un banco de filtros no uniforme adaptado al contenido espectral de las señales. La descomposición es elegida de manera que ambas señales se encuentren máximamente correlacionadas en cada una de las subbandas, lo que asegura un mejor proceso de adaptación. El desempeño de este nuevo esquema mostrará la presencia de ruido coloreado o interferencias, donde la elección de la banda es crítica. El desempeño del método en presencia de señales limitadas en banda se espera que sea cercano a filtrado en subbandas ya que la descomposición no cambiará significativamente la estructura del banco de filtros.

### 3.7. CONCEPTOS DE UMBRALIZACIÓN (DE-NOISING)

Como se ha dicho en secciones anteriores, el FCG es una señal compleja, no lineal cuya generación se ha comprendido completamente y cuyo contenido de ruido es diferente en cada caso. De esta manera, los métodos de umbralización tradicionales, muchos de los cuales requieren un conocimiento a priori del ruido que contamina la señal, no pueden ser aplicados o tienen un desempeño bajo en el filtrado del FCG. Sin embargo, el uso de procesos de umbralización bajo esquemas de análisis multirresolución como los que se han descrito previamente, resulta prometedor en la eliminación del ruido que contamina este tipo de señales [Carré et al, 1998].

#### 3.7.1. Modelo básico considerando ruido Gausiano

El modelo considerado en esta sección de una señal con ruido está expresado con la ecuación 3.26:

$$s[n] = f[n] + \sigma e[n], \dots\dots\dots 3.26$$

donde  $n$  está espaciada equitativamente.

En el modelo más simple se supone que  $e[n]$  es ruido blanco Gausiano  $N(0,1)$  y el nivel de ruido  $\sigma$  se supone igual a 1.

El objetivo de la umbralización es suprimir el ruido que forma parte de la señal  $s[n]$  y recuperar  $f[n]$ .

El método es eficiente para familias de funciones  $f$  que tienen sólo algunos pocos coeficientes wavelet diferentes de cero. Estas funciones tienen una representación wavelet escasa; por ejemplo, una función casi completamente lisa, con sólo algunos pocos cambios abruptos, tiene esta propiedad.

Los dos métodos de umbralización que se utilizan comúnmente en el Toolbox para Wavelets de Matlab son la umbralización suave (soft thresholding) y umbralización intensa (hard thresholding). La definición de estos dos métodos de umbralización se realiza a continuación [Matlab Inc, 1996]:

*Hard thresholding:* señal umbralizada=  $x$  para  $|x| > x_0$ , y 0 para  $|x| \leq x_0$

*Soft thresholding:* señal umbralizada=  $\text{sign}(x)(|x|-x_0)$  para  $|x| > x_0$ , y 0 para  $|x| \leq x_0$

En otras palabras, la umbralización intensa consiste en poner los coeficientes cuyo valor absoluto es menor que el umbral en cero. La umbralización suave, por su parte, es una extensión de la umbralización intensa, en ella los coeficientes cuyo valor absoluto es menor que el umbral son puestos a cero, y los coeficientes que permanecen diferentes a cero son entonces desplazados hacia cero. La figura 3.9 muestra un ejemplo de ambos esquemas de filtrado considerando el valor del umbral ( $\lambda$ ) igual a 0.4.

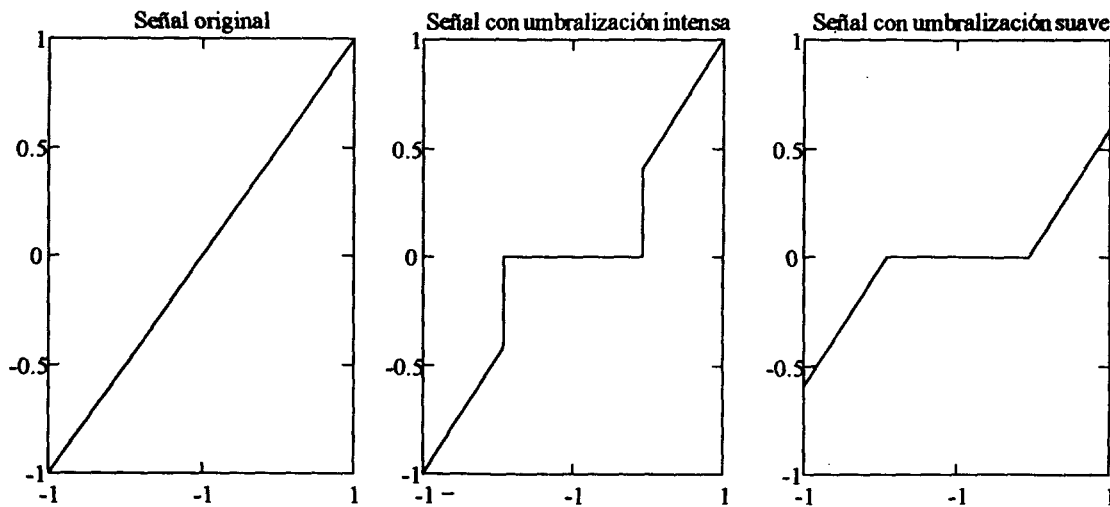


Figura 3.9. Umbralización intensa (Hard thresholding) y umbralización suave (Soft thresholding) de la señal  $s(t)$  cuando el umbral ( $\lambda$ ) es igual a 0.4

Aunque el método de umbralización intenso es el más sencillo, la umbralización suave puede producir mejores resultados, la razón para ello es que la umbralización intensa puede generar discontinuidades en  $\pm \lambda$  debido a que los valores menores al umbral son puestos a cero.

Volviendo al Toolbox Wavelet de Matlab, éste posee cuatro criterios de selección de umbral que se pueden utilizar con la función `thselect`. Tales reglas de selección utilizan regresión estadística de los coeficientes del ruido a lo largo del tiempo para obtener así una estimación no paramétrica de la señal reconstruida sin ruido. Estas reglas se listan a continuación:

- Opción *rigrsure*:** Para estimar el valor de  $\lambda$  en el método de umbralización suave, la regla de selección se basa en la estimación de riesgo sin sesgo de Stein (función de pérdida cuadrática). Primero se calcula una estimación del riesgo para cierto valor de  $\lambda$  y tras la minimización de dicho riesgo se obtiene el valor adecuado de  $\lambda$ .
- Opción *sqtwolog*:** Calcula un valor fijo de  $\lambda$  multiplicando un factor proporcional al logaritmo de la longitud de la señal ( $s(t)$ ),  $\lambda = \sqrt{2 * \log(\text{longitud}(s(t)))}$ .
- Opción *heursure*:** Es una mezcla de las dos opciones anteriores; como resultado, si la S/R de la señal es muy pequeña, la primera estimación (*rigrsure*) contendrá mucho ruido; y será mejor utilizar un umbral fijo dado por la opción *sqtwolog*.
- Opción *minimaxi*:** Calcula un umbral  $\lambda$  fijo para generar un desempeño del tipo minimax para el error cuadrático medio. El principio minimax se utiliza en estadística para el diseño de estimadores y permite la detección del valor mínimo entre un grupo de funciones que representan el máximo error cuadrático medio.

Típicamente, resulta interesante observar en acción a la función `thselect` sobre la señal  $e[n]$  cuando ésta última es ruido Gausiano con media cero y desviación estándar uno. Esto es:

```
s= randn(1,1000);
```

```
 $\lambda$  = thselect(s,'rigrsure')
```

```
 $\lambda$  =  
2.1442
```

```
 $\lambda$  = thselect(s,'sqtwolog')
```

```
 $\lambda$  =  
3.7169
```

```
 $\lambda$  = thselect(s,'heursure')
```

```
 $\lambda$  =  
3.7169
```

```
 $\lambda$  = thselect(s,'minimaxi')
```

```
 $\lambda$  =  
2.2163
```

Debido a que  $e[n]$  es ruido blanco Gaussiano, es de esperarse que cada método afecte a todos los coeficientes devolviendo el valor  $e[n]=0$ , y mientras para la estimación sin sesgo de Stein y el método minimax cerca del 3% de los coeficientes permanecen sin alteración, para las otras dos reglas todos los coeficientes son puestos a cero. Ahora, sabiendo que el vector con los coeficientes de los detalles es el resultado de la superposición de los coeficientes de  $f$  y los coeficientes de  $e$ , y que la descomposición de  $e$  genera los coeficientes de detalle, que a su vez son coeficientes de ruido blanco. Esto significa que los criterios de selección de  $\lambda$  por minimax y Stein son más conservadores y podrían ser más convenientes cuando pequeños detalles de la función  $f$  son cercanos al rango del ruido. Los otros dos criterios remueven el ruido con mayor eficiencia, y aunque la opción 'heursure' es in compromiso, en el ejemplo anterior se aprecia que la selección de un umbral fijo domina el cálculo.

### 3.7.2. Modelo considerando ruido no-Gausiano

Usualmente, en la práctica no es posible utilizar el modelo básico de la expresión 3.26 directamente, así que es necesario conocer algunas herramientas que Matlab ofrece para contender con esta problemática.

Una función que puede resultar útil en esta aplicación es la función WDEN, su uso se describe a continuación:

```
sd= wden(s,tptr,sorh,scal,n,wav)
```

Esta función devuelve la versión umbralizada  $sd$  de la señal original  $s$  obtenida utilizando el criterio  $tptr$  para cálculo del umbral  $\lambda$ . Otros parámetros importantes son  $sorh$ ,  $scal$ ,  $n$  y  $wav$ ; el parámetro  $sorh$  especifica la umbralización de los coeficientes de detalle resultantes de la

descomposición realizada por la wavelet  $wav$  en el nivel  $n$ . El parámetro  $scal$ , por su parte, define los criterios de reescalamiento:

a). *Opción  $scal = 'one'$* : Se utiliza para el modelo básico en que supone que el ruido es Gausiano. En general, el usuario puede ignorar el nivel del ruido ya que éste debe ser estimado. Los coeficientes de detalle,  $cD_1$ , contenidos en la escala más fina, son en su mayoría coeficientes de ruido con una desviación estándar igual a  $\sigma$ . La media de la desviación absoluta de los coeficientes es una estimación robusta de  $\sigma$ . El uso de un estimador robusto es esencial por dos razones: la primera es que si los coeficientes en el nivel 1 contienen detalles de  $f[n]$ , entonces esos detalles están concentrados en algunos coeficientes si la función  $f[n]$  es lo suficientemente regular. La segunda razón es para evitar los efectos “terminales” de la señal (en sus extremos), que son sólo artefactos generados por los cálculos en tales puntos.

b). *Opción  $scal = 'sln'$* : Utiliza reescalamiento del umbral mediante una estimación simple del nivel de ruido basado en los coeficientes contenidos en el primer nivel. Cuando se sospecha que  $e$  no es ruido blanco, los umbrales deben ser reescalados mediante una estimación del ruido dependiente del nivel. El mismo tipo de estrategia que se describió en el inciso anterior se utiliza en este caso para calcular  $\sigma_{nivel}$  nivel a nivel. Esta estimación se implementa en Matlab usando la función `wnoisest`, y controla directamente la estructura de la descomposición wavelet de la señal original  $s[n]$ .

c). *Opción  $scal = 'mln'$* : Utiliza reescalamiento del umbral mediante una estimación del ruido en función del nivel. Para un procedimiento más general, la función `wdencmp` realiza la umbralización de los coeficientes wavelet para propósitos de compresión y umbralización, en una o dos dimensiones.

### 3.7.3. Validación cruzada generalizada para umbralización wavelet

La transformación wavelet explota la correlación entre muestras adyacentes de una señal digital para obtener una representación en bandas de la misma. Este principio es también la base de los métodos comunes de umbralización utilizados para reducir el ruido en las señales: los coeficientes wavelet de pequeña amplitud se suponen asociados al ruido y se les considera como portadores de información escasa, y mediante la sustitución de tales coeficientes por cero una parte importante del ruido es eliminada sin alterar la señal de interés demasiado. En esta sección se explicará a grandes rasgos el uso de un criterio para la selección del umbral óptimo en el esquema de umbralización suave mediante la evaluación del Error Cuadrático Medio (ECM) y su valor esperado, llamado función de riesgo.

En la práctica, resulta imposible conocer los coeficientes no utilizados, lo que dificulta el cálculo y la minimización de la función ECM. Un método que se ha utilizado para estimar el umbral que minimiza el ECM está basado en la Validación Cruzada Generalizada (VCG) [Jansen et al, 1997].

A grandes rasgos, se asume un modelo ideal como el de la expresión 3.26

$$s[n] = f[n] + \sigma e[n]$$

donde:

$f[n]$ : señal determinística contaminada con ruido de fondo  $e[n]$  conteniendo  $N$  muestras.

$e[n]$ : vector de ruido con media cero y estacionario en segundo orden u homocedástico. Esto significa que todos los coeficientes del ruido tienen la misma desviación estándar y se supone que las funciones de densidad son todas Gaussianas.

Por su parte, la Transformada Wavelet es lineal, lo que mantiene la aditividad sin cambio, esto se muestra en la expresión 3.27:

$$\omega = v + w, \dots\dots\dots 3.27$$

donde  $v$  es el vector de coeficientes wavelet sin corromper (libres de ruido),  $w$  contiene la Transformada Wavelet del ruido y  $\omega$  representa los coeficientes wavelet de la señal observada. La normalidad también se mantiene, pero la homocedasticidad se pierde si el ruido de entrada está correlacionado o si la transformación no es lineal. Para el propósito de esta sección, consideraremos homocedasticidad, ruido de entrada no correlacionado y transformaciones ortogonales. Aunque tales criterios pueden ser suprimidos para el caso de umbrales dependientes del nivel.

### 3.7.3.1. Error cuadrático medio y función de riesgo

Un umbral puede ser considerado como un parámetro de alisamiento, ya que controla el compromiso entre el ruido de fondo y la información propia de la señal. Así, puede ser utilizado para generar una aproximación de la señal sin ruido, y dado el balance de la relación ruido-información, puede lograrse minimizar el error cuando se alcanza el punto óptimo de tal compromiso.

Si  $s_\lambda$  es la salida del proceso de umbralización con algún valor de umbral  $\lambda$ , y  $f$  es el vector de datos sin ruido, el ruido remanente puede ser calculado con la expresión 3.28, y el Error Cuadrático Medio (ECM) puede entonces ser definido utilizando la expresión 3.29:

$$e_\lambda = s_\lambda - f, \dots\dots\dots 3.28$$

$$R(\lambda) = ECM(\lambda) = \frac{1}{N} \|e_\lambda\|^2, \dots\dots\dots 3.29$$

Como se aprecia en la expresión 3.29, el ECM es una función del valor de  $\lambda$ , que a su vez es una variable aleatoria ya que depende del ruido. El valor esperado de tal error es llamado la función de riesgo.

La problemática principal del uso de este ECM como una función objetivo es el hecho de que en aplicaciones reales nunca puede ser calculada con exactitud ya que su definición requiere del valor exacto de los datos desconocidos almacenados en  $f$ .

Una definición común de la relación señal a ruido (S/R) se basa en la noción de este error cuadrático medio, esto se muestra en la expresión 3.30:

$$S/R(\lambda) = 10 \log_{10} \frac{\|f\|^2}{\|n_\lambda\|^2} = 10 \log_{10} \frac{\|f\|^2/N}{R(\lambda)}, \dots\dots\dots 3.30$$

Una alternativa es la S/R pico, que es igual a la expresión 3.30, casi constante dependiendo de  $f$ , esto puede verse en la expresión 3.31:

$$S/R_{\text{pico}}(\lambda) = 10 \log_{10} \frac{(\max f)^2 / N}{R(\lambda)} = S/R(\lambda) + 10 \log_{10} \frac{(\max f)^2}{\|f\|^2}, \dots\dots\dots 3.31$$

Una transformación wavelet ortogonal ( $\tilde{W}$ ) preservará la norma  $L_2$ , y entonces:

$$R(\lambda) = \frac{1}{N} \|\varpi\|^2$$

donde  $\varpi_\lambda = \omega_\lambda - \nu = \tilde{W}(s_\lambda - f)$ . De ahora en adelante, todos los cálculos serán realizados en el dominio wavelet; si la transformación es biortogonal, no existirá una equivalencia exacta con el dominio del tiempo. Sin embargo, el cálculo y minimización en términos de los coeficientes wavelet parece generar resultados satisfactorios, y varias razones justifican este hecho: los límites de Riesz garantizan una norma casi equivalente. Más aún, ya que el ECM no corresponde exactamente a la percepción de calidad en el ser humano, resulta difícil establecer si medir el ECM en el dominio original es siempre mejor que medir el ECM en el dominio wavelet.

### 3.7.3.2. Varianza y sesgo

Los coeficientes wavelet de la señal  $f$  son estimaciones sin sesgo de los coeficientes sin ruido:

$$E\omega = E\tilde{W}s = \tilde{W}Es = \tilde{W}f = \nu$$

pero la varianza de esta estimación es muy alta. Reemplazar los coeficientes pequeños con ceros reduce la varianza con el riesgo de incrementar el sesgo:

$$\text{sesgo}(\lambda) = \frac{1}{N} \|E\omega_\lambda - \nu\|^2$$

$$\text{varianza}(\lambda) = \frac{1}{N} E \|\omega_\lambda - E\omega_\lambda\|^2$$

$$ER(\lambda) = \frac{1}{N} \|E\omega_\lambda - \nu\|^2 + \frac{1}{N} E \|\omega_\lambda - E\omega_\lambda\|^2$$

$$\text{Riesgo} = \text{sesgo} + \text{varianza}$$

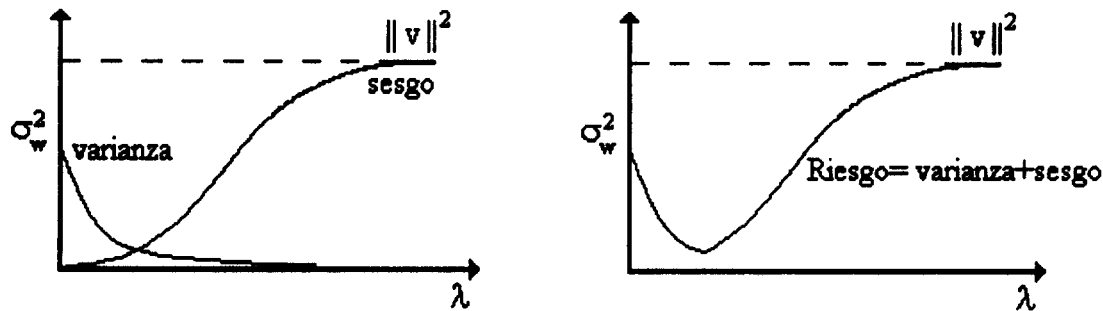
El método más confiable para eliminar todo el ruido es tan sólo remover todo, esto es:

$$\lim_{\lambda \rightarrow \infty} \text{varianza}(\lambda) = 0$$

Así, removiendo todos los coeficientes, la varianza es eliminada, todo el ruido es eliminado, y se extrae la señal; de esta manera el sesgo se iguala a la energía total de la señal de entrada libre de ruido  $f$ :

$$\lim_{\lambda \rightarrow \infty} \text{sesgo}(\lambda) = \|v\|^2$$

La figura 3.10 muestra el comportamiento típico de estas funciones, donde el umbral de riesgo mínimo es el que genera el mejor compromiso (en  $L_2$ ) entre el sesgo y la varianza.



**Figura 3.10.** Comportamiento típico del sesgo y la varianza como una función del umbral  $\lambda$ . Nótese que la umbralización introduce sesgo, pero reduce la varianza. La selección óptima del umbral será aquella que minimice la función de riesgo varianza+sesgo.

Teniendo entonces en cuenta el comportamiento de la función de riesgo y observando el compromiso entre el sesgo y la varianza en función del valor del umbral  $\lambda$ , podría entonces resumirse el proceso de umbralización óptima de acuerdo a los siguientes puntos:

1. Calcular  $\omega = W \circ s$  por medio de la Transformada Rápida de Fourier.
2. Elegir el valor inicial de  $\lambda$ .
3. Minimizar el error utilizando la Técnica de VCG.
4. Aplicar la umbralización con el umbral óptimo generado.
5. Calcular la Transformada Wavelet Inversa para recuperar en la medida de lo posible la señal  $f$ .



### 3.8. TRANSFORMADA DE HILBERT

Durante la primera etapa de este trabajo se coincidió con otros autores en el hecho de que la extracción de referencias temporales provenientes del Fonocardiograma de adultos (FCG) o fetos (FCGf) debía ser realizada con ayuda de la envolvente asociada a los sonidos cardiacos [Iwata et al, 1980], [Baranek et al, 1989], [Groch et al, 1992], [Peña et al, 1994], [Haghighi-Mood et al, 1995], [Ortiz, 1997], [Liang et al, 1997], [Tovar et al, 1997], y recientemente Liang [Liang et al, 1998] y Kovács [Kovács et al, 2000] han continuado con este criterio. Al momento de realizar la revisión bibliográfica para este trabajo, algunos de estos autores habían hecho uso de modelos autorregresivos [Iwata et al, 1980], [Haghighi-Mood et al, 1995] o filtros analógicos [Groch et al, 1992] para obtener la envolvente del FCG. Por su parte, Baranek et al [Baranek et al, 1989] habían evaluado la Transformada de Hilbert y el valor absoluto como un recurso para la generación de la envolvente asociada al FCG mientras otros habían preprocesado el FCGf antes de la generación de la envolvente [Peña et al, 1994], [Ortiz, 1997]. Así, con la experiencia obtenida por algunos de estos autores y tras la evaluación de algunos de estos criterios para la generación de envolventes provenientes del FCGf se optó por el uso de la Transformada de Hilbert (ver Apéndice D) cuya característica principal es que permite calcular los atributos instantáneos de una señal [Witte et al, 1991a], [Witte et al 1991b] y [Messer et al, 2001]. A continuación se plantea la descripción detallada de esta Transformada.

#### 3.8.1. Representación de señales pasa-banda

Suponga que una señal real  $x(t)$  tiene un contenido en frecuencia concentrado en una banda angosta en la vecindad de la frecuencia  $F_c$  como se muestra en la figura 3.11. El objetivo de esta sección es mostrarle al lector la representación matemática de tales señales [Proakis et al, 1996]:

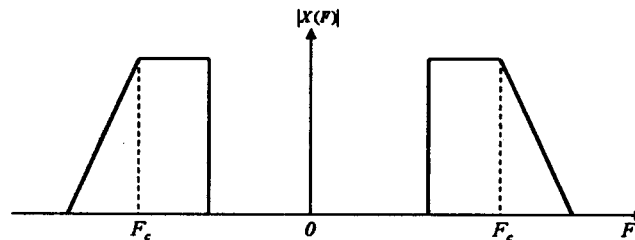


Figura 3.11. Espectro en frecuencia de una señal pasa-banda.

Primero, se construye una señal que contiene sólo las frecuencias positivas de  $x(t)$ , dicha señal puede ser expresada utilizando la expresión 3.32:

$$X_+(F) = 2V(F)X(F), \dots\dots\dots 3.32$$

donde:

$X(F)$ : Es la Transformada de Fourier de  $x(t)$ .

$V(F)$ : Es la función escalón unitario.

Así, la expresión equivalente en el dominio del tiempo para la expresión 3.32 está dada por la expresión 3.33:

$$\begin{aligned}
 x_+(t) &= \int_{-\infty}^{\infty} X_+(F) e^{j2\pi Ft} dF \\
 &= F^{-1}[2V(F)] * F^{-1}[X(F)], \dots\dots\dots 3.33
 \end{aligned}$$

La señal  $x_+(t)$  es conocida como la señal analítica o pre-envolvente de  $x(t)$ . De la expresión 3.33 puede generarse la expresión 3.34 si se toma en cuenta lo siguiente [Oppenheim et al, 1989]:

$$F^{-1}[X(F)] = x(t), \quad \text{y} \quad F^{-1}[2V(f)] = \delta(t) + \frac{j}{\pi t},$$

De esta manera,

$$\begin{aligned}
 x_+(t) &= \left[ \delta(t) + \frac{j}{\pi t} \right] * x(t) \\
 &= x(t) + j \frac{1}{\pi t} * x(t), \dots\dots\dots 3.34
 \end{aligned}$$

Si se define  $x^H(t)$  utilizando la parte imaginaria de la expresión 3.34 se obtiene la expresión 3.35:

$$x^H(t) = \frac{1}{\pi t} * x(t), \dots\dots\dots 3.35$$

$$= \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(\tau)}{t - \tau} d\tau, \dots\dots\dots 3.36$$

De esta manera, la señal  $x^H(t)$  puede verse como la salida de un filtro con respuesta impulso  $h(t)$  cuando se excita con la señal de entrada  $x(t)$ . Esto puede verse con ayuda de la expresión 3.37 y la figura 3.12 [de Coulon, 1986]:

$$h(t) = \frac{1}{\pi t}, \quad -\infty < t < \infty, \dots\dots\dots 3.37$$

Esto es,

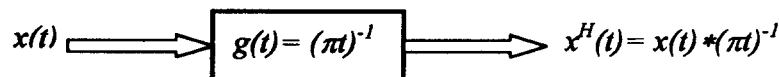


Figura 3.12. Respuesta impulso del Transformador de Hilbert.

Dicho filtro es conocido como Transformador de Hilbert, y su respuesta en frecuencia está dada por la ecuación 3.38:

$$\begin{aligned}
 H(F) &= \int_{-\infty}^{\infty} h(t) e^{-j2\pi Ft} dt \\
 &= \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{t} e^{-2\pi Ft} dt \\
 &= \begin{cases} -j & (F > 0) \\ 0 & (F = 0), \dots \\ j & (F < 0) \end{cases} \dots 3.38
 \end{aligned}$$

En la ecuación 3.38 se puede observar que  $|H(F)| = 1$  y que el ángulo de fase  $\Theta(F) = -\frac{1}{2}\pi$  para  $F > 0$  y  $\Theta(F) = \frac{1}{2}\pi$  para  $F < 0$ . Por lo tanto, este filtro es básicamente un filtro de fase de  $90^\circ$  para todas las frecuencias en la señal de entrada.

La señal analítica  $x_+(t)$  es una señal pasa-banda, y es posible obtener una representación pasa-bajas de la misma mediante un corrimiento en frecuencia de  $X_+(F)$ , esto se muestra en la expresión 3.39 mediante la definición de  $X_l(F)$ :

$$X_l(F) = X_+(F + F_c), \dots 3.39$$

La señal equivalente en el dominio del tiempo está dada por la expresión 3.40:

$$\begin{aligned}
 x_l(t) &= x_+(t) e^{-j2\pi F_c t} \\
 &= [x(t) + jx^H(t)] e^{-j2\pi F_c t}, \dots 3.40
 \end{aligned}$$

o bien, como se aprecia en la ecuación 3.41

$$x(t) + jx^H(t) = x_l(t) e^{j2\pi F_c t}, \dots 3.41$$

En general, la señal  $x_l(t)$  es un valor complejo y puede ser expresada utilizando la ecuación 3.42:

$$x_l(t) = u_c(t) + ju_s(t), \dots 3.42$$

Si se sustituye la expresión 3.42 en 3.41 y se igualan las partes real e imaginaria en cada lado, se obtienen las expresiones 3.43 y 3.44:

$$x(t) = u_c(t) \cos 2\pi F_c t - u_s(t) \sin 2\pi F_c t, \dots 3.43$$

$$x^H(t) = u_c(t) \sin 2\pi F_c t + u_s(t) \cos 2\pi F_c t, \dots 3.44$$

La expresión 3.43 es la forma deseada para la representación de una señal pasa-banda. Los componentes de baja frecuencia en la señal,  $u_c(t)$  y  $u_s(t)$ , pueden verse como modulaciones en

amplitud sobre los componentes de la señal portadora representados por  $\cos 2\pi F_c t$  y  $\sin 2\pi F_c t$  respectivamente. Dado que los componentes de portadora se encuentran en cuadratura de fase,  $u_c(t)$  y  $u_s(t)$  son llamados los *componentes de cuadratura* de la señal pasa-banda  $x(t)$ .

Otra posible representación de la señal 3.43 es la que se muestra en la expresión 3.45:

$$\begin{aligned} x(t) &= \operatorname{Re} \{ [u_c(t) + u_s(t)] \} e^{j2\pi F_c t} \\ &= \operatorname{Re} [x_i(t) e^{j2\pi F_c t}], \dots\dots\dots 3.45 \end{aligned}$$

donde  $\operatorname{Re}$  es la parte real de la expresión compleja contenida en los paréntesis cuadrados. La señal pasa-bajas  $x_i(t)$  es comúnmente conocida como *envolvente compleja* de la señal real  $x(t)$ , y es básicamente la señal pasa-bajas equivalente.

Finalmente, una tercer representación posible de una señal pasa-banda es obtenida expresando  $x_i(t)$  por medio de las ecuaciones 3.46 y 3.47:

$$x_i(t) = a(t) e^{j\theta(t)}, \dots\dots\dots 3.46$$

donde:

$$a(t) = \sqrt{u_c^2(t) + u_s^2(t)}$$

$$\theta(t) = \tan^{-1} \frac{u_s(t)}{u_c(t)}$$

De esta manera:

$$\begin{aligned} x(t) &= \operatorname{Re} [x_i(t) e^{j2\pi F_c t}] \\ &= \operatorname{Re} [a(t) e^{j[2\pi F_c t + \theta(t)]}] \\ &= a(t) \cos[2\pi F_c t + \theta(t)], \dots\dots\dots 3.47 \end{aligned}$$

La señal  $a(t)$  es llamada la *envolvente* de  $x(t)$ , y  $\theta(t)$  es llamada la fase de  $x(t)$ . Por lo tanto, 3.43, 3.46 y 3.47 son representaciones equivalentes de señales pasa-banda.

La Transformada de Fourier de  $x(t)$  es representada por la expresión 3.48:

$$\begin{aligned} X(F) &= \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-j2\pi Ft} dt \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \{ \operatorname{Re} [x_i(t) e^{j2\pi F_c t}] \} e^{-j2\pi Ft} dt, \dots\dots\dots 3.48 \end{aligned}$$

Usando la identidad:

$$\operatorname{Re}(\xi) = \frac{1}{2}(\xi + \xi^*)$$

en 3.48 finalmente se llega a la expresión 3.49, esto es:

$$\begin{aligned} X(F) &= \frac{1}{2} \int_{-\infty}^{\infty} [x_i(t)e^{j2\pi F_c t} + x_i^*(t)e^{-j2\pi F_c t}] e^{-j2\pi F t} dt \\ &= \frac{1}{2} [X_i(F - F_c) + X_i^*(-F - F_c)], \dots\dots\dots 3.49 \end{aligned}$$

donde  $X_i(F)$  es la Transformada de Fourier de  $x_i(t)$ . Esta es la relación básica entre el espectro de la señal real pasa-banda  $x(t)$  y el espectro de la señal pasa-baja equivalente  $x_i(t)$ .

A partir de 3.49 es aparente que el espectro de la señal pasa-banda  $x(t)$  puede ser obtenida a partir del espectro de la señal compleja  $x_i(t)$  mediante un corrimiento en frecuencia. Ello implica que cualquier señal pasa-banda  $x(t)$  puede ser representada por una señal equivalente  $x_i(t)$ . En general, la señal pasa-baja equivalente es un valor complejo, mientras que una señal pasa-banda  $x(t)$  es real, esto puede verse en las expresiones 3.49 y 3.48 respectivamente.

---

***CAPÍTULO 4.***  
***MATERIAL Y MÉTODOS***

---

## 4. MATERIAL Y MÉTODOS

---

En este capítulo se describen las características del banco de datos utilizado y la metodología seguida en el procesamiento de los Fonocardiogramas fetales (FCGf) con el propósito de extraer referencias temporales confiables para la generación de Cardiotacogramas (CTG). Para este propósito hemos dividido el capítulo en 5 secciones:

- **SECCIÓN 4.1:** En esta sección se describen las características de las señales que constituyen el banco de datos utilizado a lo largo de este trabajo y el proceso de generación o adquisición del mismo. Es un banco constituido por señales Fonocardiográficas fetales simuladas, señales Fonocardiográficas adquiridas en adultos y señales Fonocardiográficas adquiridas en fetos, todas con diferente relación señal a ruido (S/R). Las señales simuladas fueron útiles en la evaluación de la capacidad del método para extraer con precisión referencias temporales. Las señales en adultos, por su parte, permitieron evaluar los CTGs generados contra una señal patrón 100 % confiable (ECG) y mostraron la capacidad del método para generar CTGs confiables. Finalmente, las señales fetales permitieron evaluar la capacidad del método para generar CTGs confiables a partir del FCGf.
- **SECCIÓN 4.2:** En esta sección se realiza una descripción detallada de la metodología seguida para el preprocesamiento de los FCGf utilizando técnicas de análisis multirresolución y filtrado adaptable con el propósito de mejorar la relación señal a ruido (S/R) de cada FCGf sin alterar la morfología de los sonidos cardiacos.
- **SECCIÓN 4.3:** Esta sección contiene la descripción detallada de la metodología utilizada para la extracción de seis referencias temporales asociadas a los sonidos cardiacos (S1 y S2) utilizando técnicas de generación de envolvente y umbrales adaptables.
- **SECCIÓN 4.4:** Esta sección contiene la descripción de la metodología seguida para la generación y corrección de los CTGs. Para ello se utilizan tres referencias temporales extraídas de cada sonido cardiaco (S1, S2). También describe los pasos seguidos para la evaluación de los CTGs generados con las referencias temporales extraídas del FCGf. Estos pasos incluyen el análisis en el tiempo y la frecuencia de las series de tiempo generadas así como la obtención de índices clínicos estándares y no estándares que evalúan la confiabilidad del CTG [Ortiz et al, 1997].
- **SECCIÓN 4.5:** En esta sección se describen las pruebas realizadas al método en señales Fonocardiográficas de adultos.

Aunque en este capítulo se describe la metodología finalmente aplicada a cada FCGf, es necesario mencionar que cada una de estas etapas de preprocesamiento y procesamiento fue sometida a pruebas de desempeño con el propósito de elegir los parámetros<sup>1</sup> que aseguraran los mejores resultados para la extracción de referencias temporales provenientes del FCGf y generación del CTG. Estas pruebas incluyeron:

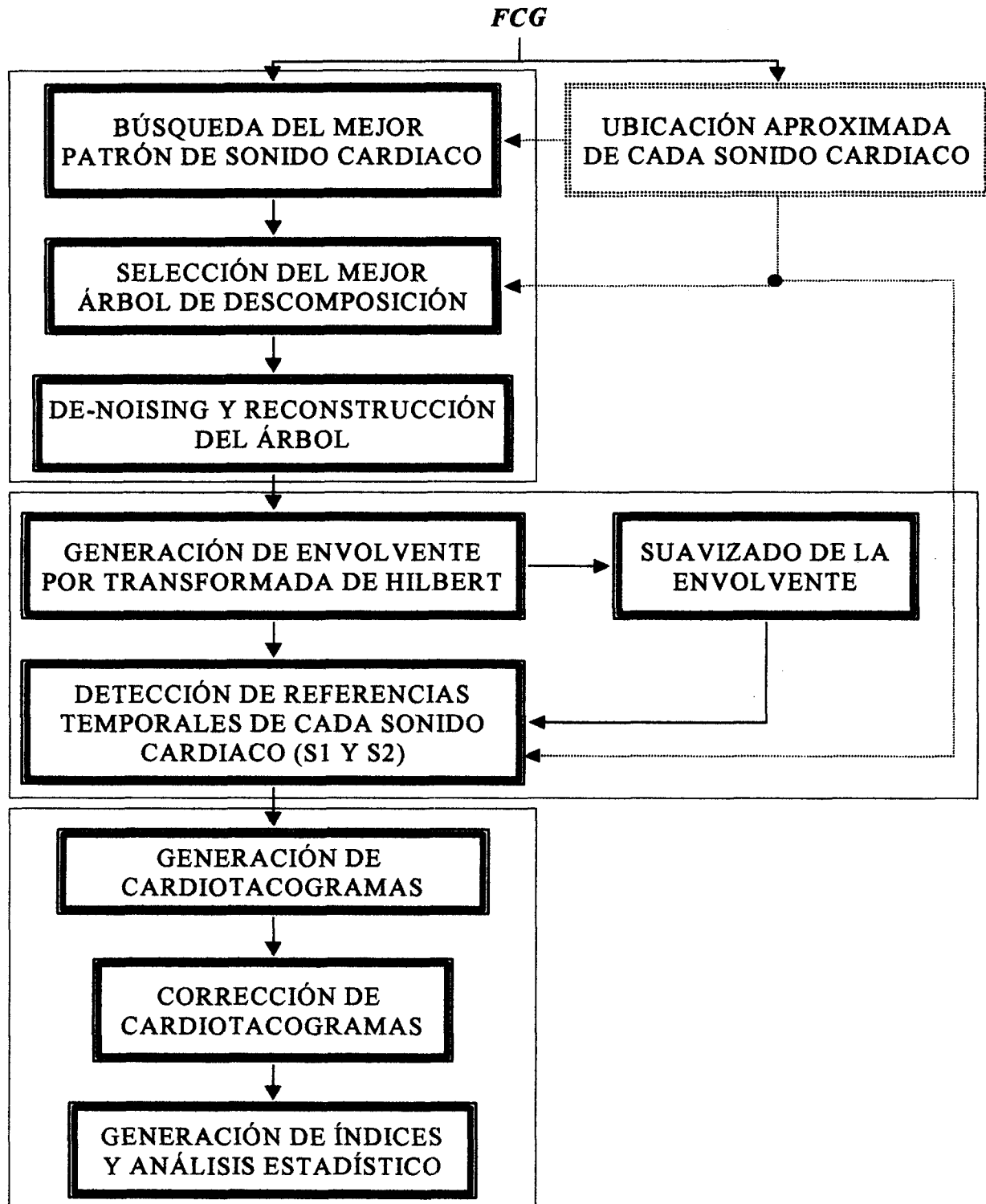
---

<sup>1</sup> Específicamente la selección de la mejor base o árbol de descomposición, la wavelet, el número de niveles de descomposición y el proceso de umbralización en la etapa de preprocesamiento o filtrado y la envolvente en la etapa de extracción de referencias temporales asociadas al FCGf.

- Evaluación de técnicas de análisis multirresolución para la generación del mejor árbol de descomposición así como la selección del mejor nivel de descomposición (N) y la wavelet (Wv). Ver apéndice D.
- Evaluación del esquema de filtrado adaptable propuesto para producir la menor distorsión posible en la morfología de los sonidos cardiacos ante el incremento de la relación señal a ruido (S/R). Apéndice D.
- Evaluación de técnicas de generación de envolvente en el FCGf y selección de aquella que mostró el mejor desempeño produciendo la mayor exactitud en la detección de referencias temporales y la menor cantidad de falsos positivos (FP) y falsos negativos (FN). Apéndice C.
- Demostración de la viabilidad del método propuesto para procesamiento del FCG en la extracción de referencias temporales confiables para la generación del CTG. Apéndices E y F.
- Evaluación del desempeño de la metodología ante cambios en la S/R. Apéndices C, D, E y F.

Para no distraer la atención del lector hacia estas etapas de evaluación, se optó por describir en este capítulo la metodología finalmente aplicada al banco de datos (ver figura 4.1) y presentar la descripción detallada de cada una de las pruebas realizadas en los Apéndices C, D, E y F. De esta manera, el usuario podrá seguir en detalle los pasos para la extracción de referencias temporales provenientes de los sonidos cardiacos y en caso de que desee saber más sobre la justificación de cada etapa podrá acudir a estos apéndices. En estos apéndices se muestran también los resultados parciales obtenidos en cada una de las evaluaciones, el análisis de los resultados, la discusión y conclusiones correspondientes a cada etapa.





**Figura 4.1.** Diagrama de bloques del método propuesto para el preprocesamiento y procesamiento del FCG fetal con el propósito de extraer referencias temporales asociadas a los sonidos cardiacos y generar series de tiempo. Las líneas grises continuas limitan cada una de las etapas: preprocesamiento o filtrado del FCGf, procesamiento para extracción de referencias temporales, y generación y evaluación de las series de tiempo.

#### 4.1. BANCO DE DATOS

El banco de datos ha ido incrementándose a lo largo de este trabajo para dar lugar a cuatro grupos de registros simultáneos de ECG y FCG, el primer grupo está constituido por 11 señales fetales adquiridas, el segundo está formado por 4 señales fetales simuladas con diferente S/R y el tercer y cuarto grupos lo constituyen 18 señales de adultos. Cada uno de estos grupos ha sido utilizado en diferentes etapas del trabajo para evaluar el desempeño de la metodología propuesta. A continuación se describen los protocolos de adquisición y/o generación de cada uno de ellos:

##### 4.1.1. Señales fetales adquiridas

Al momento de comenzar el presente trabajo, el Laboratorio de Ingeniería en Fenómenos Fisiológicos contaba con registros simultáneos de Fonocardiograma fetal (FCGf) y Electrocardiograma abdominal (ECGa) obtenidos de pacientes durante las semanas 28 a 41 de embarazo en posición decúbito supino. Cada registro tiene una duración de 3 minutos a una frecuencia de muestreo de 1000 Hz y una resolución del convertidor analógico-digital de 16 bits (marca® Biopac Systems Inc). El sistema analógico se compone de un estetoscopio electrónico con respuesta plana ( $\pm 5$  dB) entre 50 Hz y 3,000 Hz (registro del FCGf), y de un amplificador bioeléctrico (registro del ECGa) modelo AB-621G de Nihon Kohden [Ortiz et al, 1997]. De este grupo se eligieron 8 registros que cumplieron con el requisito de que tanto el ECGa como el FCGf fuesen procesables<sup>2</sup> y se agregaron 3 registros nuevos adquiridos con el mismo sistema analógico-digital<sup>3</sup> pero con una duración de 5 minutos. La tabla 4.1 resume las características de los registros contenidos en este grupo.

Tabla 4.1. Características\* de los registros fetales adquiridos en 11 pacientes utilizados en este trabajo.

| REGISTRO    | TIEMPO (min) | S/R (dB) | ANCHO DE BANDA (Hz) | LATIDOS |
|-------------|--------------|----------|---------------------|---------|
| Paciente 1  | 3            | < 13     | 50 - 350            | 850     |
| Paciente 2  | 3            | < 12     | 50 - 350            | 752     |
| Paciente 3  | 3            | < 10     | 50 - 300            | 782     |
| Paciente 4  | 3            | < 10     | 50 - 300            | 850     |
| Paciente 5  | 5            | < 10     | 10 - 150            | 1458    |
| Paciente 6  | 3            | < 12     | 50 - 300            | 802     |
| Paciente 7  | 3            | < 13     | 50 - 300            | 808     |
| Paciente 8  | 5            | < 10     | 50 - 250            | 1484    |
| Paciente 9  | 3            | < 10     | 50 - 300            | 840     |
| Paciente 10 | 3            | < 15     | 50 - 350            | 850     |
| Paciente 11 | 3            | < 10     | 50 - 400            | 1380    |

\* Tiempo de registro, relación señal a ruido (S/R), ancho de banda y número de latidos contenidos en el registro. S/R se calculó utilizando la expresión A.1 del Apéndice A.

<sup>2</sup> El término "procesable" se aplica a aquellos registros simultáneos de ECG y FCG cuyas características de S/R aseguraron la posibilidad de extraer referencias temporales a partir de la onda R fetal (en el caso del ECGa) y de los sonidos cardiacos (en el caso del FCGf).

<sup>3</sup> Uno de estos tres registros (paciente 5) fue adquirido con un micrófono piezoeléctrico TSD108 marca Biopac Systems con respuesta en frecuencia de 35 a 3500 Hz.

<sup>4</sup> Estas características se calcularon siguiendo el proceso descrito en el Apéndice A.

#### 4.1.2. Señales fetales simuladas

Para evaluar el desempeño de la metodología propuesta se generó un grupo de señales fonocardiográficas simuladas con diferente S/R cuyas posiciones de los sonidos cardiacos S1 y S2 eran bien conocidas. Para ello se utilizaron sonidos cardiacos extraídos de 5 señales fetales adquiridas en las que se apreciaba claramente al menos uno de ellos. Cada sonido cardiaco (5 sonidos S1 y 3 sonidos S2) fue después seleccionado aleatoriamente e insertado en las posiciones indicadas por la onda R fetal y al FCGf generado se le agregó ruido gaussiano para generar cuatro señales con S/R diferente. La selección de cada S/R se realizó pensando en generar condiciones extremas para evaluar el desempeño de la metodología propuesta antes los cambios en la S/R. La tabla 4.2 muestra las características de las señales que constituyen este grupo de registros.

**Tabla 4.2.** Características\* de las 4 señales fonocardiográficas fetales simuladas.

| REGISTRO | TIEMPO<br>(min) | S/R<br>(dB) | ANCHO DE<br>BANDA (Hz) | LATIDOS |
|----------|-----------------|-------------|------------------------|---------|
| 1        | 1               | 7           | 1 – 400                | 150     |
| 2        | 1               | 2           | 1 – 400                | 150     |
| 3        | 1               | -3          | 1 – 400                | 150     |
| 4        | 1               | -8          | 1 – 400                | 150     |

\* Tiempo de registro, relación señal a ruido (S/R), ancho de banda y número de latidos contenidos en el registro. S/R se calculó utilizando la expresión A.1 del Apéndice A.

#### 4.1.3. Señales adquiridas en adultos

Originalmente se había pensado en modificar las características del grupo de señales simuladas incrementando el número de sonidos fetales de S1 y S2 para generar un nuevo grupo de 4 señales simuladas con 200 latidos en lugar de 150. Para esto se utilizarían 10 sonidos S1 en lugar de 3 y 10 sonidos S2 en lugar de 5. Sin embargo, al existir la posibilidad de un error en la selección visual del inicio y final de cada sonido al aislar los patrones de S1 y S2, se optó por realizar registros simultáneos de ECG y FCG en un grupo de adultos. Con esto se incrementó la S/R de los FCGs y se eliminó el posible error producido al extraer la onda R del ECGa [Echeverría et al, 1998] asegurando una evaluación confiable de la metodología propuesta en términos de que la señal de referencia dada por la onda R era generada sin error. Estos registros se dividieron en 2 sesiones cuyas características se describen a continuación:

##### 4.1.3.1. Registros adquiridos bajo las mejores condiciones de registro posibles

El primer grupo de registros en adultos estuvo constituido por 9 pacientes, en cada uno se realizó un registro simultáneo de ECG y FCG utilizando un sistema de adquisición analógico-digital compuesto por un amplificador bioeléctrico AB-621G para registro del ECG, un amplificador para fonocardiografía AS-601H para registro del FCG y un convertidor analógico-digital marca Biopac Systems con una resolución de 16 bits. Cada registro fue adquirido a una frecuencia de muestreo de 1000 Hz durante 3 minutos utilizando un micrófono piezoeléctrico

modelo TK-701T de Nihon Kohden con respuesta plana de 20 a 600 Hz colocado en el tórax del paciente. Para garantizar la máxima S/R posible en los registros, la posición del micrófono en el tórax, la posición del paciente y la frecuencia de corte de los filtros analógicos varió de paciente a paciente. Las características de estos registros se describen en la tabla 4.3.

**Tabla 4.3.** Características\* de los registros adquiridos en 9 pacientes adultos utilizados en este trabajo.

| REGISTRO   | EDAD<br>(años) | SEXO      | TIEMPO<br>(min) | S/R<br>(dB) | ANCHO DE<br>BANDA (Hz) | LATIDOS |
|------------|----------------|-----------|-----------------|-------------|------------------------|---------|
| Paciente 1 | 28             | Femenino  | 3               | 18          | CD - 350               | 670     |
| Paciente 2 | 19             | Masculino | 3               | 21          | CD - 350               | 734     |
| Paciente 3 | 37             | Femenino  | 3               | 24          | CD - 350               | 590     |
| Paciente 4 | 20             | Femenino  | 3               | 16          | CD - 350               | 729     |
| Paciente 5 | 19             | Masculino | 3               | 25          | CD - 350               | 544     |
| Paciente 6 | 19             | Masculino | 3               | 20          | CD - 450               | 719     |
| Paciente 7 | 22             | Femenino  | 3               | 17          | CD - 200               | 896     |
| Paciente 8 | 38             | Masculino | 3               | 14          | CD - 450               | 662     |
| Paciente 9 | 28             | Masculino | 3               | 17          | CD - 450               | 836     |

\* Edad, sexo, tiempo de registro, relación señal a ruido (S/R), ancho de banda y número de latidos contenidos en el registro. S/R se calculó utilizando la expresión A.1 del Apéndice A.

#### 4.1.3.2. Registros adquiridos sin controlar las condiciones de registro

El segundo grupo de registros en adultos tuvo como objetivo generar un banco de datos bajo condiciones no controladas durante tiempos de registro más prolongados (5 minutos). Esto para evaluar el desempeño de la metodología en condiciones similares a las de un registro fetal<sup>5</sup> y su capacidad para trabajar con una cantidad de información mayor. El término "condiciones controladas" en el título se refiere a garantizar que todos los registros de esta serie fueron adquiridos bajo las mismas condiciones: parámetros de los amplificadores constantes y filtros analógicos apagados, misma posición del paciente (decúbito supino) y posición del micrófono definida por el punto en el tórax sobre el cual se apreciaban S1 y S2 con amplitud similar.

Esta segunda serie de registros estuvo constituida por 9 pacientes, en cada uno se realizó un registro simultáneo de ECG y FCG utilizando un sistema de adquisición analógico-digital compuesto por un amplificador bioeléctrico AB-621G para registro del ECG, un amplificador para fonocardiografía AS-601H para registro del FCG y un convertidor analógico-digital marca Biopac Systems Inc con una resolución de 16 bits. Cada registro fue adquirido a una frecuencia de muestreo de 1000 Hz durante 5 minutos utilizando un micrófono piezoeléctrico modelo TK-701T de Nihon Kohden con respuesta plana de 20 a 600 Hz colocado en el tórax del paciente. Las características de estos registros se describen en la tabla 4.4.

<sup>5</sup> La frase "condiciones similares a las de un registro fetal" se refiere a que frecuentemente la S/R en los registros fetales no puede incrementarse sin importar los cambios que se hagan en la posición del micrófono y/o del paciente; esto significa que el método propuesto tendrá que enfrentar casos de baja S/R al procesar señales fetales.

**Tabla 4.4.** Características\* de los registros adquiridos en 9 pacientes adultos utilizados en este trabajo.

| REGISTRO   | EDAD<br>(años) | SEXO      | TIEMPO<br>(min) | S/R<br>(dB) | ANCHO DE<br>BANDA (Hz) | LATIDOS |
|------------|----------------|-----------|-----------------|-------------|------------------------|---------|
| Paciente 1 | 26             | Masculino | 5               | 20          | CD - 400               | 746     |
| Paciente 2 | 20             | Masculino | 5               | 11          | CD - 450               | 552     |
| Paciente 3 | 25             | Masculino | 5               | 17          | CD - 400               | 676     |
| Paciente 4 | 22             | Masculino | 5               | 17          | CD - 450               | 684     |
| Paciente 5 | 21             | Femenino  | 5               | 19          | CD - 450               | 700     |
| Paciente 6 | 24             | Masculino | 5               | 13          | CD - 450               | 988     |
| Paciente 7 | 19             | Masculino | 5               | 19          | CD - 450               | 678     |
| Paciente 8 | 38             | Femenino  | 5               | 12          | CD - 250               | 772     |
| Paciente 9 | 21             | Femenino  | 5               | 18          | CD - 400               | 762     |

\* Edad, sexo, tiempo de registro, relación señal a ruido (S/R), ancho de banda y número de latidos contenidos en el registro. S/R se calculó utilizando la expresión A.1 del Apéndice A.

## 4.2. PREPROCESAMIENTO DE LOS FONOCARDIOGRAMAS (*filtrado del FCGf*)

Con el propósito de mejorar la capacidad de detección de los inicios y finales de las envolventes asociadas a los sonidos cardiacos, los FCGfs fueron preprocesados utilizando un esquema de filtrado adaptable basado en análisis multirresolución y umbralización<sup>6</sup> (de-noising). El funcionamiento de este esquema se basa en la búsqueda del mejor árbol de descomposición y el filtrado adaptable de la información contenida en los nodos terminales con el propósito de mejorar la relación señal a ruido (S/R) de los FCGfs con la menor distorsión posible de los sonidos cardiacos. A continuación se describe en forma detallada la metodología utilizada para la selección del mejor árbol de descomposición utilizando el criterio de Información Mutua (IM) propuesto por Karrakchou et al en 1997. Este criterio se basa en la descomposición por Wavelet Packets de una señal, la búsqueda de los nodos cuyos coeficientes representan predominantemente la información de la señal de interés y la poda de aquellos nodos cuyos coeficientes representan predominantemente la información del ruido de fondo. Para alcanzar este fin, el método requiere de un patrón (sección 4.2.1) cuya correlación con la señal en diferentes bandas permite distinguir los nodos útiles de los que no lo son y entonces podar estos últimos (sección 4.2.2). Finalmente, el método utiliza estos valores de correlación para filtrar los nodos donde considera que existe contribución importante del ruido de fondo (sección 4.2.3), reconstruye la señal y genera un FCGf filtrado.

Dada la importancia del patrón en esta etapa de preprocesamiento, es necesaria la búsqueda de aquel sonido cardiaco del FCGf cuyas características morfológicas se mantengan con pocos cambios a lo largo del registro. Esto para ayudar a que la mayor parte de la información de los sonidos cardiacos se distribuya en algunos nodos mientras que la información del ruido de fondo se distribuye en otros (lo cual facilita la poda y la umbralización). De este hecho surge la primera parte de la metodología propuesta para el preprocesamiento de las señales, la selección de un sonido cardiaco patrón.

### 4.2.1. Obtención de un sonido cardiaco patrón

La obtención del sonido cardiaco patrón estuvo a cargo de la función MEJORS (ver Apéndice H) y su funcionamiento se divide en tres partes: en la primera se realiza una segmentación gruesa del FCGf en ciclos cardiacos, en la segunda se buscan aquellos ciclos que contengan algún sonido cardiaco cuya morfología no cambie mucho de ciclo a ciclo y en la tercera se genera un sonido cardiaco promedio que se utilizará como sonido cardiaco patrón. El funcionamiento detallado del algoritmo se describe a continuación:

Para funcionar MEJORS requiere tres parámetros: el FCGf, la estimación inicial de las posiciones aproximadas de los sonidos cardiacos<sup>7</sup>, y la frecuencia a la que fue muestreada la señal<sup>8</sup>.

<sup>6</sup> Aunque el término comúnmente utilizado en inglés es el de "de-noising", a partir de este momento nos referiremos al mismo como umbralización.

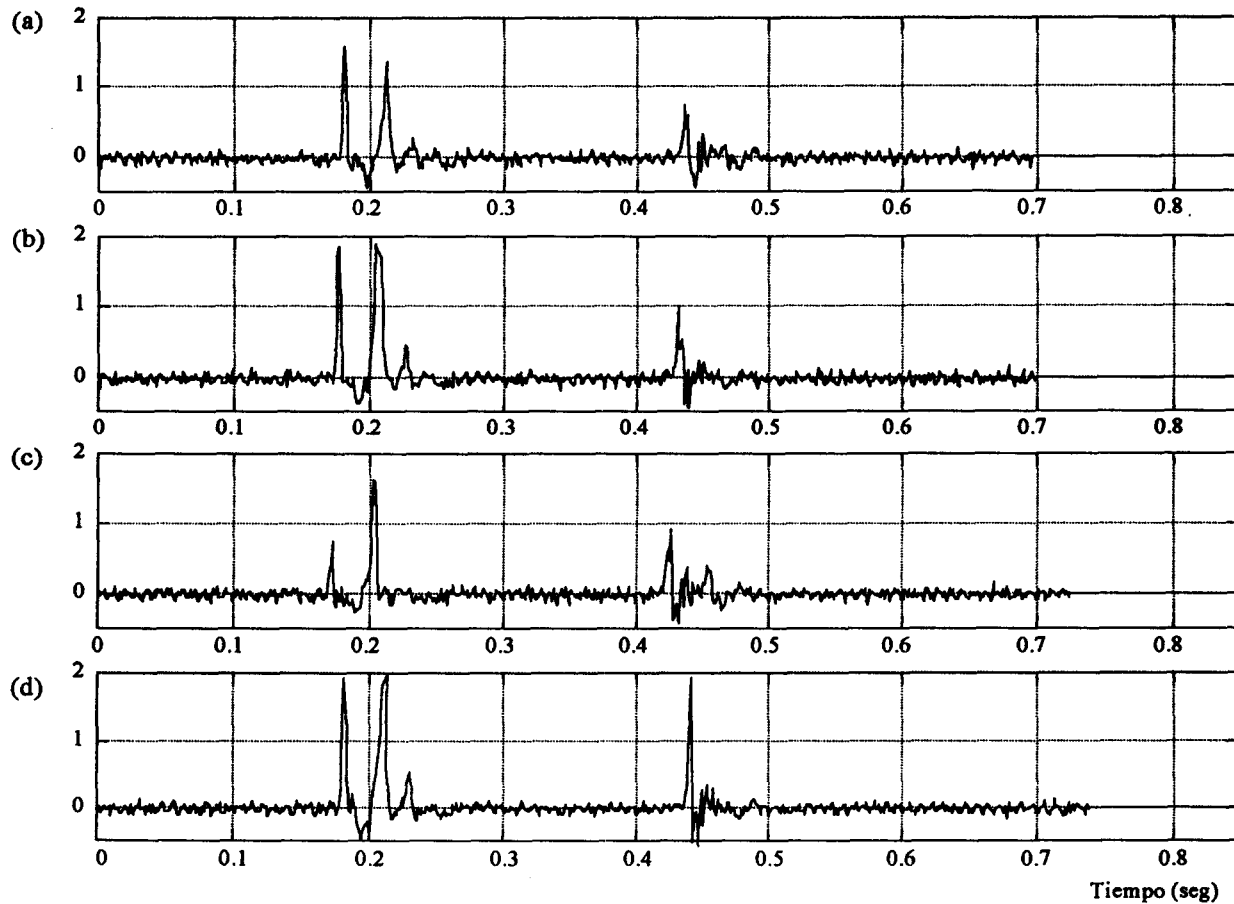
<sup>7</sup> Como podrá observarse a lo largo de este capítulo, más de una etapa del método propuesto requiere de la estimación aproximada de la posición de cada sonido cardiaco. Por ello, y para reducir la participación del usuario a este respecto, se optó por realizar un algoritmo de detección "burda" que se describe en detalle en el Apéndice B. Este algoritmo, aunque en forma burda, estima las posiciones aproximadas de los inicios, máximos y finales de cada sonido cardiaco y redujo en forma apreciable la participación del usuario y en consecuencia el tiempo de procesamiento.

<sup>8</sup> Este parámetro se utiliza exclusivamente para despliegue de las señales.

a). Segmentación del FCGf en ciclos cardiacos

El primer paso que realiza MEJORS es aislar las posiciones aproximadas de los inicios de S1 del vector de posiciones recibido y contar el total de ciclos cardiacos existentes en el FCGf, después invoca a la función `SEGMENT_F` (ver Apéndice H) cuyo propósito es dividir el FCGf en ciclos cardiacos y desplegar los segmentos obtenidos. La función `SEGMENT_F` realiza lo siguiente:

1. Toma el vector de posiciones del inicio aproximado de S1 y le resta  $K^9$  muestras para garantizar que el segmento elegido no comience exactamente en el inicio de S1. Con esto genera un nuevo vector de posiciones que será utilizado para obtener los ciclos cardiacos.
2. Mide las distancias inicioS1-inicioS1 y determina la duración del ciclo cardiaco más prolongado en el FCGf bajo estudio.
3. Inicializa una "matriz de ciclos cardiacos" conteniendo M renglones correspondientes al total de ciclos cardiacos del registro y N columnas, donde N está dada por la duración del ciclo cardiaco más prolongado.



**Figura 4.2.** Ciclos cardiacos obtenidos después de segmentar un FCG utilizando la función `SEGMENT_F`. Cada inciso representa un ciclo cardiaco conteniendo un par de sonidos cardiacos S1-S2. El eje vertical representa amplitud en volts.

<sup>9</sup> El valor de K fue seleccionado experimentalmente con el propósito de que los ciclos cardiacos fuesen seleccionados antes del inicio de S1, en adultos se utilizó  $K=125$  muestras y en fetos se utilizó  $K=50$  muestras.

4. Invoca a la función que se encarga de separar cada ciclo cardíaco y guardarlo en cada renglón de la matriz generada en el punto 3. Esta función se denomina ENSAMBLE y lo único que requiere es la señal de FCGf y el nuevo vector de posiciones para funcionar. Al terminar ENSAMBLE devuelve el control a SEGMENT\_F quien se encarga de desplegar los ciclos cardíacos para finalmente devolver el control a MEJORS.

La figura 4.2 muestra un ejemplo de los ciclos cardíacos obtenidos de un FCG de adulto. En este caso el ciclo cardíaco más prolongado tuvo una duración de 848 ms, de ahí que la última parte de cada ciclo presentado en este ejemplo de 4 ciclos cardíacos consecutivos contenga ceros.

*b). Búsqueda del sonido cardíaco más repetible en el FCGf*

Al momento en que MEJORS recupera el control, cuenta con una matriz conteniendo en cada renglón un segmento asociado a un ciclo cardíaco del FCGf. Con esta información procede a invocar a la función que se encarga de buscar el sonido cardíaco (puede ser S1 ó S2) cuya morfología se repita el mayor número de veces a lo largo del FCGf haciendo uso del operador de correlación. Esta función se llama CORRFCG3 (ver Apéndice H) y su funcionamiento es el siguiente:

1. Inicializa dos banderas<sup>10</sup> cuya función será detener el proceso de búsqueda al momento de cumplirse una de dos condiciones:
  - Que se encuentre un sonido cardíaco en los primeros 15 ciclos cuya correlación con el correspondiente sonido cardíaco<sup>11</sup> del 80% de los M ciclos presentes en el registro sea mayor o igual a 0.8 [Cloutier et al, 1987]
  - Que se hayan evaluado los sonidos cardíacos contenidos en los primeros 15 ciclos sin encontrar alta correlación ( $\geq 0.8$ ) con el 80% de los M ciclos del registro en cuyo caso se elegirá el sonido cardíaco que haya superado una correlación de 0.8 el mayor número de veces.
2. Despliega en pantalla el primer ciclo del registro (renglón 1 de la matriz de ciclos cardíacos), habilita el ratón y le indica al usuario que seleccione el inicio y final de S1 y el inicio y final de S2. Con esto el usuario marca las secciones del ciclo que le parece contienen a S1 y a S2 obteniendo así dos sonidos “candidatos” que se correlacionarán contra los correspondientes sonidos en el resto de los ciclos.
3. Separa en un vector el segmento del S1 candidato y lo correlaciona con los correspondientes S1 de los M ciclos contenidos en la matriz de ciclos cardíacos. Para ello utiliza el segmento del ciclo desde el primer punto hasta el punto marcado manualmente como inicio de S2 menos 100 ms<sup>12</sup>.
4. Separa en un vector el segmento del S2 candidato y lo correlaciona con los correspondientes S2 de los M ciclos contenidos en la matriz de ciclos cardíacos. Para ello

<sup>10</sup> Cada bandera tiene un límite superior que mientras no sea alcanzado permitirá que el algoritmo continúe la búsqueda del sonido cardíaco con morfología “repetible”. El propósito de utilizar estas dos banderas fue el de reducir el tiempo de análisis para buscar el sonido cardíaco de interés ya que se asume que al menos una morfología se repite a lo largo del registro y que dicha morfología se encontrará en los primeros segundos del mismo. Por ello se pensó que no era necesario evaluar los sonidos cardíacos del ciclo 100 contra el resto del registro porque probablemente se presentaron en los primeros ciclos del registro y ya fueron evaluados.

<sup>11</sup> Al hablar del “correspondiente sonido cardíaco” nos referimos a que se evalúa la correlación del sonido S1 del ciclo bajo prueba contra los sonidos S1 del resto de los ciclos, lo mismo sucede para S2.

<sup>12</sup> La selección de este tiempo se realizó en forma experimental de acuerdo a los bancos de datos utilizados y ayudó a reducir la cantidad de puntos a utilizar en la correlación reduciendo así el tiempo de procesamiento.



utiliza el segmento del ciclo desde el punto marcado manualmente como fin de S1 más 100 muestras<sup>6</sup> hasta el último punto del ciclo.

5. Guarda el resultado de la correlación del S1 candidato con el resto de los ciclos cardiacos en una "matriz de correlación" donde cada renglón contiene la señal de correlación del S1 candidato contra el S1 de cada ciclo. El mismo procedimiento se aplica al S2 candidato.
6. Normaliza las matrices de correlación de S1 y S2 utilizando el valor de autocorrelación de los sonidos S1 y S2 candidatos respectivamente.
7. Detecta y cuenta el total de ciclos con correlación superior a 0.8 en la matriz de correlación de S1 y en la matriz de correlación de S2. Si el conteo de los ciclos con alta correlación en cualquiera de las dos matrices de correlación arroja un valor mayor o igual al 80 % de los M ciclos el proceso termina y se asume que se ha encontrado el sonido cardiaco de interés. Las posiciones de los ciclos con alta correlación en la matriz de correlación son guardadas en un "vector temporal" junto con el sonido candidato para ser utilizados en el proceso de generación de un sonido cardiaco patrón.

En caso de que no se alcance el 80 % de los M ciclos el programa procede a utilizar el siguiente ciclo (ciclo 2) y regresa al paso 2. El proceso se repetirá hasta que se hayan evaluado los sonidos de los 15 primeros ciclos o que se encuentre un sonido con alta correlación en al menos el 80 % de los M ciclos.

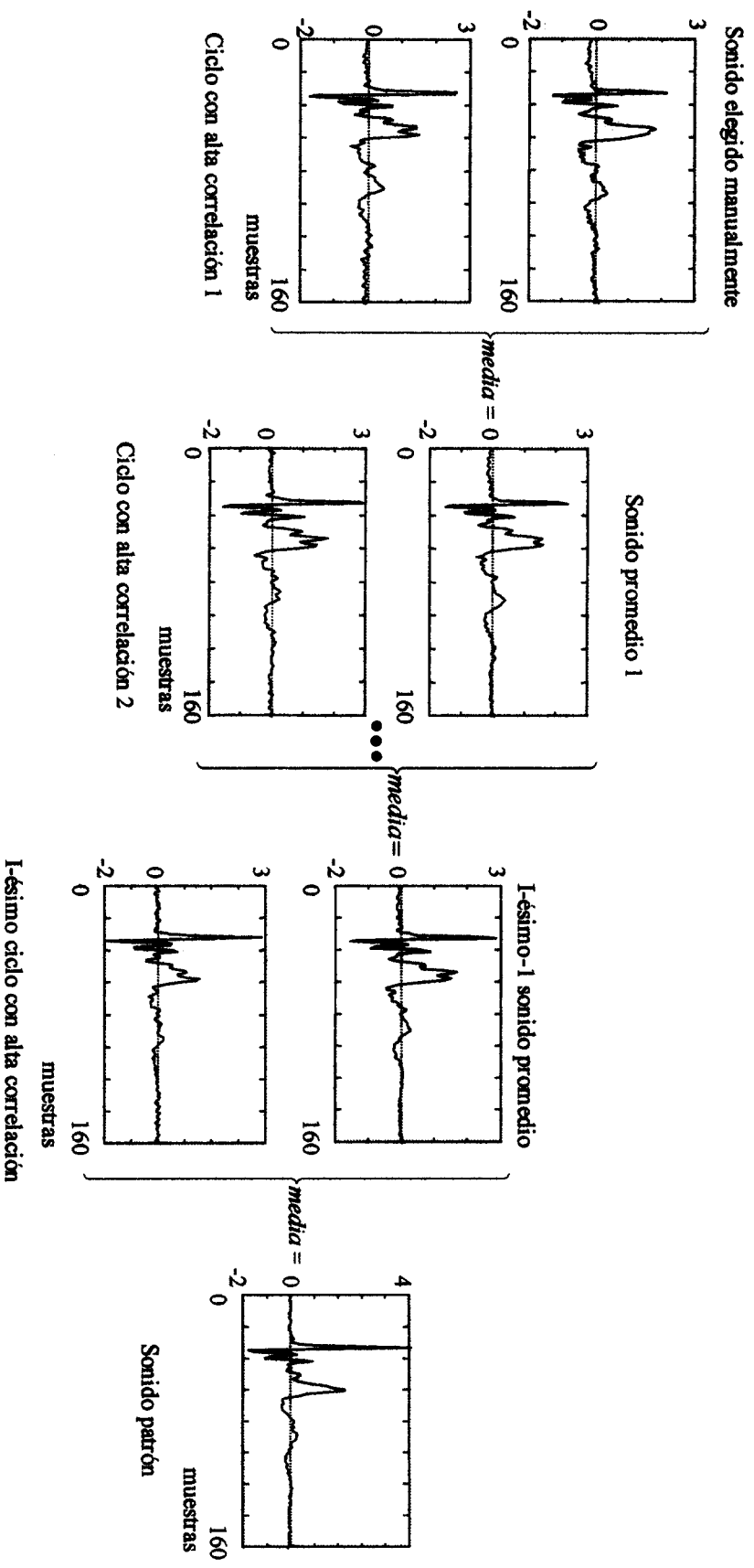
#### c). Generación de un sonido cardiaco promedio

Cuando se han encontrado los ciclos cuyas morfologías de alguno de los sonidos cardiacos se mantienen sin cambios importantes el algoritmo está listo para generar un patrón del sonido cardiaco así que se devuelve el control a MEJORS quien invoca a la función que lleva a cabo esta tarea, PROMFCG1 (ver Apéndice H).

El funcionamiento de PROMFCG1 tiene como propósito generar un sonido cardiaco promedio<sup>13</sup> utilizando los sonidos cardiacos contenidos en los ciclos encontrados con alta correlación. Para llevar a cabo esta tarea PROMFCG1 requiere de la matriz que contiene los ciclos cardiacos del FCGf, la posición de los ciclos con alta correlación en la matriz de correlación y el sonido candidato que se encontró con mayor repetibilidad. Con esta información PROMFCG1 toma el sonido candidato, lo alinea (utilizando correlación) y promedia con el correspondiente sonido cardiaco del primer ciclo con alta correlación encontrado; toma el sonido promedio obtenido, lo alinea y promedia con el correspondiente sonido cardiaco del segundo ciclo cardiaco con alta correlación encontrado y así sucesivamente hasta utilizar todos los ciclos con alta correlación. La figura 4.3 muestra un ejemplo del proceso de promediación seguido para obtener el sonido cardiaco promedio de cada FCGf procesado.

Al terminar PROMFCG1 devuelve el control a MEJORS quien cuenta ahora con el sonido cardiaco promedio de S1 o S2 que se utilizará como sonido cardiaco patrón en la etapa de descomposición utilizando análisis multirresolución.

<sup>13</sup> La búsqueda de un sonido cardiaco promedio tiene como objetivo incrementar la S/R del sonido cardiaco con el propósito de mejorar sus características haciéndolo más parecido al correspondiente sonido de los ciclos detectados con alta correlación.



**Figura 4.3.** Proceso de promediación seguido para generar un sonido cardíaco promedio de cada FCGf procesado utilizando la función PROMFCG1. En la i-ésima iteración se promedia el sonido cardíaco obtenido en la i-ésima iteración menos uno (negro) con el sonido cardíaco correspondiente del i-ésimo ciclo cardíaco detectado con alta correlación (rojo). El eje vertical representa amplitud en volts.

#### 4.2.2. Selección del mejor árbol de descomposición

La selección del mejor árbol de descomposición estuvo a cargo de la función **MUTUAL\_F** (ver Apéndice H) y su funcionamiento se basa en la descomposición por Wavelet Packets (WP) del FCGf y del sonido patrón previo a la aplicación del criterio de Información Mutua para la poda y generación del mejor árbol de descomposición, el proceso es el siguiente:

Para funcionar **MUTUAL\_F** requiere 5 parámetros: una señal de referencia<sup>14</sup>, el FCGf a filtrar, la señal patrón de un sonido cardiaco obtenida en la sección 4.2.1, la frecuencia a la que fue muestreada la señal y la estimación inicial aproximada de cada sonido cardiaco. El procedimiento seguido por la función es el siguiente:

1. Inicializa una ventana de búsqueda  $K$  que se utilizará en el paso 4iii.
2. Determina las longitudes de la señal a procesar y del sonido cardiaco patrón (número de puntos); si la longitud del patrón es menor que la longitud de la señal entonces el algoritmo agrega ceros al patrón para asegurar que sea de la misma longitud que la señal, en caso contrario agrega ceros a la señal para que sea de la misma longitud que el patrón. Este es un requisito importante para que Matlab sea capaz de calcular la correlación que se indica en el paso 4i.
3. El siguiente paso es generar los árboles de descomposición por WP de  $N$  niveles de la señal y del patrón utilizando la wavelet  $W_v$ .
4. A continuación se da inicio a un ciclo que se encarga de obtener un índice de correlación ( $C_i$ ) entre cada nodo del árbol del patrón con el correspondiente nodo del árbol de la señal. Para ello se sigue el siguiente procedimiento:
  - i. Se inicializa una variable de control de un ciclo ( $i = 1$ ).
  - ii. Se obtiene la estimación de la correlación con sesgo ( $\phi_{xy}$ ) de los coeficientes del nodo $_i$  del patrón con los coeficientes del nodo $_i$  del FCGf. Para ello se utiliza la expresión 4.1:

$$\hat{\phi}_{x_i y_i}[k] = \frac{1}{L} \sum_{n=0}^{L-1} x_i[n] y_i[n+k], \dots\dots\dots 4.1$$

donde:

$i$ : representa el nodo bajo estudio,  $i \in [1, \dots, 2^{(N+1)} - 1]$ .

$x_i$ : coeficientes del patrón en el  $i$ -ésimo nodo.

$y_i$ : coeficientes del FCGf en el  $i$ -ésimo nodo.

$L$ : Número de puntos existentes en el  $i$ -ésimo nodo.

- iii. Utilizando el valor absoluto de la señal de correlación se buscan los máximos absolutos de los picos de correlación generados al emparar los coeficientes del patrón con los coeficientes de cada sonido cardiaco existente en ese nodo. De esta manera, si en el FCGf bajo estudio existen en total  $MS$  sonidos cardiacos, en este paso serán detectados  $MS$  máximos absolutos correspondientes a  $MS$  picos de correlación, ni más ni menos (para ello

<sup>14</sup> La señal de referencia puede ser el ECG o el mismo FCG, el propósito de incluir esta señal es con fines de despliegue para que el usuario observe la evolución del proceso mientras se realiza el preprocesamiento de las señales.

se utilizan las posiciones aproximadas de los máximos estimadas<sup>15</sup> con el algoritmo descrito en el Apéndice B). En este caso cada uno de los máximos estimados se convierte en una referencia de la ubicación probable del máximo absoluto del pico "m". Para ubicar con exactitud dicho punto se utiliza una ventana de longitud  $K_d$ <sup>16</sup> alrededor del máximo estimado y se busca la posición real del máximo absoluto de los datos de correlación contenidos en dicha ventana. Este procedimiento se aplica a los MS picos de correlación contenidos en ese nodo para obtener las posiciones reales del máximo absoluto de cada pico. Para realizar este proceso se invoca a la función BUSCADOF (ver Apéndice H). La figura 4.4 muestra un ejemplo del empleo de la ventana  $K_d$  utilizada para encontrar los máximos absolutos del valor absoluto de la señal de correlación.

- iv. Se invoca a la función VENTAN que se encarga de desplegar simultáneamente la señal de referencia y la señal de correlación con las marcas de los máximos absolutos de cada pico de la señal de correlación. Este paso tiene como único propósito que el usuario visualice el resultado del proceso descrito en el inciso (iii) y por lo tanto no se describe su funcionamiento detallado.
- v. Utilizando la función INDIAUX (ver Apéndice H), se cuantifica la suma de los P puntos alrededor de cada máximo absoluto obteniendo un índice de correlación local para cada pico del valor absoluto de la correlación. Después se obtiene la sumatoria de los MS valores de los índices locales para dar lugar al índice de correlación total  $C_i$  del i-ésimo nodo bajo estudio. Para ello se utiliza la expresión 4.2:

$$C_i(x_i[n], y_i[n]) = \sum_{m=1}^{MS} \sum_{k=0}^{P-1} \left| \phi_{x_i y_i}[k] \right|, \dots\dots\dots 4.2$$

donde:

$x_i[n]$ : representa los coeficientes del patrón en el i-ésimo nodo.

$y_i[n]$ : representa los coeficientes del FCGf en el i-ésimo nodo.

*NOTA: Respecto a esta expresión es necesario aclarar que P representa el número de puntos alrededor del máximo absoluto de cada pico y cambia en función del nivel de descomposición sobre el cual se esté trabajando ya que debe tomarse en cuenta el proceso de decimación que sufren las señales en cada cambio de nivel de descomposición. Su valor está dado por la expresión 4.3:*

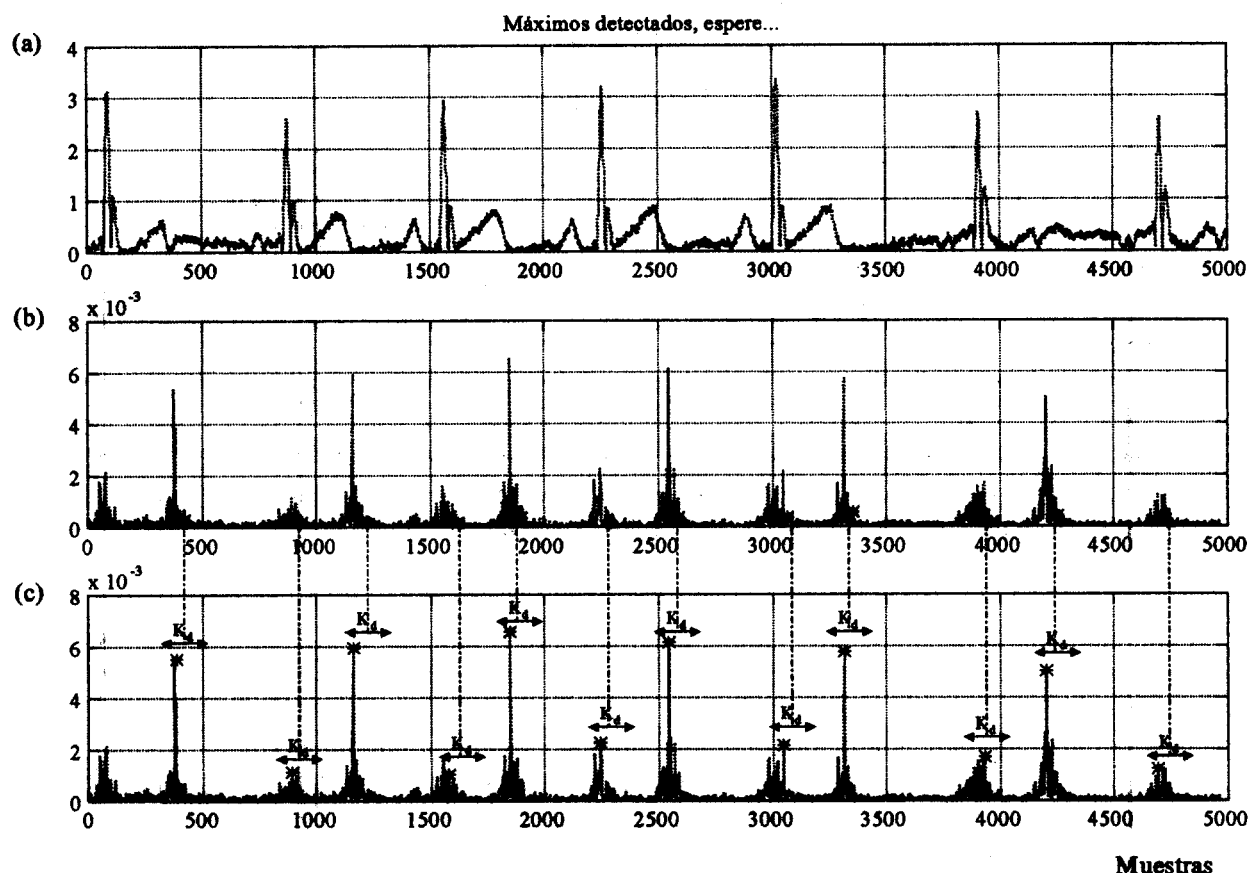
$$P = N_{base} * 2^{N-nivel\_del\_nodo}, \dots\dots\dots 4.3$$

donde:

<sup>15</sup> Debido a que este proceso de detección debe realizarse en cada uno de los  $2^{(N+1)} - 1$  nodos, esto significaría que cada vez que se cambie de nodo sería necesario realizar una detección de los máximos absolutos de los MS picos de correlación citados en este ejemplo. Como es de suponerse este proceso puede resultar arduo, tedioso, y tiende a complicarse conforme el número de niveles de descomposición (N) y la longitud del FCG se incrementan ya que implica repetir el proceso descrito en el Apéndice B un total de  $2^{(N+1)} - 1$  veces. Para evitar este inconveniente, se optó por utilizar la estimación inicial de posiciones de los máximos de cada sonido cardíaco obtenida en el Apéndice B como una referencia sobre la probable ubicación del máximo real absoluto de cada pico en la señal de correlación del nodo bajo estudio.

<sup>16</sup>  $K_d$  es una semiventana de K y se fija al comenzar el programa. El valor de K se estableció igual a 64 muestras para el nodo [0,0] y se divide entre dos conforme se avanza en los niveles de descomposición (N=0, N=1, N= 2,...), con esto se garantiza que la longitud de la ventana se ajuste siguiendo la decimación característica de cada nivel de descomposición.

$N_{base}$ : representa el número de puntos a utilizar en los nodos del último nivel de descomposición<sup>17</sup>.  
 $N$ : representa el total de niveles de descomposición utilizados en el paso 3.  
 Nivel\_del\_nodo: representa el nivel de descomposición en que se encuentra el nodo bajo estudio, por ejemplo, si se trabaja sobre el nodo [3,2] (nodo<sub>10</sub>), se dice que el nivel del nodo es 3; si se trabaja en el nodo [0,0] (nodo<sub>0</sub>) se dice que el nivel del nodo es 0.



**Figura 4.4.** Búsqueda de máximos absolutos en el valor absoluto de la señal de correlación entre el nodo<sub>i</sub> del FCGf y el nodo<sub>j</sub> del patrón utilizando una ventana de longitud  $K_d$ . (a). Señal de referencia rectificada (ECG), (b). Valor absoluto de la señal de correlación y referencias auxiliares detectadas en el Apéndice B, (c). Valor absoluto de la señal de correlación y máximos absolutos detectados utilizando la función BUSCADOF. El eje vertical representa amplitud en volts.

- vi. Se guarda el valor de  $C_i$  en una matriz conteniendo la información referente al nodo analizado, el valor de  $P$  utilizado y el valor  $C_i$  calculado para ese nodo.

<sup>17</sup> Para calcular el valor de  $N_{base}$  se realizaron pruebas utilizando  $N_{base} = 4, 8$  y  $12$  coeficientes, estos valores se propusieron tomando en cuenta la frecuencia a la que fueron muestreadas las señales (1000 Hz) y la información fisiológica de la duración de los sonidos cardiacos. De esta manera, si asumimos que la duración máxima de un sonido cardiaco S1 es de 120 ms [Joo et al, 1983], esto significa que en el nivel cero un sonido tendrá 120 puntos, en el nivel uno tendrá 60 puntos, en el nivel dos tendrá 30 puntos, en el nivel tres tendrá 15 puntos y así sucesivamente. Obviamente si se incrementa el número de niveles de descomposición, el número de puntos que contendrá el sonido será cada vez menor y puede darse el caso de que el sonido tenga menos puntos que  $N_{base}$ , lo cual implicaría la suma de puntos no asociados al sonido cardiaco de interés y en consecuencia un error. Los resultados obtenidos en estas pruebas mostraron que los árboles generados usando  $N_{base} = 4$  son muy similares para el grupo de señales simuladas, y dada la posibilidad de utilizar niveles de descomposición superiores se decidió utilizar 4 coeficientes.

- vii. Se incrementa el contador del ciclo para pasar al siguiente nodo<sub>i</sub> y se regresa al paso (ii). El proceso se repite hasta haber obtenido los índices  $C_i$  de los  $2^{(N+1)} - 1$  nodos que componen el árbol de descomposición, entonces devuelve el control a la función MUTUAL\_F. La figura 4.5 muestra un árbol de descomposición por WP y los índices  $C_i$  calculados para cada nodo utilizando la función INDIAUX.

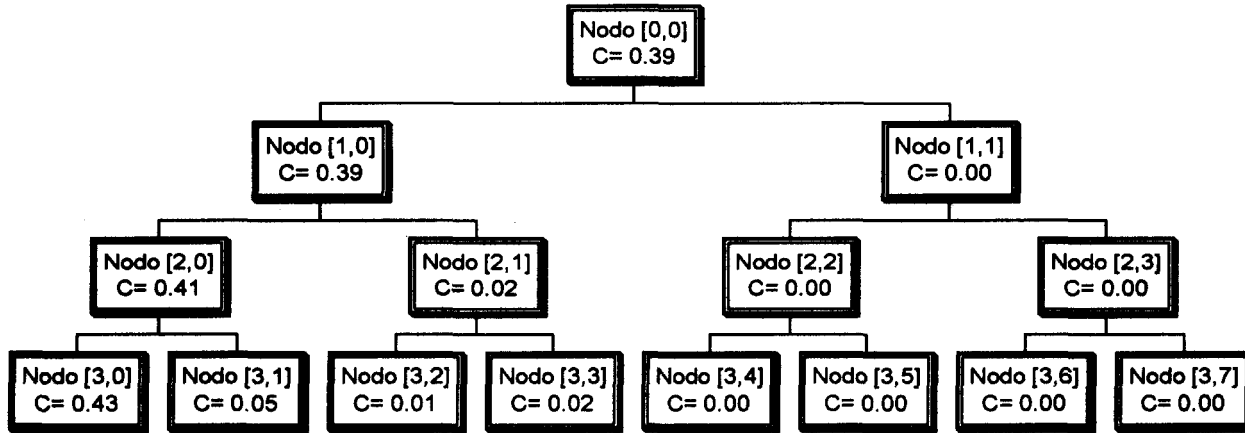


Figura 4.5. Árbol de descomposición del FCGf utilizando WP con 3 niveles e índices de correlación (C) entre cada nodo del patrón con el correspondiente nodo del FCGf.

5. Comienza la generación del mejor árbol de descomposición utilizando el criterio de Información Mutua; para ello se aplica un procedimiento de poda o reconstrucción de nodos comenzando por el último nivel de descomposición. Esto se realiza utilizando la función PODA1 (ver Apéndice H) y su funcionamiento se describe a continuación:
  - i. Se localizan los nodos terminales del árbol de descomposición del FCGf generado en el paso 3, estos nodos serán conocidos como la última generación de nodos hijos y deberá tenerse en cuenta que por cada par de nodos hijos (rama pasa-bajas y rama pasa-altas) hay un nodo padre.
  - ii. Inicializa con 0 la variable de control (j) de un proceso cíclico que se encargará de recorrer todo el árbol y evaluar la importancia<sup>18</sup> de cada nodo en el árbol de descomposición.
  - iii. Se toma el par de nodos hijos (nodo  $2^{(N+1)}-j-2$  y nodo  $2^{(N+1)}-j-1$ ) y se busca el índice de correlación  $C_{hijo}$  que le corresponde a cada uno. Ambos índices se suman y se comparan con el índice de correlación  $C_p$  del nodo padre (nodo  $(2^{(N+1)}-j-2)/2$ ). Si la suma de los índices de correlación  $C_{hijo}$  de los hijos es mayor que el índice de correlación  $C_p$ , se asume que existe información importante en los nodos hijos, se dejan intactos y se etiqueta al grupo para no volver a ser evaluado<sup>19</sup>. En caso contrario se asume que no existe información importante en los nodos hijos y se reconstruyen para dar lugar al nodo padre.

<sup>18</sup> Esta "importancia" se determina en función del valor  $C_i$ , entre mayor es este índice mayor es la cantidad de información relacionada a los sonidos cardiacos contenida en dicho nodo.

<sup>19</sup> Esta etiqueta ("grupo excluido") evitó que en las iteraciones del siguiente nivel el algoritmo pudiera pensar que el nodo padre debía ser reconstruido ignorando que la evaluación había indicado que esa rama debía permanecer intacta.

- iv. Se actualiza el índice  $C_i$  del nodo padre, para ello se utiliza el índice de correlación menor, ya sea la suma de los índices de los hijos o el  $C_p$  del padre anterior. Incrementa el valor de  $j$  en 2 y regresa al paso (iii). Si el nuevo grupo a evaluar no tiene la etiqueta "grupo excluido" entonces se regresa al paso iii, en caso contrario se incrementa  $j$  en 2, el proceso se repite hasta recorrer el árbol completo. En caso de que se hayan terminado de evaluar todos los nodos del árbol entonces el proceso termina y devuelve el control a MUTUAL\_F junto con un árbol de descomposición podado que de acuerdo al criterio de IM es el mejor árbol de descomposición.

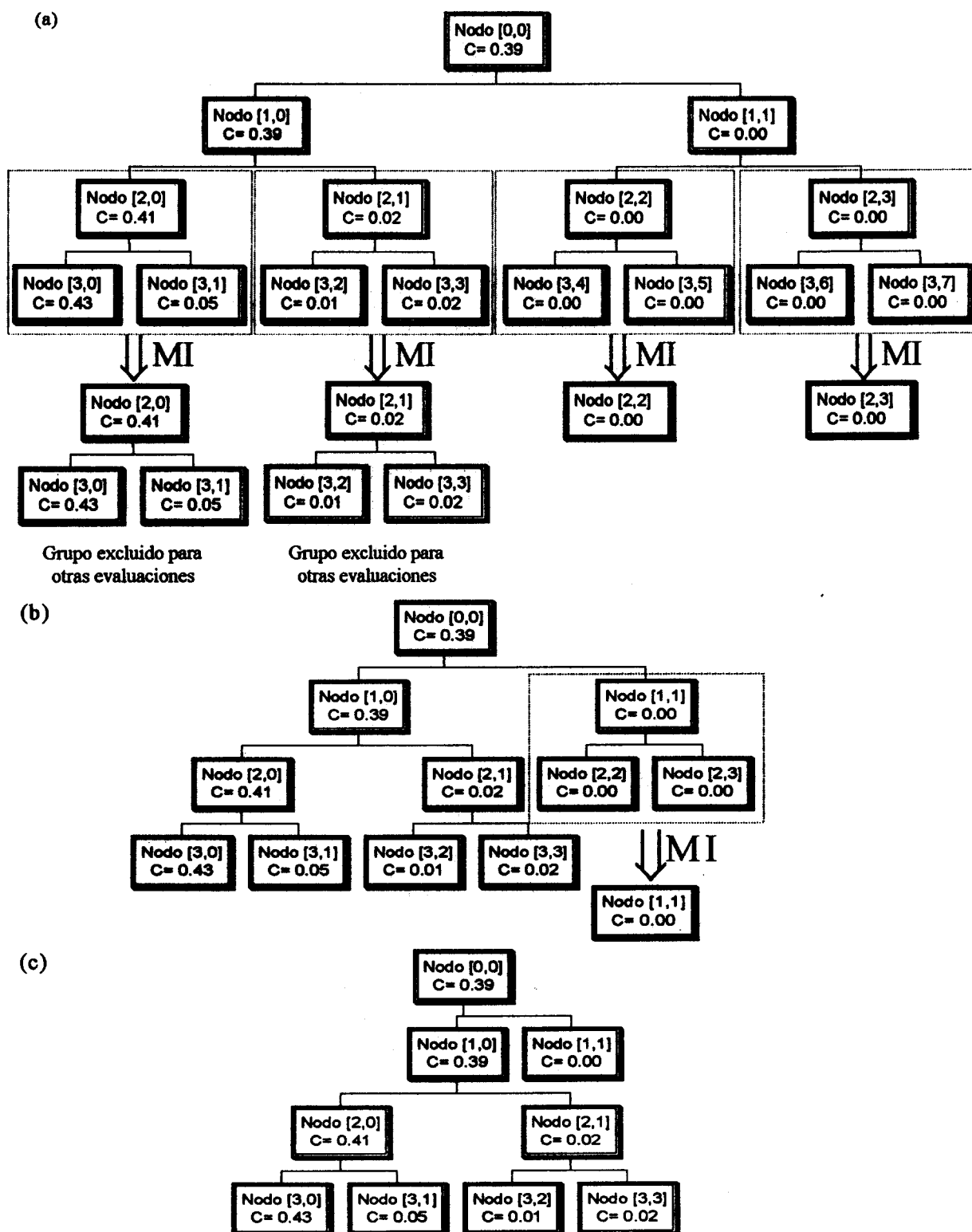
La figura 4.6 muestra un ejemplo del procedimiento descrito para la generación y obtención del mejor árbol de descomposición con base en el árbol mostrado en la figura 4.4. La figura 4.6 (a) muestra el árbol de descomposición original del FCGf y los índices de correlación obtenidos para cada nodo. En este caso los nodos hijos [3,6] - [3,7] y [3,4] - [3,5] no muestran índices de correlación grandes en comparación con los nodos padres (nodos [2,3] y [2,2] respectivamente) lo cual indica que no existe información importante provocando entonces que los nodos hijos sean reconstruidos. Este no es el caso de los nodos hijos [3,2] - [3,3] y [3,0] - [3,1] cuyos índices de correlación respecto a los nodos padres (nodos [2,1] y [2,0] respectivamente) muestran la presencia de información correspondiente a los sonidos cardiacos provocando que permanezcan sin modificación. La figura 4.6 (b) muestra el árbol podado en el último nivel de descomposición y la evaluación y poda de los nodos del penúltimo nivel de descomposición. En este caso la pareja de nodos hijos [2,2] - [2,3] no muestra índices de correlación grandes en comparación con el nodo padre [1,1] y por lo tanto es reconstruida para dar lugar al árbol finalmente podado de la figura 4.6 (c).

#### 4.2.3. Filtrado utilizando técnicas de umbralización (de-noising)

Obtenido el mejor árbol de descomposición se procede a la última etapa de la metodología de preprocesamiento propuesta, el filtrado de los nodos terminales. Para ello se propuso un criterio basado en el índice de correlación de cada nodo  $C_i$ . Este criterio considera que todos aquellos nodos terminales cuyo índice  $C_i$  sea menor a la mitad del índice de correlación máximo existente en el árbol ( $C_{imax}$ ) serán nodos cuyos coeficientes representan información del ruido de fondo y entonces son filtrados utilizando técnicas de umbralización. Por otra parte, aquellos nodos terminales cuyo  $C_i$  sea mayor o igual a la mitad del  $C_{imax}$  serán considerados como nodos cuyos coeficientes representan información del FCGf y permanecerán sin alteración. Para realizar este proceso MUTUAL\_F invoca a la función DENOISE5 (ver Apéndice H) cuyo funcionamiento se describe a continuación:

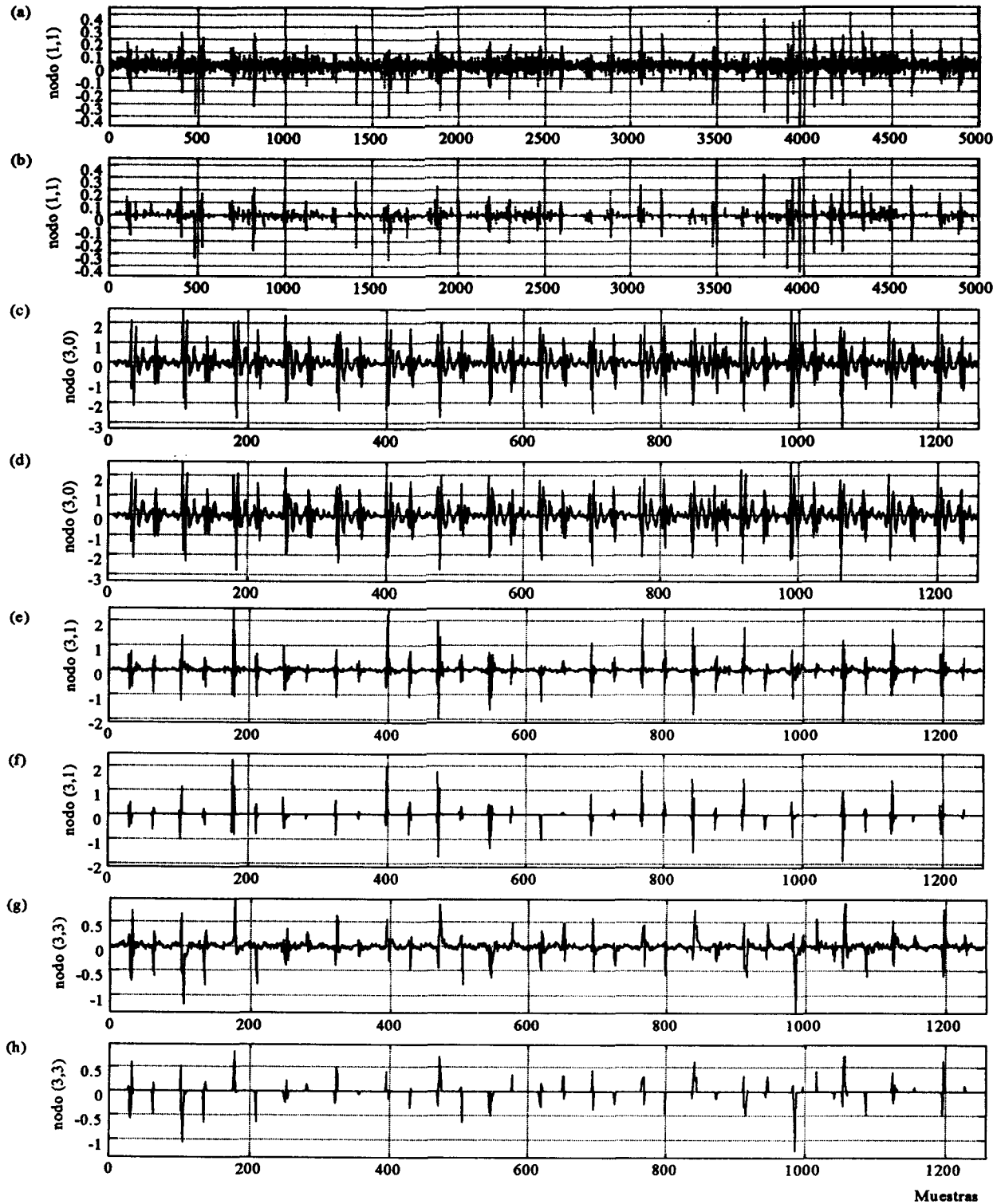
1. Inicializa con 1 la variable de control (i) de un proceso que se encarga de recorrer todos los nodos terminales del árbol podado. Determina el coeficiente de correlación del nodo bajo estudio ( $C_i$ ). Si  $C_i$  es menor a la mitad de  $C_{imax}$ , entonces se umbralizan<sup>20</sup> los coeficientes del nodo utilizando el criterio de umbralización suave (soft thresholding). Por otra parte, si el valor de  $C_i$  es mayor o igual a la mitad de  $C_{imax}$ , los coeficientes permanecen intactos.
2. Se despliegan los coeficientes antes y después del filtrado para que el usuario observe el resultado de la umbralización.

<sup>20</sup> El término "umbralización" corresponde al de-noising de los términos o coeficientes contenidos en el  $i$ -ésimo nodo. Para aplicar este proceso es necesario el empleo de un umbral que le indique al programa la amplitud de los términos que deben quedarse y los que no, en este caso el umbral se calculó utilizando la desviación estándar del valor absoluto de los coeficientes contenidos en el nodo bajo estudio.



**Figura 4.6.** Generación del mejor árbol de descomposición utilizando el criterio de Información Mutua (MI en inglés). (a). Evaluación y poda de nodos en el último nivel de descomposición. (b). Evaluación y poda de nodos en el penúltimo nivel de descomposición. (c). Mejor árbol de descomposición obtenido.

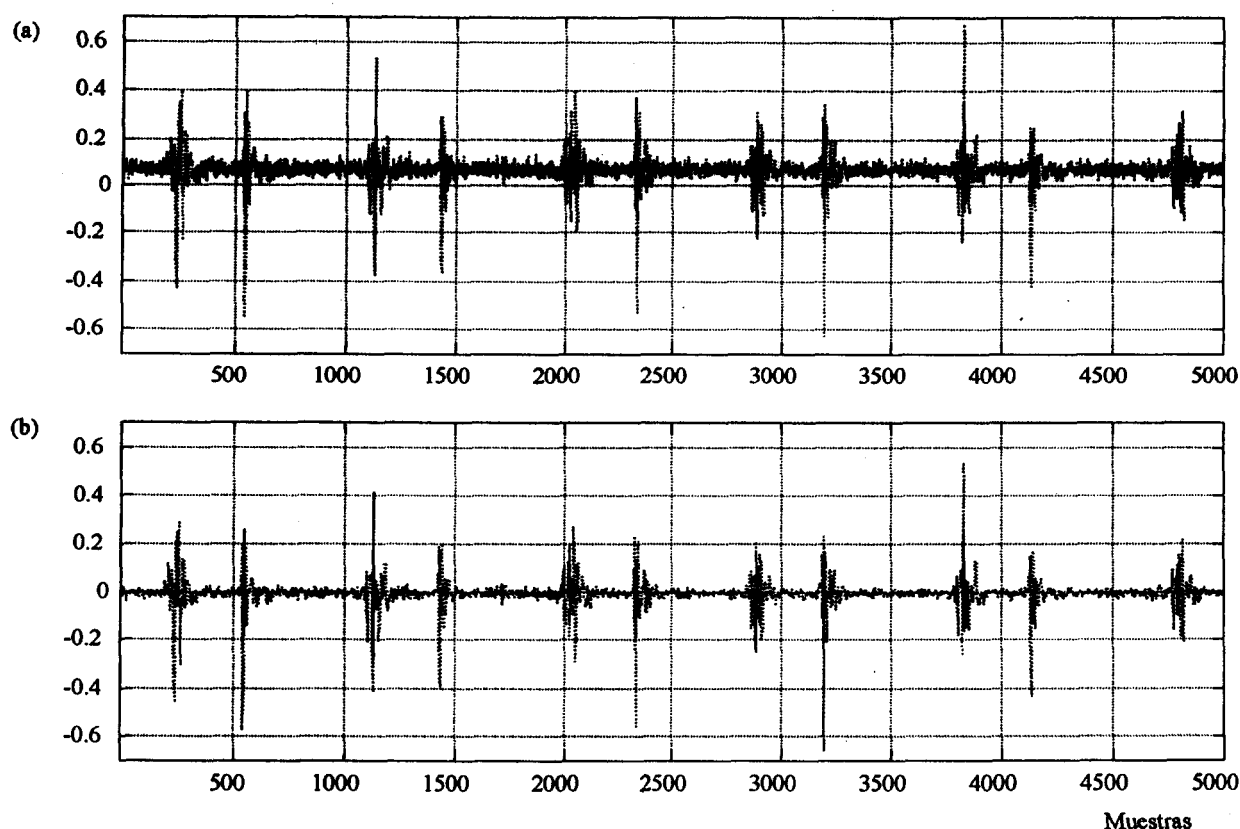




**Figura 4.7.** Umbralización de los coeficientes contenidos en los nodos terminales del árbol podado utilizando el Criterio de Información Mutua. (a). Coeficientes del nodo [1,1], (b). Coeficientes umbralizados del nodo [1,1], (c). Coeficientes del nodo [3,0], (d). Coeficientes no umbralizados del nodo [3,0], (e). Coeficientes del nodo [3,1], (f). Coeficientes umbralizados del nodo [3,1], (g). Coeficientes del nodo [3,2], (h). Coeficientes umbralizados del nodo [3,2]. El eje vertical representa amplitud en volts.

3. Se incrementa la variable de control  $i$  en 1 y se regresa al paso 2. El proceso se repite hasta haber analizado los coeficientes de todos los nodos terminales existentes en el árbol podado. Entonces la función termina y devuelve el control a  $MUTUAL\_F$ .
4. Se reconstruye el árbol podado y umbralizado obteniéndose así un FCGf filtrado.

La figura 4.7 muestra un ejemplo del proceso de umbralización aplicado a los nodos terminales del árbol de descomposición podado de la figura 4.6. En esta figura cada par de incisos muestra los coeficientes de cada nodo terminal del árbol podado antes y después del proceso de umbralización de manera que puede observarse el resultado de filtrar tales coeficientes utilizando el proceso descrito en esta sección. La figura 4.8 muestra el FCGf filtrado finalmente obtenido aplicando la metodología de preprocesamiento propuesta.



**Figura 4.8.** (a). FCGf sometido al esquema de preprocesamiento basado en análisis multirresolución descrito en esta sección, (b). FCGf filtrado utilizando la técnica de preprocesamiento propuesta. El eje vertical representa amplitud en volts.

Si desea mayor información sobre la evaluación de esta etapa de preprocesamiento y la selección de los parámetros óptimos para garantizar la mínima distorsión en la morfología de los sonidos cardiacos, acuda al Apéndice C. En este apéndice se muestran los resultados obtenidos al aplicar el criterio de IM al grupo de señales simuladas así como el proceso de búsqueda y selección de los mejores parámetros para  $W_v$ ,  $N$ , y la validación del criterio de IM para la generación del árbol óptimo.

### 4.3. PROCESAMIENTO DE LOS FONOCARDIOGRAMAS (*extracción de referencias temporales*)

Después de filtrar los FCGf, se procedió al procesamiento de los mismos con el propósito de extraer referencias temporales asociadas a cada sonido cardiaco (S1, S2). Este proceso resulta difícil debido a dos razones: la primera es la baja S/R característica de algunos registros Fonocardiográficos que hace necesaria la aplicación de metodologías de preprocesamiento para mejorar la S/R, y la segunda razón está dada por las características morfológicas cambiantes latido a latido de los sonidos cardiacos que hace necesaria la búsqueda de alternativas para asegurar la extracción confiable de alguna referencia temporal. En este trabajo se ha propuesto y evaluado una metodología que busca resolver cada uno de estos problemas y en la sección anterior se describió la metodología para contender con la baja S/R. Por otra parte, en esta sección se describe el proceso seguido para la extracción de referencias temporales utilizando un criterio de generación de envolvente que mostró ser la mejor alternativa para contender con los cambios en la S/R generando la mayor exactitud y la menor cantidad de FP y FN. Esta envolvente fue empleada para facilitar la extracción de tres referencias temporales asociadas a cada sonido cardiaco, inicio de S1 (iniS1), máximo de S1 (maxS1), final de S1 (finS1), inicio de S2 (iniS2), máximo de S2 (maxS2) y final de S2 (finS2), que se utilizaron para generar los CTG correspondientes.

#### 4.3.1. *Generación de una envolvente*

Como se mencionó anteriormente, la extracción de las referencias temporales se realizó sobre la envolvente asociada a los sonidos cardiacos. Las características de dicha envolvente fueron evaluadas para determinar los mejores criterios de detección, esto indicó que los inicios y finales de cada sonido deben ser detectados en la envolvente original mientras que la detección de los máximos es más precisa utilizando la misma envolvente, pero suavizada. En esta sección se describe el proceso aplicado utilizando la función PREPFCG1 (ver Apéndice H):

El primer paso es eliminar las frecuencias superiores a 200 Hz que no hayan sido eliminadas en la etapa de preprocesamiento, para ello se aplica un filtro pasa-banda tipo FIR que elimina las altas frecuencias que no forman parte de la señal [Nagel, 1983]. Este filtro posee un ancho de banda de 10 a 200 Hz y utiliza 60 coeficientes<sup>21</sup>. El siguiente paso es obtener la envolvente del FCGf [Baranek et al, 1989] utilizando la función HILBERT2 (ver Apéndice H) y finalmente filtrarla entre 1 y 11 Hz para obtener una envolvente suavizada utilizando un filtro FIR de orden 60.

#### 4.3.2. *Extracción de referencias temporales asociadas a los sonidos cardiacos*

La extracción de referencias temporales se realizó utilizando las envolventes generadas en la sección 4.3.1. La primera envolvente se utilizó para la detección de los inicios y finales de cada sonido porque sigue mejor la morfología de los sonidos cardiacos, la segunda envolvente se utilizó para la detección de los máximos de cada sonido cardiaco. Para realizar este proceso se creó la función SEGMENT4 (ver Apéndice H) que para funcionar requiere tres parámetros: las dos envolventes generadas en la sección 4.3.1 y las posiciones auxiliares de cada sonido cardiaco

<sup>21</sup> Aunque la etapa de preprocesamiento tiene como función aislar en la medida de lo posible las componentes fonocardiográficas fetales del ruido de fondo, en 1983 Nagel estimó que el ancho de banda de dichas señales no superaba los 200 Hz. De ahí la aplicación de una etapa determinística de filtrado previa a la generación de la envolvente.

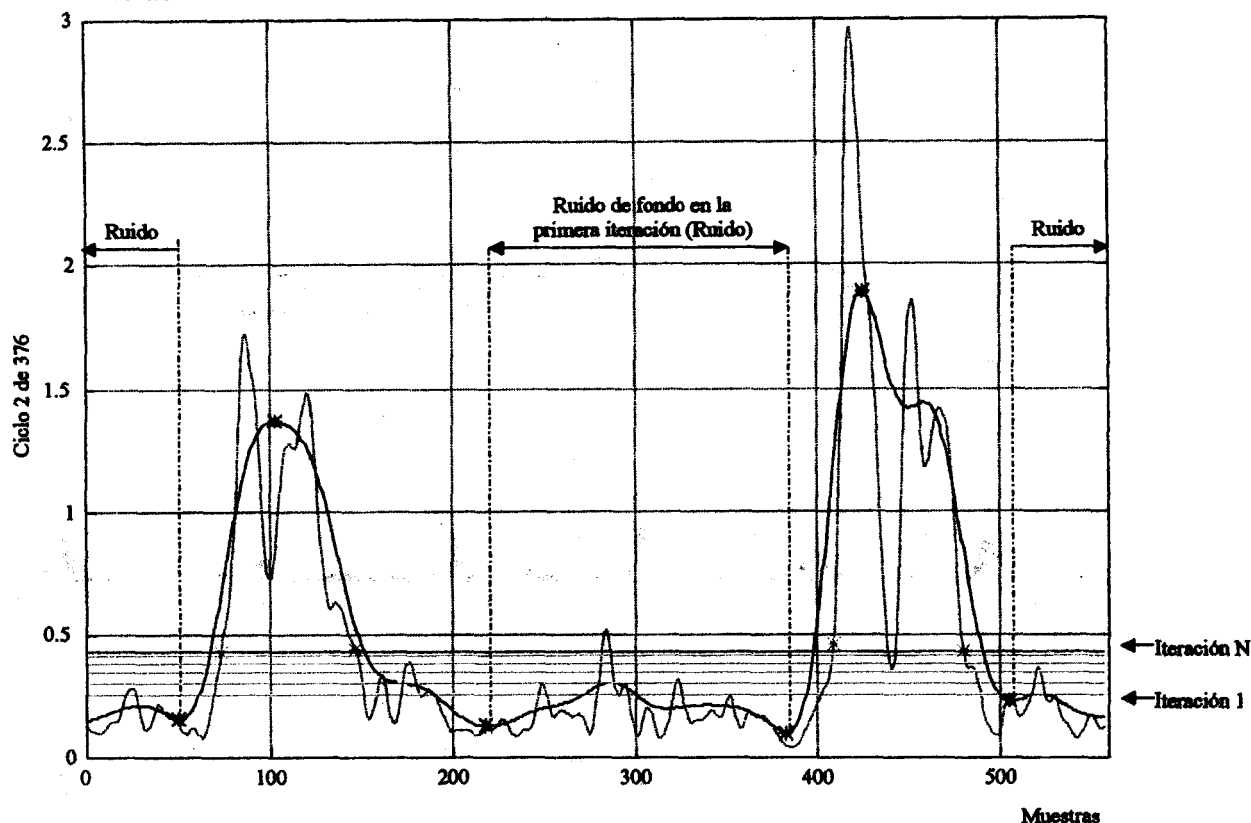
detectadas utilizando la metodología descrita en el apéndice B, su funcionamiento se describe a continuación:

1. Determina el total de ciclos cardiacos en la envolvente bajo estudio.
2. Inicializa el contador ( $i=1$ ) de un ciclo que se encarga de detectar las referencias temporales definitivas de cada sonido cardiaco.
3. Corta un segmento de la envolvente sin suavizar conteniendo el  $i$ -ésimo ciclo cardiaco (pareja S1-S2). Para ello utiliza el inicio aproximado de S1 menos 50 ms y el final aproximado de S2 más 50 ms<sup>22</sup>.
4. Corta un segmento de la envolvente suavizada conteniendo el  $i$ -ésimo ciclo cardiaco (pareja S1-S2). Para ello utiliza el inicio aproximado de S1 menos 50 ms y el final aproximado de S2 más 50 ms<sup>23</sup>.
5. Toma las posiciones aproximadas obtenidas con la metodología descrita en el apéndice B, así establece una ventana dentro de la cual se buscan los inicios y finales definitivos de S1 y S2 (asteriscos rojos en la figura 4.9).
6. Invoca a la función que se encarga de realizar la detección definitiva del inicio, máximo y final de cada sonido contenido en el segmento bajo estudio. Esta función se llama DETECTO3 (ver Apéndice H) y su funcionamiento se basa en el empleo de un umbral iterativo propuesto por Baranek et al en 1989 [Baranek et al, 1989]. El uso de este criterio genera un umbral que se adapta a los cambios en la S/R ciclo a ciclo, y tiene como propósito que el umbral sea capaz de discriminar la parte del segmento bajo estudio que corresponde al ruido de fondo de la parte que corresponde a los sonidos cardiacos limitando en forma aproximada el inicio y final de cada sonido cardiaco. El proceso seguido es el siguiente:
  - i. Inicializa un vector que contendrá las posiciones finales de iniS1, finS1, iniS2, finS2, maxS1 y maxS2.
  - ii. Detecta maxS1 y maxS2 en el segmento de la envolvente suavizada bajo estudio y guarda el resultado en el vector de posiciones finales.
  - iii. Toma el segmento de la envolvente sin suavizar bajo estudio y establece los límites del ruido utilizando los inicios y finales aproximados de S1 y S2 (asteriscos rojos en la figura 4.9). De esta manera los datos comprendidos entre el inicio del segmento y el inicio aproximado de S1, el final aproximado de S1 y el inicio aproximado de S2, el final aproximado de S2 y el final son definidos como ruido de fondo (ruido).
  - iv. Calcula el umbral de la primera iteración utilizando el ruido del segmento bajo estudio. Este umbral se calcula utilizando la expresión 4.4 y un valor de C igual a uno:
 
$$\text{umbral} = \text{media}(\text{ruido}) + C * \text{std}(\text{ruido}), \dots\dots\dots 4.4$$
  - v. Busca todos los puntos del segmento que se encuentran por debajo del umbral y los considera ruido.
  - vi. Calcula el nuevo umbral utilizando la expresión 4.4 pero ahora  $C^{23}$  puede tener valores diferentes dependiendo de la S/R que el usuario observe en los FCGf a procesar.

<sup>22</sup> La selección de un valor igual a 50 ms se realizó con base en las observaciones sobre las características de los registros, este valor permite que se corte un ciclo cardiaco tiempo antes del inicio de S1 y tiempo después del final de S2 y garantiza que no se toman puntos del par de sonidos S1-S2 anterior o posterior.

- vii. Calcula la diferencia entre el valor del umbral actual y del umbral anterior, si este valor es menor o igual a cero el proceso iterativo supone que se ha encontrado el mejor umbral y se detiene marcando los puntos detectados<sup>24</sup> regresando el control a SEGMENT4; en caso contrario regresa al inciso (v) y repite el cálculo del umbral.

La figura 4.9 muestra un ejemplo del funcionamiento de este proceso de detección de referencias temporales incluyendo el proceso iterativo y los cambios en el umbral iteración tras iteración.

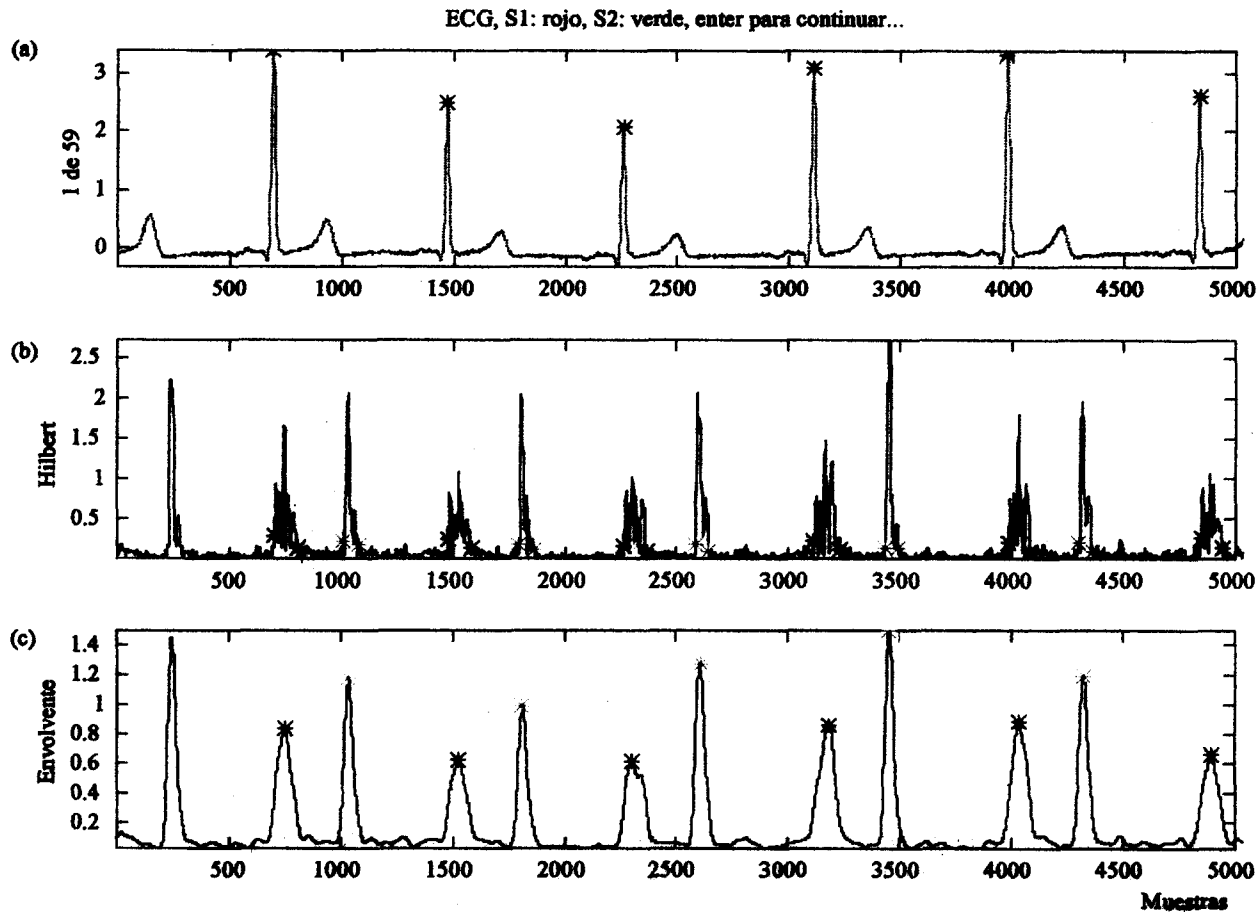


**Figura 4.9.** Proceso de detección de referencias temporales finales asociadas a los sonidos cardiacos. La línea continua representa la envolvente suavizada de los sonidos cardiacos y los asteriscos rojos representan las referencias temporales auxiliares. La línea discontinua representa la envolvente sin suavizar y las líneas grises continuas muestran los cambios en el umbral iterativo para la detección definitiva de iniS1, finS1, iniS2 y finS2 (asteriscos verdes).

<sup>23</sup> El valor de  $C$  determina la magnitud del cambio de un umbral al siguiente y en consecuencia el desempeño del proceso iterativo. Cuando  $C=3$  el umbral supera el ruido de fondo rápidamente y puede provocar que incluso el sonido cardiaco sea superado cuando es de pequeña amplitud. Por otra parte, cuando el valor de  $C$  es pequeño ( $C=1$ ), el número de iteraciones se incrementa y posiblemente no se logre superar el ruido de fondo. De acuerdo a la experiencia obtenida en este trabajo el uso de  $C=3$  resulta recomendable para señales fetales y  $C=1$  para señales de adultos. Este valor se fijó siempre al inicio del proceso.

<sup>24</sup> Si se llega a presentar el caso de que el umbral supere la amplitud de uno o ambos sonidos cardiacos, el programa supone que no es posible realizar la detección de la mejor referencia temporal y asigna como inicio y final los límites de la ventana de búsqueda dados por las referencias aproximadas indicadas en rojo en la figura 4.8

7. Incrementa en 1 el valor del contador  $i$ , si este valor alcanza el total de ciclos cardiacos el proceso termina porque se han procesado todos los ciclos cardiacos existentes en la señal de FCGf; en caso contrario regresa al paso 3 para realizar la detección en el siguiente ciclo cardiaco.
8. Cuando SEGMENT4 termina posee las posiciones finales de  $iniS1$ ,  $maxS1$ ,  $finS1$ ,  $iniS2$ ,  $maxS2$  y  $finS2$  de todos los ciclos cardiacos de la señal en cuestión, entonces despliega ambas envolventes y las referencias obtenidas para que el usuario pueda observar el resultado final de la detección.



**Figura 4.10.** Referencias temporales asociadas a los sonidos cardiacos finalmente detectadas. (a). Señal de referencia (ECG). (b). Envolvente sin suavizar y puntos detectados para  $iniS1$  y  $finS1$  (rojo) y para  $iniS2$  y  $finS2$  (verde). (c). Envolvente suavizada y puntos detectados para  $maxS1$  (rojo) y  $maxS2$  (verde).

La figura 4.10 muestra un segmento de las envolventes generadas (inciso b: Envolvente por Transformada de Hilbert utilizada para la detección de los inicios y finales de S1 y S2; inciso c: Envolvente por Transformada de Hilbert suavizada para la detección de los máximos asociados a S1 y S2) y el resultado final de la detección de referencias temporales asociadas a los sonidos cardiacos incluyendo la detección de las referencias temporales de la señal patrón utilizada. La

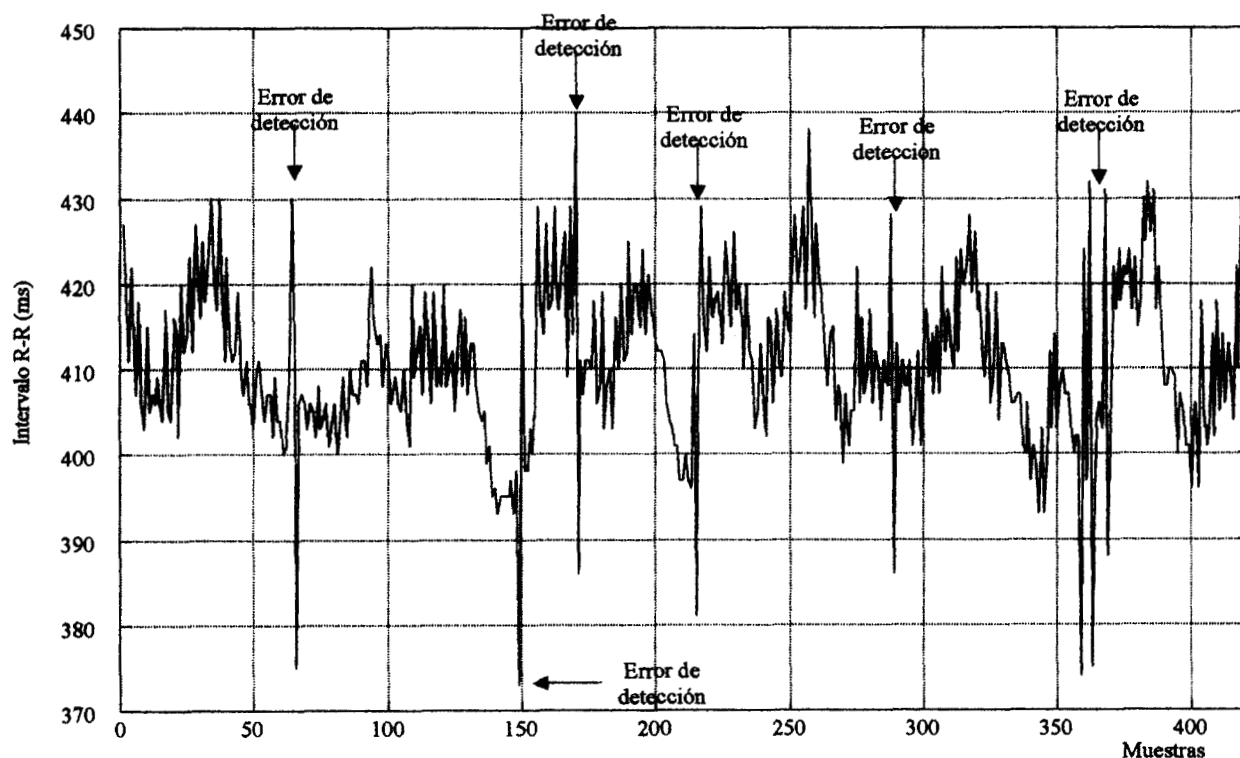
figura 4.10 (a) muestra la señal de ECG usada como referencia<sup>25</sup> para el intervalo R-R y las referencias temporales utilizadas para la evaluación del método propuesto para extracción de referencias temporales.

<sup>25</sup> La referencia temporal empleada como patrón fue la onda R del ECG y dependiendo del banco de datos el proceso de obtención de la misma cambió: Para el grupo de registros fetales, se detectó la posición de la onda R utilizando técnicas de reconocimiento de patrones y análisis tiempo-frecuencia para aislar los complejos QRS fetales a partir del ECGa [Echeverría, 1998]. Para el banco de datos constituido por los registros en adultos, la detección de la onda R se realizó manualmente utilizando la función ENTREF. En esta función la señal es dividida en secciones cuyo número de puntos se elige por el usuario, cada sección es desplegada y el usuario marca el inicio y el final de cada complejo QRS utilizando el ratón. El programa se encarga de detectar el punto máximo en el segmento marcado y lo almacena en un vector antes de desplegar el siguiente grupo de datos. El programa continúa hasta que se ha procesado todo el registro. Al finalizar el programa despliega la señal de ECG y marca la onda R para que el usuario verifique que no haya algún error.

#### 4.4. GENERACIÓN Y EVALUACIÓN DE CARDIOTACOGRAMAS

##### 4.4.1. Procedimiento para generación de Cardiotacogramas:

Una vez que han sido detectadas las referencias temporales definitivas de  $iniS1$ ,  $maxS1$ ,  $finS1$ ,  $iniS2$ ,  $maxS2$  y  $finS2$ , se está en condiciones de generar los CTG asociados a cada una de estas referencias temporales y se procede también a generar el CTG patrón utilizando la posición de la onda R en el ECG. Este proceso está a cargo de la función CTG (ver Apéndice H) y su funcionamiento es el siguiente:



**Figura 4.11.** Cardiotacograma generado utilizando la posición de la onda R fetal. La flecha roja indica los segmentos erróneos del CTG generados por la detección incorrecta de la referencia temporal en cuestión.

Para funcionar CTG requiere de las seis referencias temporales de los sonidos cardiacos y la referencia dada por la onda R, con ellos procede a calcular la distancia entre puntos consecutivos de la misma referencia temporal. Esto es, toma el punto  $iniS1_2$  y le resta  $iniS1_1$ , después toma el punto  $iniS1_3$  y le resta  $iniS1_2$ , el proceso continúa hasta que ha recorrido todo el vector de posiciones de  $iniS1$  y guarda el resultado en un vector. El mismo procedimiento se aplica a las otras 6 referencias temporales, así, al terminar la función, se cuenta con siete vectores conteniendo los intervalos  $refS1-refS1$ ,  $refS2-refS2$  y R-R. El siguiente paso es graficar los CTGs



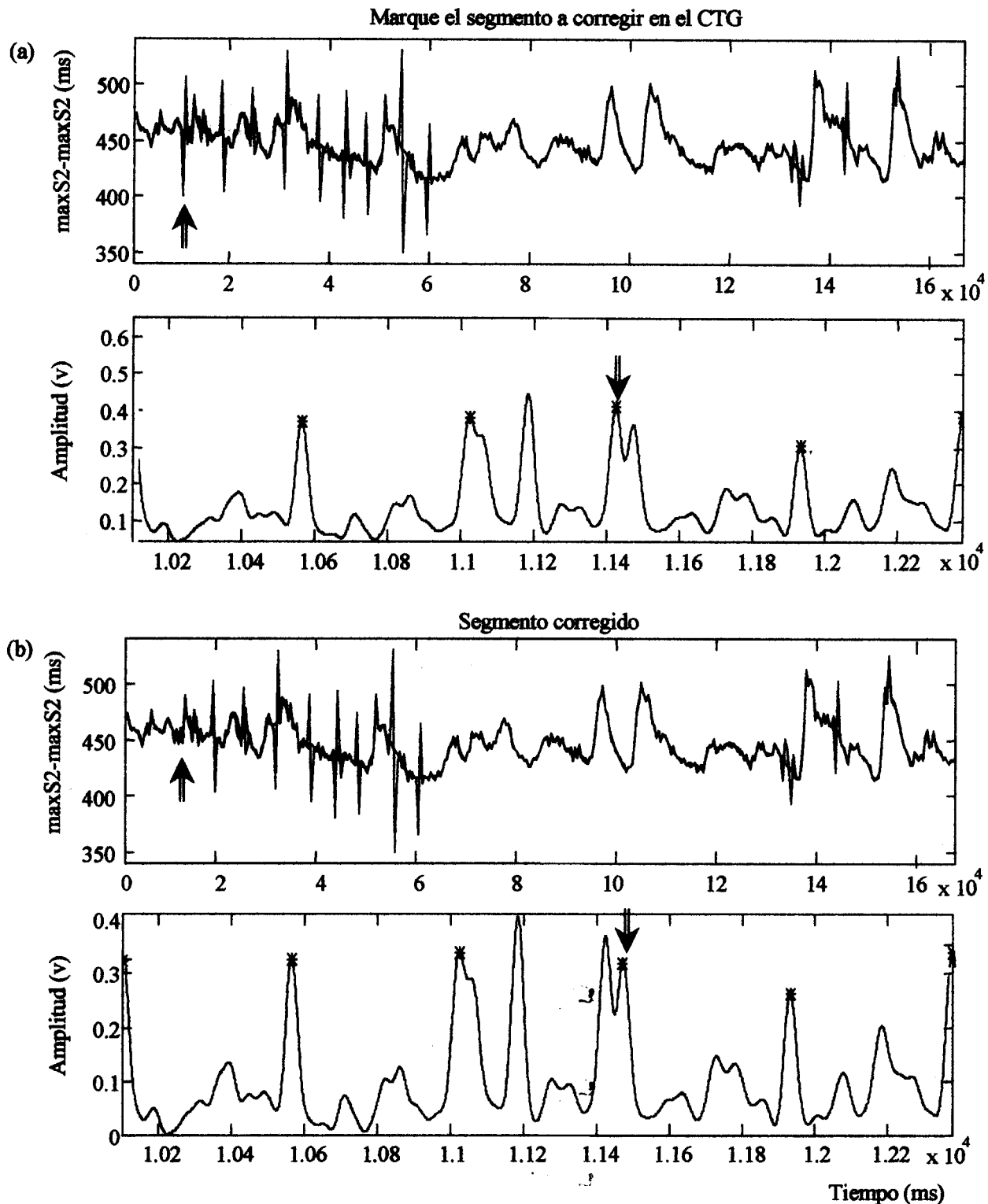
generados para ver si existe algún error de detección<sup>26</sup> en cuyo caso se observa un CTG como el mostrado en la figura 4.11.

Si se llega a presentar un CTG como el de la figura 4.11, el usuario tiene la opción de realizar la corrección manual de la señal en cuestión utilizando la función CTGOK (ver Apéndice H), ésta le permite marcar en el CTG la sección incorrecta y elegir la referencia temporal correcta en la señal fuente (ECG o envolvente del FCGf). El proceso seguido es el siguiente:

1. Despliega el CTG de interés y el CTG patrón (generado utilizando la onda R).
2. Pregunta al usuario si desea realizar alguna corrección, si la respuesta es negativa entonces el programa termina; si la respuesta es positiva entonces realiza lo siguiente:
  - a). Despliega la señal fuente (ECG o envolvente del FCGf).
  - b). Coloca las marcas de las referencias temporales cuyo intervalo latido a latido generó el CTG serie en cuestión (pueden ser las posiciones de la onda R o las referencias temporales de los sonidos cardiacos).
  - c). Habilita el ratón y le indica al usuario que marque el segmento del CTG erróneo.
  - d). Localiza el segmento en cuestión en la señal fuente y lo despliega para que el usuario pueda ver en detalle la porción de la señal en la que se encuentra la referencia mal detectada.
  - e). Pide al usuario que elija una de dos opciones:
    - Marcar el pico correcto: se elige sólo cuando se aprecia claramente el pico correcto.
    - Generar un punto promedio: se elige cuando las características de la señal dificultan que el usuario vea con claridad la posición del pico correcto.
  - f). Si el usuario elige 1, se habilita nuevamente el ratón y se le pide al usuario que marque el segmento en la señal fuente donde se encuentra el pico correcto, así el programa detecta el máximo de los datos contenidos en ese segmento corrigiendo la referencia temporal y la serie de tiempo. Si por el contrario, el usuario no distingue el pico correcto y elige 2, entonces el programa calcula la media del intervalo anterior y del intervalo siguiente, con ello se genera la referencia temporal corregida y se corrige también el CTG.
  - g). Despliega el CTG corregido y el segmento de la fuente con el nuevo pico, así el usuario observa el resultado de la corrección.
  - h). Pregunta si se desea realizar otra corrección, si la respuesta es positiva entonces el programa regresa al inciso (a). En caso contrario termina y devuelve el CTG corregido y el nuevo vector de referencias temporales.

Las figuras 4.12 y 4.13 muestran un ejemplo del proceso de corrección de un CTG fetal generado utilizando como referencia temporal maxS2, la línea negra muestra el CTG patrón y la roja el CTG a corregir. La figura 4.12 muestra el CTG original y la corrección manual del primer pico erróneo (flecha en la figura superior del inciso (a)). Cuando el usuario decide corregir ese segmento aparece la figura inferior del inciso (a), en ella se muestra la envolvente y los puntos

<sup>26</sup> Estos errores de detección se presentan frecuentemente en los registros fetales y son el resultado de la detección errónea de la referencia temporal. En el caso del ECG se presenta cuando existe un traslape total de la onda R materna y fetal, esto dificulta al algoritmo la detección y genera errores. En el caso del FCG, este error se presenta frecuentemente cuando existe desdoblamiento valvular o artefactos de ruido, ya que la envolvente genera dos picos en lugar de uno y la amplitud de esos picos cambia latido a latido, esto hace que en ocasiones el máximo detectado en la envolvente suavizada sea el pico 1 y en ocasiones el pico 2. En ambos casos (ECG y FCG), esto se refleja en un incremento en el intervalo del pico erróneo al siguiente pico y un decremento en el intervalo del pico erróneo al pico anterior o bien un decremento en el intervalo del pico erróneo al siguiente pico y un incremento en el intervalo del pico erróneo al pico anterior.



**Figura 4.12.** Corrección manual de un CTG (negro: CTG patrón, rojo: CTG a corregir) generado utilizando maxS2, en este caso se visualiza el pico correcto sin problema así que el usuario puede marcarlo. (a). Superior: primer segmento a corregir (marcado con una flecha), inferior: envolvente y punto detectado incorrectamente (marcado con una flecha). (b). Superior: segmento corregido (marcado con una flecha), inferior: envolvente y punto corregido (marcado con una flecha).

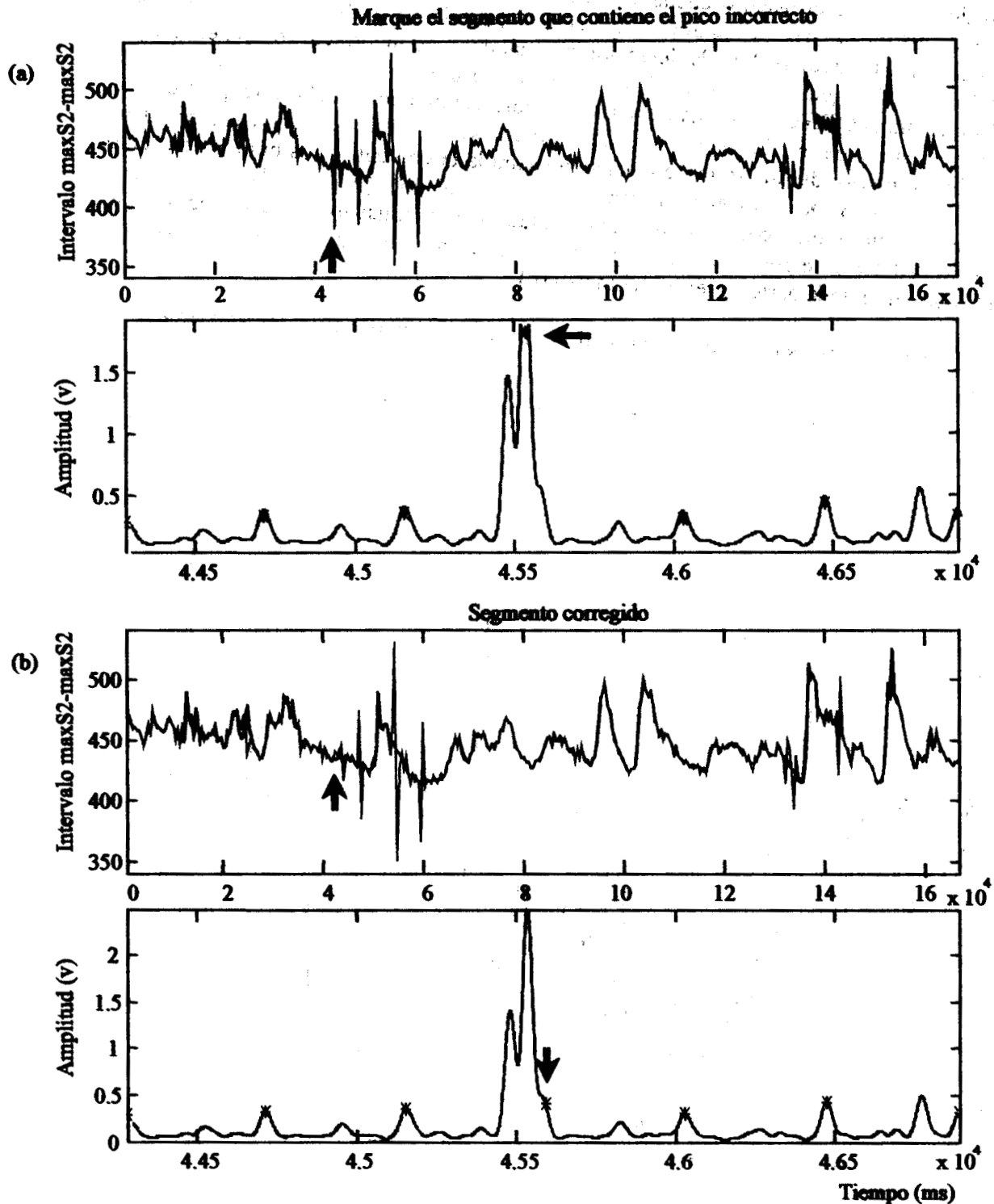
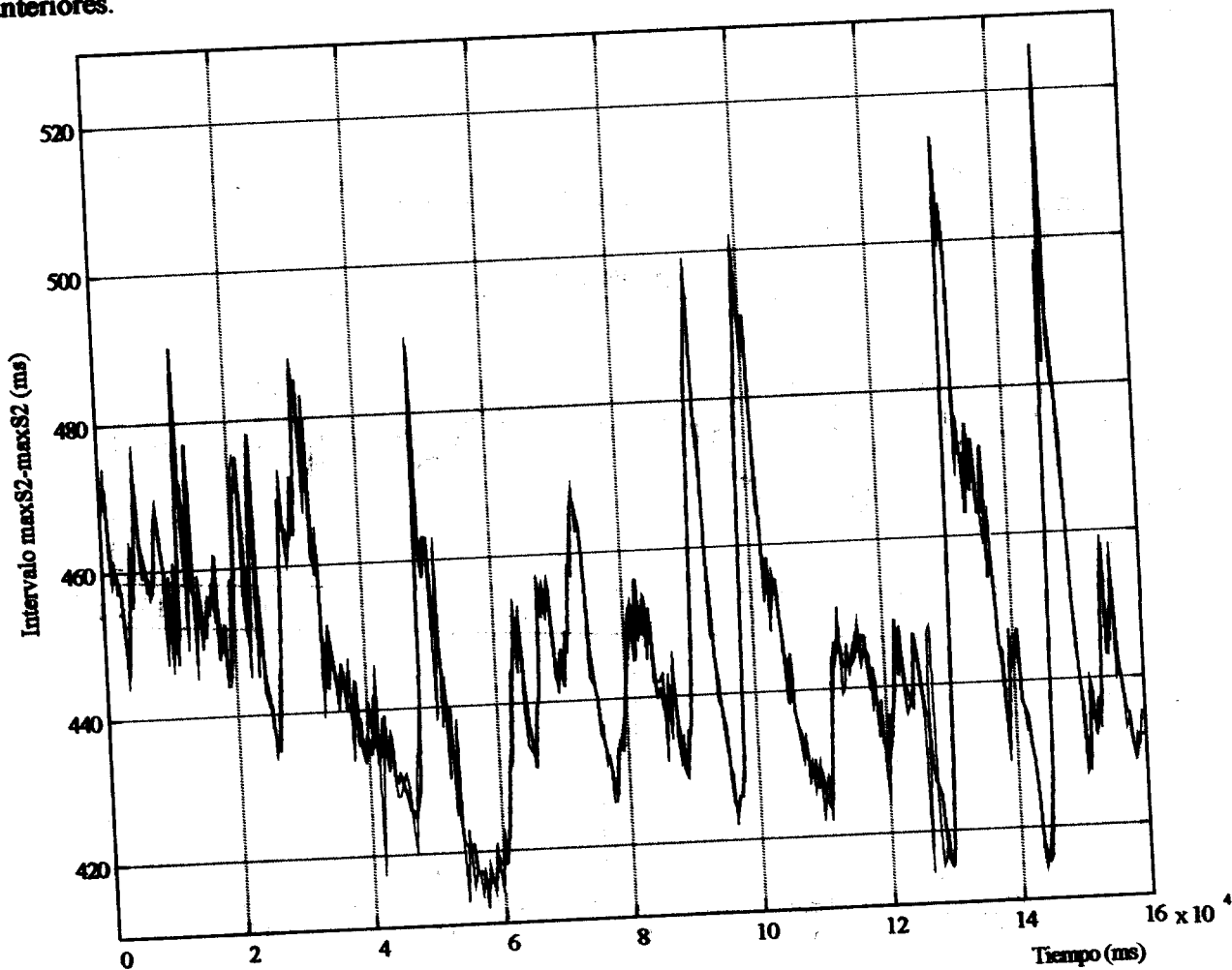


Figura 4.13. Corrección manual de un CTG (negro: CTG patrón, rojo: CTG a corregir) generado utilizando maxS2, como no se visualiza el pico correcto, el programa utiliza un punto promedio. (a). Superior: primer segmento a corregir (marcado con una flecha), inferior: envolvente y punto detectado incorrectamente (marcado con una flecha). (b). Superior: segmento corregido (marcado con una flecha), inferior: envolvente y punto promedio utilizado en la corrección (marcado con una flecha).

detectados de forma que el usuario encuentra el punto marcado incorrectamente (flecha en la figura superior del inciso (a)). Como el pico correcto se aprecia sin problema, el usuario puede elegir la opción 1, así puede realizar la detección manual del pico incorrecto (flecha en la figura inferior del inciso (b)) generando así el CTG corregido de la parte superior del inciso (b). La figura 4.13 muestra el CTG en la quinta iteración y la corrección manual del primer pico erróneo (flecha en la figura superior del inciso (a)). Cuando el usuario decide corregir ese segmento aparece la figura inferior del inciso (a), en ella se muestra la envolvente y los puntos detectados de forma que el usuario encuentra el punto marcado incorrectamente (flecha en la figura superior del inciso (a)). Como el pico correcto no se aprecia fácilmente, el usuario elige la opción 2, así que el programa detecta un punto promedio (flecha en la figura inferior del inciso (b)) generando así el CTG corregido de la parte superior del inciso (b).

La figura 4.14 muestra el resultado final del proceso de corrección descrito en párrafos anteriores.



**Figura 4.14.** Cardiotacograma (CTG) corregido. Negro: CTG patrón generado utilizando la onda R fetal, Rojo: CTG generado utilizando como referencia temporal el máximo de S2 detectado en el FCGf.

#### 4.4.2. Generación de índices y análisis estadístico

Esta sección tiene como propósito explicar la metodología seguida para la evaluación de los CTGs generados utilizando referencias temporales provenientes del FCGf. Con esta evaluación se pretende determinar el grado de intercambiabilidad entre el CTG generado por FCGf contra el CTG patrón generado utilizando la onda R del ECG. Dicha evaluación se ha dividido en dos etapas:

**Evaluación visual del CTG:** Comprende el análisis visual del comportamiento de los CTGs en forma individual (para cada paciente) y grupal (para cada grupo de pacientes). Este análisis se realizó por medio de las siguientes gráficas:

a). Evaluación individual:

- Se graficaron los CTGs en el dominio del tiempo de cada referencia S-S (CTG<sub>S-S</sub>) y el CTG patrón (CTG<sub>R-R</sub>).
- Se graficaron las densidades de potencia espectral de cada CTG<sub>S-S</sub>, para ello fue necesario remuestrear cada CTG utilizando una frecuencia de muestreo de 2 Hz en los registros de adultos y 4 Hz en los fetales.

b). Evaluación grupal: Utilizando todos los CTGs generados se realizó lo siguiente:

- Se obtuvieron las gráficas de los intervalos R-R vs refS<sub>i</sub>-refS<sub>i</sub>.
- Se obtuvieron las gráficas refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>-RR vs (refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>+RR)/2.
- Se obtuvieron los histogramas de las diferencias entre los intervalos RR y cada refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>.

**Evaluación estadística del CTG:** Para la evaluación cuantitativa se aplicaron pruebas de hipótesis a las media de los intervalos latido a latido y para el análisis de residuos (las medias pareadas) medidas por ECG y por cada refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>. Se calcularon los parámetros (pendiente, ordenada al origen y el coeficiente de determinación) de las regresiones lineales de las gráficas presentadas y los intervalos de confianza de ellos. Se calcularon tres índices estándar en el tiempo (la raíz cuadrática media de las diferencias de intervalos consecutivos (RCMDIC), la variabilidad a corto plazo (VCP) y la variabilidad a largo plazo (VLP)) [Task Force, 1996] y tres índices no estándar en la frecuencia (potencia absoluta total en la banda de 0.0033 a 1.00 Hz (PT), potencia absoluta en la banda de bajas frecuencias 0.03 a 0.08 Hz (PBF), y la potencia absoluta en la banda de altas frecuencias 0.1512 a 1 Hz (PAF)) [Ortiz, 1997] de los CTGs. Finalmente, se analizaron los índices obtenidos utilizando el método de Bonferroni para comparaciones múltiples.

Las expresiones 4.5, 4.6 y 4.7 muestran las fórmulas utilizadas para calcular los índices en el tiempo:

$$RCMDIC = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N-1} (int_{i+1} - int_i)^2}{N-1}}, \dots\dots\dots 4.5$$

donde:

$int_i$ : es el i-ésimo intervalo refS<sub>i</sub>-refS<sub>i</sub> o R-R.

$N$ : número de intervalos existentes en la serie bajo estudio.

$$VCP = \frac{\sum_{i=1}^N |int_{i+1} - int_i|}{N}, \dots\dots\dots 4.6$$

donde:

$int_i$ : es el i-ésimo intervalo refS<sub>i</sub>-refS<sub>i</sub> o R-R.

$N$ : número de intervalos existentes en la serie bajo estudio.

$$VLP = \frac{val1 + val2 + \dots + valM}{M}, \dots\dots\dots 4.7$$

donde:

$valM$ : es la diferencia entre el intervalo más largo y el intervalo más corto existentes en el m-ésimo minuto de la serie bajo estudio.

$M$ : es la duración total del registro en minutos (3 o 5 minutos).

Estos índices fueron sometidos a análisis estadístico para estimar la presencia o no de diferencias significativas entre los CTGs por FCGf y el CTG<sub>R-R</sub>.

Esta metodología<sup>27</sup> se aplicó a un total de 11 registros simultáneos de 3 y 5 minutos de ECG y FCG en fetos con las características descritas en la sección 4.1.1.

<sup>27</sup> Es importante mencionar que a diferencia de los casos en adultos (ver Apéndices E y F), la metodología de preprocesamiento no fue capaz de extraer un sonido cardíaco patrón de los registros fetales, al menos con los requisitos indicados en la sección 4.2.1 (correlación superior a 0.8 en el 80 % de los ciclos cardíacos existentes en el registro). Esto fue indicador de que en el FCG fetal existen cambios importantes en la morfología de los sonidos cardíacos, probablemente como resultado del ruido de fondo que contamina la señal y deteriora la S/R del registro, de la distancia entre la fuente y el micrófono o del movimiento de la misma (cuando el feto se mueve). Para resolver este problema, el FCG fetal se dividió en secciones de 30 segundos, se detectó el patrón de cada sección, y se filtró con la metodología de preprocesamiento descrita. La selección del tamaño de ventana se realizó experimentalmente comparando entre 90, 60 y 30 segundos.

#### **4.5. PRUEBAS AL MÉTODO EN SEÑALES FONOCARDIOGRÁFICAS DE ADULTO**

Antes de aplicar la metodología propuesta a las señales fetales descritas en la sección 4.1.1, se realizó primero una prueba para determinar la capacidad real del método de extraer referencias temporales de los sonidos cardiacos capaces de generar CTGs equivalentes a los del CTG por onda R. Para realizar esta prueba se utilizaron los bancos de datos descritos en la sección 4.1.3, con estas señales de adultos se lograron dos objetivos importantes: contar con señales cuya S/R fuese superior a la de la señales fetales permitiendo una mejor extracción de las referencias temporales y además se disponía de una señal de referencia confiable dada por el ECG.

##### **4.5.1. Prueba con señales de adultos adquiridas bajo las mejores condiciones de registro posibles**

La primera prueba a la metodología propuesta se realizó en señales Fonocardiográficas de adultos adquiridas bajo las mejores condiciones de registro, para ello se extrajeron las referencias temporales asociadas a los sonidos cardiacos S1 y S2 y se generaron los CTGs correspondientes. Los CTGs generados por cada referencia (iniS1-iniS1, maxS1-maxS1, finS1-finS1, iniS2-iniS2, maxS2-maxS2, finS2-finS2) fueron comparados estadísticamente con los CTGs por onda R utilizando los índices en el tiempo y en la frecuencia descritos en la sección 4.5.

##### **4.5.2. Prueba con señales de adultos adquiridas sin controlar las condiciones de registro**

La segunda prueba a la metodología se realizó en señales en las que se buscaron condiciones que aproximasen a las de un registro fonocardiográfico fetal sin perder la confiabilidad en la señal de referencia. Por ello se adquirió un segundo banco en adultos en el que las condiciones de registro no fueron controladas para simular situaciones fetales en las que difícilmente se pueden cambiar las características de la señal. Tales señales fueron procesadas utilizando la metodología propuesta, y las referencias temporales extraídas de cada sonido cardiaco fueron utilizadas para generar los CTGs que después fueron comparados estadísticamente contra la señal de referencia utilizando los índices en el tiempo y en la frecuencia descritos en la sección 4.5.

---

***CAPÍTULO 5.***  
***RESULTADOS***

---



## 5. RESULTADOS

---

Como pudo observarse al leer el capítulo 4, el método propuesto para extracción de referencias temporales del Fonocardiograma fetal (FCGf) y generación del Cardiotacograma (CTG) está constituido por tres etapas importantes: etapa de preprocesamiento para filtrar el FCGf, etapa de procesamiento para extracción de referencias temporales del FCGf filtrado, y generación y evaluación del CTG generado. Estas etapas pueden apreciarse en el esquema de la figura 4.1 donde se muestra cada paso seguido y se agrupa dentro de la etapa correspondiente mediante una línea gris continua. Quizás el lector se pregunte, ¿y por qué se menciona eso en los resultados?, pues bien, la intención es captar la atención hacia cuatro aspectos que se han considerado importantes en este trabajo y que merecen ser mencionados en este capítulo:

- En primer lugar, el hecho de que cada etapa fue desarrollada utilizando la experiencia de otros autores en el procesamiento de señales y la propia en el procesamiento del FCGf, esto con el fin de conjuntar y/o adecuar diferentes propuestas en pos de desarrollar y evaluar el presente trabajo. Así, como se mencionó en el capítulo anterior (y como puede verse detalladamente en los apéndices C y D), cada etapa fue evaluada en búsqueda de aquellos parámetros que generaran el mejor desempeño en la extracción de referencias temporales provenientes del FCGf ante cambios en la S/R. Los resultados de estas evaluaciones mostraron que cuando la etapa de preprocesamiento utilizaba un esquema de análisis multirresolución para generar el mejor árbol de descomposición utilizando el Criterio de Información Mutua, en combinación con la wavelet de sexto orden de la familia Daubechies, tres niveles de descomposición y un criterio de umbralización propuesto en este trabajo, generaba los mejores resultados [Jiménez et al, 2000]. Estos resultados mostraron también que la precisión del método en la extracción de referencias temporales era mayor cuando se realizaba sobre la envolvente generada utilizando la Transformada de Hilbert, y que para detectar con mayor precisión los inicios y finales era necesario utilizar la envolvente original mientras que los máximos debían ser detectados en la envolvente suavizada.
- En segundo lugar, es pertinente mencionar que al avanzar en este trabajo y desarrollar algunas de las rutinas de las etapas de preprocesamiento y procesamiento del FCGf (en particular las encargadas de buscar el patrón del sonido cardíaco en la sección 4.2.1, de seleccionar el mejor árbol de descomposición en la sección 4.2.2 y de detectar las referencias temporales de cada sonido cardíaco en la sección 4.3.2), surgió la necesidad de utilizar algunas referencias temporales auxiliares. En un principio esto se resolvió con la participación del usuario, quien marcaba tales referencias siempre que era necesario; factor que incrementó considerablemente la participación del mismo a lo largo de todo el proceso, y que se reflejó en un aumento importante del tiempo de procesamiento y en errores por la constante participación del usuario (sobre todo en la etapa de selección del mejor árbol de descomposición ya que en cada nodo debía realizar la detección). Para tratar de solucionar este problema, se propuso un algoritmo que detectaba en forma gruesa las referencias temporales de la envolvente del FCGf sin preprocesar. Este algoritmo se describe con detalle en el Apéndice B y funciona en forma semiautomática; esto es, realiza una primera detección de las referencias temporales que considera están asociadas a los sonidos cardíacos y permite que el usuario haga las correcciones que considere necesarias. Así, aunque no se elimina del todo la participación del usuario (que se considera difícil de lograr por las características de estas señales), se logra que ésta se limite a esta etapa de detección burda que una vez

finalizada genera las referencias temporales auxiliares que el método propuesto requiere para trabajar en forma independiente. El propósito de mencionar esto es tratar de resaltar la importancia de esta etapa, ya que ahorró tiempo de procesamiento, redujo la participación del usuario, los errores de detección y facilitó el desarrollo del resto de las etapas de preprocesamiento y procesamiento. Esta etapa se muestra en el esquema de la figura 4.1 como un bloque en líneas punteadas y sus conexiones al resto del proceso indican el uso de algunas de las referencias auxiliares detectadas por él.

- En tercer lugar, al conjuntar los hechos mencionados en los puntos anteriores, se produjo el método para extracción de referencias temporales del FCGf descrito en el capítulo anterior. Un método que ha eliminado la posibilidad de errores metodológicos demostrando que la aplicación del mismo permite la extracción de referencias temporales confiables del FCGf con la menor distorsión posible de la morfología de los sonidos cardiacos (Apéndices C y D); un método cuyos parámetros fueron seleccionados experimentalmente, evaluado en términos de la precisión con la cual realizaba la extracción de referencias temporales ante los cambios en la S/R y adaptado para funcionar sin ayuda del usuario una vez que se había realizado la detección gruesa. Sin embargo, como las evaluaciones preliminares del método se habían realizado por etapas y en señales simuladas; era entonces necesario determinar si su desempeño en señales adquiridas sería equiparable al de las señales simuladas y si los CTGs generados serían equivalentes al de la señal patrón por onda R. A este respecto existía un problema, lo más cercano a una señal de referencia con que se contaba era la onda R fetal extraída del Electrocardiograma abdominal (ECGa), una onda cuyo proceso de extracción implicaba ciertos errores que se verían reflejados en el CTG<sub>R-R</sub> y que erróneamente podrían indicar diferencias entre la señal patrón y el CTG generado utilizando las referencias temporales del FCGf. Para contender con este problema, se optó por evaluar el método en un grupo de señales de adultos, donde no habría riesgo de errores de detección en la onda R del ECG y donde además la S/R del FCG es mayor a la del FCGf. Los resultados obtenidos se muestran y discuten detalladamente en los Apéndices E y F, pero lo más importante fue que se demostró que el método propuesto es capaz de extraer referencias temporales confiables para generación de CTGs utilizando los inicios y máximos de los sonidos cardiacos de manera que las series de tiempo o CTGs generadas(os) por ellas son equivalentes a la señal patrón por ECG y en consecuencia, intercambiables, esto claro bajo condiciones de S/R superiores a las de los registros fetales [Jiménez et al, 2001]. Estos resultados fueron prometedores, dieron fin a la evaluación del método demostrando su confiabilidad y permitieron llegar a la etapa final de este trabajo, generar CTGs a partir de las referencias temporales provenientes del FCGf.
- Finalmente, al llegar a la parte de aplicación del método a señales Fonocardiográficas fetales se presentó un problema, la etapa de preprocesamiento no era capaz de extraer un sonido cardiaco patrón representativo en términos de los criterios establecidos en la sección 4.2.1 (b). Esto mostró que la morfología de los sonidos cardiacos fetales cambia en forma significativa a lo largo del registro, quizás por características propias de la fuente o bien por la influencia del ruido de fondo que caracteriza este tipo de registros. Así, para contender con esta problemática se propuso una última modificación al método propuesto, en ella se aplica la etapa de preprocesamiento a segmentos de 30 segundos del FCGf, se genera un sonido cardiaco promedio, el mejor árbol de descomposición se filtra y se reconstruye el FCGf filtrado para ese segmento; después se repite el proceso para la siguiente ventana de 30 segundos y así sucesivamente hasta haber filtrado el FCGf completo, entonces las etapas de

procesamiento y generación de CTGs se aplican como fue descrito en el capítulo 4. Esta modificación tuvo dos puntos a favor del método propuesto: primero, permitió la generación de un sonido cardíaco patrón con casi todos los requerimientos deseados (en la mayoría de los casos se logró alta correlación ( $> 0.8$ ) en el 50 % de los sonidos contenidos en el segmento); segundo, redujo considerablemente los tiempos de procesamiento en la etapa de filtrado gracias a que la cantidad de puntos a utilizar en la misma disminuyó impactando principalmente a la estimación de la correlación en la etapa 4.2.1 (b).

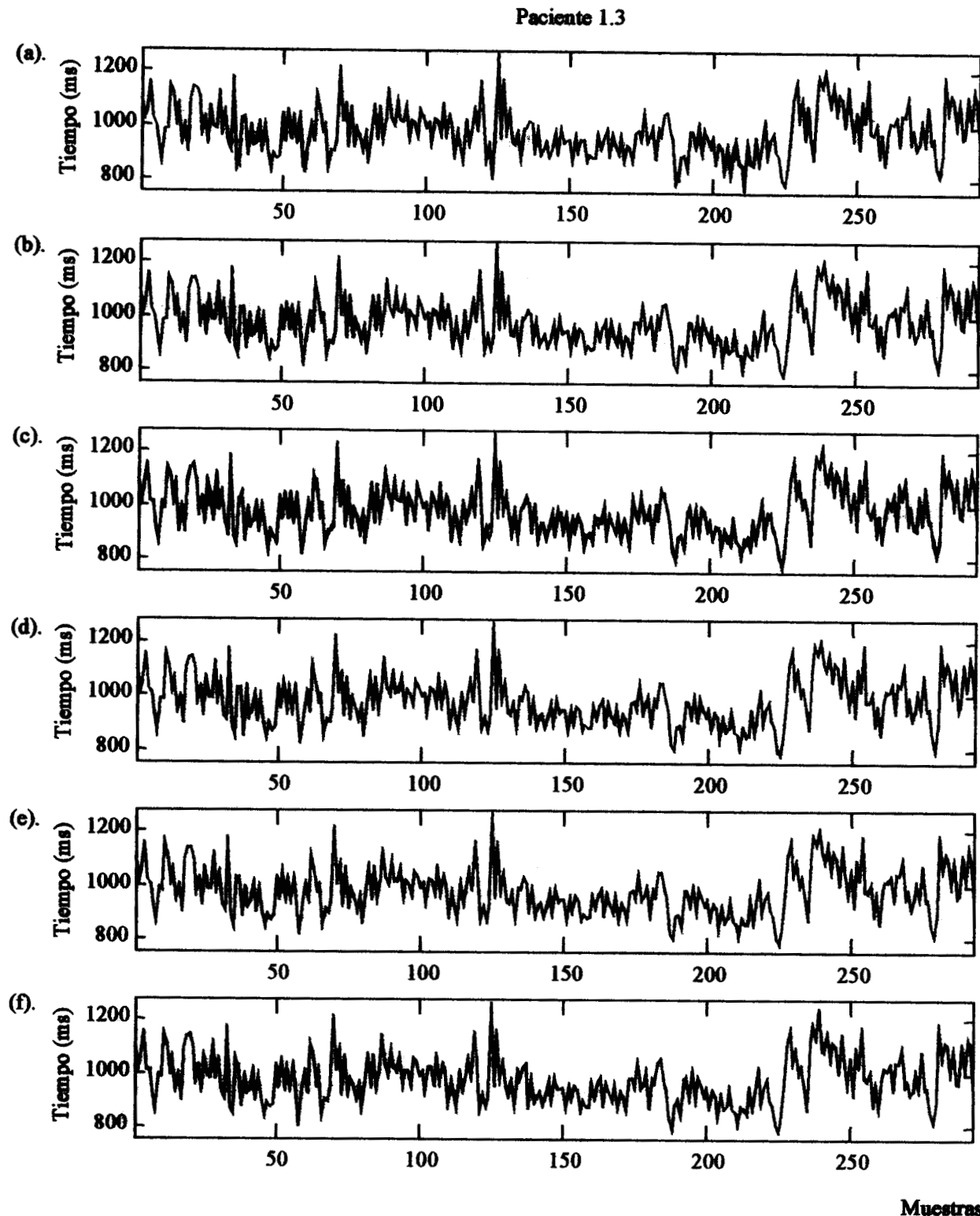
Considerando los dos puntos anteriores, la presentación de los resultados al procesar señales Fonocardiográficas ha sido dividida en tres secciones: las dos primeras muestran los resultados globales obtenidos al evaluar el desempeño del método utilizando señales de adultos, la tercera muestra los resultados globales obtenidos al aplicar el método a las señales fetales. Si el lector desea información detallada sobre los resultados de cada paciente de las series de registros puede acudir a los Apéndices E, F y G respectivamente.

### 5.1. Pruebas al método en señales de adultos adquiridas bajo condiciones de registro controladas.

La figuras 5.1 y 5.2 muestran los CTGs obtenidos utilizando 6 referencias temporales provenientes del FCG ( $refS_i$ ) para dos de los pacientes que constituyeron la primera serie de registros en adultos. En cada una de las figuras la línea negra representa el CTG obtenido por alguna de las referencias del FCG ((a).  $iniS1$ , (b).  $maxS1$ , (c).  $finS1$ , (d).  $iniS2$ , (e).  $maxS2$  y (f).  $finS2$ ), y la línea roja representa el CTG patrón generado utilizando la onda R del ECG.

La figura 5.3 muestra las gráficas correspondientes a las densidades de potencia espectral (izquierda) y las coherencias (derecha) obtenidas al analizar los CTGs obtenidos por cada referencia temporal proveniente del FCG ( $iniS1$ - $iniS1$ ,  $maxS1$ - $maxS1$ ,  $finS1$ - $finS1$ ,  $iniS2$ - $iniS2$ ,  $maxS2$ - $maxS2$ ,  $finS2$ - $finS2$ ) para los dos pacientes de las figuras 5.1 y 5.2. En las gráficas de densidad de potencia espectral cada espectro está representado con un color distinto dependiendo de la referencia temporal asociada. El color negro corresponde al espectro en potencia de  $iniS1$ , el verde al de  $maxS2$ , el rojo al de  $iniS1$ , el magenta al de  $iniS2$ , el amarillo al de  $finS1$  y el azul al de  $finS2$ . También se presenta una línea gris discontinua que corresponde al espectro del CTG patrón para propósitos de comparación entre cada referencia temporal. Las gráficas que representan las coherencias siguen el mismo código de colores.

En la figura 5.1 se observa que las series de tiempo producidas por el máximo de  $S1$  y  $S2$  siguen sin problema a la señal patrón y aparentemente  $maxS2$  se detectó con mayor precisión que  $maxS1$ . Respecto a los inicios de cada sonido, al igual que en el caso de  $maxS2$ , la detección de  $iniS2$  se realizó con mayor precisión que  $iniS1$ , y salvo algunos errores de detección (uno en  $iniS2$  y seis en  $iniS1$  que pueden ser corregidos manualmente), parece que las series de tiempo generadas con estos puntos son lo suficientemente confiables. Respecto a los finales, la figura muestra que  $finS2$  se detectó con mayor precisión que  $finS1$ . Este caso ha generado resultados muy interesantes ya que a simple vista se aprecia que cinco de las seis referencias siguen sin problema a la señal patrón, si se analiza el mismo caso en el dominio de la frecuencia, como se muestra en la parte superior izquierda de la figura 5.3, se aprecia que las Densidades de Potencia Espectral (DPEs) de las seis referencias temporales del FCG se parecen a la DPE de la señal



**Figura 5.1.** Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCG para el paciente 1.3. (a). Intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos finS1-finS1, (d). Intervalos iniS2-iniS2, (e). Intervalos maxS2-maxS2, (f). Intervalos finS2-finS2. La línea negra representa los intervalos por FCG, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.

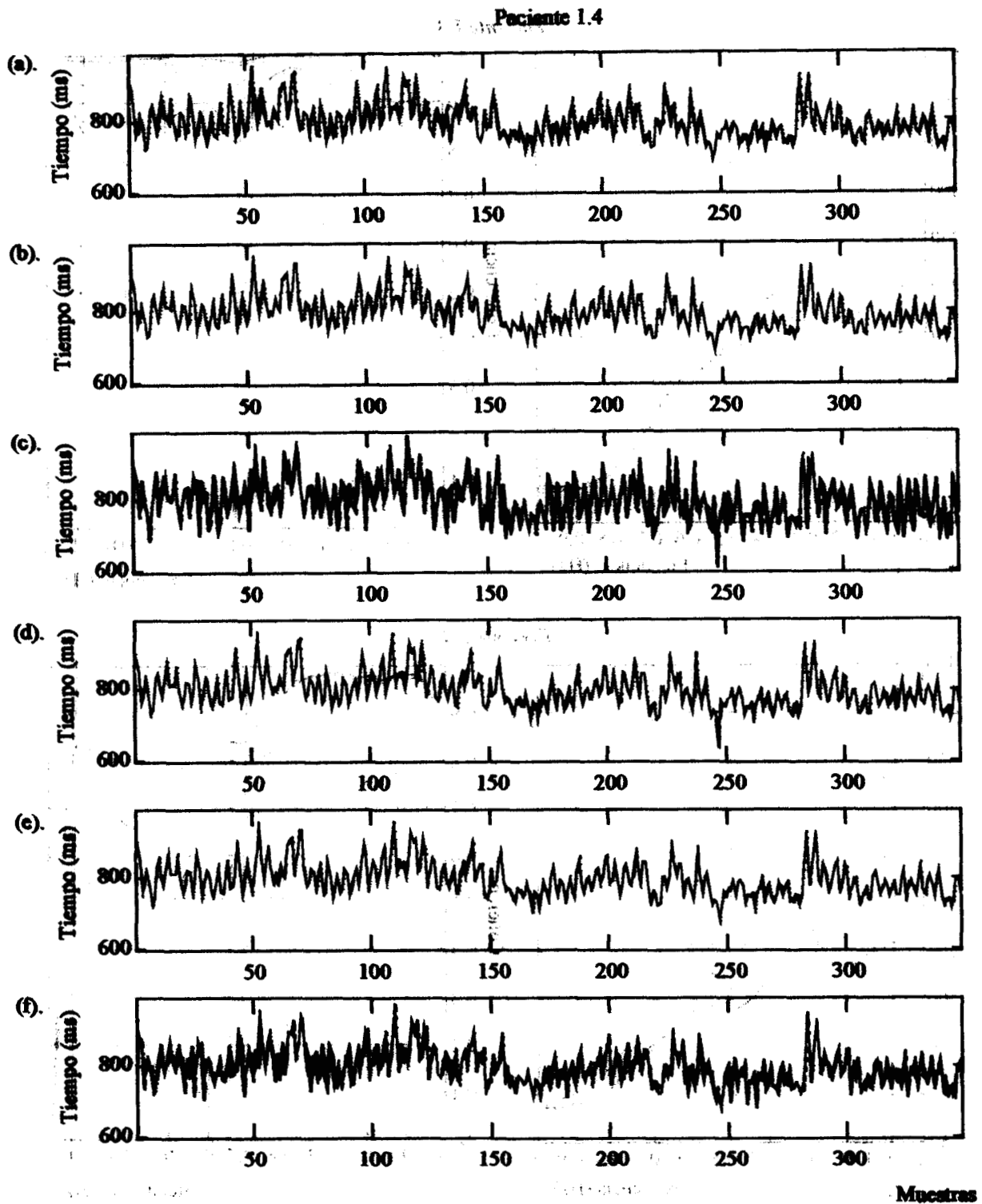
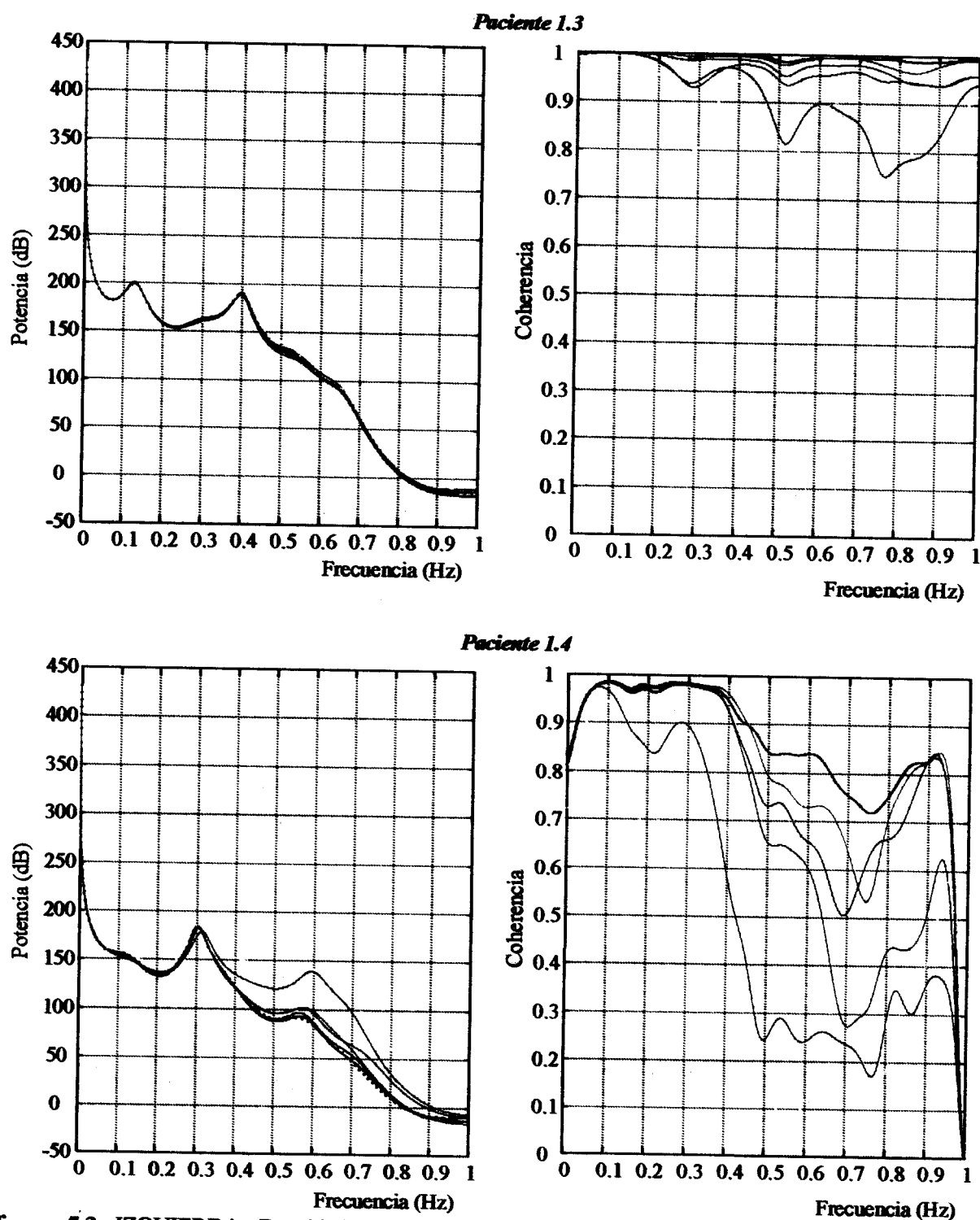


Figura 5.2. Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCG para el paciente 1.4. (a). Intervalos  $miS1-miS1$ , (b). Intervalos  $maxS1-maxS1$ , (c). Intervalos  $finS1-finS1$ , (d). Intervalos  $miS2-miS2$ , (e). Intervalos  $maxS2-maxS2$ , (f). Intervalos  $finS2-finS2$ . La línea negra representa los intervalos por FCG, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.



**Figura 5.3.** IZQUIERDA: Densidades de potencia espectral de los CTGs obtenidos a partir de 6 referencias temporales del FCG y del CTG patrón (línea gris punteada) obtenido utilizando la onda R del ECG. DERECHA: Coherencia entre los CTGs de cada referencia temporal del FCG y el CTG patrón. Negro: máximo de S1, Verde: máximo de S2, Rojo: inicio de S1, Magenta: inicio de S2, Amarillo: fin de S1, Azul: fin de S2. El eje vertical de los espectros utiliza escala logarítmica.

patrón. Esto se confirma en la parte superior derecha de la misma figura, ya que las coherencias obtenidas se mantienen arriba de 0.7 en la banda de 0 a 1 Hz; en particular hay que observar que las tres referencias temporales de S2 y el máximo de S1 muestran coherencias superiores a 0.9.

En la figura 5.2 se muestran las series de tiempo generadas utilizando las referencias temporales del FCG del paciente 4 del primer banco de datos en adultos. En esta figura se aprecia que los finales de los sonidos cardiacos fueron los únicos puntos que no se detectaron con la precisión necesaria para seguir la morfología de la serie de tiempo patrón. Estas diferencias se aprecian principalmente como oscilaciones de alta frecuencia. Ahora, si pasamos a la parte inferior de la figura 5.3 (izquierda), podremos observar que únicamente el máximo y el inicio de S1 siguen en forma aproximada a la DPE de la señal patrón. Esto se refleja en las funciones de coherencia (figura 5.3 (derecha)), donde únicamente los máximos de cada sonido y el inicio de S1 se mantienen por arriba de 0.5 en la banda de 0 a 0.9 Hz y tal vez el desempeño de iniS2 podría mejorar corrigiendo un error de detección en la serie de tiempo. También hay que notar que se genera un decremento de la coherencia a partir de 0.4 Hz y, a excepción del paciente 1.3, un decremento brusco a cero después de 0.9 Hz.

La figura 5.4 muestra la correlación existente entre las series de tiempo generadas utilizando las tres referencias de S1 y la señal patrón utilizando 2463 intervalos. Como puede observarse, las tres referencias muestran una tendencia lineal y el máximo de S1 genera la menor dispersión alrededor de la recta ideal, esto seguido del inicio y el final de S1. Los parámetros de las ecuaciones de la mejor recta muestran que la pendiente es muy cercana a uno ( $m = 0.99$  para iniS1 y maxS1,  $m = 0.98$  para finS1), y aunque existe un sesgo aproximado de 10 ms (iniS1: 9.49 ms, maxS1: 10.39 ms, finS1: 13.93 ms), es evidente en estos resultados que el comportamiento a largo plazo establecido por el patrón es seguido por las tres referencias provenientes de S1.

Con relación al comportamiento a corto plazo o latido a latido, la figura 5.5 muestra que en las gráficas del análisis de residuos, la mejor recta tiene un valor de pendiente cercano a cero ( $m = 0.01$  para iniS1, maxS1 y finS1) y un sesgo aproximado de 6 ms para las tres referencias temporales ( $b = -5.72$  ms para iniS1,  $b = -6.00$  ms para maxS1,  $b = -6.36$  ms para finS1). Esto muestra que un porcentaje importante de puntos se distribuye cerca de cero (valor ideal), mientras que otros puntos generan diferencias considerables con respecto a los mismos puntos de la señal patrón lo cual se refleja en el bajo coeficiente de determinación ( $r^2 = 0.01$  para iniS1 y maxS1,  $r^2 = 0.00$  para finS1), esto puede apreciarse mejor en la figura 5.6 con los histogramas de las diferencias entre las series de tiempo por S1 y el ECG.

Con relación al comportamiento global de S2, la figura 5.7 muestra la correlación existente entre las series de tiempo generadas utilizando las tres referencias de S2 y la señal patrón. Como puede observarse, al igual que en S1 las tres referencias muestran tendencia lineal, y pareciera que el inicio de S2 genera la menor dispersión alrededor de la recta ideal, seguida por el máximo de S2 y el final del mismo donde se aprecia una dispersión considerable de puntos alrededor de la recta ideal. Esto puede verse por medio de las ecuaciones que describen las rectas de las tres referencias temporales, en el caso de iniS2 y maxS2 se generaron pendientes de 1.00 y sesgos muy aproximados a 4 ms (3.86 ms para iniS2 y 3.52 para maxS2), mientras que para finS2 se generó una pendiente menor ( $m = 0.97$ ), un sesgo considerable ( $b = 21.64$  ms) y un coeficiente de determinación menor a los casos anteriores ( $r^2 = 0.99$  para iniS2 y maxS2,  $r^2 = 0.97$  para finS2). Nuevamente, al igual que S1, el comportamiento de las tres gráficas mostradas en esta figura

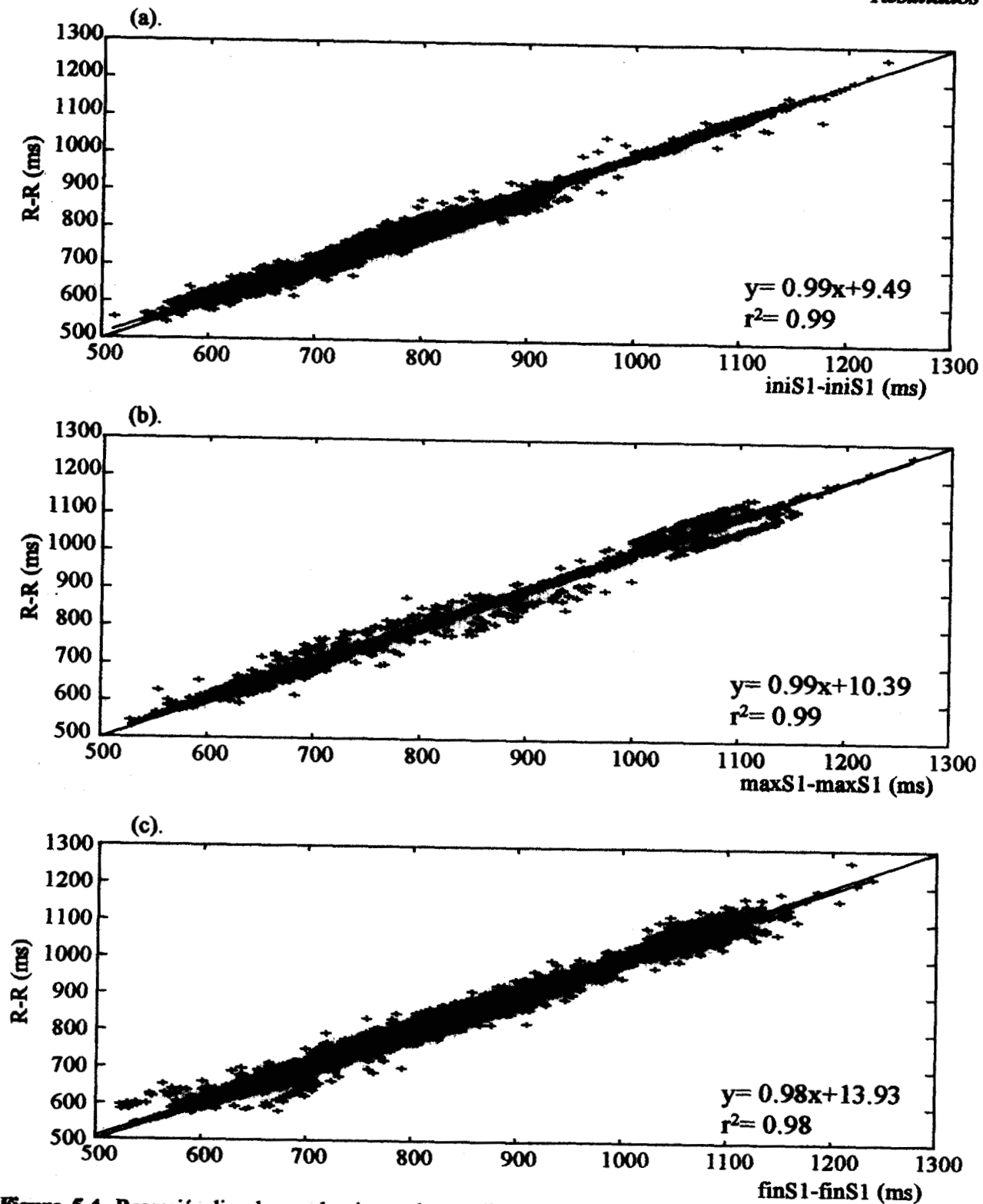
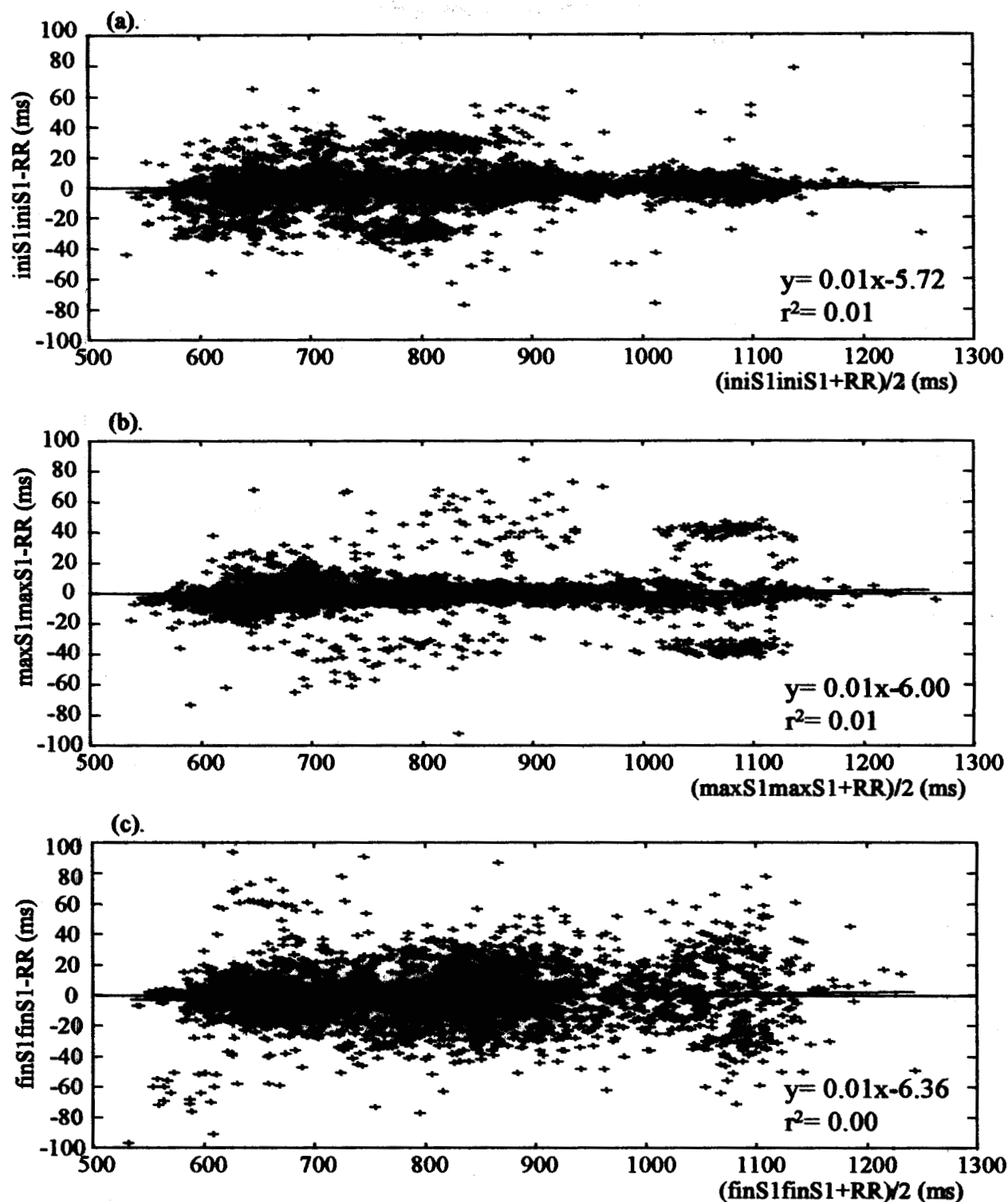
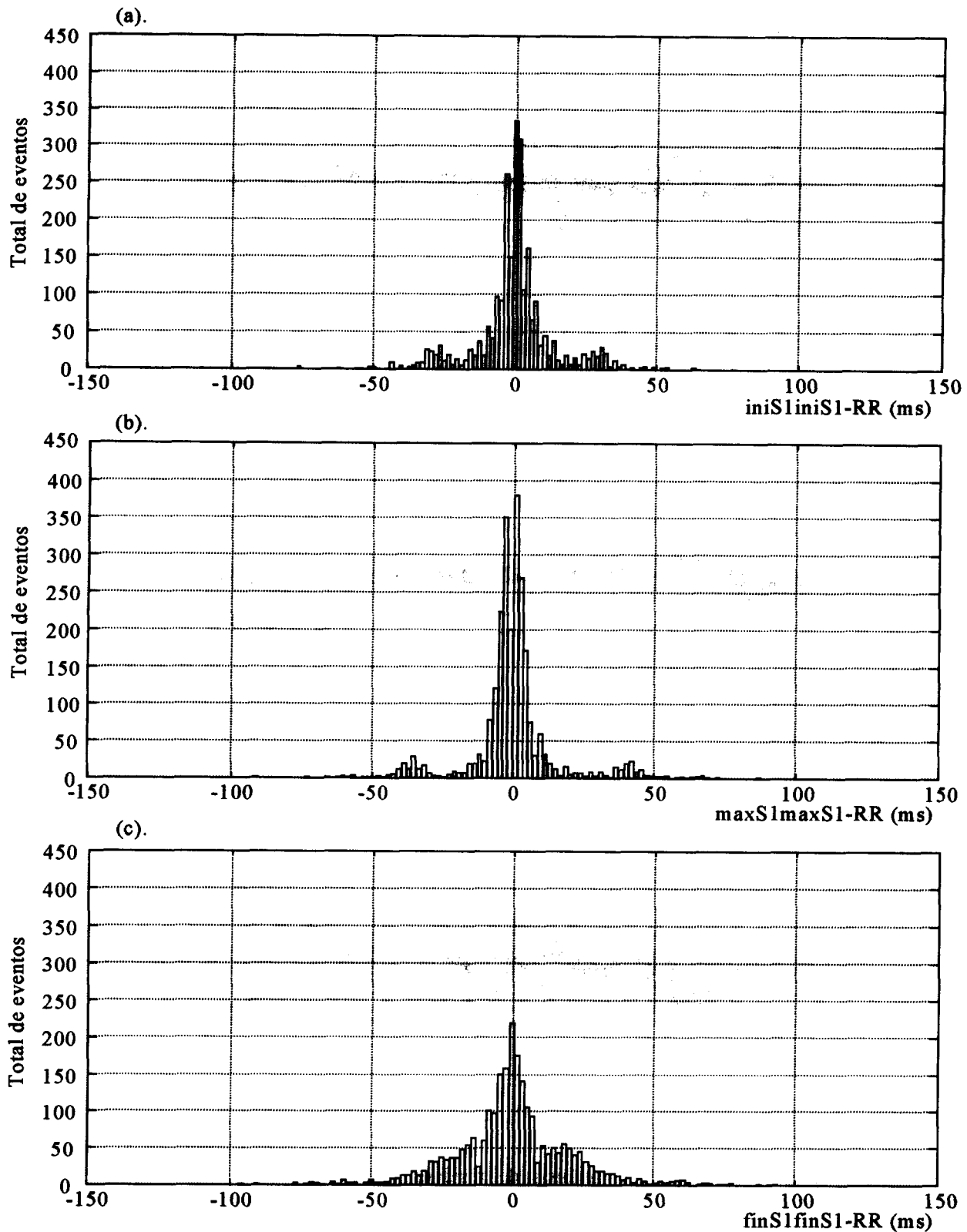


Figura 5.4. Regresión lineal para los intervalos medidos por ECG y 3 referencias temporales de S1 en registros obtenidos en 9 adultos conteniendo un total de 2463 intervalos. En las gráficas se muestra también la recta ideal (negro), la resultante de la regresión (rojo), la ecuación obtenida y el valor del coeficiente de determinación ( $r^2$ ). (a). Intervalos R-R vs intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos R-R vs intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos R-R vs intervalos finS1-finS1.





**Figura 5.5.** Regresión lineal para el análisis de residuos de los intervalos medidos por ECG y 3 referencias temporales de S1 en registros obtenidos en 9 adultos conteniendo un total de 2463 intervalos. En las gráficas se muestra también la recta ideal (negro), la resultante de la regresión (rojo), la ecuación obtenida y el valor del coeficiente de determinación ( $r^2$ ). (a). Diferencias iniS1iniS1-RR vs (iniS1iniS1+RR)/2, (b). Diferencias maxS1maxS1-RR vs (maxS1maxS1+RR)/2, (c). Diferencias finS1finS1-RR vs (finS1finS1+RR)/2.



**Figura 5.6.** Histograma de las diferencias entre los intervalos R-R y tres referencias temporales de S1 en registros obtenidos en 9 adultos conteniendo un total de 2463 intervalos. (a). Diferencias iniS1iniS1-RR, (b). Diferencias maxS1maxS1-RR, (c). Diferencias finS1finS1-RR.

muestra que el comportamiento a largo plazo de las referencias provenientes de S2 es similar al de la señal patrón.

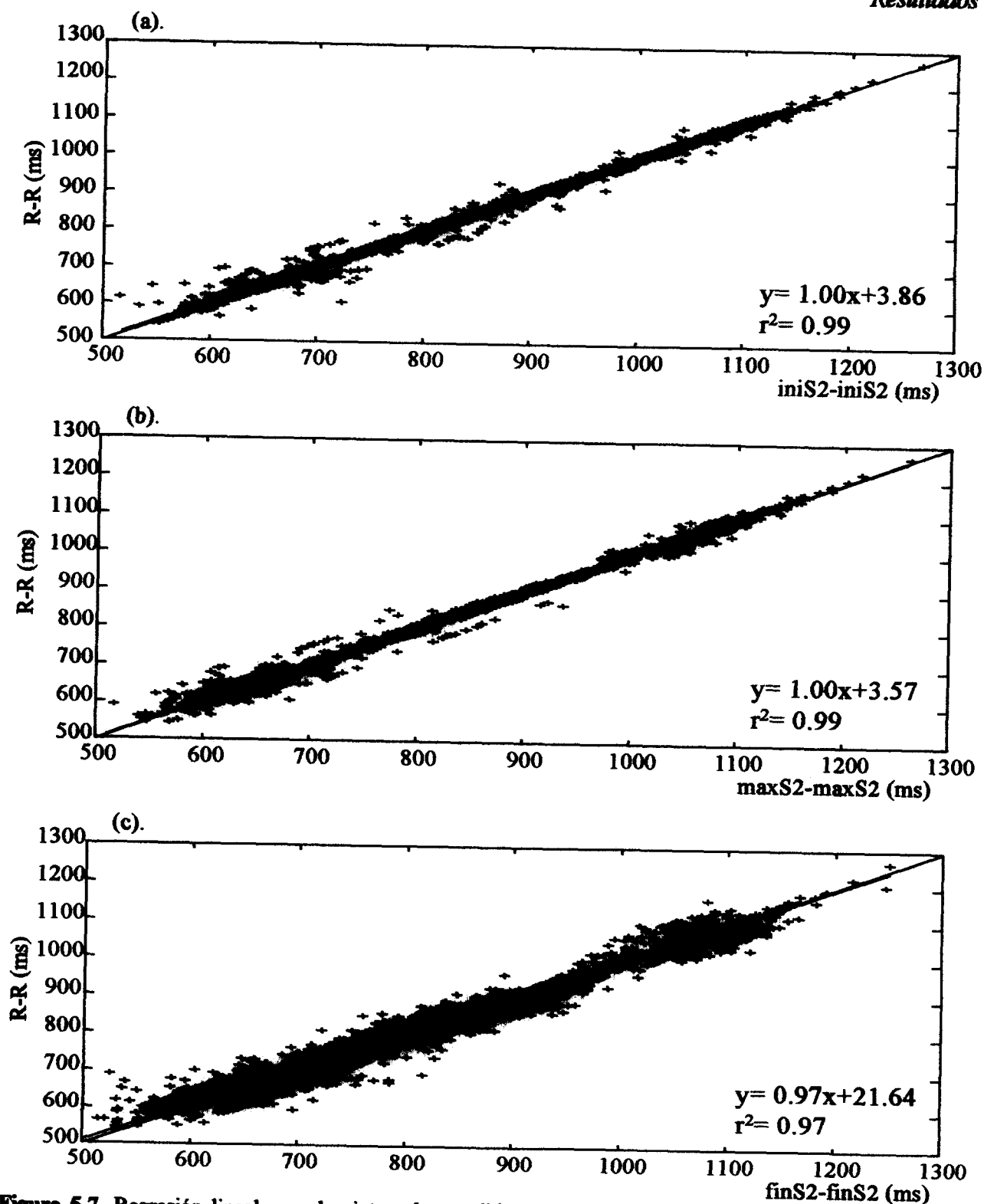
El comportamiento a corto plazo de las series de tiempo generadas por S2 puede observarse en la figura 5.8 con el análisis de los residuos, aquí se muestra que los inicios y máximos de S2 no están muy sesgados ( $b = -1.49$  ms para iniS2,  $b = -0.81$  ms para maxS2,  $b = -9.59$  ms para finS2). Esto puede apreciarse también en la figura 5.9 con los histogramas de las diferencias entre las series de tiempo por S2 y el ECG, en ellos se observa que el total de puntos iguales a cero es mayor al utilizar como referencia el inicio y el máximo de S2. Desafortunadamente, al igual que S1, existe una dispersión considerable de algunos de los puntos, sobre todo en el fin de S2 llevando así los coeficientes de determinación hasta cero, como se observó en la figura 5.8.

Como se aprecia en la tabla 5-I, el análisis de medias muestra que la media de las series de tiempo generadas por FCG es estadísticamente igual a la media de la señal patrón, resultado esperado por las observaciones previas y que confirma que el comportamiento a largo plazo descrito por las referencias del FCG es igual al de la señal patrón en el 95 % de los casos. También se aprecia que el peor de los casos fue la detección de finS2 ( $\sigma = 146.88$  ms) mientras que los mejores resultados se obtuvieron para el inicio de S1 ( $\sigma = 145.17$  ms), el máximo de S2 ( $\sigma = 145.32$  ms) y el inicio de S2 ( $\sigma = 145.44$  ms).

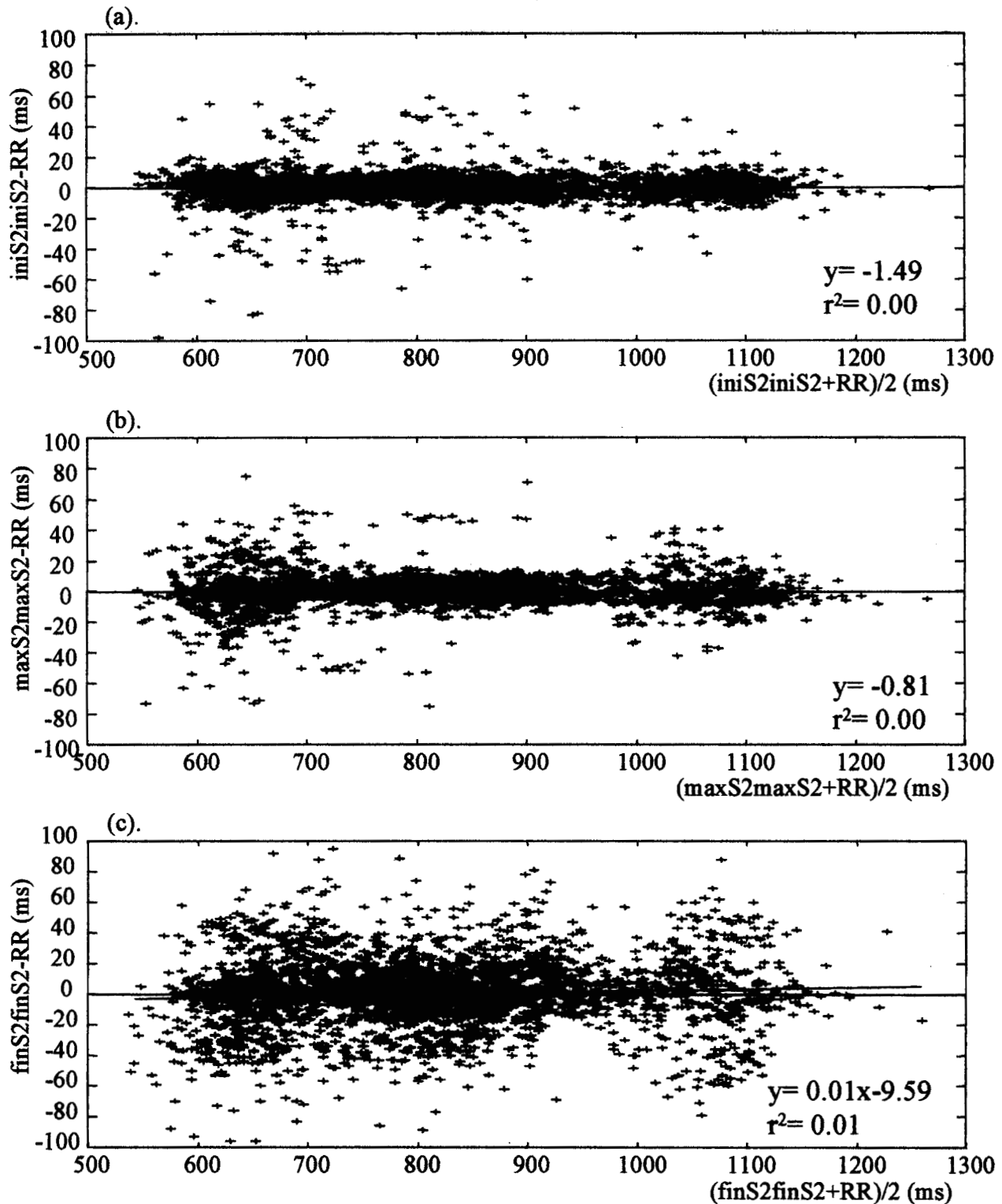
Respecto a las regresiones lineales de las figuras 5.4 y 5.7, la tabla 5-II muestra los valores obtenidos para la pendiente ( $m$ ), la ordenada al origen ( $b$ ) y el coeficiente de determinación ( $r^2$ ). La tabla muestra que los valores de pendiente fueron cercanos a 1.00 (desde 0.97 para finS2 hasta 1.00 para iniS2 y maxS2) y que los intervalos de confianza oscilaron entre  $\pm 0.01$  ms en el peor de los casos que fue finS1. Para las ordenadas al origen se observa que el mejor resultado se obtuvo para iniS2 ( $b = 3.86 \pm 2.50$  ms) y maxS2 ( $b = 3.57 \pm 2.69$  ms) contra el peor de los casos para finS2 con  $b = 21.64 \pm 5.61$  ms. Con estos resultados se muestra que los puntos detectados con mayor precisión fueron el inicio y el máximo de S2 ya que generaron los mejores valores de correlación con la señal patrón ( $m = 1.00$ ,  $b = 3.86$  ms y  $r^2 = 0.99$  para iniS2 y  $m = 1.00$ ,  $b = 3.57$  ms y  $r^2 = 0.99$  para maxS2) produciendo el mejor desempeño a largo plazo de las series de tiempo generadas por ellos.

En la tabla 5-III se muestran las pruebas de hipótesis para las medias pareadas de cada referencia temporal por FCG contra el ECG. En esta tabla se aprecia que en ninguno de los casos se generaron diferencias significativas (n.s.) para  $p > 0.05$ . Respecto a las dispersiones de los datos, puede verse que los peores resultados se obtienen para finS1 ( $\sigma = 20.02$  ms) y finS2 ( $\sigma = 25.43$  ms) mientras que iniS2 ( $\sigma = 11.10$  ms) y maxS2 ( $\sigma = 11.94$  ms) generaron las dispersiones más bajas. Así, los resultados obtenidos muestran que las seis referencias oscilan alrededor del cero con dispersión importante por parte del final de S1 y S2.

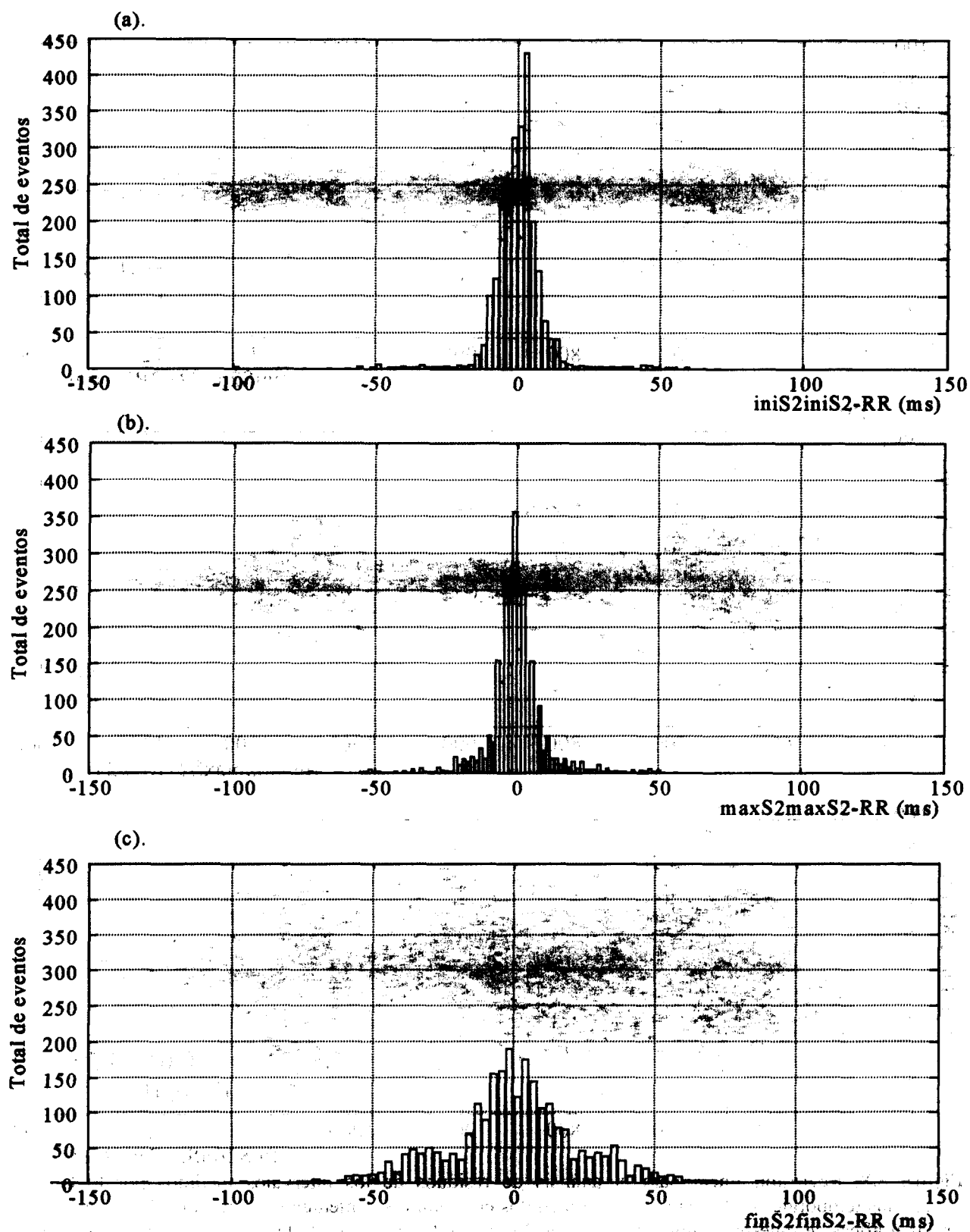
El análisis cuantitativo de las gráficas 5.5 y 5.8 muestra que aunque la pendiente de los datos siempre se acerca al valor ideal de cero ( $m = 0.01$  en los peores casos), todas las referencias tienen un sesgo negativo y los mejores valores se obtuvieron para el inicio ( $b = -1.49 \pm 2.50$  ms) y el máximo de S2 ( $b = -0.81 \pm 2.70$  ms), esto se aprecia en la tabla 5-IV. Por su parte, y al igual que en los párrafos anteriores el peor desempeño se observa en los finales de cada sonido ( $b = -$



**Figura 5.7.** Regresión lineal para los intervalos medidos por ECG y 3 referencias temporales de S2 en registros obtenidos en 9 adultos conteniendo un total de 2463 intervalos. En las gráficas se muestra también la recta ideal (negro), la resultante de la regresión (rojo), la ecuación obtenida y el valor del coeficiente de determinación ( $r^2$ ). (a). Intervalos R-R vs intervalos  $iniS2-iniS2$ , (b). Intervalos R-R vs intervalos  $maxS2-maxS2$ , (c). Intervalos R-R vs intervalos  $finS2-finS2$ .



**Figura 5.8.** Regresión lineal para el análisis de residuos de los intervalos medidos por ECG y 3 referencias temporales de S2 en registros obtenidos en 9 adultos conteniendo un total de 2463 intervalos. En las gráficas se muestra también la recta ideal (negro), la resultante de la regresión (rojo), la ecuación obtenida y el valor del coeficiente de determinación ( $r^2$ ). (a). Diferencias iniS2iniS2-RR vs (iniS2iniS2+RR)/2, (b). Diferencias maxS2maxS2-RR vs (maxS2maxS2+RR)/2, (c). Diferencias finS2finS2-RR vs (finS2finS2+RR)/2.



**Figura 5.9.** Histograma de las diferencias entre los intervalos R-R y tres referencias temporales de S2 en registros obtenidos en 9 adultos conteniendo un total de 2463 intervalos. (a). Diferencias iniS2iniS2-RR, (b). Diferencias maxS2maxS2-RR, (c). Diferencias finS2finS2-RR.

$6.36 \pm 4.51$  ms para  $finS1$  y  $b = -9.59 \pm 5.72$  ms para  $finS2$ ). Este sesgo indica que más de la mitad de los puntos se encuentra debajo de cero, tal y como lo muestra el porcentaje de positivos menor a 50 % en todos los casos.

**Tabla 5-I.** Pruebas de hipótesis e intervalos de confianza para la media de los intervalos latido a latido medidos por ECG (intervalos RR) y 6 referencias temporales del FCG (intervalos  $refS_i, refS_i$ )\*.

| Referencia temporal | $\mu \pm 1.96 \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$ (ms) | $\sigma$ (ms) | p    |
|---------------------|---------------------------------------------|---------------|------|
| RR                  | $816.27 \pm 5.73$                           | 145.17        | n.s. |
| $iniS1iniS1$        | $816.28 \pm 5.77$                           | 146.19        | n.s. |
| $maxS1maxS1$        | $816.29 \pm 5.78$                           | 146.24        | n.s. |
| $finS1finS1$        | $816.29 \pm 5.78$                           | 146.30        | n.s. |
| $iniS2iniS2$        | $816.26 \pm 5.74$                           | 145.44        | n.s. |
| $maxS2maxS2$        | $816.29 \pm 5.74$                           | 145.32        | n.s. |
| $finS2finS2$        | $816.32 \pm 5.80$                           | 146.88        | n.s. |

\* n representa los grados de libertad (N-1) del experimento desarrollado con 9 señales de adultos y 2463 intervalos (N). n.s. indica diferencias no significativas entre los intervalos  $refS_i, refS_i$  y el ECG ( $p > 0.05$ ).

**Tabla 5-II.** Parámetros\* obtenidos para la regresión lineal aplicada a los intervalos RR vs  $refS_i, refS_i$ .

| Referencia temporal | $\bar{m} \pm 1.96 \frac{\sigma_m}{\sqrt{n}}$ | $\bar{b} \pm 1.96 \frac{\sigma_b}{\sqrt{n}}$ (ms) | r    | $r^2$ |
|---------------------|----------------------------------------------|---------------------------------------------------|------|-------|
| RR vs $iniS1iniS1$  | $0.99 \pm 0.00$                              | $9.49 \pm 3.15$                                   | 1.00 | 0.99  |
| RR vs $maxS1maxS1$  | $0.99 \pm 0.00$                              | $10.39 \pm 3.40$                                  | 0.99 | 0.99  |
| RR vs $finS1finS1$  | $0.98 \pm 0.01$                              | $13.93 \pm 4.45$                                  | 0.99 | 0.98  |
| RR vs $iniS2iniS2$  | $1.00 \pm 0.00$                              | $3.86 \pm 2.50$                                   | 1.00 | 0.99  |
| RR vs $maxS2maxS2$  | $1.00 \pm 0.00$                              | $3.57 \pm 2.69$                                   | 1.00 | 0.99  |
| RR vs $finS2finS2$  | $0.97 \pm 0.00$                              | $21.64 \pm 5.61$                                  | 0.98 | 0.97  |

\*  $\bar{m}$  representa la media de la pendiente y  $\bar{b}$  la media de la ordenada al origen de la mejor recta,  $\sigma_m$  y  $\sigma_b$  representan las varianzas de la pendiente y la ordenada al origen respectivamente. n representa los grados de libertad (N-1) del experimento desarrollado con 9 señales de adultos y 2463 intervalos (N). También se incluyen el coeficiente de correlación (r) y el coeficiente de determinación ( $r^2$ ).

**Tabla 5-III.** Pruebas de hipótesis para las medias pareadas de los intervalos latido a latido medidos entre el ECG (intervalos RR) y 6 referencias temporales del FCG (intervalos refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>)\*.

| Referencia temporal  | $\mu \pm 1.96 \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$ (ms) | $\sigma$ (ms) | p    |
|----------------------|---------------------------------------------|---------------|------|
| <i>iniS1iniS1-RR</i> | 0.01 ± 0.56                                 | 14.16         | n.s. |
| <i>maxS1maxS1-RR</i> | 0.02 ± 0.60                                 | 15.27         | n.s. |
| <i>finS1finS1-RR</i> | 0.02 ± 0.79                                 | 20.02         | n.s. |
| <i>iniS2iniS2-RR</i> | 0.00 ± 0.44                                 | 11.10         | n.s. |
| <i>maxS2maxS2-RR</i> | 0.03 ± 0.47                                 | 11.94         | n.s. |
| <i>finS2finS2-RR</i> | 0.06 ± 1.00                                 | 25.43         | n.s. |

\* n representa los grados de libertad (N-1) del experimento desarrollado con 9 señales de adultos y 2463 intervalos (N). n.s. indica diferencias no significativas entre las medias pareadas ( $p > 0.05$ ).

**Tabla 5-IV.** Parámetros\* obtenidos para la regresión lineal aplicada a las diferencias de los intervalos refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>-RR.

| Referencia temporal                       | $\bar{m} \pm 1.96 \frac{\sigma_m}{\sqrt{n}}$ | $\bar{b} \pm 1.96 \frac{\sigma_b}{\sqrt{n}}$ (ms) | r    | r <sup>2</sup> | PP (%) |
|-------------------------------------------|----------------------------------------------|---------------------------------------------------|------|----------------|--------|
| <i>iniS1iniS1-RR vs (iniS1iniS1+RR)/2</i> | 0.01 ± 0.00                                  | -5.72 ± 3.18                                      | 0.07 | 0.01           | 45.11  |
| <i>maxS1maxS1-RR vs (maxS1maxS1+RR)/2</i> | 0.01 ± 0.00                                  | -6.00 ± 3.43                                      | 0.07 | 0.01           | 42.10  |
| <i>finS1finS1-RR vs (finS1finS1+RR)/2</i> | 0.01 ± 0.00                                  | -6.36 ± 4.51                                      | 0.06 | 0.00           | 46.29  |
| <i>iniS2iniS2-RR vs (iniS2iniS2+RR)/2</i> | 0.00 ± 0.00                                  | -1.49 ± 2.50                                      | 0.02 | 0.00           | 46.49  |
| <i>maxS2maxS2-RR vs (maxS2maxS2+RR)/2</i> | 0.00 ± 0.00                                  | -0.81 ± 2.70                                      | 0.02 | 0.00           | 44.66  |
| <i>finS2finS2-RR vs (finS2finS2+RR)/2</i> | 0.01 ± 0.01                                  | -9.59 ± 5.72                                      | 0.07 | 0.01           | 49.61  |

\*  $\bar{m}$  representa la media de la pendiente y  $\bar{b}$  la media de la ordenada al origen de la mejor recta,  $\sigma_m$  y  $\sigma_b$  representan las varianzas de la pendiente y la ordenada al origen respectivamente. n representa los grados de libertad (N-1) del experimento desarrollado con 9 señales de adultos y 2463 intervalos (N). También se incluyen el coeficiente de correlación (r), el coeficiente de determinación (r<sup>2</sup>) y la proporción de positivos (PP).



**Tabla 5-V. Índices en el tiempo obtenidos para los CTGs generados utilizando el ECG y seis referencias temporales provenientes del FCG para el banco de datos adquirido en 9 adultos bajo las mejores condiciones de S/R posibles. (a). Raíz cuadrática media de las diferencias entre intervalos consecutivos (RCMDIC), (b). Variabilidad a corto plazo (VCP), (c). Variabilidad a largo plazo (VLP).**

a).

| Paciente                 | RCMDIC (ms) |         |         |         |         |         |         |
|--------------------------|-------------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
|                          | OndaR       | iniS1   | maxS1   | finS1   | iniS2   | maxS2   | finS2   |
| 1.1                      | 52.20       | 53.70   | 51.74   | 63.06   | 49.97   | 51.15   | 74.16   |
| 1.2                      | 35.76       | 52.85   | 39.09   | 48.30   | 45.81   | 44.50   | 49.49   |
| 1.3                      | 99.45       | 102.03  | 99.87   | 101.88  | 97.85   | 96.22   | 97.00   |
| 1.4                      | 47.06       | 47.77   | 45.88   | 79.10   | 47.41   | 46.55   | 60.62   |
| 1.5                      | 59.96       | 61.79   | 65.77   | 66.35   | 61.78   | 59.21   | 61.83   |
| 1.6                      | 55.80       | 59.51   | 75.29   | 64.38   | 56.35   | 56.28   | 67.34   |
| 1.7                      | 22.76       | 33.56   | 30.94   | 45.42   | 37.60   | 41.38   | 62.93   |
| 1.8                      | 13.21       | 25.22   | 14.74   | 35.53   | 17.71   | 15.76   | 49.54   |
| 1.9                      | 37.38       | 48.33   | 41.86   | 43.16   | 39.63   | 37.56   | 54.68   |
| Media (ms)               | 47.06       | 53.86   | 51.69   | 60.80   | 50.46   | 49.85   | 64.18   |
| Desviación Estándar (ms) | ± 24.93     | ± 21.56 | ± 25.40 | ± 22.36 | ± 21.78 | ± 21.52 | ± 14.69 |

b).

| Paciente                 | VCP (ms) |         |         |         |         |         |         |
|--------------------------|----------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
|                          | OndaR    | iniS1   | maxS1   | finS1   | iniS2   | maxS2   | finS2   |
| 1.1                      | 45.00    | 45.74   | 44.38   | 52.27   | 42.74   | 43.51   | 61.96   |
| 1.2                      | 29.50    | 43.10   | 31.71   | 37.97   | 34.81   | 33.38   | 37.04   |
| 1.3                      | 80.35    | 84.06   | 81.02   | 83.83   | 79.49   | 78.09   | 78.16   |
| 1.4                      | 38.42    | 39.17   | 37.33   | 65.33   | 38.32   | 37.89   | 48.54   |
| 1.5                      | 52.53    | 52.23   | 55.68   | 53.88   | 53.10   | 48.73   | 48.40   |
| 1.6                      | 46.50    | 50.53   | 60.23   | 52.72   | 47.21   | 45.50   | 52.97   |
| 1.7                      | 17.74    | 24.64   | 23.05   | 32.37   | 25.90   | 31.77   | 47.15   |
| 1.8                      | 10.49    | 19.45   | 11.44   | 26.61   | 13.91   | 12.63   | 38.61   |
| 1.9                      | 30.57    | 39.92   | 34.93   | 34.18   | 32.57   | 30.48   | 43.69   |
| Media (ms)               | 39.01    | 44.32   | 42.20   | 48.80   | 40.89   | 40.22   | 50.72   |
| Desviación Estándar (ms) | ± 20.65  | ± 18.49 | ± 20.97 | ± 18.19 | ± 18.53 | ± 17.77 | ± 12.70 |

c).

| Paciente                 | VLP (ms) |         |         |           |         |         |           |
|--------------------------|----------|---------|---------|-----------|---------|---------|-----------|
|                          | OndaR    | iniS1   | maxS1   | finS1     | iniS2   | maxS2   | finS2     |
| 1.1                      | 171.60   | 174.20  | 172.00  | 213.60    | 173.00  | 171.00  | 219.80    |
| 1.2                      | 151.40   | 183.40  | 163.40  | 180.20    | 187.40  | 186.60  | 203.00    |
| 1.3                      | 388.20   | 398.40  | 387.40  | 393.00    | 384.00  | 382.60  | 397.00    |
| 1.4                      | 198.20   | 197.20  | 196.60  | 261.20    | 208.60  | 199.60  | 218.40    |
| 1.5                      | 164.60   | 175.40  | 173.00  | 201.40    | 169.20  | 169.60  | 186.20    |
| 1.6                      | 256.40   | 268.20  | 303.00  | 281.80    | 262.20  | 252.40  | 283.40    |
| 1.7                      | 161.20   | 200.20  | 203.40  | 224.80    | 193.60  | 196.40  | 262.80    |
| 1.8                      | 93.60    | 122.80  | 101.20  | 139.00    | 103.20  | 99.20   | 172.20    |
| 1.9                      | 169.00   | 188.20  | 184.80  | 178.40    | 173.40  | 168.20  | 208.40    |
| Media (ms)               | 194.91   | 212.00  | 209.42  | 230.38    | 206.07  | 202.84  | 239.02    |
| Desviación Estándar (ms) | ± 84.10  | ± 79.35 | ± 85.00 | ± 74.80 * | ± 78.60 | ± 78.38 | ± 68.72 * |

\* Diferencias significativas entre índices por CTG<sub>S-S</sub> y CTG<sub>R-R</sub> ( $p < 0.05$ ). El análisis estadístico se realizó utilizando el método de Bonferroni para muestras repetidas.

**Tabla 5-VI.** Índices en la frecuencia obtenidos para los CTGs generados utilizando el ECG y seis referencias temporales provenientes del FCG para el banco de datos adquirido en 9 adultos bajo las mejores condiciones de S/R posibles. (a). Potencia total (PT), (b). Potencia en la banda de bajas frecuencias (PBF), (c). Potencia en la banda de altas frecuencias (PAF).

a).

| Paciente                       | PT (ms <sup>2</sup> /Hz) |          |          |          |          |          |          |
|--------------------------------|--------------------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
|                                | OndaR                    | iniS1    | maxS1    | finS1    | iniS2    | maxS2    | finS2    |
| 1.1                            | 2890.99                  | 3056.63  | 2901.94  | 3882.79  | 2945.70  | 2986.06  | 4331.52  |
| 1.2                            | 2935.10                  | 4241.58  | 3077.85  | 3457.23  | 3418.08  | 3258.34  | 3439.10  |
| 1.3                            | 12403.20                 | 12393.20 | 12477.30 | 12930.97 | 12427.68 | 12349.21 | 12187.73 |
| 1.4                            | 4816.52                  | 4874.22  | 4728.32  | 6732.13  | 5164.24  | 5060.19  | 5727.32  |
| 1.5                            | 2250.59                  | 2246.07  | 2302.43  | 2365.56  | 2236.14  | 2199.08  | 2312.79  |
| 1.6                            | 8620.38                  | 9045.20  | 11168.90 | 11131.48 | 8893.29  | 9300.28  | 11183.01 |
| 1.7                            | 2906.41                  | 4268.76  | 3809.56  | 4887.10  | 4619.74  | 4585.61  | 5421.15  |
| 1.8                            | 1400.07                  | 1928.78  | 1663.75  | 1970.60  | 1763.05  | 1564.34  | 2740.69  |
| 1.9                            | 3799.04                  | 3776.52  | 3876.54  | 3290.44  | 3854.42  | 3772.99  | 3942.75  |
| Media (ms <sup>2</sup> /Hz)    | 4669.14                  | 5092.33  | 5111.84  | 5627.59  | 5035.82  | 5008.46  | 5698.45  |
| Desviación                     | ±                        | ±        | ±        | ±        | ±        | ±        | ±        |
| Estándar (ms <sup>2</sup> /Hz) | 3571.05                  | 3434.43  | 3922.85  | 3915.23  | 3475.63  | 3551.8   | 3580.08  |

b).

| Paciente                       | PBF (ms <sup>2</sup> /Hz) |        |        |        |        |        |        |
|--------------------------------|---------------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
|                                | OndaR                     | iniS1  | maxS1  | finS1  | iniS2  | maxS2  | finS2  |
| 1.1                            | 112.28                    | 115.85 | 113.51 | 138.92 | 115.73 | 115.38 | 141.49 |
| 1.2                            | 152.23                    | 191.77 | 159.80 | 163.13 | 166.07 | 161.00 | 164.32 |
| 1.3                            | 599.33                    | 594.37 | 602.67 | 618.04 | 602.06 | 600.59 | 591.37 |
| 1.4                            | 221.85                    | 225.65 | 223.30 | 260.37 | 235.64 | 233.20 | 246.75 |
| 1.5                            | 79.35                     | 75.81  | 74.96  | 81.75  | 77.03  | 76.79  | 84.42  |
| 1.6                            | 393.58                    | 397.87 | 447.06 | 456.26 | 401.51 | 410.73 | 469.89 |
| 1.7                            | 145.50                    | 203.52 | 182.48 | 227.39 | 219.21 | 217.05 | 238.10 |
| 1.8                            | 81.93                     | 94.43  | 88.57  | 90.77  | 90.48  | 85.00  | 103.98 |
| 1.9                            | 160.87                    | 153.99 | 161.31 | 145.26 | 161.60 | 162.07 | 164.88 |
| Media (ms <sup>2</sup> /Hz)    | 216.32                    | 228.14 | 228.18 | 242.43 | 229.93 | 229.09 | 245.02 |
| Desviación                     | ±                         | ±      | ±      | ±      | ±      | ±      | ±      |
| Estándar (ms <sup>2</sup> /Hz) | 172.48                    | 167.35 | 178.72 | 181.18 | 170.54 | 172.19 | 173.17 |

c).

| Paciente                       | PAF (ms <sup>2</sup> /Hz) |         |         |         |         |         |         |
|--------------------------------|---------------------------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
|                                | OndaR                     | iniS1   | maxS1   | finS1   | iniS2   | maxS2   | finS2   |
| 1.1                            | 714.43                    | 740.54  | 704.41  | 986.41  | 651.02  | 678.04  | 1279.77 |
| 1.2                            | 278.64                    | 576.70  | 314.23  | 452.21  | 418.32  | 384.65  | 420.96  |
| 1.3                            | 1541.93                   | 1613.85 | 1563.71 | 1675.29 | 1508.33 | 1476.15 | 1500.24 |
| 1.4                            | 662.02                    | 679.17  | 620.12  | 1444.92 | 646.28  | 610.52  | 774.05  |
| 1.5                            | 728.66                    | 762.26  | 832.79  | 762.91  | 758.07  | 681.19  | 673.75  |
| 1.6                            | 1202.78                   | 1364.61 | 1872.69 | 1353.83 | 1204.14 | 1177.40 | 1218.83 |
| 1.7                            | 251.42                    | 451.75  | 412.99  | 542.43  | 418.64  | 440.56  | 802.69  |
| 1.8                            | 40.47                     | 113.08  | 47.97   | 195.97  | 66.46   | 60.70   | 470.53  |
| 1.9                            | 498.78                    | 777.29  | 613.88  | 537.79  | 543.47  | 491.87  | 751.29  |
| Media (ms <sup>2</sup> /Hz)    | 657.68                    | 786.58  | 775.87  | 883.53  | 690.53  | 666.79  | 876.90  |
| Desviación                     | ±                         | ±       | ±       | ±       | ±       | ±       | ±       |
| Estándar (ms <sup>2</sup> /Hz) | 474.64                    | 453.13  | 587.07  | 510.27  | 432.98  | 425.44  | 373.15  |

\* Diferencias significativas entre índices por CTG<sub>S-S</sub> y CTG<sub>R-R</sub> ( $p < 0.05$ ). El análisis estadístico se realizó utilizando el método de Bonferroni para muestras repetidas.

Las tablas 5-V y 5-VI muestran los resultados del análisis estadístico obtenidos para los tres índices en el tiempo y para los tres índices en la frecuencia respectivamente.

La tabla 5-V resume los resultados obtenidos para los índices en el tiempo calculados para las series de tiempo del grupo de pacientes bajo estudio. A grandes rasgos puede observarse que todos los índices por FCG generan valores mayores a los de la señal de referencia por ECG. En particular, el análisis estadístico de estos datos utilizando el método de Bonferroni para muestras repetidas mostró que sólo la variabilidad a largo plazo (VLP) para los finales de S1 y S2 generó diferencias significativas respecto a la señal de referencia ( $p < 0.05$ ). Respecto a los otros índices, el inciso (a) de esta tabla muestra la raíz cuadrática media de los intervalos consecutivos (RCMDIC) para iniS2 y maxS2 fue quien se acercó más a los valores de la señal de ECG (ECG: 47.06 ms contra iniS2: 50.46 ms y maxS2: 49.85 ms) mientras que el peor índice fue el de finS2 con una RCMDIC= 64.18 ms. Este comportamiento es consistente en los incisos (b) y (c) de la misma tabla, donde los índices de variabilidad a corto plazo (VCP) y a largo plazo (VLP) muestran sus mejores valores para iniS2 (VCP= 40.89 ms, VLP= 206.07 ms) y maxS2 (VCP= 40.22 ms, VLP= 202.84 ms) contra VCP= 39.01 ms y VLP= 194.91 de la señal de referencia.

En el dominio de la frecuencia, la tabla 5-VI muestra que no existen diferencias significativas ( $p > 0.05$ ) entre los índices generados por las series de tiempo por FCG y la señal de referencia, ni a corto ni a largo plazo, este análisis se realizó utilizando el método de Bonferroni para muestras repetidas.

El inciso (a) de la tabla 5-VI muestra la potencia total (PT) calculada para las series de tiempo generadas por cada referencia temporal, aquí se observa que las series que aproximaron al valor del índice en la señal de referencia (PT= 4669.14 ms<sup>2</sup>/Hz) son iniS2 (PT= 5035.82 ms<sup>2</sup>/Hz) y maxS2 (PT= 5008.46 ms<sup>2</sup>/Hz) mientras que el peor resultado es generado para finS2 con PT= 5698.45 ms<sup>2</sup>/Hz. Respecto al comportamiento en la banda de bajas frecuencias (PBF), el inciso (b) de esta tabla muestra que los mejores resultados se obtuvieron para iniS1 (PBF= 228.14 ms<sup>2</sup>/Hz) y maxS1 (PBF= 228.18 ms<sup>2</sup>/Hz) seguidos inmediatamente por iniS2 (PBF= 229.93 ms<sup>2</sup>/Hz) y maxS2 (PBF= 229.09 ms<sup>2</sup>/Hz) contra PBF= 216.32 ms<sup>2</sup>/Hz de la señal de referencia. Como en los casos anteriores el peor desempeño se obtuvo para finS2 con PBF= 245.02 ms<sup>2</sup>/Hz. Finalmente, en la banda de altas frecuencias (PAF) se muestra que los índices para iniS2 (PAF= 690.53 ms<sup>2</sup>/Hz) y maxS2 (PAF= 666.79 ms<sup>2</sup>/Hz) son los valores más cercanos al de la señal de referencia cuyo PAF es de 657.68 ms<sup>2</sup>/Hz mientras que el peor resultado se obtuvo para finS1 con un PAF de 883.53 ms<sup>2</sup>/Hz.

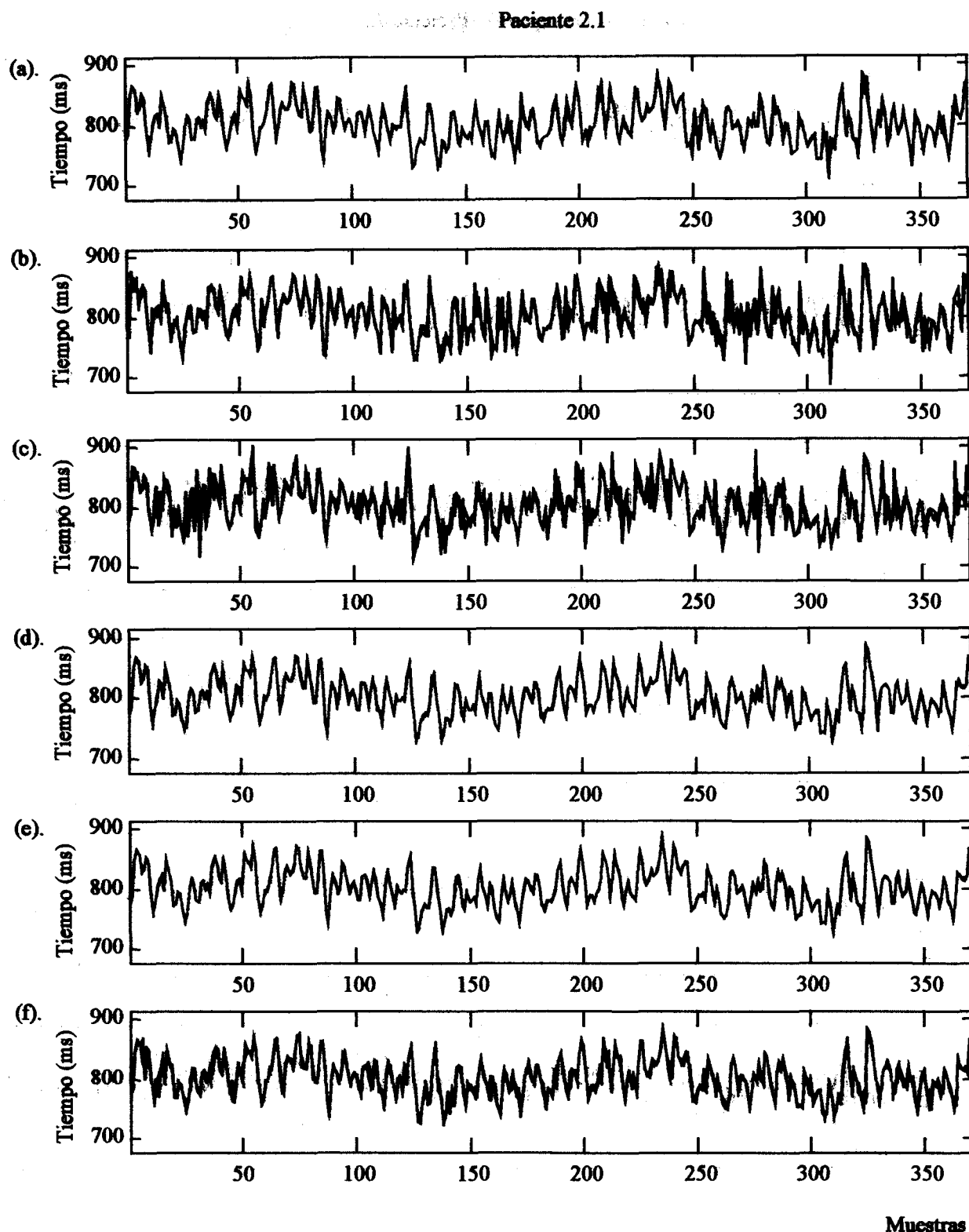
## 5.2. Pruebas al método en señales de adultos adquiridas sin controlar las condiciones de registro.

La figuras 5.10 y 5.11 muestran los CTGs obtenidos utilizando 6 referencias temporales provenientes del FCG ( $refS_i$ ) para dos de los pacientes que constituyeron la segunda serie de registros en adultos. En cada una de las figuras la línea negra representa el CTG obtenido por alguna de las referencias del FCG ((a).  $iniS1$ , (b).  $maxS1$ , (c).  $finS1$ , (d).  $iniS2$ , (e).  $maxS2$  y (f).  $finS2$ ), y la línea roja representa el CTG patrón generado utilizando la onda R del ECG.

La figura 5.12 muestra las gráficas correspondientes a las densidades de potencia espectral (izquierda) y las coherencias (derecha) obtenidas al analizar los CTGs obtenidos por cada referencia temporal proveniente del FCG ( $iniS1$ - $iniS1$ ,  $maxS1$ - $maxS1$ ,  $finS1$ - $finS1$ ,  $iniS2$ - $iniS2$ ,  $maxS2$ - $maxS2$ ,  $finS2$ - $finS2$ ) para los dos pacientes de las figuras 5.10 y 5.11. En las gráficas de densidad de potencia espectral cada espectro está representado con un color distinto dependiendo de la referencia temporal asociada. El color negro corresponde al espectro en potencia de  $iniS1$ , el verde al de  $maxS2$ , el rojo al de  $iniS1$ , el magenta al de  $iniS2$ , el amarillo al de  $finS1$  y el azul al de  $finS2$ . También se presenta una línea gris discontinua que corresponde al espectro del CTG patrón para propósitos de comparación entre cada referencia temporal. Las gráficas que representan las coherencias siguen el mismo código de colores.

Como se muestra en las series de tiempo de la figura 5.10, el inicio y el máximo de S2 son las únicas referencias temporales que siguen a la señal de referencia por ECG; y aunque el inicio de S1 muestra algunos errores de detección, es probable que el método de corrección de la sección 4.4 los repare y habilite a  $iniS1$  como referencia temporal adecuada. Finalmente, con relación al final de los sonidos cardiacos, y al igual que en el primer banco de adultos, el desempeño del método no resultó adecuado, en particular para el caso de  $finS1$  donde se aprecian importantes y variados errores de detección. Sin embargo, aún bajo estas condiciones de desempeño del método, resulta claro que el comportamiento a largo plazo de las series de tiempo por FCG es similar al de la señal de referencia. En el dominio de la frecuencia; la parte superior izquierda de la figura 5.12 confirma que el máximo de S2 es el único punto que sigue sin problemas a la densidad de potencia espectral (DPE) de la señal de referencia, en segundo lugar se encuentra el inicio de S2 y sin ningún parecido morfológico con el patrón (y además alejados) el máximo y el final de S1. Estos resultados se aprecian mejor en la parte superior derecha de la misma figura donde las funciones de coherencia indican que sólo  $maxS2$  e  $iniS2$  mantienen coherencias superiores a 0.5 en toda la banda de interés (0 a 1 Hz); el resto de las referencias temporales muestran coherencias que descienden por debajo de 0.5 después de 0.3 Hz como resultado de las diferencias morfológicas con la DPE de la señal patrón.

Las series de tiempo mostradas en la figura 5.11 muestran un comportamiento similar al observado en la base de datos del primer grupo de adultos, los inicios y máximos de S1 y S2 siguen sin problema a la señal patrón, pero los finales tienen algunos problemas, sobre todo el final de S1. En el dominio de la frecuencia, la parte inferior izquierda de la figura 5.12 muestra que los inicios y máximos siguen la morfología de la DPE de la señal de referencia y en menor medida los finales de dichos sonidos. Estos resultados se aprecian mejor en la parte inferior derecha de la misma figura, aquí se muestra que las coherencias de los inicios y máximos de S1 y S2 son superiores a 0.8 a lo largo de la banda de interés (0 a 1 Hz). También se aprecia que el



**Figura 5.10.** Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCG para el paciente 2.1. (a). Intervalos  $\text{iniS1}-\text{iniS1}$ , (b). Intervalos  $\text{maxS1}-\text{maxS1}$ , (c). Intervalos  $\text{finS1}-\text{finS1}$ , (d). Intervalos  $\text{iniS2}-\text{iniS2}$ , (e). Intervalos  $\text{maxS2}-\text{maxS2}$ , (f). Intervalos  $\text{finS2}-\text{finS2}$ . La línea negra representa los intervalos por FCG, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.

## Paciente 2.2

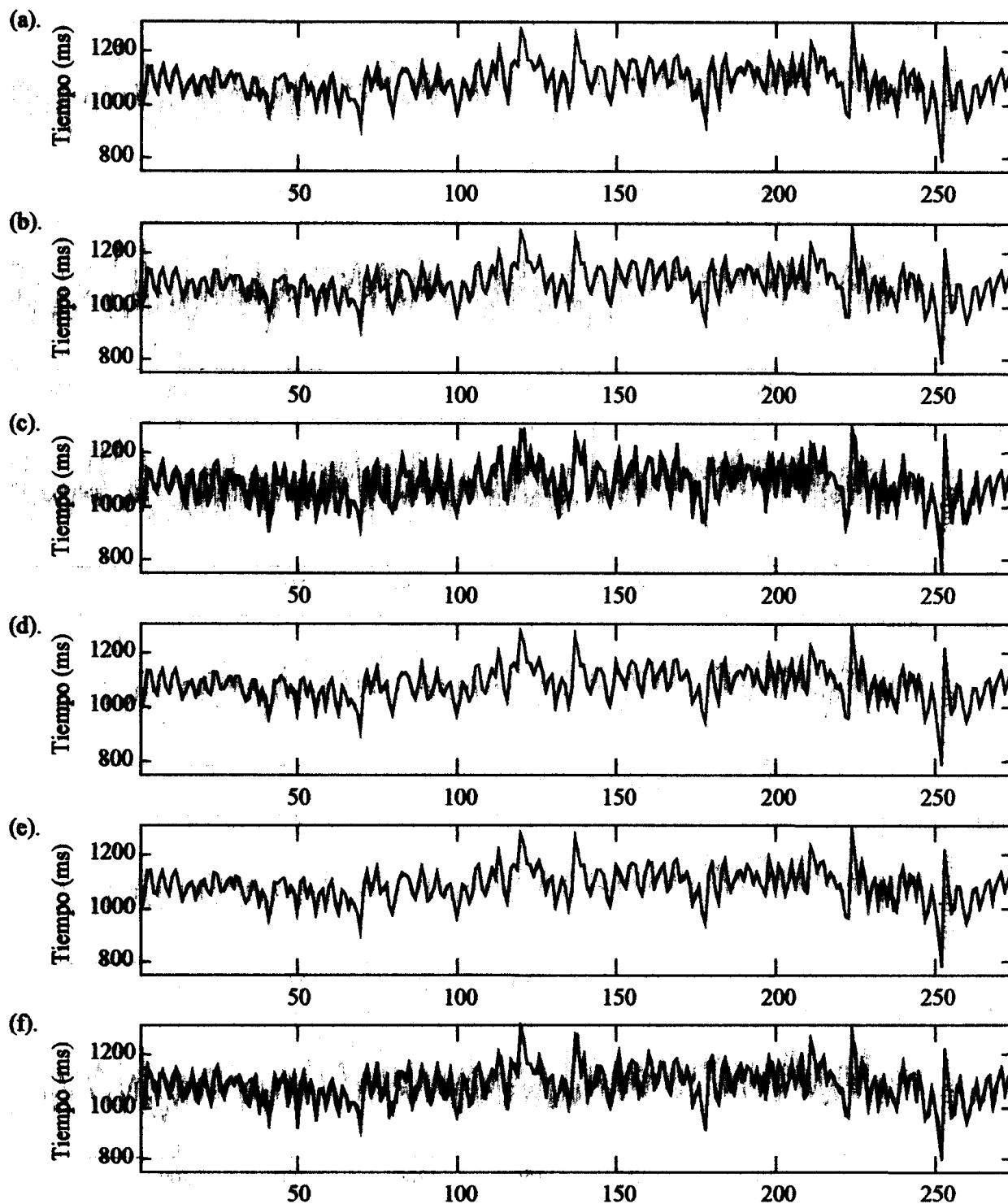
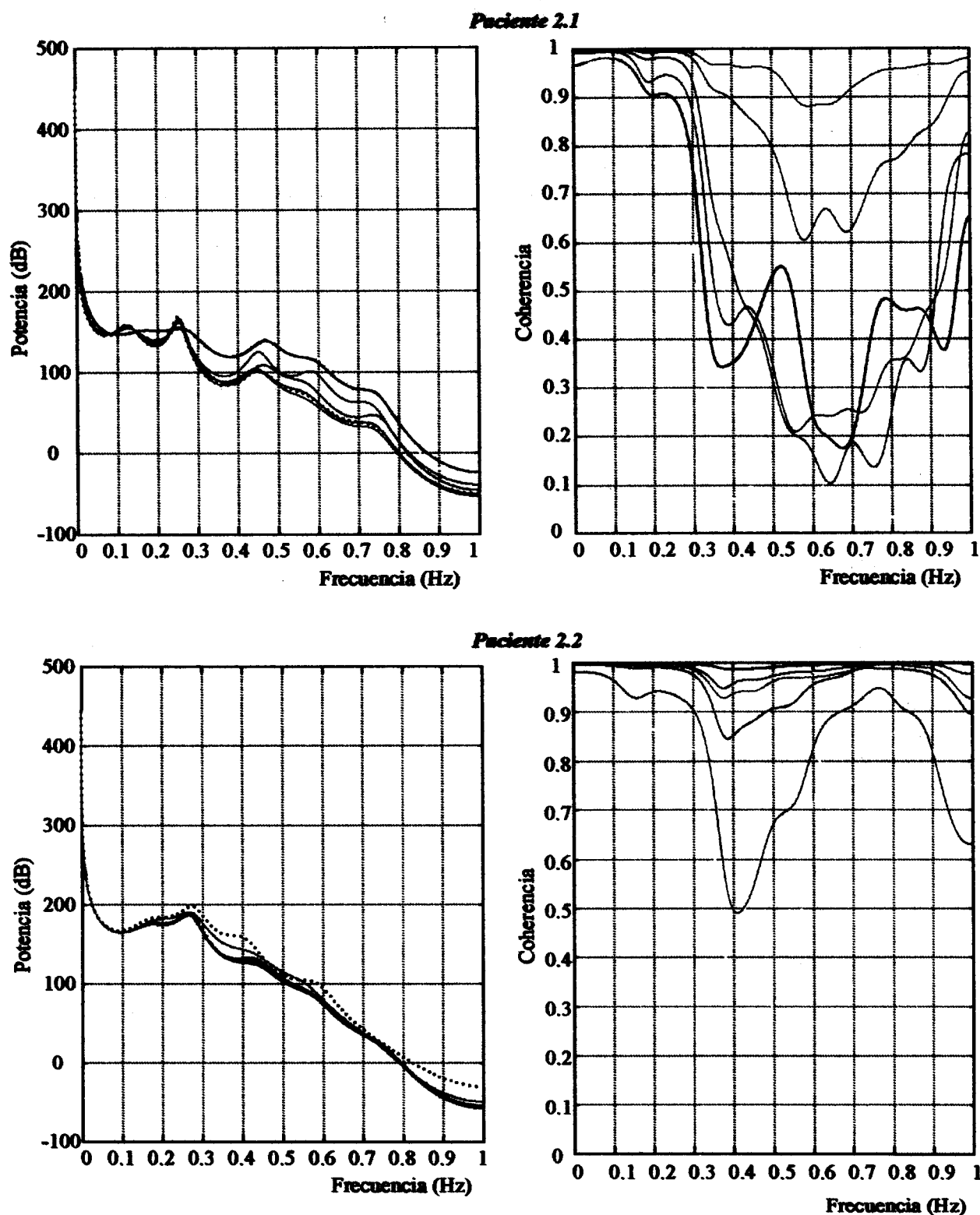


Figura 5.11. Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCG para el paciente 2.2. (a). Intervalos  $iniS1-iniS1$ , (b). Intervalos  $maxS1-maxS1$ , (c). Intervalos  $finS1-finS1$ , (d). Intervalos  $iniS2-iniS2$ , (e). Intervalos  $maxS2-maxS2$ , (f). Intervalos  $finS2-finS2$ . La línea negra representa los intervalos por FCG, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.



**Figura 5.12.** IZQUIERDA: Densidades de potencia espectral de los CTGs obtenidos a partir de 6 referencias temporales del FCG y del CTG patrón (línea gris punteada) obtenido utilizando la onda R del ECG. DERECHA: Coherencia entre los CTGs de cada referencia temporal del FCG y el CTG patrón. Negro: máximo de S1, Verde: máximo de S2, Rojo: inicio de S1, Magenta: inicio de S2, Amarillo: fin de S1, Azul: fin de S2. El eje vertical de los espectros utiliza escala logarítmica.

final de S2 se encuentra por arriba de 0.5 confirmando las observaciones en el dominio del tiempo.

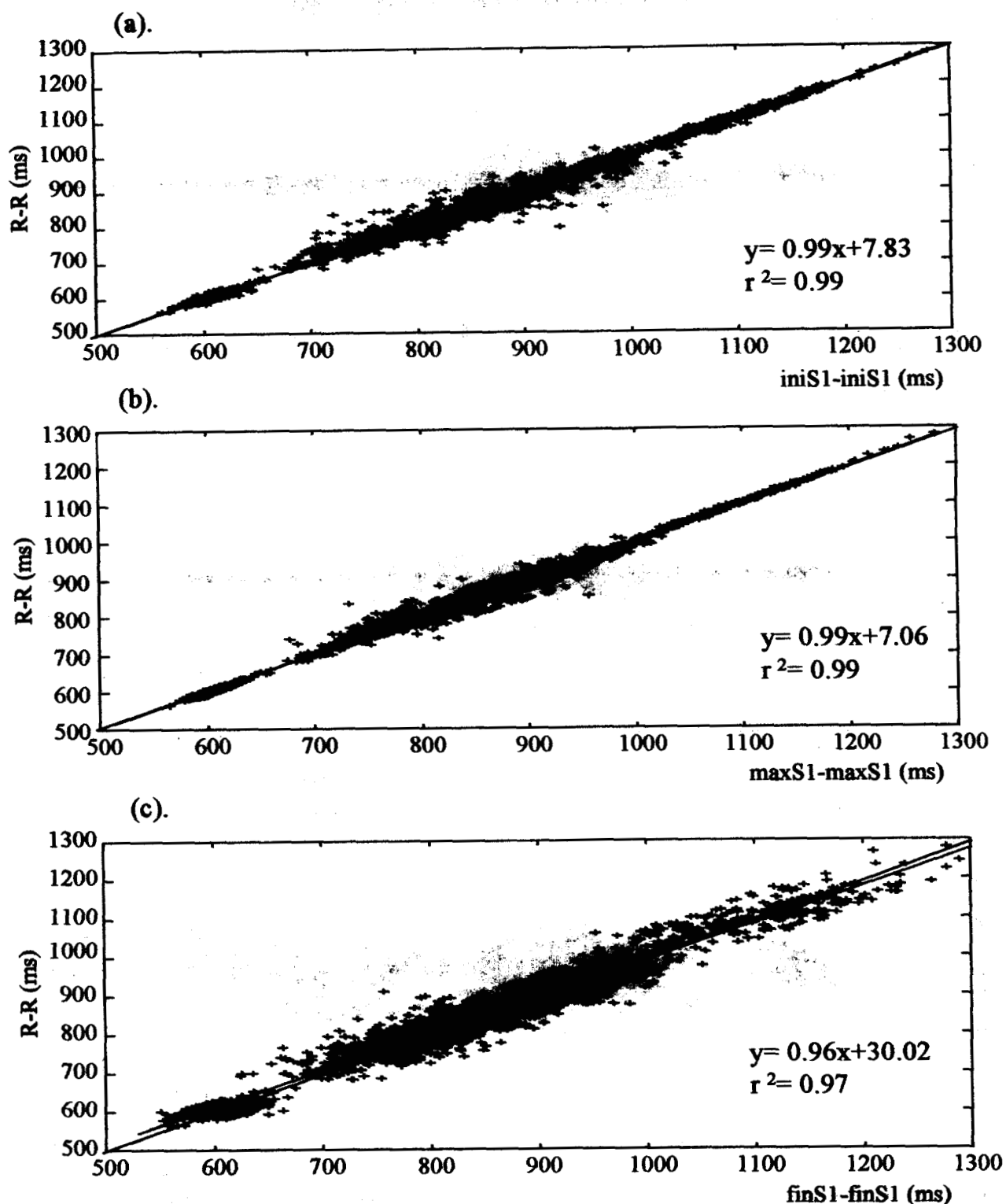
Las observaciones descritas anteriormente plantean aspectos importantes sobre el desempeño del método propuesto para procesamiento del FCG; sin embargo, para poder generalizarlas, es necesario realizar un análisis de los resultados obtenidos sobre el grupo de datos como conjunto. A continuación se realiza el análisis de este grupo de datos como conjunto:

La figura 5.13 muestra la correlación existente entre las series de tiempo generadas utilizando las tres referencias de S1 y la señal patrón utilizando un total de 3261 intervalos. Como puede observarse, las tres referencias muestran una tendencia lineal y el máximo de S1 genera la menor dispersión alrededor de la recta ideal, esto seguido del inicio y el final de S1. Los parámetros de las ecuaciones de la mejor recta muestran que la pendiente es muy cercana a uno ( $m = 0.99$  para iniS1,  $m = 0.99$  para maxS1,  $m = 0.96$  para finS1), y aunque existe un sesgo aproximado de 7 ms en los inicios ( $b = 7.83$  ms) y máximos de S1 (7.06 ms), es evidente en estos resultados que el comportamiento a largo plazo establecido por el patrón es seguido por las tres referencias provenientes de S1 (aún cuando finS1 genera un sesgo considerable como consecuencia de la dificultad para la detección de dicho punto,  $b = 30.02$  ms).

Con relación al comportamiento a corto plazo o latido a latido, la figura 5.14 muestra que en las gráficas del análisis de residuos, la mejor recta tiene un valor de pendiente cercano a cero ( $m = 0$  para iniS1,  $m = 0.01$  para maxS1 y  $m = 0.02$  para finS1) y un sesgo aproximado de 4 ms para dos de las tres referencias temporales (iniS1:  $b = -3.74$  ms y maxS1:  $b = -4.19$  ms), mientras que el sesgo para finS1 es de  $-17.00$  ms. Esto muestra que un porcentaje importante de puntos se distribuye cerca de cero (valor ideal), mientras que otros puntos generan diferencias considerables con respecto a los mismos puntos de la señal patrón lo cual se refleja en el bajo coeficiente de determinación ( $r^2 = 0.00$  para iniS1,  $r^2 = 0.00$  para maxS1,  $r^2 = 0.01$  para finS1), esto puede apreciarse mejor en la figura 5.15 con los histogramas de las diferencias entre las series de tiempo por S1 y el ECG. En estos histogramas puede observarse que el inicio de S1 genera la mayor cantidad de puntos cercanos (más de 700) a la señal de referencia seguido por maxS1 (más de 400) y finS1 (alrededor de 300) que producen mayor dispersión alrededor del valor ideal de cero.

Con relación al comportamiento global de S2, la figura 5.16 muestra la correlación existente entre las series de tiempo generadas utilizando las tres referencias de S2 y la señal patrón o de referencia. Como puede observarse, al igual que en S1 las tres referencias muestran tendencia lineal y pareciera que el máximo de S2 genera la menor dispersión alrededor de la recta ideal, seguida por el inicio de S2 y el final del mismo donde se aprecia una dispersión considerable de puntos alrededor de la recta ideal. Esto puede cuantificarse por medio de las ecuaciones que describen las rectas de las tres referencias temporales, en el caso de iniS2 ( $m = 0.99$ ,  $b = 4.87$  ms) y maxS2 ( $m = 0.99$ ,  $b = 5.79$  ms) se generaron pendientes cercanas a 1 y sesgos muy aproximados a 5 ms, mientras que para finS2 se generó una pendiente ligeramente menor ( $m = 0.98$ ,  $b = 20.15$  ms), un sesgo considerable y un coeficiente de determinación menor a los casos anteriores ( $r^2 = 0.99$  para iniS2,  $r^2 = 0.99$  para maxS2,  $r^2 = 0.98$  para finS2). Nuevamente, al igual que S1, el comportamiento de las tres gráficas mostradas en esta figura muestra que el comportamiento a largo plazo de las referencias provenientes de S2 es similar al de la señal patrón.





**Figura 5.13.** Regresión lineal para los intervalos medidos por ECG y 3 referencias temporales de S1 en registros obtenidos en 9 adultos conteniendo un total de 3261 intervalos. En las gráficas se muestra también la recta ideal (negro), la resultante de la regresión (rojo), la ecuación obtenida y el valor del coeficiente de determinación ( $r^2$ ). (a). Intervalos R-R vs intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos R-R vs intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos R-R vs intervalos finS1-finS1.

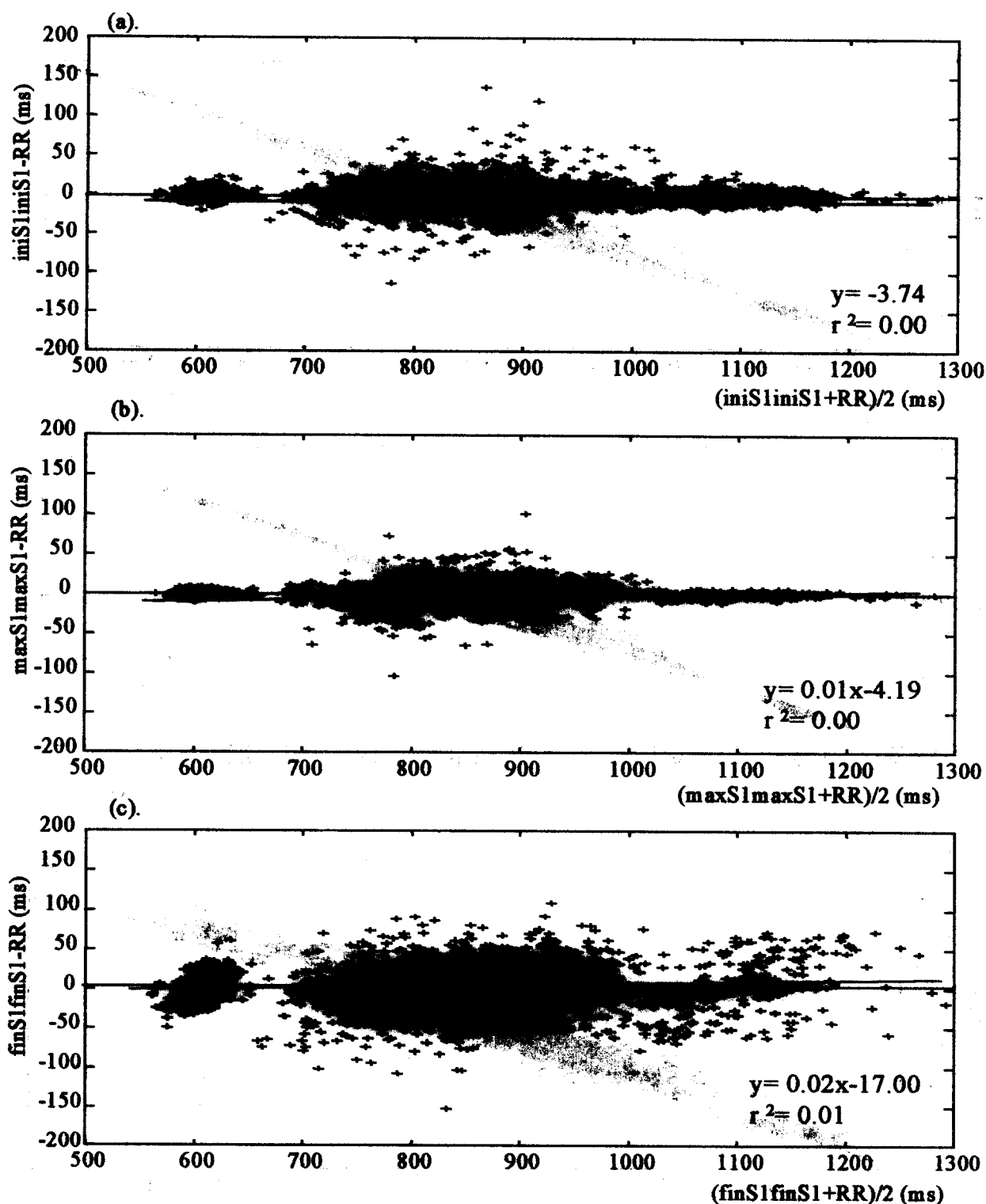
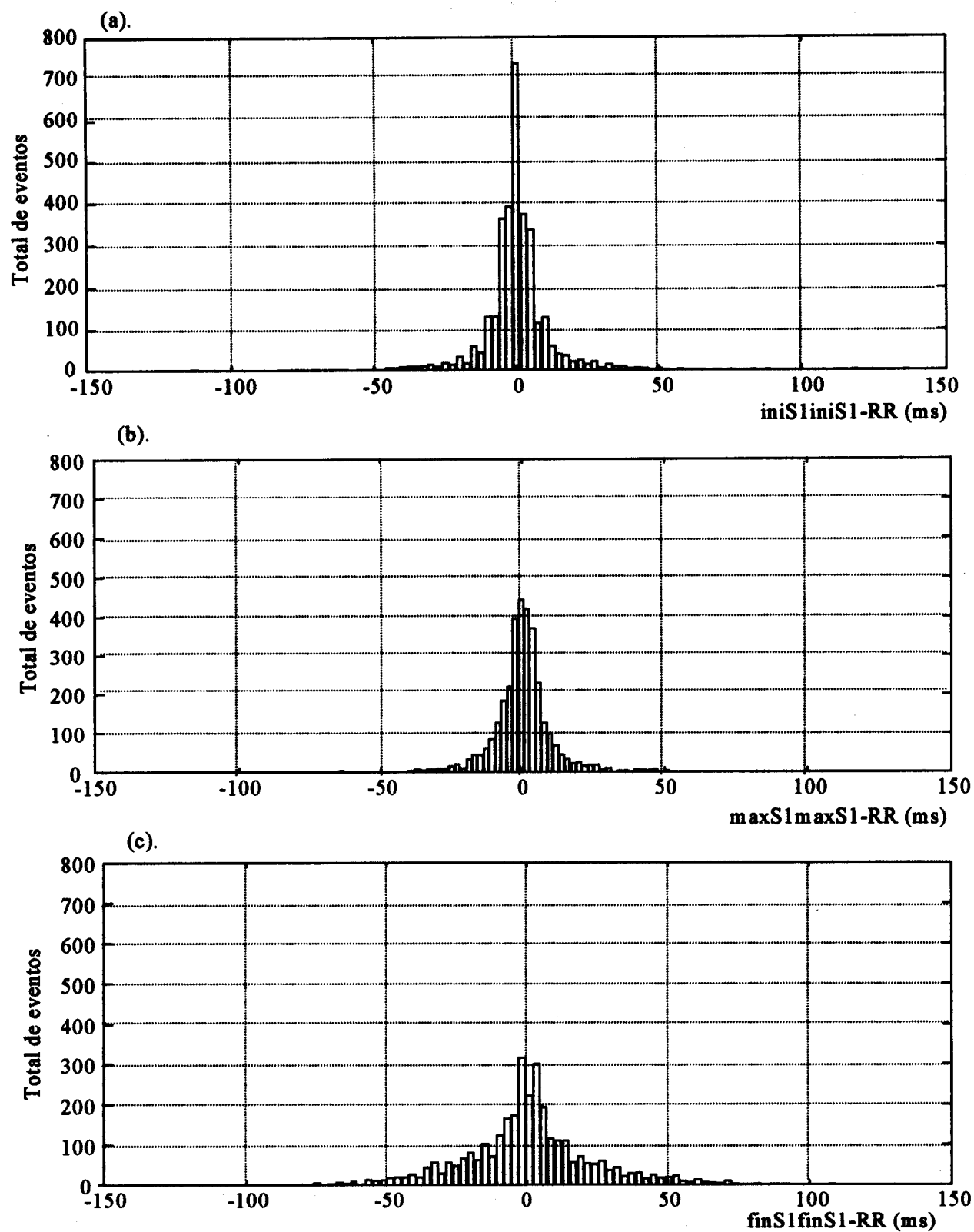


Figura 5.14. Regresión lineal para el análisis de residuos de los intervalos medidos por ECG y 3 referencias temporales de S1 en registros obtenidos en 9 adultos conteniendo un total de 3261 intervalos. En las gráficas se muestra también la recta ideal (negro), la resultante de la regresión (rojo), la ecuación obtenida y el valor del coeficiente de determinación ( $r^2$ ). (a). Diferencias iniS1iniS1-RR vs  $(iniS1iniS1+RR)/2$ , (b). Diferencias maxS1maxS1-RR vs  $(maxS1maxS1+RR)/2$ , (c). Diferencias finS1finS1-RR vs  $(finS1finS1+RR)/2$ .



**Figura 5.15.** Histograma de las diferencias entre los intervalos R-R y tres referencias temporales de S1 en registros obtenidos en 9 adultos conteniendo un total de 3261 intervalos. (a). Diferencias iniS1iniS1-RR, (b). Diferencias maxS1maxS1-RR, (c). Diferencias finS1finS1-RR.

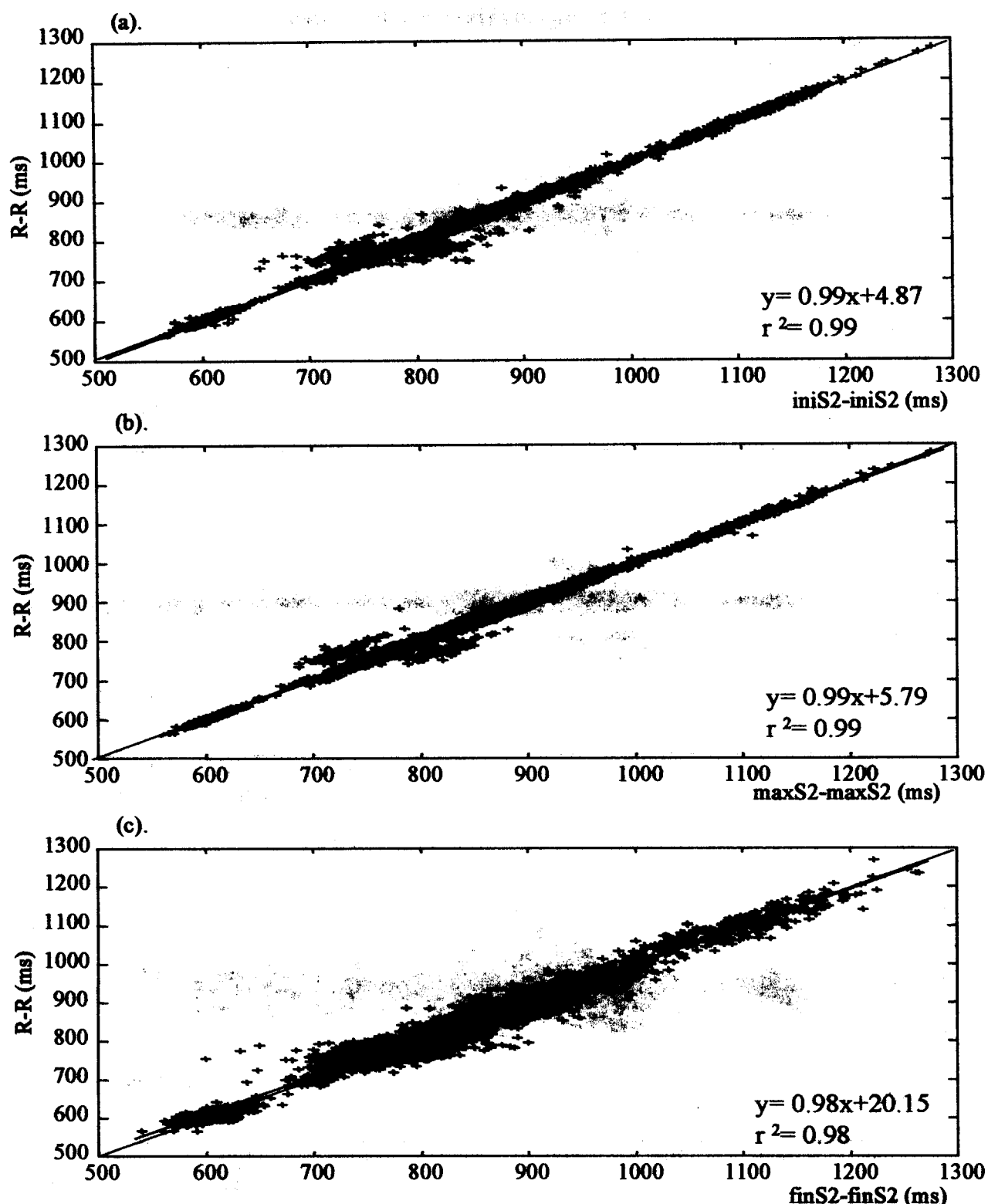
El comportamiento a corto plazo de las series de tiempo generadas por S2 puede observarse en la figura 5.17 con el análisis de los residuos, aquí se muestra que los inicios y máximos de S2 no están muy sesgados ( $b = -4.17$  ms para iniS2,  $b = -2.32$  ms para maxS2,  $b = -10.25$  ms para finS2), y que las pendientes son cercanas a cero ( $m = 0$  para iniS2,  $m = 0$  para maxS2,  $m = 0.01$  para finS2). Esto puede apreciarse también en la figura 5.18 con los histogramas de las diferencias entre las series de tiempo por S2 y el ECG, en ellos se observa que el total de puntos iguales a cero es mayor al utilizar como referencia el inicio (casi 500 puntos) y el máximo de S2 (casi 500 puntos). Desafortunadamente, al igual que S1, existe una dispersión considerable de algunos de los puntos, sobre todo en el fin de S2 llevando así los coeficientes de determinación hasta cero para los inicios y finales y a 0.01 para finS2.

Como se aprecia en la tabla 5-VII, la media de las series de tiempo generadas por FCG es estadísticamente igual a la media de la señal de referencia, resultado esperado por las observaciones previas y que confirma que el comportamiento a largo plazo descrito por las referencias del FCG es igual al de la señal patrón. También se aprecia que el peor de los casos fue la detección de finS1 ( $\sigma = 132.39$  ms) contra los mejores casos para iniS2 ( $\sigma = 129.96$  ms) y maxS2 ( $\sigma = 130.07$  ms).

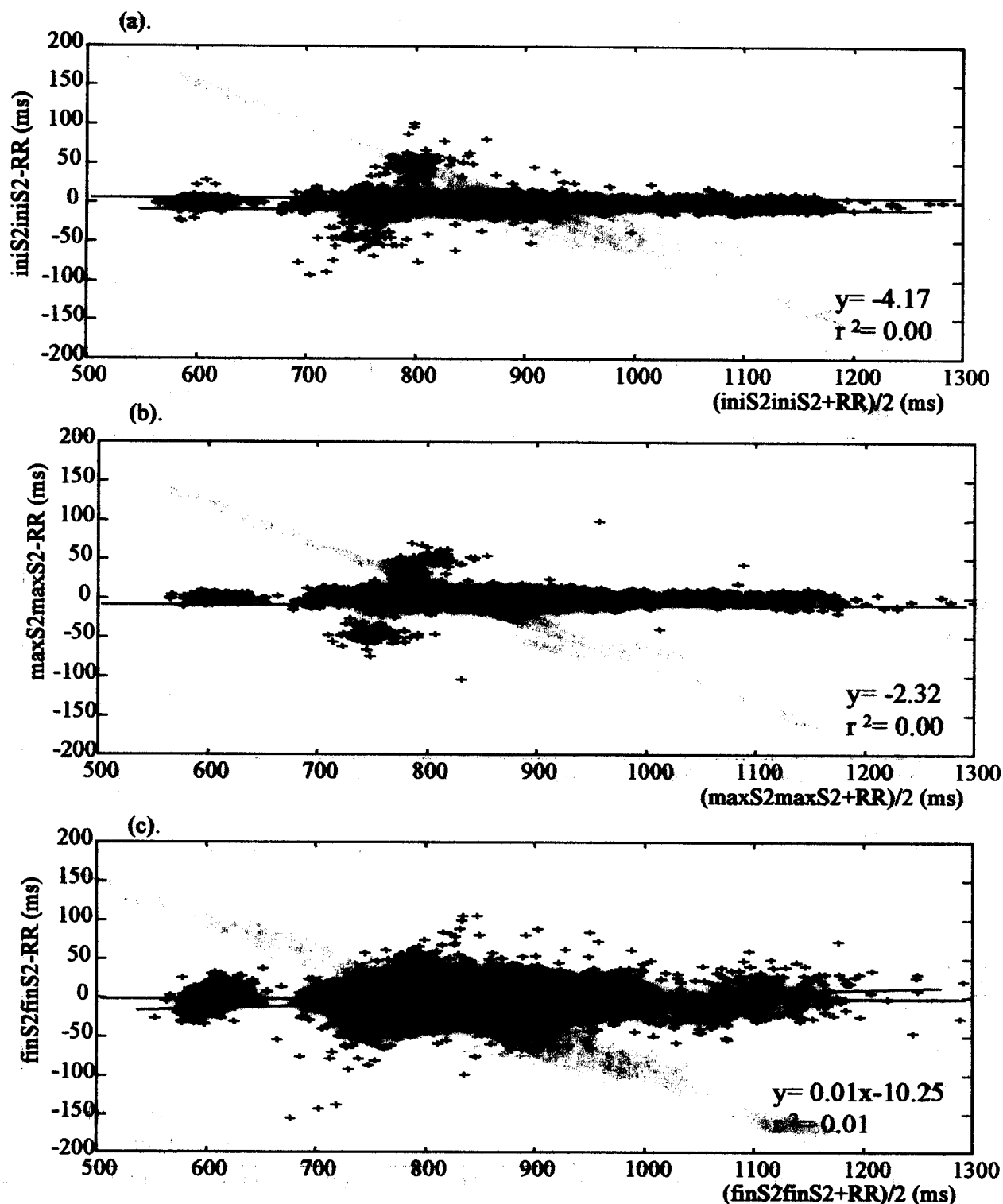
Respecto a las regresiones lineales de las figuras 5.13 y 5.16, la tabla 5-VIII muestra los valores obtenidos para la pendiente ( $m$ ), la ordenada al origen ( $b$ ) y el coeficiente de determinación ( $r^2$ ). La tabla muestra que los valores de pendiente fueron cercanos a 1.00 (desde  $m = 0.96$  para finS1 hasta 0.99 para los inicios y finales de S1 y S2) y que los intervalos de confianza oscilaron entre  $\pm 0.01$  en el peor de los casos que fue el correspondiente a los finales de los sonidos cardiacos. Para las ordenadas al origen se observa que el mejor resultado se obtuvo para iniS2 ( $b = 4.87 \pm 2.54$  ms) y maxS2 ( $b = 5.79 \pm 2.62$  ms). Con estos resultados se muestra que los puntos detectados con mayor precisión fueron el inicio y el máximo de S2 ya que generaron los mejores valores de correlación con la señal patrón ( $r^2 = 0.99$  para iniS2 y  $r^2 = 0.99$  para maxS2) produciendo el mejor desempeño a largo plazo de las series de tiempo generadas por ellos.

En la tabla 5-IX se muestra que no existen diferencias significativas entre las medias pareadas de cada referencia temporal por FCG respecto al ECG. Aquí se aprecia que los mejores resultados se obtienen para maxS1 ( $\sigma = 10.96$  ms), iniS2 ( $\sigma = 11.56$  ms) y maxS2 ( $\sigma = 11.97$  ms) mientras que los peores resultados se obtienen para finS1 ( $\sigma = 24.00$  ms) y finS2 ( $\sigma = 20.58$  ms). Así, los resultados obtenidos muestran que las seis referencias oscilan alrededor del cero con dispersión importante por parte del final de S1 y S2 tal y como se había visto en los histogramas.

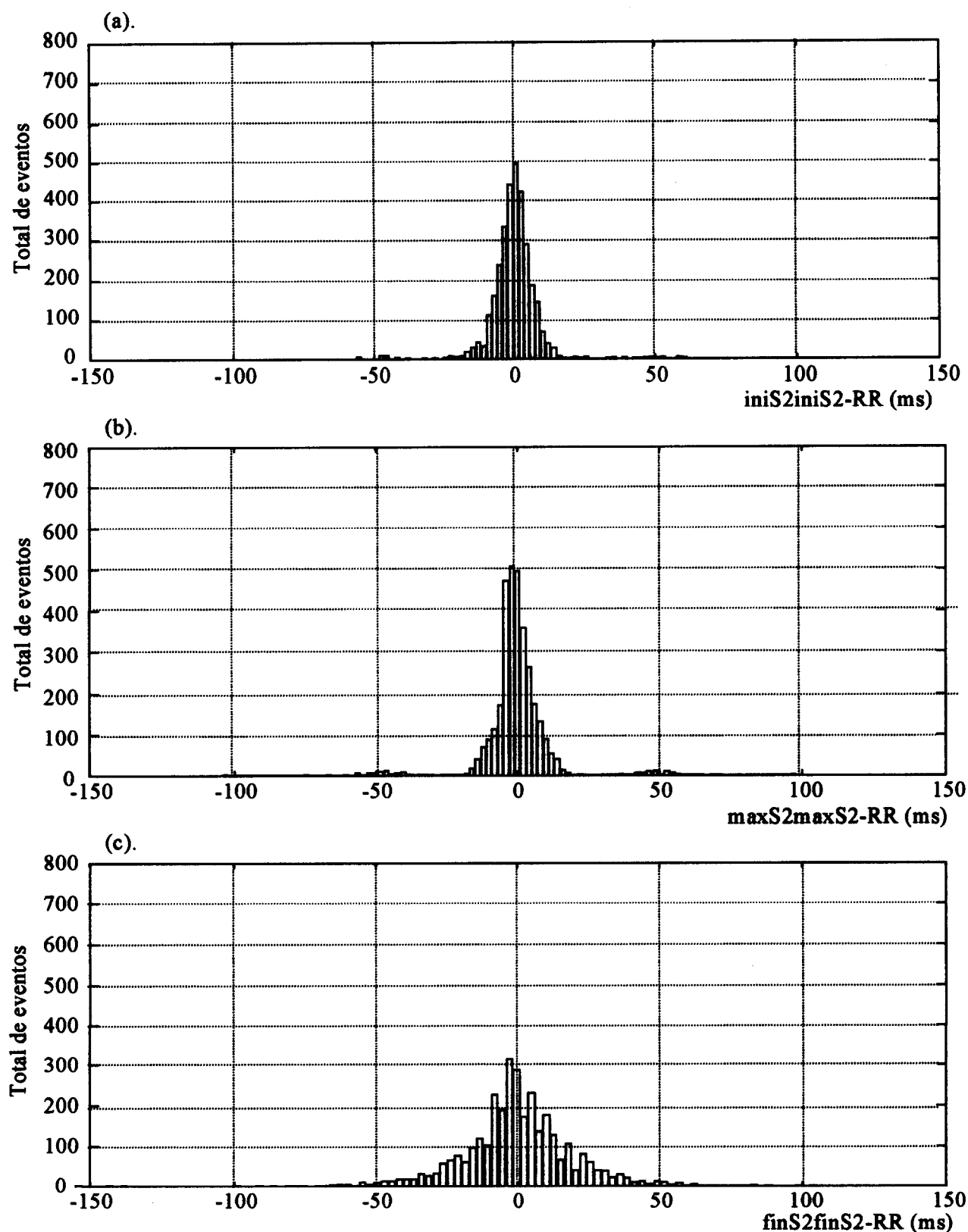
El análisis cuantitativo de las gráficas 5.14 y 5.17 muestra que aunque la pendiente de los datos siempre se acerca al valor ideal de cero, todas las referencias tienen un sesgo negativo y los mejores valores se obtuvieron para iniS2 y maxS2 ( $m = 0$ ,  $b = -1.63 \pm 2.55$  ms para iniS1 y  $m = 0$ ,  $b = -2.32 \pm 2.63$  ms), esto se aprecia en la tabla 5-X. Como en párrafos anteriores, el peor desempeño se observa para finS1 con  $m = 0.02 \pm 0.01$  y  $b = -17.00 \pm 5.51$  ms y finS2 con  $m = 0.01 \pm 0.01$  y  $b = -10.25 \pm 4.51$  ms. Estos sesgos indican que más de la mitad de los puntos se encuentra debajo de cero, tal y como lo muestra el porcentaje de positivos (menor a 50 % en todos los casos).



**Figura 5.16.** Regresión lineal para los intervalos medidos por ECG y 3 referencias temporales de S2 en registros obtenidos en 9 adultos conteniendo un total de 3261 intervalos. En las gráficas se muestra también la recta ideal (negro), la resultante de la regresión (rojo), la ecuación obtenida y el valor del coeficiente de determinación ( $r^2$ ). (a). Intervalos R-R vs intervalos iniS2-iniS2, (b). Intervalos R-R vs intervalos maxS2-maxS2, (c). Intervalos R-R vs intervalos finS2-finS2.



**Figura 5.17.** Regresión lineal para el análisis de residuos de los intervalos medidos por ECG y 3 referencias temporales de S2 en registros obtenidos en 9 adultos conteniendo un total de 3261 intervalos. En las gráficas se muestra también la recta ideal (negro), la resultante de la regresión (rojo), la ecuación obtenida y el valor del coeficiente de determinación ( $r^2$ ). (a). Diferencias iniS2iniS2-RR vs  $(iniS2iniS2+RR)/2$ , (b). Diferencias maxS2maxS2-RR vs  $(maxS2maxS2+RR)/2$ , (c). Diferencias finS2finS2-RR vs  $(finS2finS2+RR)/2$ .



**Figura 5.18.** Histograma de las diferencias entre los intervalos R-R y tres referencias temporales de S2 en registros obtenidos en 9 adultos conteniendo un total de 3261 intervalos. (a). Diferencias iniS2iniS2-RR, (b). Diferencias maxS2maxS2-RR, (c). Diferencias finS2finS2-RR.

**Tabla 5-VII.** Pruebas de hipótesis e intervalos de confianza para la media de los intervalos latido a latido medidos por ECG (intervalos RR) y 6 referencias temporales del FCG (intervalos refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>)\*.

| Referencia temporal | $\mu \pm 1.96 \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$ (ms) | $\sigma$ (ms) | p    |
|---------------------|---------------------------------------------|---------------|------|
| RR                  | 821.79 $\pm$ 4.45                           | 129.70        | n.s. |
| iniS1iniS1          | 821.80 $\pm$ 4.47                           | 130.29        | n.s. |
| maxS1maxS1          | 821.79 $\pm$ 4.48                           | 130.36        | n.s. |
| finS1finS1          | 821.81 $\pm$ 4.54                           | 132.39        | n.s. |
| iniS2iniS2          | 821.80 $\pm$ 4.46                           | 129.96        | n.s. |
| maxS2maxS2          | 821.79 $\pm$ 4.46                           | 130.07        | n.s. |
| finS2finS2          | 821.80 $\pm$ 4.51                           | 131.32        | n.s. |

\* n representa los grados de libertad (N-1) del experimento desarrollado con 9 señales fetales y 3261 intervalos (N). n.s. indica diferencias no significativas entre los intervalos refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub> y el ECG (p > 0.05).

**Tabla 5-VIII.** Parámetros\* obtenidos para la regresión lineal aplicada a los intervalos RR vs refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>.

| Referencia temporal | $\bar{m} \pm 1.96 \frac{\sigma_m}{\sqrt{n}}$ | $\bar{b} \pm 1.96 \frac{\sigma_b}{\sqrt{n}}$ (ms) | r    | r <sup>2</sup> |
|---------------------|----------------------------------------------|---------------------------------------------------|------|----------------|
| RR vs iniS1iniS1    | 0.99 $\pm$ 0.00                              | 7.83 $\pm$ 2.85                                   | 1.00 | 0.99           |
| RR vs maxS1maxS1    | 0.99 $\pm$ 0.00                              | 7.06 $\pm$ 2.39                                   | 1.00 | 0.99           |
| RR vs finS1finS1    | 0.96 $\pm$ 0.01                              | 30.02 $\pm$ 5.08                                  | 0.98 | 0.97           |
| RR vs iniS2iniS2    | 0.99 $\pm$ 0.00                              | 4.87 $\pm$ 2.54                                   | 1.00 | 0.99           |
| RR vs maxS2maxS2    | 0.99 $\pm$ 0.00                              | 5.79 $\pm$ 2.62                                   | 1.00 | 0.99           |
| RR vs finS2finS2    | 0.98 $\pm$ 0.01                              | 20.15 $\pm$ 4.42                                  | 0.99 | 0.98           |

\*  $\bar{m}$  representa la media de la pendiente y  $\bar{b}$  la media de la ordenada al origen de la mejor recta,  $\sigma_m$  y  $\sigma_b$  representan las varianzas de la pendiente y la ordenada al origen respectivamente. n representa los grados de libertad (N-1) del experimento desarrollado con 9 señales de adultos y 3261 intervalos (N). También se incluyen el coeficiente de correlación (r) y el coeficiente de determinación (r<sup>2</sup>).



**Tabla 5-IX.** Pruebas de hipótesis para las medias pareadas de los intervalos latido a latido medidos por ECG (intervalos RR) y 6 referencias temporales del FCG (intervalos refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>)\*.

| Referencia temporal  | $\mu \pm 1.96 \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$ (ms) | $\sigma$ (ms) | p    |
|----------------------|---------------------------------------------|---------------|------|
| <i>iniS1iniS1-RR</i> | 0.01 ± 0.45                                 | 13.05         | n.s. |
| <i>maxS1maxS1-RR</i> | 0.00 ± 0.38                                 | 10.96         | n.s. |
| <i>finS1finS1-RR</i> | 0.02 ± 0.82                                 | 24.00         | n.s. |
| <i>iniS2iniS2-RR</i> | 0.01 ± 0.40                                 | 11.56         | n.s. |
| <i>maxS2maxS2-RR</i> | 0.00 ± 0.41                                 | 11.97         | n.s. |
| <i>finS2finS2-RR</i> | 0.00 ± 0.71                                 | 20.58         | n.s. |

\* n representa los grados de libertad (N-1) del experimento desarrollado con 9 señales fetales y 3261 intervalos (N). n.s. indica diferencias no significativas entre las medias pareadas ( $p > 0.05$ ).

**Tabla 5-X.** Parámetros\* obtenidos para la regresión lineal aplicada a las diferencias de los intervalos RR vs refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>.

| Referencia temporal                       | $\bar{m} \pm 1.96 \frac{\sigma_m}{\sqrt{n}}$ | $\bar{b} \pm 1.96 \frac{\sigma_b}{\sqrt{n}}$ (ms) | r    | r <sup>2</sup> | PP (%) |
|-------------------------------------------|----------------------------------------------|---------------------------------------------------|------|----------------|--------|
| <i>iniS1iniS1-RR vs (iniS1iniS1+RR)/2</i> | 0.01 ± 0.00                                  | -3.74 ± 2.87                                      | 0.05 | 0.00           | 44.80  |
| <i>maxS1maxS1-RR vs (maxS1maxS1+RR)/2</i> | 0.01 ± 0.00                                  | -4.19 ± 2.41                                      | 0.06 | 0.00           | 47.04  |
| <i>finS1finS1-RR vs (finS1finS1+RR)/2</i> | 0.02 ± 0.01                                  | -17.00 ± 5.51                                     | 0.11 | 0.01           | 48.39  |
| <i>iniS2iniS2-RR vs (iniS2iniS2+RR)/2</i> | 0.00 ± 0.00                                  | -1.63 ± 2.55                                      | 0.02 | 0.00           | 46.67  |
| <i>maxS2maxS2-RR vs (maxS2maxS2+RR)/2</i> | 0.00 ± 0.00                                  | -2.32 ± 2.63                                      | 0.03 | 0.00           | 44.10  |
| <i>finS2finS2-RR vs (finS2finS2+RR)/2</i> | 0.01 ± 0.01                                  | -10.25 ± 4.51                                     | 0.08 | 0.01           | 47.62  |

\*  $\bar{m}$  representa la media de la pendiente y  $\bar{b}$  la media de la ordenada al origen de la mejor recta,  $\sigma_m$  y  $\sigma_b$  representan las varianzas de la pendiente y la ordenada al origen respectivamente. n representa los grados de libertad (N-1) del experimento desarrollado con 9 señales fetales y 3261 intervalos (N). También se incluyen el coeficiente de correlación (r), el coeficiente de determinación (r<sup>2</sup>) y la proporción de positivos (PP).

**Tabla 5-XI.** Índices en el tiempo obtenidos para los CTGs generados utilizando el ECG y seis referencias temporales provenientes del FCG para el banco de datos adquirido en 9 adultos sin controlar las condiciones de registro. (a). Raíz cuadrática media de las diferencias entre intervalos consecutivos (RCMDIC), (b). Variabilidad a corto plazo (VCP), (c). Variabilidad a largo plazo (VLP).

a).

| <i>Paciente</i>          | RCMDIC (ms)  |              |              |              |              |              |              |
|--------------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
|                          | <i>OndaR</i> | <i>iniS1</i> | <i>maxS1</i> | <i>finS1</i> | <i>iniS2</i> | <i>maxS2</i> | <i>finS2</i> |
| 2.1                      | 26.33        | 28.39        | 43.63        | 43.52        | 25.82        | 24.90        | 30.66        |
| 2.2                      | 72.85        | 72.63        | 72.80        | 103.91       | 69.85        | 71.09        | 86.68        |
| 2.3                      | 66.91        | 70.81        | 73.82        | 86.18        | 68.28        | 67.51        | 77.02        |
| 2.4                      | 33.59        | 50.63        | 43.11        | 72.30        | 35.10        | 34.65        | 37.41        |
| 2.5                      | 48.46        | 51.47        | 51.63        | 60.07        | 45.83        | 50.24        | 53.79        |
| 2.6                      | 6.19         | 10.26        | 7.34         | 27.94        | 8.82         | 6.72         | 18.11        |
| 2.7                      | 74.02        | 75.36        | 75.96        | 79.68        | 74.08        | 72.88        | 84.81        |
| 2.8                      | 14.50        | 29.66        | 19.62        | 26.11        | 47.36        | 52.99        | 61.66        |
| 2.9                      | 41.69        | 48.05        | 44.77        | 61.38        | 43.94        | 41.82        | 51.42        |
| Media (ms)               | 42.73        | 48.58        | 48.08        | 62.34        | 46.56        | 46.98        | 55.73        |
| Desviación Estándar (ms) | ± 24.97      | ± 22.46      | ± 23.95      | ± 26.34 *    | ± 21.70      | ± 22.38      | ± 24.22      |

b).

| <i>Paciente</i>          | VCP (ms)     |              |              |              |              |              |              |
|--------------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
|                          | <i>OndaR</i> | <i>iniS1</i> | <i>maxS1</i> | <i>finS1</i> | <i>iniS2</i> | <i>maxS2</i> | <i>finS2</i> |
| 2.1                      | 21.35        | 22.61        | 33.36        | 33.29        | 20.67        | 20.13        | 24.57        |
| 2.2                      | 55.76        | 55.29        | 56.22        | 81.36        | 53.19        | 54.57        | 68.06        |
| 2.3                      | 51.73        | 54.85        | 60.60        | 66.98        | 52.69        | 51.00        | 59.06        |
| 2.4                      | 27.93        | 38.28        | 33.59        | 57.77        | 29.29        | 28.59        | 30.48        |
| 2.5                      | 37.96        | 40.12        | 40.55        | 46.56        | 36.20        | 39.76        | 41.69        |
| 2.6                      | 4.83         | 8.09         | 5.79         | 21.93        | 6.38         | 5.15         | 13.39        |
| 2.7                      | 62.67        | 63.71        | 64.01        | 64.86        | 62.95        | 61.83        | 69.60        |
| 2.8                      | 11.62        | 19.41        | 16.23        | 20.20        | 32.74        | 40.63        | 46.08        |
| 2.9                      | 28.63        | 35.34        | 31.24        | 43.27        | 30.33        | 28.98        | 37.18        |
| Media (ms)               | 33.61        | 37.52        | 37.95        | 48.47        | 36.05        | 36.74        | 43.35        |
| Desviación Estándar (ms) | ± 20.01      | ± 18.48      | ± 19.76      | ± 21.05 *    | ± 17.68      | ± 17.94      | ± 19.34      |

c).

| <i>Paciente</i>          | VLP (ms)     |              |              |              |              |              |              |
|--------------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
|                          | <i>OndaR</i> | <i>iniS1</i> | <i>maxS1</i> | <i>finS1</i> | <i>iniS2</i> | <i>maxS2</i> | <i>finS2</i> |
| 2.1                      | 139.00       | 142.80       | 160.00       | 174.60       | 136.00       | 136.80       | 139.20       |
| 2.2                      | 306.00       | 308.40       | 308.60       | 340.60       | 304.40       | 303.20       | 332.20       |
| 2.3                      | 233.60       | 251.00       | 246.20       | 280.00       | 243.80       | 250.40       | 269.20       |
| 2.4                      | 150.40       | 182.80       | 166.80       | 250.80       | 150.60       | 155.00       | 163.40       |
| 2.5                      | 224.00       | 232.80       | 228.20       | 247.80       | 226.60       | 229.60       | 239.80       |
| 2.6                      | 59.20        | 65.00        | 59.80        | 97.60        | 64.60        | 58.80        | 81.80        |
| 2.7                      | 260.40       | 270.60       | 269.00       | 284.80       | 266.80       | 256.60       | 290.20       |
| 2.8                      | 81.20        | 136.80       | 91.40        | 109.60       | 176.00       | 160.00       | 212.80       |
| 2.9                      | 180.00       | 204.80       | 186.80       | 241.60       | 190.20       | 179.20       | 211.20       |
| Media (ms)               | 181.42       | 199.44       | 190.76       | 225.27       | 195.44       | 191.62       | 215.53       |
| Desviación Estándar (ms) | ± 82.25      | ± 76.01      | ± 81.43      | ± 81.79 *    | ± 73.61      | ± 75.09      | ± 78.35      |

\* Diferencias significativas entre índices por CTG<sub>S-S</sub> y CTG<sub>R-R</sub> ( $p < 0.05$ ). El análisis estadístico se realizó utilizando el método de Bonferroni para muestras repetidas.

**Tabla 5-XII.** Índices en la frecuencia obtenidos para los CTGs generados utilizando el ECG y seis referencias temporales provenientes del FCG para el banco de datos adquirido en 9 adultos sin controlar las condiciones de registro. (a). Potencia total (PT), (b). Potencia en la banda de bajas frecuencias (PBF), (c). Potencia en la banda de altas frecuencias (PAF).

a).

| Paciente                       | PT (ms <sup>2</sup> /Hz) |         |         |           |         |         |         |
|--------------------------------|--------------------------|---------|---------|-----------|---------|---------|---------|
|                                | OndaR                    | iniS1   | maxS1   | finS1     | iniS2   | maxS2   | finS2   |
| 2.1                            | 1986.78                  | 2242.86 | 3578.75 | 3400.98   | 2071.73 | 1961.38 | 2412.71 |
| 2.2                            | 8710.18                  | 8464.31 | 8720.12 | 10142.17  | 8435.18 | 8531.70 | 8919.51 |
| 2.3                            | 4645.70                  | 5023.23 | 4990.81 | 5421.89   | 4747.98 | 4576.42 | 5045.23 |
| 2.4                            | 2405.40                  | 3135.23 | 2872.57 | 3899.77   | 2329.68 | 2339.75 | 2664.93 |
| 2.5                            | 6200.45                  | 6280.58 | 6352.58 | 7238.60   | 6195.39 | 6514.26 | 7199.46 |
| 2.6                            | 388.61                   | 410.40  | 384.29  | 687.38    | 371.51  | 368.84  | 509.33  |
| 2.7                            | 6812.50                  | 7099.82 | 6871.82 | 7503.32   | 6866.71 | 6787.04 | 7234.91 |
| 2.8                            | 871.89                   | 1235.02 | 954.77  | 1177.33   | 1702.36 | 1811.53 | 2332.25 |
| 2.9                            | 6154.01                  | 6999.32 | 6584.22 | 8491.98   | 6776.76 | 6212.20 | 7144.42 |
| Media (ms <sup>2</sup> /Hz)    | 4241.72                  | 4543.42 | 4589.99 | 5329.27   | 4388.59 | 4344.79 | 4829.19 |
| Desviación                     | ±                        | ±       | ±       | ±         | ±       | ±       | ±       |
| Estándar (ms <sup>2</sup> /Hz) | 2934.53                  | 2882.94 | 2836.90 | 3280.53 * | 2841.06 | 2821.10 | 2936.04 |

b).

| Paciente                       | PBF (ms <sup>2</sup> /Hz) |        |        |        |        |        |        |
|--------------------------------|---------------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
|                                | OndaR                     | iniS1  | maxS1  | finS1  | iniS2  | maxS2  | finS2  |
| 2.1                            | 98.53                     | 110.00 | 154.89 | 144.79 | 103.93 | 99.20  | 117.55 |
| 2.2                            | 363.12                    | 357.96 | 365.08 | 388.01 | 358.90 | 359.74 | 355.65 |
| 2.3                            | 205.88                    | 217.30 | 208.86 | 220.01 | 206.64 | 201.98 | 209.61 |
| 2.4                            | 97.52                     | 114.37 | 109.46 | 121.50 | 95.01  | 95.87  | 105.58 |
| 2.5                            | 261.43                    | 261.65 | 263.76 | 288.81 | 265.91 | 276.28 | 303.37 |
| 2.6                            | 21.45                     | 22.04  | 21.10  | 27.86  | 20.61  | 20.69  | 24.97  |
| 2.7                            | 216.96                    | 227.72 | 216.35 | 237.35 | 219.91 | 218.51 | 220.35 |
| 2.8                            | 44.46                     | 57.52  | 46.77  | 52.74  | 66.33  | 66.11  | 80.20  |
| 2.9                            | 330.44                    | 354.60 | 343.68 | 386.51 | 344.37 | 330.68 | 346.44 |
| Media (ms <sup>2</sup> /Hz)    | 182.20                    | 191.46 | 192.22 | 198.62 | 186.85 | 185.48 | 195.97 |
| Desviación                     | ±                         | ±      | ±      | ±      | ±      | ±      | ±      |
| Estándar (ms <sup>2</sup> /Hz) | 123.36                    | 122.72 | 121.18 | 120.75 | 122.28 | 121.46 | 121.15 |

c).

| Paciente                       | PAF (ms <sup>2</sup> /Hz) |         |         |         |         |         |         |
|--------------------------------|---------------------------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
|                                | OndaR                     | iniS1   | maxS1   | finS1   | iniS2   | maxS2   | finS2   |
| 2.1                            | 250.37                    | 274.46  | 487.15  | 438.89  | 232.86  | 219.52  | 275.78  |
| 2.2                            | 1371.71                   | 1331.87 | 1372.86 | 2443.70 | 1245.21 | 1277.07 | 1801.25 |
| 2.3                            | 756.73                    | 839.03  | 928.11  | 1193.29 | 795.44  | 757.43  | 994.13  |
| 2.4                            | 378.47                    | 588.42  | 524.94  | 1213.76 | 388.86  | 373.77  | 420.60  |
| 2.5                            | 895.92                    | 945.53  | 992.27  | 1101.54 | 808.03  | 959.47  | 907.32  |
| 2.6                            | 10.29                     | 22.59   | 11.98   | 135.58  | 15.81   | 10.95   | 71.29   |
| 2.7                            | 2316.39                   | 2394.79 | 2414.01 | 2534.18 | 2318.14 | 2264.82 | 2686.57 |
| 2.8                            | 47.32                     | 152.52  | 87.39   | 133.80  | 378.98  | 486.09  | 665.13  |
| 2.9                            | 352.86                    | 470.02  | 396.81  | 705.23  | 392.00  | 340.78  | 502.14  |
| Media (ms <sup>2</sup> /Hz)    | 708.90                    | 779.91  | 801.72  | 1100.00 | 730.59  | 743.32  | 924.91  |
| Desviación                     | ±                         | ±       | ±       | ±       | ±       | ±       | ±       |
| Estándar (ms <sup>2</sup> /Hz) | 744.36                    | 733.04  | 745.94  | 890.27  | 699.02  | 691.22  | 831.20  |

\* Diferencias significativas entre índices por CTG<sub>S-S</sub> y CTG<sub>R-R</sub> ( $p < 0.05$ ). El análisis estadístico se realizó utilizando el método de Bonferroni para muestras repetidas.

La tabla 5-XI resume los resultados obtenidos para los índices en el tiempo calculados para las series de tiempo del grupo de pacientes bajo estudio. A grandes rasgos puede observarse que todos los índices por FCG generan valores mayores a los de la señal de referencia por ECG. En particular, el análisis estadístico de estos datos utilizando el método de Bonferroni para muestras repetidas mostró que la serie de tiempo por finS1 fue la única que generó diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) con la señal de referencia por ECG para todos los índices temporales. El inciso (a) de esta tabla muestra la raíz cuadrática media de los intervalos consecutivos (RCMDIC) para iniS2 y maxS2 fue quien se acercó más a los valores de la señal de ECG (ECG: 42.73 ms contra iniS2: 46.56 ms y maxS2: 46.98 ms) mientras que el peor índice fue el de finS1 con una RCMDIC= 62.34 ms. Este comportamiento es consistente en el inciso (b) de la misma tabla, donde los índices de variabilidad a corto plazo (VCP) muestran sus mejores valores para iniS2 (VCP= 36.05 ms,) y maxS2 (VCP= 36.74 ms) contra VCP= 33.61 ms de la señal de referencia mientras que finS1 tiene el peor desempeño con VCP= 48.47 ms. Respecto a la variabilidad a largo plazo (VLP), el inciso (c) de la tabla muestra que el mejor desempeño se obtuvo para maxS1 y maxS2 con VLP= 190.76 ms y VLP= 191.62 ms respectivamente mientras que el peor desempeño se obtuvo para finS2 con VLP= 215.53 ms contra un valor VLP= 181.42 ms de la señal de referencia.

En el dominio de la frecuencia, la tabla 5-XII muestra que únicamente la potencia total (PT) de finS1 generó diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) respecto a la señal de referencia, este análisis se realizó utilizando el método de Bonferroni para muestras repetidas.

El inciso (a) de la tabla 5-XII muestra la potencia total (PT) calculada para las series de tiempo generadas por cada referencia temporal, aquí se observa que las series que aproximaron al valor del índice en la señal de referencia (PT= 4241.72 ms<sup>2</sup>/Hz) son iniS2 (PT= 4348.59 ms<sup>2</sup>/Hz) y maxS2 (PT= 4344.79 ms<sup>2</sup>/Hz) mientras que el peor resultado es generado para finS1 con PT= 5329.27 ms<sup>2</sup>/Hz. Respecto al comportamiento en la banda de bajas frecuencias (PBF), el inciso (b) de esta tabla muestra que los mejores resultados se obtuvieron para iniS2 (PBF= 186.85 ms<sup>2</sup>/Hz) y maxS2 (PBF= 185.48 ms<sup>2</sup>/Hz) contra PBF= 182.20 ms<sup>2</sup>/Hz de la señal de referencia. Como en los casos anteriores el peor desempeño se obtuvo para finS1 con PBF= 198.62 ms<sup>2</sup>/Hz. Finalmente, en la banda de altas frecuencias (PAF) del inciso(c) se muestra que los índices para iniS2 (PAF= 730.59 ms<sup>2</sup>/Hz) y maxS2 (PAF= 743.32 ms<sup>2</sup>/Hz) son los valores más cercanos al de la señal de referencia cuyo PAF es de 708.90 ms<sup>2</sup>/Hz mientras que el peor resultado se obtuvo para finS1 con un PAF de 1100 ms<sup>2</sup>/Hz.

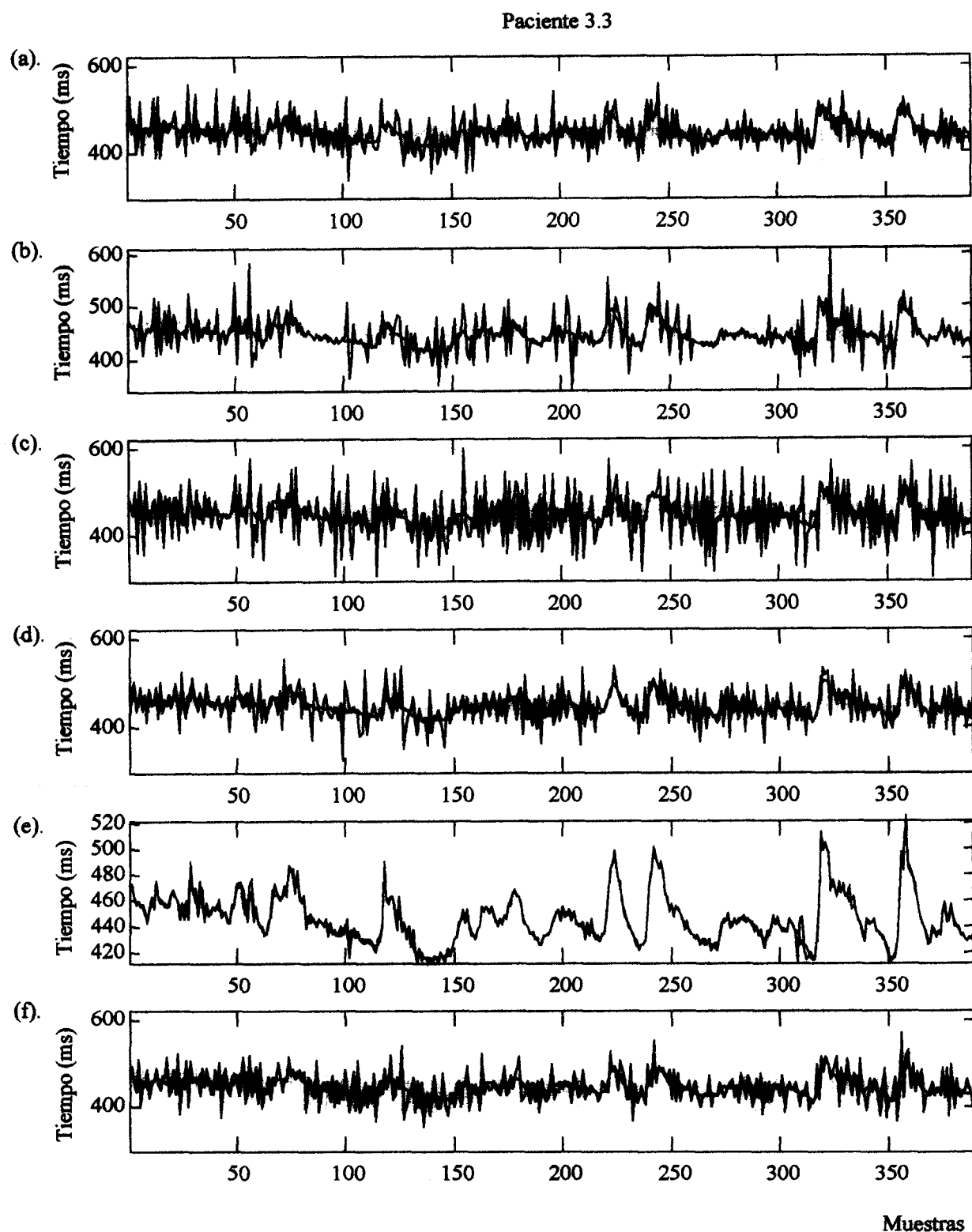
### 5.3. Desempeño del método en registros fetales.

La figuras 5.19 y 5.20 muestran los CTGs obtenidos utilizando 6 referencias temporales provenientes del FCGf (refS<sub>i</sub>) para dos de los pacientes que constituyeron la serie de registros fetales. En cada una de las figuras la línea negra representa el CTG obtenido por alguna de las referencias del FCGf ((a). iniS1, (b). maxS1, (c). finS1, (d). iniS2, (e). maxS2 y (f). finS2), y la línea roja representa el CTG patrón generado utilizando la onda R del ECG.

La figura 5.21 muestra las gráficas correspondientes a las densidades de potencia espectral (izquierda) y las coherencias (derecha) obtenidas al analizar los CTGs obtenidos por cada referencia temporal proveniente del FCGf (iniS1-iniS1, maxS1-maxS1, finS1-finS1, iniS2-iniS2, maxS2-maxS2, finS2-finS2) para los dos pacientes de las figuras 5.19 y 5.20. En las gráficas de densidad de potencia espectral cada espectro está representado con un color distinto dependiendo de la referencia temporal asociada. El color negro corresponde al espectro en potencia de iniS1, el verde al de maxS2, el rojo al de iniS1, el magenta al de iniS2, el amarillo al de finS1 y el azul al de finS2. También se presenta una línea gris discontinua que corresponde al espectro del CTG patrón para propósitos de comparación entre cada referencia temporal. Las gráficas que representan las coherencias siguen el mismo código de colores.

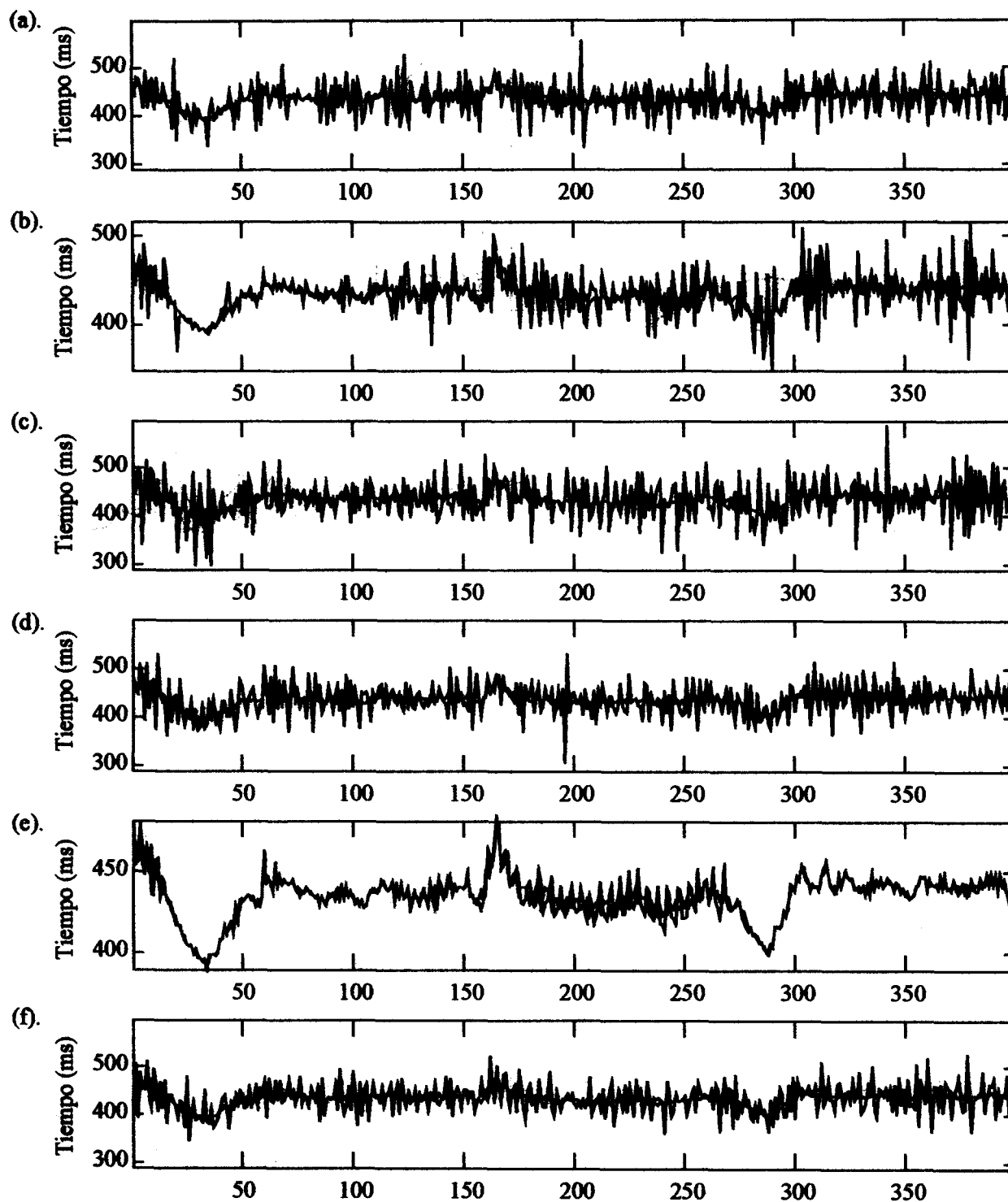
La figura 5.19 muestra las series de tiempo generadas utilizando el FCGf del paciente 3.3, en ella puede verse que la serie de tiempo utilizando maxS2 (e) es la única que se asemeja a la señal patrón salvo algunas variaciones en componentes de alta frecuencia. Respecto al resto de las series de tiempo, se aprecia que ninguna de las otras referencias fue capaz de generar una serie equiparable a la de la señal de referencia a corto plazo, ni siquiera maxS1. Por otro lado, a largo plazo parece que todas las series siguen a la señal de referencia. Respecto al comportamiento en el dominio de la frecuencia, la parte superior izquierda de la figura 5.21 muestra que únicamente la DPE de la serie por maxS2 tiene una morfología similar a la de la señal de referencia, comportamiento corroborado por la función de coherencia mostrada en la parte superior derecha de la misma figura. Dicha función de coherencia muestra valores superiores de 0.5 para maxS2 hasta 0.5 Hz y oscilaciones alrededor de 0.2 y 0.4 después de esa frecuencia.

La figura 5.20 muestra las series de tiempo generadas utilizando las referencias temporales extraídas del FCGf del paciente 3.6. En general puede observarse que los inicios y finales de S1 y S2 no fueron extraídos con la precisión necesaria para generar una serie de tiempo confiable, al menos a corto plazo. En particular es importante poner atención a las series de tiempo generadas por maxS1 y maxS2 (incisos b y e), en ellas puede observarse que la serie de maxS1 sigue sin problema a la señal de referencia hasta la muestra 100 y después se deteriora considerablemente. Por su parte, la serie por maxS2 sigue sin problema a la señal de referencia salvo el intervalo limitado por las muestras 175 y 275, casi un minuto de registro donde la serie de tiempo muestra variaciones de alta frecuencia para después volver a su estado normal y seguir sin problema a la señal de referencia otra vez. En el dominio de la frecuencia mostrado en la parte inferior izquierda de la figura 5.21 puede verse que efectivamente la DPE de maxS2 es la única que se asemeja a la señal de referencia, por lo menos hasta 0.3 Hz donde su coherencia desciende bruscamente hasta cero como se aprecia en la parte inferior derecha de la misma figura. El resto de las referencias muestra valores bajos (inferiores 0.5) a lo largo de toda la banda de interés, salvo maxS1 hasta 0.2 Hz.



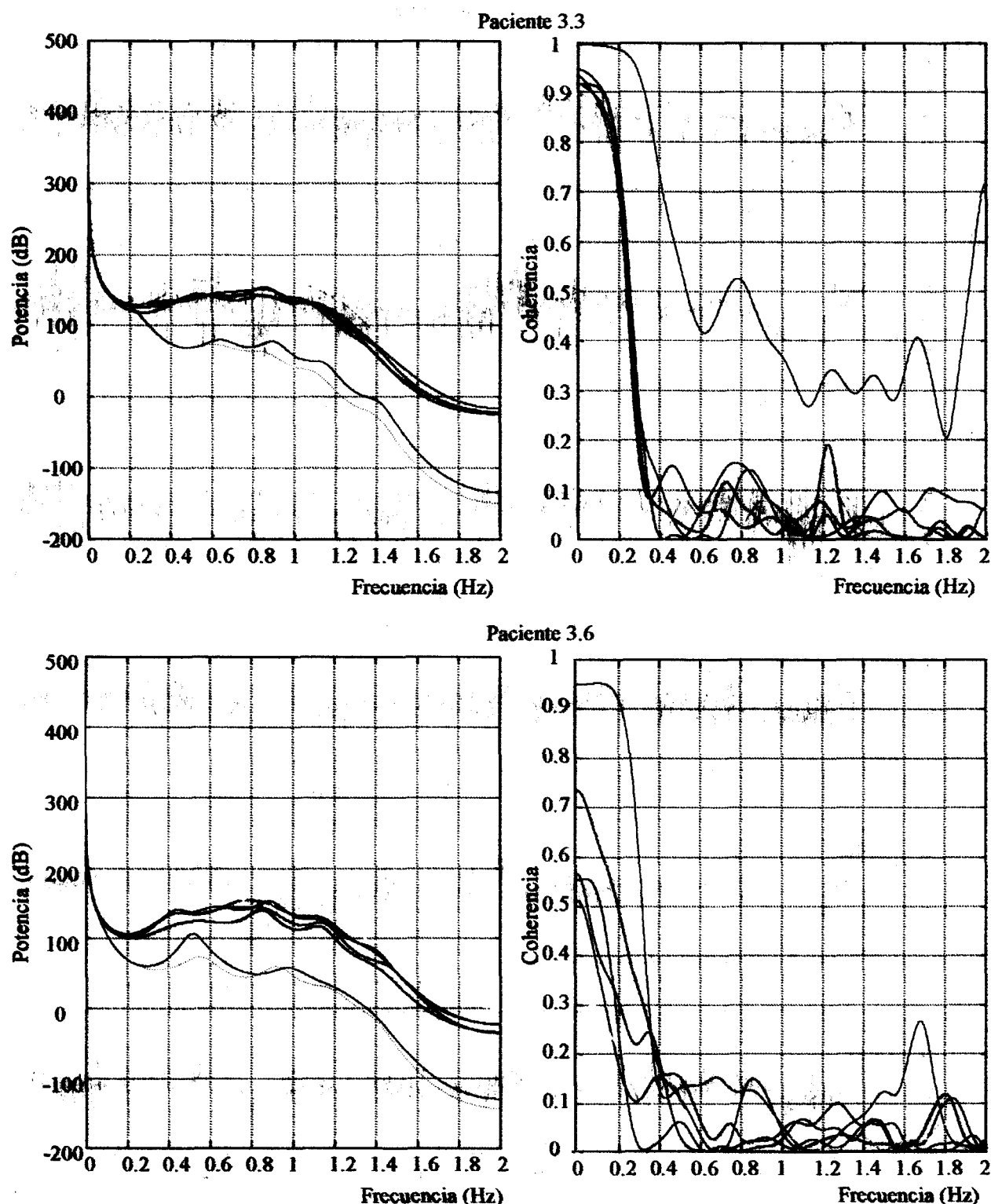
**Figura 5.19.** Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCGf para el paciente 3.3. (a). Intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos finS1-finS1, (d). Intervalos iniS2-iniS2, (e). Intervalos maxS2-maxS2, (f). Intervalos finS2-finS2. La línea negra representa los intervalos por FCGf, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.

## Paciente 3.6



Muestras

**Figura 5.20.** Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCGf para el paciente 3.6. (a). Intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos finS1-finS1, (d). Intervalos iniS2-iniS2, (e). Intervalos maxS2-maxS2, (f). Intervalos finS2-finS2. La línea negra representa los intervalos por FCGf, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.



**Figura 5.21.** IZQUIERDA: Densidades de potencia espectral de los CTGs obtenidos a partir de 6 referencias temporales del FCGf y del CTG patrón (línea gris punteada) obtenido utilizando la onda R del ECGf. DERECHA: Coherencia entre los CTGs de cada referencia temporal del FCGf y el CTG patrón. Negro: máximo de S1, Verde: máximo de S2, Rojo: inicio de S1, Magenta: inicio de S2, Amarillo: fin de S1, Azul: fin de S2. El eje vertical de los espectros utiliza escala logarítmica.



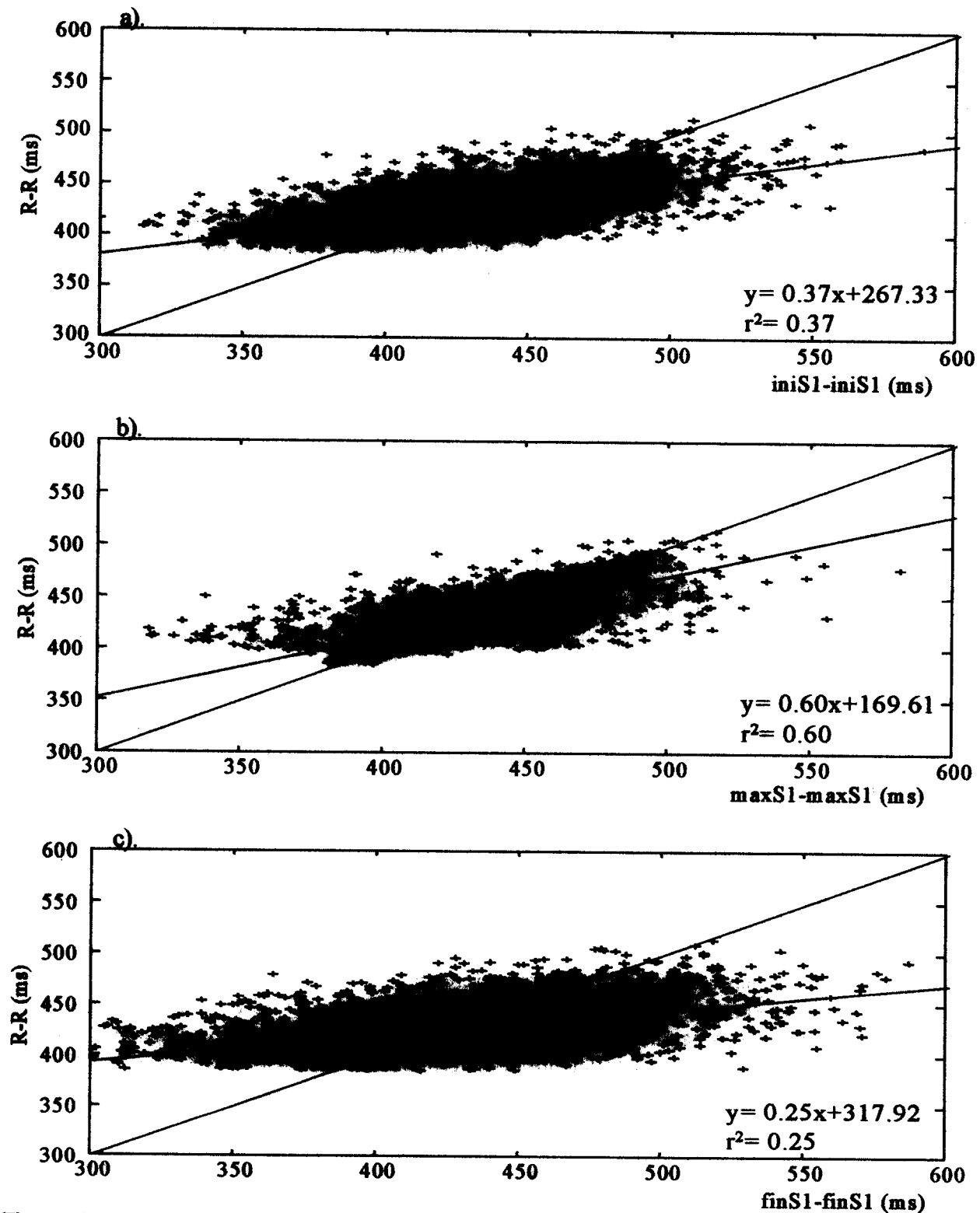
Estas observaciones plantean aspectos importantes sobre el desempeño del método propuesto para procesamiento del FCGf; sin embargo, para garantizar que las observaciones son válidas es necesario realizar un análisis de los resultados obtenidos sobre el grupo de datos como conjunto y tratar de generalizar las observaciones individuales. A continuación se describen los resultados de este grupo de datos como conjunto:

La figura 5.22 muestra la correlación existente entre las series de tiempo generadas utilizando las tres referencias de S1 y la señal patrón utilizando un total de 3575 intervalos correspondientes a los 11 pacientes que constituyen la serie de registros fetales. Como puede observarse, las tres referencias muestran una tendencia lineal y el máximo de S1 genera la menor dispersión alrededor de la recta ideal, esto seguido del inicio y el final de S1. Los parámetros de las ecuaciones de la mejor recta muestran que los valores de la pendiente son lejanos al valor ideal 1 en los tres casos siendo maxS1 quien genera el mejor valor (0.60 contra 0.37 y 0.25 de iniS1 y finS1 respectivamente). Respecto al sesgo generado, los valores de ordenada al origen muestran desplazamientos importantes lejanos a cero, siendo nuevamente maxS1 quien genera el mejor valor (169.61 ms contra 267.33 ms y 317.92 ms de iniS1 y finS1 respectivamente).

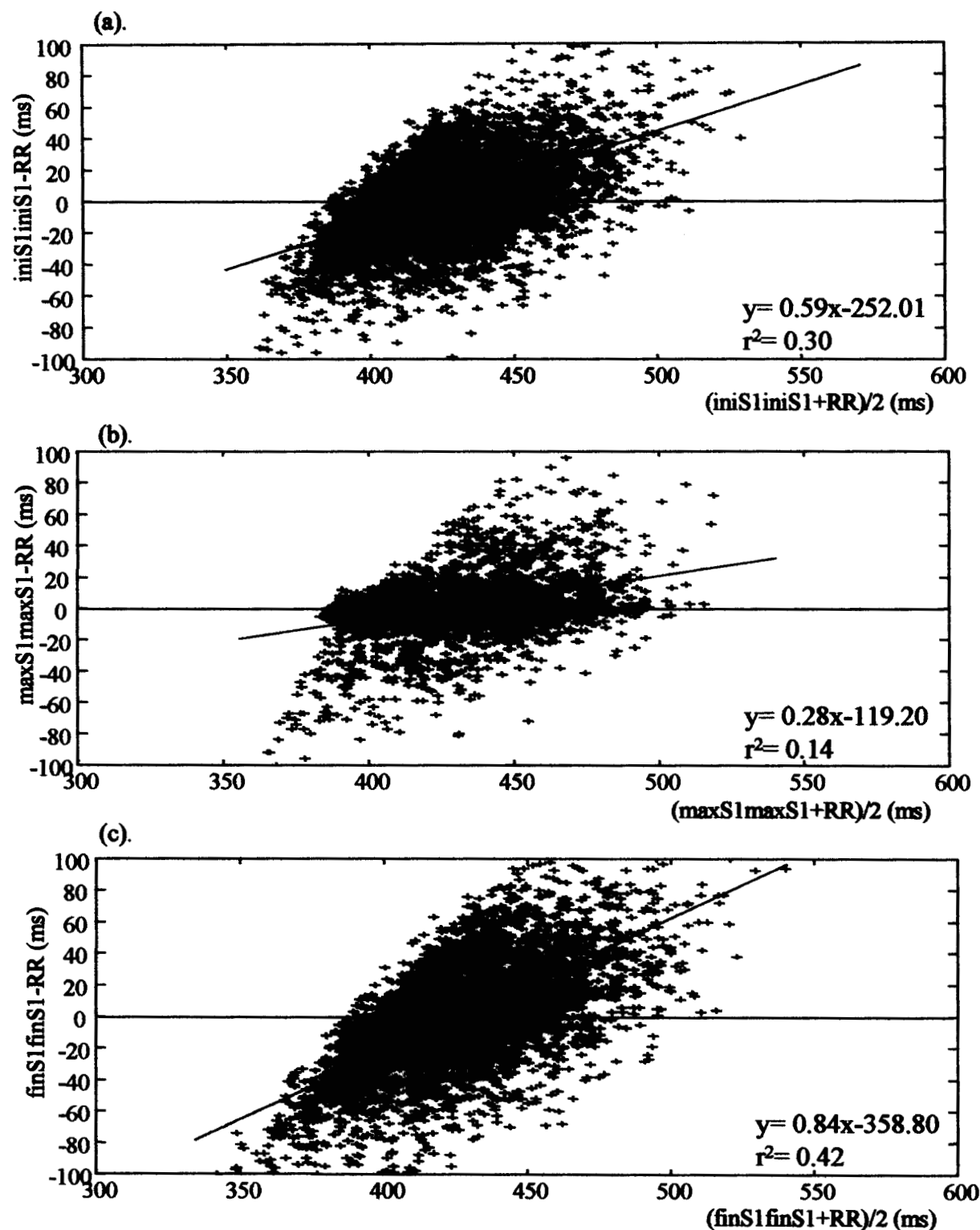
Con relación al comportamiento a corto plazo o latido a latido de S1, la figura 5.23 muestra que en las gráficas del análisis de residuos, la mejor recta tiene un valor de pendiente lejano a cero (iniS1: 0.59, maxS1: 0.28, y finS1: 0.84) y sesgos importantes respecto al valor ideal 0, esto para las tres referencias temporales (iniS1: -252.01 ms, maxS1: -119.20 ms y finS1: -358.80 ms). Asimismo, puede observarse el valor bajo del coeficiente de determinación (iniS1: 0.30, maxS1: 0.14, finS1: 0.42) para cada uno de los CTCf respecto a la señal de referencia como resultado de la dispersión de los datos alrededor de la mejor recta. Este comportamiento puede apreciarse mejor en la figura 5.24 con los histogramas de las diferencias entre las series de tiempo por S1 y el ECG. En estos histogramas puede observarse que el máximo de S1 genera la mayor cantidad de puntos cercanos (casi 600) a la señal de referencia seguido por iniS1 (casi 250) y finS1 (poco más de 200) que producen mayor dispersión alrededor del valor ideal de cero.

Con relación al comportamiento global de S2, la figura 5.25 muestra la correlación existente entre las series de tiempo generadas utilizando las tres referencias extraídas de S2 y la señal patrón o de referencia. Como puede observarse, al igual que en S1 las tres referencias muestran tendencia lineal, y el máximo de S2 genera la menor dispersión alrededor de la recta ideal, seguida por el final de S2 y el inicio del mismo. Esto puede cuantificarse por medio de las ecuaciones que describen las rectas de las tres referencias temporales, en el caso de maxS2 se generó una pendiente cercana a 1 y el menor sesgo ( $m = 0.89$  y  $b = 47.68$  ms), mientras que para iniS2 y finS2 se generaron pendientes menores ( $m = 0.31$  y  $m = 0.33$ ), sesgos considerables ( $b = 295.03$  ms y  $b = 286.84$  ms) y un coeficiente de determinación menor ( $r^2 = 0.31$  y  $r^2 = 0.32$ ). En este caso, puede observarse claramente que el comportamiento a largo plazo de maxS2 es similar al de la señal patrón.

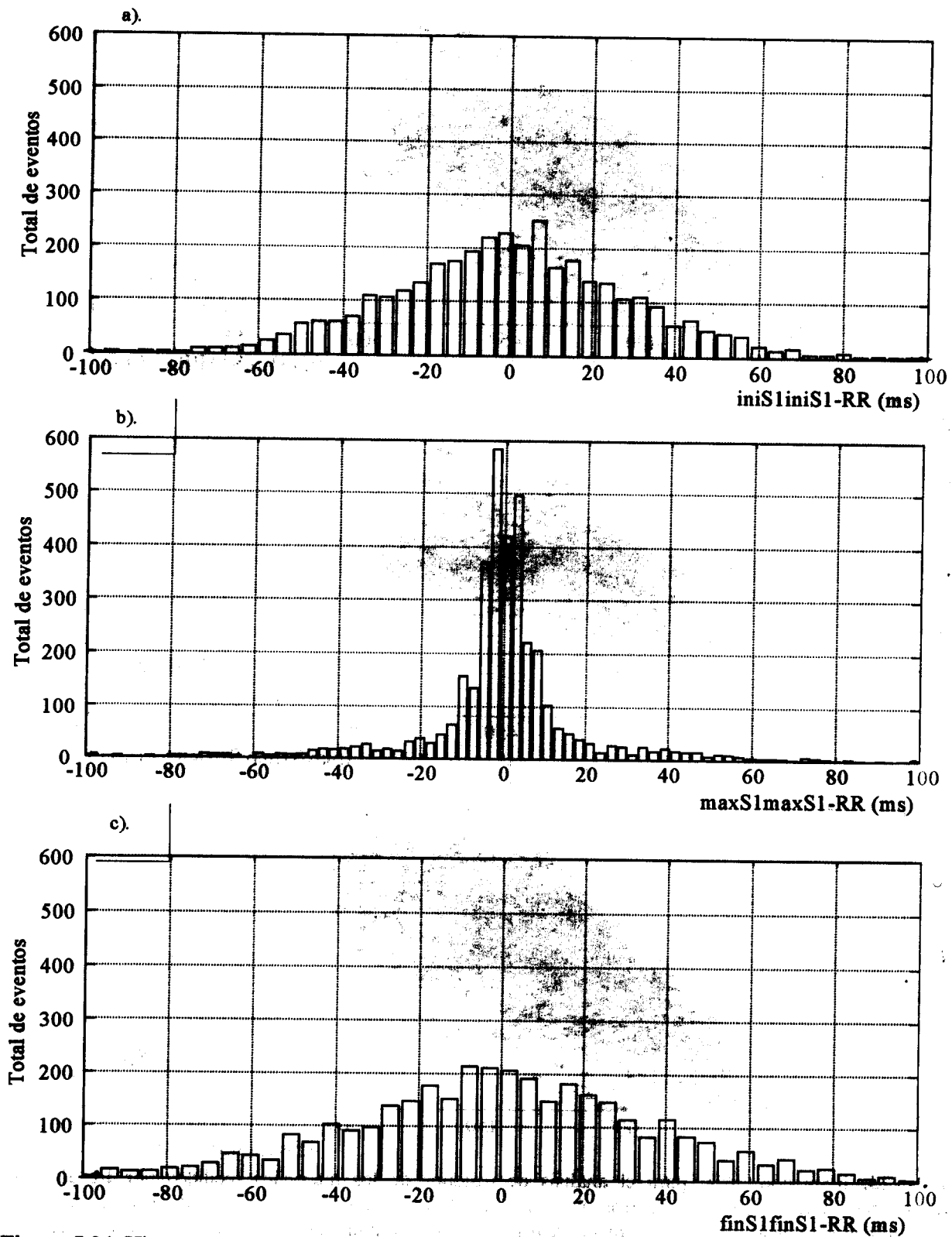
El comportamiento a corto plazo de las series de tiempo generadas por S2 puede observarse en la figura 5.26 con el análisis de los residuos, aquí se muestra que los inicios y finales de S2 están considerablemente sesgados y dispersos en comparación con maxS2, lo cual puede verse cuantitativamente con los valores de pendiente y ordenada al origen ( $m = 0.72$ ,  $b = -305.41$  ms para iniS2;  $m = 0.05$ ,  $b = -23.09$  para maxS2;  $m = 0.67$ ,  $b = -286.97$  ms para finS2). Esto puede apreciarse mejor en la figura 5.27 con los histogramas de las diferencias entre las series de



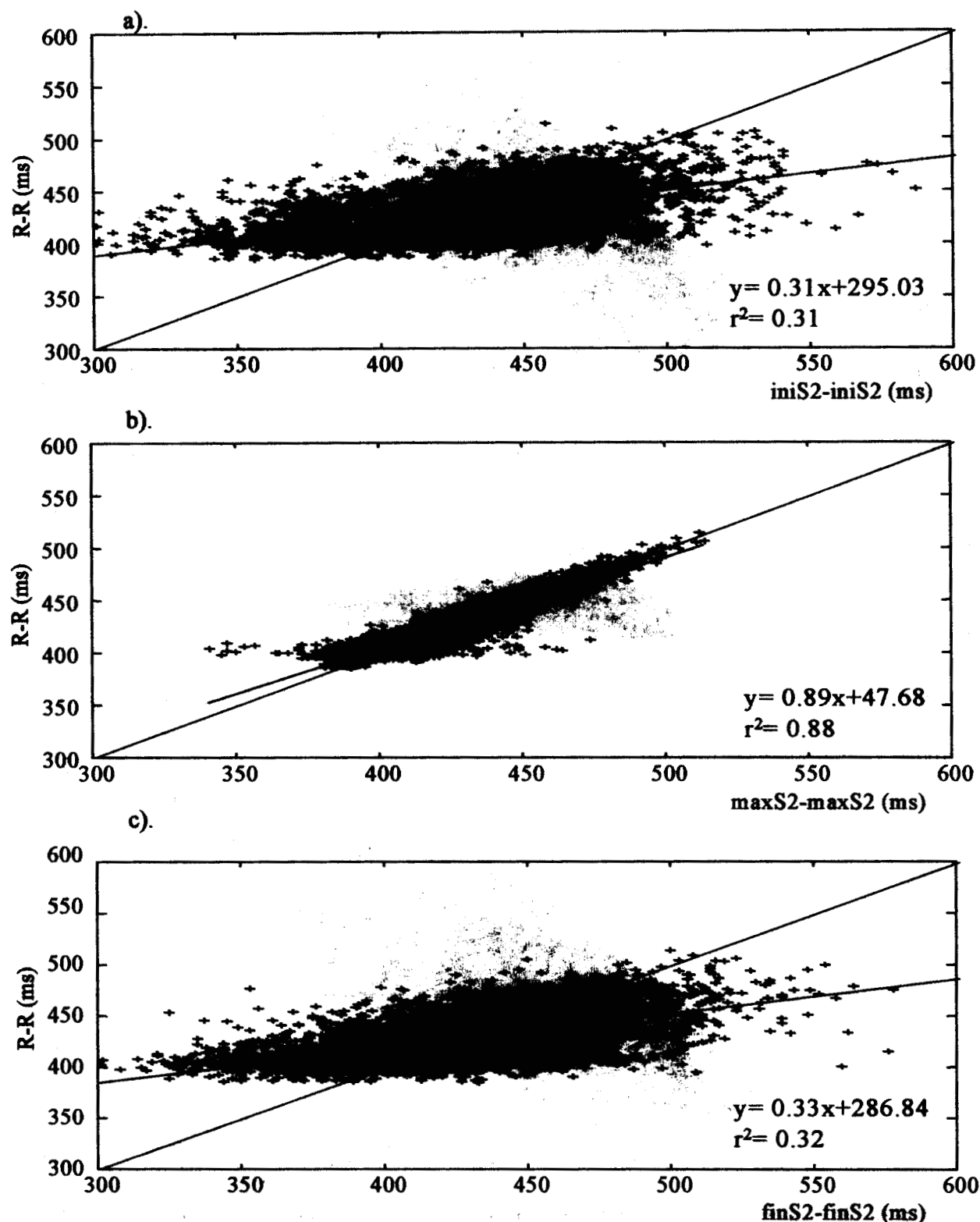
**Figura 5.22.** Regresión lineal para los intervalos medidos por ECGf y 3 referencias temporales de S1 en registros obtenidos en 11 fetos conteniendo un total de 3575 intervalos. En las gráficas se muestra también la recta ideal (negro), la resultante de la regresión (rojo), la ecuación obtenida y el valor del coeficiente de determinación ( $r^2$ ). (a). Intervalos R-R vs intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos R-R vs intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos R-R vs intervalos finS1-finS1.



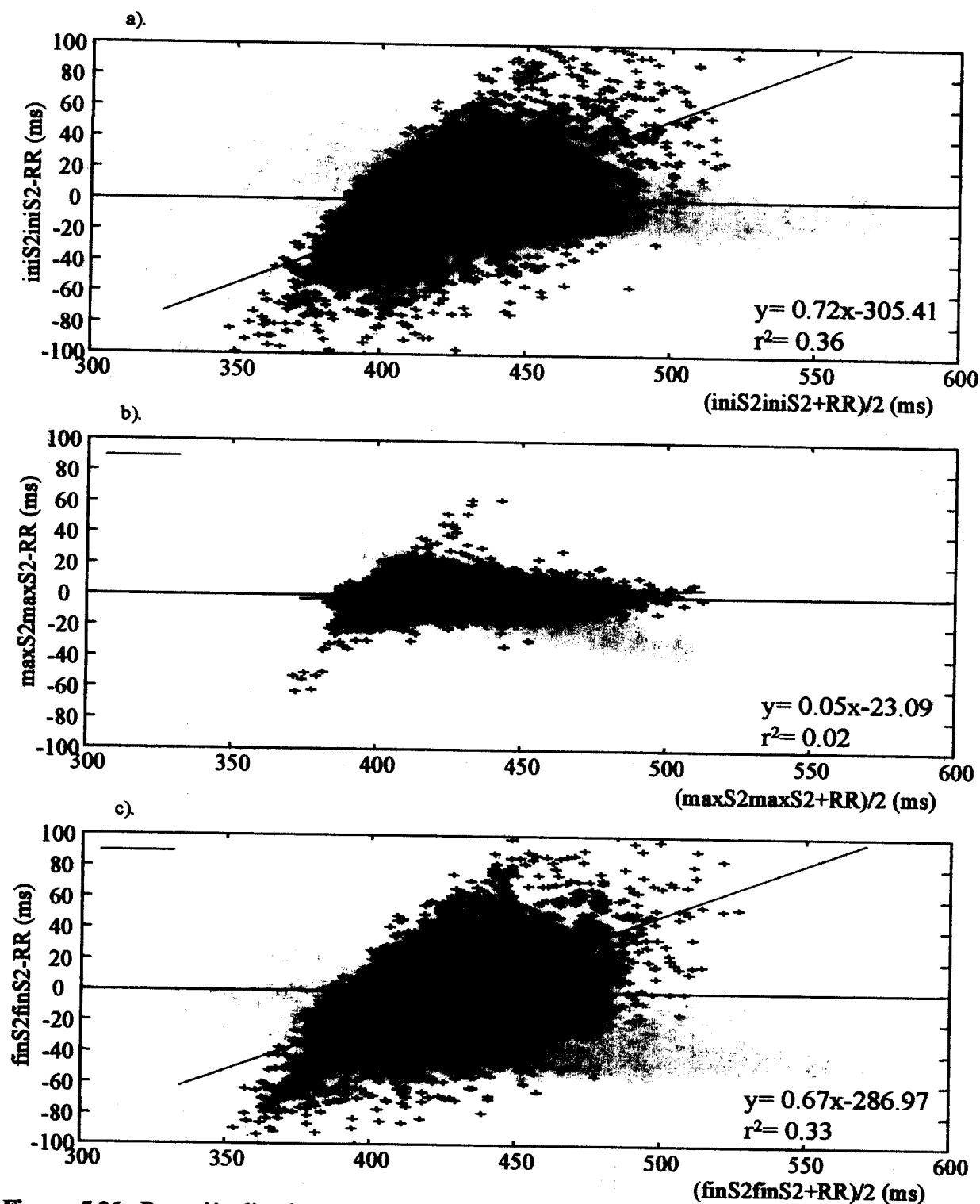
**Figura 5.23.** Regresión lineal para el análisis de residuos de los intervalos medidos por ECGf y 3 referencias temporales de S1 en registros obtenidos en 11 fetos conteniendo un total de 3575 intervalos. En las gráficas se muestra también la recta ideal (negro), la resultante de la regresión (rojo), la ecuación obtenida y el valor del coeficiente de determinación ( $r^2$ ). (a). Diferencias iniS1iniS1-RR vs (iniS1iniS1+RR)/2, (b). Diferencias maxS1maxS1-RR vs (maxS1maxS1+RR)/2, (c). Diferencias finS1finS1-RR vs (finS1finS1+RR)/2.



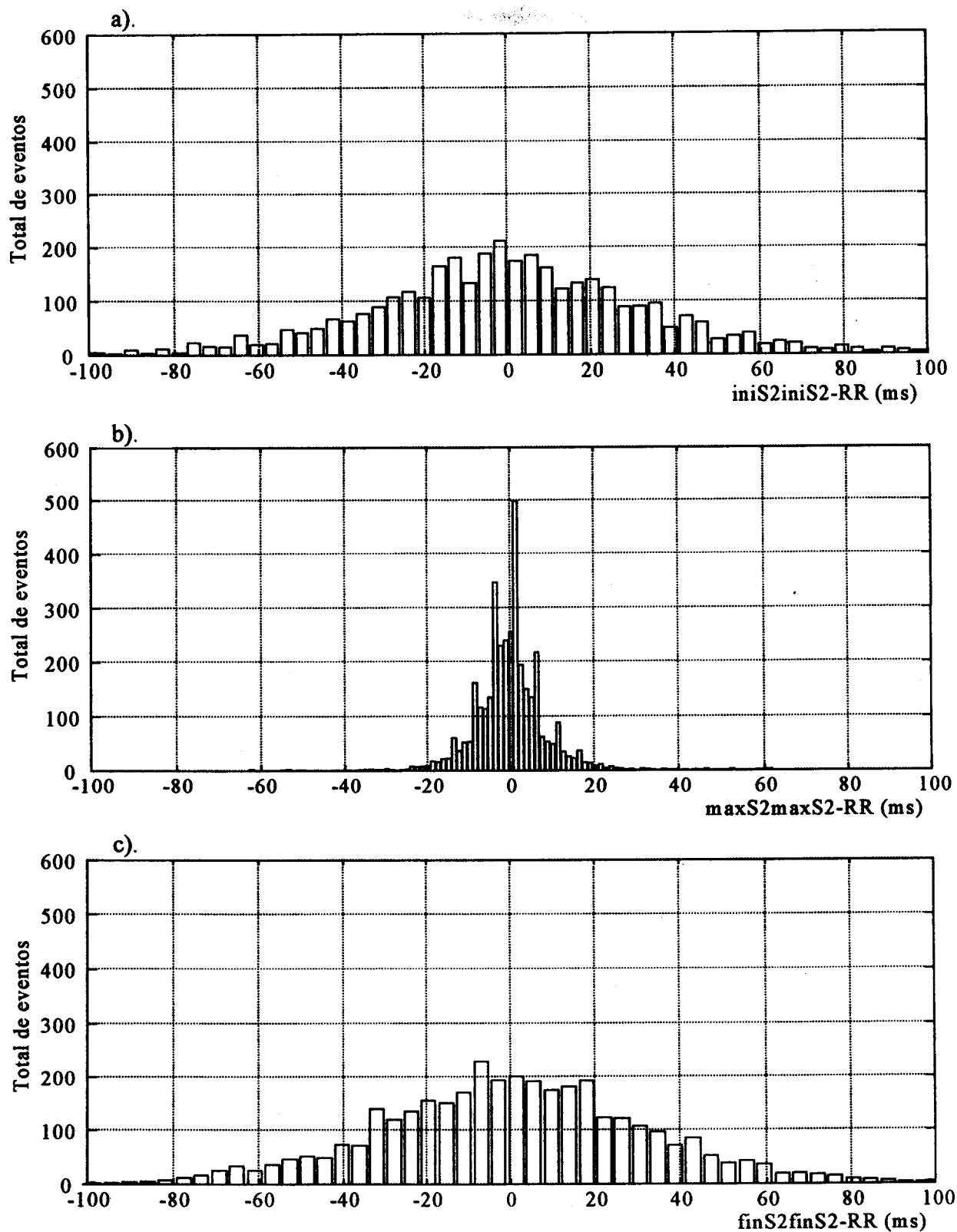
**Figura 5.24.** Histograma de las diferencias entre los intervalos R-R y tres referencias temporales de S1 en registros obtenidos en 11 fetos conteniendo un total de 3575 intervalos. (a). Diferencias iniS1iniS1-RR, (b). Diferencias maxS1maxS1-RR, (c). Diferencias finS1finS1-RR.



**Figura 5.25.** Regresión lineal para los intervalos medidos por ECGf y 3 referencias temporales de S2 en registros obtenidos en 11 fetos conteniendo un total de 3575 intervalos. En las gráficas se muestra también la recta ideal (negro), la resultante de la regresión (rojo), la ecuación obtenida y el valor del coeficiente de determinación ( $r^2$ ). (a). Intervalos R-R vs intervalos iniS2-iniS2, (b). Intervalos R-R vs intervalos maxS2-maxS2, (c). Intervalos R-R vs intervalos finS2-finS2



**Figura 5.26.** Regresión lineal para el análisis de residuos de los intervalos medidos por ECGf y 3 referencias temporales de S2 en registros obtenidos en 11 fotos conteniendo un total de 3575 intervalos. En las gráficas se muestra también la recta ideal (negro), la resultante de la regresión (rojo), la ecuación obtenida y el valor del coeficiente de determinación ( $r^2$ ). (a). Diferencias iniS2iniS2-RR vs (iniS2iniS2+RR)/2, (b). Diferencias maxS2maxS2-RR vs (maxS2maxS2+RR)/2, (c). Diferencias finS2finS2-RR vs (finS2finS2+RR)/2.



**Figura 5.27.** Histograma de las diferencias entre los intervalos R-R y tres referencias temporales de S2 en registros obtenidos en 11 fetos conteniendo un total de 3575 intervalos. (a). Diferencias iniS2iniS2-RR, (b). Diferencias maxS2maxS2-RR, (c). Diferencias finS2finS2-RR.

tiempo por S2 y el ECG, en ellos se observa que el total de puntos iguales a cero es considerablemente mayor al utilizar como referencia el máximo de S2 (casi 500 puntos). Sin embargo, al igual que S1, existe una dispersión considerable para los inicios y finales.

Como se aprecia en la tabla 5-XIII, la media de las series de tiempo generadas por FCGf es estadísticamente igual a la media de la señal de referencia, mostrando así que el comportamiento a largo plazo (línea de tendencia) descrito por las referencias del FCGf es estadísticamente igual al de la señal patrón. También se aprecia que el mejor comportamiento estuvo dado por maxS2 y maxS1, esto en términos de la desviación estándar de cada una de las series en comparación con la señal patrón por ECG ( $\sigma = 24.30$  ms para maxS2 y  $\sigma = 29.60$  ms para maxS1). Asimismo, el peor caso fue para finS1 donde se aprecia la mayor desviación estándar,  $\sigma = 45.48$  ms.

**Tabla 5-XIII.** Pruebas de hipótesis e intervalos de confianza para la media de los intervalos latido a latido medidos por ECG (intervalos RR) y 6 referencias temporales del FCGf (intervalos refS<sub>i</sub>,refS<sub>j</sub>)\*.

| Referencia temporal | $\mu \pm 1.96 \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$ (ms) | $\sigma$ (ms) | p    |
|---------------------|---------------------------------------------|---------------|------|
| RR                  | 426.57 $\pm$ 0.76                           | 23.06         |      |
| iniS1iniS1          | 426.53 $\pm$ 1.24                           | 37.72         | n.s. |
| maxS1maxS1          | 426.54 $\pm$ 0.97                           | 29.60         | n.s. |
| finS1finS1          | 426.55 $\pm$ 1.49                           | 45.48         | n.s. |
| iniS2iniS2          | 426.56 $\pm$ 1.36                           | 41.41         | n.s. |
| maxS2maxS2          | 426.57 $\pm$ 0.80                           | 24.30         | n.s. |
| finS2finS2          | 426.58 $\pm$ 1.31                           | 40.04         | n.s. |

\* n representa los grados de libertad (N-1) del experimento desarrollado con 11 señales fetales y 3575 intervalos (N). n.s. indica diferencias no significativas entre los intervalos refS<sub>i</sub>,refS<sub>j</sub> y el ECG ( $p > 0.05$ ).

Respecto a las regresiones lineales de las figuras 5.22 y 5.25, la tabla 5-XIV muestra los valores obtenidos para la pendiente (m), la ordenada al origen (b) y el coeficiente de determinación ( $r^2$ ). En ella puede observarse que sólo la pendiente para maxS2 fue cercana a 1.00 ( $m = 0.89$ ) y que los intervalos de confianza oscilaron entre  $\pm 0.01$  mientras que para el resto de las series se observan valores menores a 0.5 a excepción de maxS1 ( $m = 0.60$ ) siendo nuevamente el peor de los casos la serie por finS1 ( $m = 0.25$ ). Para la ordenada al origen se observa que el mejor resultado se obtuvo para maxS2 ( $b = 47.68$  ms) y el peor para finS1 ( $b = 317.92$  ms). Con estos resultados se muestra que el único punto detectado con precisión fue el máximo de S2 ya que generó el mayor valor de correlación con la señal patrón ( $m = 0.89$ ,  $b = 47.68$  ms y  $r^2 = 0.88$ ) produciendo así el mejor desempeño a largo plazo en las series de tiempo generadas.



**Tabla 5-XIV.** Parámetros\* obtenidos e intervalos de confianza para la regresión lineal aplicada a los intervalos RR vs refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>.

| Referencia temporal | $\bar{m} \pm 1.96 \frac{\sigma_m}{\sqrt{n}}$ | $\bar{b} \pm 1.96 \frac{\sigma_b}{\sqrt{n}}$ (ms) | r    | r <sup>2</sup> |
|---------------------|----------------------------------------------|---------------------------------------------------|------|----------------|
| RR vs iniS1iniS1    | 0.37 ± 0.02                                  | 267.33 ± 6.79                                     | 0.61 | 0.37           |
| RR vs maxS1maxS1    | 0.60 ± 0.02                                  | 169.61 ± 6.93                                     | 0.77 | 0.60           |
| RR vs finS1finS1    | 0.25 ± 0.02                                  | 317.92 ± 6.17                                     | 0.50 | 0.25           |
| RR vs iniS2iniS2    | 0.31 ± 0.02                                  | 295.03 ± 6.52                                     | 0.56 | 0.31           |
| RR vs maxS2maxS2    | 0.89 ± 0.01                                  | 47.68 ± 4.68                                      | 0.94 | 0.88           |
| RR vs finS2finS2    | 0.33 ± 0.02                                  | 286.84 ± 6.66                                     | 0.57 | 0.32           |

\*  $\bar{m}$  representa la media de la pendiente y  $\bar{b}$  la media de la ordenada al origen de la mejor recta,  $\sigma_m$  y  $\sigma_b$  representan las varianzas de la pendiente y la ordenada al origen respectivamente. n representa los grados de libertad (N-1) del experimento desarrollado con 11 señales fetales y 3575 intervalos (N). También se incluyen el coeficiente de correlación (r) y el coeficiente de determinación (r<sup>2</sup>).

En la tabla 5-XV se muestran las pruebas de hipótesis para las medias pareadas de cada referencia temporal por FCGf con el ECG. En esta tabla se aprecia que en ninguno de los casos se generaron diferencias significativas (n.s.) para  $p > 0.05$ . Respecto a las dispersiones de los datos, puede verse que el mejor punto fue maxS2 ( $\sigma = 8.56$  ms), seguido de maxS1 ( $\sigma = 18.77$  ms) quedando en último lugar finS1 con la mayor dispersión ( $\sigma = 39.33$  ms). Así, los resultados obtenidos muestran que las seis referencias oscilan alrededor del cero con dispersión importante por parte del final de S1, tal y como se había observado en los histogramas de las figuras 5.24 y 5.27.

**Tabla 5-XV.** Pruebas de hipótesis para las medias pareadas de los intervalos latido a latido medidos por ECG (intervalos RR) y 6 referencias temporales del FCGf (intervalos refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>)\*.

| Referencia temporal | $\mu \pm 1.96 \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$ (ms) | $\sigma$ (ms) | p    |
|---------------------|---------------------------------------------|---------------|------|
| iniS1iniS1-RR       | -0.05 ± 0.98                                | 29.87         | n.s. |
| maxS1maxS1-RR       | -0.03 ± 0.62                                | 18.77         | n.s. |
| finS1finS1-RR       | -0.02 ± 1.29                                | 39.33         | n.s. |
| iniS2iniS2-RR       | -0.01 ± 1.13                                | 34.48         | n.s. |
| maxS2maxS2-RR       | -0.01 ± 0.28                                | 8.56          | n.s. |
| finS2finS2-RR       | 0.01 ± 1.08                                 | 32.94         | n.s. |

\* n representa los grados de libertad (N-1) del experimento desarrollado con 11 señales fetales y 3575 intervalos (N). n.s. indica diferencias no significativas entre las medias pareadas ( $p > 0.05$ ).

El análisis cuantitativo de los datos en las gráficas 5.23 y 5.26 muestra que todas las referencias tienen un sesgo negativo y el mejor valor se obtuvo para maxS2, y como se muestra en la tabla 5-XVI, la serie de tiempo generada utilizando esta referencia temporal produjo los valores más pequeños de pendiente y ordenada al origen ( $m = 0.05$  y  $b = -23.09$  ms). Por su parte, finS1 generó los peores valores de pendiente y ordenada al origen ( $m = -358.80$  y  $b = 13.92$  ms). Respecto al sesgo, en todos los casos se observan valores negativos en las ordenadas al origen, lo que coincide con el porcentaje de positivos que siempre es menor al 50 %, y en el caso de maxS1 es igual a 46.41% y de maxS2 es igual a 46.15 %.

**Tabla 5-XVI.** Parámetros\* obtenidos para la regresión lineal aplicada a las diferencias de los intervalos RR vs refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>.

| Referencia temporal                       | $\bar{m} \pm 1.96 \frac{\sigma_m}{\sqrt{n}}$ | $\bar{b} \pm 1.96 \frac{\sigma_b}{\sqrt{n}}$ (ms) | r    | r <sup>2</sup> | PP (%) |
|-------------------------------------------|----------------------------------------------|---------------------------------------------------|------|----------------|--------|
| <i>iniS1iniS1-RR vs (iniS1iniS1+RR)/2</i> | $0.59 \pm 0.03$                              | $-252.01 \pm 12.80$                               | 0.55 | 0.30           | 48.50  |
| <i>maxS1maxS1-RR vs (maxS1maxS1+RR)/2</i> | $0.28 \pm 0.02$                              | $-119.20 \pm 9.85$                                | 0.37 | 0.14           | 46.41  |
| <i>finS1finS1-RR vs (finS1finS1+RR)/2</i> | $0.84 \pm 0.03$                              | $-358.80 \pm 13.92$                               | 0.65 | 0.42           | 49.15  |
| <i>iniS2iniS2-RR vs (iniS2iniS2+RR)/2</i> | $0.72 \pm 0.03$                              | $-305.41 \pm 13.50$                               | 0.60 | 0.36           | 48.95  |
| <i>maxS2maxS2-RR vs (maxS2maxS2+RR)/2</i> | $0.05 \pm 0.02$                              | $-23.09 \pm 5.09$                                 | 0.14 | 0.02           | 46.15  |
| <i>finS2finS2-RR vs (finS2finS2+RR)/2</i> | $0.67 \pm 0.03$                              | $-286.97 \pm 13.38$                               | 0.57 | 0.33           | 49.59  |

\*  $\bar{m}$  representa la media de la pendiente y  $\bar{b}$  la media de la ordenada al origen de la mejor recta,  $\sigma_m$  y  $\sigma_b$  representan las varianzas de la pendiente y la ordenada al origen respectivamente.  $n$  representa los grados de libertad (N-1) del experimento desarrollado con 11 señales fetales y 3575 intervalos (N). También se incluyen el coeficiente de correlación (r), el coeficiente de determinación (r<sup>2</sup>) y la proporción de positivos (PP).

Las tablas 5-XVII y 5-XVIII muestran los resultados obtenidos para los tres índices en el tiempo y para los tres índices en la frecuencia utilizados para evaluar los CTGs por FCGf contra la señal de referencia por ECG.

En el inciso (a) de la tabla 5-XVII puede observarse el comportamiento del índice calculado por medio de la raíz cuadrática media de las diferencias entre intervalos consecutivos (RCMDIC) para los CTGs de cada paciente fetal. Aquí se aprecia que los índices para los CTGs por FCGf son siempre mayores al de la señal de referencia, que el valor medio de los índices por maxS2 (RCMDIC= 14.10 ms) es el más cercano al valor medio de la señal de referencia (RCMDIC= 6.71 ms) seguido por maxS1 (RCMDIC= 28.52 ms), y que el valor medio de los

**Tabla 5-XVII.** Índices en el tiempo obtenidos para los CTGs generados utilizando el ECG y seis referencias temporales provenientes del FCGf para el banco de datos adquirido en 11 fetos. (a). Raíz cuadrática media de las diferencias entre intervalos consecutivos (RCMDIC), (b). Variabilidad a corto plazo (VCP), (c). Variabilidad a largo plazo (VLP).

a).

| Paciente                 | RCMDIC (ms) |          |           |           |          |        |          |
|--------------------------|-------------|----------|-----------|-----------|----------|--------|----------|
|                          | OndaR       | iniS1    | maxS1     | finS1     | iniS2    | maxS2  | finS2    |
| 3.1                      | 4.30        | 50.86    | 12.18     | 67.88     | 62.40    | 9.33   | 58.86    |
| 3.2                      | 11.75       | 54.65    | 26.31     | 65.22     | 57.72    | 14.17  | 60.78    |
| 3.3                      | 8.91        | 55.70    | 50.08     | 93.08     | 56.96    | 10.57  | 53.51    |
| 3.1                      | 5.93        | 48.73    | 12.55     | 75.22     | 66.14    | 13.68  | 58.48    |
| 3.5                      | 4.02        | 42.98    | 41.03     | 62.75     | 50.66    | 15.37  | 54.93    |
| 3.6                      | 6.28        | 56.14    | 36.09     | 67.04     | 52.07    | 8.60   | 46.32    |
| 3.7                      | 7.23        | 61.04    | 47.06     | 58.54     | 51.03    | 7.09   | 51.66    |
| 3.8                      | 2.95        | 37.88    | 10.07     | 55.13     | 54.58    | 34.23  | 53.16    |
| 3.9                      | 5.27        | 63.69    | 56.88     | 83.06     | 79.06    | 11.44  | 71.74    |
| 3.10                     | 7.46        | 46.48    | 11.50     | 62.85     | 56.38    | 14.09  | 62.97    |
| 3.11                     | 9.67        | 43.06    | 9.89      | 55.62     | 55.22    | 16.53  | 51.59    |
| Media (ms)               | 6.71        | 51.02    | 28.52     | 67.85     | 58.38    | 14.10  | 56.73    |
| Desviación Estándar (ms) | ± 2.64      | ± 8.06 * | ± 18.25 * | ± 11.74 * | ± 8.30 * | ± 7.31 | ± 6.89 * |

b).

| Paciente                 | VCP (ms) |          |           |          |          |        |          |
|--------------------------|----------|----------|-----------|----------|----------|--------|----------|
|                          | OndaR    | iniS1    | maxS1     | finS1    | iniS2    | maxS2  | finS2    |
| 3.1                      | 3.16     | 37.10    | 8.76      | 48.99    | 45.51    | 7.04   | 41.75    |
| 3.2                      | 7.16     | 43.25    | 19.41     | 50.82    | 44.41    | 10.83  | 46.94    |
| 3.3                      | 5.46     | 44.17    | 34.22     | 73.58    | 45.28    | 7.41   | 42.52    |
| 3.1                      | 4.09     | 38.54    | 9.38      | 61.33    | 51.61    | 9.88   | 46.33    |
| 3.5                      | 2.87     | 33.63    | 24.39     | 49.76    | 39.52    | 10.81  | 43.39    |
| 3.6                      | 4.62     | 43.48    | 25.33     | 51.68    | 41.27    | 5.93   | 36.91    |
| 3.7                      | 5.39     | 48.85    | 33.16     | 45.19    | 41.27    | 5.10   | 40.84    |
| 3.8                      | 2.30     | 30.99    | 7.83      | 43.65    | 42.24    | 22.81  | 42.45    |
| 3.9                      | 4.02     | 49.70    | 41.90     | 65.42    | 59.74    | 8.78   | 57.00    |
| 3.10                     | 5.93     | 37.24    | 9.06      | 49.03    | 43.74    | 10.95  | 49.69    |
| 3.11                     | 7.15     | 35.21    | 7.78      | 43.68    | 42.85    | 13.39  | 38.22    |
| Media (ms)               | 4.74     | 40.20    | 20.11     | 53.01    | 45.22    | 10.27  | 44.19    |
| Desviación Estándar (ms) | ± 1.64   | ± 6.12 * | ± 12.49 * | ± 9.65 * | ± 5.77 * | ± 4.84 | ± 5.65 * |

c).

| Paciente                 | VLP (ms) |           |         |           |           |         |           |
|--------------------------|----------|-----------|---------|-----------|-----------|---------|-----------|
|                          | OndaR    | iniS1     | maxS1   | finS1     | iniS2     | maxS2   | finS2     |
| 3.1                      | 63.00    | 242.33    | 77.67   | 295.33    | 254.33    | 73.67   | 238.67    |
| 3.2                      | 90.00    | 189.33    | 110.67  | 237.67    | 201.00    | 76.33   | 210.33    |
| 3.3                      | 88.33    | 199.00    | 228.00  | 276.00    | 193.67    | 90.33   | 192.33    |
| 3.1                      | 71.00    | 168.33    | 79.33   | 238.00    | 256.67    | 86.67   | 194.67    |
| 3.5                      | 32.40    | 150.60    | 174.40  | 199.40    | 181.20    | 71.80   | 165.80    |
| 3.6                      | 67.33    | 197.33    | 136.00  | 227.00    | 184.67    | 72.33   | 167.33    |
| 3.7                      | 45.33    | 184.67    | 173.00  | 189.00    | 144.00    | 44.67   | 151.67    |
| 3.8                      | 29.60    | 116.60    | 45.80   | 180.40    | 165.20    | 133.00  | 168.80    |
| 3.9                      | 54.33    | 225.67    | 185.67  | 295.00    | 262.00    | 72.00   | 247.00    |
| 3.10                     | 40.33    | 166.67    | 52.33   | 217.67    | 196.67    | 56.00   | 198.00    |
| 3.11                     | 58.00    | 137.33    | 57.33   | 186.67    | 166.33    | 69.33   | 187.67    |
| Media (ms)               | 58.15    | 179.81    | 120.02  | 231.10    | 200.52    | 76.92   | 192.93    |
| Desviación Estándar (ms) | ± 20.43  | ± 37.09 * | ± 62.89 | ± 42.23 * | ± 40.16 * | ± 22.45 | ± 30.09 * |

\* Diferencias significativas entre índices por CTG<sub>S-S</sub> y CTG<sub>R-R</sub> ( $p < 0.05$ ). El análisis estadístico se realizó utilizando el método de Bonferroni para muestras repetidas.

**Tabla 5-XVIII.** Índices en la frecuencia obtenidos para los CTGs generados utilizando el ECG y seis referencias temporales provenientes del FCGf para el banco de datos adquirido en 11 fetos y 3575 intervalos. (a). Potencia total (PT), (b). Potencia en la banda de baja frecuencia (PBF), (c). Potencia en la banda de alta frecuencias (PAF).

a).

| Paciente                             | PT ( $\text{ms}^2/\text{Hz}$ ) |           |         |           |           |         |         |
|--------------------------------------|--------------------------------|-----------|---------|-----------|-----------|---------|---------|
|                                      | OndaR                          | iniS1     | maxS1   | finS1     | iniS2     | maxS2   | finS2   |
| 3.1                                  | 2663.19                        | 3089.51   | 2887.02 | 4043.31   | 4267.41   | 2194.82 | 3185.00 |
| 3.2                                  | 2128.30                        | 3422.91   | 1841.47 | 4160.74   | 4230.21   | 1858.56 | 3456.05 |
| 3.3                                  | 5433.20                        | 7067.28   | 7805.12 | 10940.76  | 8571.66   | 5951.38 | 7582.26 |
| 3.1                                  | 2442.85                        | 3560.24   | 2954.95 | 4540.74   | 3768.34   | 3319.91 | 3838.96 |
| 3.5                                  | 495.93                         | 1460.70   | 1386.75 | 3266.60   | 2108.84   | 553.02  | 2179.45 |
| 3.6                                  | 2096.74                        | 2907.67   | 2081.32 | 4277.57   | 2856.59   | 2137.97 | 2385.03 |
| 3.7                                  | 1650.41                        | 3764.82   | 2519.10 | 3103.45   | 2564.15   | 1683.00 | 2414.80 |
| 3.8                                  | 249.01                         | 1124.28   | 199.72  | 2215.85   | 2149.35   | 855.05  | 2046.48 |
| 3.9                                  | 1951.48                        | 5627.04   | 4539.50 | 6307.27   | 6277.37   | 2703.25 | 5585.47 |
| 3.10                                 | 1491.23                        | 1750.23   | 1229.42 | 3153.98   | 2650.30   | 1077.01 | 2783.45 |
| 3.11                                 | 1972.57                        | 2450.39   | 1811.81 | 2783.59   | 3030.58   | 2084.67 | 2823.59 |
| Media ( $\text{ms}^2/\text{Hz}$ )    | 2052.27                        | 3286.92   | 2639.86 | 4435.81   | 3861.26   | 2219.88 | 3480.05 |
| Desviación                           | ±                              | ±         | ±       | ±         | ±         | ±       | ±       |
| Estándar ( $\text{ms}^2/\text{Hz}$ ) | 1346.51                        | 1770.91 * | 2038.43 | 2419.21 * | 1979.57 * | 1475.11 | 1687.43 |

b).

| Paciente                             | PBF ( $\text{ms}^2/\text{Hz}$ ) |        |        |        |        |        |        |
|--------------------------------------|---------------------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
|                                      | OndaR                           | iniS1  | maxS1  | finS1  | iniS2  | maxS2  | finS2  |
| 3.1                                  | 94.31                           | 93.19  | 98.01  | 105.07 | 120.11 | 85.60  | 87.67  |
| 3.2                                  | 86.34                           | 102.04 | 67.70  | 117.55 | 130.51 | 74.54  | 96.46  |
| 3.3                                  | 235.15                          | 256.68 | 293.82 | 343.92 | 314.11 | 253.81 | 276.80 |
| 3.1                                  | 102.42                          | 118.99 | 115.60 | 118.69 | 89.50  | 120.72 | 116.24 |
| 3.5                                  | 18.80                           | 36.87  | 34.36  | 78.68  | 49.91  | 19.46  | 52.57  |
| 3.6                                  | 74.70                           | 78.68  | 68.65  | 115.19 | 79.66  | 73.34  | 66.48  |
| 3.7                                  | 64.04                           | 106.24 | 73.80  | 82.27  | 70.17  | 65.02  | 66.93  |
| 3.8                                  | 8.52                            | 27.21  | 6.76   | 48.61  | 47.85  | 19.58  | 48.44  |
| 3.9                                  | 84.43                           | 179.87 | 146.51 | 171.28 | 177.30 | 111.09 | 164.15 |
| 3.10                                 | 50.72                           | 41.44  | 45.84  | 76.80  | 66.63  | 39.91  | 62.85  |
| 3.11                                 | 75.07                           | 78.80  | 71.07  | 75.75  | 88.36  | 78.66  | 83.84  |
| Media ( $\text{ms}^2/\text{Hz}$ )    | 81.32                           | 101.82 | 92.74  | 121.26 | 112.19 | 85.61  | 102.04 |
| Desviación                           | ±                               | ±      | ±      | ±      | ±      | ±      | ±      |
| Estándar ( $\text{ms}^2/\text{Hz}$ ) | 59.03                           | 67.05  | 76.74  | 80.66  | 77.08  | 64.61  | 66.73  |

c).

| Paciente                             | PAF ( $\text{ms}^2/\text{Hz}$ ) |          |        |          |          |        |          |
|--------------------------------------|---------------------------------|----------|--------|----------|----------|--------|----------|
|                                      | OndaR                           | iniS1    | maxS1  | finS1    | iniS2    | maxS2  | finS2    |
| 3.1                                  | 13.55                           | 761.36   | 48.29  | 1301.13  | 1215.88  | 37.73  | 930.13   |
| 3.2                                  | 52.17                           | 907.24   | 234.72 | 1266.10  | 1063.93  | 65.29  | 1021.52  |
| 3.3                                  | 93.24                           | 938.81   | 783.89 | 2322.62  | 1003.25  | 99.52  | 809.12   |
| 3.1                                  | 23.08                           | 579.84   | 58.60  | 1161.25  | 1307.93  | 52.54  | 803.94   |
| 3.5                                  | 8.23                            | 415.62   | 439.40 | 1104.42  | 718.79   | 75.11  | 674.82   |
| 3.6                                  | 18.40                           | 899.74   | 400.54 | 1254.78  | 852.19   | 39.69  | 729.89   |
| 3.7                                  | 27.71                           | 1032.81  | 635.76 | 1005.46  | 774.88   | 24.62  | 675.78   |
| 3.8                                  | 3.48                            | 341.90   | 31.36  | 822.87   | 723.66   | 290.68 | 635.27   |
| 3.9                                  | 30.12                           | 1070.23  | 833.48 | 1732.09  | 1628.35  | 63.56  | 1327.25  |
| 3.10                                 | 19.11                           | 618.75   | 42.54  | 1043.45  | 810.40   | 62.85  | 997.85   |
| 3.11                                 | 36.92                           | 479.48   | 33.93  | 854.41   | 740.64   | 61.87  | 687.74   |
| Media ( $\text{ms}^2/\text{Hz}$ )    | 29.64                           | 731.44   | 322.05 | 1260.78  | 985.45   | 79.41  | 844.85   |
| Desviación                           | ±                               | ±        | ±      | ±        | ±        | ±      | ±        |
| Estándar ( $\text{ms}^2/\text{Hz}$ ) | 25.08                           | 256.78 * | 314.77 | 430.70 * | 294.82 * | 72.89  | 209.02 * |

\* Diferencias significativas entre índices por CTG<sub>S-S</sub> y CTG<sub>R-R</sub> ( $p < 0.05$ ). El análisis estadístico se realizó utilizando el método de Bonferroni para muestras repetidas.

índices por finS1 fue el que generó los valores mayores (RCMDIC= 67.85 ms). Este comportamiento se repite en los incisos (b) y (c) de la misma tabla, donde el valor medio del índice de variabilidad a corto plazo (VCP) de maxS2 (VCP= 10.27 ms) es el más cercano al de la señal de referencia (VCP= 4.74 ms) seguido por el de maxS1 (VCP= 20.11 ms), mientras que el peor valor fue el de finS1 (VCP= 53.01 ms). Por su parte, los valores promedio de los índices de variabilidad a largo plazo (VLP) del inciso (c) muestran nuevamente el mejor comportamiento para maxS2 (VLP= 76.92 ms) contra VLP= 58.15 ms de la señal de referencia, esto seguido de maxS1 con VLP= 120.02 ms mientras que el peor valor fue para finS1 con VLP= 231.10 ms. El análisis estadístico de estos datos utilizando el método de Bonferroni para muestras repetidas, mostró que únicamente los índices en el tiempo para maxS2 no generaron diferencias significativas ( $p > 0.05$ ) respecto a la señal patrón mientras que para maxS1 el único índice que no mostró diferencias significativas fue VLP.

La tabla 5-XVIII muestra los resultados de los índices en la frecuencia para las series de tiempo de las señales fetales, (a). Potencia total (PT), (b). Potencia en la banda de baja frecuencia (PBF) y (c). Potencia en la banda de alta frecuencia (PAF). Como en el caso de la tabla anterior, puede verse que los valores de los índices para los CTGs por FCGf son mayores a los de la señal de referencia. Se observa también que en todos los casos los índices espectrales para maxS2 (PT= 2219.88 ms<sup>2</sup>/ Hz, PBF= 85.61 ms<sup>2</sup>/ Hz, PAF= 79.41 ms<sup>2</sup>/ Hz) generaron los valores más cercanos a los de la señal de referencia (PT= 2052.27 ms<sup>2</sup>/ Hz, PBF= 81.32 ms<sup>2</sup>/ Hz, PAF= 29.74 ms<sup>2</sup>/ Hz). El segundo lugar lo ocupó maxS1 con PT= 2639.66 ms<sup>2</sup>/ Hz, PBF= 92.75 ms<sup>2</sup>/ Hz, PAF= 322.05 ms<sup>2</sup>/ Hz y el peor comportamiento se observó para finS1 con los siguientes valores PT= 4435.81 ms<sup>2</sup>/ Hz, PBF= 121.26 ms<sup>2</sup>/ Hz, PAF= 1260.78 ms<sup>2</sup>/ Hz. El análisis estadístico de estos índices mostró diferencias no significativas ( $p > 0.05$ ) entre maxS1 y maxS2 respecto a la señal de referencia para ninguno de los tres índices. De hecho, a bajas frecuencias ninguno de los CTGs muestra diferencias significativas con el ECG mientras que a altas frecuencias las únicas referencias útiles son maxS1 y maxS2.

## ***CAPÍTULO 6.***

### ***DISCUSIÓN***

---

## 6. DISCUSIÓN

---

A continuación se realizará el análisis de los resultados descritos en cada una de las secciones del capítulo anterior. Este análisis se realizará en el mismo orden en que han sido presentado los resultados.

### 6.1. Análisis del primer banco de datos en adultos

Los resultados individuales de aplicar el método de extracción de referencias temporales para generación de CTGs en el primer banco de adultos pueden resumirse como sigue:

1. De los nueve casos considerados en este banco de datos, ocho de ellos mostraron que al menos uno de los máximos de los sonidos cardiacos genera coherencias superiores a 0.5 en la banda de 0 a 1 Hz. Por otra parte, en el paciente 1.3 se encontró que todas las referencias generaron un CTG similar a la señal patrón con coherencias superiores a 0.9 en la banda de 0 a 1 Hz.
2. De los nueve casos considerados en este estudio, en al menos uno de ellos se encontró que los inicios y los finales de los sonidos cardiacos son capaces de generar un CTG similar al de la señal patrón.
3. Aparentemente todas las referencias extraídas son confiables para representar el comportamiento a largo plazo del CTG.

El análisis visual de cada uno de los Fonocardiogramas que constituyen este banco de datos atrajo la atención hacia dos características de los sonidos cardiacos que formaban parte de ellos, *la amplitud y la morfología*. Respecto a la amplitud, se observó que impacta directamente a la precisión en la detección de los máximos de S1 y S2 de tal forma que aquellos casos en los que se detectó mejor maxS1 que maxS2 fueron consecuencia de una mayor amplitud en S1 que en S2, esto debido a la mayor S/R de un sonido en comparación del otro. El mismo comportamiento se observó cuando la amplitud de S2 fue mayor a la de S1, la precisión en la detección del máximo de S2 superó a la del máximo de S1. Con relación a la morfología de los sonidos cardiacos, la experiencia obtenida en este trabajo mostró que tiene influencia sobre la precisión en la detección de las tres referencias temporales de los sonidos cardiacos, por ejemplo: cuando el inicio de los sonidos cardiacos está constituido por un cambio brusco, esto genera mayor precisión en la detección ya que la envolvente aproxima mejor a la forma del sonido, lo mismo sucede con los finales, aunque generalmente están modulados por una exponencial decreciente que dificulta considerablemente su detección confiable. De esta manera resulta claro que cuando los sonidos cardiacos tienen ascensos y descensos lentos, la precisión en la detección siempre es inferior. Por su parte, se ha observado que el máximo de los sonidos cardiacos es alterado por el desdoblamiento valvular y/o la presencia de ruidos externos (que coinciden con el instante de generación de los sonidos cardiacos) haciendo que el máximo asociado a la envolvente llegue a moverse latido a latido alterando así el CTG generado.

Teniendo en cuenta estos puntos, es ahora claro el comportamiento que se aprecia en los resultados de los datos como conjunto de las gráficas 5.4 a 5.9, ya que siempre se observó el mejor desempeño en las series de tiempo de los máximos de S1 y S2, seguido por las series de los inicios y siempre en los últimos lugares los finales de los sonidos cardiacos. Como el lector pudo

constatar en las tablas 5-I a 5-IV, siempre las series de maxS1 y maxS2 generaron las dispersiones más bajas, las pendientes más próximas a los valores ideales, y los mejores coeficientes de determinación, mientras que los peores resultados corresponden a los finales de S1 y/o S2. Finalmente, el análisis estadístico de los resultados presentados en las tablas 5-V y 5-VI mostró que los índices de variabilidad a largo plazo (VLP) de los finales de S1 y S2 fueron los únicos que generaron diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) respecto a la señal de referencia por ECG, lo que podría generar dudas respecto a la viabilidad del método en la extracción confiable de tales referencias temporales. Estos resultados contradicen las observaciones en las series de tiempo (en las que se aprecia seguimiento en la línea de base), pero, si se toma en cuenta la forma en que se calcula VLP (ver expresión 4.7 en el capítulo 4), se verá que este índice busca la variación de mayor amplitud entre latidos consecutivos en secciones de un minuto y calcula el valor medio de estas variaciones para todo el registro, probablemente buscando cambios en la línea de tendencia de la serie de tiempo. Sin embargo, si se observan las series de tiempo generadas por finS1 y finS2 en comparación con la señal de referencia, se verá que las primeras sólo muestran mayor dispersión alrededor de la línea de tendencia (que de acuerdo a la tabla 5-I es la misma para todas las series de tiempo), esto se refleja en el índice calculado y en consecuencia genera diferencias significativas entre las series de tiempo por finS1 y finS2 en comparación con la serie de tiempo por ECG. Así, estos resultados demuestran que las series de tiempo por finS1 y finS2 tienen mayor dispersión respecto a la señal de referencia que las series generadas por los inicios y máximos de los sonidos cardiacos, de ahí la existencia de diferencias significativas ( $p < 0.05$ ).

### **6.1.1. Resumen**

Los resultados obtenidos tras procesar este banco de datos, tanto en el dominio del tiempo como de la frecuencia, muestran que bajo condiciones de registro que garanticen niveles de S/R altos, la metodología propuesta es capaz de extraer referencias temporales confiables de al menos el inicio y el máximo de los sonidos cardiacos, de manera que las series de tiempo generadas por ellas son equivalentes a la señal patrón por ECG y en consecuencia, intercambiables. Con relación al final de los sonidos cardiacos, la experiencia obtenida hace suponer que los cambios de la morfología del final de los sonidos cardiacos dificultan la extracción confiable de este punto y hacen necesaria la exploración de alternativas que sean capaces de contender con dichos cambios e incrementen la precisión en la extracción de tales referencias temporales. Por supuesto estas alternativas se proponen a nivel del proceso iterativo de detección de finales de los sonidos cardiacos y no en las etapas anteriores para el preprocesamiento del FCG.

### **6.2. Análisis del segundo banco de datos en adultos**

Los resultados individuales de aplicar el método de extracción de referencias temporales para generación de CTGs en el segundo banco de adultos pueden resumirse como sigue:

1. Las series de tiempo generadas utilizando cualquier referencia temporal del FCG tienen comportamientos semejantes al de la señal patrón en bajas frecuencias (línea de base o comportamiento a largo plazo).
2. Respecto al comportamiento a corto plazo o a altas frecuencias, en siete de los nueve casos se encontró que al menos una referencia temporal (iniS1, iniS2, maxS1 o maxS2) genera coherencias superiores a 0.5 a lo largo de la banda de interés (0 a 1 Hz).



3. De los nueve casos bajo estudio, cuatro resultaron de interés particular y probablemente sienten la base para el establecimiento a futuro de las características "deseables" en un FCG para garantizar la extracción de alguna referencia temporal y la consecuente generación de un CTG confiable. Las observaciones preliminares en dos casos (pacientes 2.2 y 2.8) han mostrado cómo influye la baja S/R en el desempeño del método al alterar directamente la morfología de los sonidos cardiacos, sobre todo en los inicios y máximos de los mismos. Su contraparte, dada por los registros de los pacientes 2.7 y 2.9, muestra que el desempeño del método se ve beneficiado por morfologías de los sonidos cardiacos con pendientes pronunciadas en los inicios de los mismos y ligeros cambios morfológicos latido a latido, esto claro bajo condiciones de S/R favorables.
4. Las observaciones sobre las características de los registros que conforman el banco de datos bajo estudio muestran que se alcanzó el propósito perseguido en esta etapa de adquisición, obtener registros bajo condiciones favorables en unos casos y desfavorables en otros (como en el caso fetal), sobre todo por la diferencia en la amplitud entre ambos sonidos cardiacos S1-S2 y la diferencia entre la S/R entre registros. Las observaciones preliminares muestran que un sonido cardiaco adquirido con amplitud adecuada y cuyas características morfológicas cumplan con ciertos requisitos será un buen candidato para generar referencias temporales confiables mediante la aplicación de la metodología propuesta en este trabajo.

Como en el primer banco de datos, es notoria la importancia de la S/R en el desempeño del método dada su influencia sobre la morfología de los sonidos cardiacos. Estos cambios morfológicos pueden no sólo ser generados por el ruido de fondo sino por la propia fisiología del evento bajo estudio y tienen claros efectos sobre la precisión del método en la detección de las referencias temporales de S1 y S2. Nuevamente se observa que el mejor desempeño se obtuvo en la detección de los máximos de S1 y S2, sobre todo cuando la amplitud con que se adquirieron era considerablemente mayor a la del ruido de fondo. La detección de los inicios de cada sonido estuvo en función de la rapidez con la que el sonido cardiaco ascendía definiendo así con mayor facilidad el seguimiento que la envolvente hacía del inicio del sonido cardiaco y facilitando la detección del mismo en algunos casos. Los finales, por su parte, no siempre fueron detectados con la precisión necesaria mostrando problemas del método para su extracción, sobre todo cuando era notoria la presencia de desdoblamiento valvular que desplazaba el final de los sonidos cardiacos.

Teniendo en cuenta estos puntos, se justifica el comportamiento que se aprecia en los resultados de los datos como conjunto, ya que siempre se observó el mejor desempeño en las series de tiempo de los máximos de S1 y S2, seguido por las series de los inicios y siempre en los últimos lugares los finales de los sonidos cardiacos. Como se observó en las tablas 5-VII a 5-X, siempre las series de maxS1 y maxS2 generaron las dispersiones más bajas, las pendientes más próximas a los valores ideales, y los mejores coeficientes de determinación, mientras que los peores resultados corresponden a los finales de S1. Finalmente, el análisis estadístico de los resultados presentados en las tablas 5-XI y 5-XII mostró diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) entre los tres índices en el tiempo y PT de finS1 respecto a la señal de referencia. Esto es congruente con las observaciones hechas a las series de tiempo, donde siempre se vio que el peor desempeño lo tenía la detección del final de S1 mostrando la problemática del método para detectar tal referencia temporal mientras las otras son detectadas sin problema. Esto demuestra

que las series de tiempo generadas utilizando los inicios y máximos de los sonidos cardiacos son equivalentes e intercambiables con la serie de tiempo por ECG.

### 6.2.1. Resumen

1. Se confirma la importancia de la S/R y la influencia de la morfología cardiaca en el desempeño del método, información que puede ser de utilidad para intentos posteriores de predicción del desempeño del método ante ciertas características del FCG. Así, ante condiciones de S/R favorables, digamos superiores a 15 dB, el método de extracción garantiza extracción confiable de al menos los inicios y finales de los sonidos cardiacos asegurando así la generación de series de tiempo equivalentes a aquella generada por ECG.
2. Se logró el objetivo de simular situaciones de registro fetales, ya que la mayoría de las veces sólo se adquirió en forma adecuada un sonido cardiaco y el desempeño del método siempre fue superior para ese sonido. Estos resultados son prometedores y hacen pensar en la viabilidad del método sobre registros fetales que garanticen ciertas características de amplitud y morfología de los sonidos cardiacos.
3. El caso de los pacientes 2.7 y 2.9 mostró claramente la influencia de las características morfológicas de los sonidos cardiacos sobre la capacidad de extracción del método. Quizás a futuro se logre integrar una etapa de "evaluación de viabilidad" de la metodología de extracción sobre una señal de FCG para ahorro de tiempo.
4. Los resultados obtenidos tras procesar este banco de datos, tanto en el dominio del tiempo como de la frecuencia, muestran que bajo condiciones de registro que garanticen ciertas características de amplitud y morfología de los sonidos cardiacos, la metodología propuesta es capaz de extraer referencias temporales confiables del inicio y el máximo de los sonidos cardiacos, de manera que las series de tiempo generadas por ellas son equivalentes a la señal patrón por ECG y en consecuencia, intercambiables. Con relación al final de los sonidos cardiacos, la experiencia obtenida tras procesar este banco de datos hace suponer que los cambios de la morfología del final de los sonidos cardiacos dificultan la extracción confiable de este punto y hacen necesaria la exploración de alternativas que sean capaces de contender con dichos cambios e incrementen la precisión en la extracción de tales referencias temporales. Por supuesto estas alternativas se proponen a nivel del proceso iterativo de detección de finales de los sonidos cardiacos y no en las etapas anteriores para el preprocesamiento del FCG.

### 6.3. Análisis del banco de datos en fetos

Los resultados individuales de aplicar el método de extracción de referencias temporales para generación de CTGs en el tercer banco de datos pueden resumirse como sigue:

1. Los resultados obtenidos mostraron nuevamente la importancia de la S/R del FCGf y de la morfología de los sonidos cardiacos, que ya sea que cambie por cuestiones fisiológicas latido a latido y/o el propio ruido de fondo, es un factor que limita el desempeño del método de extracción de referencias temporales. A este respecto se sugiere realizar ajustes en la etapa de adquisición de señales con el propósito de garantizar ciertas características de los registros que ahora se sabe pueden beneficiar al desempeño del método propuesto.

2. Aunque podría pensarse que el desempeño del algoritmo es pobre por la baja S/R de este tipo de registros, y que la etapa de preprocesamiento no funciona adecuadamente, debe recordarse que el principal objetivo de la misma es mejorar la S/R con la mínima distorsión de la morfología de los sonidos cardiacos. Así, en este trabajo se prefirió mantener con mínima alteración la morfología del sonido cardiaco en detrimento de la S/R, factor que ha rendido frutos si se retoma el caso del paciente 3.6 donde se aprecia claramente que el FCGf proporciona información más allá de la de la variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC) y que abre un mundo de posibilidades sobre el uso del FCGf para estudiar la condición fetal. Dado el impacto de los resultados obtenidos en este paciente, se ha optado por presentar en forma detallada las observaciones en el dominio del tiempo del análisis de su FCGf:
  - La amplitud de S1 durante el primer minuto se registro lo hacía sobresalir sobre el ruido de fondo, después se deterioró hasta ser poco perceptible dentro del FCGf, de ahí que la serie de tiempo sea adecuada durante la primera parte y se deteriore tanto después.
  - La amplitud de S2 durante todo el registro fue mayor a la de S1, lo que se refleja en la serie de tiempo generada, pero durante del segundo minuto de registro mostró un cambio importante en su morfología y comenzó a presentar un fenómeno similar al de desdoblamiento valvular observado en los registros en adultos durante casi un minuto. Esto provocó que la envolvente generada presentara dos picos en lugar de uno (vea las figuras 4.12 y 4.13 para mayor claridad), además de que el pico de mayor amplitud fuera en ocasiones el primero y en ocasiones el segundo, esto por supuesto provocó que el detector de picos seleccionara uno u otro, y al ser ambos parte del sonido cardiaco no se consideró pertinente realizar la corrección manual, de ahí el comportamiento de la serie de tiempo que de ninguna manera refleja un error de método sino la sensibilidad del mismo ante cambios en el comportamiento fisiológico del fenómeno bajo estudio, hecho que se buscó al plantear la propuesta, que el método provocara la mínima distorsión en el fenómeno a estudiar para garantizar así que los resultados fueran muestra del evento fisiológico y no de error metodológico. Este hecho confirma una de las hipótesis planteadas por Ortiz [Ortiz, 1997], las diferencias que se pueden llegar a encontrar entre las series por FCGf y ECG pueden ser reflejo de información fisiológica extra en el evento mecánico registrado por el FCGf, en este caso el “desdoblamiento” de un sonido cardiaco.
3. El hecho de que ninguna de las series de tiempo por inicios y finales de los sonidos cardiacos haya sido comparable con la señal de referencia es consecuencia de lo siguiente:
  - a). No se buscó mejorar la S/R a costa de la morfología, de ahí que el preprocesamiento propuesto filtre ligeramente la señal. Esta cuestión podría cambiar si se deseara mejorar la capacidad de detección de los inicios y finales en detrimento de la morfología y en consecuencia de la detección de los máximos. Para ello podría aplicarse un proceso de umbralización más estricto (hard-thresholding) utilizando más de una desviación estándar en el cálculo del umbral descrito en la sección 4.2.3.
  - b). Podría ser que las series de tiempo generadas utilizando los inicios y finales de los sonidos cardiacos proporcionen más información de la que se asocia con la VFC, por ejemplo la variabilidad entre la generación del evento eléctrico y el mecánico, o el proceso de “desdoblamiento” valvular observado en el paciente 6.

4. No debe perderse de vista el hecho de que la serie de tiempo utilizada como referencia puede contener algunos errores, así que puede pensarse que los resultados obtenidos han sido evaluados en condiciones desfavorables y que podrían mejorar en caso de conseguir una señal de referencia 100 % confiable.

Como en los otros dos bancos de datos se ha hecho notoria la influencia de la morfología de los sonidos cardiacos y de la S/R. Teniendo en cuenta estos puntos, es ahora claro el comportamiento que se aprecia en los resultados de los datos como conjunto, y aunque se observó el mejor desempeño para maxS2 la mayoría de las veces, no es posible descartar en forma definitiva a maxS1, ya que de lograr mejorar las condiciones de registro es de esperarse una mejora en el desempeño del método para detectar este punto con la precisión necesaria, sobre todo teniendo en cuenta los resultados con otros bancos de datos. Como se observó en las tablas 5-XIII a 5-XVII, siempre las series de maxS2 generaron las dispersiones más bajas, las pendientes más próximas a los valores ideales, y los mejores coeficientes de determinación, mientras que los peores resultados corresponden a los inicios y finales de S1 y S2. Estos resultados podrían mejorar en caso de incrementar la S/R durante el proceso de adquisición de las señales o bien incrementando la rigidez del filtrado digital.

### Resumen

1. Tras haber realizado el análisis de los resultados para las series de tiempo generadas utilizando las referencias temporales fetales extraídas mediante el método propuesto, ha sido posible establecer su capacidad de extracción confiable de al menos una referencia temporal asegurando así la generación de series de tiempo intercambiables con la señal de referencia por ECG.
2. También se ha apreciado claramente la influencia de la S/R en la morfología del sonido cardiaco y en consecuencia en el desempeño del método haciendo necesaria la aplicación de la etapa de filtrado en segmentos o secciones del FCGf e indicando también que el protocolo de adquisición de datos debe ser mejorado para permitir la extracción confiable del máximo de S1.
3. Otro punto de gran importancia está asociado a la posibilidad de extraer información extra de la fisiología fetal con ayuda del procesamiento del FCGf dando lugar a nuevas ventanas de exploración además de la variabilidad de la frecuencia cardiaca fetal.
4. Finalmente no debe perderse de vista que en el presente trabajo se propusieron y/o utilizaron algunos criterios que aún no han sido completamente evaluados y que podrían ser cambiados o ajustados con la posibilidad de mejorar el desempeño del método, por ejemplo:
  - a). El algoritmo para extracción de referencias temporales auxiliares: su estado actual no permite la implementación del método en tiempo real o cuasi-real y cuya depuración acelerará el proceso en general.
  - b). El criterio propuesto para la selección del patrón en el filtrado del FCGf: aunque inicialmente se buscó correlación alta con el 80 % de los sonidos en el registro, y en adultos se logró en 17 de los 18 casos; en los registros fetales este valor se redujo a casi el 50 %. Aunque aún en estas circunstancias se logró extraer maxS2 en forma confiable, es necesario realizar una revisión exhaustiva de este criterio y establecer claramente si es adecuado o no.

c). El criterio de generación de envolvente: aunque generó los mejores resultados, el lector recordará que sólo se evaluaron tres criterios, esto hace necesario ampliar el “espacio muestral” y evaluar otras posibilidades.

---

## ***CAPÍTULO 7.***

### ***CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS***

---

## **7. CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS**

---

En este trabajo se propuso un método semiautomatizado de extracción de referencias temporales del Fonocardiograma fetal para generación del Cardiotacograma fetal fuera de línea. Los resultados obtenidos mostraron que el método propuesto, bajo condiciones favorables de relación señal a ruido (S/R) como la de los registros en adultos, es capaz de extraer confiablemente los inicios y máximos de S1 y S2. Sin embargo, para registros fetales, donde la S/R se deteriora considerablemente, el método sólo fue capaz de extraer confiablemente el máximo de S2 y en ocasiones el máximo de S1, lo que muestra la necesidad de mejorar el protocolo de registro, sobre todo con relación al acoplamiento acústico entre el micrófono y el abdomen materno, en búsqueda de garantizar mejores condiciones de S/R que favorezcan el desempeño del método.

Ahora bien, aunque no se lograron los resultados esperados para la detección de los inicios y finales de los sonidos cardiacos en las señales fetales, debe recordarse que durante la realización de este trabajo se pretendió mantener en la medida de lo posible la morfología de los sonidos cardiacos, de ahí que no se hayan aplicado esquemas de filtrado intenso que podrían incrementar la S/R y la precisión en la extracción de estos puntos, pero que también deteriorarían la detección de los máximos como consecuencia de la distorsión en la morfología de los sonidos cardiacos. Así, es probable que siempre deba sacrificarse la precisión en la detección de algún punto a favor de otro, lo cual marcará una diferencia en la característica del filtrado a aplicar cuando se deseen detectar máximos o inicios (que fueron las referencias detectadas con precisión suficiente), esto dependiendo de la información que se desee obtener del FCGf. Por ejemplo, es evidente que el máximo es útil para generar CTGs, pero también resulta claro que existe información extra en la señal como consecuencia de los cambios morfológicos en los sonidos cardiacos, lo que puede ser de utilidad para saber más sobre la fisiología fetal pero que tal vez sea demasiado si sólo se persigue obtener el CTG, en cuyo caso podría ser reducida al utilizar los inicios para generar el CTG. Este es uno de los puntos que queda pendiente dentro de este trabajo, la aplicación de un filtrado intenso al FCGf para extraer y estudiar los CTGs generados utilizando los inicios de los sonidos cardiacos.

Otro punto que quedó pendiente por evaluar es la influencia del patrón utilizado en la generación del mejor árbol de descomposición, esto para determinar si el criterio propuesto es adecuado o no. Recuérdese que el criterio para la generación del patrón influye directamente sobre dos aspectos: el tiempo de procesamiento y la "calidad" del árbol generado, de manera que es necesario buscar un punto de equilibrio entre ambos para garantizar que no se invierte demasiado tiempo en la búsqueda del patrón pero que tampoco se genere un árbol que no tenga nada que ver con las características del registro en cuestión y entonces no se filtre el FCGf adecuadamente.

Con relación a la parte semiautomatizada del método, aunque se realizó un esfuerzo por simplificar el funcionamiento del mismo, debe mencionarse que no se ha llegado al desempeño óptimo en términos del tiempo de procesamiento y que aun son necesarios ajustes y depuraciones al algoritmo para que alcance el máximo rendimiento en este aspecto.

---

***CAPÍTULO 8.***  
***BIBLIOGRAFÍA***

---



## 8. BIBLIOGRAFÍA

---

1. AAMI, Association for the Advancement of Medical Instrumentation. Recommended practice for testing and reporting performance results of ventricular arrhythmia detection algorithms, 1986.
2. Akay M. Time Frequency and Wavelets in Biomedical Signal Processing. IEEE Press, 1998.
3. Amato S, Sadeh D. "Power spectrum analysis of fetal heart rate variability using the abdominal maternal electrocardiogram". Journal of Biomedical Engineering, 1990; 12: 161-164.
4. Aubert, A.E., Denys, B.G., De Geest, H., Meno, F., Reddy, P. "Quantitative phono study of intracardiac and external heart sounds". Computers in Cardiology, 1982; 9: 501-504.
5. Baranek, H. L., Lee, H. C., Cloutier, G., Durand, L. G. "Automatic detection of sounds and murmurs in patients with Ionescu-Shiley aortic bioprostheses". Medical and Biological Engineering & Computing, 1989; 27(9): 449-455.
6. Barry, D.T. Cole, N.M. "Muscle sounds are emitted at the resonant frequencies of skeletal muscle". IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1990; 37: 525-531.
7. Baykal, A., Ider, Y.A., Köymen, H. "Distribution of aortic mechanical prosthetic valve closure sound model parameters on the surface of the chest". IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1995; 42: 358.
8. Beyar R, Levkovitz S, Braun S, Palti Y. "Heart-Sound Processing by Average and Variance Calculation-Physiologic Basic and Clinical Implications". IEEE Trans. Biom. Eng., 1984; 31 (9): 591-596.
9. Carré P., Leman H., Fernández C., Marque C. "Denoising of the uterine EHG by an undecimated wavelet transform". IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1998; 45: 1104-1113.
10. Cerutti S, Civardi S, Bianchi A, Signorini MG, Ferrazzi, Pardi G. "Spectral analysis of antepartum heart rate variability". Clin . Phys. Physiol. Meas., 1989; 10 (Suppl. B): 27-31. UK.
11. Chen D, Durand LG, Lee HC. "Time-frequency of the first heart sound. Part 1: simulation and analysis". Medical and Biological Engineering and Computing, 1997; 35: 306-310.
12. Chen D, Durand LG, Guo Z, Lee HC. "Time-frequency of the first heart sound. Part 2: an appropriate time-frequency representation technique". Medical and Biological Engineering and Computing, 1997; 35: 311-323.

13. Cloutier, G., Grenier, M. C., Guardo, R., Durand, L. G. "Spectral analysis of closing sounds produced by Ionescu-Shiley bioprosthetic aortic heart valves", part 2: Computer simulation of aortic closing sounds and estimation of their truncation level and signal-to-noise ratio. *Medical and Biological Engineering & Computing*, 1987; 25(9): 492-496.
14. Colley N, Talbert DG, Abraham NG, Davies WL, Fayers P, Southall DP. "The fetal phonogram: a measure of fetal activity". *The Lancet*. 1986; 4: 931-934.
15. Da Silva, E.A.B., Ghanbari, M. "On the performance of linear phase wavelet transforms in low bit-rate image coding". *IEEE Transactions on Image Processing*, 1996; 5(5): 689-704.
16. Davidson SR, Rankin JHG, Martin CB, Reid DL. "Fetal heart rate variability and behavioral state: Analysis by power spectrum". *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 1992; 167(3): 717-722.
17. Dawes GS, Visser GHA, Goodman JDS, Redman CWG. "Numerical analysis of the human fetal heart rate: The quality of ultrasound records". *Am. J. Obstet. Gynecol.*, 1981; 141: 43-52.
18. Dawes GS, Moulden M, Redman CWG. "The advantages of computerized fetal heart rate analysis". *J. Perinat. Med.*, 1991; 19:39-45.
19. De Coulon F. *Signal Theory and processing*. Artech House, 1986.
20. Donnersteing, R.L. "Continuous spectral analysis of heart murmurs for evaluating stenotic cardiac lesions". *American Journal of Cardiology*, 1989; 64: 625-.
21. Donnerstein, R.L., Thomsen, V.S. "Hemodynamic and anatomic factors affecting the frequency content of Still's innocent murmur". *American Journal of Cardiology*, 1994; 74: 508-.
22. Durand, L.G., Guardo, R. "A model of the heart-thorax acoustic system". In: *Applications of Computers in Medicine*, IEEE Engineering Medical and Biological Society, Piscataway, New Jersey, 1982.
23. Durand, L.G., Langlois, Y.E., Lanthier, T., Chiarella, R., Coppens, P., Carioto, S., Bertrand-Bradley, S. "Spectral analysis and acoustic transmission of mitral and aortic valve closure sounds in dogs. Part I: Modelling the heart/thorax acoustic system". *Medical and Biological Engineering and Computing*. 1990; 28: 269-277.
24. Durand, L.G., Langlois, Y.E., Lanthier, T., Chiarella, R., Coppens, P., Carioto, S., Bertrand-Bradley, S. "Spectral analysis and acoustic transmission of mitral and aortic valve closure sounds in dogs. Part II: Effects of neuromuscular blockade sternotomy and pacemaker control, and a two-week recovery period". *Medical and Biological Engineering and Computing*. 1990; 28: 278-286.

25. Durand, L.G., Langlois, Y.E., Lanthier, T., Chiarella, R., Coppens, P., Carioto, S., Bertrand-Bradley, S. "Spectral analysis and acoustic transmission of mitral and aortic valve closure sounds in dogs. Part III: Effects of altering heart rate and PR interval". *Medical and Biological Engineering and Computing*. 1990; 28: 431-438.
26. Durand, L.G., Langlois, Y.E., Lanthier, T., Chiarella, R., Coppens, P., Carioto, S., Bertrand-Bradley, S. "Spectral analysis and acoustic transmission of mitral and aortic valve closure sounds in dogs. Part IV: Effect of modulating cardiac inotropy". *Medical and Biological Engineering and Computing*. 1990; 28: 439-445.
27. Durand, L.G., Langlois, Y.E., Lanthier, T., Chiarella, R., Coppens, P., Carioto, S., Bertrand-Bradley, S. "Interaction between the aortic valve leaflets and a millar dual micromanometer catheter during recording of the aortic component of the second heart sound in dogs". *Medical and Biological Engineering and Computing*. 1991; 29: 373-380.
28. Durand LG, Pibarot P. "Digital signal processing of the Phonocardiogram: review of the most recent advancements". *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 1995; 23(3/4): 163-219.
29. Echeverría JC, Ortiz R, Ramírez N, Medina V, González R. "A reliable method for abdominal ECG signal processing". *Computers in Cardiology*, 1998; 25: 529-532.
30. Ferrazzi E, Pardi G, Setti PL, Rodolfi M, Civardi S, Cerutti S. "Power spectral analysis of the heart rate of the human fetus at 26 and 36 weeks of gestation". *Clin . Phys. Physiol. Meas.*, 1989; 10 (Suppl. B): 57-60. UK.
31. Goovaerts HG, Geijn HP, Rompelman O, Mantel R, Swartjes JM. "Recording fetal breathing movements with a passive transducer based on an inductive principle" *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 1991; 29: 358-364.
32. Groch, Mark W., Dommanovich, James R., Erwin, William D. "A New Heart-Sounds Gating Device for Medical Imaging". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1992; 39(3): 307-310.
33. Guo Z, Durand LG, Lee HC. "The time-frequency distributions of nonstationary signals based on a Bessel kernel". *IEEE Transactions on Signal Processing*, 1994; 42(7): 1700-1707.
34. Hall L.T., Maple J.L., Agzarian J., Abbott D. "Sensor system for heart sound biomonitor". *Microelectronics Journal*, 2000; 31: 583-592.
35. Haguighi-Mood, A., Torry, J.N. "A Sub-Band Energy Tracking Algorithm for Heart Sound Segmentation". *Computers in Cardiology*, 1995; 22: 501-504.
36. Ito T, Teshima N, Takahashi H, Nagata N, Irie T, Nakajima K, et al. "Automated analysis of fetal heart rate change with its trendgram and fetal actocardiogram". Elsevier Science

- Publishers B.V. (Biomedical Division). Computers and perinatal medicine. K. Maeda et al, editors, 1990; 113-118.
37. Iwata, A., Ishii, N., Suzumura, N. "Algorithm for detecting the first and the second Heart sounds by spectral tracking". Medical and Biological Engineering and Computing, 1980; 18(1): 19-26.
  38. Jamous G., Durand LG, Langlois YE, Lanthier T, Pibarot P, Carioto S. « « Optimal time-window duration for computing time/frequency representations of normal phonocardiograms in dogs". Medical and Biological Engineering and Computing, 1992; 30: 503-508.
  39. Jansen, M., Malfait, M., Bultheel Adhemar. "Generalized cross validation for wavelet thresholding". Signal Processing, 1997; 56(1): 33-44.
  40. Jiménez González, A., Charleston Villalobos, S., Peña Castillo, MA., Aljama Corrales, AT., Ortiz Pedroza, MR. "Evaluación de la Transformada de Hilbert en señales Fonocardiográficas fetales para la generación de Cardiotacogramas". Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, 1999; XX(2): 47-56.
  41. Jiménez A, Ortiz MR, Peña MA, Charleston S, Aljama AT, González R. "The use of wavelet packets to improve de detection of cardiac sounds from the fetal Phonocardiogram". Computers in Cardiology, 1999; 26: 463-466.
  42. Jiménez A, Ortiz MR, Peña MA, Charleston S, Aljama AT, González R. "Performance of two adaptive subband filtering schemes for processing fetal phonocardiograms: influence of the wavelet and the level of decomposition". Computers in Cardiology, 2000; 27: 427-430.
  43. Jiménez A, Ortiz MR, Peña MA, Charleston S, Aljama AT, González R, Carrasco S. "Performance of a method to generate fetal cardiotachograms using fetal phonocardiography". Computers in Cardiology, 2001; 28: 453-456.
  44. Joo Tae H., McClellan James H., Foale Rodney A., Myers Gordon S., Lees Robert S. "Pole-zero modeling and classification of Phonocardiograms". IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1983; 30(2): 110-118.
  45. Klapholz H. "Techniques of fetal heart rate monitoring". Seminars in Perinatology, 1978; 2 (2): 119-129.
  46. Karrakchou M, Kunt M. "From Continuous Wavelet Transform to Wavelet Packets: Application to the Estimation of Pulmonary Microvascular Pressure". In: Time Frequency and Wavelets in Biomedical Signal Processing", 1997. IEEE Press, 1997: 367-387.
  47. Kennedy RG. "Electronic fetal heart rate monitoring: retrospective reflections on a twentieth-century technology". Journal or the Royal Society of Medicine, 1998; 91: 244-250.

48. Kovács, F., Török, M. "An improved phonocardiographic method for fetal heart rate monitoring". Proceedings 20<sup>th</sup> Annual International Conference IEEE/EMBS, Hong Kong, pag. 1719-1722, Oct. 29-Nov. 1, 1998.
49. Kovács, F., Török M., Habermajer, I. "A rule-based phonocardiographic method for long-term fetal heart rate monitoring". IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2000; 47(1): 124-130.
50. Köymen, H., Altay, B.K., Ider, Y.Z. "A study of prosthetic heart valve sounds". IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1987; 34(11): 353-363.
51. Liang, H., Lukkarinen, S., Hartimo, I. "Heart sound segmentation algorithm based on heart sound envelopogram". Computers in Cardiology 1997; 24: 105-108.
52. Liang, H., Hartimo, L. "A heart sound feature extraction algorithm based on wavelet decomposition and reconstruction". Proceedings-20<sup>th</sup> Annual International Conference-IEEE/EMBS, Oct. 29-Nov. 1, 1998, Hong Kong.
53. Malcolm E. "Fetal electrocardiographic monitoring: past, present and future-a historical perspective". J. Perinat. Med., 1986; 14: 385-390.
54. Maple, J., Hall, L., Agzarian, J., Abbott, D. "Sensor system for heart sound biomonitor". Proc. SPIE Electronic and Structures for MEMS 3892, 1999: 99-109.
55. Martin C. "Physiological and clinical use of fetal heart rate variability". Clin. Perinat., 1982; 9:339-352.
56. Mathworks Inc., Wavelet Toolbox user's guide. 1996.
57. Messer S. R., Agzarian J., Abbot D. "Optimal wavelet denoising for smart bio-monitor systems". Reporte Técnico, Centre for Biomedical Engineering, Department of Eletrical and Electronic Engineering, Adelaide University, Australia. 2000.
58. Nagel, J. "New diagnostic and technical aspects of fetal phonocardiography". Eur. J. Obstet. Gynecol. Reprod. Biol., 1986; 23: 295-303.
59. Obaidat M.S. "Phonocardiogram signal analysis: techniques and performance comparison". Journal of Medical Engineering and Technology, 1993; 17(6): 221-227.
60. Oppenheim AV, Schafer RW. Discrete-time signal processing. Prentice Hall, 1989.
61. Ortiz MR. "Confiabilidad de la fonocardiografía en la determinación de la variabilidad de la frecuencia cardíaca fetal por análisis espectral y temporal". Tesis de Maestría, Maestría en Ingeniería Biomédica. Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa, México, 1997.
62. Ortiz-Pedroza, R., González-Camarena, R., Peña-Castillo, M.A., Carrasco-Sosa, S., Vargas-García, C., Gaitán-González, M.J. "Variabilidad de la frecuencia cardíaca fetal por

- fonocardiografía". Reunión Anual Reglamentaria de la Asociación de Investigación Pediátrica, A.C., Diciembre 5-6 de 1997, Oaxtepec, Morelos. Pag. 105-120.
63. Peña C,M; González C, R; Aljama C, T; Carrasco S, S; Ortiz P, R; Vargas G, C; Valencia G. "Método automatizado para la medición del ciclo cardiaco fetal por fonocardiografía". *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 1994; XV(2): 64-74.
  64. Proakis JG, Manolakis DG. *Digital Signal Processing: Principles, Algorithms, and Applications*. Third Edition, Prentice Hall, 1996.
  65. Richter Marcus, Schreiber Thomas, Kaplan Daniel T. "Fetal ECG extraction with nonlinear state-space projections". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1998; 45(1): 133-137.
  66. Semmlow J, Welkowitz W, Kostis J, Mackenzie JW. "Coronary Artery Disease-Correlates Between Diastolic Auditory Characteristics and Coronary Artery Stenoses". *IEEE Trans. Biom. Eng.*, 1983; 30 (2): 136-139.
  67. Strang G, Nguyen T. *Wavelets and Filter Banks*. Wellesley-Cambridge Press, 1996.
  68. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. "Heart Rate Variability: Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use". *Circulation*, 1996; 93: 1043-1065.
  69. Tovar-Corona, B., Torrey J.N. "Graphical representation of Heart sounds and murmurs". *Computers in Cardiology*, 1997; 24: 101-104.
  70. Van Woerden EE, van Geijn HP, Caron FJM, Mantel R. "Spectral analysis of fetal heart rate rhythm in relation to fetal regular mouthing". *Int. J. Biomed. Comput.*, 1990; 25: 253-260.
  71. Van Geijn HP. *Developments in CTG analysis*. Bailliér and Gynecology, 1996.
  72. Witte, H., Eiselt, M. Patakova, I., Petranek, S., Griessbach, G., Krajca, V., Rother, M. "Use of discrete Hilbert tranformation for automatic spike mapping: a methodological investigation". *Medical and Biological Engineering and Computing*, 1991; 29:242-248.
  73. Witte, H., Rother, M., Griessbach, G., Eiselt, M. "Using discrete Hilbert transformation for interval-related calculation of the respiration rate in neonates". *Medical and Biological Engineering and Computing*, 1991; 29:249-253.
  74. Wood, J.C., Barry, D.T. "Quantification of first heart sound frequency dynamics across the human chest wall". *Medical and Biological Engineering and Computing*, 1994; 32: S71-S78.
  75. Wood JC, Barry DT. "Time-frequency analysis of the first heart sound". *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 1995; March-April: 144-151.

76. Zarzoso, V., Millet-Roing, J., Nandi, AK. "Fetal ECG extraction from maternal skin electrodes using blind source separation and adaptive noise cancellation techniques". *Computers in Cardiology*, 2000; 27: 431-434.
77. Zhang X, Durand LG, Senhadji L, Lee HC, Coatrieux JL. "Analysis-synthesis of the Phonocardiogram on the Matching Pursuit Method". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1998; 45(8): 962-971.
78. Zhang X, Durand LG, Senhadji L, Lee HC, Coatrieux JL. "Time-frequency scaling transformation of the Phonocardiogram based of the Matching Pursuit Method". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1998; 45(8): 972-979.
79. Zuckerwar Allan J., Pretlow Robert A., Stoughton John W., Baker Donald A. "Development of a piezopolymer pressure sensor for a portable fetal heart rate monitor". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1993; 40(9): 963-969.

---

## APÉNDICES

---

- APÉNDICE A.*** Procedimiento para creación de señales Fonocardiográficas fetales simuladas.
- APÉNDICE B.*** Procedimiento para detección aproximada de cada sonido cardiaco.
- APÉNDICE C.*** Procedimiento para evaluación del desempeño de la Técnica de Información Mutua.
- APÉNDICE D.*** Procedimiento para selección de la mejor envolvente para extracción de referencias temporales.
- APÉNDICE E.*** Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles.
- APÉNDICE F.*** Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro.
- APÉNDICE G.*** Resultados completos de aplicar el método propuesto en FCGs fetales.
- APÉNDICE H.*** Diagramas de flujo de los programas realizados.
-



***Apéndice A: Procedimiento para creación de señales Fonocardiográficas fetales simuladas.***

---

Como se mencionó en la sección 4.2, en la evaluación de la metodología propuesta se utilizaron cuatro señales Fonocardiográficas fetales simuladas con diferente relación señal a ruido (S/R) cuyas posiciones de los sonidos cardiacos S1 y S2 eran bien conocidas. Estas simulaciones fueron de gran utilidad ya que permitieron la búsqueda y selección de los mejores parámetros a utilizar en el procesamiento de los Fonocardiogramas (FCG) además de evaluar el desempeño del método ante los cambios en la S/R.

***A.1. Metodología***

Para simular las señales Fonocardiográficas se utilizaron sonidos cardiacos extraídos de 5 señales fetales adquiridas en las que se apreciaba claramente al menos uno de ellos. Cada señal adquirida fue estudiada con el fin de estimar sus características de ancho de banda y S/R lo que generó como resultado anchos de banda entre 50 Hz y 350 Hz, y una S/R entre 12 dB y 16 dB. El contenido en frecuencia se obtuvo por medio de la FFT a una resolución de 512 puntos y la S/R por medio de la expresión A.1:

$$S/R = 10 * \log \left( \frac{\sigma_{s+r}^2}{\sigma_r^2} \right), \dots\dots\dots A.1$$

Donde:

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

$\sigma_r^2$ : varianza estimada del ruido entre los primeros 10 sonidos cardiacos (5 latidos).

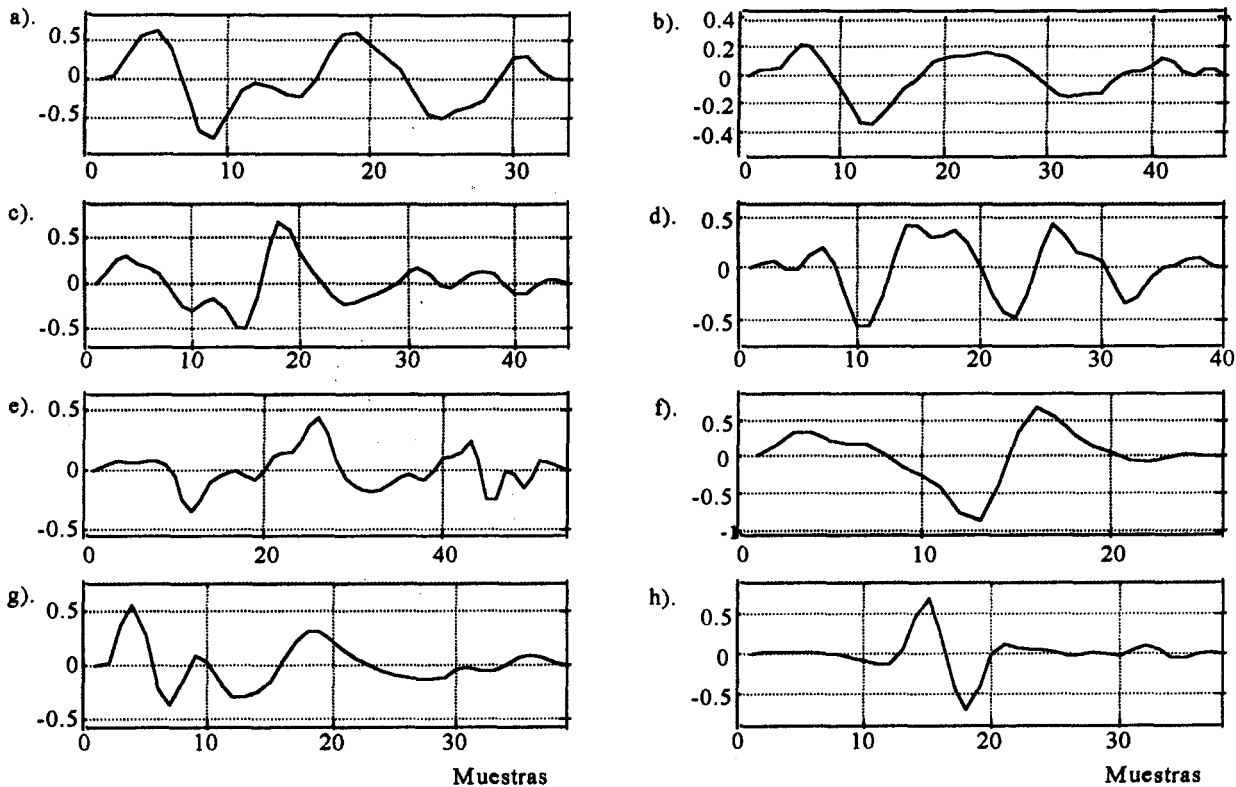
La simulación del FCGf requirió de algunos sonidos cardiacos fetales (S1 y S2) extraídos de 5 de las señales adquiridas descritas en la sección 4.1<sup>1</sup>, y las posiciones del complejo QRS fetal [Echeverría et al, 1998] en el ECGa asociado a una de ellas. Para ello se obtuvo un sonido cardiaco promedio para S1 y para S2, esto dio un total de 8 sonidos cardiacos promedio ya que en dos registros no fue posible distinguir S1. Para asegurar que el sonido cardiaco obtenido fuese representativo, fue necesario buscar aquel cuyas características morfológicas se mantuvieran durante todo el registro, por ello cada registro fue dividido en ciclos cardiacos y cada ciclo cardiaco fue seleccionado con ayuda de las posiciones del QRS fetal asociado menos 50 ms para garantizar que contuviera S1 y S2. Una vez separados los ciclos, en cada uno de ellos se seleccionó manualmente un patrón de S1 y se obtuvo la correlación entre ese patrón y los ciclos restantes (415±18 ciclos por registro), esto permitió detectar los ciclos en que la correlación superaba el 80 %. En el mejor de los casos se obtuvieron 117 ciclos y en el peor 81. Finalmente, utilizando como alineación el valor de correlación máximo entre los ciclos detectados y el patrón, así como el número de muestras del patrón, se aislaron los S1 de cada ciclo y se promediaron para obtener un sonido cardiaco fetal promedio de S1 [Cloutier et al, 1987b]. El mismo procedimiento se aplicó para obtener el sonido promedio de S2, y el número de ciclos que cumplió con valores de correlación superiores al 80 % fue de 252 en el mejor de los casos y de 76 en el peor. Es importante mencionar que ambos sonidos se obtuvieron en forma separada para

---

<sup>1</sup> Las cinco señales seleccionadas fueron elegidas de entre el grupo de señales fetales adquiridas utilizando dos criterios: el primero de ellos fue la S/R y se seleccionaron las cinco señales con la más alta S/R; el segundo criterio buscó que en cada registro se visualizará al menos uno de los sonidos cardiacos (S1 o S2).

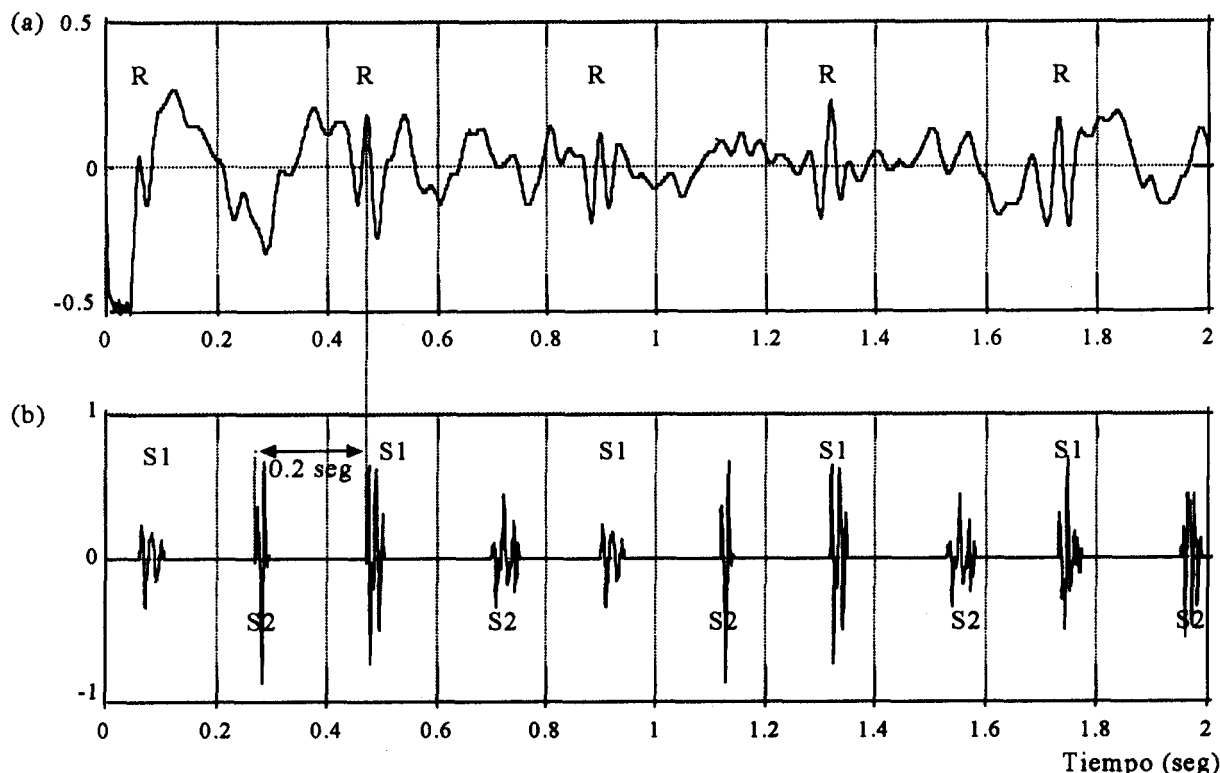
evitar que la variabilidad existente entre el tiempo S1-S2 alterara el resultado de la correlación. Este proceso estuvo a cargo de la función MEJORS (ver Apéndice H).

Después de aplicar este procedimiento y obtener 3 sonidos cardiacos promedio de S1 y 5 de S2, aseguramos que cada uno de ellos comenzara y terminara en cero para la simulación del FCGf. La figura A.1 muestra los tres sonidos S1 y los cinco sonidos S2 promedio finalmente obtenidos:



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

Una vez obtenidos los sonidos S1 y S2 promedio, y usando como referencia el vector de posiciones de las ondas R fetales de una de las señales de ECGa se insertó cada sonido aleatoriamente, esto significa que en la posición de la onda R fetal se insertaba uno de los tres S1 y 200 ms antes de la siguiente onda R fetal se insertaba algún S2 (para este trabajo no existió el interés de estudiar la variabilidad entre el tiempo de la onda R fetal y la generación de S1, por ello S1 se insertó exactamente en la posición de la onda R fetal). Simultáneamente se guardaron las posiciones exactas de inicio y fin de cada sonido insertado para posteriormente usar este "vector de posiciones" como referencia al evaluar la precisión en las envolventes obtenidas. El proceso de inserción se realizó hasta alcanzar un total de 150 ciclos, equivalentes a un tiempo de registro de 1 minuto en las señales descritas en la sección 4.1 y estuvo a cargo de la función SIMFCG (ver Apéndice H). La figura A.2 muestra dos segundos de la señal de FCGf simulada por el procedimiento anterior (a partir de este momento nos referiremos a la señal de FCGf simulada como FCGf).



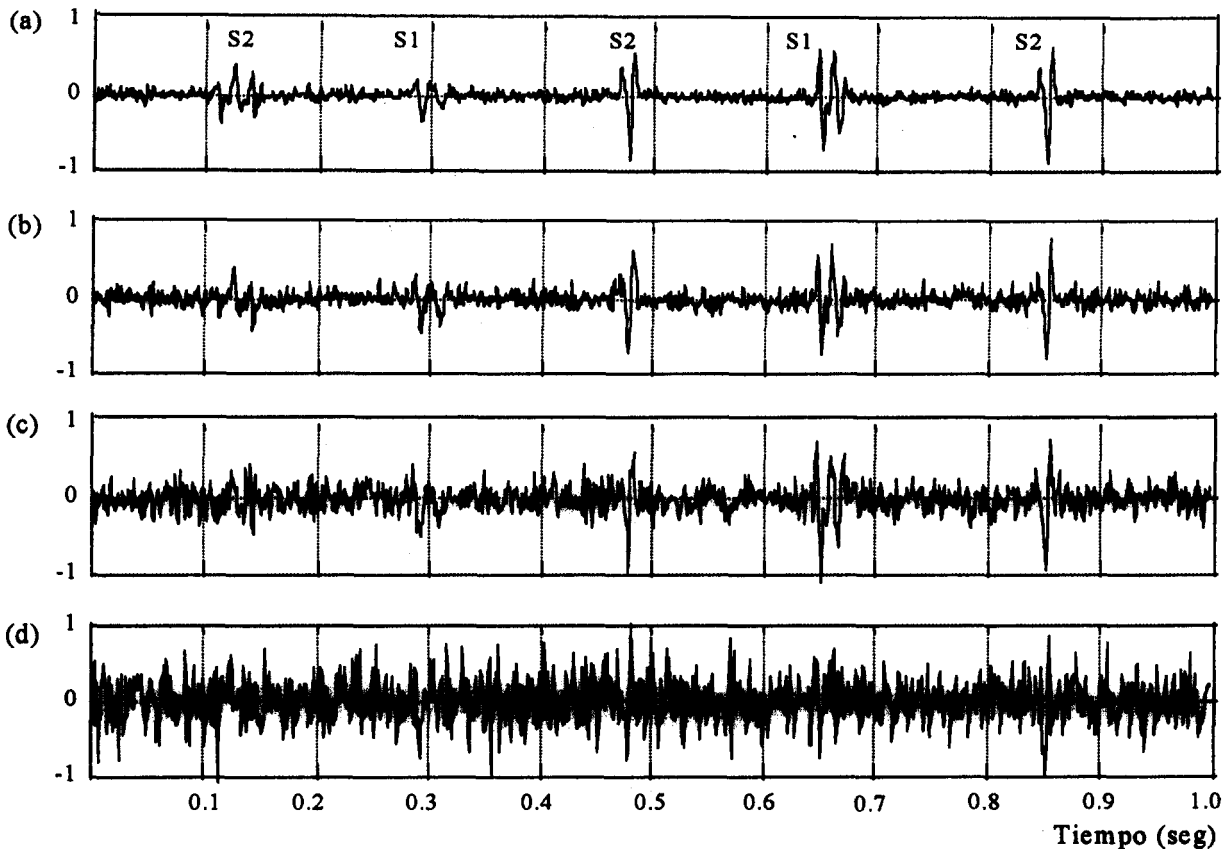
**Figura A.2.** Señal de FCGf simulada usando 3 sonidos promedio de S1 y 3 de S2. Para determinar el punto de inserción de cada sonido se usó la posición de la onda R fetal. (a) Electrocardiograma fetal, (b) FCGf simulado. El eje vertical representa la amplitud en volts.

Después de generar la señal de FCGf, fue necesario producir condiciones de S/R similares o menores a las encontradas en la sección 4.1, esto con el fin de evaluar la sensibilidad del método ante diferentes niveles de S/R y determinar los límites de confiabilidad del mismo. Por ello se procedió a contaminar al FCGf con 4 diferentes niveles de ruido gaussiano aditivo con media cero y ancho de banda desde 1 a 400 Hz obteniendo una S/R equivalente a -8 dB, -3 dB, 2 dB y 7 dB en cada caso<sup>2</sup>. Esta S/R se calculó utilizando la expresión A.1 pero en este caso  $\sigma_{s+r}^2$  corresponde a la varianza del FCGf mostrado en la figura A.2b y  $\sigma_r^2$  corresponde a la varianza del ruido aditivo generado. La figura A.3 muestra un segmento de las 4 señales obtenidas.

#### A.2. Comentarios

La generación de este grupo de señales ha incrementado el banco de datos disponible para este trabajo y tiene como característica principal el conocimiento de las posiciones de inicio y final de cada sonido cardiaco. Otra característica importante de este grupo de datos está dada por las diferencias entre la S/R entre cada una de ellas, lo cual permitió evaluar la sensibilidad del método a los cambios en la S/R. Estos puntos resaltan las ventajas del empleo de un banco de

<sup>2</sup> Estos valores se propusieron para evaluar el desempeño del método en condiciones extremas de muy baja relación señal a ruido.



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

datos como el descrito en esta sección, sin embargo, es necesario mencionar que existen dos inconvenientes:

- En primer lugar, la inserción de S2 200 ms antes de la posición de la onda R fetal. Como puede observarse en la figura A.3, este criterio hace que S2 se encuentre más próximo al S1 del siguiente ciclo cardíaco que al S1 del ciclo al cual pertenece. A este respecto es necesario hacer un cambio en la metodología y hacer que S2 se inserte T ms después del S1 del ciclo cardíaco actual, y no T ms antes del S1 del ciclo cardíaco siguiente<sup>3</sup>. Dicho valor T deberá ser estimado utilizando valores obtenidos de señales adquiridas.
- En segundo lugar, como puede verse en la tabla 4.2, los niveles de ruido utilizados para contaminar el FCGf resultaron extremos, y aunque fueron importantes en la evaluación del desempeño del método, se sugiere utilizar valores mayores. Como puede observarse en la figura A.3, los incisos (c-d) muestran un FCGf en el cual no se distinguen con claridad los sonidos cardíacos S1 o S2, en consecuencia resulta difícil esperar que cualquier método sea capaz de extraer información relacionada con el mismo sin provocar

<sup>3</sup> Si tal fuera el caso no se debe olvidar el propósito de la simulación de los datos, ya que en la simulación actual se toma en cuenta la variabilidad entre pares de sonidos S1-S2 y con la modificación propuesta esta variabilidad desaparecería. Para propósitos de este trabajo cualquiera de las dos propuestas es válida ya que no se busca estudiar la variabilidad entre pares S1-S2 dentro del mismo ciclo cardíaco o entre ciclos cardíacos consecutivos.

*Apéndice A: Procedimiento para creación de señales Fonocardiográficas fetales simuladas*

alteraciones importantes sobre la morfología de los sonidos cardiacos. Por este motivo para simulaciones posteriores resulta recomendable utilizar rangos superiores a 2 dB ya que las evaluaciones realizadas mostraron que el método no es capaz de contender con niveles de S/R -8 y -3 dB (ver Apéndices C y D).

***Apéndice B: Procedimiento para detección aproximada de cada sonido cardiaco.***

---

El método de procesamiento del Fonocardiograma fetal (FCGf) descrito en el capítulo 4 plantea el uso de algunas referencias temporales aproximadas (inicio de S1 en la sección 4.2.1 y máximos absolutos de los sonidos cardiacos en la sección 4.2.2 e inicio y fin de cada sonido en la sección 4.3.2) para el desarrollo de las etapas de preprocesamiento y extracción de las referencias temporales finales que se emplean para generar los CTGs. Durante las primeras etapas de implementación de dicha metodología estas “referencias aproximadas” eran obtenidas manualmente por parte del usuario. Este proceso requería supervisión constante del algoritmo e incrementaba considerablemente el tiempo de procesamiento volviendo en ocasiones tediosa la extracción de las referencias temporales que se utilizarían finalmente para la generación de los CTGs. Para evitar esta problemática se pensó en realizar una primera aunque gruesa detección de tales referencias y utilizarlas a lo largo del proceso como ayuda para la detección de las referencias finales de los sonidos cardiacos, esta “detección gruesa” se aplicó previa a la metodología descrita en el capítulo 4 y su descripción detallada se realiza en las siguientes secciones.

***B.1. Metodología***

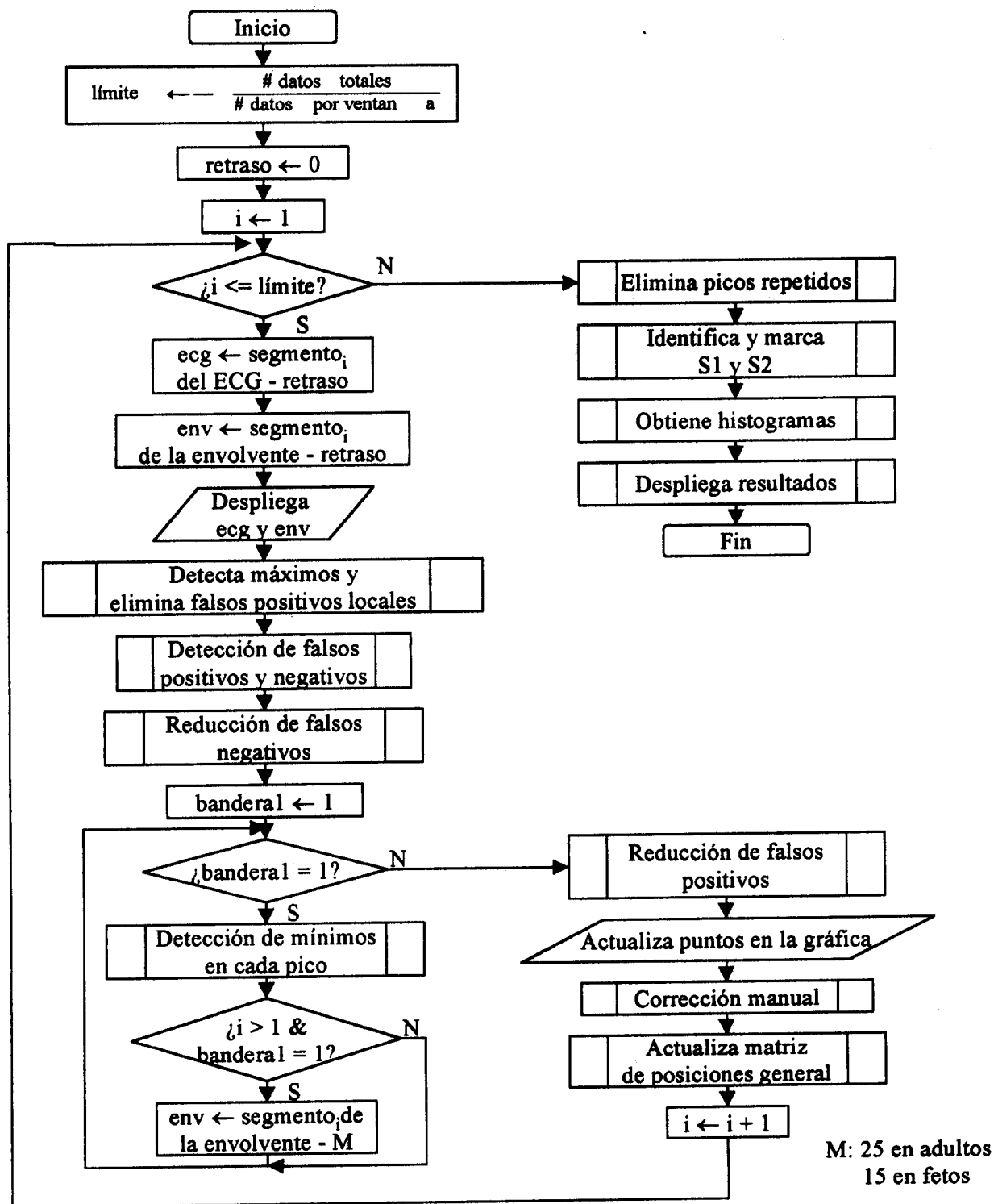
A continuación se describe la metodología seguida para la extracción gruesa de referencias temporales asociadas a los sonidos cardiacos siguiendo la propuesta de Liang et al [Liang et al, 1997]. Para llevar a cabo este proceso se utiliza la envolvente suavizada del FCG y en ella se aplica el proceso de la figura B.1. Este proceso se divide en 5 etapas, en la primera se realiza una detección de picos por umbral y eliminación de falsos positivos locales, en la segunda se detectan los falsos positivos y los falsos negativos. El tercer paso comprende la reducción de los falsos negativos utilizando criterios de umbral y tiempo; el cuarto paso está directamente involucrado con la reducción de los falsos positivos y para ello utiliza criterios de amplitud y tiempo, incluso toma en cuenta la duración de la envolvente de cada sonido cardiaco, por lo cual hace uso de una etapa de detección aproximada de los inicios y finales de cada sonido cardiaco. Identificados los falsos positivos se procede a eliminarlos y se le da al usuario la opción de realizar manualmente las correcciones que considere pertinentes para eliminar completamente los errores de detección del algoritmo propuesto, entonces el proceso termina y se obtiene un grupo de referencias aproximadas de cada sonido cardiaco que serán utilizadas en las etapas importantes de este trabajo, el preprocesamiento y procesamiento del FCG para la extracción de referencias temporales confiables.

***B.1.1. Detección de picos asociados a cada sonido cardiaco***

Siempre que se piensa en la generación de un CTGf, ya sea a partir de la posición de la onda R fetal [Echeverría, 1998], [Zarzoso, 2000], [Richter, 1998], o de alguna referencia temporal de la envolvente del FCGf [Peña, 1994], [Ortiz, 1997], [Kovács, 1998], es necesario tener en cuenta la necesidad de un algoritmo detector de picos que reduzca al máximo la participación del usuario y la cantidad de errores de detección. Este algoritmo debe definir con la mayor exactitud posible la posición de la onda R fetal en el caso del ECGa, o la posición de los sonidos cardiacos pertenecientes al FCG (adultos [Liang, 1997], fetos [Kovács, 1998], [Kovács, 2000]). Cabe aclarar que en este trabajo no se buscaba la generación de un algoritmo óptimo para detección de los picos en la envolvente del FCGf en forma automatizada. Sin embargo, dada la

*Apéndice B: Procedimiento para detección aproximada de cada sonido cardiaco*

necesidad de contar con uno, se propuso el algoritmo semiautomatizado PICOSF que se describe a continuación:



**Figura B.1.** Diagrama de flujo de la metodología aplicada para la extracción de referencias temporales auxiliares asociadas a los sonidos cardiacos.

## *Apéndice B: Procedimiento para detección aproximada de cada sonido cardiaco*

El algoritmo requiere tres parámetros o datos de entrada, el primero de ellos es la envolvente del FCGf en la cual detectará los picos asociados a cada sonido cardiaco, el segundo es una señal de referencia que puede ser el ECGf o el FCGf (que será de ayuda en caso de corrección manual), y el tercero es el número de puntos que se desean procesar en cada sección o ventana.

Con esta información el algoritmo determina el número de datos en la envolvente de la señal y calcula el número total de ventanas a procesar (límite). Después inicializa la variable de control de un ciclo y determina si se ha alcanzado el total de ventanas a procesar, si la respuesta es verdadera el programa llega a su fin; en caso contrario despliega la primera sección de la señal de referencia, obtiene la primer sección de la envolvente y la envía a la función que se encarga de hacer la primera detección de picos MAXSUAVF (ver Apéndice H).

### *B.1.2. Detección y eliminación de falsos positivos locales*

El primer paso a realizar por la función MAXSUAVF, es establecer una ventana de rechazo<sup>1</sup> para discriminar entre varios picos que puedan pertenecer al mismo sonido cardiaco y que llamaremos falsos positivos locales (FPL)<sup>2</sup>. A continuación se calcula un umbral estadístico utilizando N veces<sup>3</sup> el valor medio del segmento de la envolvente recibida en esa iteración y se detectan todos los picos que superan este umbral. Las posiciones y amplitudes de los picos detectados se almacenan en una matriz temporal de "picos candidatos" cuyo análisis permite identificar y eliminar aquellos picos que se considera forman parte del mismo pico en la envolvente, es decir los FPL. Para identificar estos FPL, la función comienza tomando el par de picos candidatos 1 y 2, calcula la distancia entre ellos, si la distancia está dentro de la ventana de rechazo, entonces determina cuál de los dos picos tiene menor amplitud y le pone una marca indicando que es un FPL. A continuación forma un nuevo par con los picos candidatos 2 y 3 repitiendo el procedimiento hasta revisar todo el vector de picos candidatos. Una vez que se han identificado y marcado los FPL, la función procede a eliminarlos de la matriz de picos candidatos utilizando la función ELIMINAF. Como su nombre lo indica, la función ELIMINAF elimina los renglones y columnas que el usuario le indique de cualquier matriz. En este caso la matriz contiene los picos candidatos y los renglones a eliminar serán aquellos que corresponden a los picos marcados como FPL. Cuando ELIMINAF termina y devuelve el control a MAXSUAVF, la matriz actual posee picos sin FPL y el siguiente paso es desplegar el segmento recibido de la envolvente, marcar los picos contenidos en la matriz actual con asteriscos y regresar el control a la función principal PICOSF para continuar el proceso. La figura B.2 muestra el resultado de este proceso.

### *B.1.3. Detección de posibles falsos positivos y falsos negativos*

Cuando hablamos de falsos positivos (FP) y falsos negativos (FN), nos referimos a aquellos picos que no han sido detectados correctamente por MAXSUAVF. De hecho, los FP y

<sup>1</sup> De acuerdo a las pruebas con los registros disponibles se utilizó una ventana de 38 puntos para los sonidos fetales y una de 75 puntos para los sonidos en adultos, que aunque es un poco mayor a lo establecido por Liang et al (quien usó 50 ms considerando que el desdoblamiento valvular de un sonido cardiaco normal no supera este intervalo), [Liang, 1997] dio buenos resultados en los bancos de datos utilizados.

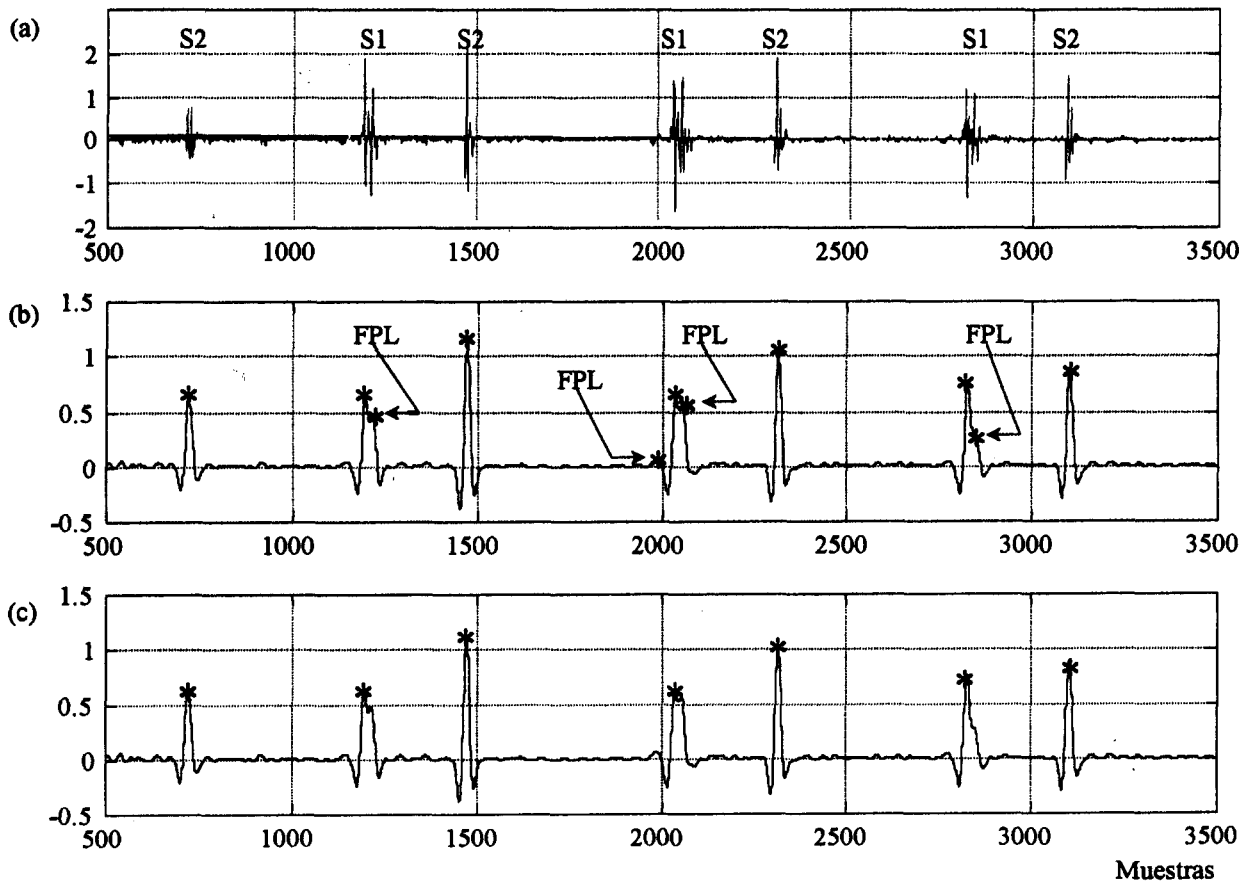
<sup>2</sup> De acuerdo a la experiencia obtenida en este trabajo, estos FPL suelen producirse por dos causas, la primera de ellas es la presencia de desdoblamiento valvular en los sonidos cardiacos y la segunda es la presencia de artefactos que coinciden con la generación de algún sonido cardiaco.

<sup>3</sup> Al igual que en el caso de la longitud de la ventana de rechazo, el valor de N fue obtenido experimentalmente con los mejores resultados para N= 1.5 en registros en adultos y N= 1.2 para registros en fetos.



## Apéndice B: Procedimiento para detección aproximada de cada sonido cardiaco

los FN son casos extremos en un proceso de detección de picos. Los FP se generan cuando cualquier evento ajeno al funcionamiento cardiovascular produce una señal que estimula el micrófono y puede ser desde la caída de un objeto hasta el sonido producido por los intestinos del paciente. El principal problema con los FP es que tienen una amplitud que supera el umbral de detección provocando que el detector de picos los considere “picos candidatos”, y por la distancia de los sonidos cardiacos a la cual se pueden presentar (en cualquier instante), no necesariamente son FPL. Por su parte, los FN son aquellos picos cuya amplitud es tan pequeña que no superan el umbral y quedan fuera de la selección de “picos candidatos”. En ambos casos es necesario realizar un proceso de corrección para después eliminar los FP y recuperar los FN. El proceso seguido se explica a continuación:



**Figura B.2.** Detección y eliminación de falsos positivos locales (FPL) en la ventana actual. (a) FCG adquirido, (b) Envoltura suavizada y primer resultado de la detección de picos conteniendo FPL, (c) Picos corregidos. El eje vertical representa amplitud en volts.

Después de que MAXSUAVF termina y devuelve el control a la función PICOSF, ésta invoca a la función que se ocupará de detectar y marcar los FP y los FN en la matriz de posiciones actual, esta función se llama S\_SF (ver Apéndice H), y su funcionamiento es el siguiente:

Cuando S\_SF comienza, toma la matriz de posiciones actual y calcula la distancia del pico 1 al pico 2, del pico 2 al pico 3 y así sucesivamente hasta recorrer todos los elementos (de la

ventana actual), de esta manera crea un vector de distancias entre picos consecutivos cuya estadística será utilizada para establecer dos intervalos de búsqueda. El primer intervalo o intervalo superior, corresponde a la máxima distancia permitida entre picos consecutivos, y es utilizado para detectar FN, ya que se considera que una distancia mayor al intervalo superior es señal de al menos un pico perdido. Este intervalo superior se calcula con la suma del valor medio de las distancias entre picos consecutivos más 3 veces la desviación estándar de dichas distancias. El segundo intervalo o intervalo inferior, corresponde a la mínima distancia permitida entre picos consecutivos, y es utilizado para detectar FP, ya que se considera que una distancia menor al intervalo inferior indica al menos un FP. Este intervalo inferior se calcula restando 3 desviaciones estándar del valor medio de las distancias entre picos consecutivos (no se olvide que se está procesando un segmento de la envolvente). Este proceso justifica la necesidad de reducir la existencia de FPL que producirían alteraciones significativas en la estadística de la distancia entre picos y en consecuencia en el cálculo de los intervalos de búsqueda.

Una vez que se han calculado los intervalos de búsqueda permitidos, la función S\_SF procede a analizar cada una de las distancias almacenadas en el vector de distancias. Toma el primer elemento del vector y lo compara con el intervalo inferior, si la distancia es menor a este intervalo (hay un FP), marca los dos picos que generaron esta distancia (1 y 2 en este caso), ya que asume que uno de ellos es un pico erróneo. Después compara la distancia con el intervalo superior, si la distancia es mayor a este intervalo (hay un FN), marca los dos picos que generaron esta distancia (1 y 2 en este caso) indicando que existe al menos un FN entre esos dos picos. La función repite el proceso para el siguiente elemento del vector de distancias (y los correspondientes picos 2 y 3), y así sucesivamente hasta que lo ha revisado por completo regresando entonces el control a la función que lo invocó, PICOSF. De esta manera se obtiene una matriz de posiciones cuyos posibles FP tienen una marca, y los picos entre los cuales puede haber FN otra.

#### *B.1.4. Recuperación de picos perdidos (reducción de FN)*

Como una primera aproximación a un algoritmo para reducir la cantidad de FN, se creó la función FN2F (ver Apéndice H). Esta función es llamada desde PICOSF y recibe la matriz de posiciones con los posibles FP y FN marcados, así como el segmento de la envolvente que se procesa en ese momento. La función hace lo siguiente:

1. Al recibir la matriz de posiciones, primero busca todos los picos con la etiqueta correspondiente a FN, en caso de no existir ningún pico con esta etiqueta se inhabilita la función y se marcan en la gráfica de la envolvente los picos actuales, la función termina y devuelve el control a PICOSF. En caso de existir picos marcados como FN<sup>4</sup> (ver figura B.3 (a)), se activa una bandera que indica la existencia de picos perdidos y da inicio a un ciclo que para cada par de picos marcados como FN busca en forma iterativa los posibles picos perdidos entre ese par de picos.
2. Inicializa un "contador máximo" que tendrá la función de limitar el número de iteraciones a realizar. Si por algún motivo se alcanza el límite de iteraciones permitido, el algoritmo supone que no hay picos perdidos o que no es posible recuperarlos por esta función. Se utilizó un límite máximo de 9 iteraciones en todos los registros.
3. Corta una sub-sección de la envolvente en proceso cuyos límites son los dos primeros picos marcados como FN (FN1 y FN2) y establece el primer umbral de búsqueda utilizando la

<sup>4</sup> Hay que recordar que "marcados como FN" no significa que esos picos sean FN sino que entre ellos puede existir al menos un pico perdido o FN.

- amplitud del menor de los picos FN1 y FN2. De esta manera obtiene el segmento de la envolvente donde buscará un pico perdido y el primer umbral a usar. Figura B.3 (b).
4. Habilita y da inicio al proceso iterativo que como primer paso reduce el umbral en un 10 % del valor anterior, busca todos los picos que superen ese umbral y los cuenta. Si el número de picos encontrados es mayor que dos<sup>5</sup>, elimina los valores extremos (que corresponden a FN1 y FN2) e inhabilita el proceso iterativo porque considera que ha encontrado el pico perdido. En caso contrario, incrementa el "contador máximo" en uno. A continuación la función determina si se ha alcanzado el número máximo de iteraciones permitido, si la respuesta es negativa entonces repite la detección de picos con el nuevo umbral, los cuenta y continua el proceso iterativo hasta que se presenta uno de dos eventos, que se alcance el límite de iteraciones permitidas (ver figura B.3 (c)), o que se encuentre el pico perdido (ver figuras B.3 (e) y B.3 (g)). Si se llega a alcanzar el número máximo de iteraciones permitidas sin encontrar un pico, se asume que no es posible recuperar el pico perdido, se inhabilita el proceso iterativo y se almacenan las posiciones de los picos FN1 y FN2 en un vector de excepciones para evitar que la función trate de buscar nuevamente entre ese par y caiga en un ciclo infinito.
  5. Una vez que se termina el proceso iterativo, se cuenta la cantidad de picos recuperados entre FN1 y FN2. Si esta cantidad es diferente de cero, se intercalan los nuevos picos en la matriz de posiciones actualizando su contenido con ayuda de la función INTERCAL<sup>6</sup>.
  6. El siguiente paso es llamar a la función S\_SF para que realice una nueva detección de FN y FP pero utilizando ahora la matriz de posiciones actualizada. Al terminar S\_SF se recupera la matriz con los FP y FN marcados, se detectan los picos marcados como FN, pero antes de regresar al paso 1 se buscan los nuevos FN en el vector de excepciones. Si hay coincidencia entre pares de picos de la matriz de posiciones actual con pares de picos en el vector de excepciones, se procede a eliminar las marcas de FN de esos picos en la matriz de posiciones actual porque en el paso 4 se determinó que no era posible recuperar nada entre ellos. Hecho esto se regresa al paso 1, se repite el conteo de FN en la matriz de posiciones actual (que ahora no tendrá picos entre los que se haya buscado previamente), si es diferente de cero el proceso continúa (ver figura B.3 (d)), en caso contrario se da fin a la función indicando que terminó el proceso de detección en ese segmento de la envolvente y que se han recuperado todos los picos posibles.
  7. Antes de devolver el control a PICOSF, marca con asteriscos los picos contenidos en la matriz de posiciones final para que el usuario pueda ver el resultado de la detección. Ver figura B.3 (g).

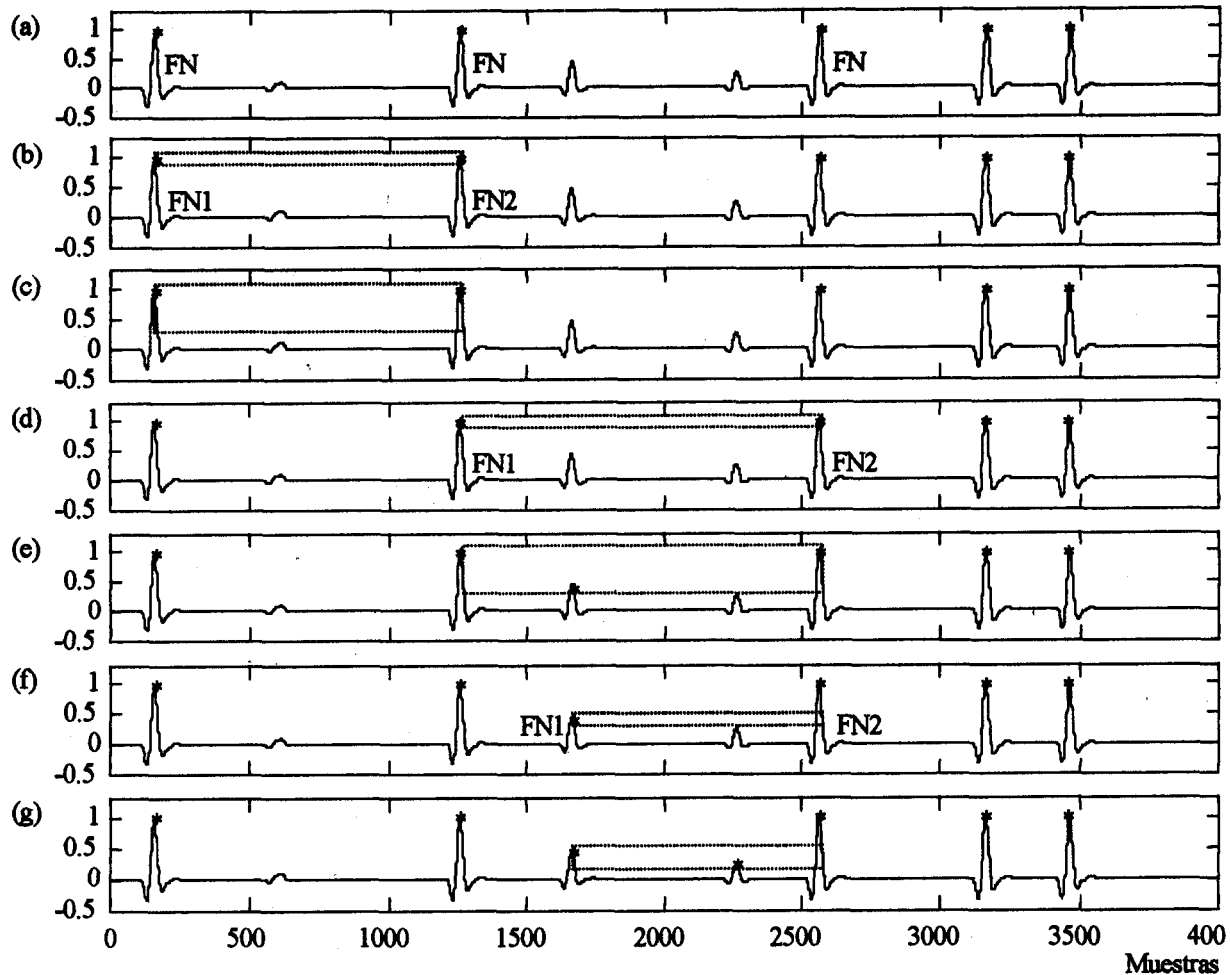
El proceso descrito anteriormente es equivalente a pensar en una ventana de búsqueda de FN que cada vez que ejecuta el paso 1 cambia de lugar y cuya longitud está definida por dos picos cuya distancia hace suponer que existe un pico perdido entre ellos. Dicha ventana nunca se coloca en el mismo par de picos y cada vez que se mueve hacia el siguiente par a la derecha, tiene la habilidad de modificar su ancho mediante cambios en el umbral de búsqueda y decidir si le es posible recuperar un pico o no.

<sup>5</sup> Es importante tomar en cuenta que dos de los picos que se detectarán corresponderán a los picos entre los cuales se encuentra el FN, y no deben ser tomados en cuenta.

<sup>6</sup> Esta función sólo agrupa dos matrices y ordena sus datos en orden ascendente considerando el contenido de la columna 1 que corresponde a las posiciones de los picos. Dada su sencillez no se consideró necesario ampliar la explicación de su funcionamiento.

## Apéndice B: Procedimiento para detección aproximada de cada sonido cardiaco

Como puede verse esta función realiza una serie de tareas en forma repetitiva que a primera vista podrían llevar al lector a pensar que se pierde demasiado tiempo ya que se podría buscar entre cada par de picos marcados como FN en una sola vuelta. Sin embargo, podría darse el caso de que hubiese más de un pico perdido (figura B.3 (d)) con amplitudes diferentes entre un par marcado como FN y entonces el algoritmo podría pasarlo por alto y dejarlo fuera de la detección. En cambio, de la forma en que se plantea aquí, con cada pico recuperado se actualizan los intervalos permitidos en FN, se buscan nuevos FN y se incrementa la probabilidad de una detección correcta.



**Figura B.3.** Ejemplo teórico del proceso automático de recuperación de picos perdidos o reducción de FN. (a) Picos detectados por MAXSUAVF (\*) e identificación de picos entre los que pueden existir FN por S\_SF. (b) Segmento elegido en la envolvente y cálculo del primer umbral. (c) Después de 9 iteraciones no es posible recuperar el pico así que FN1 y FN2 se integran a un vector de excepciones. (d) Se repite el proceso de recuperación en el siguiente par de picos FN, corta el nuevo segmento de la envolvente y establece el nuevo umbral. (e) Después de algunas iteraciones detecta un pico perdido (\*) y actualiza la matriz de posiciones con él. (f) Nueva detección de FN, corta un nuevo segmento de la envolvente y calcula el nuevo umbral. (g) Después de algunas iteraciones detecta otro pico perdido, busca otros FN y al no encontrarlos termina. El pico perdido (no detectado automáticamente) deberá ser recuperado manualmente. El eje vertical representa amplitud en volts.

## *Apéndice B: Procedimiento para detección aproximada de cada sonido cardiaco*

### *B.1.5. Detección de los mínimos de cada pico*

Cuando se ha finalizado la detección y reducción de los FN, la matriz de posiciones actual puede poseer algunos picos marcados como FP que de llegar a ser aceptados como sonidos cardiacos producirían errores en la generación de los Cardiotacogramas. Este hecho da lugar al siguiente proceso, eliminar los FP. Sin embargo, el proceso de distinguir entre un pico "detectado correctamente" de uno "detectado incorrectamente" resulta complicado por las características de los FP que se mencionaron en la sección B.1.3. Esto significa que no sólo es necesario marcar algunos picos sospechosos como FP, también es necesario distinguir si tales picos se generaron por alguna causa externa al funcionamiento cardiovascular o si un cambio en la frecuencia cardiaca dio lugar a que el pico fuera considerado FP por su distancia a otro pico.

Tras la revisión de los trabajos de Baranek et al [Baranek, 1997], Liang et al [Liang, 1997], Kovács et al [Kovács, 2000], Peña et al [Peña, 1994] y Ortiz et al [Ortiz, 1997], donde una etapa del trabajo incluía la detección correcta de los picos asociados a las envolventes de los sonidos cardiacos tanto en adultos (Baranek y Liang) como en fetos, se encontró coincidencia en la utilización de criterios temporales relacionados principalmente con la distancia entre pares de picos o de un pico respecto al ECG [Baranek, 1997]. En este trabajo hemos considerado la duración de cada pico como un criterio extra para tratar de mejorar el proceso de discriminación de los FP. La razón por la cual se integró este criterio es que suponemos que aunque los eventos que producen los sonidos cardiacos no son periódicos, deben existir características del sistema que coloquen la duración de los mismos en cierto intervalo mientras que la duración de los ruidos externos estará en otro. Así, para medir la duración de cada pico detectado se creó la función P\_P4A (ver Apéndice H), que se encargaría de la detección de los mínimos de todos los picos encontrados (incluyendo los FP), y que era llamada desde PICOSF. Para poder hacer esto, y recordando que la señal se procesa por segmentos, es necesario garantizar que el primer pico de la sección de la envolvente en proceso esté completo, es decir, que tenga su mínimo izquierdo en la ventana de análisis. Para ello fue necesario que la función P\_P4A evaluara el segmento de la envolvente en proceso para decidir si el primer pico estaba completamente contenido en ese segmento o no. Si la respuesta era positiva, P\_P4A era habilitada para realizar la detección de los mínimos de cada pico. En caso contrario, se regresaba el control a la función PICOSF, se cortaba un nuevo segmento de la envolvente M puntos antes<sup>7</sup> y se llamaba de nuevo a P\_P4A para ver si el pico en cuestión ya se había completado, el proceso continuaba hasta que la función P\_P4A determinaba que el pico estaba completo. El funcionamiento de P\_P4A es el siguiente:

1. Inicializa dos banderas con valores que las desactivan, la primera (bandera1) sirve para indicar que el primer pico no está completo, da fin a P\_P4A y le indica a PICOSF que corte otro segmento en la envolvente con M puntos de retraso. La segunda bandera (bandera 2) sirve para indicar que el último pico no está completo y evitará que se intente procesarlo en la ventana actual pasándolo a la siguiente ventana con ayuda de un parámetro de retraso que se explica en el punto 7.
2. Determina si se está procesando la primer ventana de datos y si el primer pico está incompleto. Para ello toma la posición del máximo del pico 1 y le resta J puntos<sup>8</sup>, si el resultado es negativo, significa que el inicio está fuera de la ventana actual, así que elimina el primer pico de la matriz de posiciones ya que será imposible de completar.

<sup>7</sup> Se seleccionaron corrimientos de M puntos para evitar que de pronto apareciera un pico procesado en la ventana anterior o que fueran necesarias demasiadas evaluaciones para verificar si el pico ya estaba completo. El valor de M cambió de acuerdo al registro procesado, en adultos se utilizó M= 25 y en fetos M= 15.

<sup>8</sup> La selección de J se realizó acorde a los registros evaluados, en adultos se utilizó J= 175 puntos y en fetos J= 75 puntos.

3. Si se está procesando una ventana diferente a la primera, determina si el primer pico está incompleto, si la respuesta es positiva activa la bandera1 para dar fin a la función P\_P4A y regresar el control a PICOSF que corta otro segmento de la envolvente M puntos antes. En caso de que el primer pico esté completo en la ventana actual, actualiza el despliegue de la envolvente (último segmento cortado), y comienza un ciclo que corta sub-segmentos de la ventana actual conteniendo en cada caso un par de picos (figura B.4 (a)).
  4. El inicio del sub-segmento 1 corresponde al máximo del pico1 menos J puntos y el final al máximo del pico 2 más K puntos<sup>9</sup>. Si el final del sub-segmento no excede la longitud de la ventana (en el caso de trabajar con el penúltimo y último picos en la ventana), significa que ambos picos están completos y la bandera2 permanece desactivada. Esto permite que se corte el sub-segmento y se envíe a la función que buscará los mínimos en ese par de picos, UMBRAL1 (ver Apéndice H). En otro caso, si la bandera2 se activa, no habrá búsqueda de mínimos indicando que se evaluó el último par y se pasará al paso 6, caso 2.
  5. Cuando P\_P4A llama a UMBRAL1, debe enviarle el sub-segmento de la envolvente (conteniendo dos picos), y los máximos del par de picos en cuestión. La función UMBRAL1 comienza calculando el valor medio del sub-segmento y multiplicándolo por menos uno obteniendo así un umbral negativo, después multiplica el sub-segmento por menos uno también<sup>10</sup>. El siguiente paso habilita una búsqueda iterativa de la siguiente manera:
    - i. Se invoca a la función que se encarga de detectar los picos que superan el umbral (PKPICKER) en un vector temporal (figura B.4 (b)).
    - ii. Se analiza cada uno de los componentes del vector temporal y se buscan aquellos puntos cercanos a los máximos del par de picos en cuestión (uno a la izquierda y otro a la derecha de cada pico) recibidos por la función al ser invocada.
    - iii. Se determina si se han encontrado los 4 puntos de interés, si la respuesta es positiva se almacenan los puntos cercanos a los picos de interés que corresponden al inicio del pico 1, al final del pico1, al inicio del pico 2, al final del pico 2 y se devuelve el control a P\_P4A. En caso contrario se reduce el umbral 10 % y se repite el proceso desde el inciso (i). Este ciclo garantiza que el algoritmo será capaz de contender contra cambios repentinos en el nivel de corriente directa (CD) y que siempre podrá detectar los mínimos de un par de picos.
- La figura B.4 muestra un ejemplo de este proceso.
6. Cuando P\_P4A recupera el control tiene en su poder los mínimos del primer par de picos así que los marca en la envolvente para que el usuario pueda verlos y regresa para repetir los pasos 4 y 5, pero ahora el sub-segmento estará limitado por el máximo del pico 3 menos J puntos y el máximo del pico 4 más K puntos. Este ciclo se repetirá con el siguiente par de picos hasta que se hayan procesado todos los sub-segmentos siempre y cuando ambos picos estén completos (banderas 1 y 2 desactivadas). A este respecto es posible que se presente tres casos en la ejecución del ciclo que corta los sub-segmentos en P\_P4A:
  - CASO 1: Que el número de picos en la ventana actual sea par y el último par de picos esté completamente incluido en ella, entonces la bandera2 permanece desactivada y se buscan los mínimos.

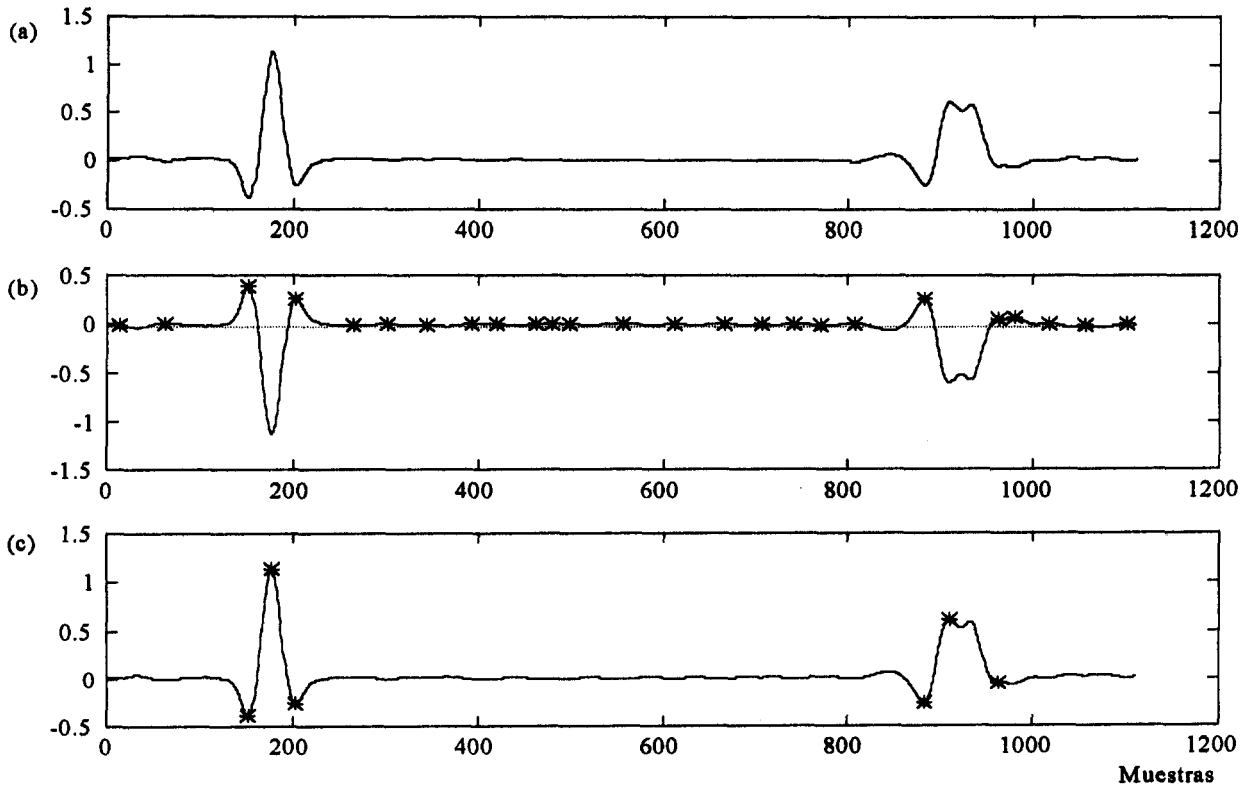
<sup>9</sup> La selección de K en adultos fue de 200 puntos y en fetos de 100 puntos de acuerdo a las observaciones en los registros analizados. Se usaron más puntos para el final que para el inicio teniendo en cuenta el decaimiento exponencial de sufren los sonidos cardiacos de acuerdo a Cloutier et al [Cloutier, 1987].

<sup>10</sup> La razón para hacer esto es que la función PKPICKER detecta los picos que superan cierto umbral, pero en este caso no se quiere detectar los picos por arriba del umbral sino los que están por debajo, es decir los mínimos; y al invertir la señal los que antes eran mínimos ahora son máximos.

### Apéndice B: Procedimiento para detección aproximada de cada sonido cardiaco

- CASO 2: Cuando el número de picos en la ventana actual es par pero el final del segundo pico del último par no está dentro de ella, entonces la bandera2 se activa y se excluye ese par de picos de la matriz de posiciones actual ya que no será procesado en la ventana actual.
- CASO 3: Cuando el número de picos en la ventana actual es impar, ya sea que el último pico esté completo o no, será excluido de la matriz de posiciones actual para ser procesado en la siguiente ventana junto con otro pico.

La figura B.5 muestra un ejemplo de estos casos.



**Figura B.4.** Detección de mínimos en las envolventes de los sonidos cardiacos. (a) Sub-segmento de la envolvente recibida por UMBRAL1. (b) Señal invertida, umbral calculado y picos que lo superan. (c) Señal recibida y puntos detectados finalmente (\*). El eje vertical representa amplitud en volts.

7. Idealmente se esperaría que las longitudes de las ventanas fueran iguales en cada iteración. Sin embargo, dada la posibilidad de caer en los casos 2 o 3 del paso 6, es necesario establecer un retraso que incluya esos picos en la siguiente ventana. Este retraso se calcula utilizando la distancia del último pico detectado al límite de la ventana actual. Por ejemplo, considere el caso de la figura B.5 cuya longitud de ventana (LV) estableció el usuario de 5000 puntos (estaríamos en el segmento 1 a 5000). En este caso el último máximo se detectó en la posición 4700 porque el siguiente pico no estaba completamente contenido en la ventana actual y debía ser considerado en la siguiente ventana, para ello se establece un retraso cuyo valor se determina por la expresión B.1:

*Apéndice B: Procedimiento para detección aproximada de cada sonido cardiaco*

$$\text{Retraso}_i = i * \text{LV} - \text{máximo-valor}, \dots\dots\dots \text{B.1}$$

Donde:

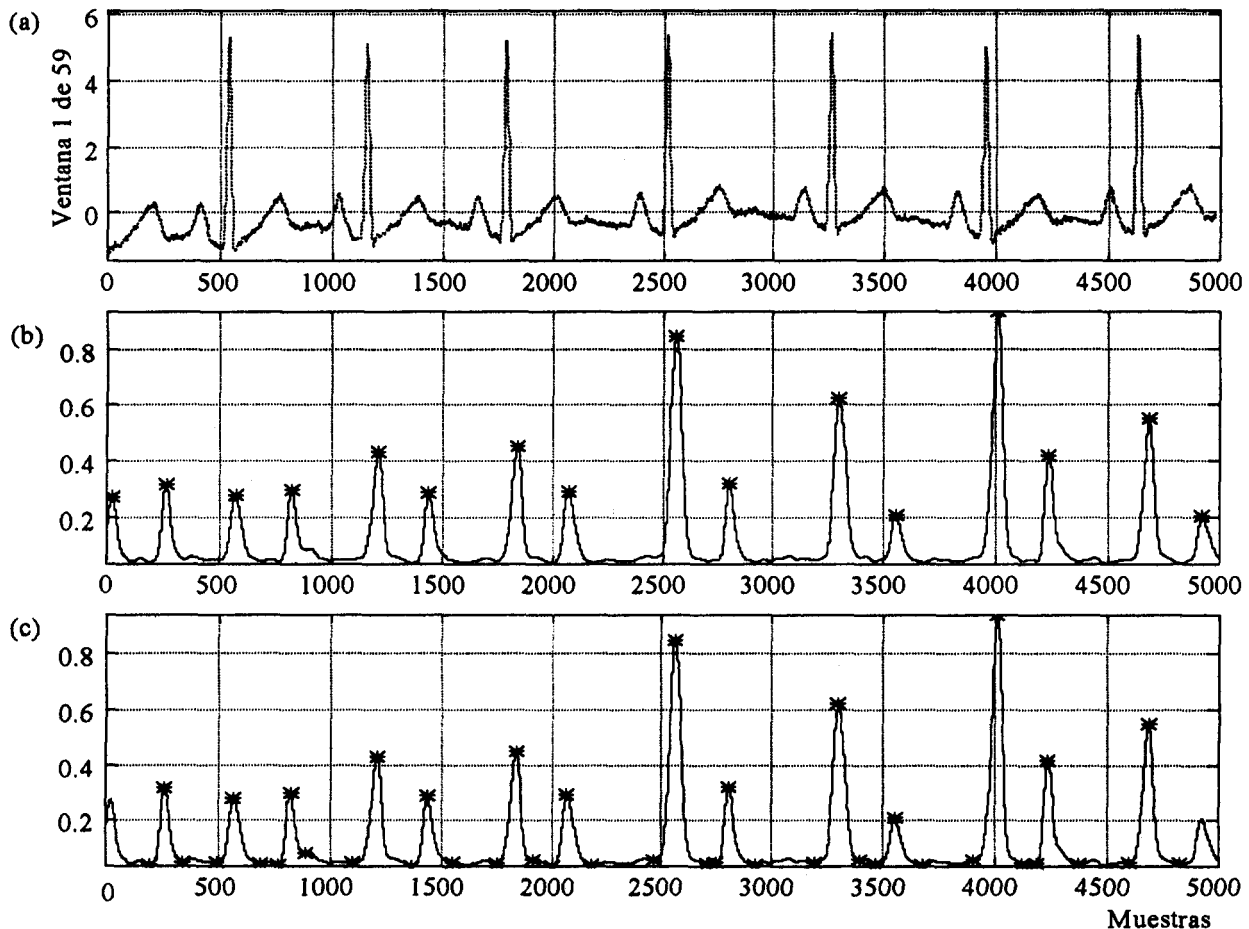
$i$ : es la  $i$ -ésima ventana, en este ejemplo 1.

LV: número de puntos que el usuario desea por ventana, en este caso 5000.

máximo: posición del último máximo detectado, en este caso 4700.

valor: intervalo de tolerancia para evitar considerar nuevamente el último pico detectado en la ventana anterior. Este valor se calcula utilizando el valor promedio de la duración de cada pico en la ventana actual, en este ejemplo fue 175.

Considerando estos valores, el retraso calculado es de 125 puntos, por lo tanto, la ventana 2 comenzará 125 puntos antes para garantizar que incluya el pico en cuestión. Terminado el cálculo de este retraso se da fin a la función P\_P4A y se devuelve el control a la función PICOSF para repetir el proceso con el siguiente par de picos desde el paso 3.

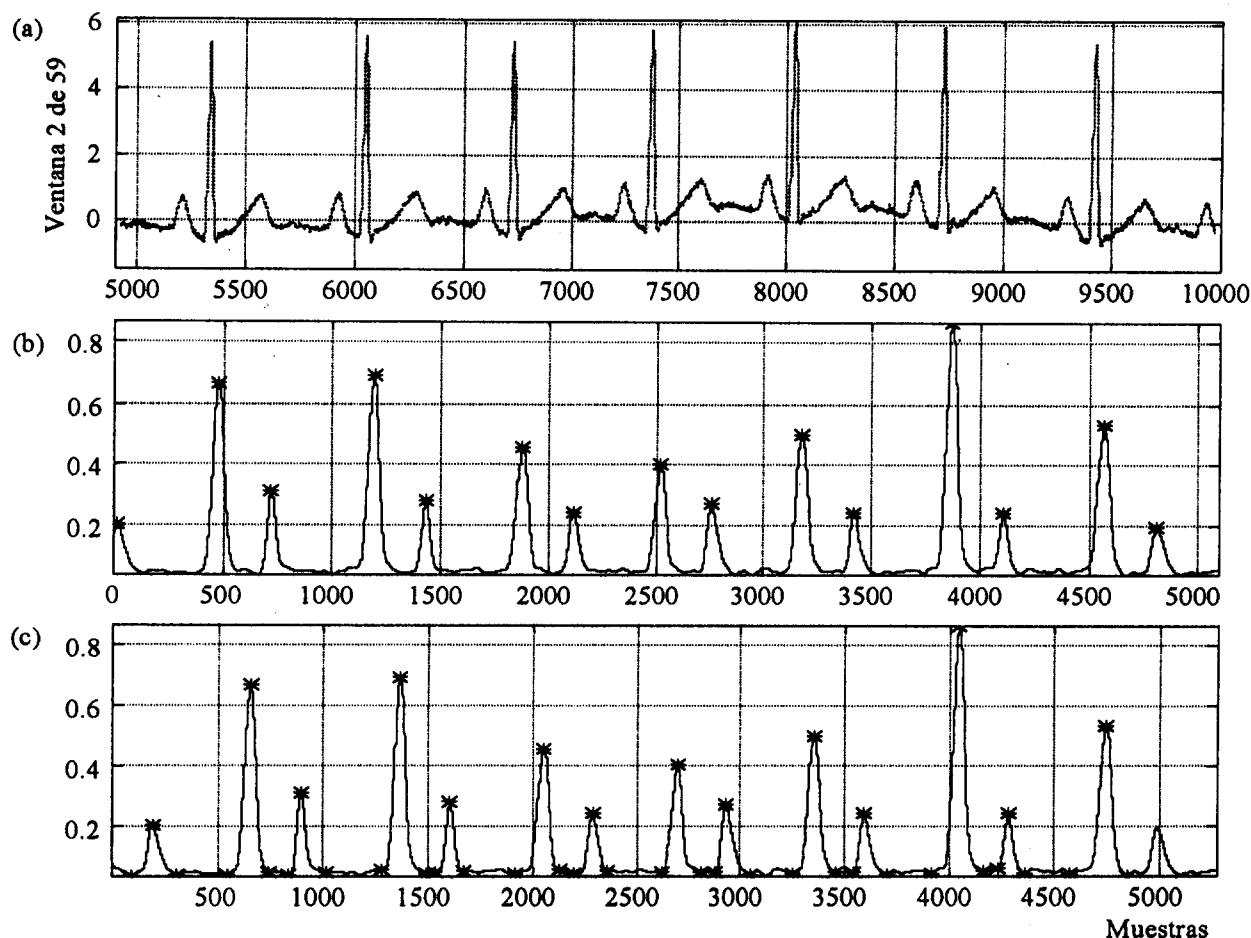


**Figura B.5.** Detección de mínimos en los picos asociados a los sonidos cardiacos en la ventana 1. (a) Señal de referencia. (b) Primer segmento de la envolvente y picos detectados, como puede verse aunque el total de picos es par, el primer pico y el último están incompletos por lo que serán desechados. (c) Picos aceptados y puntos detectados (\*), el último pico será procesado en la siguiente ventana. El eje vertical representa amplitud en volts.



## Apéndice B: Procedimiento para detección aproximada de cada sonido cardiaco

La figura B.6 muestra la ventana 2 de la señal procesada en la figura B.5 y el retraso de 125 puntos utilizado para recuperar el pico excluido en la ventana 1 del proceso. Como puede observarse en la figura B.6 (b), este retraso no fue suficiente para incluir completamente el pico en la ventana de análisis actual. Esto habilita la bandera 1 (paso 3) y le indica a PICOSF que es necesario cortar un nuevo segmento M puntos antes hasta lograr completar el pico de interés como se aprecia en la figura B.6 (c). Completado el pico comienza la detección de los mínimos de cada par de picos, el último pico será procesado en la siguiente ventana porque aunque está completo necesita una pareja.



**Figura B.6.** Detección de mínimos en los picos asociados a los sonidos cardiacos en la ventana 2. (a) Señal de referencia, ECG. (b) Segundo segmento de la envolvente y picos detectados, obsérvese que el retraso establecido no fue suficiente para recuperar el último pico de la ventana anterior. (c) Para recuperar el primer pico completo, se cortan segmentos de la señal anterior con retrasos de M puntos hasta que el pico es completado y se detectan los mínimos (\*), el último pico será procesado en la siguiente ventana porque aunque está completo necesita una pareja. El eje vertical representa amplitud en volts.

### B.1.6. Reducción de falsos positivos

Al llegar a esta etapa la función PICOSF cuenta con un segmento de la envolvente suavizada del FCG (de adulto o feto), y una matriz de posiciones que contiene: el máximo, los

mínimos asociados a cada pico detectado y los posibles FP marcados por parejas e indicando que uno de los picos es incorrecto. El siguiente paso es llamar a la función que identifica en cada par el verdadero FP, esta función se llama MIN\_MIN1 (ver Apéndice H) y para realizar su tarea requiere la matriz de posiciones actual. El procedimiento es el siguiente:

1. Al comenzar MIN\_MIN1, llama a la función ESTADIS (ver Apéndice H) que con el contenido de la matriz de posiciones obtiene tres pares de ventanas de tolerancia:

El primer par de ventanas se obtiene utilizando las distancias entre los máximos consecutivos de los picos detectados; la ventana mínima (L1\_max) se considera representativa de los intervalos sistólicos y se calcula utilizando el valor medio de estas distancias menos N desviaciones estándar<sup>11</sup>. La ventana máxima (L2\_max) se considera representativa de los intervalos diastólicos y se calcula utilizando el valor medio de estas distancias más N desviaciones estándar.

En el segundo par de ventanas se calculan las distancias entre mínimos consecutivos de picos diferentes y se establecen nuevamente dos ventanas de tolerancia (L1\_min, L2\_min) utilizando la media y N desviaciones estándar.

Para el tercer par de ventanas, se toma en cuenta la duración de cada pico y se calculan también una ventana mínima y una máxima (L1\_dur, L2\_dur) utilizando la media menos o más N desviaciones estándar respectivamente.

Finalmente, si el usuario lo desea la función puede calcular y desplegar los histogramas de cada uno de los criterios, esta característica se utilizó cuando se terminaba de procesar toda la señal para observar el comportamiento de las referencias temporales en la envolvente suavizada. Al terminar esta función se devuelve el control a MIN\_MIN1.

2. El siguiente paso que realiza MIN\_MIN1 es determinar si el par de picos 1-2 y el par de picos al final de la ventana fueron marcados como FP, si la respuesta es positiva elimina la marca a tales picos porque no es posible que se realice el análisis que se propone en los siguientes pasos. Tales picos tendrán que ser corregidos manualmente.
3. Una vez realizado el paso 2, la función busca los picos marcados como FP, si no encuentra nada la función calcula y despliega los histogramas de las distancias entre máximos, mínimos consecutivos y duración de cada pico para después terminar y devolver el control a PICOSF. En caso de que existan picos marcados como FP y recordando que se marcan por pares, habilita un ciclo que evaluará los atributos o características de cada par de picos para determinar cual de ellos fue marcado incorrectamente.
4. El ciclo toma el primer FP (FP1) y calcula la distancia de su máximo al máximo del pico correcto anterior (PCA) y al pico correcto siguiente (PCS), después toma el segundo FP (FP2) y repite el procedimiento (al ser consecutivos los FP miden sus distancias a los mismos picos correctos). A continuación toma el mínimo izquierdo del FP1 y mide su distancia al mínimo derecho del PCA, toma el mínimo derecho del FP1 y mide su distancia al mínimo izquierdo del PCS, después repite el procedimiento para el FP2 y finalmente determina la duración del FP1 y del FP2. La figura B.7 muestra un ejemplo de la medición de estas distancias.
5. El siguiente paso es determinar si los atributos calculados en 3 se encuentran en los límites de tolerancia establecidos en 1. Por cada vez que FP1 o FP2 se encuentren dentro de los límites se sumará uno a su contador de atributos y en caso contrario se restará el mismo valor.

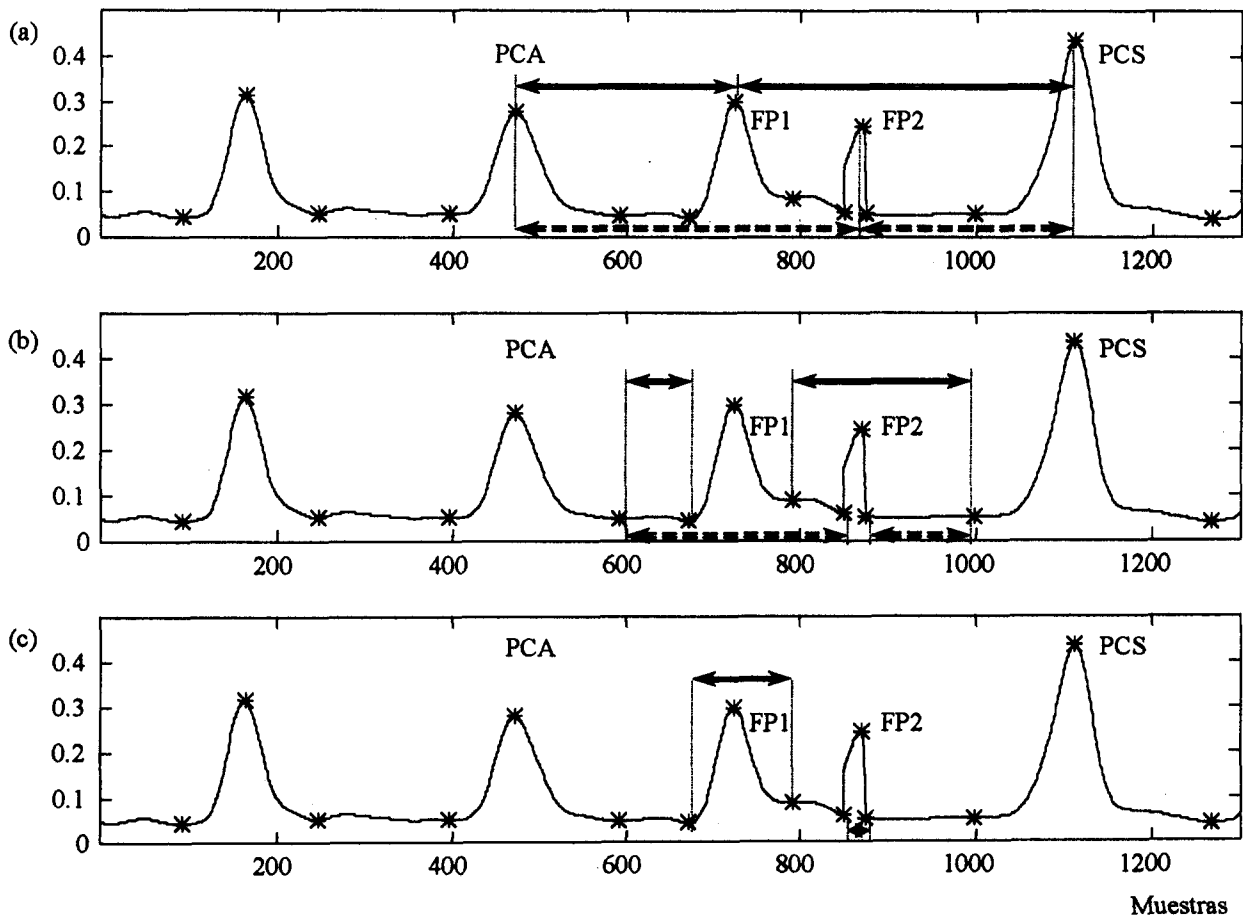
Los contadores de atributos se incrementan de acuerdo a los siguientes casos:

---

<sup>11</sup> N fue 3 en el caso de adultos y 1 en el caso de fetos.

*Apéndice B: Procedimiento para detección aproximada de cada sonido cardiaco*

- Si la distancia del máximo del FP1 al máximo del PCA se encuentra en la ventana limitada por  $L1\_max$  y  $L2\_max$ , se suma 1 al contador de atributos del FP1, en caso contrario se resta 1. La misma evaluación se hace para el FP2.
- Si la distancia del máximo del FP1 al máximo del PCS se encuentra en la ventana limitada por  $L1\_max$  y  $L2\_max$ , se suma 1 al contador de atributos del FP1, en caso contrario se resta 1. La misma evaluación se hace para el FP2.
- Si la distancia del mínimo izquierdo del FP1 al mínimo derecho del PCA se encuentra en la ventana limitada por  $L1\_min$  y  $L2\_min$ , se suma 1 al contador de atributos del FP1, en caso contrario se resta 1. La misma evaluación se hace para FP2.
- Si la distancia del mínimo derecho del FP1 al mínimo izquierdo del PCS se encuentra en la ventana limitada por  $L1\_min$  y  $L2\_min$ , se suma 1 al contador de atributos del FP1, en caso contrario se resta 1. La misma evaluación se hace para el FP2.
- Si la duración del FP1 se encuentra en la ventana limitada por  $L1\_dur$  y  $L2\_dur$ , se suma 1 al contador de atributos del FP1, en caso contrario se resta. La misma evaluación se hace para el FP2.



**Figura B.7.** Obtención de atributos para las posiciones detectadas. La línea continua doble representa las distancias de FP1 al PCA y al PCS, la línea discontinua doble representa las distancias del FP2 al PCA y al PCS. (a) Distancias entre los máximos de FP1 y FP2 a PCA y PCS. (b) Distancias entre los mínimos de FP1 y FP2 a PCA y PCS. (c) Duración de FP1 y FP2.

## *Apéndice B: Procedimiento para detección aproximada de cada sonido cardiaco*

6. Una vez que se han cuantificado los atributos del FP1 y del FP2 se comparan los contadores, si la sumatoria de los atributos del FP1 es mayor que la del FP2 entonces la función asume que el FP1 fue incorrectamente marcado y le quita la marca; en caso contrario asume que el FP2 fue mal marcado y le quita la marca; después elimina al FP que quedó marcado utilizando la función ELIMINA.
7. Para continuar la evaluación, la función busca los picos restantes marcados como FP y determina la cantidad de ellos. Si encuentra que ya no hay FP termina el ciclo y devuelve el control a PICOSF; si encuentra que queda un pico marcado como FP le quita la marca ya que no hay nada contra quien comparar y termina el ciclo; en caso de encontrar más de un pico marcado como FP actualiza los límites de tolerancia con la función ESTADIS y regresa al paso 3. Como la función ya evaluó el primer par de FP, ya no serán considerados en la iteración actual, y lo que antes era el segundo par ahora se convierte en el primero. Este proceso se repetirá hasta haber evaluado todos los pares de FP detectados en la ventana actual.

### *B.1.7. Corrección manual de picos*

De regreso en PICOSF y con la última corrección automatizada para el segmento bajo estudio, se actualiza el despliegue de los picos corregidos con sus respectivos mínimos y máximos. Después se llama a la función que se encarga de realizar correcciones sobre los picos detectados con la ayuda del usuario para lo cual será importante la señal de referencia proporcionada por el ECG o el FCG y que también se despliega junto con el segmento de la envolvente en proceso. La función se llama MANUALA (ver Apéndice H) y realiza lo siguiente:

1. Despliega un mensaje en el que pregunta al usuario si desea realizar correcciones manualmente, si la respuesta es negativa la función termina y regresa el control a PICOSF. En caso de que el usuario desee realizar correcciones, se llama a la función ORDENAD1 (ver Apéndice H) que permitirá recuperar manualmente los picos perdidos que quedaron fuera del alcance de FN2F.
2. Para funcionar ORDENAD1 recibe el segmento de la envolvente y la matriz de posiciones actual. Cuando la función comienza, le indica al usuario que marque los picos perdidos con ayuda del ratón, si el usuario no marca ningún pico la función asume que no hay FN por corregir y termina devolviendo el control a MANUALA. En caso de que el usuario marque picos entonces se guardan en una matriz de posiciones auxiliar y se busca el máximo real de cada pico en una ventana de  $\pm 5$  puntos (establecidos por experimentación). El siguiente paso es agrupar la matriz de posiciones actual con la matriz de posiciones auxiliar y ordenar los datos en forma ascendente utilizando la posición de cada pico. De esta forma se actualiza la matriz de posiciones actual y el usuario ha realizado la corrección de FN, entonces la función marca los picos en la gráfica, termina y devuelve el control a MANUALA.
3. El siguiente paso es la corrección de los FP, para ello MANUALA llama a la función EXCESOS2 (ver Apéndice H). Esta función permite que mediante el teclado se indiquen los picos que se desean corregir en el segmento presente. EXCESOS2 realiza lo siguiente:

Despliega un mensaje indicando que se tecleen los datos de los picos mal detectados, para facilidad del usuario estos datos deberán teclearse de la siguiente manera:

[Número de sonido (mal detectado), 1, 0; Número de sonido (mal detectado), 1, 0;...;] y enter

El corchete abierto le indica a la función el inicio de los datos, enseguida el número del pico a corregir, uno indicando que es sólo un pico, y el cero que le indica a la función que no

desea ese pico<sup>12</sup>. El punto y coma indica cambio de renglón para teclear la información del siguiente FP y así hasta que el usuario haya terminado de teclear los datos en cuyo caso deberá cerrar el corchete y presionar enter.

Con esta información la función busca en el vector de posiciones actual los picos indicados y procede a eliminarlos utilizando la función FUERAFN<sup>13</sup>. Esta función a su vez prepara la matriz de datos para que se eliminen los renglones correspondientes a las posiciones indicadas por el usuario actualizando así la matriz de posiciones que tras este paso queda libre de FP. Al terminar la función devuelve el control a EXCESOS2 que se encarga de marcar los picos contenidos en la matriz de posiciones actual para que el usuario visualice el resultado de la corrección.

4. Una vez que han sido eliminados los FN y FP, es necesario realizar una nueva detección de los mínimos de los picos finalmente obtenidos, estos mínimos serán utilizados posteriormente en un proceso de detección de referencias temporales de los sonidos cardíacos. Para ello se invoca nuevamente a la función P\_P4A cuyo funcionamiento se explicó previamente
5. Finalmente se marcan las posiciones de los máximos y mínimos de los picos corregidos para que el usuario vea el resultado de la corrección manual y decida si es necesaria alguna otra corrección o no. Para ello la función pregunta al usuario si desea realizar otra corrección, si la respuesta es negativa MANUALA termina y devuelve el control a PICOSF, en caso contrario repite el proceso desde el paso 2. Esto permitirá al usuario corregir FN y/o FP mientras así lo desee. En la figura B.8 se muestra un ejemplo del proceso de corrección manual descrito:

Las figuras B.8 (a) y (b) muestran la detección final de picos que el algoritmo fue capaz de realizar en un registro. Como puede observarse en (b), se presentan varios FP y el último pico no fue marcado a causa del requerimiento de trabajar por pares de picos, es decir, es un FN. La corrección manual se realizó de la siguiente manera:

- Debido a que el FN coincide con el último pico de la ventana, no se consideró necesario marcarlo ya que sería considerado en la siguiente sección, esto significa que no hubo corrección de FN manual y se pasó entonces a la corrección de FP.
- En la figura B.8 (b) se observa que los picos 3, 4, 6, 10, 12, 14 y 15 fueron marcados incorrectamente por el algoritmo y no pudieron ser eliminados sin ayuda del usuario. Entonces, para realizar la corrección manual los datos fueron tecleados de la siguiente manera: [3 1 0; 4 1 0; 6 1 0; 10 1 0; 12 1 0; 14 1 0; 15 1 0] y enter. Con esta combinación se eliminarían los picos 3, 4, 6, 10, 12, 14 y 15 dejando finalmente los picos correctos.
- La figura B.8 (c) muestra los pares picos finalmente marcados, los mínimos fueron detectados por P\_P4A quien también se ocupa de calcular el retraso (ver sección 1.4.)

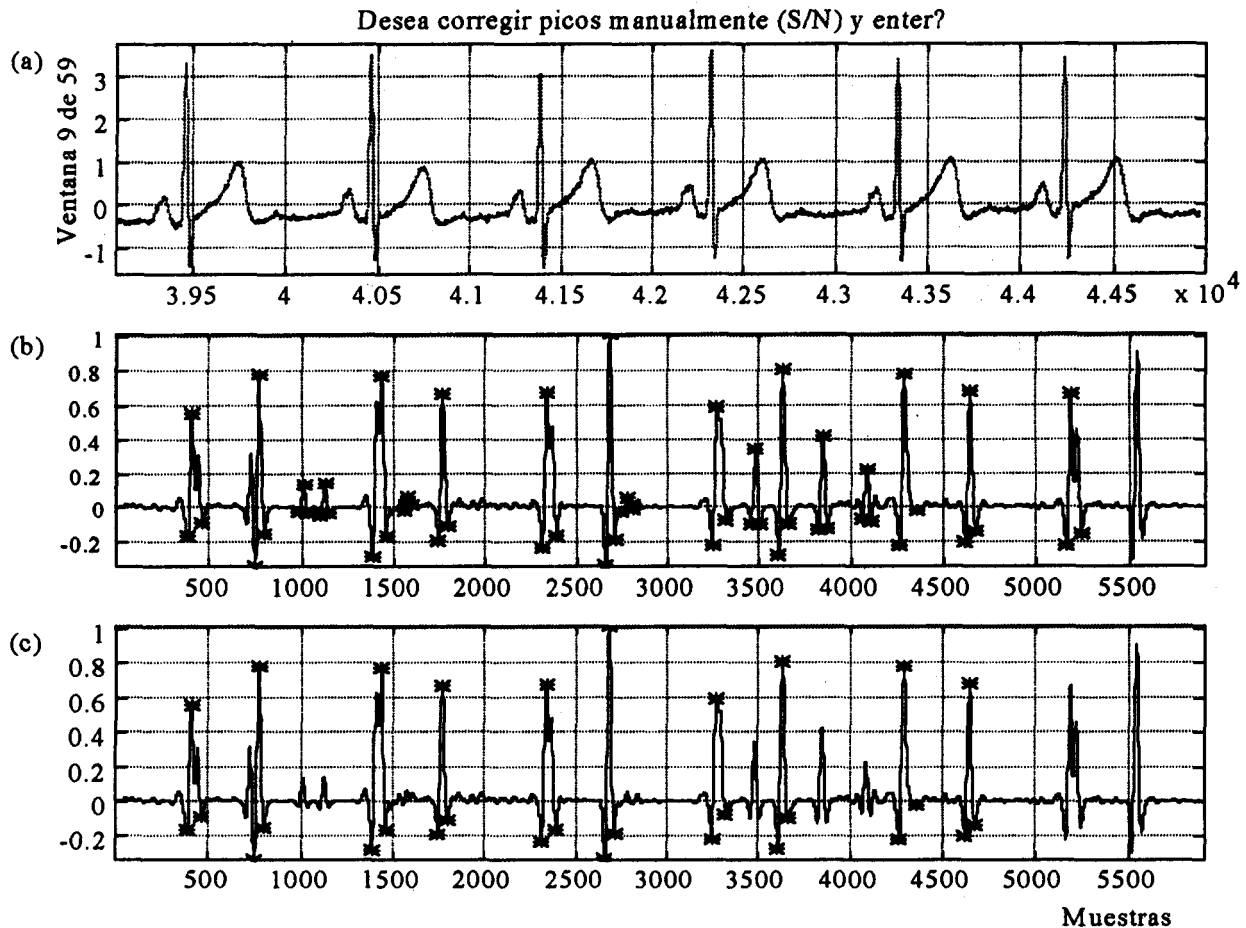
<sup>12</sup> Aunque la función aparenta ser sencilla en su funcionamiento, ya que sólo es necesario indicar el número de pico a corregir seguido de la combinación 1, 0; es necesario indicar que el diseño de la misma contempló la posibilidad de que el usuario eliminara más de un pico a la vez. Es decir, suponga que por algún motivo en la envolvente del sonido cardiaco tres se han marcado 3 picos y el de mayor amplitud es el correcto; también suponga que a continuación la envolvente de un artefacto ha generado 2 picos (que el usuario querría eliminar). En principio el usuario podría teclear la siguiente combinación: [3 1 0; 5 1 0; 6 1 0; 7 1 0] y eliminaría los picos indeseables. Otra combinación factible sería [3 3 1; 4 2 0]; con lo cual se le indica a la función que en el tercer pico existen tres picos locales y que sólo se desea 1 (el de mayor amplitud), y que en el pico 4 existen 2 picos locales de los cuales no se desea ninguno. Ambas combinaciones producen el mismo resultado y se deja a elección del usuario la forma en que desee teclear la información.

<sup>13</sup> Esta función sólo se encarga de detectar los picos marcados como FP y los elimina de la matriz de posiciones actual utilizando la función ELIMINA. Dada su simplicidad no se consideró necesario ampliar la explicación de su funcionamiento.

## Apéndice B: Procedimiento para detección aproximada de cada sonido cardiaco

para que los dos últimos picos no marcados en esta iteración sean considerados en la siguiente ventana de análisis.

Al terminar este proceso de corrección y recuperar PICOSF el control, integra el vector de posiciones calculados en cada ventana a un vector de posiciones general en que se guardan los datos finalmente obtenidos ventana tras ventana y determina si se ha alcanzado la última ventana de análisis, si la respuesta es negativa regresa a ejecutar todo el procedimiento de detección para la siguiente ventana de análisis, en caso contrario termina el ciclo, verifica que no haya posiciones de picos repetidas<sup>14</sup> utilizando la función FUEREP1<sup>15</sup>, y pasa a la siguiente etapa: la identificación de S1 y S2 en el vector de posiciones general.



**Figura B.8.** Corrección de picos manual. (a). Señal de referencia utilizada (ECG), (b). Envoltura del FCG y picos detectados incluyendo FP y FN, (c). Picos corregidos manualmente y sus mínimos.

<sup>14</sup> La presencia de picos repetidos se produjo como resultado de errores en el cálculo del retraso en P\_P4A. En ocasiones la ventana calculada fue muy grande e incluyó al último pico detectado en la ventana actual. Esto generó que un pico detectado correctamente en la ventana actual fuese considerado nuevamente en la siguiente ventana, error que se eliminó utilizando la función FUEREP1. Esta función se encargó de eliminar las posiciones de picos repetidas en el vector de posiciones general auxiliándose de la función ELIMINA.

<sup>15</sup> Esta función busca los picos cuyas posiciones se repiten en la matriz de posiciones actual y deja sólo uno de ellos utilizando la función ELIMINA. Dada su simplicidad no se consideró necesario ampliar la explicación de su funcionamiento.

## *Apéndice B: Procedimiento para detección aproximada de cada sonido cardiaco*

### *B.1.8. Identificación de S1 y S2*

Una vez que se ha garantizado al 100 % que no existen FP ni FN, estamos en condiciones de determinar la identidad de cada pico detectado, es decir, podemos encontrar los picos asociados a S1 y los asociados a S2. Este proceso resultará de importancia para etapas posteriores en que se generarán referencias temporales asociadas a cada sonido cardiaco.

La función encargada de identificar cada pico detectado es S1\_S2 (ver Apéndice H), y su implementación se realizó siguiendo la idea planteada por Liang et al [Liang, 1997]. Para ello se busca la mayor distancia entre máximos consecutivos lo cual indicará que hemos encontrado el intervalo diastólico mayor y que el par de picos que lo generó es un par S2-S1. Enseguida se procede a marcar los picos a la izquierda de S2 en el orden S1, S2, S1, ..., hasta llegar al pico 1, después se marcan los picos a la derecha de S1 en el orden S2, S1, S2, ..., hasta llegar al último pico. De esta manera obtenemos el vector de posiciones general con cada uno de los componentes identificados como S1 o S2 y devolvemos el control a la función PICOSF.

### *B.1.9. Obtención del histograma*

La última tarea que realiza PICOSF es la de calcular los histogramas de cada punto encontrado (inicio, máximo y fin) en la envolvente del FCG y presentarlos al usuario para que visualice la distribución de los puntos detectados. Esto lo hace mediante la función ESTADIS que se explicó previamente.

### *B.2. Desempeño del detector de picos*

Para evaluar el desempeño del detector de picos se utilizaron los criterios propuestos por la Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI), [AAMI, 1986]. Estos criterios incluyen la medición de dos parámetros: La Selectividad (Se), que mide la capacidad del algoritmo para reducir la cantidad de FN, y la Predictividad Positiva (P<sub>+</sub>), que mide la capacidad del algoritmo para detectar y eliminar los FP. Ambos parámetros se encuentran definidos por las expresiones B.2 y B.3:

$$S_e = \frac{TP}{TP + FN}, \dots\dots\dots B.2$$

donde:

TP: es la cantidad total de picos detectados.

FN: total de falsos negativos.

$$P_+ = \frac{TP}{TP + FP}, \dots\dots\dots B.3$$

donde:

TP: es el total de picos detectados.

FP: total de falsos positivos.

La tabla B.1 muestra el resultado del detector de picos semiautomatizado aplicado a los bancos de datos analizados en este trabajo, esto con el fin de evaluar el desempeño del mismo ante condiciones de registro reales, tanto en registros de adultos como en registros en fetos:

*Apéndice B: Procedimiento para detección aproximada de cada sonido cardiaco*

**Tabla B.1.** Desempeño del algoritmo propuesto para detectar los picos correspondientes a los sonidos cardiacos en la envolvente de señales Fonocardiográficas adquiridas\*.

| PACIENTE | S/R (dB) | FP  | FN  | TP   | P <sub>+</sub> | S <sub>e</sub> |
|----------|----------|-----|-----|------|----------------|----------------|
| 1.1 (A)  | 18       | 22  | 0   | 670  | 0.97           | 1.00           |
| 1.2 (A)  | 21       | 10  | 0   | 734  | 0.99           | 1.00           |
| 1.3 (A)  | 24       | 18  | 0   | 590  | 0.97           | 1.00           |
| 1.4 (A)  | 16       | 9   | 2   | 729  | 0.99           | 1.00           |
| 1.5 (A)  | 25       | 9   | 0   | 544  | 0.98           | 1.00           |
| 1.6 (A)  | 20       | 2   | 0   | 719  | 1.00           | 1.00           |
| 1.7 (A)  | 17       | 19  | 197 | 896  | 0.98           | 0.82           |
| 1.8 (A)  | 14       | 29  | 0   | 662  | 0.96           | 1.00           |
| 1.9 (A)  | 17       | 0   | 0   | 836  | 1.00           | 1.00           |
| 2.1 (A)  | 20       | 1   | 0   | 746  | 1.00           | 1.00           |
| 2.2 (A)  | 11       | 7   | 2   | 552  | 0.99           | 1.00           |
| 2.3 (A)  | 17       | 7   | 0   | 676  | 0.99           | 1.00           |
| 2.4 (A)  | 17       | 35  | 13  | 684  | 0.95           | 0.98           |
| 2.5 (A)  | 19       | 2   | 0   | 700  | 1.00           | 1.00           |
| 2.6 (A)  | 13       | 0   | 0   | 988  | 1.00           | 1.00           |
| 2.7 (A)  | 19       | 14  | 0   | 678  | 0.98           | 1.00           |
| 2.8 (A)  | 12       | 22  | 139 | 772  | 0.97           | 0.85           |
| 2.9 (A)  | 18       | 31  | 0   | 762  | 0.96           | 1.00           |
| 3.1 (F)  | < 12     | 79  | 22  | 850  | 0.91           | 0.97           |
| 3.2 (F)  | < 12     | 108 | 176 | 752  | 0.87           | 0.81           |
| 3.3 (F)  | < 10     | 139 | 94  | 782  | 0.85           | 0.89           |
| 3.4 (F)  | < 10     | 173 | 96  | 850  | 0.83           | 0.90           |
| 3.5 (F)  | < 10     | 156 | 39  | 1458 | 0.90           | 0.97           |
| 3.6 (F)  | < 12     | 85  | 58  | 802  | 0.90           | 0.93           |
| 3.7 (F)  | < 13     | 73  | 42  | 808  | 0.92           | 0.95           |
| 3.8 (F)  | < 10     | 110 | 225 | 1484 | 0.93           | 0.87           |
| 3.9 (F)  | < 10     | 186 | 207 | 840  | 0.82           | 0.80           |
| 3.10 (F) | < 13     | 72  | 55  | 850  | 0.92           | 0.94           |
| 3.11 (F) | < 10     | 136 | 127 | 1380 | 0.91           | 0.92           |

\* A significa adulto y F feto. S/R representa la relación señal a ruido del FCG adquirido y se estimó usando la expresión A.1. FP representa el total de falsos positivos, FN el total de falsos negativos, TP es el total de picos en el registro o sonidos cardiacos, P<sub>+</sub> evalúa la Predictividad Positiva y S<sub>e</sub> la Selectividad.

### *B.3. Discusión y conclusiones*

Como se mencionó anteriormente, el desempeño de un detector de picos se mide en términos de la cantidad de picos que detecta incorrectamente (FP) o deja de detectar aunque sean correctos (FN). En este trabajo se han utilizado dos índices que miden tal desempeño (P<sub>+</sub> y S<sub>e</sub>), y como se aprecia en la tabla B.1 indican que en 20 de 29 casos (pacientes 1.1 a 2.9) se lograron valores superiores a 95 % para ambos índices. Los mejores resultados se obtuvieron en los



## *Apéndice B: Procedimiento para detección aproximada de cada sonido cardiaco*

registros de adultos debido a la relación señal a ruido (S/R) alta obtenida por las condiciones de registro controladas. En estos registros sólo 2 de los 18 pacientes (pacientes 1.7 y 2.8) representaron problemas para el algoritmo produciendo una cantidad considerable de FN y reduciendo de esta manera el valor de Se. En ambos casos se observó que la amplitud de uno de los sonidos cardiacos (S1) era muy pequeña comparada con el ruido de fondo lo cual provocó que casi todos los picos asociados a S1 tuvieran una amplitud que los dejaba fuera de la detección haciendo necesaria la corrección manual. Este no fue el caso para el índice  $P_+$ , ya que como puede observarse todos los registros en adultos generaron valores superiores a 0.95 indicando que el algoritmo fue capaz de contener con los FP o que no se generaron muchos por las condiciones de registro.

Respecto al desempeño del método en los registros fetales (pacientes 3.1 a 3.11), puede observarse cierta disminución en los valores de  $P_+$  y Se respecto a los valores en adultos, lo cual atribuimos a cuatro características esenciales de este tipo de registros:

1. La baja S/R característica de este tipo de señales que como puede observarse en los pacientes del tercer grupo de registros fue menor a 13 dB.
2. La presencia de ruido ambiental cuya amplitud puede opacar completamente al sonido cardiaco dificultando su detección o provocando que el algoritmo detecte picos incorrectamente.
3. El cambio en la S/R a lo largo del tiempo producido principalmente por la presencia de movimientos fetales y que en la mayoría de los casos provocan que se deteriore la S/R. En nuestros casos sólo en uno de los registros mejoró la S/R cuando el feto se movió, en los otros casos siempre se produjo un deterioro considerable en la S/R de la señal.
4. El protocolo de registro: ya que los registros fetales se realizaron por periodos de tres a cinco minutos, y hasta ahora no se ha encontrado una forma de fijar el micrófono al abdomen materno, en ocasiones el micrófono se separó momentáneamente (1 a 3 s) provocando total pérdida de la señal, haciendo imposible que el algoritmo detectase los picos asociados a los sonidos cardiacos.

Todos estos factores son los responsables de la disminución del desempeño del algoritmo detector de picos propuesto. Ahora, al igual que en los registros de los pacientes 1.7 y 2.8, se observó que en la mayoría de los registros fetales sólo uno de los sonidos cardiacos era distinguible (S2). Esto provocó que la cantidad de FN asociados siempre al mismo sonido cardiaco (S1) se incrementara indicándonos así que cuando la amplitud del sonido cardiaco es inferior a cierto valor respecto al ruido de fondo (que no se ha cuantificado en este trabajo) el sonido no será detectado por el algoritmo. Este es un punto importante sobre el desempeño del algoritmo propuesto, la experiencia obtenida en su aplicación a lo largo de los 29 registros nos ha permitido caracterizar y predecir su comportamiento ante las características cambiantes de los FCGs a estudiar. Con esta experiencia podemos concluir lo siguiente:

- El desempeño del algoritmo está limitado directamente por la S/R para ambos sonidos cardiacos respecto al ruido de fondo, de tal forma que es necesario garantizar que al menos uno de los sonidos cardiacos se registre claramente. En este punto es importante considerar la necesidad de realizar ajustes al protocolo de registro para garantizar que el micrófono no se separe del abdomen materno.
- El algoritmo considera algunos criterios heurísticos para el establecimiento de las ventanas y/o umbrales de detección, que aunque han sido evaluados y ajustados durante el procesamiento de los FCG de los 29 pacientes (produciendo los valores indicados durante

## *Apéndice B: Procedimiento para detección aproximada de cada sonido cardiaco*

la descripción del algoritmo), deben ser probados en una cantidad mayor de registros antes de establecerlos como los valores más adecuados para el propósito perseguido.

- Las ventanas de análisis (M, S, K) fueron propuestas considerando una frecuencia de muestreo fija de 1000 Hz, de ahí que sus dimensiones se definan en términos de puntos y no de tiempo (ms). Esto significa que su tamaño es dependiente de la frecuencia de muestreo, detalle importante que debe ser corregido para que dichas ventanas no cambien de duración en caso de que se decida cambiar la frecuencia de muestreo.
- Otro punto importante está dado por las suposiciones que el algoritmo realiza respecto al comportamiento de los sonidos cardiacos, lo cual no es necesariamente cierto en todos los casos y hace necesario el ajuste manual posterior. En primer lugar se asume que cuando existen más de un pico en la envolvente asociada a cada sonido cardiaco el de menor amplitud es el incorrecto (MAXSUAV). En segundo lugar se asume que cuando se presentan FP, los picos anterior y posterior son picos correctos realizando respecto a ellos las mediciones necesarias (MIN\_MIN1). Finalmente, cuando realiza la búsqueda de mínimos de cada pico (P\_P4) necesariamente tiene que trabajar con pares de picos, esto hace al algoritmo dependiente de la morfología asociada al segmento que contiene el par de picos en cuestión. Así, cuando existe un cambio brusco en el nivel de CD del pico 1 al pico 2, el umbral utilizado sufre un ajuste drástico para poder detectar los mínimos de ambos picos produciendo en ocasiones que la detección de los mínimos de uno de ellos no sea la correcta.
- Como es de suponerse la presencia de FP y FN incrementa el tiempo de procesamiento ya que se hace necesaria la corrección manual cuyo problema principal es la corrección de FP que se desarrolló utilizando el teclado y que podría acelerarse utilizando el ratón. Este proceso de corrección manual es necesario para garantizar que los picos detectados sean correctos antes de la identificación de cada pico como S1 o S2.
- Finalmente, cabe mencionar que la aplicación de este algoritmo ha acelerado las siguientes etapas contempladas en este trabajo, el preprocesamiento de las señales y la detección de referencias temporales en las envolventes de los FCG preprocesados. Así mismo, el uso de ventanas o segmentos de la señal facilitó la corrección manual y permitió que los criterios de búsqueda se ajustarán ventana a ventana garantizando así que el algoritmo se adecue a los cambios en la frecuencia cardiaca a lo largo del registro. El siguiente paso será realizar depuraciones al algoritmo para optimizar su desempeño y buscar la generación de un esquema que funcione en tiempo real.

***Apéndice C: Procedimiento para evaluación del desempeño de la Técnica de Información Mutua (en inglés Mutual Information).***

---

***SECCIÓN I: Pruebas preliminares***

Durante la primera etapa de este trabajo se llegó a la conclusión de que la envolvente por Transformada de Hilbert (TH) era adecuada para la extracción de referencias temporales provenientes del Fonocardiograma fetal (FCGf), esto en términos de la precisión y la cantidad de falsos positivos (FP) y falsos negativos (FN) generados. En un trabajo previo se determinó que el desempeño de la TH es adecuado para la extracción confiable del máximo de S1 y probablemente del inicio de S1 [Jiménez et al, 1999]. Sin embargo, los resultados indicaron también que con relación a S2 el método no se comportaba confiablemente, sobre todo en la detección de los inicios y finales de dicho sonido cardiaco. Estos problemas de detección de los inicios y finales se atribuyeron al proceso de umbral iterativo utilizado para su detección, y se supuso que el método no era capaz de contender adecuadamente con los niveles de ruido del FCGf. Para solucionar este problema se propuso aplicar una etapa de preprocesamiento que mejorara la relación señal a ruido (S/R) del FCGf y que facilitara la detección de los inicios y finales de cada sonido cardiaco. Al proponer esta etapa se tenía presente un punto muy importante:

*La etapa de preprocesamiento debe ser capaz de mejorar la S/R sin provocar distorsión en la morfología de los sonidos cardiacos.*

Este interés surgió a raíz de los resultados obtenidos por Ortiz en 1997, en ellos se mostraba que los Cardiotacogramas (CTG) generados por la metodología propuesta [Ortiz, 1997] contenían un componente de alta frecuencia que no aparecía en el CTG generado por la onda R fetal. Estos resultados se atribuyeron a dos posibles causas:

1. Error en la metodología de extracción producido principalmente por filtrar demasiado el FCGf buscando resaltar alguno de los sonidos cardiacos (S1 o S2) en el FCGf. Este proceso bien pudo haber producido distorsión en la morfología de los sonidos cardiacos al aplicar una banda de filtrado pasa-banda muy estrecha que eliminaba componentes de los sonidos cardiacos.
2. Existencia de información fisiológica en el CTG producida por el FCGf que no puede ser obtenida en el CTG producido por onda R. Esto debido a las características de generación de cada una de las señales fuente, el Electrocardiograma abdominal (ECGa) o el FCGf, ya que mientras el primero tiene origen eléctrico, el segundo tiene origen mecánico y podría estar proporcionando información sobre procesos que no son representados en el ECG.

Como puede observarse, los puntos mencionados son complicados por si mismos, ya que mientras el primero implica la posible existencia de error de método y podría descalificar al FCGf como fuente de generación confiable del CTG, el segundo implica que el FCGf puede ser una fuente de información fisiológica extra y lo habilita como fuente de generación confiable del CTG. Estos puntos resultarían difíciles de evaluar simultáneamente, por ello en esta sección se plantea la solución al punto 1 y se deja para un trabajo posterior la evaluación detallada del segundo.

Dada la experiencia obtenida por Ortiz en 1997 [Ortiz, 1997], se supo que no cualquier esquema de filtrado podría ser capaz de cumplir con el requerimiento de que el incremento en la

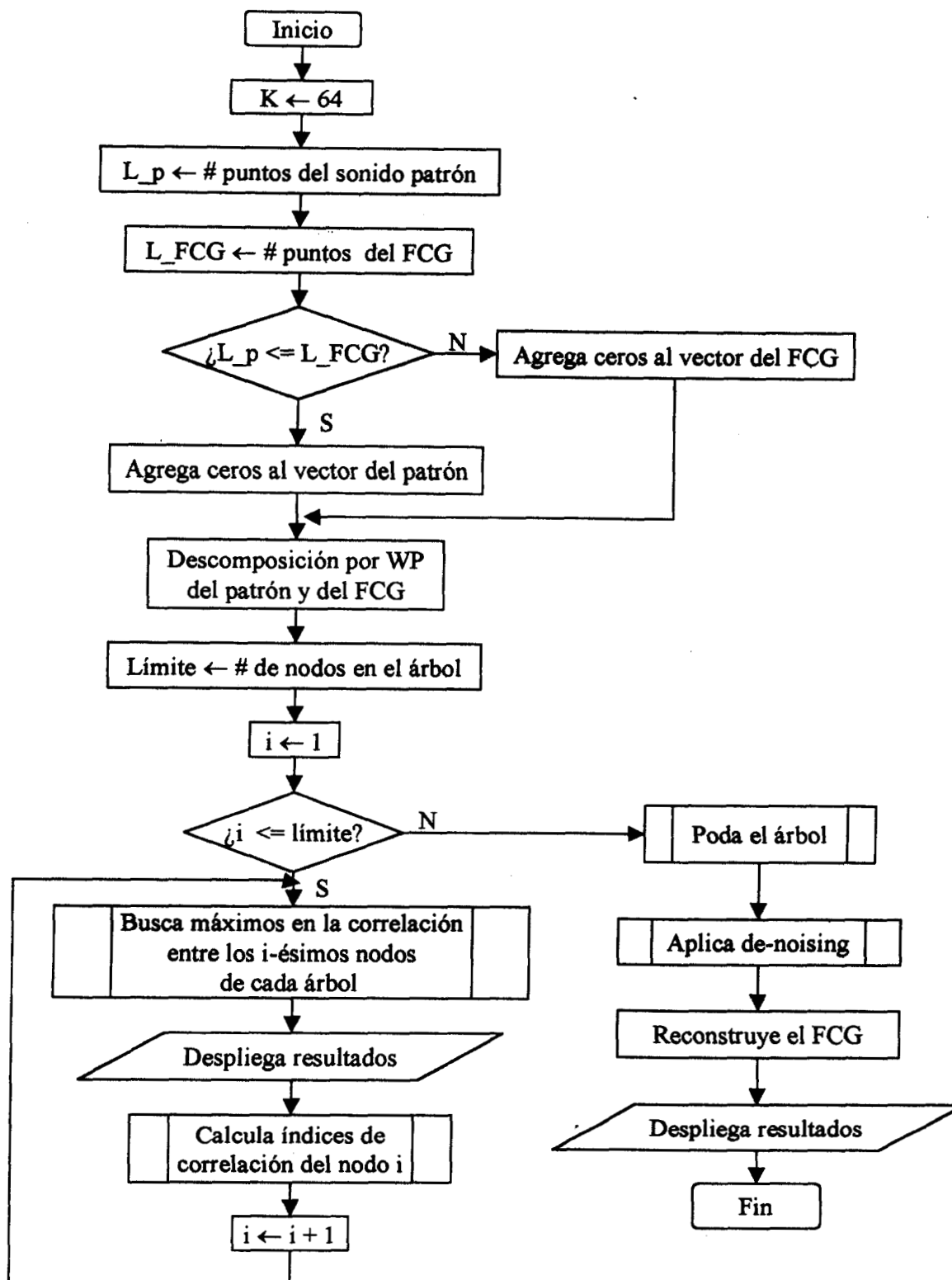


Figura C.I.1. Diagrama de flujo de la metodología de preprocesamiento seguida para el filtrado del FCGf.

## *Apéndice C: Procedimiento para evaluación del desempeño de la Técnica de Información Mutua*

S/R no produjese distorsión en la morfología de los sonidos cardiacos. Esta no es una tarea sencilla y no puede ser realizada por los esquemas de filtrado convencionales, componentes en frecuencia del FCGf se traslapan con componentes en frecuencia del ruido de fondo. Por ello fue necesario buscar un esquema de filtrado que considerara este problema y adaptarlo a nuestro problema para hacerlo capaz de distinguir la información relacionada al FCGf de la que no lo es, esta técnica se conoce como de Información Mutua (Mutual Information), está basada en análisis multirresolución y su versión original fue propuesta por Karrakchou et al en 1997 [Karrakchou, 1997]. Esta técnica se basa principalmente en la generación del mejor árbol de descomposición y el filtrado adaptable de los nodos terminales del mismo, la descripción detallada del método se explicó en la sección 4.2.

### *C.I.1. Metodología*

La figura C.I.1 muestra el diagrama de flujo del proceso seguido para el filtrado del FCGf. A grandes rasgos el proceso puede describirse de la siguiente manera: se toman el FCGf y un patrón de sonido cardiaco, se genera un árbol de descomposición para cada uno de ellos utilizando N niveles y la wavelet Wv. Después se buscan los nodos con alta correlación entre ambos árboles y se podan aquellos nodos con baja correlación en el árbol del FCGf, de esta manera se genera un árbol podado del FCGf cuyos nodos terminales son umbralizados (denoising) utilizando criterios estadísticos y se reconstruye para obtener el FCGf filtrado. Finalmente se genera la envolvente por Transformada de Hilbert y se obtienen las referencias temporales asociadas a cada sonido cardiaco (inicio de S1 (iniS1), máximo de S2 (maxS1), fin de S1 (finS1), inicio de S2 (iniS2), máximo de S2 (maxS2), fin de S2 (finS2)) en el FCGf filtrado [Jiménez et al, 1999]. Esta etapa de preprocesamiento fue aplicada al banco de datos de las señales simuladas descrito en la sección 4.1.2 utilizando 4 niveles de descomposición, la wavelet de la familia Daubechies de sexto orden (db6) y una desviación estándar en el proceso de umbral iterativo.

La metodología propuesta fue evaluada calculando la S/R del FCGf preprocesado, la precisión, la Sensibilidad (Se) y la Predictividad Positiva (P+) antes (AP) y después (DP) del preprocesamiento [AAMI, 1986]. La precisión fue evaluada utilizando la varianza de los residuos ( $\sigma^2_r$ ) utilizando como referencia el vector de posiciones patrón (Vpp) generado al simular los FCGfs para los inicios y finales de S1 y S2. Para evaluar los máximos detectados, y con la ausencia de una señal patrón, se utilizaron como referencia los inicios y finales del Vpp. Esta medición fue un indicador del proceso de detección del máximo (M) de los sonidos antes y después del preprocesamiento. La sensibilidad fue evaluada utilizando la expresión C.I.1.

$$S_s = \frac{TP}{TP + FN}, \dots\dots\dots \text{C.I.1}$$

donde

TP: representa el total de picos asociados a los sonidos cardiacos en el FCGf (300 en total).

FN: representa el total de falsos negativos producidos por el algoritmo iterativo de detección de los inicios y finales de S1 y S2.

La Predictividad Positiva fue evaluada utilizando la expresión C.I.2.

$$P_+ = \frac{TP}{TP + FP}, \dots\dots\dots \text{C.I.2}$$

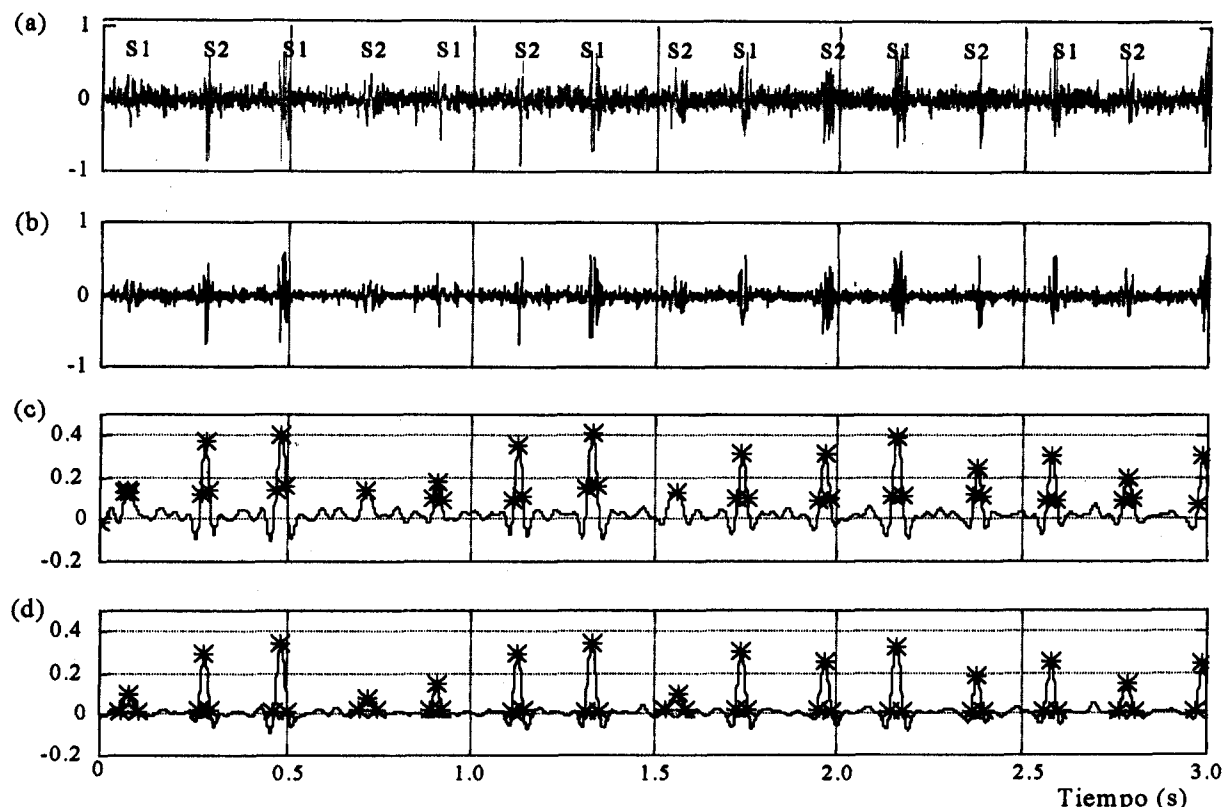
donde

TP: representa el total de picos asociados a los sonidos cardíacos en el FCGf (300 en total).

FP: representa el total de falsos positivos producidos por el algoritmo iterativo de detección de los inicios y finales de S1 y S2.

### C.I.2. Resultados

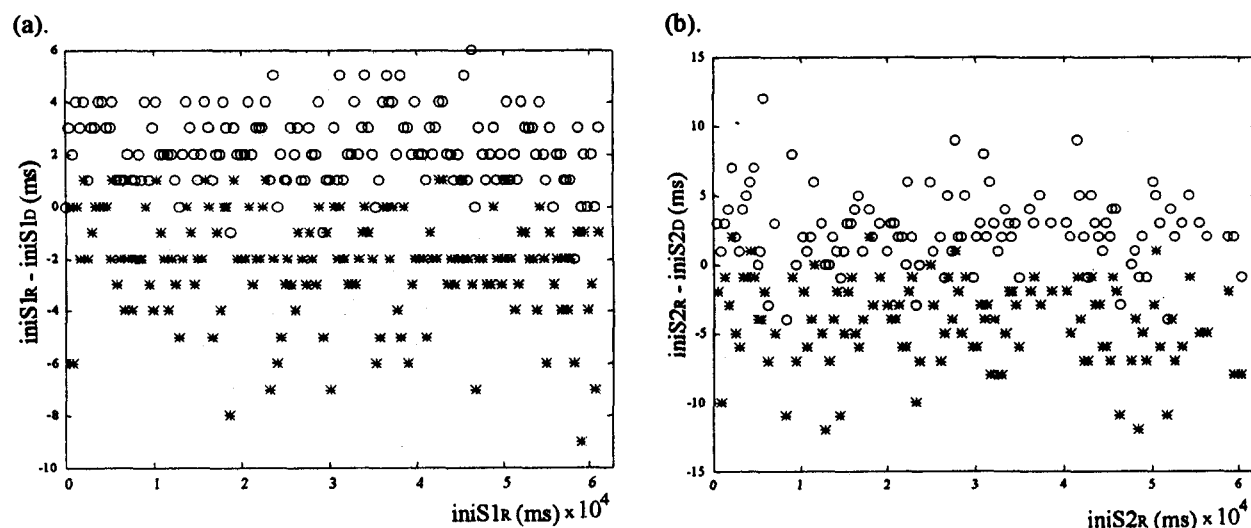
La figura C.I.2 muestra tres segundos de un FCGf simulado y el resultado de la detección de referencias temporales antes y después del preprocesamiento.



**Figura C.I.2.** Referencias temporales extraídas del FCGf. (a) FCGf simulado antes del preprocesamiento, (b) FCGf simulado después del preprocesamiento, (c) Envolvente por Transformada de Hilbert y referencias temporales detectadas (\*) en la señal del inciso (a), y (d) envolvente por Transformada de Hilbert y referencias temporales extraídas de la señal del inciso (b). El eje vertical representa la amplitud en volts.

La figura C.I.3 muestra los residuos generados en la detección de los inicios de S1 y S2. El inicio de S1 en la figura C.I.3 (a) fue obtenido de una señal de FCGf simulada con una S/R igual a 7 dB. El inicio de S2 en la figura C.I.3 (b) fue obtenido de una señal de FCGf simulada con una S/R igual a -3 dB. La letra R representa la señal de referencia o patrón generada durante la simulación del FCGf y la letra D representa los puntos detectados.

## Apéndice C: Procedimiento para evaluación del desempeño de la Técnica de Información Mutua



**Figura C.I.3.** Residuos obtenidos como resultado de la detección de una referencia temporal del FCGf antes (\*), y después del preprocesamiento (o). R representa los puntos de referencia y D los puntos detectados en el FCGf. (a). Detección de iniS1 cuando S/R es igual a 7 dB. (b). Detección de iniS2 cuando S/R es igual a -3 dB.

Las tablas C.I-I y C.I-II muestran los valores de S/R, varianza de los residuos ( $\sigma^2_r$ ), Se, y  $P_+$  antes (AP) y después (DP) del preprocesamiento.

**Tabla C.I-I.** Estadística para la extracción de referencias temporales asociadas a S1\*.

| S/R (dB) |    | $\sigma^2_r$ iniS1 |     | $\sigma^2_r$ finS1 |      | NS1 | $\sigma^2_r$ maxS1 |      | FNS1 |    | Se   |      | FPS1 |     | P <sub>+</sub> |      |
|----------|----|--------------------|-----|--------------------|------|-----|--------------------|------|------|----|------|------|------|-----|----------------|------|
| AP       | DP | AP                 | DP  | AP                 | DP   | NS1 | AP                 | DP   | AP   | DP | AP   | DP   | AP   | DP  | AP             | DP   |
| 7        | 17 | 4.2                | 1.9 | 36                 | 25.7 | 150 | 0.6                | 0.8  | 0    | 0  | 1.00 | 1.00 | 0    | 4   | 1.00           | 0.97 |
| 2        | 12 | 7.3                | 4.0 | 47.1               | 53.4 | 141 | 4.3                | 10.4 | 9    | 0  | 0.94 | 1.00 | 0    | 34  | 1.00           | 0.82 |
| -3       | 7  | 9.4                | 7.3 | 51.8               | 69.0 | 109 | 15.1               | 18.8 | 41   | 0  | 0.79 | 1.00 | 0    | 125 | 1.00           | 0.55 |
| -8       | 4  | 22.9               | 35  | 60.3               | 60.1 | 74  | 56.1               | 78.1 | 76   | 4  | 0.66 | 0.97 | 4    | 212 | 0.97           | 0.41 |

\*  $\sigma^2_r$  iniS1,  $\sigma^2_r$  finS1 y  $\sigma^2_r$  maxS1 representan las varianzas del inicio, final y máximo de la envolvente de los sonidos cardiacos respectivamente. NS1 es el total de sonidos cardiacos S1; FNS1 es el total de falsos negativos en la detección de S1; Se representa la sensibilidad; FPS1 es el total de falsos positivos en la detección de S1 y  $P_+$  es la Predictividad positiva. AP y DP significan antes y después del preprocesamiento.

**Tabla C.I-II.** Estadística para la extracción de referencias temporales asociadas a S2\*.

| S/R |      | $\sigma^2_r$ iniS2 |      | $\sigma^2_r$ finS2 |     | NS2  | $\sigma^2_r$ maxS2 |    | FNS2 |    | Se   |      | FPS2 |     | P <sub>+</sub> |      |
|-----|------|--------------------|------|--------------------|-----|------|--------------------|----|------|----|------|------|------|-----|----------------|------|
| AP  | DP   | AP                 | DP   | AP                 | DP  | NS2  | AP                 | DP | AP   | DP | AP   | DP   | AP   | DP  | AP             | DP   |
| 7   | 23.6 | 13.4               | 28   | 11.8               | 150 | 23.3 | 26.2               | 0  | 0    | 0  | 1.00 | 1.00 | 0    | 4   | 1.00           | 0.97 |
| 2   | 26.8 | 25.3               | 34.7 | 25                 | 145 | 28.6 | 37.7               | 5  | 0    | 0  | 0.97 | 1.00 | 0    | 34  | 1.00           | 0.82 |
| -3  | 33.3 | 28.9               | 49.5 | 27.1               | 117 | 38.4 | 49.5               | 33 | 0    | 0  | 0.82 | 1.00 | 0    | 125 | 1.00           | 0.55 |
| -8  | 31.4 | 24.7               | 49.5 | 76.5               | 53  | 79.4 | 128.9              | 97 | 3    | 0  | 0.61 | 0.98 | 4    | 212 | 0.97           | 0.41 |

\*  $\sigma^2_r$  iniS2,  $\sigma^2_r$  finS2 y  $\sigma^2_r$  maxS2 representan las varianzas del inicio, final y máximo de la envolvente de los sonidos cardiacos respectivamente. NS2 es el total de sonidos cardiacos S2; FNS2 es el total de falsos negativos en la detección de S2; Se representa la sensibilidad; FPS2 es el total de falsos positivos en la detección de S2 y  $P_+$  es la Predictividad positiva. AP y DP significan antes y después del preprocesamiento.

*C.I.3. Discusión y conclusiones parciales*

Como puede observarse en la figura C.I.2, la etapa de preprocesamiento incrementa la S/R en las señales simuladas de FCGf (figuras C.I.2 (a), C.I.2 (b)) y en consecuencia en las envolventes generadas por Transformada de Hilbert (figuras C.I.2 (c), C.I.2 (d)). También puede observarse que antes del preprocesamiento el algoritmo de detección llega a perder algunos picos como consecuencia del umbral utilizado para la detección (figura C.I.2 (c)) y la S/R en la envolvente [Jiménez et al, 1999]. Por otra parte, cuando la S/R se incrementa, el umbral adaptable puede ser reducido utilizando una desviación estándar en su cálculo en lugar de tres y en consecuencia se pierde una menor cantidad de picos asociados a los sonidos cardiacos (figura C.I.2 (d)). Estos resultados pueden observarse cuantitativamente en las tablas C.I-I y C.I-II como la reducción en el total de FN y el incremento de Se para cada S/R, también es notorio que la precisión en la detección de iniS1 e iniS2 mejoró respecto al caso sin preprocesamiento. Respecto a la señal con la peor S/R (-8 dB), después de los resultados obtenidos en el preprocesamiento se optó por eliminarla del grupo de datos de prueba para análisis posteriores, esto debido a que la cantidad de picos perdidos o FN que se generaron durante la extracción de referencias temporales resultó alta e invalidó estadísticamente los resultados obtenidos.

La figura C.I.3 muestra los residuos en la detección de iniS1 (S/R= 7 dB, inciso (a)) e iniS2 (S/R= -3 dB, inciso (b)) respectivamente. Como puede verse, en ambos casos es notoria la reducción en la varianza de los residuos después de aplicar el preprocesamiento basado en el criterio de Información Mutua. En general, como puede observarse en las tablas C.I-I y C.I-II, el comportamiento de la varianza residual muestra una reducción después de la aplicación del preprocesamiento propuesto lo cual resulta promisorio para el interés este trabajo, la extracción confiable de referencias temporales asociadas al FCGf. Sin embargo, en ciertos casos (máximos de S1 y S2) los resultados obtenidos no fueron los esperados debido a factores como la wavelet elegida, el número de niveles de descomposición utilizados, el desempeño del algoritmo de umbral adaptable y el ruido remanente en las señales de FCGf. Esto hace necesaria la realización de pruebas que permitan la selección de los parámetros adecuados para lograr el desempeño óptimo del algoritmo.



**SECCIÓN II: Búsqueda de los mejores parámetros para el criterio de Información Mutua.**

Los resultados anteriormente descritos resultaron prometedores respecto a la detección del inicio de S1 y S2, aunque este no fue el caso para los finales de ambos sonidos, lo cual hace necesarios ciertos ajustes en la metodología de detección, esto con el fin de mejorar la detección de los finales de los sonidos cardiacos [Jiménez et al, 1999]. Respecto al máximo de los sonidos cardiacos, resulta notorio el incremento en el error de detección de cada uno de ellos (maxS1 y maxS2). Estos resultados, en comparación con los obtenidos en un trabajo previo [Jiménez et al, 1999], mostraron las consecuencias del filtrado del FCGf en la extracción de referencias temporales, ya que mientras se incrementa la precisión en la detección de los inicios de cada sonido, la precisión en la detección de los máximos decrece, esto como consecuencia de la distorsión que el esquema de filtrado produce sobre la morfología de los sonidos cardiacos. Este comportamiento se atribuyó a diferentes factores involucrados en el esquema de filtrado por subbandas:

- a). La selección de la wavelet ( $Wv = db6$ ).
- b). El número de niveles de descomposición elegidos ( $N = 4$ ).
- c). El esquema de análisis multirresolución elegido (Información Mutua).
- d). El nivel de umbralización (de-noising) elegido.
- e). El sonido patrón elegido.

En esta sección se describe la metodología seguida para evaluar la influencia de cada uno de estos parámetros en el filtrado del FCGf y se eligen aquellos que garantizan el mejor desempeño, esto siguiendo la idea de Da Silva et al [Da Silva, 1996]<sup>1</sup>. Primero se evaluó la influencia de  $Wv$  y  $N$  sobre las señales filtradas de FCGf bajo dos esquemas de filtrado adaptable por subbandas (EFAS) basados en Wavelet Packets (WP) e Información Mutua (IM), esto con el propósito de elegir aquellos parámetros que mejoren la detección de los inicios y finales de los sonidos cardiacos sin deteriorar la detección del punto máximo. Hecho esto se procedió a evaluar el criterio de umbralización utilizado y se terminó el proceso de caracterización de la metodología de preprocesamiento propuesta. La influencia del patrón elegido se deja fuera de este trabajo.

**C.II.1. Metodología**

La búsqueda y selección de los mejores parámetros se realizó sobre 3 de las señales simuladas (aquellas con la mejor S/R, 7 dB, 2 dB y -3 dB), cada señal de FCGf fue filtrada utilizando combinaciones de EFAS,  $N$  y  $Wv$ . Para evaluar el comportamiento de cada EFAS y sus parámetros ( $N$  y  $Wv$ ), se propusieron dos índices que generan información sobre la distorsión y el ruido remanente en la señal de FCGf filtrada. Ambos índices fueron calculados sobre la envolvente generada por Transformada de Hilbert (TH).

**C.II.1.1. Esquemas de filtrado adaptable por subbandas**

El primer paso en nuestra metodología de filtrado es generar series de árboles de descomposición ( $A^{i,j,k}$ ) usando diferentes combinaciones de EFAS,  $N$  y  $Wv$  para cada señal de FCGf. Dos esquemas fueron aplicados, WP e IM; dos niveles de descomposición,  $N = 3$  y  $N = 5$ ; y

<sup>1</sup> En su trabajo Da Silva et al evalúan el comportamiento de la Transformada wavelet de fase lineal en el proceso de codificación de imágenes.

## *Apéndice C: Procedimiento para evaluación del desempeño de la Técnica de Información Mutua*

las 36 wavelets contenidas en el Toolbox de Matlab para análisis discreto: familia de wavelets Daubechies (db1,...,db10), familia de wavelets biortogonales (bior1.3, bior1.5, bior2.2, bior2.4, bior2.6, bior2.8, bior3.1, bior3.3, bior3.5, bior3.7, bior3.9, bior4.4, bior5.5, bior6.8), familia de wavelets coiflets (coif1,...,coif5), y la familia de wavelets symlets (sym2,...,sym8). De esta manera las series de árboles  $A^{i,j,k}$  generados pueden ser descritas con la expresión C.II.1:

$$A^{i,j,k} = f(EFAS, N, Wv), \dots\dots\dots C.II.1$$

donde:

i= esquema de filtrado EFAS: WP o IM,

j= nivel de descomposición N: 3 ó 5,

k= wavelet utilizada Wv: db1 o db2, ..., sym7 o sym8.

Con esta serie de combinaciones, y para reducir la cantidad de información a analizar, cada árbol  $A^{i,j,k}$  fue generado utilizando los primeros diez segundos de cada señal de FCGf conteniendo un total de 49 sonidos cardiacos (S1 y S2) y como patrón uno de los sonidos cardiacos usados en el proceso de simulación (ver Apéndice A).

El segundo paso en nuestra metodología de filtrado involucra la umbralización de los nodos terminales de cada árbol  $A^{i,j,k}$  utilizando el umbral adaptable descrito por Jiménez et al [Jiménez et al, 1999], y que será analizado detenidamente en párrafos posteriores.

Después de filtrar y reconstruir cada árbol  $A^{i,j,k}$ , 144 señales filtradas  $FCGf^{i,j,k}$ , de diez segundos de duración fueron obtenidas para cada FCGf simulado así como su envolvente por Transformada de Hilbert ( $TH^{i,j,k}$ ), enseguida se detectaron los mínimos en las envolventes de cada sonido cardiaco. La figura C.II.1 esquematiza la metodología seguida para la extracción de los mejores parámetros para el filtrado del FCGf.

### *C.II.1.2. Índices propuestos para evaluar la metodología*

Para evaluar los cambios producidos a la envolvente después del filtrado, cada  $TH^{i,j,k}$  se comparó con la envolvente<sup>2</sup> ( $TH^P$ ) del FCGf patrón generado durante la simulación de este banco de datos (ver Apéndice A). Esta comparación utilizó dos segmentos de cada ciclo cardiaco en las envolventes  $TH^P$  y  $TH^{i,j,k}$ , un segmento correspondía a los sonidos cardiacos (limitados al interior de los mínimos detectados en la envolvente) y el otro al ruido de fondo (limitado al exterior de los mínimos detectados en la envolvente). Los límites de cada segmento de tiempo fueron establecidos en forma semiautomática, para ello el usuario seleccionó los picos asociados a las envolventes de los sonidos cardiacos y el programa procedió a la búsqueda automática de los mínimos de cada pico limitando así los límites de cada segmento.

Para cuantificar las diferencias entre la envolvente ideal o patrón ( $TH^P$ ) y las envolventes  $TH^{i,j,k}$ , se consideró importante tomar en cuenta dos factores estrechamente relacionados, el

---

<sup>2</sup> Las características de esta envolvente patrón se consideran como aquellas que debería producir la mejor combinación EFAS-N-Wv. Dada la forma en que fue generada a partir del FCGf simulado sin ruido aditivo, se considera que cuenta con una S/R muy elevada por la ausencia total del ruido de fondo y que la envolvente asociada a los sonidos cardiacos no se ve afectada por factores de distorsión dada la ausencia de cualquier preprocesamiento. Aunque algunos podrían pensar que al generar la envolvente realmente se está suavizando y en consecuencia "distorsionando" la morfología de la señal, en este trabajo se considera que ese nivel de "distorsión" resulta el mismo entre cada combinación (EFAS-N-Wv), de esta manera lo que se mide es netamente la influencia de la combinación EFAS-N-Wv.

## Apéndice C: Procedimiento para evaluación del desempeño de la Técnica de Información Mutua

cambio en la S/R y la distorsión en la morfología de los sonidos cardiacos, por ello se propusieron dos índices:

a). *Índice de distorsión (Id)*: Este índice cuantifica los cambios en la envolvente asociada a los sonidos cardiacos, proporciona información sobre su distorsión y sobre la alteración que puede presentarse en la detección del máximo de cada sonido (maxS1 y maxS2) como consecuencia de la aplicación de la combinación EFAS-N-Wv. Este índice se calculó utilizando la expresión C.II.2:

$$Id_{i,j,k} = \sum_{l=1}^{49} \sum_{m=1}^{M_l} (scTH_{l,m}^p - scTH_{l,m}^{i,j,k})^2, \dots\dots\dots C.II.2$$

donde:

- $scTH_{l,m}^p$  : es la m-ésima muestra en el l-ésimo segmento de sonido cardiaco de  $TH^p$ .
- $scTH_{l,m}^{i,j,k}$  : es la m-ésima muestra en el l-ésimo segmento de sonido cardiaco de  $TH^{i,j,k}$ .
- $M_l$  : es el número de muestras en el segmento más pequeño del l-ésimo sonido cardiaco ( $scTH_{l,m}^p$  o  $scTH_{l,m}^{i,j,k}$ ).

b). *Índice de ruido (Ir)*: Este índice mide los cambios en los segmentos localizados fuera de los sonidos cardiacos (ruido de fondo), proporciona información del ruido remanente en la señal filtrada y en consecuencia sobre la alteración que puede presentarse en la detección de los puntos de inicio y final de S1 y S2 (iniS1, finS1, iniS2, finS2). Este índice se calculó utilizando la expresión C.II.3:

$$Ir_{i,j,k} = \sum_{l=1}^{49} \sum_{m=1}^{M_l} (srTH_{l,m}^p - srTH_{l,m}^{i,j,k})^2, \dots\dots\dots C.II.3$$

donde:

- $srTH_{l,m}^p$  : es la m-ésima muestra en el l-ésimo segmento de ruido de  $TH^p$ .
- $srTH_{l,m}^{i,j,k}$  : es la m-ésima muestra en el l-ésimo segmento de ruido  $TH^{i,j,k}$ .
- $M_l$  : es el número de muestras en el segmento más pequeño del l-ésimo segmento de ruido ( $srTH_{l,m}^p$  o  $srTH_{l,m}^{i,j,k}$ ).

La figura C.II.2 muestra un segmento de la envolvente patrón  $TH^p$  y el segmento equivalente de la envolvente de un FCGf filtrado con la combinación  $i = IM, j = 3, k = db6$  ( $TH^{IM,3,db6}$ ). La S/R del FCGf es igual a 2 dB y en la figura se aprecian dos picos correspondientes a S1 y S2 respectivamente, también se muestran los segmentos utilizados para el cálculo de  $Id_{IM,3,db6}$  e  $Ir_{IM,3,db6}$ .

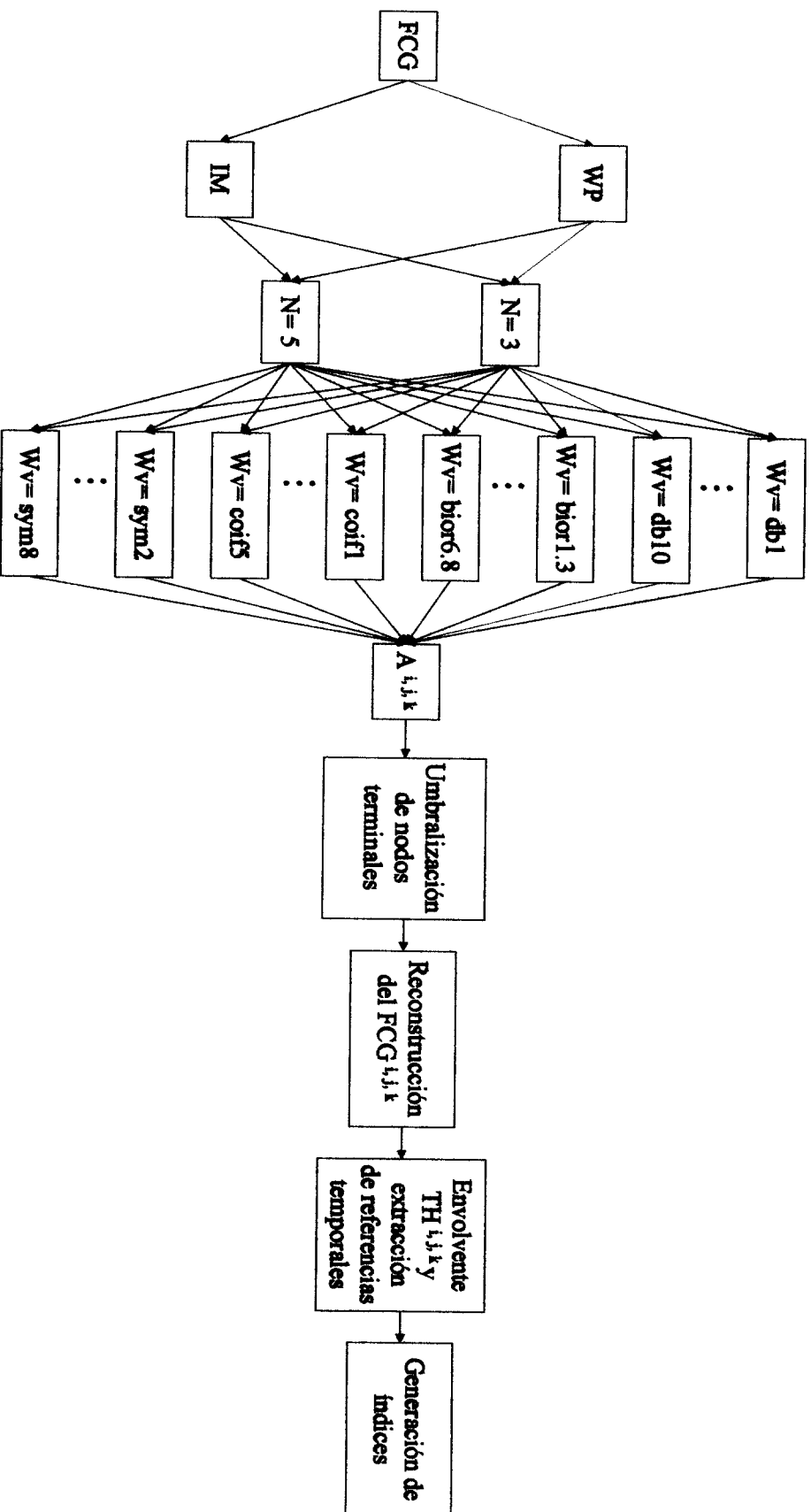


Figura C.II.1. Diagrama de bloques de la metodología seguida para la selección de los mejores parámetros para el preprocesamiento del FCG. Cada FCGf fue sometido a una combinación esquema de filtrado adaptable por subbandas (EFAS)-nivel de descomposición (N)-wavelet (Wv) para dar lugar al árbol de descomposición  $A_{i,j,k}$  donde cada nodo terminal fue umbralizado previo a la reconstrucción de la señal. La señal reconstruida o FCGf filtrado fue etiquetado con las letras  $i, j, k$  donde la  $i$  corresponde al EFAS utilizado, WP: Wavelet Packets, IM: Información Mutua; la  $j$  corresponde al número de nivel de descomposición, 3 o 5; y la  $k$  corresponde a la wavelet utilizada. Después se obtuvo la envolvente por Transformada de Hilbert ( $TH_{i,j,k}$ ) de cada FCGf antes de generar los índices de evaluación de la distorsión y cambio en la S/R para cada combinación. En el diagrama de ejemplifica con líneas rojas la combinación EFAS= WP, N= 3 y Wv= db10 para dar lugar a la envolvente  $TH_{WP,3,db10}$ .

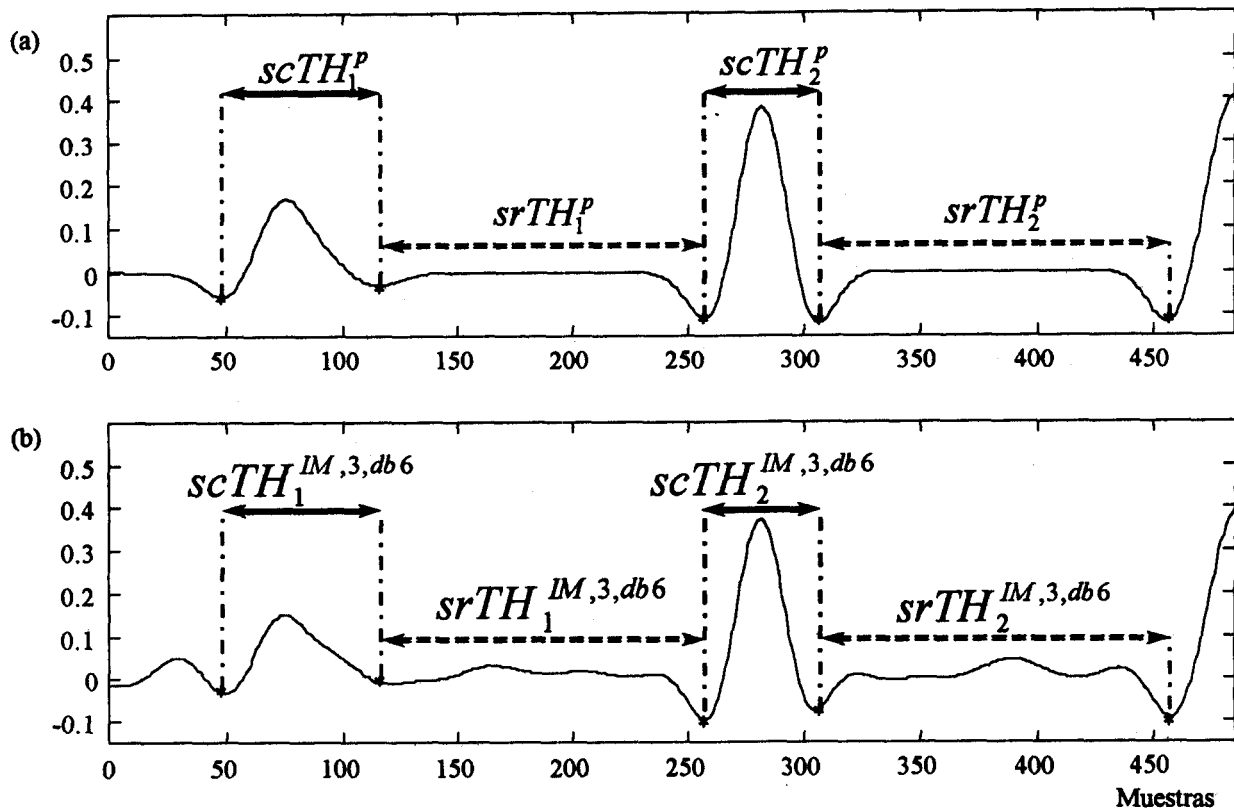


Figura C.II.2. Segmentos empleados para el cálculo de  $Id_{IM,3,db6}$  e  $Ir_{IM,6,db6}$ . (a)  $scTH_1^P$  y  $scTH_2^P$ : primero y segundo segmentos conteniendo a los sonidos cardiacos de  $TH^P$ ;  $srTH_1^P$  y  $srTH_2^P$ : primero y segundo segmentos de ruido de  $TH^P$ . (b)  $scTH_1^{IM,3,db6}$  y  $scTH_2^{IM,3,db6}$ : primero y segundo segmentos conteniendo a los sonidos cardiacos de  $TH^{IM,3,db6}$ ;  $srTH_1^{IM,3,db6}$  y  $srTH_2^{IM,3,db6}$ : primero y segundo segmentos de ruido de  $TH^{IM,3,db6}$ . El eje vertical representa amplitud de volts.

### C.II.1.3. Selección de los mejores parámetros de filtrado

Una vez que se calcularon todos los índices  $Id_{i,j,k}$  e  $Ir_{i,j,k}$  para la diferentes combinaciones EFAS-N-Wv, se procedió a la selección de la combinación que garantizase el mayor incremento en la S/R ( $Ir_{i,j,k} \rightarrow 0$ ) y el menor deterioro o distorsión en la señal filtrada ( $Id_{i,j,k} \rightarrow 0$ ). Para ello, cada par de índices,  $Id_{i,j,k}$  e  $Ir_{i,j,k}$ , de cada envolvente  $TH^{ij,k}$  fue utilizado como coordenadas de un plano cartesiano ( $Id_{i,j,k}$ ,  $Ir_{i,j,k}$ ) y su distancia euclidiana ( $D_{i,j,k}$ ) al punto ideal (0,0) fue medida. Así, la menor distancia  $D_{i,j,k}$  proporcionó información sobre la combinación EFAS-N-Wv que generó la mayor reducción en el ruido de fondo y la menor distorsión sobre la morfología de los sonidos cardiacos. Esta distancia  $D_{i,j,k}$  fue calculada utilizando la expresión C.II.4:

$$D_{i,j,k} = \sqrt{(Id_{i,j,k})^2 + (Ir_{i,j,k})^2}, \dots\dots\dots C.II.4$$

donde:

$Id_{i,j,k}$ : Es el índice de distorsión para cada combinación EFAS-N-Wv.

$Ir_{i,j,k}$ : es el índice de ruido para cada combinación EFAS-N-Wv.

### *Apéndice C: Procedimiento para evaluación del desempeño de la Técnica de Información Mutua*

Para analizar el comportamiento de cada combinación, cada punto ( $I_{d_{i,j,k}}$ ,  $I_{r_{i,j,k}}$ ) fue graficado y las wavelets utilizadas en la misma combinación EFAS-N fueron agrupadas. El siguiente paso fue calcular la distancia media ( $\overline{D_{i,j,k}}$ ) y las varianzas correspondientes ( $\sigma^2_{D_{i,j,k}}$ ) de cada grupo permitiendo así que la mejor combinación EFAS-N fuese seleccionada utilizando la información del grupo con la menor  $\overline{D_{i,j,k}}$ . Este proceso se aplicó para cada S/R.

Una vez que se seleccionó la mejor combinación EFAS-N, se procedió a la búsqueda de la mejor Wv, para ello se tomaron todas las wavelets en la mejor combinación y fueron ordenadas en forma ascendente de acuerdo a su  $D_{i,j,k}$ . Este proceso produjo tres series (una para cada S/R) que fueron comparadas para buscar la o las wavelets que se repitieran en las tres series y que se encontraran entre las diez primeras wavelets de cada serie. La wavelet que cumplió con esta condición fue finalmente elegida como la mejor y se llegó entonces a la localización de la mejor combinación EFAS-N-Wv. Finalmente, para corroborar que la nueva combinación tenía mejor desempeño que la mencionada anteriormente en el preprocesamiento del FCGf (IM-4-db6), la varianza de los residuos en las referencias temporales extraídas de las señales preprocesadas con la nueva combinación fueron calculadas sobre el total de sonidos cardiacos contenidos en las mismas (150 ciclos) y se compararon con los obtenidos previamente (ver sección anterior).

#### *C.II.2. Resultados*

La tabla C.II-I muestra los resultados obtenidos para los índices  $I_{d_{i,j,k}}$ ,  $I_{r_{i,j,k}}$  y  $D_{i,j,k}$  así como las características de las wavelets utilizadas en este trabajo [Wavelet Toolbox].

La tabla C.II-II muestra la estadística de las distancias al punto ideal (0,0) calculadas para todos los puntos ( $I_{d_{i,j,k}}$ ,  $I_{r_{i,j,k}}$ ) en cada combinación EFAS-N-Wv para diferentes S/R.

La figura C.II.3 muestra los puntos ( $I_{d_{i,j,k}}$ ,  $I_{r_{i,j,k}}$ ) y sus distancias medias  $\overline{D_{i,j,k}}$  al punto ideal (0,0) usadas para elegir el mejor esquema EFAS y el mejor nivel de descomposición N cuando (a). S/R= 7, (b). S/R= 2 y (c). S/R= -3 dB respectivamente.

La tabla C.II-III muestra las series de las primeras diez wavelets para cada S/R ordenadas en orden ascendente de acuerdo a sus distancias al punto (0, 0). Estas distancias corresponden a la mejor combinación EFAS-N (IM-3).

La tabla C.II-IV muestra los resultados obtenidos para la varianza de los residuos de las referencias temporales extraídas de los FCGf preprocesados con el mejor esquema de filtrado encontrado en este trabajo (inicio de S1 (iniS1), máximo de S1 (maxS1), fin de S1 (finS1), inicio de S2 (iniS2), máximo de S2 (maxS2) y fin de S2 (finS2)) y los encontrados en un trabajo previo y descritos en la sección I.

Tabla C.II-I. Índices de desempeño para las combinaciones EFAS-N-Wv y características de las wavelets utilizadas. EFAS: Esquema de filtrado adaptable por subbandas, N: nivel de descomposición usado, Wv: wavelet utilizada, Id: índice de distorsión, Ir: índice de ruido, D: distancia al punto ideal (0, 0).

| S/R (dB) | EFAS              | N | Wv      | Id   | Ir   | D   | Support width | Sop comp | Long. filtros | Regul | Simetría  | Vanishing moments | Ort | Biort |
|----------|-------------------|---|---------|------|------|-----|---------------|----------|---------------|-------|-----------|-------------------|-----|-------|
| 7        | Información Mutua | 3 | db1     | 3.28 | 1.47 | 3.6 | 1             | Si       | 2             | 0.2   | far from  | 1                 | Si  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | db2     | 1.54 | 1.71 | 2.3 | 3             | Si       | 4             | 0.4   | far from  | 2                 | Si  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | db3     | 2.31 | 1.47 | 2.7 | 5             | Si       | 6             | 0.6   | far from  | 3                 | Si  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | db4     | 1.47 | 1.75 | 2.3 | 7             | Si       | 8             | 0.8   | far from  | 4                 | Si  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | db5     | 2.83 | 1.48 | 3.2 | 9             | Si       | 10            | 1     | far from  | 5                 | Si  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | db6     | 1.18 | 1.67 | 2.0 | 11            | Si       | 12            | 1.2   | far from  | 6                 | Si  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | db7     | 2.85 | 1.46 | 3.2 | 13            | Si       | 14            | 1.4   | far from  | 7                 | Si  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | db8     | 1.57 | 1.75 | 2.4 | 15            | Si       | 15            | 1.6   | far from  | 8                 | Si  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | db9     | 3.33 | 1.39 | 3.6 | 17            | Si       | 18            | 1.8   | far from  | 9                 | Si  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | db10    | 3.41 | 1.66 | 3.8 | 19            | Si       | 20            | 2     | far from  | 10                | Si  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | bior1.3 | 1.22 | 2.05 | 2.4 | 3.7           | Si       | 5.2           | 0.1   | far from  | 0                 | No  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | bior1.5 | 1.49 | 1.80 | 2.3 | 3.11          | Si       | 10.2          | 0.1   | far from  | 0                 | No  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | bior2.2 | 1.68 | 1.84 | 2.5 | 5.5           | Si       | 9.3           | 1.0   | far from  | 1                 | No  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | bior2.4 | 2.59 | 1.51 | 3.0 | 5.9           | Si       | 9.3           | 1.0   | far from  | 1                 | No  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | bior2.6 | 1.37 | 1.75 | 2.2 | 5.13          | Si       | 13.3          | 1.0   | far from  | 1                 | No  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | bior2.8 | 1.32 | 1.69 | 2.1 | 5.17          | Si       | 17.3          | 1.0   | far from  | 1                 | No  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | bior3.1 | 2.59 | 3.17 | 4.1 | 7.3           | Si       | 4.4           | 2.1   | far from  | 2                 | No  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | bior3.3 | 4.01 | 1.87 | 4.4 | 7.7           | Si       | 8.4           | 2.1   | far from  | 2                 | No  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | bior3.5 | 1.42 | 1.81 | 2.3 | 7.11          | Si       | 11.4          | 2.1   | far from  | 2                 | No  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | bior3.7 | 1.46 | 1.74 | 2.3 | 7.15          | Si       | 16.4          | 2.1   | far from  | 2                 | No  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | bior3.9 | 2.69 | 1.63 | 3.1 | 7.19          | Si       | 20.4          | 2.1   | far from  | 2                 | No  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | bior4.4 | 2.51 | 1.50 | 2.9 | 9.9           | Si       | 8.7           | 3.2   | far from  | 3                 | No  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | bior5.5 | 2.90 | 1.67 | 3.3 | 11.11         | Si       | 9.11          | 4.3   | far from  | 4                 | No  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | bior6.8 | 1.30 | 1.69 | 2.1 | 13.17         | Si       | 17.11         | 5.4   | far from  | 5                 | No  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | coif1   | 2.45 | 1.47 | 2.9 | 5             | Si       | 6             | poor  | near from | 2, 1              | Si  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | coif2   | 1.46 | 1.76 | 2.3 | 11            | Si       | 12            | poor  | near from | 4, 3              | Si  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | coif3   | 2.63 | 1.49 | 3.0 | 17            | Si       | 16            | poor  | near from | 6, 5              | Si  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | coif4   | 1.40 | 1.73 | 2.2 | 23            | Si       | 24            | poor  | near from | 8, 7              | Si  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | coif5   | 2.85 | 1.48 | 3.2 | 29            | Si       | 30            | poor  | near from | 10, 9             | Si  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | sym2    | 1.54 | 1.70 | 2.3 | 3             | Si       | 4             | poor  | near from | 2                 | Si  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | sym3    | 2.30 | 1.46 | 2.7 | 5             | Si       | 6             | poor  | near from | 3                 | Si  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | sym4    | 2.33 | 1.48 | 2.8 | 7             | Si       | 8             | poor  | near from | 4                 | Si  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | sym5    | 1.54 | 1.78 | 2.4 | 9             | Si       | 10            | poor  | near from | 5                 | Si  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | sym6    | 2.85 | 1.45 | 3.2 | 11            | Si       | 12            | poor  | near from | 6                 | Si  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | sym7    | 2.93 | 1.34 | 3.2 | 13            | Si       | 14            | poor  | near from | 7                 | Si  | Si    |
| 7        | Información Mutua | 3 | sym8    | 1.32 | 1.72 | 2.2 | 15            | Si       | 16            | poor  | near from | 8                 | Si  | Si    |

Apéndice C: Procedimiento para evaluación del desempeño de la Técnica de Información Mutua

Tabla C.II-I. Continuación

| S/R | EFAS              | N | WV      | Cd    | Cr   | D    | Support<br>width | Sop<br>comp | Long.<br>filtros | Regul | Sinmetría | Variating<br>moments | Ort | Blort |
|-----|-------------------|---|---------|-------|------|------|------------------|-------------|------------------|-------|-----------|----------------------|-----|-------|
| 7   | Información Mutua | 5 | db1     | 6.33  | 1.67 | 6.5  | 1                | Si          | 2                | 0.2   | far from  | 1                    | Si  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | db2     | 8.73  | 1.97 | 8.9  | 3                | Si          | 4                | 0.4   | far from  | 2                    | Si  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | db3     | 3.53  | 1.75 | 3.9  | 5                | Si          | 6                | 0.6   | far from  | 3                    | Si  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | db4     | 7.39  | 2.26 | 7.7  | 7                | Si          | 8                | 0.8   | far from  | 4                    | Si  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | db5     | 7.04  | 1.90 | 7.3  | 9                | Si          | 10               | 1     | far from  | 5                    | Si  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | db6     | 3.70  | 1.88 | 4.2  | 11               | Si          | 12               | 1.2   | far from  | 6                    | Si  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | db7     | 5.94  | 2.22 | 6.3  | 13               | Si          | 14               | 1.4   | far from  | 7                    | Si  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | db8     | 12.82 | 3.77 | 13.4 | 15               | Si          | 15               | 1.6   | far from  | 8                    | Si  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | db9     | 6.61  | 2.24 | 7.0  | 17               | Si          | 18               | 1.8   | far from  | 9                    | Si  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | db10    | 6.35  | 2.31 | 6.8  | 19               | Si          | 20               | 2     | far from  | 10                   | Si  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | bior1.3 | 10.64 | 2.40 | 10.9 | 3.7              | Si          | 5.2              | 0. -1 | far from  | 0                    | No  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | bior1.5 | 6.29  | 2.71 | 6.8  | 3.11             | Si          | 10.2             | 0. -1 | far from  | 0                    | No  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | bior2.2 | 4.48  | 2.20 | 5.0  | 5.5              | Si          | 5.3              | 1.0   | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | bior2.4 | 6.61  | 2.53 | 7.1  | 5.9              | Si          | 9.3              | 1.0   | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | bior2.6 | 6.56  | 2.29 | 6.9  | 5.13             | Si          | 13.3             | 1.0   | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | bior2.8 | 7.25  | 2.10 | 7.5  | 5.17             | Si          | 17.3             | 1.0   | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | bior3.1 | 14.52 | 5.23 | 15.4 | 7.3              | Si          | 4.4              | 2.1   | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | bior3.3 | 10.34 | 2.47 | 10.6 | 7.7              | Si          | 8.4              | 2.1   | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | bior3.5 | 7.51  | 2.82 | 8.0  | 7.11             | Si          | 11.4             | 2.1   | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | bior3.7 | 11.38 | 2.82 | 11.7 | 7.15             | Si          | 16.4             | 2.1   | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | bior3.9 | 9.55  | 2.94 | 10.0 | 7.19             | Si          | 20.4             | 2.1   | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | bior4.4 | 6.10  | 1.90 | 6.4  | 9.9              | Si          | 8.7              | 3.2   | far from  | 3                    | No  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | bior5.5 | 10.86 | 2.63 | 11.2 | 11.11            | Si          | 9.11             | 4.3   | far from  | 4                    | No  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | bior6.8 | 3.38  | 1.74 | 3.8  | 13.17            | Si          | 17.11            | 5.4   | far from  | 5                    | No  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | coif1   | 5.13  | 1.72 | 5.4  | 5                | Si          | 6                | poor  | near from | 2.1                  | Si  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | coif2   | 6.79  | 1.91 | 7.1  | 11               | Si          | 12               | poor  | near from | 4.3                  | Si  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | coif3   | 5.64  | 1.96 | 6.0  | 17               | Si          | 16               | poor  | near from | 6.5                  | Si  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | coif4   | 5.74  | 2.05 | 6.1  | 23               | Si          | 24               | poor  | near from | 8.7                  | Si  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | coif5   | 5.16  | 2.00 | 5.5  | 29               | Si          | 30               | poor  | near from | 10.9                 | Si  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | sym2    | 8.56  | 1.97 | 8.8  | 3                | Si          | 4                | poor  | near from | 2                    | Si  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | sym3    | 3.51  | 1.75 | 3.9  | 5                | Si          | 6                | poor  | near from | 3                    | Si  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | sym4    | 4.03  | 1.78 | 4.4  | 7                | Si          | 8                | poor  | near from | 4                    | Si  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | sym5    | 7.82  | 2.74 | 8.3  | 9                | Si          | 10               | poor  | near from | 5                    | Si  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | sym6    | 4.97  | 2.03 | 5.4  | 11               | Si          | 12               | poor  | near from | 6                    | Si  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | sym7    | 9.48  | 3.02 | 9.9  | 13               | Si          | 14               | poor  | near from | 7                    | Si  | Si    |
| 7   | Información Mutua | 5 | sym8    | 7.30  | 2.11 | 7.6  | 15               | Si          | 16               | poor  | near from | 8                    | Si  | Si    |



Tabla C.II-I. Continuación

| S/R<br>(dB) | EFAS            | N | WV      | Id   | Ir   | D   | Support<br>width | Sop<br>comp | Long.<br>filtras | Regul | Simetria  | Vanishing<br>moments | Ort | Blort |
|-------------|-----------------|---|---------|------|------|-----|------------------|-------------|------------------|-------|-----------|----------------------|-----|-------|
| 7           | Wavelet Packets | 3 | db1     | 4.63 | 1.47 | 4.9 | 1                | Si          | 2                | 0.2   | far from  | 1                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | db2     | 4.02 | 1.53 | 4.3 | 3                | Si          | 4                | 0.4   | far from  | 2                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | db3     | 4.52 | 1.50 | 4.8 | 5                | Si          | 6                | 0.6   | far from  | 3                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | db4     | 3.98 | 1.50 | 4.3 | 7                | Si          | 8                | 0.8   | far from  | 4                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | db5     | 4.86 | 1.46 | 5.1 | 9                | Si          | 10               | 1     | far from  | 5                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | db6     | 4.04 | 1.49 | 4.3 | 11               | Si          | 12               | 1.2   | far from  | 6                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | db7     | 5.65 | 1.69 | 5.9 | 13               | Si          | 14               | 1.4   | far from  | 7                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | db8     | 4.50 | 1.52 | 4.7 | 15               | Si          | 15               | 1.6   | far from  | 8                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | db9     | 5.86 | 1.89 | 6.2 | 17               | Si          | 18               | 1.8   | far from  | 9                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | db10    | 5.03 | 1.60 | 5.3 | 19               | Si          | 20               | 2     | far from  | 10                   | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | bior1.3 | 3.94 | 1.38 | 4.2 | 3, 7             | Si          | 5, 2             | 0, -1 | far from  | 0                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | bior1.5 | 3.82 | 1.55 | 4.1 | 3, 11            | Si          | 10, 2            | 0, -1 | far from  | 0                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | bior2.2 | 4.65 | 1.60 | 4.9 | 5, 5             | Si          | 5, 3             | 1, 0  | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | bior2.4 | 4.17 | 1.42 | 4.4 | 5, 9             | Si          | 9, 3             | 1, 0  | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | bior2.6 | 3.51 | 1.39 | 3.8 | 5, 13            | Si          | 13, 3            | 1, 0  | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | bior2.8 | 4.13 | 1.52 | 4.4 | 5, 17            | Si          | 17, 3            | 1, 0  | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | bior3.1 | 7.98 | 4.56 | 9.2 | 7, 3             | Si          | 4, 4             | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | bior3.3 | 4.04 | 1.87 | 4.5 | 7, 7             | Si          | 8, 4             | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | bior3.5 | 3.87 | 1.67 | 4.2 | 7, 11            | Si          | 11, 4            | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | bior3.7 | 4.15 | 1.41 | 4.4 | 7, 15            | Si          | 16, 4            | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | bior3.9 | 4.05 | 1.45 | 4.3 | 7, 19            | Si          | 20, 4            | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | bior4.4 | 4.40 | 1.45 | 4.6 | 9, 9             | Si          | 8, 7             | 3, 2  | far from  | 3                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | bior5.5 | 4.22 | 1.40 | 4.4 | 11, 11           | Si          | 9, 11            | 4, 3  | far from  | 4                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | bior6.8 | 4.77 | 1.65 | 5.0 | 13, 17           | Si          | 17, 11           | 5, 4  | far from  | 5                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | coif1   | 4.78 | 1.55 | 5.0 | 5                | Si          | 6                | poor  | near from | 2, 1                 | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | coif2   | 3.99 | 1.50 | 4.3 | 11               | Si          | 12               | poor  | near from | 4, 3                 | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | coif3   | 4.99 | 1.63 | 5.2 | 17               | Si          | 16               | poor  | near from | 6, 5                 | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | coif4   | 4.33 | 1.50 | 4.6 | 23               | Si          | 24               | poor  | near from | 8, 7                 | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | coif5   | 5.63 | 1.67 | 5.9 | 29               | Si          | 30               | poor  | near from | 10, 9                | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | sym2    | 4.00 | 1.53 | 4.3 | 3                | Si          | 4                | poor  | near from | 2                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | sym3    | 4.49 | 1.50 | 4.7 | 5                | Si          | 6                | poor  | near from | 3                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | sym4    | 4.72 | 1.56 | 5.0 | 7                | Si          | 8                | poor  | near from | 4                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | sym5    | 4.84 | 1.68 | 5.1 | 9                | Si          | 10               | poor  | near from | 5                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | sym6    | 4.57 | 1.43 | 4.8 | 11               | Si          | 12               | poor  | near from | 6                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | sym7    | 4.99 | 1.67 | 5.3 | 13               | Si          | 14               | poor  | near from | 7                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 3 | sym8    | 4.50 | 1.51 | 4.7 | 15               | Si          | 16               | poor  | near from | 8                    | Si  | Si    |

Apéndice C: Procedimiento para evaluación del desempeño de la Técnica de Información Mutua

Tabla C.II-1. Continuación

| S/R<br>(dB) | EFAS            | N | Wv      | M     | h    | D    | Support<br>width | Sop<br>comp | Long.<br>filtras | Regul | Simetría  | Vanishing<br>moments | Ort | Blort |
|-------------|-----------------|---|---------|-------|------|------|------------------|-------------|------------------|-------|-----------|----------------------|-----|-------|
| 7           | Wavelet Packets | 5 | db1     | 9.17  | 1.36 | 9.3  | 1                | Si          | 2                | 0.2   | far from  | 1                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | db2     | 12.15 | 2.05 | 12.3 | 3                | Si          | 4                | 0.4   | far from  | 2                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | db3     | 12.75 | 2.44 | 13.0 | 5                | Si          | 6                | 0.6   | far from  | 3                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | db4     | 13.30 | 3.09 | 13.7 | 7                | Si          | 8                | 0.8   | far from  | 4                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | db5     | 14.20 | 2.83 | 14.5 | 9                | Si          | 10               | 1     | far from  | 5                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | db6     | 14.25 | 3.08 | 14.6 | 11               | Si          | 12               | 1.2   | far from  | 6                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | db7     | 15.23 | 3.66 | 15.7 | 13               | Si          | 14               | 1.4   | far from  | 7                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | db8     | 15.58 | 3.37 | 15.9 | 15               | Si          | 15               | 1.6   | far from  | 8                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | db9     | 15.86 | 3.24 | 16.2 | 17               | Si          | 18               | 1.8   | far from  | 9                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | db10    | 16.91 | 3.73 | 17.3 | 19               | Si          | 20               | 2     | far from  | 10                   | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | bior1.3 | 10.43 | 1.73 | 10.6 | 3.7              | Si          | 5.2              | 0.1   | far from  | 0                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | bior1.5 | 10.40 | 2.21 | 10.6 | 3.11             | Si          | 10.2             | 0.1   | far from  | 0                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | bior2.2 | 11.90 | 2.63 | 12.2 | 5.5              | Si          | 5.3              | 1.0   | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | bior2.4 | 12.10 | 2.50 | 12.4 | 5.9              | Si          | 9.3              | 1.0   | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | bior2.6 | 12.47 | 2.54 | 12.7 | 5.13             | Si          | 13.3             | 1.0   | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | bior2.8 | 13.60 | 2.62 | 13.9 | 5.17             | Si          | 17.3             | 1.0   | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | bior3.1 | 17.98 | 4.54 | 18.5 | 7.3              | Si          | 4.4              | 2.1   | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | bior3.3 | 12.98 | 3.15 | 13.3 | 7.7              | Si          | 8.4              | 2.1   | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | bior3.5 | 12.36 | 2.91 | 12.7 | 7.11             | Si          | 11.4             | 2.1   | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | bior3.7 | 12.01 | 2.68 | 12.3 | 7.15             | Si          | 16.4             | 2.1   | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | bior3.9 | 11.95 | 3.11 | 12.3 | 7.19             | Si          | 20.4             | 2.1   | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | bior4.4 | 13.99 | 2.69 | 14.2 | 9.9              | Si          | 8.7              | 3.2   | far from  | 3                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | bior5.5 | 12.54 | 2.75 | 12.8 | 11.11            | Si          | 9.11             | 4.3   | far from  | 4                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | bior6.8 | 13.15 | 2.85 | 13.5 | 13.17            | Si          | 17.11            | 5.4   | far from  | 5                    | No  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | coif1   | 11.88 | 2.10 | 12.1 | 5                | Si          | 6                | poor  | near from | 2.1                  | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | coif2   | 12.43 | 2.48 | 12.7 | 11               | Si          | 12               | poor  | near from | 4.3                  | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | coif3   | 13.15 | 2.92 | 13.5 | 17               | Si          | 16               | poor  | near from | 6.5                  | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | coif4   | 13.75 | 3.16 | 14.1 | 23               | Si          | 24               | poor  | near from | 8.7                  | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | coif5   | 13.82 | 3.12 | 14.2 | 29               | Si          | 30               | poor  | near from | 10.9                 | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | sym2    | 12.09 | 2.05 | 12.3 | 3                | Si          | 4                | poor  | near from | 2                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | sym3    | 12.69 | 2.43 | 12.9 | 5                | Si          | 6                | poor  | near from | 3                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | sym4    | 12.13 | 2.33 | 12.4 | 7                | Si          | 8                | poor  | near from | 4                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | sym5    | 13.34 | 2.93 | 13.7 | 9                | Si          | 10               | poor  | near from | 5                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | sym6    | 12.62 | 2.86 | 12.9 | 11               | Si          | 12               | poor  | near from | 6                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | sym7    | 13.64 | 2.79 | 13.9 | 13               | Si          | 14               | poor  | near from | 7                    | Si  | Si    |
| 7           | Wavelet Packets | 5 | sym8    | 14.02 | 2.81 | 14.3 | 15               | Si          | 16               | poor  | near from | 8                    | Si  | Si    |

Tabla C.II-I. Continuación

| S/R<br>(dB) | EFAS              | N | Wv      | Id   | Ir   | D   | Support<br>width | Sop<br>comp | Long.<br>filtros | Regul | Simetria  | Vanishing<br>moments | Ort | Blort |
|-------------|-------------------|---|---------|------|------|-----|------------------|-------------|------------------|-------|-----------|----------------------|-----|-------|
| 2           | Información Mutua | 3 | db1     | 4.18 | 3.84 | 5.7 | 1                | Si          | 2                | 0.2   | no hay    | 1                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | db2     | 2.91 | 4.83 | 5.6 | 3                | Si          | 4                | 0.4   | far from  | 2                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | db3     | 3.68 | 3.79 | 5.3 | 5                | Si          | 6                | 0.6   | far from  | 3                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | db4     | 2.66 | 4.75 | 5.4 | 7                | Si          | 8                | 0.8   | far from  | 4                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | db5     | 3.75 | 4.18 | 5.6 | 9                | Si          | 10               | 1     | far from  | 5                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | db6     | 2.64 | 4.71 | 5.4 | 11               | Si          | 12               | 1.2   | far from  | 6                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | db7     | 3.75 | 3.87 | 5.4 | 13               | Si          | 14               | 1.4   | far from  | 7                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | db8     | 2.77 | 4.96 | 5.7 | 15               | Si          | 15               | 1.6   | far from  | 8                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | db9     | 4.25 | 3.92 | 5.8 | 17               | Si          | 18               | 1.8   | far from  | 9                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | db10    | 4.52 | 3.94 | 6.0 | 19               | Si          | 20               | 2     | far from  | 10                   | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | bior1.3 | 2.56 | 5.98 | 6.5 | 3, 7             | Si          | 5, 2             | 0, -1 | far from  | 0                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | bior1.5 | 2.90 | 4.95 | 5.7 | 3, 11            | Si          | 10, 2            | 0, -1 | far from  | 0                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | bior2.2 | 2.93 | 4.97 | 5.8 | 5, 5             | Si          | 5, 3             | 1, 0  | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | bior2.4 | 2.68 | 4.96 | 5.6 | 5, 9             | Si          | 9, 3             | 1, 0  | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | bior2.6 | 2.79 | 4.71 | 5.5 | 5, 13            | Si          | 13, 3            | 1, 0  | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | bior2.8 | 2.77 | 4.80 | 5.5 | 5, 17            | Si          | 17, 3            | 1, 0  | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | bior3.1 | 3.28 | 7.24 | 7.9 | 7, 3             | Si          | 4, 4             | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | bior3.3 | 4.75 | 4.14 | 6.3 | 7, 7             | Si          | 8, 4             | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | bior3.5 | 2.37 | 4.84 | 5.4 | 7, 11            | Si          | 11, 4            | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | bior3.7 | 2.87 | 5.05 | 5.8 | 7, 15            | Si          | 16, 4            | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | bior3.9 | 4.19 | 4.31 | 6.0 | 7, 19            | Si          | 20, 4            | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | bior4.4 | 3.34 | 4.08 | 5.3 | 9, 9             | Si          | 8, 7             | 3, 2  | far from  | 3                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | bior5.5 | 4.25 | 4.46 | 6.2 | 11, 11           | Si          | 9, 11            | 4, 3  | far from  | 4                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | bior6.8 | 2.63 | 4.81 | 5.5 | 13, 17           | Si          | 17, 11           | 5, 4  | far from  | 5                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | coif1   | 3.62 | 3.81 | 5.3 | 5                | Si          | 6                | poor  | near from | 2, 1                 | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | coif2   | 2.72 | 4.80 | 5.5 | 11               | Si          | 12               | poor  | near from | 4, 3                 | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | coif3   | 3.32 | 3.86 | 5.1 | 17               | Si          | 16               | poor  | near from | 6, 5                 | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | coif4   | 2.70 | 4.79 | 5.5 | 23               | Si          | 24               | poor  | near from | 8, 7                 | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | coif5   | 3.61 | 3.95 | 5.4 | 29               | Si          | 30               | poor  | near from | 10, 9                | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | sym2    | 2.91 | 4.83 | 5.6 | 3                | Si          | 4                | poor  | near from | 2                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | sym3    | 3.68 | 3.79 | 5.3 | 5                | Si          | 6                | poor  | near from | 3                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | sym4    | 3.44 | 3.66 | 5.0 | 7                | Si          | 8                | poor  | near from | 4                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | sym5    | 2.63 | 4.82 | 5.5 | 9                | Si          | 10               | poor  | near from | 5                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | sym6    | 3.91 | 4.17 | 5.7 | 11               | Si          | 12               | poor  | near from | 6                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | sym7    | 3.65 | 3.82 | 5.3 | 13               | Si          | 14               | poor  | near from | 7                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 3 | sym8    | 2.70 | 4.71 | 5.4 | 15               | Si          | 16               | poor  | near from | 8                    | Si  | Si    |

Tabla CII-1. Continuación

| S/R<br>(db) | EFAS              | N | WV      | M     | I <sub>r</sub> | D    | Support<br>width | Sop<br>comp | Long.<br>filtros | Regul | Simetría  | Vanishing<br>moments | Ort | Blort |
|-------------|-------------------|---|---------|-------|----------------|------|------------------|-------------|------------------|-------|-----------|----------------------|-----|-------|
| 2           | Información Mutua | 5 | db1     | 6.75  | 2.98           | 7.4  | 1                | Si          | 2                | 0.2   | far from  | 1                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | db2     | 7.63  | 3.61           | 8.4  | 3                | Si          | 4                | 0.4   | far from  | 2                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | db3     | 4.56  | 3.67           | 5.9  | 5                | Si          | 6                | 0.6   | far from  | 3                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | db4     | 7.94  | 3.57           | 8.7  | 7                | Si          | 8                | 0.8   | far from  | 4                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | db5     | 6.27  | 3.66           | 7.3  | 9                | Si          | 10               | 1     | far from  | 5                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | db6     | 4.27  | 3.78           | 5.7  | 11               | Si          | 12               | 1.2   | far from  | 6                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | db7     | 9.42  | 3.71           | 10.1 | 13               | Si          | 14               | 1.4   | far from  | 7                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | db8     | 12.42 | 4.50           | 13.2 | 15               | Si          | 15               | 1.6   | far from  | 8                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | db9     | 6.94  | 3.85           | 7.9  | 17               | Si          | 18               | 1.8   | far from  | 9                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | db10    | 6.82  | 4.28           | 8.1  | 19               | Si          | 20               | 2     | far from  | 10                   | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | bior1.3 | 8.81  | 3.61           | 9.5  | 3.7              | Si          | 5.2              | 0.1   | far from  | 0                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | bior1.5 | 7.88  | 4.40           | 9.0  | 3.11             | Si          | 10.2             | 0.1   | far from  | 0                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | bior2.2 | 5.34  | 4.59           | 7.0  | 5.5              | Si          | 5.3              | 1.0   | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | bior2.4 | 7.76  | 4.01           | 8.7  | 5.9              | Si          | 9.3              | 1.0   | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | bior2.6 | 7.14  | 3.96           | 8.2  | 5.13             | Si          | 13.3             | 1.0   | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | bior2.8 | 8.24  | 3.77           | 9.1  | 5.17             | Si          | 17.3             | 1.0   | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | bior3.1 | 14.03 | 8.79           | 16.6 | 7.3              | Si          | 4.4              | 2.1   | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | bior3.3 | 9.59  | 3.91           | 10.4 | 7.7              | Si          | 8.4              | 2.1   | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | bior3.5 | 8.30  | 4.42           | 9.4  | 7.11             | Si          | 11.4             | 2.1   | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | bior3.7 | 11.56 | 3.87           | 12.2 | 7.15             | Si          | 16.4             | 2.1   | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | bior3.9 | 10.65 | 4.48           | 11.6 | 7.19             | Si          | 20.4             | 2.1   | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | bior4.4 | 6.30  | 3.29           | 7.1  | 9.9              | Si          | 8.7              | 3.2   | far from  | 3                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | bior5.5 | 11.60 | 3.77           | 12.2 | 11.11            | Si          | 9.11             | 4.3   | far from  | 4                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | bior6.8 | 4.03  | 3.74           | 5.5  | 13.17            | Si          | 17.11            | 5.4   | far from  | 5                    | No  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | coif1   | 6.37  | 3.72           | 7.4  | 5                | Si          | 6                | poor  | near from | 2.1                  | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | coif2   | 8.15  | 3.41           | 8.8  | 11               | Si          | 12               | poor  | near from | 4.3                  | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | coif3   | 5.53  | 3.26           | 6.4  | 17               | Si          | 16               | poor  | near from | 6.5                  | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | coif4   | 6.29  | 3.99           | 7.4  | 23               | Si          | 24               | poor  | near from | 8.7                  | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | coif5   | 5.14  | 3.97           | 6.5  | 29               | Si          | 30               | poor  | near from | 10.9                 | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | sym2    | 7.63  | 3.61           | 8.4  | 3                | Si          | 4                | poor  | near from | 2                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | sym3    | 4.56  | 3.67           | 5.9  | 5                | Si          | 6                | poor  | near from | 3                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | sym4    | 4.52  | 3.50           | 5.7  | 7                | Si          | 8                | poor  | near from | 4                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | sym5    | 8.94  | 4.34           | 9.9  | 9                | Si          | 10               | poor  | near from | 5                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | sym6    | 9.55  | 3.99           | 10.4 | 11               | Si          | 12               | poor  | near from | 6                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | sym7    | 9.25  | 4.16           | 10.1 | 13               | Si          | 14               | poor  | near from | 7                    | Si  | Si    |
| 2           | Información Mutua | 5 | sym8    | 7.60  | 3.51           | 8.4  | 15               | Si          | 16               | poor  | near from | 8                    | Si  | Si    |

Tabla C.II-I. Continuación

| S/R<br>(dB) | EFAS            | N | Wv      | ld   | lr   | D    | Support<br>width | Sop<br>comp | Long.<br>filtros | Regul | Simetria  | Vanishing<br>moments | Ort | Blort |
|-------------|-----------------|---|---------|------|------|------|------------------|-------------|------------------|-------|-----------|----------------------|-----|-------|
| 2           | Wavelet Packets | 3 | db1     | 5.88 | 3.08 | 6.6  | 1                | Si          | 2                | 0.2   | far from  | 1                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | db2     | 4.09 | 2.91 | 5.0  | 3                | Si          | 4                | 0.4   | far from  | 2                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | db3     | 5.62 | 3.20 | 6.5  | 5                | Si          | 6                | 0.6   | far from  | 3                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | db4     | 4.39 | 2.95 | 5.3  | 7                | Si          | 8                | 0.8   | far from  | 4                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | db5     | 6.18 | 3.07 | 6.9  | 9                | Si          | 10               | 1     | far from  | 5                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | db6     | 4.87 | 3.02 | 5.7  | 11               | Si          | 12               | 1.2   | far from  | 6                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | db7     | 6.46 | 3.26 | 7.2  | 13               | Si          | 14               | 1.4   | far from  | 7                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | db8     | 5.15 | 2.98 | 6.0  | 15               | Si          | 15               | 1.6   | far from  | 8                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | db9     | 6.69 | 3.36 | 7.5  | 17               | Si          | 18               | 1.8   | far from  | 9                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | db10    | 5.47 | 3.11 | 6.3  | 19               | Si          | 20               | 2     | far from  | 10                   | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | bior1.3 | 4.48 | 2.97 | 5.4  | 3, 7             | Si          | 5, 2             | 0, -1 | far from  | 0                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | bior1.5 | 3.87 | 3.08 | 4.9  | 3, 11            | Si          | 10, 2            | 0, -1 | far from  | 0                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | bior2.2 | 5.64 | 3.64 | 6.7  | 5, 5             | Si          | 5, 3             | 1, 0  | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | bior2.4 | 5.06 | 3.17 | 6.0  | 5, 9             | Si          | 9, 3             | 1, 0  | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | bior2.6 | 4.09 | 2.97 | 5.1  | 5, 13            | Si          | 13, 3            | 1, 0  | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | bior2.8 | 4.45 | 2.91 | 5.3  | 5, 17            | Si          | 17, 3            | 1, 0  | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | bior3.1 | 9.21 | 9.61 | 13.3 | 7, 3             | Si          | 4, 4             | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | bior3.3 | 4.83 | 4.16 | 6.4  | 7, 7             | Si          | 8, 4             | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | bior3.5 | 4.54 | 3.47 | 5.7  | 7, 11            | Si          | 11, 4            | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | bior3.7 | 5.34 | 3.24 | 6.2  | 7, 15            | Si          | 16, 4            | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | bior3.9 | 5.06 | 2.98 | 5.9  | 7, 19            | Si          | 20, 4            | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | bior4.4 | 5.48 | 3.19 | 6.3  | 9, 9             | Si          | 8, 7             | 3, 2  | far from  | 3                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | bior5.5 | 5.06 | 3.04 | 5.9  | 11, 11           | Si          | 9, 11            | 4, 3  | far from  | 4                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | bior6.8 | 4.99 | 2.94 | 5.8  | 13, 17           | Si          | 17, 11           | 5, 4  | far from  | 5                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | coif1   | 5.51 | 3.26 | 6.4  | 5                | Si          | 6                | poor  | near from | 2, 1                 | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | coif2   | 4.33 | 2.98 | 5.3  | 11               | Si          | 12               | poor  | near from | 4, 3                 | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | coif3   | 5.57 | 3.21 | 6.4  | 17               | Si          | 16               | poor  | near from | 6, 5                 | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | coif4   | 4.78 | 2.98 | 5.6  | 23               | Si          | 24               | poor  | near from | 8, 7                 | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | coif5   | 5.72 | 3.24 | 6.6  | 29               | Si          | 30               | poor  | near from | 10, 9                | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | sym2    | 4.09 | 2.91 | 5.0  | 3                | Si          | 4                | poor  | near from | 2                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | sym3    | 5.62 | 3.20 | 6.5  | 5                | Si          | 6                | poor  | near from | 3                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | sym4    | 5.86 | 3.19 | 6.7  | 7                | Si          | 8                | poor  | near from | 4                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | sym5    | 4.95 | 3.14 | 5.9  | 9                | Si          | 10               | poor  | near from | 5                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | sym6    | 5.54 | 2.99 | 6.3  | 11               | Si          | 12               | poor  | near from | 6                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | sym7    | 5.56 | 3.12 | 6.4  | 13               | Si          | 14               | poor  | near from | 7                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 3 | sym8    | 4.71 | 3.01 | 5.6  | 15               | Si          | 16               | poor  | near from | 8                    | Si  | Si    |

*Apéndice C: Procedimiento para evaluación del desempeño de la Técnica de Información Mutua*

**Tabla C.II-I. Continuación**

| S/R<br>(dB) | EFAS            | N | Wv     | ki    | lr   | D    | Support<br>width | Sop<br>comp | Long.<br>filtros | Regul | Simetria  | Vanishing<br>moments | Ort | Blort |
|-------------|-----------------|---|--------|-------|------|------|------------------|-------------|------------------|-------|-----------|----------------------|-----|-------|
| 2           | Wavelet Packets | 5 | db1    | 9.85  | 2.20 | 10.1 | 1                | Si          | 2                | 0.2   | far from  | 1                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | db2    | 11.51 | 2.96 | 11.9 | 3                | Si          | 4                | 0.4   | far from  | 2                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | db3    | 12.80 | 3.14 | 13.2 | 5                | Si          | 6                | 0.6   | far from  | 3                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | db4    | 14.11 | 3.54 | 14.5 | 7                | Si          | 8                | 0.8   | far from  | 4                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | db5    | 13.55 | 3.69 | 14.0 | 9                | Si          | 10               | 1     | far from  | 5                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | db6    | 14.80 | 3.69 | 15.3 | 11               | Si          | 12               | 1.2   | far from  | 6                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | db7    | 16.82 | 4.16 | 17.3 | 13               | Si          | 14               | 1.4   | far from  | 7                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | db8    | 15.99 | 4.10 | 16.5 | 15               | Si          | 15               | 1.6   | far from  | 8                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | db9    | 15.38 | 4.34 | 16.0 | 17               | Si          | 18               | 1.8   | far from  | 9                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | db10   | 15.79 | 4.64 | 16.5 | 19               | Si          | 20               | 2     | far from  | 10                   | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | bio1.3 | 10.48 | 2.43 | 10.8 | 3.7              | Si          | 5.2              | 0.1   | far from  | 0                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | bio1.5 | 12.95 | 2.88 | 13.3 | 3.11             | Si          | 10.2             | 0.1   | far from  | 0                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | bio2.2 | 11.98 | 3.11 | 12.4 | 5.5              | Si          | 5.3              | 1.0   | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | bio2.4 | 12.34 | 3.07 | 12.7 | 5.9              | Si          | 9.3              | 1.0   | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | bio2.6 | 12.70 | 3.17 | 13.1 | 5.13             | Si          | 13.3             | 1.0   | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | bio2.8 | 13.67 | 3.15 | 14.0 | 5.17             | Si          | 17.3             | 1.0   | far from  | 1                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | bio3.1 | 16.01 | 7.00 | 17.5 | 7.3              | Si          | 4.4              | 2.1   | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | bio3.3 | 15.23 | 3.99 | 15.7 | 7.7              | Si          | 8.4              | 2.1   | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | bio3.5 | 14.75 | 3.79 | 15.2 | 7.11             | Si          | 11.4             | 2.1   | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | bio3.7 | 11.98 | 3.55 | 12.5 | 7.15             | Si          | 16.4             | 2.1   | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | bio3.9 | 13.65 | 3.71 | 14.1 | 7.19             | Si          | 20.4             | 2.1   | far from  | 2                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | bio4.4 | 12.25 | 3.11 | 12.6 | 9.9              | Si          | 8.7              | 3.2   | far from  | 3                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | bio5.5 | 13.04 | 3.34 | 13.5 | 11.11            | Si          | 9.11             | 4.3   | far from  | 4                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | bio6.8 | 13.95 | 3.34 | 14.3 | 13.17            | Si          | 17.11            | 5.4   | far from  | 5                    | No  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | coif1  | 11.39 | 2.73 | 11.7 | 5                | Si          | 6                | poor  | near from | 2.1                  | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | coif2  | 15.98 | 2.98 | 16.3 | 11               | Si          | 12               | poor  | near from | 4.3                  | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | coif3  | 12.59 | 3.37 | 13.0 | 17               | Si          | 16               | poor  | near from | 6.5                  | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | coif4  | 13.94 | 3.50 | 14.4 | 23               | Si          | 24               | poor  | near from | 8.7                  | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | coif5  | 13.25 | 3.77 | 13.8 | 29               | Si          | 30               | poor  | near from | 10.9                 | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | sym2   | 11.51 | 2.96 | 11.9 | 3                | Si          | 4                | poor  | near from | 2                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | sym3   | 12.80 | 3.14 | 13.2 | 5                | Si          | 6                | poor  | near from | 3                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | sym4   | 12.64 | 2.87 | 13.0 | 7                | Si          | 8                | poor  | near from | 4                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | sym5   | 14.10 | 3.52 | 14.5 | 9                | Si          | 10               | poor  | near from | 5                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | sym6   | 12.69 | 3.24 | 13.1 | 11               | Si          | 12               | poor  | near from | 6                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | sym7   | 13.60 | 3.67 | 14.1 | 13               | Si          | 14               | poor  | near from | 7                    | Si  | Si    |
| 2           | Wavelet Packets | 5 | sym8   | 13.78 | 3.35 | 14.2 | 15               | Si          | 16               | poor  | near from | 8                    | Si  | Si    |

Tabla C.II-I. Continuación

| S/R<br>(dB) | EFAS              | N | Wv      | Id    | Ir    | D    | Support<br>width | Sop<br>comp | Long.<br>filtros | Regul | Simetría  | Vanishing<br>moments | Ort | Blort |
|-------------|-------------------|---|---------|-------|-------|------|------------------|-------------|------------------|-------|-----------|----------------------|-----|-------|
| -3          | Información Mutua | 3 | db1     | 7.59  | 11.92 | 14.1 | 1                | Si          | 2                | 0.2   | far from  | 1                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | db2     | 8.10  | 19.09 | 20.7 | 3                | Si          | 4                | 0.4   | far from  | 2                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | db3     | 9.72  | 16.96 | 19.5 | 5                | Si          | 6                | 0.6   | far from  | 3                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | db4     | 8.46  | 15.94 | 18.0 | 7                | Si          | 8                | 0.8   | far from  | 4                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | db5     | 9.73  | 12.26 | 15.7 | 9                | Si          | 10               | 1     | far from  | 5                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | db6     | 8.21  | 19.74 | 21.4 | 11               | Si          | 12               | 1.2   | far from  | 6                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | db7     | 11.08 | 12.76 | 16.9 | 13               | Si          | 14               | 1.4   | far from  | 7                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | db8     | 10.57 | 12.46 | 16.3 | 15               | Si          | 15               | 1.6   | far from  | 8                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | db9     | 11.35 | 17.43 | 20.8 | 17               | Si          | 18               | 1.8   | far from  | 9                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | db10    | 9.64  | 13.00 | 16.2 | 19               | Si          | 20               | 2     | far from  | 10                   | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | bior1.3 | 8.74  | 16.84 | 19.0 | 3, 7             | Si          | 5, 2             | 0, -1 | far from  | 0                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | bior1.5 | 8.15  | 16.13 | 18.1 | 3, 11            | Si          | 10, 2            | 0, -1 | far from  | 0                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | bior2.2 | 8.33  | 16.77 | 18.7 | 5, 5             | Si          | 5, 3             | 1, 0  | far from  | 1                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | bior2.4 | 10.75 | 13.32 | 17.1 | 5, 9             | Si          | 9, 3             | 1, 0  | far from  | 1                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | bior2.6 | 9.09  | 22.01 | 23.8 | 5, 13            | Si          | 13, 3            | 1, 0  | far from  | 1                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | bior2.8 | 8.09  | 16.31 | 18.2 | 5, 17            | Si          | 17, 3            | 1, 0  | far from  | 1                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | bior3.1 | 9.77  | 22.67 | 24.7 | 7, 3             | Si          | 4, 4             | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | bior3.3 | 10.35 | 13.57 | 17.1 | 7, 7             | Si          | 8, 4             | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | bior3.5 | 7.91  | 16.82 | 18.6 | 7, 11            | Si          | 11, 4            | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | bior3.7 | 8.47  | 15.95 | 18.1 | 7, 15            | Si          | 16, 4            | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | bior3.9 | 7.59  | 12.65 | 14.8 | 7, 19            | Si          | 20, 4            | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | bior4.4 | 10.90 | 17.27 | 20.4 | 9, 9             | Si          | 8, 7             | 3, 2  | far from  | 3                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | bior5.5 | 9.95  | 12.81 | 16.2 | 11, 11           | Si          | 9, 11            | 4, 3  | far from  | 4                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | bior6.8 | 7.63  | 16.42 | 18.1 | 13, 17           | Si          | 17, 11           | 5, 4  | far from  | 5                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | coif1   | 7.76  | 12.92 | 15.1 | 5                | Si          | 6                | poor  | near from | 2, 1                 | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | coif2   | 7.89  | 16.37 | 18.2 | 11               | Si          | 12               | poor  | near from | 4, 3                 | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | coif3   | 8.49  | 13.12 | 15.6 | 17               | Si          | 16               | poor  | near from | 6, 5                 | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | coif4   | 9.04  | 13.01 | 15.8 | 23               | Si          | 24               | poor  | near from | 8, 7                 | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | coif5   | 11.87 | 13.01 | 17.6 | 29               | Si          | 30               | poor  | near from | 10, 9                | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | sym2    | 8.10  | 19.01 | 20.7 | 3                | Si          | 4                | poor  | near from | 2                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | sym3    | 9.72  | 16.96 | 19.5 | 5                | Si          | 6                | poor  | near from | 3                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | sym4    | 7.32  | 12.83 | 14.8 | 7                | Si          | 8                | poor  | near from | 4                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | sym5    | 11.43 | 12.87 | 17.2 | 9                | Si          | 10               | poor  | near from | 5                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | sym6    | 8.34  | 17.06 | 19.0 | 11               | Si          | 12               | poor  | near from | 6                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | sym7    | 10.49 | 17.58 | 20.5 | 13               | Si          | 14               | poor  | near from | 7                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 3 | sym8    | 7.92  | 16.32 | 18.1 | 15               | Si          | 16               | poor  | near from | 8                    | Si  | Si    |

Tabla C.II-1. Continuación

| S/R<br>(dB) | EFAS              | N | WV      | Id    | I <sub>r</sub> | D    | Support<br>width | Sop<br>comp | Long.<br>filtros | Regul | Simetría  | Vanishing<br>moments | Ort | Blort |
|-------------|-------------------|---|---------|-------|----------------|------|------------------|-------------|------------------|-------|-----------|----------------------|-----|-------|
| -3          | Información Mutua | 5 | db1     | 12.35 | 9.31           | 15.5 | 1                | Si          | 2                | 0.2   | far from  | 1                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | db2     | 11.43 | 9.51           | 14.9 | 3                | Si          | 4                | 0.4   | far from  | 2                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | db3     | 11.36 | 9.95           | 15.1 | 5                | Si          | 6                | 0.6   | far from  | 3                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | db4     | 12.33 | 9.98           | 15.9 | 7                | Si          | 8                | 0.8   | far from  | 4                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | db5     | 11.38 | 9.37           | 14.7 | 9                | Si          | 10               | 1     | far from  | 5                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | db6     | 11.23 | 10.51          | 15.4 | 11               | Si          | 12               | 1.2   | far from  | 6                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | db7     | 10.67 | 10.25          | 14.8 | 13               | Si          | 14               | 1.4   | far from  | 7                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | db8     | 15.81 | 9.42           | 18.4 | 15               | Si          | 15               | 1.6   | far from  | 8                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | db9     | 11.64 | 10.77          | 15.9 | 17               | Si          | 18               | 1.8   | far from  | 9                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | db10    | 12.89 | 11.71          | 17.4 | 19               | Si          | 20               | 2     | far from  | 10                   | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | bior1.3 | 12.15 | 9.19           | 15.2 | 3, 7             | Si          | 5, 2             | 0, -1 | far from  | 0                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | bior1.5 | 12.56 | 11.24          | 16.9 | 3, 11            | Si          | 10, 2            | 0, -1 | far from  | 0                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | bior2.2 | 13.86 | 12.26          | 18.5 | 5, 5             | Si          | 5, 3             | 1, 0  | far from  | 1                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | bior2.4 | 11.26 | 10.08          | 15.1 | 5, 9             | Si          | 9, 3             | 1, 0  | far from  | 1                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | bior2.6 | 13.02 | 10.65          | 16.8 | 5, 13            | Si          | 13, 3            | 1, 0  | far from  | 1                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | bior2.8 | 11.76 | 9.80           | 15.3 | 5, 17            | Si          | 17, 3            | 1, 0  | far from  | 1                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | bior3.1 | 26.87 | 19.57          | 33.2 | 7, 3             | Si          | 4, 4             | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | bior3.3 | 15.48 | 10.13          | 18.5 | 7, 7             | Si          | 8, 4             | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | bior3.5 | 11.17 | 10.51          | 15.3 | 7, 11            | Si          | 11, 4            | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | bior3.7 | 14.41 | 9.08           | 17.0 | 7, 15            | Si          | 16, 4            | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | bior3.9 | 13.40 | 10.39          | 17.0 | 7, 19            | Si          | 20, 4            | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | bior4.4 | 11.70 | 10.56          | 15.8 | 9, 9             | Si          | 8, 7             | 3, 2  | far from  | 3                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | bior5.5 | 13.85 | 8.93           | 16.5 | 11, 11           | Si          | 9, 11            | 4, 3  | far from  | 4                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | bior6.8 | 8.74  | 11.39          | 14.4 | 13, 17           | Si          | 17, 11           | 5, 4  | far from  | 5                    | No  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | coif1   | 11.21 | 9.67           | 14.8 | 5                | Si          | 6                | poor  | near from | 2, 1                 | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | coif2   | 11.85 | 9.74           | 15.3 | 11               | Si          | 12               | poor  | near from | 4, 3                 | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | coif3   | 13.03 | 9.91           | 16.4 | 17               | Si          | 16               | poor  | near from | 6, 5                 | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | coif4   | 13.84 | 10.41          | 17.3 | 23               | Si          | 24               | poor  | near from | 8, 7                 | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | coif5   | 14.06 | 10.24          | 17.4 | 29               | Si          | 30               | poor  | near from | 10, 9                | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | sym2    | 11.43 | 9.51           | 14.9 | 3                | Si          | 4                | poor  | near from | 2                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | sym3    | 11.36 | 9.95           | 15.1 | 5                | Si          | 6                | poor  | near from | 3                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | sym4    | 9.07  | 11.10          | 14.3 | 7                | Si          | 8                | poor  | near from | 4                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | sym5    | 14.80 | 10.43          | 18.1 | 9                | Si          | 10               | poor  | near from | 5                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | sym6    | 13.65 | 9.83           | 16.8 | 11               | Si          | 12               | poor  | near from | 6                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | sym7    | 12.13 | 11.63          | 16.8 | 13               | Si          | 14               | poor  | near from | 7                    | Si  | Si    |
| -3          | Información Mutua | 5 | sym8    | 12.24 | 9.98           | 15.8 | 15               | Si          | 16               | poor  | near from | 8                    | Si  | Si    |



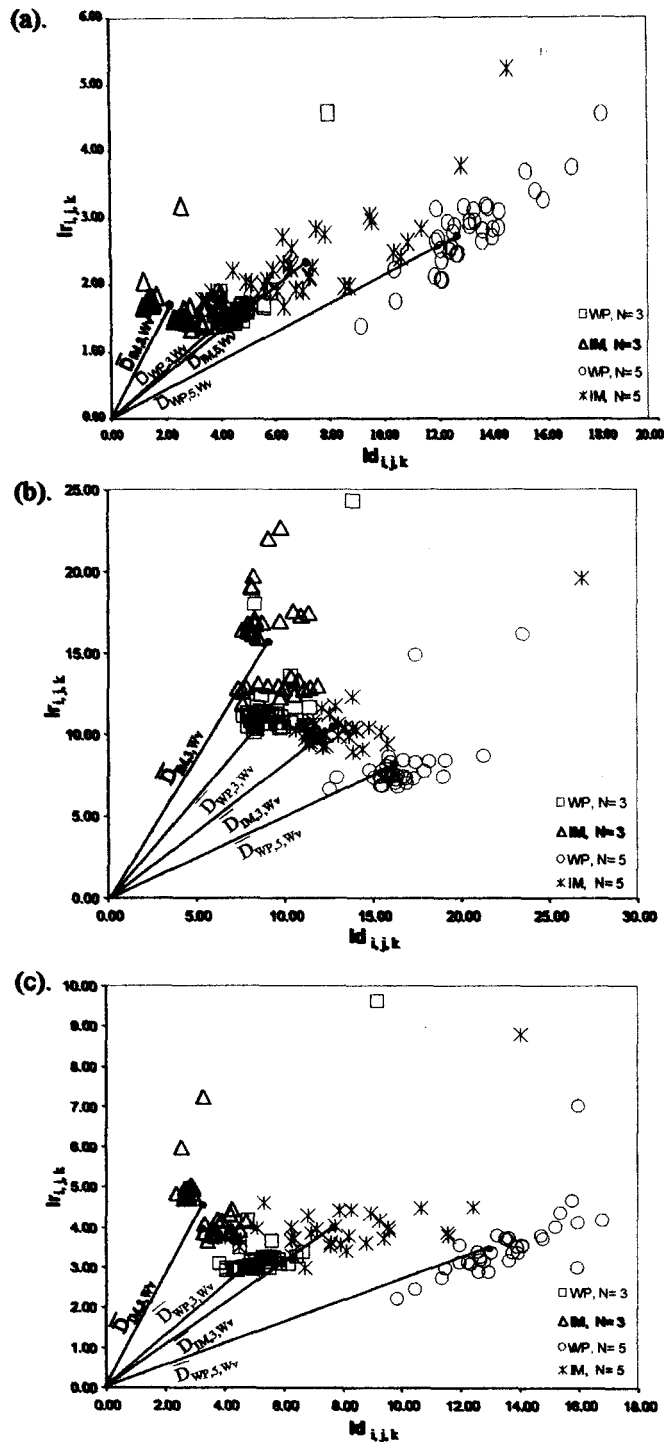
Tabla C.II-I. Continuación

| S/R<br>(dB) | EFAS            | N | Wv      | ld    | lr    | D    | Support<br>width | Sop<br>comp | Long.<br>filtros | Regul | Simetría  | Vanishing<br>moments | Ort | Blort |
|-------------|-----------------|---|---------|-------|-------|------|------------------|-------------|------------------|-------|-----------|----------------------|-----|-------|
| -3          | Wavelet Packets | 3 | db1     | 8.37  | 10.46 | 13.4 | 1                | Si          | 2                | 0.2   | far from  | 1                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | db2     | 8.00  | 10.48 | 13.2 | 3                | Si          | 4                | 0.4   | far from  | 2                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | db3     | 9.95  | 10.46 | 14.4 | 5                | Si          | 6                | 0.6   | far from  | 3                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | db4     | 8.38  | 11.02 | 13.8 | 7                | Si          | 8                | 0.8   | far from  | 4                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | db5     | 8.30  | 10.49 | 13.4 | 9                | Si          | 10               | 1     | far from  | 5                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | db6     | 9.21  | 10.65 | 14.1 | 11               | Si          | 12               | 1.2   | far from  | 6                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | db7     | 8.14  | 10.81 | 13.5 | 13               | Si          | 14               | 1.4   | far from  | 7                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | db8     | 9.82  | 11.09 | 14.8 | 15               | Si          | 15               | 1.6   | far from  | 8                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | db9     | 9.78  | 10.34 | 14.2 | 17               | Si          | 18               | 1.8   | far from  | 9                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | db10    | 9.52  | 11.21 | 14.7 | 19               | Si          | 20               | 2     | far from  | 10                   | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | bior1.3 | 7.99  | 11.29 | 13.8 | 3,7              | Si          | 5,2              | 0,-1  | far from  | 0                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | bior1.5 | 7.72  | 11.10 | 13.5 | 3,11             | Si          | 10,2             | 0,-1  | far from  | 0                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | bior2.2 | 11.48 | 11.64 | 16.3 | 5,5              | Si          | 5,3              | 1,0   | far from  | 1                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | bior2.4 | 8.14  | 11.09 | 13.8 | 5,9              | Si          | 9,3              | 1,0   | far from  | 1                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | bior2.6 | 8.38  | 17.94 | 19.8 | 5,13             | Si          | 13,3             | 1,0   | far from  | 1                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | bior2.8 | 8.28  | 10.74 | 13.6 | 5,17             | Si          | 17,3             | 1,0   | far from  | 1                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | bior3.1 | 13.89 | 24.22 | 27.9 | 7,3              | Si          | 4,4              | 2,1   | far from  | 2                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | bior3.3 | 10.37 | 13.56 | 17.1 | 7,7              | Si          | 8,4              | 2,1   | far from  | 2                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | bior3.5 | 8.75  | 12.41 | 15.2 | 7,11             | Si          | 11,4             | 2,1   | far from  | 2                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | bior3.7 | 8.87  | 11.41 | 14.3 | 7,15             | Si          | 16,4             | 2,1   | far from  | 2                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | bior3.9 | 8.53  | 11.60 | 14.4 | 7,19             | Si          | 20,4             | 2,1   | far from  | 2                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | bior4.4 | 8.12  | 11.02 | 13.7 | 9,9              | Si          | 8,7              | 3,2   | far from  | 3                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | bior5.5 | 9.60  | 11.45 | 14.9 | 11,11            | Si          | 9,11             | 4,3   | far from  | 4                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | bior6.8 | 8.29  | 10.10 | 13.1 | 13,17            | Si          | 17,11            | 5,4   | far from  | 5                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | coif1   | 10.39 | 10.66 | 14.9 | 5                | Si          | 6                | poor  | near from | 2,1                  | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | coif2   | 8.75  | 11.29 | 14.3 | 11               | Si          | 12               | poor  | near from | 4,3                  | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | coif3   | 9.67  | 10.71 | 14.4 | 17               | Si          | 16               | poor  | near from | 6,5                  | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | coif4   | 9.29  | 11.21 | 14.6 | 23               | Si          | 24               | poor  | near from | 8,7                  | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | coif5   | 9.54  | 10.71 | 14.3 | 29               | Si          | 30               | poor  | near from | 10,9                 | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | sym2    | 8.00  | 10.48 | 13.2 | 3                | Si          | 4                | poor  | near from | 2                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | sym3    | 9.95  | 10.46 | 14.4 | 5                | Si          | 6                | poor  | near from | 3                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | sym4    | 11.32 | 10.51 | 15.4 | 7                | Si          | 8                | poor  | near from | 4                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | sym5    | 8.44  | 10.57 | 13.5 | 9                | Si          | 10               | poor  | near from | 5                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | sym6    | 10.73 | 10.84 | 15.3 | 11               | Si          | 12               | poor  | near from | 6                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | sym7    | 8.50  | 10.28 | 13.3 | 13               | Si          | 14               | poor  | near from | 7                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 3 | sym8    | 9.12  | 11.14 | 14.4 | 15               | Si          | 16               | poor  | near from | 8                    | Si  | Si    |

Tabla CII-1. Continuación

| S/R<br>(dB) | EFAS            | N | WV      | Id    | I <sub>r</sub> | D    | Support<br>width | Sop<br>comp | Long.<br>filtros | Regul | Simetria  | Vanishing<br>moments | Ort | Blort |
|-------------|-----------------|---|---------|-------|----------------|------|------------------|-------------|------------------|-------|-----------|----------------------|-----|-------|
| -3          | Wavelet Packets | 5 | db1     | 15.58 | 6.83           | 17.0 | 1                | Si          | 2                | 0.2   | far from  | 1                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | db2     | 16.30 | 7.02           | 17.7 | 3                | Si          | 4                | 0.4   | far from  | 2                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | db3     | 16.06 | 7.38           | 17.7 | 5                | Si          | 6                | 0.6   | far from  | 3                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | db4     | 16.82 | 7.39           | 18.4 | 7                | Si          | 8                | 0.8   | far from  | 4                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | db5     | 15.82 | 7.52           | 17.5 | 9                | Si          | 10               | 1     | far from  | 5                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | db6     | 17.43 | 8.27           | 19.3 | 11               | Si          | 12               | 1.2   | far from  | 6                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | db7     | 16.73 | 8.35           | 18.7 | 13               | Si          | 14               | 1.4   | far from  | 7                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | db8     | 18.18 | 8.30           | 20.0 | 15               | Si          | 15               | 1.6   | far from  | 8                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | db9     | 19.15 | 8.36           | 20.9 | 17               | Si          | 16               | 1.8   | far from  | 9                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | db10    | 21.28 | 8.62           | 23.0 | 19               | Si          | 20               | 2     | far from  | 10                   | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | bior1.3 | 12.62 | 6.61           | 14.2 | 3, 7             | Si          | 5, 2             | 0, -1 | far from  | 0                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | bior1.5 | 13.01 | 7.34           | 14.9 | 3, 11            | Si          | 10, 2            | 0, -1 | far from  | 0                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | bior2.2 | 15.83 | 8.03           | 17.8 | 5, 5             | Si          | 5, 3             | 1, 0  | far from  | 1                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | bior2.4 | 17.47 | 14.80          | 22.9 | 5, 9             | Si          | 9, 3             | 1, 0  | far from  | 1                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | bior2.6 | 16.48 | 6.80           | 17.8 | 5, 13            | Si          | 13, 3            | 1, 0  | far from  | 1                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | bior2.8 | 15.51 | 7.39           | 17.2 | 5, 17            | Si          | 17, 3            | 1, 0  | far from  | 1                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | bior3.1 | 23.53 | 16.06          | 28.5 | 7, 3             | Si          | 4, 4             | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | bior3.3 | 15.96 | 8.58           | 18.1 | 7, 7             | Si          | 8, 4             | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | bior3.5 | 16.02 | 8.26           | 18.0 | 7, 11            | Si          | 11, 4            | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | bior3.7 | 15.57 | 7.77           | 17.4 | 7, 15            | Si          | 16, 4            | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | bior3.9 | 14.83 | 7.75           | 16.7 | 7, 19            | Si          | 20, 4            | 2, 1  | far from  | 2                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | bior4.4 | 15.94 | 7.57           | 17.6 | 9, 9             | Si          | 8, 7             | 3, 2  | far from  | 3                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | bior5.5 | 15.88 | 7.47           | 17.5 | 11, 11           | Si          | 9, 11            | 4, 3  | far from  | 4                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | bior6.8 | 15.43 | 7.39           | 17.1 | 13, 17           | Si          | 17, 11           | 5, 4  | far from  | 5                    | No  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | coif1   | 15.09 | 7.30           | 16.8 | 5                | Si          | 6                | poor  | near from | 2, 1                 | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | coif2   | 16.92 | 7.28           | 18.4 | 11               | Si          | 12               | poor  | near from | 4, 3                 | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | coif3   | 15.85 | 7.36           | 17.5 | 17               | Si          | 16               | poor  | near from | 6, 5                 | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | coif4   | 17.96 | 7.70           | 19.5 | 23               | Si          | 24               | poor  | near from | 8, 7                 | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | coif5   | 19.02 | 7.40           | 20.4 | 29               | Si          | 30               | poor  | near from | 10, 9                | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | sym2    | 16.30 | 7.02           | 17.7 | 3                | Si          | 4                | poor  | near from | 2                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | sym3    | 16.06 | 7.58           | 17.8 | 5                | Si          | 6                | poor  | near from | 3                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | sym4    | 15.50 | 6.85           | 16.9 | 7                | Si          | 8                | poor  | near from | 4                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | sym5    | 17.34 | 7.27           | 18.8 | 9                | Si          | 10               | poor  | near from | 5                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | sym6    | 16.95 | 7.02           | 18.3 | 11               | Si          | 12               | poor  | near from | 6                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | sym7    | 16.35 | 7.19           | 17.9 | 13               | Si          | 14               | poor  | near from | 7                    | Si  | Si    |
| -3          | Wavelet Packets | 5 | sym8    | 16.40 | 7.44           | 18.0 | 15               | Si          | 16               | poor  | near from | 8                    | Si  | Si    |

## Apéndice C: Procedimiento para evaluación del desempeño de la Técnica de Información Mutua



**Figura C.II.3.** Puntos  $(Id_{i,k}, Ir_{i,k})$  para todas las combinaciones EFAS-N-Wv y sus distancias medias  $D_{i,k}$  al punto  $(0,0)$ .  $Id_{i,k}$  e  $Ir_{i,k}$  son los índices de distorsión y de ruido calculados para cada combinación EFAS-N-Wv. (a).  $S/R = 7$  dB, (b).  $S/R = 2$  dB, (c).  $S/R = -3$  dB.

**Tabla C.II-II.** Estadística de las distancias calculadas para todas las combinaciones EFAS-N-Wv con diferente  $S/R^*$ .

| S/R (dB) | j= N | $\overline{D_{i,j,k}} \pm \sigma_{\overline{D_{i,j,k}}}^2$ |                |
|----------|------|------------------------------------------------------------|----------------|
|          |      | i= IM                                                      | i= WP          |
| 7        | 3    | $2.8 \pm 0.4$                                              | $4.7 \pm 0.3$  |
|          | 5    | $7.3 \pm 5.8$                                              | $13.3 \pm 2.6$ |
| 2        | 3    | $5.6 \pm 0.9$                                              | $6.0 \pm 0.4$  |
|          | 5    | $8.5 \pm 4.0$                                              | $13.8 \pm 2.9$ |
| -3       | 3    | $18.0 \pm 4.8$                                             | $14.4 \pm 1.7$ |
|          | 5    | $16.1 \pm 1.4$                                             | $18.2 \pm 2.9$ |

\* N: nivel de descomposición, IM: descomposición por Información Mutua, WP: descomposición por Wavelet Packets,  $\overline{D_{i,j,k}}$ : distancia media para cada combinación EFAS-N-Wv a  $(0,0)$ ,  $\sigma_{\overline{D_{i,j,k}}}^2$ : varianza de  $\overline{D_{i,j,k}}$ .

**Tabla C.II-III.** Primeras diez wavelets ordenadas en forma ascendente en función de sus distancias al punto  $(0,0)^*$ .

| SNR (dB) | Series de Wavelets                                                     |
|----------|------------------------------------------------------------------------|
| 7        | db6, bior2.8, bior6.8, bior2.6, coif4, sym8, bior3.7, db4, coif2, sym2 |
| 2        | sym4, coif3, db3, bior4.4, coif1, sym3, sym7, sym8, coif5, db6         |
| -3       | db1, bior3.9, sym4, coif1, coif3, db5, coif4, bior5.5, db10, db8       |

\* Cada serie fue obtenida para la mejor combinación elegida, IM-3, para diferentes niveles  $S/R$ .

Tabla C.II-IV. Varianza de los residuos ( $\sigma_r^2$ ) para las referencias temporales obtenidas de S1 y S2 en cada S/R utilizando los esquemas de filtrado IM-4-db6 y IM-3-db6\*.

| Para S1     |                   |      |                   |      |     |                   |      |
|-------------|-------------------|------|-------------------|------|-----|-------------------|------|
| S/R<br>(dB) | $\sigma_r^2$ iniS |      | $\sigma_r^2$ finS |      | NS  | $\sigma_r^2$ maxS |      |
|             | N=4               | N=3  | N=4               | N=3  |     | N=4               | N=3  |
| 7           | 1.9               | 2.0  | 25.7              | 25.4 | 150 | 0.8               | 0.7  |
| 2           | 4.0               | 3.4  | 53.4              | 35.4 | 142 | 10.4              | 4.1  |
| -3          | 7.3               | 10.2 | 69.0              | 46.8 | 112 | 18.8              | 15.1 |
| Para S2     |                   |      |                   |      |     |                   |      |
| 7           | 13.4              | 13.6 | 11.8              | 12.7 | 150 | 26.2              | 22.2 |
| 2           | 25.3              | 15.7 | 25.0              | 20.3 | 145 | 10.4              | 4.11 |
| -3          | 28.9              | 22.4 | 27.1              | 32.9 | 119 | 49.5              | 37.8 |

\*  $\sigma_r^2$  iniS,  $\sigma_r^2$  finS y  $\sigma_r^2$  maxS representan la  $\sigma_r^2$  de los puntos de inicio (ini), final (fin) y máximo (max) detectados en la envolvente de S1 y S2. NS<sup>3</sup> es el número de sonidos cardiacos utilizados para calcular  $\sigma_r^2$  en los inicios y finales. N es el nivel de descomposición utilizado.

### C.II.3. Discusión

Como puede observarse en la figura C.II.3 (incisos (a), (b) y (c)), cada combinación EFAS-N se agrupó en diferentes partes de las gráficas, esto muestra la influencia de dichos esquemas de filtrado sobre el grupo de señales de prueba y proporciona información sobre los cambios en el ruido de fondo y la distorsión generada sobre la envolvente del FCGf. Estos resultados llevan a pensar que los índices propuestos son lo suficientemente sensibles como para permitir la evaluación de cada esquema de filtrado y seleccionar los parámetros que aseguren el mejor desempeño del esquema a utilizar con fines de preprocesamiento del FCGf. La observación de estas gráficas, en particular de los incisos (a) y (b), indica también que para niveles de S/R entre 7 dB y 2 dB ambos esquemas de filtrado se desempeñan mejor cuando se utilizan tres niveles de descomposición en lugar de 5, esto se aprecia gráficamente con la distancia de los grupos de wavelets al punto (0,0) e indica que el uso de tres niveles de descomposición genera la menor distorsión sobre la morfología de los sonidos cardiacos. En ambas figuras se observa también la diferencia entre la dispersión de los puntos cuando se utilizan tres y cinco niveles de descomposición. Estos resultados pueden verse cuantitativamente en la tabla C.II-II, en ella se aprecia que para todos los casos, a excepción de IM-5, siempre se presentaron las menores distancias medias y dispersiones cuando se utilizaron tres niveles de descomposición, además, es notoria también la diferencia entre la magnitud de las dispersiones generadas por cada nivel.

En el caso particular de la S/R= -3 dB mostrado en el inciso (c) de la figura C.II.3, no resultó tan evidente la diferencia entre el desempeño de los métodos, por ello fue necesario acudir a los valores cuantitativos de la tabla C.II-II y se encontró que IM se desempeñó mejor con cinco niveles de descomposición que con tres. También se encontró que el método de WP tuvo mejor desempeño que IM para tres niveles de descomposición. Estos resultados se atribuyeron a la baja

<sup>3</sup> Es importante hacer notar que el algoritmo en esta etapa no genera pila alguno ya que el usuario los marca, por ello se utilizan 150 máximos S1 o S2. Sin embargo, al aplicar el umbral iterativo para la detección de los inicios y finales, puede darse el caso de que el umbral supere el sonido cardiaco (cuando es de baja amplitud o el ruido de fondo es de amplitud considerable) y se produzcan entonces pérdidas al no detectar inicios y finales. Este problema fue solucionado posteriormente a la generación de estos resultados.

S/R característica de esta señal y se consideró demasiado extremo tomar en cuenta esta evaluación para la metodología propuesta, ya que evidentemente no puede contender con condiciones de ruido tan extremas.

Ahora, ¿qué hace tan diferente el desempeño de los métodos cuando se cambia de tres a cinco niveles?. Estos resultados se han atribuido a las características de la señal a preprocesar, esto es, si consideramos que la duración de los sonidos cardiacos en el FCG de adultos (S1) está entre 100 y 120 ms [Joo et al, 1983], y sabemos que nuestro banco de datos fue simulado con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz, esto significa que cada S1 tiene 120 puntos en el nivel 0 de descomposición, 60 en el 1, 30 en el 2, 15 en el 3, 7 en el cuatro y 3 en el quinto<sup>4</sup>. Esta cantidad de puntos se considera insuficiente para el proceso de umbralización y lo hace incapaz de generar el umbral adecuado para el filtrado de los nodos terminales, de ahí el deterioro de ambos métodos cuando el número de niveles de descomposición se incrementa. Otro factor que ha sido considerado, y al cual se atribuye la diferencia en la dispersión de puntos entre métodos cuando  $N=5$ , es el patrón utilizado en el criterio de IM. Como se mencionó en la sección 4.2, este patrón es un sonido cardiaco promedio y eso significa que conforme el número de niveles de descomposición se incrementa, se cuenta con menos puntos y puede alterarse el proceso de generación de la mejor base o árbol de descomposición.

En el párrafo anterior se ha mencionado que las características del FCGf están estrechamente relacionadas con el desempeño de los EFAS para el filtrado de la señal, y como se ha visto, la principal limitante es el hecho de que los sonidos cardiacos son eventos transitorios con cambios en los componentes en frecuencia a lo largo del tiempo [Obaidat, 1993]. Ahora, aunque el análisis tiempo-frecuencia ha mostrado ventajas sobre otros métodos, es evidente que también tiene ciertas limitaciones, sobre todo en términos del número de niveles de descomposición adecuado para el análisis del FCG y definitivamente no es adecuado el empleo de un número de niveles de descomposición alto [Maple et al, 1999]. Así que, tomando en cuenta los resultados de la tabla C.II-II, llegamos a la obtención del primer parámetro para el preprocesamiento adecuado del FCGf,  $N=3$ .

El segundo punto a resolver sobre nuestra metodología era la evaluación del esquema de preprocesamiento propuesto para el FCGf, y como puede verse en la tabla C.II-II, los mejores índices de desempeño se obtuvieron para el criterio de Información Mutua, esto nos lleva a concluir que la búsqueda y generación del mejor árbol de descomposición, aunque lento por el proceso de búsqueda del patrón, resulta útil para los propósitos perseguidos en este trabajo, mejorar la S/R sin distorsionar la morfología de la señal. Así entonces, el segundo parámetro adecuado para el preprocesamiento del FCGf es el *criterio de Información Mutua*.

Una vez seleccionada la combinación IM-3, procedemos a la búsqueda del tercer parámetro, Wv. Como puede verse en la tabla C.II-III, la wavelet más cercana al punto (0,0) no fue la misma para cada S/R lo cual lleva a suponer que no existe una wavelet única. Sin embargo, con el interés de estandarizar el procedimiento propuesto, se optó por elegir a la wavelet de la familia Daubechies de orden 6 (*db6*) debido a que fue la única que apareció en el grupo de las primeras 10 wavelets para niveles de S/R de 7 dB y 2 dB. La S/R de -3 dB no fue considerada en esta selección debido a las inconsistencias en el desempeño del esquema de filtrado mostradas en la tabla C.II-II. Volviendo a la figura C.II.3, y con relación a las wavelets, se observa que en todos los casos se presentaron wavelets que se alejaron de los grupos, esto es notorio sobre todo en los incisos (a) y (b). Al analizar la tabla C.II-I, se observó que esta wavelet siempre fue la

<sup>4</sup> Esto claro en el caso de adultos, en fetos la duración de los sonidos cardiacos es menor, lo cual complica más el problema y hace suponer que es la principal causa de la disminución en el desempeño del método.

### *Apéndice C: Procedimiento para evaluación del desempeño de la Técnica de Información Mutua*

misma, bior3.1 y probablemente su comportamiento se deba a la pobre similitud entre esta wavelet y la morfología de los sonidos cardiacos. Por lo tanto, esta wavelet no debe ser empleada en el preprocesamiento del FCGf.

Finalmente, como se aprecia en la tabla C.II-IV, al comparar el mejor esquema (IM-3-db6) con el empleado anteriormente (IM-4-db6), se generaron algunos cambios respecto a la extracción de referencias temporales: la detección del inicio y final sufrió un pequeño decremento cuando  $S/R = 7$  dB pero mejoró cuando  $S/R = 2$  dB, y respecto al máximo, para todos los casos se logró mejorar la detección con el nuevo esquema.

Estos resultados indican claramente que el objetivo planteado para esta sección se alcanzó satisfactoriamente ya que debemos recordar que nuestra mayor preocupación era mantener sin alteraciones la morfología de los sonidos cardiacos. De esta manera es posible concluir que el esquema de preprocesamiento IM-3-db6 tiene posibilidades importantes para asegurar una extracción confiable de referencias temporales provenientes del FCGf aunque evidentemente es necesario evaluar del desempeño del esquema en un banco de datos constituido por señales adquiridas.

#### *C.II.4. Conclusiones parciales*

Tras finalizar esta sección se ha llegado a la selección del mejor esquema de filtrado para el FCGf, este esquema está basado en análisis multirresolución para la generación del mejor árbol de descomposición a través de la Técnica de Información Mutua, esto utilizando tres niveles de descomposición y la wavelet Daubechies de sexto orden.

### **SECCIÓN III. Evaluación del esquema de umbralización propuesto**

En la sección anterior se obtuvieron los parámetros óptimos para mejorar el desempeño de la primera etapa de preprocesamiento del FCGf, la generación del mejor árbol de descomposición. Los resultados mostraron que la combinación IM-3-db6 incrementa la S/R y genera la menor distorsión sobre la morfología de los sonidos cardiacos, ahora se procederá a evaluar la etapa de umbralización para determinar cuánto influye sobre la distorsión de la señal filtrada. Como se describió en la sección 4.2.3, una vez que se ha generado el mejor árbol de descomposición, los nodos terminales son evaluados para determinar si deben ser umbralizados o no. Para ello se utiliza el índice de correlación de cada nodo, y si se decide que debe ser umbralizado, entonces se calcula el nivel de umbralización utilizando una desviación estándar del valor absoluto de los coeficientes contenidos en ese nodo (para mayor detalle del proceso vea la sección 4.2.3). Ahora, ¿será adecuado el uso de este criterio para umbralizar adecuadamente los coeficientes en el mejor árbol de descomposición?, o mejor dicho ¿será éste el umbral óptimo para filtrar los nodos?

Estas no son preguntas fáciles de contestar, sobre todo si se tiene en cuenta que el incremento en el umbral intensifica el filtrado del FCGf con el consecuente deterioro de la morfología de los sonidos cardiacos (deterioro en la detección de los máximos). Por otra parte, un umbral de baja magnitud respetaría la morfología de los sonidos sin ser capaz de reducir el ruido de fondo lo cual se reflejaría en el deterioro de la extracción de referencias temporales (inicio y fin). De aquí la importancia en la selección adecuada del umbral para el filtrado, siempre teniendo en cuenta la relación entre la precisión para la detección de las referencias temporales y el filtrado del FCGf.

#### **C.III.1. Metodología**

Para evaluar el criterio de umbralización propuesto, y con la noción de que el umbral influye estrechamente la relación S/R vs distorsión de la morfología de los sonidos cardiacos, se pensó en realizar un barrido utilizando valores distintos del umbral ( $\lambda$ ) y evaluar su influencia sobre los índices de desempeño descritos en las expresiones C.II.2 y C.II.3 esperando encontrar así el valor óptimo. Este proceso hubiese resultado complejo y estaría en función de la resolución a utilizar para el barrido en  $\lambda$  así como su rango dinámico<sup>5</sup>. Para evitar este proceso, se hizo uso del concepto de Validación Cruzada Generalizada para umbralización wavelet (VCG) propuesto por Jansen et al en 1997 [Jansen et al, 1997]. En su trabajo Jansen et al plantean la relación entre la varianza (ruido de fondo para este trabajo) y el sesgo (distorsión para este trabajo) de la señal como una función de  $\lambda$ . Esta relación plantea que el incremento de  $\lambda$  reduce la varianza e incrementa el sesgo y viceversa, indica también que existe un punto,  $\lambda_{\text{optima}}$ , para el cual se genera la varianza y el sesgo mínimos. De esta manera establecen un compromiso varianza-sesgo mediante una función de riesgo que se expresa con la ecuación C.III.1, y que debe ser minimizada para encontrar el umbral óptimo ( $\lambda_{\text{optima}}$ ).

$$\text{Riesgo}(\lambda) = \text{Varianza}(\lambda)_{\text{FCG}} + \text{Sesgo}(\lambda)_{\text{FCG}}, \dots\dots\dots \text{C.III.1}$$

<sup>5</sup> Por ejemplo, pudo realizarse un barrido en pasos de 0.1 desde  $0*\lambda$  hasta  $3*\lambda$  si se deseaba considerar hasta 3 desviaciones estándar en los datos contenidos en el nodo a umbralizar.

### Apéndice C: Procedimiento para evaluación del desempeño de la Técnica de Información Mutua

Así, utilizando la serie de Fibonacci, Jansen et al minimizan esta función de riesgo y generan el umbral óptimo para umbralizar los coeficientes de cualquier nodo en un árbol de descomposición. De esta manera, considerando al umbral generado por VCG como el patrón, se procedió a evaluar el desempeño de la metodología propuesta utilizando los índices descritos en las expresiones C.II.2, C.II.3 y combinándolos para generar nuestra propia función de riesgo tal y como lo muestra la expresión C.III.2:

$$\text{Riesgo}(\lambda) = Id(\lambda)_{FCG} + Ir(\lambda)_{FCG}, \dots\dots\dots \text{C.III.2}$$

donde:

$\lambda = \text{std}(\text{abs}(\text{coeficientes en el } i\text{-ésimo nodo terminal}))$

La comparación del desempeño de cada umbral ( $\lambda$  utilizando nuestro criterio ( $\lambda_{\sigma}$ ), y  $\lambda_{VCG}$ ) se realizó utilizando los índices de distorsión y ruido generados para cada uno. Para ello se preprocesaron los primeros 10 segundos (49 sonidos) de las señales de FCGf simuladas utilizando las combinaciones IM-3-db6- $\lambda_{\sigma}$  y IM-3-db6- $\lambda_{VCG}$  y se calcularon sus valores de Id, Ir y sus funciones de riesgo. Después, para corroborar los resultados obtenidos, y teniendo en cuenta que 10 sonidos eran poco representativos, se calculó la precisión en la extracción de referencias temporales para dos niveles diferentes de S/R (S/R= 7 dB y S/R= 2 dB) utilizando las señales completas (150 ciclos cardiacos).

#### C.III.2. Resultados

La tabla C.III-I muestra los resultados obtenidos para los índices de desempeño Id e Ir ante los umbrales calculados por el criterio propuesto en este trabajo y el umbral patrón generado por VCG ante los cambios en S/R.

**Tabla C.III-I. Índices de desempeño y funciones de riesgo obtenidos\* al aplicar dos criterios de generación de umbral para umbralización de nodos en el esquema de análisis multirresolución IM-3-db6.**

| S/R<br>(dB) | $\lambda_{VCG}$ |      |        | $\lambda_{\sigma}$ |      |        |
|-------------|-----------------|------|--------|--------------------|------|--------|
|             | Id              | Ir   | Riesgo | Id                 | Ir   | Riesgo |
| 7           | 1.02            | 1.70 | 2.72   | 1.19               | 1.68 | 2.87   |
| 2           | 2.74            | 4.70 | 7.44   | 2.68               | 4.70 | 7.38   |

\*  $\lambda_{VCG}$  representa el umbral óptimo o patrón,  $\lambda_{\sigma}$  representa el umbral a evaluar propuesto en este trabajo, Id es el índice de distorsión e Ir es el índice de ruido en la envolvente del FCGf preprocesado.

La tabla C.III-II muestra los resultados obtenidos para la extracción de referencias temporales provenientes de 150 ciclos del FCGf simulado ante los cambios en la S/R.



**Tabla C.III-II. Varianza de los residuos ( $\sigma_r^2$ ) para las referencias temporales obtenidas de S1 en cada S/R utilizando dos criterios para generación del umbral\*.**

| <b>Para S1</b>      |                                      |                    |                                      |                    |           |                                      |                    |
|---------------------|--------------------------------------|--------------------|--------------------------------------|--------------------|-----------|--------------------------------------|--------------------|
| <b>S/R<br/>(dB)</b> | <b><math>\sigma_r^2</math>, iniS</b> |                    | <b><math>\sigma_r^2</math>, finS</b> |                    | <b>NS</b> | <b><math>\sigma_r^2</math>, maxS</b> |                    |
|                     | $\lambda_{VCG}$                      | $\lambda_{\sigma}$ | $\lambda_{VCG}$                      | $\lambda_{\sigma}$ |           | $\lambda_{VCG}$                      | $\lambda_{\sigma}$ |
| <b>7</b>            | 2.25                                 | 2.46               | 27.80                                | 28.20              | 24        | 0.39                                 | 0.58               |
| <b>2</b>            | 2.79                                 | 2.79               | 40.31                                | 39.87              | 23        | 2.74                                 | 2.82               |
| <b>Para S2</b>      |                                      |                    |                                      |                    |           |                                      |                    |
| <b>7</b>            | 13.24                                | 13.62              | 15.30                                | 15.88              | 24        | 24.06                                | 23.91              |
| <b>2</b>            | 11.90                                | 11.84              | 24.32                                | 25.16              | 23        | 25.07                                | 25.36              |

\*  $\sigma_r^2$ iniS,  $\sigma_r^2$ finS y  $\sigma_r^2$ maxS representan la  $\sigma_r^2$  de los puntos de inicio (ini), final (fin) y máximo (max) detectados en la envolvente de S1 y S2. NS es el número de sonidos cardiacos utilizados para calcular  $\sigma_r^2$  en los inicios y finales.  $\lambda_{VCG}$  representa el umbral patrón y  $\lambda_{\sigma}$  representa el umbral propuesto en este trabajo.

### C.III.3. Discusión y conclusiones parciales

Como se observa en la tabla C.III-I, cuando se comparan las funciones de riesgo para ambos criterios de generación de umbral, no se generan diferencias apreciables entre ambos métodos, al menos bajo las condiciones de S/R evaluadas. Estos resultados hacen suponer que ambas metodologías de generación de umbral tienen características similares y podrían ser intercambiables ya que generan índices de distorsión y ruido similares. Ahora, si recordamos que se está considerando el umbral generado por VCG como el patrón, entonces el criterio propuesto en este trabajo está muy cercano al mínimo de la función de riesgo y hace suponer que se ha alcanzado el mejor desempeño del método de preprocesamiento propuesto. Estas observaciones se confirman al calcular la varianza de los residuos en la tabla C.III-II, en ella se aprecia que no existen cambios importantes en la precisión de detección al utilizar uno u otro criterio de generación de umbral.

### SECCIÓN IV. Conclusiones finales

En este Apéndice se ha realizado la evaluación de la metodología de preprocesamiento por análisis multirresolución propuesta para el filtrado del FCGf. Los resultados han mostrado que la generación del mejor árbol de descomposición utilizando 3 niveles, y la wavelet de la familia Daubechies de sexto orden bajo un esquema de análisis por subbandas utilizando el criterio de Información Mutua (IM-3-db6) incrementa la S/R y genera baja distorsión en el FCGf. También se observó que este esquema IM-3-db6, en combinación con la umbralización de algunos nodos terminales utilizando la información estadística de los coeficientes de cada nodo genera índices de riesgo bajos y comparables con la metodología propuesta por Jansen et al. Estos resultados son prometedores para los fines de este trabajo aunque aún es necesario realizar pruebas sobre señales adquiridas.

## *Apéndice D: Procedimiento para selección de la mejor envolvente para extracción de referencias temporales*

### *Apéndice D: Procedimiento para selección de la mejor envolvente para extracción de referencias temporales*

Durante la primera etapa de este trabajo se coincidió con otros autores en el hecho de que la extracción de referencias temporales provenientes del Fonocardiograma de adultos (FCG) o fetos (FCGf) debía ser realizada con ayuda de la envolvente asociada a los sonidos cardiacos [Iwata et al, 1980], [Baranek et al, 1989], [Groch et al, 1992], [Peña et al, 1994], [Haghighi-Mood et al, 1995], [Ortiz, 1997], [Liang et al, 1997], [Tovar et al, 1997], y recientemente Liang [Liang et al, 1998] y Kovács [Kovács et al, 2000] han continuado con este criterio. Al momento de realizar la revisión bibliográfica para este trabajo, algunos de estos autores habían hecho uso de modelos autorregresivos [Iwata et al, 1980], [Haghighi-Mood et al, 1995] o filtros analógicos [Groch et al, 1992] para obtener la envolvente del FCG; por su parte, Baranek et al [Baranek et al, 1989] habían evaluado la Transformada de Hilbert y el valor absoluto como un recurso para la generación de la envolvente asociada al FCG y otros habían preprocesado el FCGf antes de la generación de la envolvente [Peña et al, 1994], [Ortiz, 1997]. En esta sección se describen algunos de estos métodos y se evalúa su desempeño con el propósito de generar una envolvente que facilite la extracción confiable de referencias temporales provenientes del FCGf. Los resultados obtenidos en este trabajo permitieron la selección de la metodología de generación de una envolvente adecuada y sentaron la base para el resto del proceso de generación del Cardiotacograma (CTG).

#### *D.1. Metodología*

A continuación se describe la metodología seguida para la generación y selección de la envolvente del FCGf seguida durante la primera etapa de este trabajo de investigación.

##### *D.1.1. Generación de envolventes*

Tomando en cuenta los resultados obtenidos en trabajos previos para la generación de envolventes a partir del FCGf y dada la propuesta de Baranek et al del uso de un umbral iterativo para la detección de los inicios y finales de los sonidos cardiacos en la envolvente generada por valor absoluto o Transformada de Hilbert en adultos, se optó por evaluar y comparar estos tres métodos. Así, en esta sección se describen los resultados obtenidos al utilizar la envolvente por valor absoluto (Baranek et al), la envolvente por valor absoluto de la derivada (Peña et al) y la envolvente por Transformada de Hilbert (Baranek et al). Cada uno de estos métodos se describe a continuación:

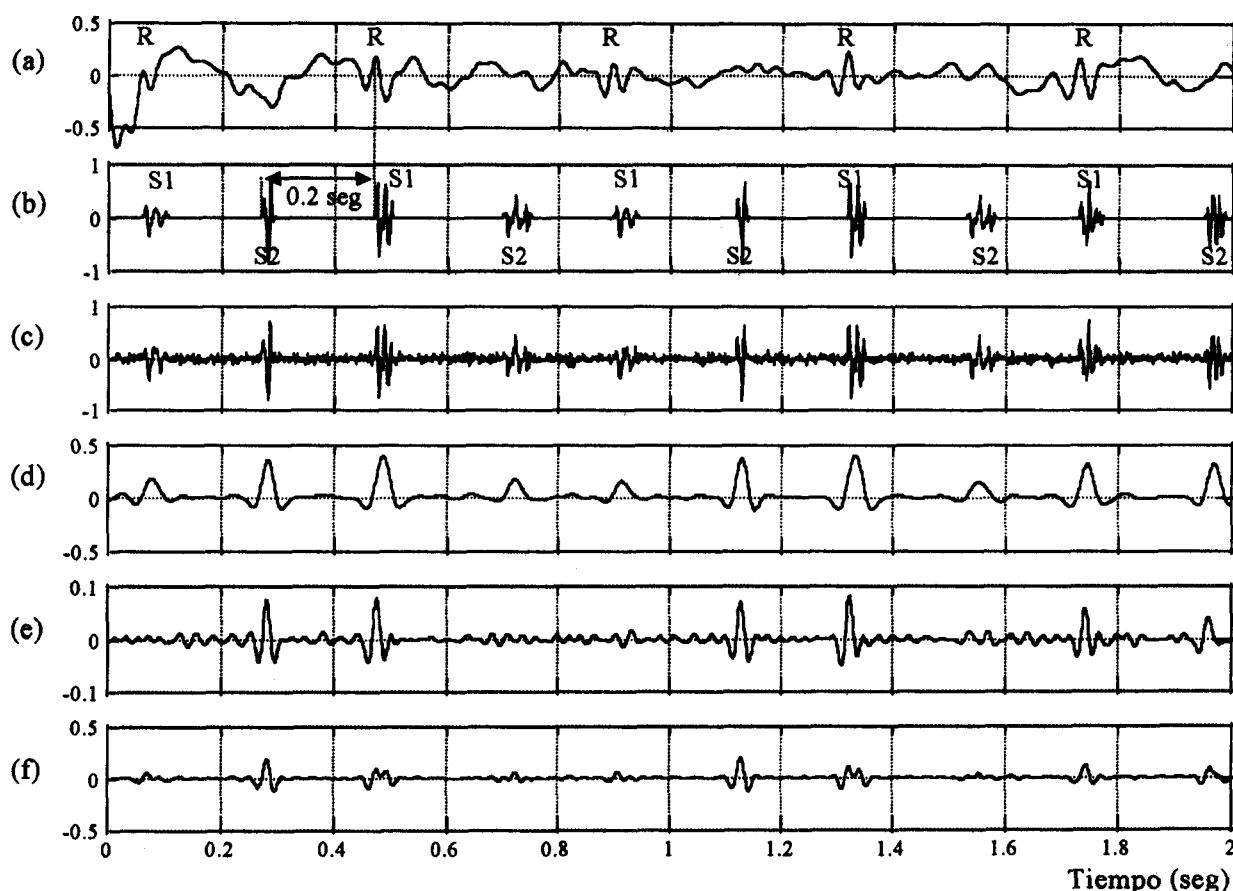
- **Envolvente del valor absoluto del FCG (VA):** Método aplicado por Groch et al [Groch et al, 1992], Liang et al [Liang et al, 1998], Kovács et al [Kovács et al, 2000] y Baranek et al [Baranek et al, 1989]. En este método la señal rectificada de cada FCGf se filtró mediante un filtro FIR pasa-banda de 60 coeficientes y frecuencias de corte entre 30 Hz y 40 Hz con el fin de disminuir la presencia de ruido en la envolvente. Esta banda es ligeramente superior a la empleada por Ortiz [Ortiz, 1997] ya que pruebas preliminares mostraron que el algoritmo de detección de inicio y fin se comportaba mejor en esta banda de frecuencias.
- **Envolvente del valor absoluto de la derivada del FCG (VAD):** Método propuesto por Peña et al [Peña et al, 1994] y retomado por Ortiz [Ortiz, 1997]. Como una modificación al método anterior, y con el propósito de facilitar la detección de los sonidos cardiacos, se calcularon 3

*Apéndice D: Procedimiento para selección de la mejor envolvente para extracción de referencias temporales*

derivadas del FCGf, se rectificó la señal obtenida y se filtró utilizando un filtro FIR pasa-banda de 60 coeficientes y frecuencias de corte entre 30 Hz y 40 Hz.

- **Envolvente por Transformada de Hilbert del FCG (TH):** Método aplicado por Baranek et al [Baranek et al, 1989]. En este método los términos de frecuencia negativos de la FFT obtenida de toda la señal se igualaron a cero, y los términos restantes, a excepción del término de corriente directa (CD) y el de frecuencia máxima, fueron multiplicados por 2. Después de obtener la magnitud de la Transformada de Hilbert del FCGf, se aplicó un filtro digital tipo FIR pasa-banda de 80 coeficientes y frecuencias de corte de 30 Hz a 40 Hz. Esto permitió estimar las envolventes de cada señal de FCGf por este método.

Cada método de generación de envolvente fue aplicado al grupo de señales simuladas descrito en la sección 4.1.2. Las figuras D.1 y D.2 muestran las envolventes de dos de estas señales para una relación señal a ruido (S/R) igual a 7 y 2 dB respectivamente.

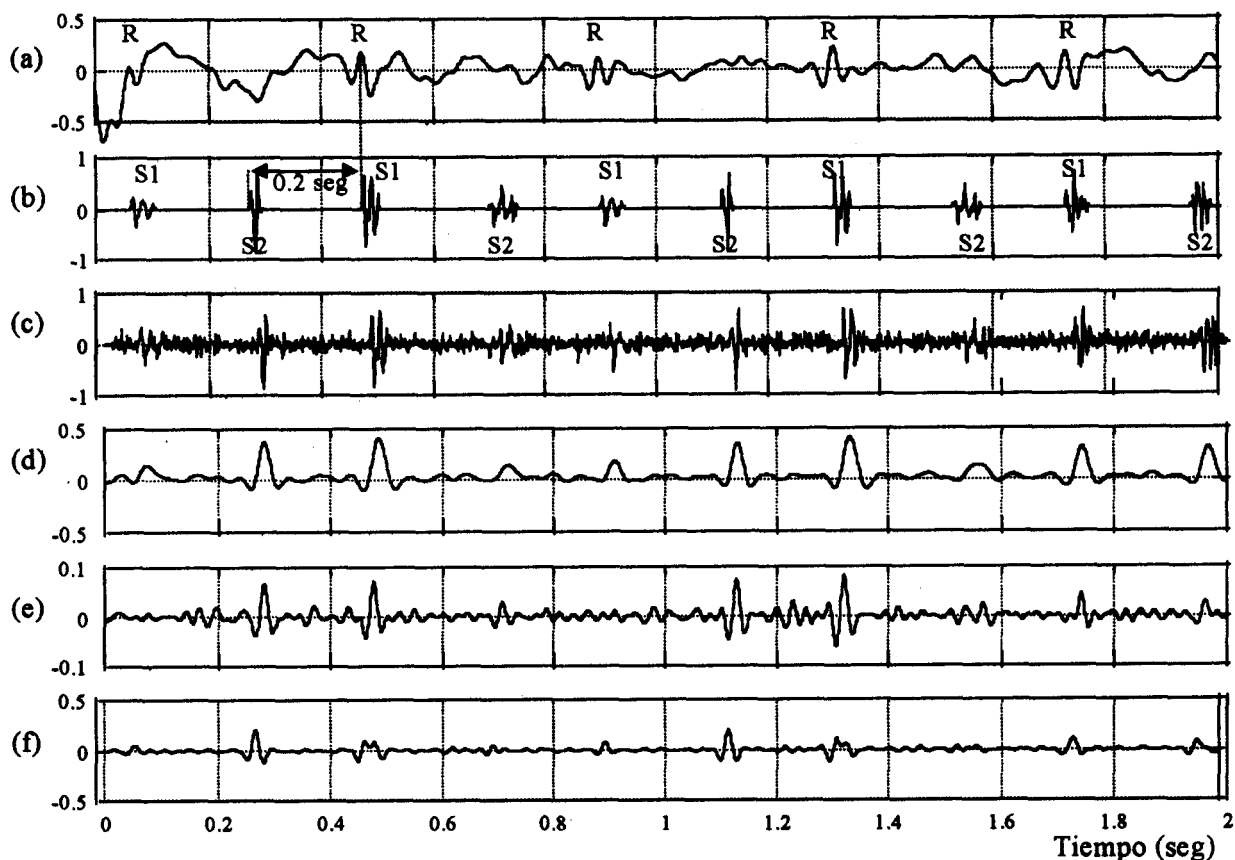


**Figura D.1.** Envolventes del FCGf obtenidas por tres métodos diferentes: (a) Ondas R fetales. (b) FCGf simulado. (c) Señal de FCGf contaminada con ruido gaussiano coloreado de media cero para producir una S/R igual a 7 dB. (d) Envolvente estimada por Transformada de Hilbert. (e) Envolvente estimada por valor absoluto de la derivada, y (f) Envolvente estimada por valor absoluto. El eje vertical representa la amplitud en volts.

## Apéndice D: Procedimiento para selección de la mejor envolvente para extracción de referencias temporales

### D.1.2. Evaluación de los métodos de generación de envolventes

Para seleccionar uno de los tres métodos de generación de envolventes se midieron tres parámetros bajo condiciones de S/R diferentes: la precisión para la detección de los puntos de inicio, máximo y fin de los picos generados (inicio de S1 (iniS1), máximo de S1 (maxS1), final de S1 (finS1), inicio de S2 (iniS2), máximo de S2 (maxS2), final de S2 (finS2)), el número de falsos positivos (FP) y el número de falsos negativos (FN).



**Figura D.2.** Envolventes del FCGf obtenidas por tres métodos diferentes: (a) Ondas R fetales. (b) FCGf simulado. (c) Señal de FCGf contaminada con ruido gaussiano coloreado de media cero para producir una S/R igual a 2 dB. (d) Envolvente estimada por Transformada de Hilbert. (e) Envolvente estimada por valor absoluto de la derivada, y (f) Envolvente estimada por valor absoluto. El eje vertical representa la amplitud en volts.

1. **Detección de los puntos de inicio, máximos y fin en las envolventes de los sonidos cardiacos:**  
La detección de los puntos de inicio y fin de las envolventes correspondientes a los sonidos cardiacos, se realizó por medio del algoritmo de umbral iterativo propuesto por Baranek et al [Baranek et al, 1989]. En este método la envolvente del FCG se segmenta en ciclos cardiacos utilizando como referencia la posición de la onda R fetal menos 50 ms. Una vez que se ha segmentado la envolvente, se despliega cada ciclo cardiaco y el usuario selecciona los picos que considera representan la envolvente de S1 y S2. El algoritmo busca el mínimo inmediato a cada lado de los picos seleccionados (un par por cada pico) y asume que cualquier dato fuera de los límites de cada par de mínimos representa ruido de la señal. El umbral de la

#### *Apéndice D: Procedimiento para selección de la mejor envolvente para extracción de referencias temporales*

primera iteración se determina calculando el valor medio ( $\mu$ ) y la desviación estándar ( $\sigma$ ) del ruido utilizando la expresión D.1:

$$Umbral = \mu + C * \sigma, \dots\dots\dots D.1$$

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

2. *Cálculo del número de FP y FN:* El total de FP se calculó contando manualmente el número de picos que superaban al umbral calculado y que no correspondían a un sonido cardiaco. El número de FN se calculó en forma automática por medio del número de picos no detectados por el algoritmo de umbral. Los FN se generaron en los casos en que la amplitud de los sonidos es pequeña comparada con la amplitud del ruido de fondo, dado que el umbral calculado los supera y los deja fuera de la detección.
3. *Cálculo de la precisión:* Para evaluar la precisión de cada método de generación de envolventes en términos de los cambios a la S/R y obtener el mejor de los puntos para la detección de S1 y S2, se calculó la varianza del error entre el punto de referencia y el punto detectado (varianza de los residuos). Esto se realizó para los inicios y finales de S1 y S2.

Para evaluar los máximos y a falta de un punto máximo de referencia, se utilizaron el inicio de S1 y S2 del vector de posiciones patrón (VP) generado durante la simulación de las señales. Esto permitió evaluar el desplazamiento producido en el punto máximo de la envolvente a causa del método de generación de la misma y de la S/R. Esta evaluación consistió en calcular la varianza de la diferencia entre el inicio de referencia de cada sonido y el máximo detectado (varianza de los residuos).

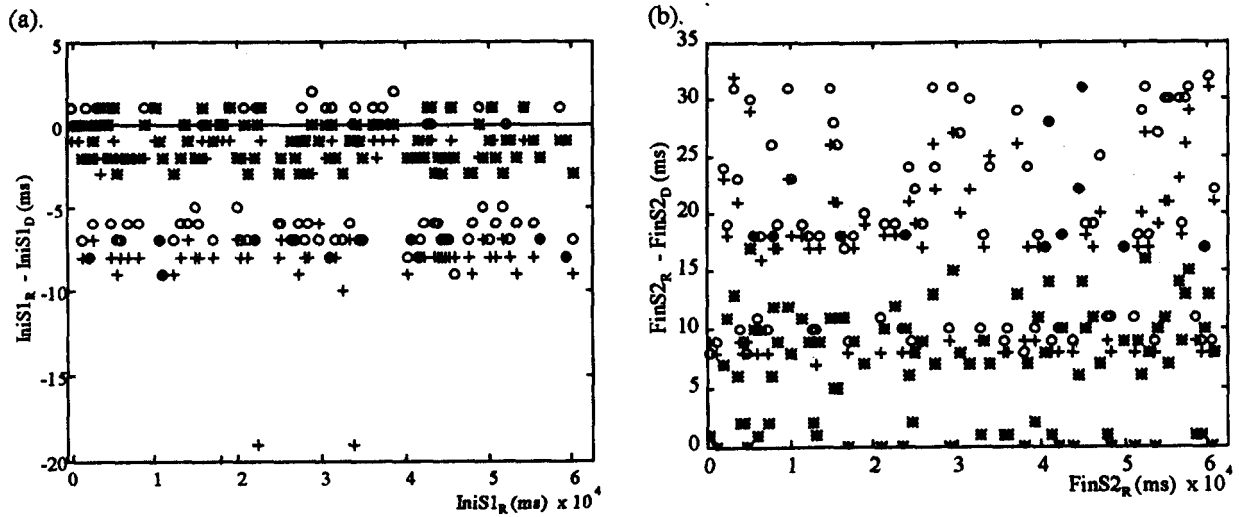
#### *D.2. Resultados*

La figura D.3 muestra las gráficas de residuos para el mejor (inciso (a): detección del inicio de S1 cuando  $S/R = 7$  dB) y el peor de los casos (inciso (b): detección del fin de S2 cuando  $S/R = 2$  dB) respectivamente. Para la misma S/R cada uno de los métodos produjo un número diferente de FN, en consecuencia las gráficas y la varianza de los residuos (diferencia entre el punto de referencia (R) y el punto detectado (D)) se obtuvieron considerando únicamente los N sonidos detectados en común por los tres métodos. Se hace notar que el total de sonidos utilizados en la simulación son 150. Los resultados sobre el número de FP y FN para cada envolvente y sonido cardiaco, así como las varianzas obtenidas en la detección de los inicios y fines de S1 y S2 se presentan en las tablas D.I y D.II respectivamente.

La figura D.4 muestra las gráficas de residuos para la detección del máximo de S1 (inciso a) y S2 (inciso b) cuando  $S/R = 7$  dB. Estas gráficas y la varianza de los residuos se obtuvieron para la misma N que en la detección de los inicios y finales de cada sonido para realizar comparaciones entre la precisión de los tres puntos (inicio, fin y máximo). Los resultados de estas

**Apéndice D: Procedimiento para selección de la mejor envolvente para extracción de referencias temporales**

varianzas para el máximo de S1 se muestran en la tabla D.III y para el máximo de S2 en la tabla D.IV.



**Figura D.3.** Residuos en la detección de dos referencias temporales en envolventes generadas por tres métodos ante diferente S/R. (\*) Transformada de Hilbert, (o) envolvente por el valor absoluto de la derivada, y (+) envolvente por el valor absoluto. R representa al punto patrón generado durante la simulación del FCGf, D es el punto detectado en la envolvente en cuestión. (a). Inicio de S1 (IniS1), S/R= 7 dB; (b). Fin de S2 (FinS2), S/R= 2 dB.

**Tabla D.I.** Estadística de la detección del inicio y fin de S1 (IniS1 y FinS1) para tres métodos de generación de envolventes a diferentes S/R\*.

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

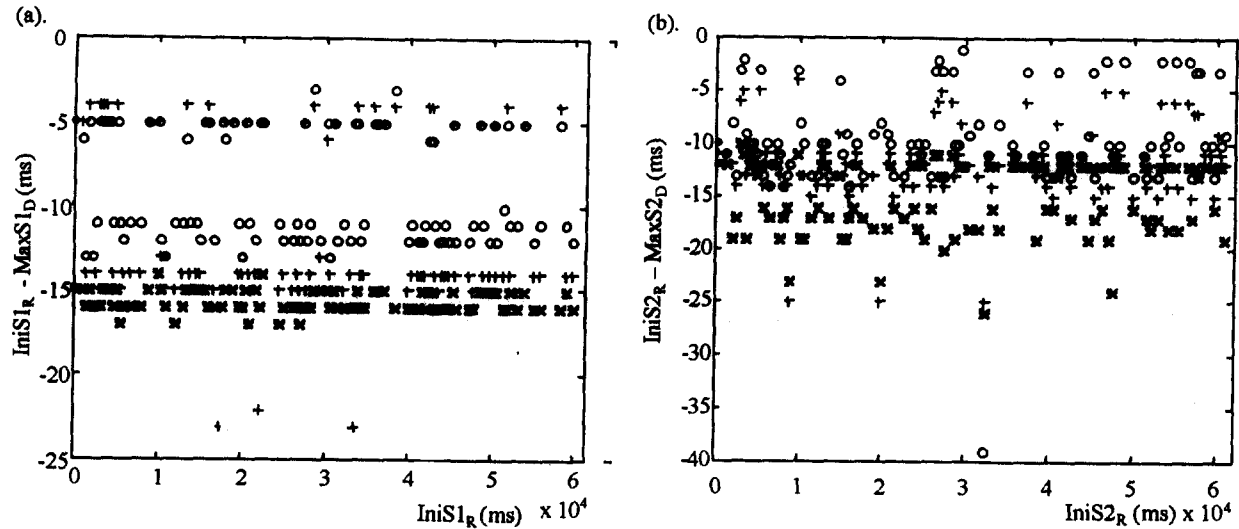
\*  $\sigma^2$  representa la varianza de los residuos de IniS1 y FinS1 para cada método. FP corresponde al número de falsos positivos y FN al número de falsos negativos. N es el número de puntos usados para calcular la varianza.

**Tabla D.II.** Estadística de la detección del inicio y fin de S2 (IniS2 y FinS2) para tres métodos de generación de envolventes a diferentes S/R.

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

\*  $\sigma^2$  representa la varianza de los residuos de IniS2 y FinS2 para cada método. FP corresponde al número de falsos positivos y FN al número de falsos negativos. N es el número de puntos usados para calcular la varianza.

*Apéndice D: Procedimiento para selección de la mejor envolvente para extracción de referencias temporales*



**Figura D.4.** Residuos en la detección de dos referencias temporales en envolventes generadas por tres métodos cuando  $S/R = 7$  dB. (\*) Transformada de Hilbert, (o) envolvente por el valor absoluto de la derivada, y (+) envolvente por el valor absoluto. R representa al punto patrón generado durante la simulación del FCGf, D es el punto detectado en la envolvente en cuestión. (a). Máximo de S1 (MaxS1), (b). Máximo de S2 (MaxS2).

**Tabla D.III.** Varianza\* de la detección del máximo de S1 (MaxS1) y de S2 (MaxS2) para cada método de generación de envolventes a diferentes  $S/R$ .

| S/R            | Transformada de Hilbert | Valor absoluto de la derivada | Valor absoluto | N   |
|----------------|-------------------------|-------------------------------|----------------|-----|
| <b>Para S1</b> |                         |                               |                |     |
| 7 dB           | 0.39                    | 10.83                         | 26.07          | 94  |
| 2 dB           | 1.15                    | 10.99                         | 26.49          | 89  |
| -3 dB          | 3.00                    | 13.92                         | 28.94          | 62  |
| -8 dB          | 6.06                    | 18.77                         | 20.06          | 13  |
| <b>Para S2</b> |                         |                               |                |     |
| 7 dB           | 11.61                   | 22.23                         | 15.15          | 103 |
| 2 dB           | 8.83                    | 14.59                         | 9.23           | 90  |
| -3 dB          | 8.73                    | 9.64                          | 7.69           | 55  |
| -8 dB          | 3.82                    | 14.36                         | 3.40           | 11  |

\* N es el número de puntos usados para calcular la varianza.

## *Apéndice D: Procedimiento para selección de la mejor envolvente para extracción de referencias temporales*

### *D.3. Discusión*

Como puede apreciarse en las figuras D.1 y D.2, existe una clara diferencia entre las envolventes obtenidas por cada uno de los métodos evaluados. En primer lugar es posible apreciar la diferencia en las amplitudes de las envolventes generadas lo que afectará el número de FP y FN a diferentes niveles de S/R. En ambos casos se distingue que la Transformada de Hilbert (d) genera 10 picos correspondientes a S1 y S2, mientras que en la envolvente del valor absoluto de la derivada (e) apenas es clara la presencia de 6 de ellos, al igual que en el método del valor absoluto (f). La observación experimental indica que el método del valor absoluto genera picos espurios incrementando el número de FP (sobre todo en S1 indicando que este método es sensible a la morfología del sonido), y aunque el método del valor absoluto de la derivada disminuye el problema anterior, existe el inconveniente de que la amplitud de su envolvente disminuye viéndose influenciada en mayor medida por el ruido de fondo. En consecuencia, se genera una mayor cantidad de FN en esta técnica. Respecto a las envolventes por Transformada de Hilbert, es evidente que para las S/R de 7 dB y 2 dB no existen FP y aunque hay algunos FN es posible que sean fáciles de detectar y corregir mediante un algoritmo de detección de picos que considere relaciones temporales [Peña et al, 1994]. Finalmente, en el caso en que la S/R es de -3 dB y -8 dB, todos los métodos generaron FN pero la Transformada de Hilbert presentó el menor número de ellos. Estos resultados se muestran en las tablas D.I y D.II.

La figura D.3 muestra la dispersión de los residuos obtenidos para la detección del inicio de S1 en cada método de generación de envolventes para S/R = 7 dB (inciso a). En ella se puede observar que los puntos detectados en la envolvente obtenida por Hilbert (\*) se agrupan cerca del cero, con un menor error de detección comparado con los otros dos métodos. También se observa que la mayor parte de los residuos son negativos indicando que la detección se hace principalmente después de la posición real. La misma observación se establece para las envolventes por valor absoluto de la derivada (o) y por valor absoluto (+), aunque en ambos casos los puntos se agrupan lejos del cero indicando que el error de detección aumentó. Estos resultados pueden verse en la tabla D.I. En ella se muestra que para los dos primeros casos (S/R de 7 dB y 2 dB), la Transformada de Hilbert generó varianzas menores de los residuos en la detección del inicio de S1 en comparación con los otros dos métodos a diferentes S/R. Respecto a la detección del final de S1, las varianzas de los tres métodos (a excepción del valor absoluto de la derivada cuando S/R es de 7 dB) mostraron ser poco adecuadas para la generación de Cardiotacogramas fetales. El método con varianzas mayores fue la Transformada de Hilbert y el de varianzas menores el valor absoluto de la derivada. Sin embargo, el número de FN y FP es mayor en los casos del valor absoluto de la derivada y del valor absoluto. El incremento en la varianza producido por la Transformada de Hilbert podría explicarse en términos de la asimetría de la envolvente, ya que como lo indican Cloutier et al [Cloutier et al, 1987], la morfología de los sonidos cardiacos puede modelarse como la suma de exponenciales amortiguadas por un factor de decaimiento y desfasadas. Por lo tanto la detección del final de los sonidos cardiacos puede verse afectada en mayor medida por el ruido.

El inciso (b) de la figura D.3 muestra la dispersión de los residuos obtenidos para la detección del fin de S2 en cada método de generación de envolventes para S/R = 2 dB. En la figura se puede observar, que a diferencia del inciso (a) de la misma figura, los puntos detectados



#### *Apéndice D: Procedimiento para selección de la mejor envolvente para extracción de referencias temporales*

en la envolvente obtenida por Hilbert (\*) no se agrupan cerca del cero,<sup>1</sup> pero en comparación con los residuos del valor absoluto de la derivada y del valor absoluto están menos dispersos. Esto se repite para las envolventes por valor absoluto de la derivada (o) y por valor absoluto (+), aunque en ambos casos los puntos se encuentran lejos del cero como resultado de la diferencia existente entre el patrón y el final de los sonidos cardiacos. Estos resultados pueden verse en la tabla D.II, en donde se observa que para el primer caso (S/R de 7 dB), la Transformada de Hilbert generó varianzas menores de los residuos en la detección del inicio de S2 en comparación con los otros dos métodos. Sin embargo, aunque las varianzas obtenidas podrían descartar a cualquiera de los métodos y al inicio de S2 como un punto adecuado para generar Cardiotacogramas fetales confiables, se considera que estos resultados pueden mejorar si en lugar de calcular un solo umbral iterativo [Baranek et al, 1989] para la detección de los inicios y finales de un par S1-S2, se calcula este umbral de detección para cada sonido en forma separada. Esta afirmación se basa en las observaciones experimentales realizadas durante el cálculo del umbral, donde resultó evidente que la amplitud de las envolventes de cada par de sonidos S1-S2 era diferente provocando que el umbral se desplazase más de lo necesario en alguno de los sonidos cardiacos, sobre todo cuando la diferencia de las amplitudes era considerable. En nuestras simulaciones ocurrió principalmente que la amplitud de S1 superaba a la de S2. Esta separación también podría reducir el número de FN. Respecto a los casos en que S/R es igual a 2 dB o -3 dB, parece que el valor absoluto fue el mejor método de detección, sin embargo, este resultado puede ser engañoso ya que si se toma en cuenta el número de FN generados en comparación con la Transformada de Hilbert, se observa que el valor absoluto pierde una gran cantidad de picos y por lo tanto se convierte en un método inadecuado de generación del CTGf. Respecto a la detección del final de S2, las varianzas de los tres métodos mostraron ser poco adecuadas para la generación de Cardiotacogramas fetales. El método con varianzas mayores fue el valor absoluto de la derivada y el de varianzas menores la Transformada de Hilbert.

El inciso (a) de la figura D.4 muestra la dispersión de los residuos obtenidos para la detección del máximo de S1 en cada método de generación de envolventes para S/R = 7 dB. En la figura se observa que los puntos detectados en la envolvente obtenida por Hilbert (\*) se agrupan muy cerca de -15 ms, indicando que la distancia entre el inicio de S1 y el máximo detectado fue estable para esta envolvente a lo largo del tiempo. Este no fue el caso para las envolventes por valor absoluto de la derivada (o) y por valor absoluto (+), ya que como puede verse los puntos están dispersos entre -5 y -15 ms. Esta dispersión podría producir errores al generar el CTGf. Los resultados para el máximo de S1 se resumen en la tabla D.III. En la tabla se muestra que para los tres primeros casos (S/R de 7 dB, 2 dB y -3 dB), la Transformada de Hilbert generó varianzas menores de los residuos en la detección del máximo de S1 en comparación con los otros dos métodos a diferentes S/R. Además, comparando las varianzas obtenidas para la detección del inicio S1 (tabla D.I) y las obtenidas para el máximo de S1 (tabla D.III), se puede concluir que el punto máximo de S1 es más confiable para la generación del CGTf.

El inciso (b) de la figura D.4 muestra la dispersión de los residuos obtenidos para la detección del máximo de S2 en cada método de generación de envolventes para S/R = 7 dB. En la figura puede observarse que los puntos detectados en la envolvente obtenida por Hilbert (\*) se

<sup>1</sup> Este hecho resulta normal porque estamos comparando contra una referencia patrón relacionada con el inicio del sonido cardiaco y no con el final, por este motivo era de esperarse la existencia de un sesgo entre las señal de referencia y los puntos detectados en la envolvente, sesgo determinado en gran medida por la duración del sonido cardiaco.

#### *Apéndice D: Procedimiento para selección de la mejor envolvente para extracción de referencias temporales*

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

El último caso de las tablas, S/R = -8 dB, no se discute porque N es pequeña como para considerar que los resultados son representativos. Esto como consecuencia de la cantidad de picos perdidos por el proceso de umbral iterativo.

#### *D.4. Conclusiones*

La Transformada de Hilbert se desempeñó mejor que los métodos de valor absoluto de la derivada y valor absoluto ante los cambios en S/R para la detección del inicio y máximo de S1, lo anterior en términos del error de detección y el número de FP y FN generados por cada método. Esto convierte a este método de generación de envolventes en un buen candidato para la generación de Cardiotacogramas fetales confiables, sobre todo si se utiliza el punto máximo de S1 que mostró ser más preciso que cualquier otro punto.

Por otra parte, aunque el desempeño de la Transformada de Hilbert para S2 no es comparable con el de S1, aun no es posible emitir una conclusión definitiva ya que es necesario realizar algunas modificaciones sobre la metodología propuesta, sobre todo en búsqueda de mejorar la detección de otras referencias temporales. Para ello puede ser de ayuda el aplicar una etapa de preprocesamiento que mejore la S/R del FCG y/o aplicar el algoritmo de detección en forma independiente a cada sonido cardiaco.

***Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles***

***Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles.***

---

Como se mencionó en el capítulo 4, cada paso de la metodología propuesta fue evaluado y caracterizado en búsqueda de aquellos parámetros que garantizaran el desempeño óptimo de la misma. Estas evaluaciones permitieron la selección de los mejores parámetros para el preprocesamiento (Apéndice C) y procesamiento (Apéndice D) de los FCG fetales (FCGf), permitiendo que la extracción de las referencias temporales se realizara con un mínimo de distorsión sobre la morfología de los sonidos cardiacos. Todas estas pruebas fueron realizadas sobre el tercer banco de datos, un grupo de señales Fonocardiográficas fetales simuladas con condiciones extremas de relación señal a ruido (S/R) que fueron de utilidad para las primeras pruebas de desempeño, y cuyos resultados parciales se muestran en los Apéndices C y D. Sin embargo, aunque los resultados preliminares mostraron la posibilidad de extraer referencias confiables asociadas a los sonidos cardiacos del FCGf simulado, aún no es posible asegurar que el método es capaz de generar CTGs confiables de acuerdo a los estándares clínicos [Task force, 1996] que utilizan al ECG para generar el CTG a partir de la onda R.

***E.1. Antecedentes***

En un trabajo previo, Ortiz [Ortiz, 1997] encontró diferencias significativas<sup>1</sup> ( $p < 0.05$ ) entre el CTG generado por FCGf (CTGf<sub>s-s</sub>) y el CTG patrón generado por la onda R fetal (CTGf<sub>R-R</sub>). En aquel momento se asumió que estas diferencias podían representar un error en la metodología aplicada<sup>2</sup> o bien indicar la presencia de información fisiológica no asociada al CTGf<sub>R-R</sub> y producida por la fuente mecánica<sup>3</sup> bajo estudio, el FCGf. De aquí surge la necesidad del presente trabajo que ha tenido que atacar estas interrogantes en dos grandes etapas:

1. La primera etapa ha eliminado la posibilidad de errores metodológicos demostrando que la aplicación de la metodología propuesta permite la extracción de referencias temporales confiables del FCGf con la menor distorsión posible de la morfología de los sonidos cardiacos (Apéndices C y D).
2. La segunda etapa evalúa la posibilidad de generar CTGf<sub>s-s</sub> confiables a partir de referencias temporales extraídas mediante el procesamiento del FCGf; tarea difícil de realizar dada la dificultad para obtener una señal de referencia capaz de evaluar en forma confiable el CTGf<sub>s-s</sub> a corto y a largo plazo [Echeverría et al, 1998]. En su trabajo, Ortiz [Ortiz, 1997] supuso que la señal de patrón podría ser generada utilizando el ECG abdominal (ECGa); sin embargo, es posible que el procesamiento del ECGa haya generado algunos errores de extracción de la onda R fetal, sobre todo al procesar complejos QRS maternos y fetales traslapados. Para contender con esta situación y evitar la necesidad de preprocesar el ECGa (recordando que nos interesa demostrar que el método propuesto es capaz de generar un CTG

---

<sup>1</sup> Estas diferencias se encontraron al evaluar los índices en el tiempo y la frecuencia a corto plazo entre ambos CTGs y se produjeron como consecuencia de la presencia de componentes de alta frecuencia en el CTGf<sub>s-s</sub>.

<sup>2</sup> Probablemente producida por la distorsión de la morfología de los sonidos cardiacos durante la aplicación de la misma y/o la selección incorrecta de la referencia temporal para generar el CTG (máximo de la envolvente asociada a S2).

<sup>3</sup> No debemos perder de vista el hecho de que se propone extraer CTGs a partir de una señal de origen mecánico (FCG), y comparar su desempeño contra un CTG generado a partir de una señal de origen eléctrico (ECG).

*Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles*

a partir del FCG), se ha optado por evaluar la metodología completa en registros en adultos adquiridos bajo las mejores condiciones de registro posibles. Así, estos registros cuentan con dos características importantes, la primera de ellas es la presencia de niveles de relación señal a ruido (S/R) superiores a las existentes en el FCGf; la segunda y de gran importancia para este trabajo, es que el ECG no se encuentra contaminado por otra fuente cardíaca de manera que el complejo QRS puede extraerse confiablemente. Con este propósito se procedió a adquirir el banco de datos de señales en adultos con las características descritas en la sección 4.1.3, para ello se cambiaron las posiciones del paciente, la colocación del micrófono en el tórax, y se utilizó un filtro analógico.

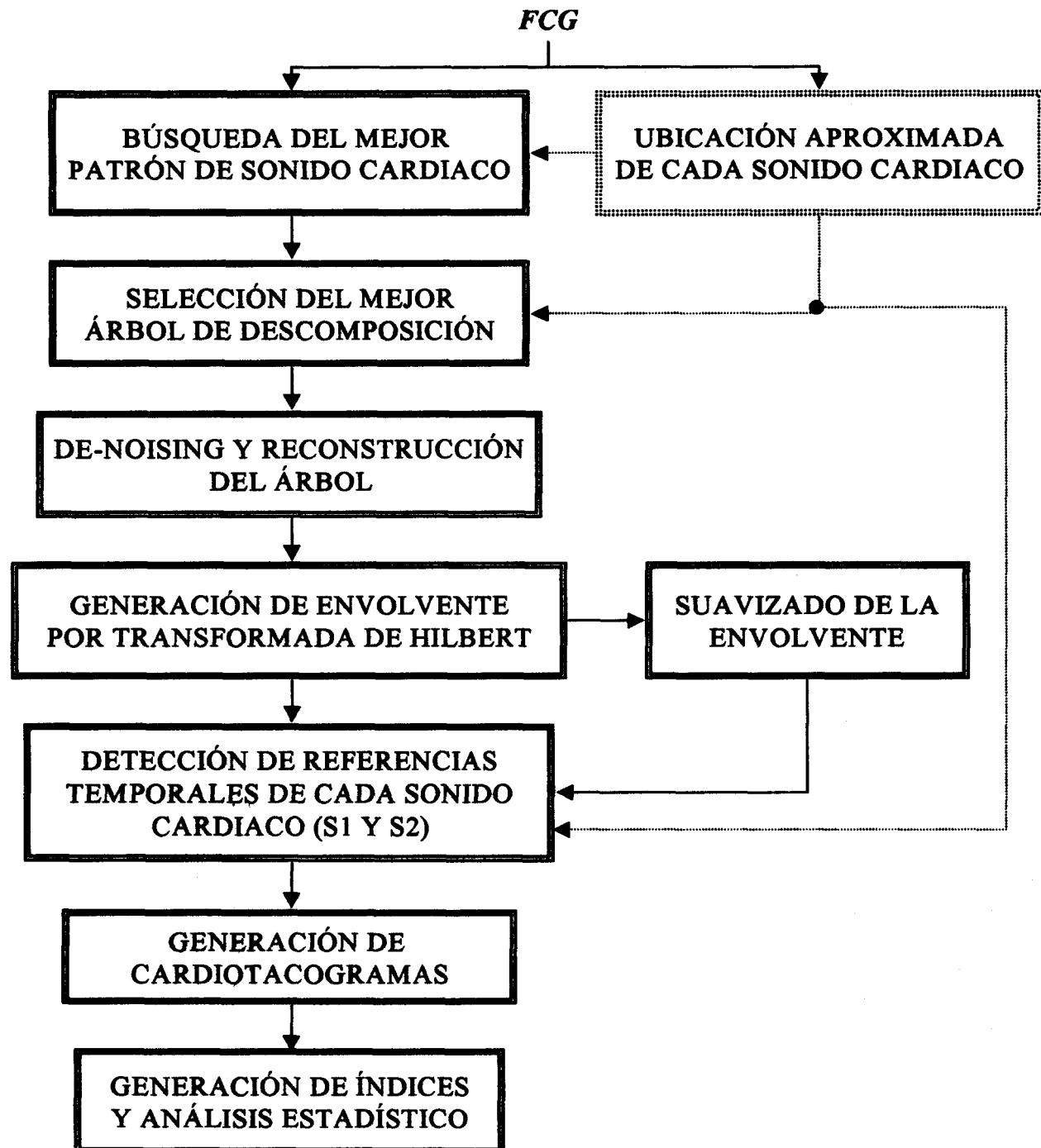
La aplicación de la metodología a este grupo de registros permitió resolver la segunda interrogante de interés: ¿Es posible generar un CTG confiable a partir de alguna referencia temporal proveniente del FCG mediante la metodología de preprocesamiento propuesta?

## *E.2. Metodología*

La figura E.1 muestra el diagrama de bloques de la metodología seguida para el procesamiento del FCG y la extracción de las referencias temporales de acuerdo a la descripción del capítulo 4. En esta sección se presentan los resultados obtenidos en el primer grupo de pacientes adultos bajo estudio tras aplicar dicha metodología con los mejores parámetros detectados. Para el preprocesamiento se han utilizado tres niveles de descomposición y la wavelet de la familia Daubechies de sexto orden (db6) con base en la técnica de análisis multirresolución de Información Mutua. La extracción de las referencias temporales se realizó con ayuda de la envolvente asociada a los sonidos cardíacos obtenida por medio de la Transformada de Hilbert y un umbral adaptable propuesto por Baranek et al [Baranek, 1989]. Esto permitió extraer tres referencias temporales provenientes de S1 y tres de S2 que se utilizaron para generar los CTGs correspondientes que posteriormente fueron analizados y comparados contra el CTG<sub>R-R</sub>. Dicho análisis fue realizado en forma cualitativa y cuantitativa siguiendo la propuesta de Ortiz [Ortiz, 1997]: en el primer caso se utilizaron las gráficas de los CTGs por FCG y ECG, se obtuvieron los espectros en frecuencia y las funciones de coherencia entre cada CTG<sub>S-S</sub> y el CTG<sub>R-R</sub>, las gráficas de los intervalos RR vs refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>, las gráficas para el análisis de residuos RR vs refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub> y los histogramas de las diferencias RR vs refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>. Para la evaluación cuantitativa se aplicaron pruebas de hipótesis y se calcularon los intervalos de confianza para la media de los intervalos latido a latido medidos por ECG y por cada refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>; y se obtuvieron las regresiones lineales de las gráficas presentadas así como los intervalos de confianza de los parámetros de las mismas; se realizaron pruebas de hipótesis para las medias pareadas de los intervalos latido a latido medidos entre el ECG y los intervalos refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>; y se obtuvieron las regresiones lineales de las diferencias de los intervalos refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>-RR así como la proporción de positivos de cada caso. Finalmente, y de acuerdo a estándares clínicos, se calcularon tres índices estándar en el tiempo: la raíz cuadrática media de las diferencias de intervalos consecutivos (RCMDIC), la variabilidad a corto plazo (VCP) y la variabilidad a largo plazo (VLP)) [Task Force, 1996]; y tres índices no estándar en la frecuencia: potencia absoluta total en la banda de 0.0033 a 1.00 Hz (PT), potencia absoluta en la banda de bajas frecuencias 0.03 a 0.08 Hz (PBF), y la potencia absoluta en la banda de altas frecuencias 0.1512 a 1 Hz (PAF) de los CTGs [Ortiz, 1997]. Estos índices fueron sometidos a análisis estadístico utilizando ANOVA para mediciones repetidas y la prueba de Bonferroni para comparaciones múltiples donde se consideró un valor de  $p < 0.05$  como estadísticamente significativo para considerar diferencias entre los CTG<sub>S-S</sub> y el CTG<sub>R-R</sub>.

**Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles**

Esta metodología se aplicó a un total de 9 registros simultáneos de 3 minutos de ECG y FCG en adultos con las características descritas en la sección 4.1.3.1.



**Figura E.1.** Diagrama a bloques de la metodología aplicada para la extracción de referencias temporales provenientes del FCG de adultos y generación del CTG.

*Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles*

*E.3. Resultados y discusión*

La tabla E-I muestra el cambio en la S/R al aplicar la etapa de preprocesamiento sobre el banco de datos adquirido en 9 adultos. En esta tabla se muestra también información asociada al sonido cardiaco utilizado como patrón<sup>4</sup>: el sonido cardiaco utilizado, el ciclo cardiaco en que se encontró, el total de ciclos contenidos en el FCG y el porcentaje de ciclos con correlación superior al 80 % utilizado en el proceso de generación del mejor árbol de descomposición.

**Tabla E-I.** Niveles de S/R de un FCG sin preprocesamiento (SP) y con preprocesamiento (CP) utilizando el criterio de Información Mutua\*.

| Paciente | S/R <sub>SP</sub> (dB) | S/R <sub>CP</sub> (dB) | S <sub>patrón</sub> , ciclo | No. de ciclos | % sonidos con alta correlación |
|----------|------------------------|------------------------|-----------------------------|---------------|--------------------------------|
| 1.1      | 18                     | 19                     | S1, ciclo4                  | 340           | 98.53                          |
| 1.2      | 21                     | 25                     | S1, ciclo 7                 | 362           | 86.46                          |
| 1.3      | 24                     | 28                     | S2, ciclo 10                | 299           | 98.66                          |
| 1.4      | 16                     | 18                     | S2, ciclo 2                 | 363           | 28.10                          |
| 1.5      | 25                     | 24                     | S2, ciclo 6                 | 276           | 87.32                          |
| 1.6      | 20                     | 22                     | S2, ciclo 4                 | 358           | 98.60                          |
| 1.7      | 17                     | 19                     | S1, ciclo1                  | 456           | 99.56                          |
| 1.8      | 14                     | 16                     | S1, ciclo 3                 | 330           | 98.18                          |
| 1.9      | 17                     | 25                     | S1, ciclo 1                 | 424           | 81.60                          |

\* También se muestra información sobre el sonido cardiaco utilizado como patrón, el ciclo cardiaco donde se encontró, el número de ciclos contenidos en el FCG y el porcentaje de sonidos con alta correlación utilizados para la generación del sonido cardiaco patrón.

Como se observa en la tabla E-I, la metodología de preprocesamiento genera cambios de pequeña magnitud en la S/R (a excepción del paciente 1.9), esto puede atribuirse principalmente a la alta S/R característica de este tipo de registros que no se ve alterada por el preprocesamiento. Respecto a las características del sonido cardiaco utilizado como patrón, en esta serie puede apreciarse que en ocasiones se obtiene mejor desempeño utilizando S1 y en ocasiones S2, esto puede estar relacionado con el lugar en el tórax sobre el cual se haya colocado el micrófono y con los cambios morfológicos generados en los sonidos cardiacos latido a latido [Joo et al, 1983], [Baranek et al, 1989], [Zuckerwar et al, 1993]. Los resultados también muestran que en ocho de los nueve casos el sonido cardiaco elegido presentó correlación alta ( $> 0.8$ ) con el 80 % de los ciclos cardiacos existentes en el registro de FCG, esto indica que el criterio de búsqueda propuesto utilizando los 15 primeros ciclos cardiacos es adecuado ya que en el 88.9 % de los casos se llegará a la selección de un sonido cardiaco representativo del registro. Aunque la principal ventaja de este proceso es el ahorro de tiempo en la búsqueda del patrón, es necesario realizar un análisis exhaustivo de la influencia del mismo en la generación del mejor árbol de descomposición antes de asegurar que el criterio propuesto es la mejor alternativa.

<sup>4</sup> Aunque la influencia del patrón no será evaluada a detalle en este trabajo, se consideró necesario presentar ciertos datos obtenidos durante el proceso de selección del mismo para que el lector aprecie los resultados de la metodología de selección del sonido cardiaco patrón propuesta en este trabajo y descrita en la sección 4.2.1.

*Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles*

Con el párrafo anterior se ha llegado al final de la discusión sobre el desempeño de la metodología propuesta en función de sus parámetros, a continuación se realizará el análisis de resultados correspondientes a los CTGs generados con la metodología propuesta, que es el objetivo principal de este trabajo. Este análisis se realizará primero sobre los CTGs de cada paciente en forma visual, después en forma cuantitativa y finalmente se realizará el análisis grupal de los resultados obtenidos utilizando los índices clínicos en el tiempo y la frecuencia descritos previamente.

Las figuras E.2, E.4, E.5, E.7, E.8, E.10, E.11, E.13 y E.14, muestran los CTGs obtenidos utilizando 6 referencias temporales provenientes del FCG (refS<sub>i</sub>): inicio de S1 (iniS1), máximo de S1 (maxS1), fin de S1 (finS1), inicio de S2 (iniS2), máximo de S2 (maxS2) y fin de S2 (finS2) para cada uno de 9 los pacientes que constituyeron la primera serie de registros en adultos. En cada una de las figuras la línea negra representa el CTG obtenido por alguna de las referencias del FCG y la línea roja representa el CTG patrón generado utilizando la onda R del ECG. Las figuras E.3, E.6, E.9, E.12 y E.15 muestran las gráficas correspondientes a las densidades de potencia espectral (izquierda) y las coherencias (derecha) obtenidas al analizar los CTGs obtenidos por cada referencia temporal proveniente del FCG (iniS1-iniS1, maxS1-maxS1, finS1-finS1, iniS2-iniS2, maxS2-maxS2, finS2-finS2) para cada uno de 9 los pacientes que constituyeron esta serie. En las gráficas de densidad de potencia espectral cada espectro está representado con un color distinto dependiendo de la referencia temporal asociada. El color negro corresponde al espectro en potencia del inicio de S1, el verde al máximo de S2, el rojo al inicio de S1, el magenta al inicio de S2, el amarillo al fin de S1 y el azul al fin de S2. También se presenta una línea gris discontinua que corresponde al espectro del CTG patrón para propósitos de comparación entre cada referencia temporal. Las gráficas que representan las coherencias siguen el mismo código de colores.

*a). Análisis visual en el dominio del tiempo y de la frecuencia de cada CTG:*

*i). Paciente 1.1:* Como se observa en las series de tiempo generadas por cada referencia temporal en la figura E.2, el máximo de S1 siguió a detalle a la señal patrón generada por la onda R lo cual indica que la detección de dicha referencia temporal se realizó con precisión. El máximo de S2 se encuentra casi en las mismas condiciones salvo un error de detección de un punto, esto generado seguramente por el desdoblamiento de la envolvente asociada a S2 y que sería eliminado sin problema con el proceso de corrección del CTG descrito en la sección 4.4<sup>5</sup>. Con relación a los inicios de cada sonido cardíaco, se aprecian muy pequeñas diferencias entre cada referencia temporal y el patrón, lo cual hace parecer que la referencia temporal fue extraída adecuadamente. Con respecto a los finales de ambos sonidos cardíacos, pueden observarse diferencias apreciables que aparentemente los descalifican para la generación confiable del CTG, por lo menos a corto plazo. Finalmente, en todos los casos se observa que todas las referencias temporales provenientes del FCG siguen sin problema la línea de tendencia de la serie patrón, lo cual hace suponer que a largo plazo cualquiera de las referencias es adecuada. Este comportamiento se aprecia también en el dominio de la frecuencia, tal como se muestra en la figura E.3 (superior

<sup>5</sup> Al momento de realizar el análisis de este banco de datos, no se había hecho notoria la influencia de los errores de detección por desdoblamiento valvular sobre la generación del CTG, por esta razón no se incluyó una etapa de corrección de CTGs para procesar la información de este banco de datos.

*Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles*

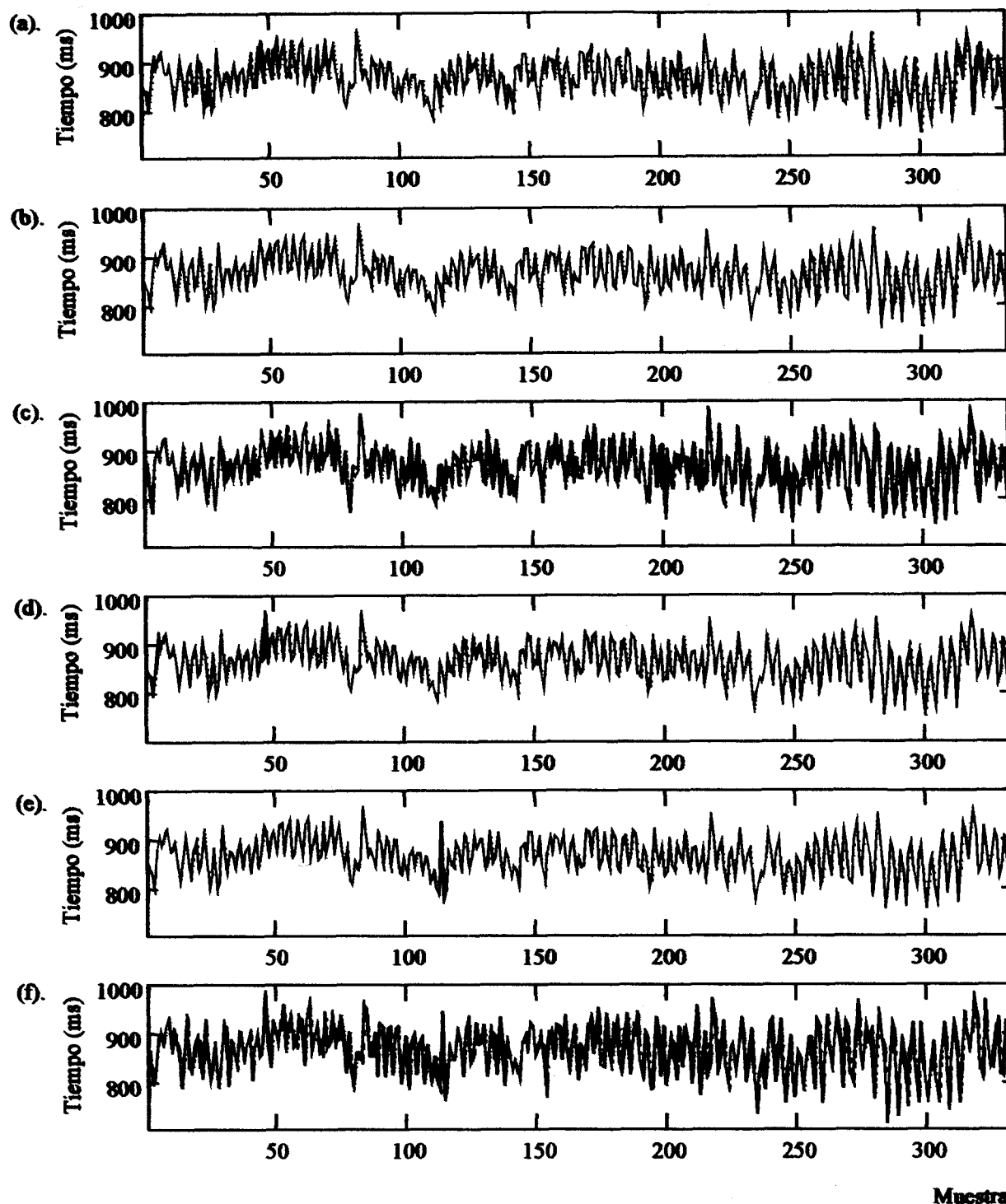
izquierda y superior derecha). En la parte superior izquierda se observa que la densidad de potencia espectral (DPE) del máximo de S1 sigue sin problema a la DPE de la señal patrón. También se aprecia que el comportamiento de las DPEs de las otras referencias temporales comienza a variar morfológicamente indicando que los finales de los sonidos cardiacos son los peores puntos. Esto se confirma con las funciones de coherencia mostradas en la parte superior derecha de la figura E.3, aquí se observa que los máximos y los inicios de cada sonido cardiaco mantienen una coherencia superior a 0.5 para la banda de interés (0 a 1 Hz [Task Force, 1996]), y al menos para el inicio de S1 se mantiene arriba de 0.9 lo cual hace suponer que al menos este punto no generará diferencias significativas en los índices en el tiempo y la frecuencia, ni a corto ni a largo plazo. También se observa que la coherencia se mantiene casi constante a excepción de la banda 0.4 a 0.8 Hz, banda en la que la coherencia de los finales de cada sonido alcanza prácticamente el cero. Esto indica que las diferencias observadas en las series de tiempo de los finales de cada sonido respecto a la señal patrón se encuentran en esa banda de frecuencia y aparentemente generan diferencias importantes entre el comportamiento de los CTGs a corto plazo ( $CTG_{R-R}$  y  $CTG_{fins-fins}$ ). Esto como resultado de componentes de alta frecuencia generados probablemente por un error de detección de dichos puntos, lo que indica que el método propuesto tiene aún problemas para la detección confiable de estas referencias temporales. La experiencia obtenida tras el procesamiento de este banco de datos hace suponer que el error de detección se produce por la morfología del final de los sonidos cardiacos, que se encuentra modulada por una exponencial decreciente y por desdoblamiento valvular (condiciones fisiológicas). Finalmente, tal y como se predijo en las series de tiempo, no se aprecian diferencias importantes en el comportamiento a largo plazo entre los CTGs por FCG y por onda R.

*ii). Paciente 1.2:* Las series de tiempo presentadas en la figura E.4 muestran que el máximo de S1 es nuevamente el punto que sigue mejor a la señal patrón, aunque existen cinco errores de detección, es probable que puedan ser eliminados sin problema con el algoritmo para corrección de CTGs convirtiendo a esta referencia temporal en adecuada para el interés de este trabajo. Respecto al máximo de S2, se puede decir que aunque generó el doble de errores de detección que el máximo de S1, también puede ser corregido y generar así un CTG equiparable con el patrón. Con relación a los inicios, puede observarse que el inicio de S2 tiene características similares al máximo de S2, siendo entonces una referencia adecuada; por otra parte, el inicio de S1 muestra muchas diferencias con el CTG patrón indicando que no fue detectado correctamente, lo cual se verá reflejado en componentes de alta frecuencia y generará diferencias significativas entre los índices a corto plazo de la señal patrón y el  $CTG_{iniS1-iniS1}$ . Respecto a los finales de cada sonido cardiaco, resulta claro que existen diferencias importantes con respecto al patrón, esto nuevamente como posible resultado de un error de detección por las características morfológicas del final del sonido cardiaco. Ahora, independientemente de la referencia temporal, y al igual que con el paciente 1.1, se observa que las series de tiempo generadas por FCG siguen sin problema alguno la línea de tendencia de la señal patrón, lo que significa que no generarán diferencias importantes en el comportamiento a largo plazo de los CTGs. Si se estudian los CTGs del mismo paciente en el dominio de la frecuencia, como se muestra en la figura E.3 (inferior izquierda y derecha), se observa (en la parte inferior izquierda) que la DPE del máximo de S1 es la que más se acerca morfológicamente a la DPE del CTG patrón. Esto se confirma observando las funciones de coherencia (parte inferior derecha), donde el máximo de S1 es el único punto que se mantiene por arriba de 0.5 en la banda de 0 a 1 Hz, y aunque sufre una disminución y aumento en la banda de 0.4 a 0.8 Hz, se espera que no genere diferencias importantes a corto y largo plazo con



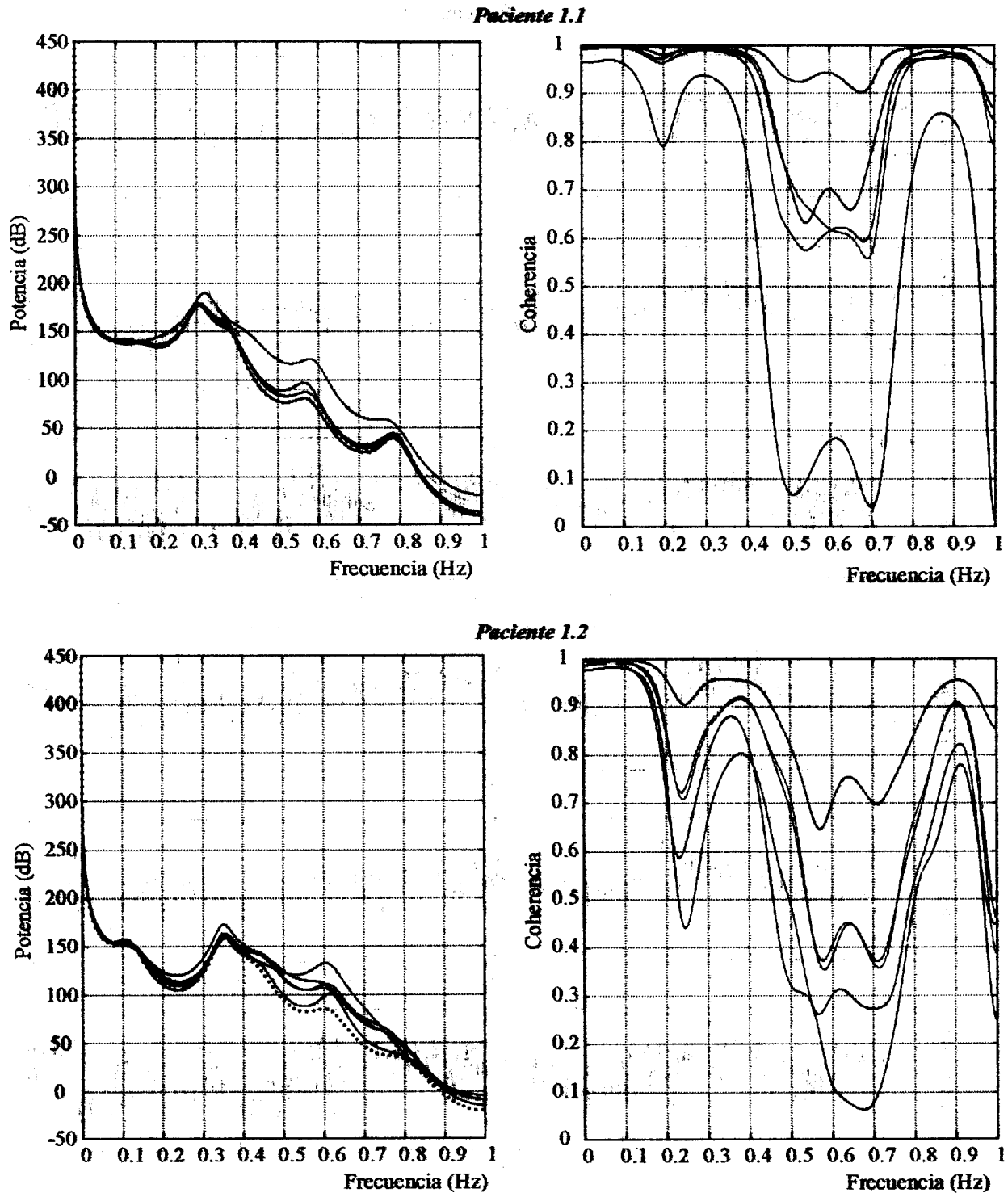
**Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles**

**Paciente 1.1**



**Figura E.2.** Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCG para el paciente 1.1. (a). Intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos finS1-finS1, (d). Intervalos iniS2-iniS2, (e). Intervalos maxS2-maxS2, (f). Intervalos finS2-finS2. La línea negra representa los intervalos por FCG, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.

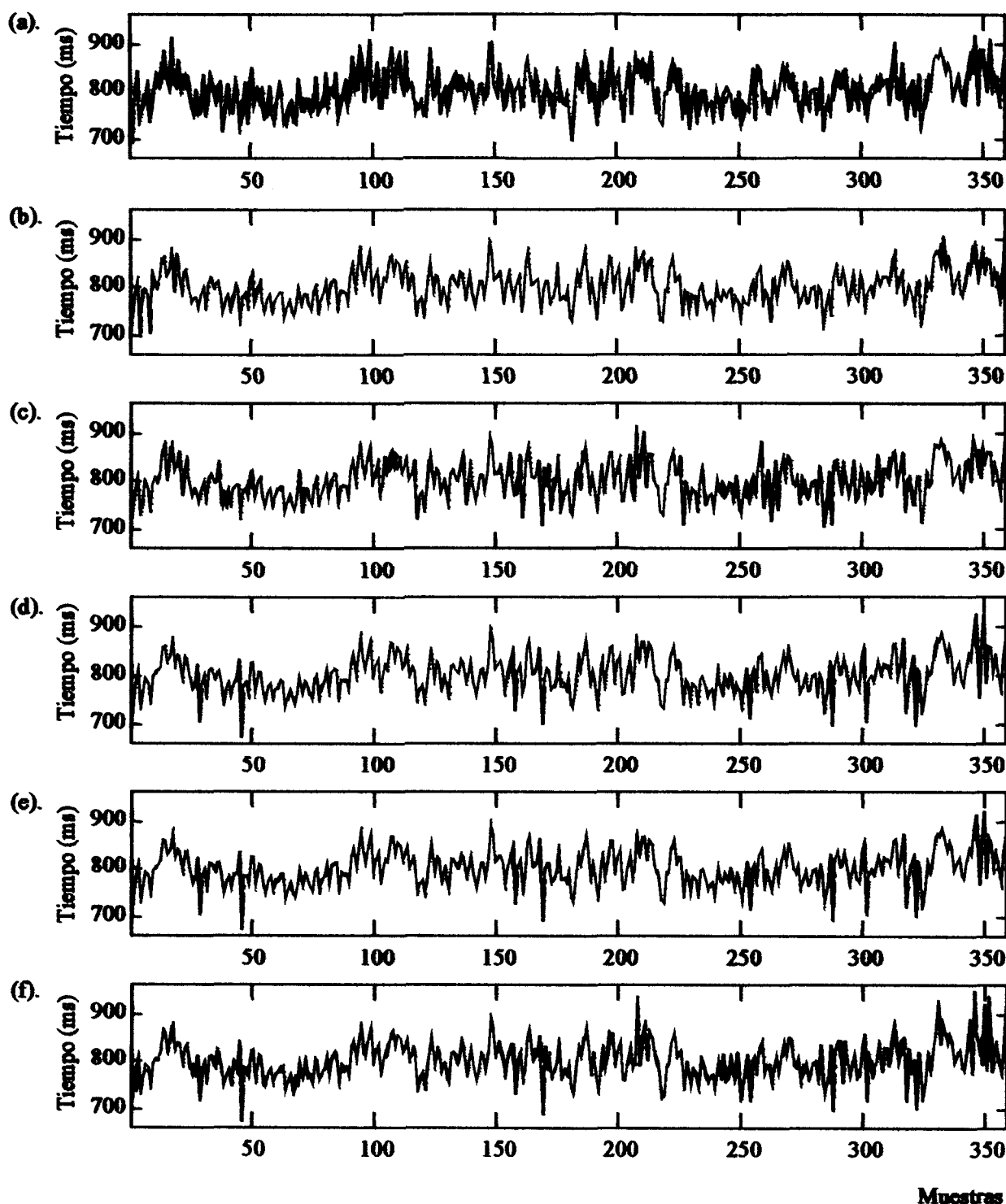
**Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles**



**Figura E.3.** IZQUIERDA: Densidades de potencia espectral de los CTGs obtenidos a partir de 6 referencias temporales del FCG y del CTG patrón (línea gris punteada) obtenido utilizando la onda R del ECG. DERECHA: Coherencia entre los CTGs de cada referencia temporal del FCG y el CTG patrón. Negro: máximo de S1, Verde: máximo de S2, Rojo: inicio de S1, Magenta: inicio de S2, Amarillo: fin de S1, Azul: fin de S2. El eje vertical de los espectros utiliza escala logarítmica.

*Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles*

Paciente 1.2



**Figura E.4.** Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCG para el paciente 1.2. (a). Intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos finS1-finS1, (d). Intervalos iniS2-iniS2, (e). Intervalos maxS2-maxS2, (f). Intervalos finS2-finS2. La línea negra representa los intervalos por FCG, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.

***Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles***

respecto al patrón, sobre todo si se tiene en cuenta que los errores de detección producidos pueden ser corregidos sin problema mejorando así los resultados de esta referencia temporal. Lo mismo puede suceder para el máximo y el inicio de S2 que podrían mejorar hasta alcanzar niveles de desempeño similares al máximo de S1.

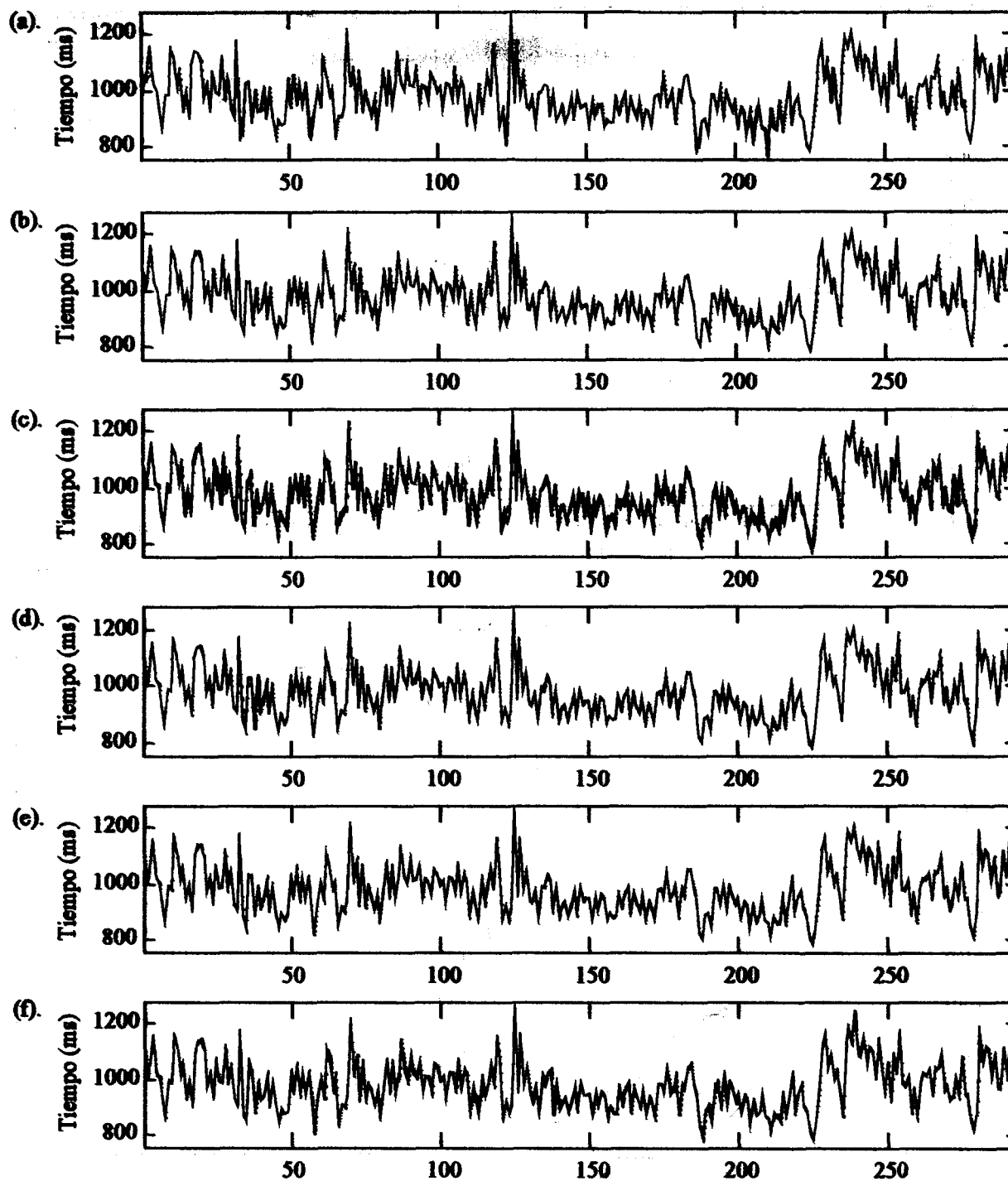
**iii). Paciente 1.3:** En la figura E.5 se observa que las series de tiempo producidas por el máximo de S1 y S2 siguen sin problema a la señal patrón, esto significa que ambos puntos fueron detectados con la precisión necesaria y aparentemente maxS2 se detectó con mayor precisión que maxS1. Los siguientes puntos a analizar son los inicios de cada sonido, al igual que en el caso de maxS2, la detección de iniS2 se realizó con mayor precisión que iniS1, y salvo algunos errores de detección (uno en iniS2 y seis en iniS1 que pueden ser corregidos manualmente), parece que las series de tiempo generadas con estos puntos son lo suficientemente confiables. Respecto a los finales, la figura muestra que finS2 se detectó con mayor precisión que finS1, probablemente como resultado de la morfología del sonido cardíaco que en el segundo caso complicó la detección del final del mismo. Este caso ha generado resultados muy interesantes ya que a simple vista se aprecia que cinco de las seis referencias siguen sin problema a la señal patrón, si se analiza el mismo caso en el dominio de la frecuencia, como se muestra en la parte superior de la figura E.6, se aprecia que las DPEs de las seis referencias temporales del FCG se parecen a la DPE de la señal patrón. Esto se confirma en la parte superior derecha de la misma figura ya que las coherencias obtenidas se mantienen arriba de 0.7 en la banda de 0 a 1 Hz; en particular hay que observar que las tres referencias temporales de S2 y el máximo de S1 muestran coherencias superiores a 0.9, lo que hace suponer que en ningún caso se generarán diferencias importantes en los índices a corto y largo plazo entre los CTGs por FCG y el CTG patrón.

**iv). Paciente 1.4:** En la figura E.7 se muestran las series de tiempo generadas utilizando las referencias temporales del FCG del paciente 4 del primer banco de datos en adultos. En esta figura se aprecia que los finales de los sonidos cardíacos fueron los únicos puntos que no se detectaron con la precisión necesaria para seguir la morfología de la serie de tiempo patrón. Estas diferencias se aprecian principalmente como oscilaciones de alta frecuencia que deberán alterar el comportamiento a corto plazo de los CTGs de este paciente en comparación con el CTG patrón y al igual que en los otros pacientes debe ser resultado de la morfología del sonido cardíaco. Ahora, si pasamos a la parte inferior de la figura E.6 (izquierda), podremos observar que únicamente el máximo y el inicio de S1 siguen en forma aproximada a la PDE de la señal patrón. Esto se refleja en las funciones de coherencia (figura E.6 (derecha)), donde únicamente los máximos de cada sonido y el inicio de S1 se mantienen por arriba de 0.5 en la banda de 0 a 0.9 Hz y tal vez el desempeño de iniS2 podría mejorar corrigiendo un error de detección en la serie de tiempo. También hay que notar que al igual que en los otros pacientes se genera un decremento de la coherencia a partir de 0.4 Hz y, a excepción del paciente 1.3, un decremento brusco a cero después de 0.9 Hz.

**v). Paciente 1.5:** En las series de tiempo presentadas en la figura E.8, parece que el inicio de S2 es el único punto que sigue en forma aproximada a la señal patrón y pareciera que salvo tres errores, el inicio de S2 también podría llegar a generar buenos resultados. A diferencia de los pacientes analizados previamente, en este paciente los máximos de los sonidos cardíacos no generaron series de tiempo similares a la señal patrón y los finales mucho menos, probablemente estos resultados deban atribuirse a la morfología de los sonidos cardíacos, ya que la observación

**Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles**

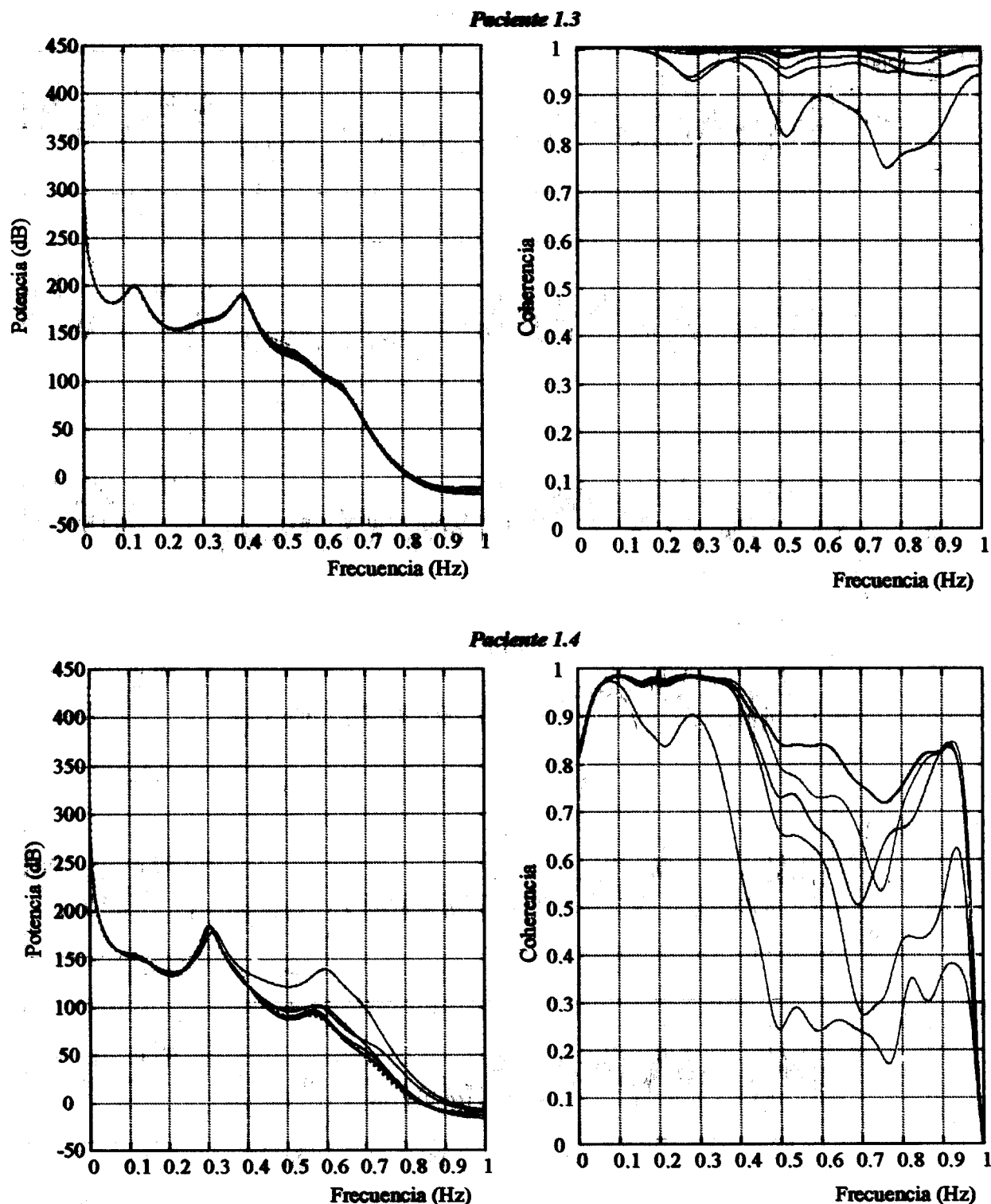
Paciente 1.3



Muestras

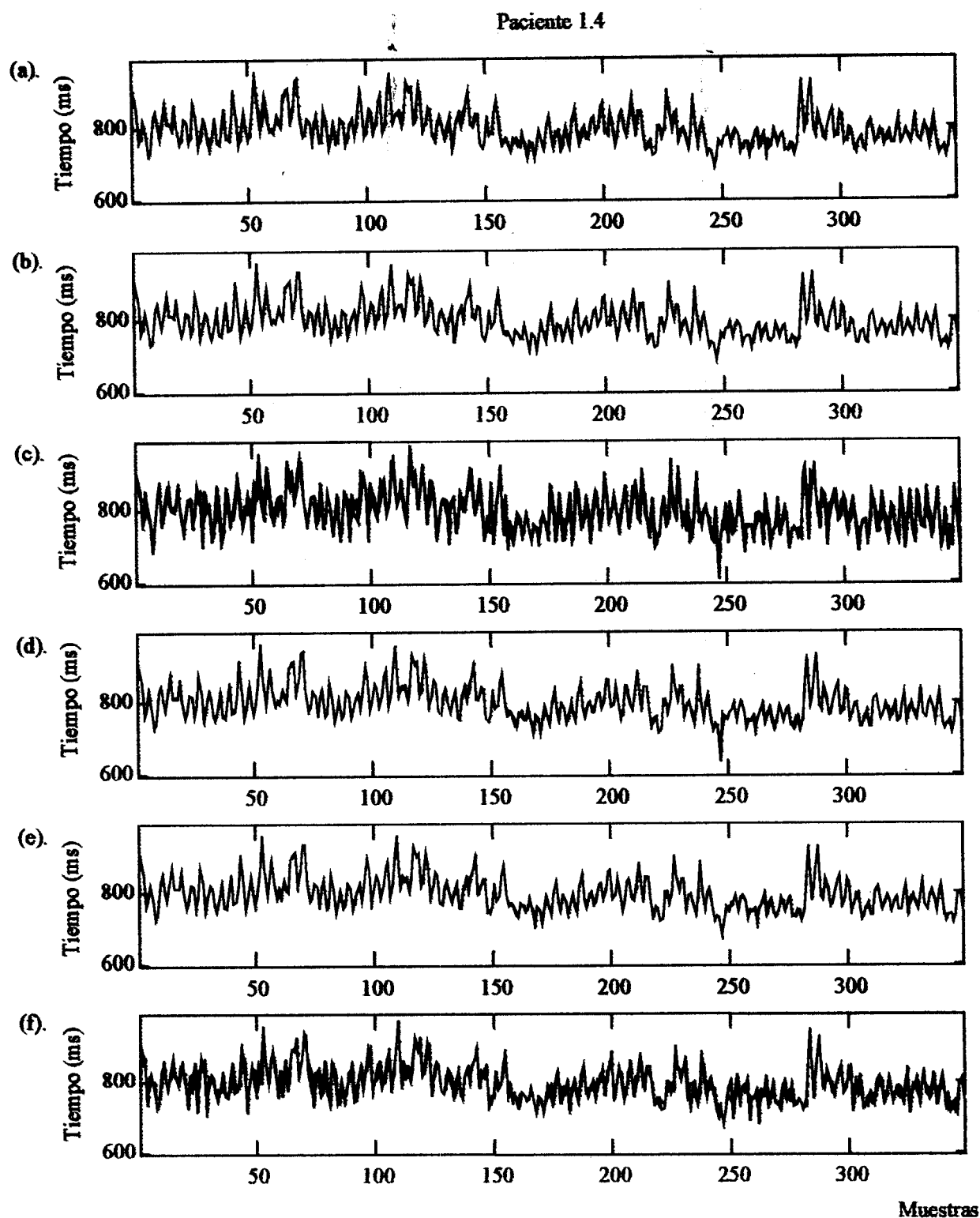
**Figura E.5.** Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCG para el paciente 1.3. (a). Intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos finS1-finS1, (d). Intervalos iniS2-iniS2, (e). Intervalos maxS2-maxS2, (f). Intervalos finS2-finS2. La línea negra representa los intervalos por FCG, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.

**Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles**



**Figura E.6.** IZQUIERDA: Densidades de potencia espectral de los CTGs obtenidos a partir de 6 referencias temporales del FCG y del CTG patrón (línea gris punteada) obtenido utilizando la onda R del ECG. DERECHA: Coherencia entre los CTGs de cada referencia temporal del FCG y el CTG patrón. Negro: máximo de S1, Verde: máximo de S2, Rojo: inicio de S1, Magenta: inicio de S2, Amarillo: fin de S1, Azul: fin de S2. El eje vertical de los espectros utiliza escala logarítmica.

*Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles*



**Figura E.7.** Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCG para el paciente 1.4. (a). Intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos finS1-finS1, (d). Intervalos iniS2-iniS2, (e). Intervalos maxS2-maxS2, (f). Intervalos finS2-finS2. La línea negra representa los intervalos por FCG, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.

***Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles***

del FCG de este paciente mostró cambios importantes en la morfología de los sonidos de un latido al siguiente. Esta observación también permitió distinguir un inicio abrupto de cada sonido, lo cual explica la mayor precisión en la detección de este punto con respecto a los demás. Si pasamos ahora a la figura E.9, y analizamos el comportamiento en el dominio de la frecuencia, se observa (en la parte superior izquierda) que las DPEs de cada referencia temporal tienen diferencias con la DPE patrón y únicamente los inicios de cada sonido se aproximan al mismo. Este comportamiento se aprecia con mayor claridad en la parte superior derecha de la misma figura donde las funciones de coherencia muestran que sólo los inicios de cada sonido y el máximo de S2 se mantienen arriba de 0.5 a lo largo de la banda de interés, sin embargo, dadas las oscilaciones bruscas de dichas coherencias, es probable que se generen diferencias importantes a corto plazo. Afortunadamente a largo plazo parece que las seis referencias se comportan en forma similar a la señal patrón siguiendo sin problema la línea de tendencia.

vi). ***Paciente 1.6:*** En las series de tiempo de la figura E.10 se observa que el inicio de ambos sonidos y el máximo de S2 son los puntos que siguen mejor a la señal patrón, comportamiento justificado por la morfología de los sonidos cardiacos en los que se observa que ambos sonidos presentan inicios súbitos. También se aprecia que el máximo de S1 genera diferencias debidas probablemente a la baja amplitud del mismo en el registro. Los finales, al igual que en los otros pacientes, siguieron con problema a la señal patrón; aún así se aprecia que todas las señales mantienen la línea de tendencia marcada por el patrón indicando similitudes en el comportamiento a largo plazo. Este comportamiento puede observarse en las DPE mostradas en la parte inferior izquierda de la figura E.9 donde se aprecia que las DPE de los inicios y el máximo de S2 siguen aproximadamente a la señal patrón, en consecuencia, estas son las únicas referencias temporales que generan coherencias superiores a 0.5 a lo largo de la banda de interés, tal y como lo muestra la parte inferior derecha de la figura E.9. En esta figura se distingue también que se repite el comportamiento de descenso y ascenso de la coherencia en la banda de 0.4 a 0.8 Hz y también se observan valores cercanos a uno en las bandas de baja frecuencia como consecuencia de la similitud entre las señales a largo plazo, tal y como se aprecia en las señales en el tiempo.

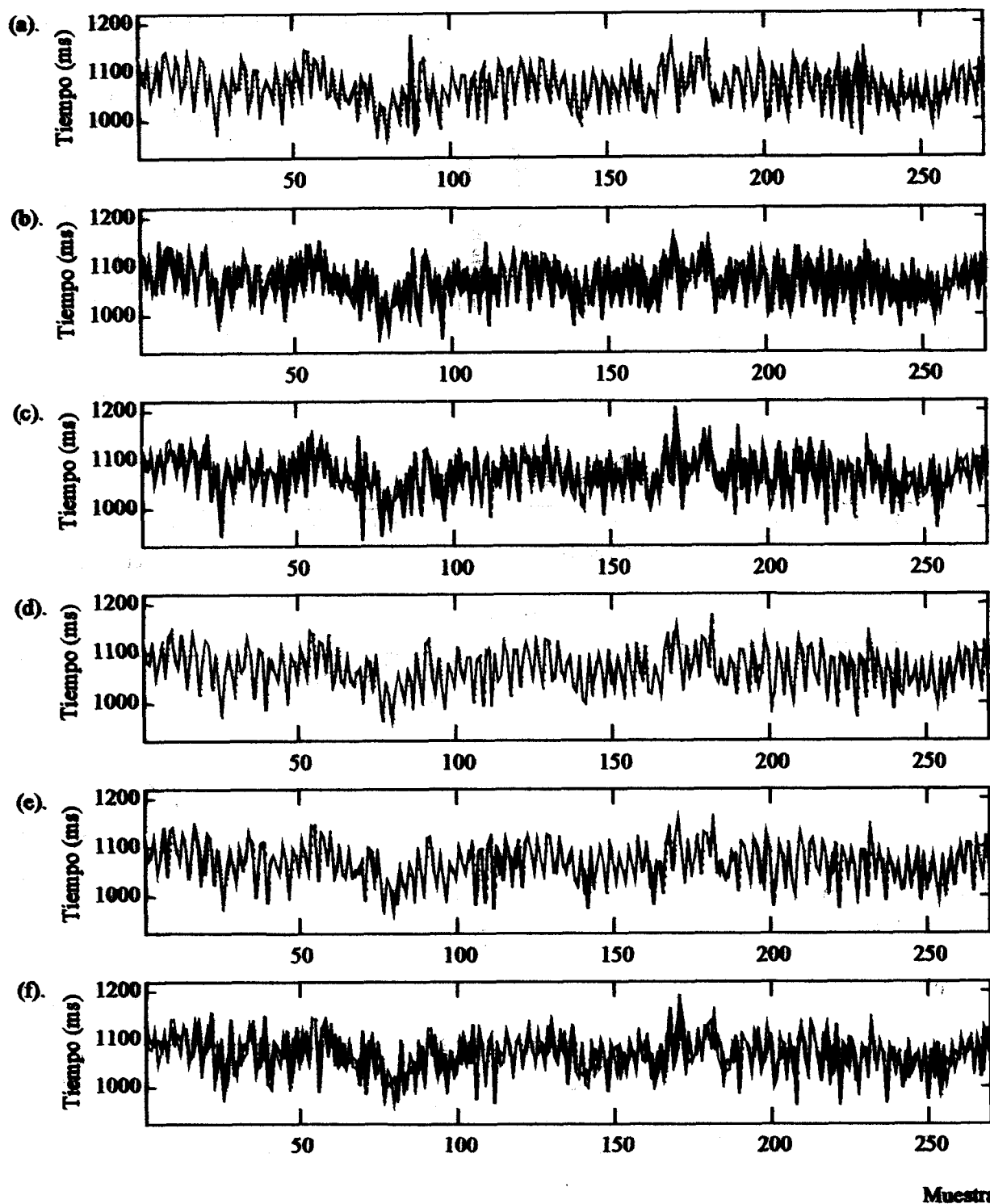
vii). ***Paciente 1.7:*** En la figura E.11 se aprecia el comportamiento opuesto al del paciente 1.3<sup>6</sup>, en este caso podríamos decir que el FCG obtenido del paciente en cuestión tuvo características morfológicas tales que impidieron que la metodología propuesta fuese capaz de extraer referencias temporales capaces de generar CTGs confiables. Todas las series de tiempo muestran información de alta frecuencia que se acentuó en la detección del final de S2, donde el ruido de alta frecuencia y los errores de detección se incrementaron considerablemente respecto a los otros puntos, esto a causa de la muy baja amplitud de S2 en el registro. En el dominio de la frecuencia, como se muestra en la parte superior izquierda de la figura E.12, se observa que después de 0.2 Hz todas las DPE difieren morfológicamente de la señal patrón indicando que sólo en las bajas frecuencias (línea de tendencia en el dominio del tiempo) los resultados del CTG por FCG se asemejan a los del CTG patrón. Esto se confirma en la parte superior derecha de la misma figura, aquí las funciones de coherencia muestran que ninguno de los CTGs por FCG fue capaz de generar respuestas similares a las de la señal patrón arriba de 0.3 Hz, y que sólo las bajas

<sup>6</sup> Caso que podríamos considerar como el caso ideal, en el que todas las referencias temporales se extraen confiablemente y son capaces de generar CTGs similares al CTG patrón.



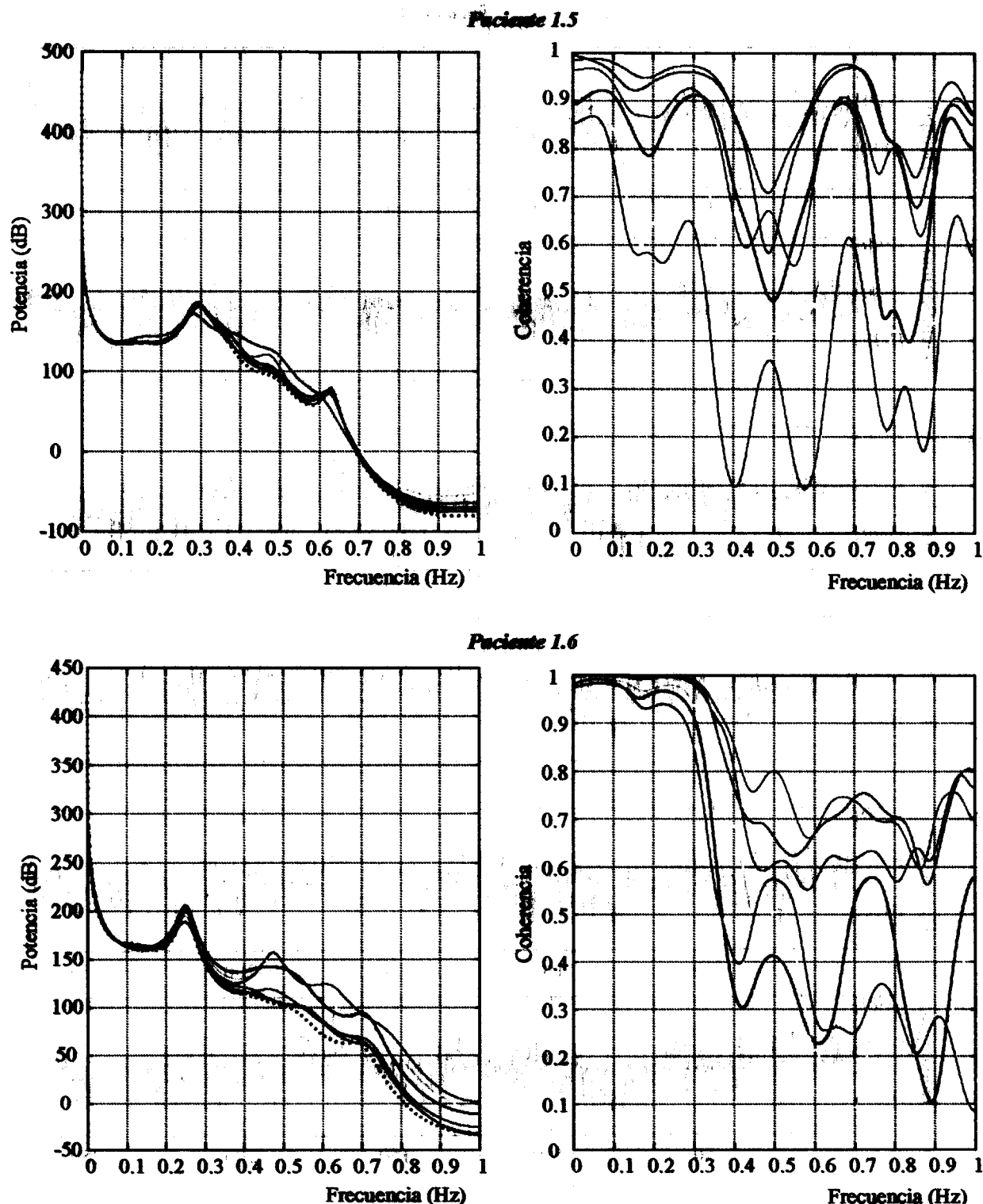
**Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles**

Paciente 1.5



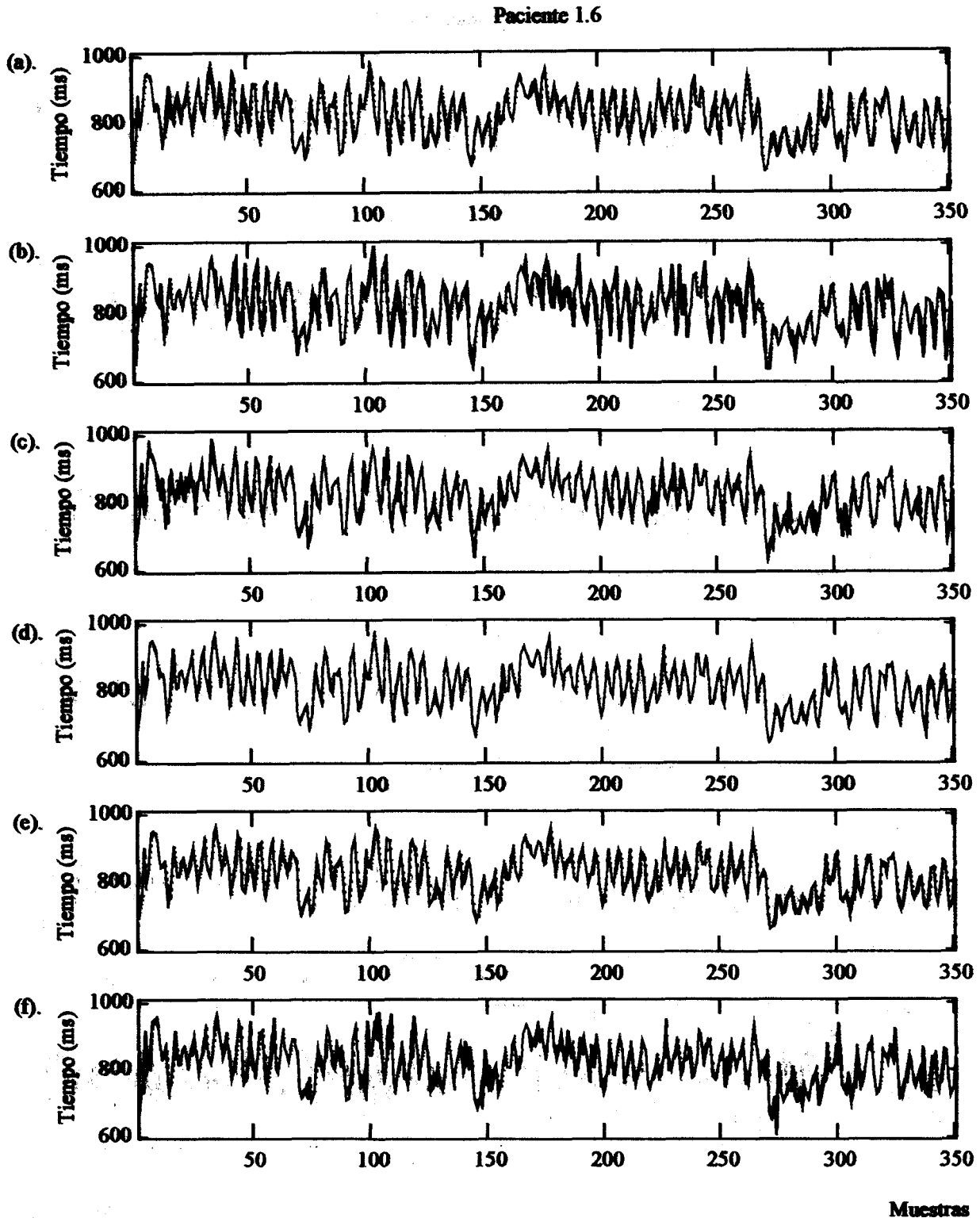
**Figura E.8.** Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCG para el paciente 1.5. (a). Intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos finS1-finS1, (d). Intervalos iniS2-iniS2, (e). Intervalos maxS2-maxS2, (f). Intervalos finS2-finS2. La línea negra representa los intervalos por FCG, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.

**Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles**



**Figura E.9. IZQUIERDA:** Densidades de potencia espectral de los CTGs obtenidos a partir de 6 referencias temporales del FCG y del CTG patrón (línea gris punteada) obtenido utilizando la onda R del ECG. **DERECHA:** Coherencia entre los CTGs de cada referencia temporal del FCG y el CTG patrón. Negro: máximo de S1, Verde: máximo de S2, Rojo: inicio de S1, Magenta: inicio de S2, Amarillo: fin de S1, Azul: fin de S2. El eje vertical de los espectros utiliza escala logarítmica.

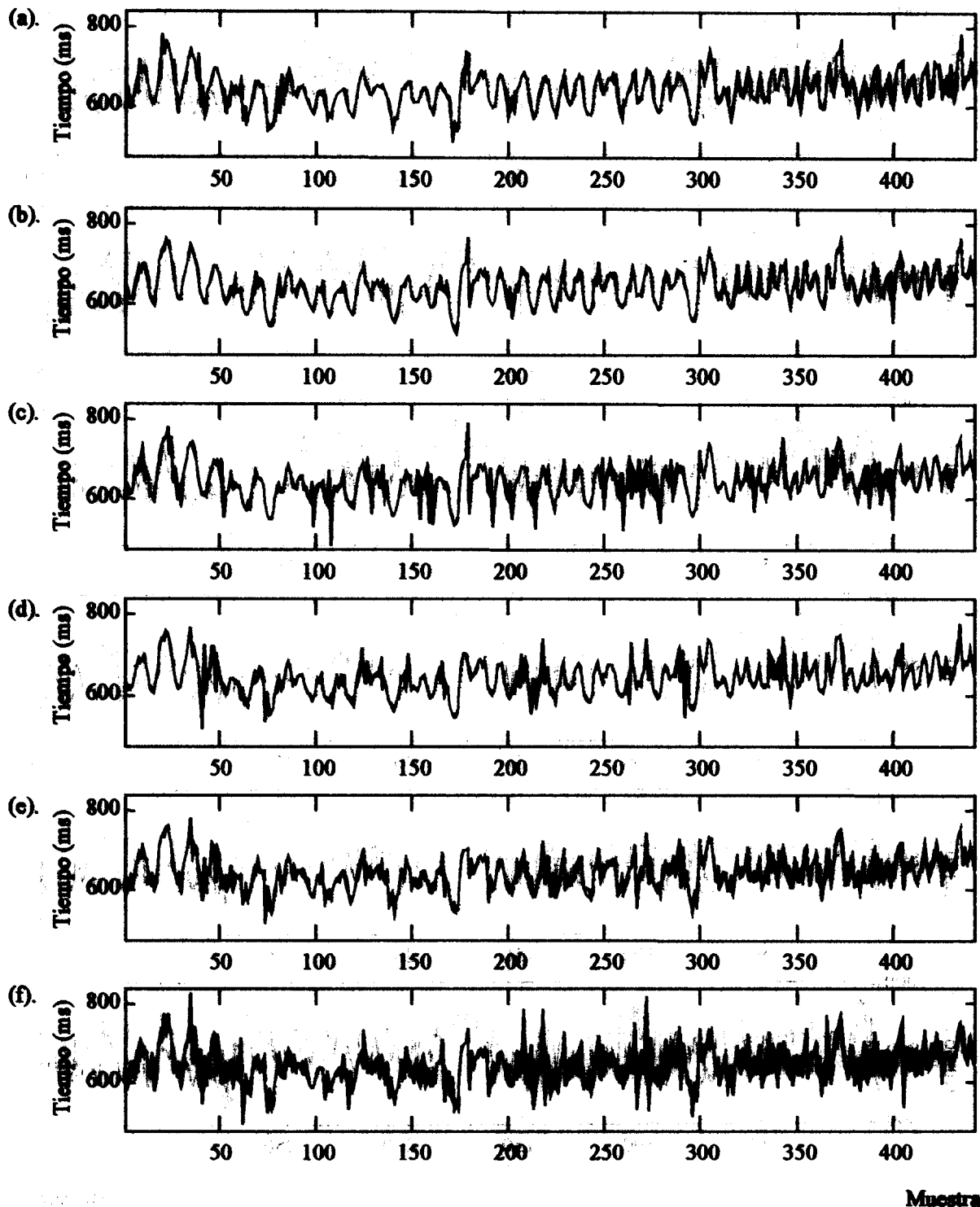
**Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles**



**Figura E.10.** Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCG para el paciente 1.6. (a). Intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos finS1-finS1, (d). Intervalos iniS2-iniS2, (e). Intervalos maxS2-maxS2, (f). Intervalos finS2-finS2. La línea negra representa los intervalos por FCG, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.

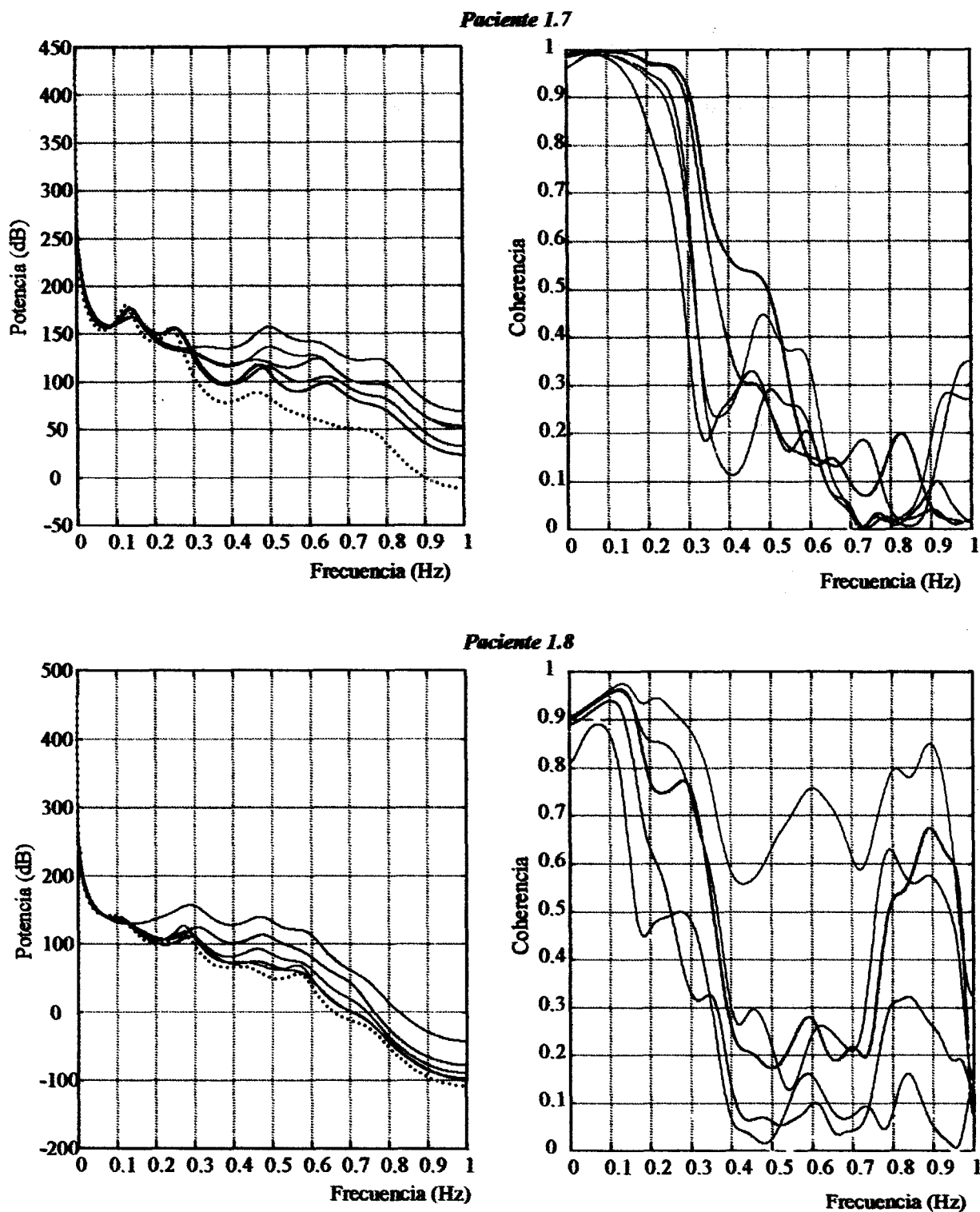
**Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles**

Paciente 1.7



**Figura E.11, Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCG para el paciente 1.7. (a). Intervalos  $\min S1-\min S1$ , (b). Intervalos  $\max S1-\max S1$ , (c). Intervalos  $\text{fin} S1-\text{fin} S1$ , (d). Intervalos  $\min S2-\min S2$ , (e). Intervalos  $\max S2-\max S2$ , (f). Intervalos  $\text{fin} S2-\text{fin} S2$ . La línea negra representa los intervalos por FCG, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.**

**Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles**



**Figura E.12.** IZQUIERDA: Densidades de potencia espectral de los CTGs obtenidos a partir de 6 referencias temporales del FCG y del CTG patrón (línea gris punteada) obtenido utilizando la onda R del ECG. DERECHA: Coherencia entre los CTGs de cada referencia temporal del FCG y el CTG patrón. Negro: máximo de S1, Verde: máximo de S2, Rojo: inicio de S1, Magenta: inicio de S2, Amarillo: fin de S1, Azul: fin de S2. El eje vertical de los espectros utiliza escala logarítmica.

***Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles***

frecuencias tienen alta coherencia indicando así que nuevamente el FCG es capaz de seguir el comportamiento a largo plazo de la señal patrón.

**viii). Paciente 1.8:** En la figura E.13 se muestran las series de tiempo obtenidas para el paciente 1.8; en esta figura se aprecia que todas las referencias siguen la línea de tendencia de la señal patrón, sin embargo, pareciera que únicamente los máximos de cada sonido y el inicio de S2 generan series similares a las del ECG aunque también se aprecian componentes de alta frecuencia que probablemente generarán diferencias importantes en los índices a corto plazo. Extrañamente, aunque parece que iniS2 y maxS2 fueron detectados adecuadamente, el inciso (f) de esta figura muestra que el final de S2 fue el punto detectado con la menor precisión, esto como resultado del lento descenso del sonido cardíaco que debe haber dificultado la detección precisa del mismo punto generando errores de detección. Respecto al inicio y final de S1, los resultados muestran que aunque su detección fue mejor que la del final de S2, probablemente tampoco son adecuados para la generación confiable del CTG. Ahora, si se estudia el comportamiento de los resultados de este paciente en el dominio de la frecuencia, como se aprecia en la parte inferior izquierda de la figura E.12, se puede notar que hasta 0.1 Hz las DPE de las series por FCG se parecen mucho a la de la señal patrón. Sin embargo, después de esta frecuencia, pareciera que sólo maxS2 sigue en forma aproximada a la señal patrón mientras que la morfología de las otras DPE cambia respecto a la misma. Esto puede verse con mayor claridad en la parte inferior derecha de la figura E.12 donde las funciones de coherencia muestran que únicamente maxS2 se mantiene arriba de 0.5 desde 0 hasta 0.95 Hz donde nuevamente se presenta un descenso brusco hacia cero como en algunos de los casos discutidos previamente. También se aprecia la etapa de descenso y ascenso entre 0.4 y 0.8 Hz como en otros casos, siendo menos abrupto para maxS2.

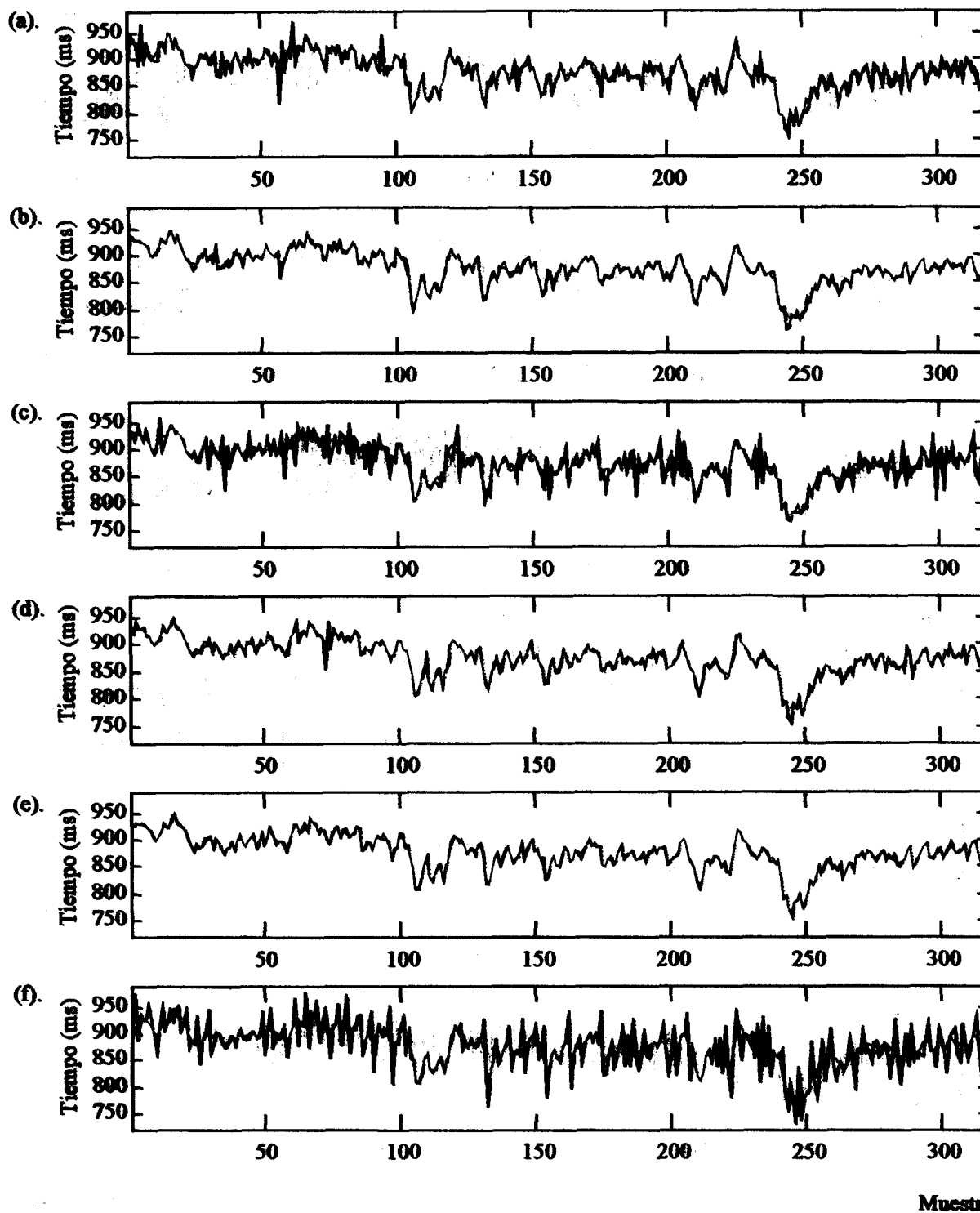
**ix). Paciente 1.9:** En la figura E.14 se muestran las series de tiempo del paciente 1.9, aquí se aprecia que el inicio y el máximo de S2 fueron detectados correctamente ya que siguen a la señal patrón sin problema, sobre todo maxS2. Los resultados obtenidos para S1 no resultan tan prometedores, aunque tal vez maxS1 no genere diferencias en los índices a corto plazo. Evidentemente iniS1, finS1 y finS2 no fueron detectados con la precisión necesaria, el análisis de los registros fonocardiográficos que dieron lugar a las series mostró cambios morfológicos latido a latido sobre S1, cambios vistos como transiciones bruscas en los inicios y/o finales del sonido en algunos casos y en otros no, esto explica la dificultad del método para la extracción de referencias confiables; respecto a finS2, al igual que en el paciente 1.1, se observa que el sonido desciende lentamente pero con oscilaciones de alta frecuencia que cambian de amplitud latido a latido lo cual dificulta la detección. Si se analizan ahora las series en el dominio de la frecuencia, la figura E.15 (izquierda) muestra que la DPE de maxS2 es la única que sigue la morfología de la señal patrón, y se observa la parte derecha de la misma figura, se aprecia que efectivamente maxS2 es el único punto que se mantiene con coherencia arriba de 0.9 a lo largo de la banda de interés, seguida de iniS2 y maxS1. También se observa que a excepción de maxS2, la banda de 0.4 a 0.9 muestra el comportamiento de descenso y ascenso de las coherencias.

***Resumen:***

Al terminar el análisis cualitativo de este grupo de datos, se consideró necesario resumir algunas de las observaciones realizadas, esto dio lugar a los siguientes puntos importantes:

**Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles**

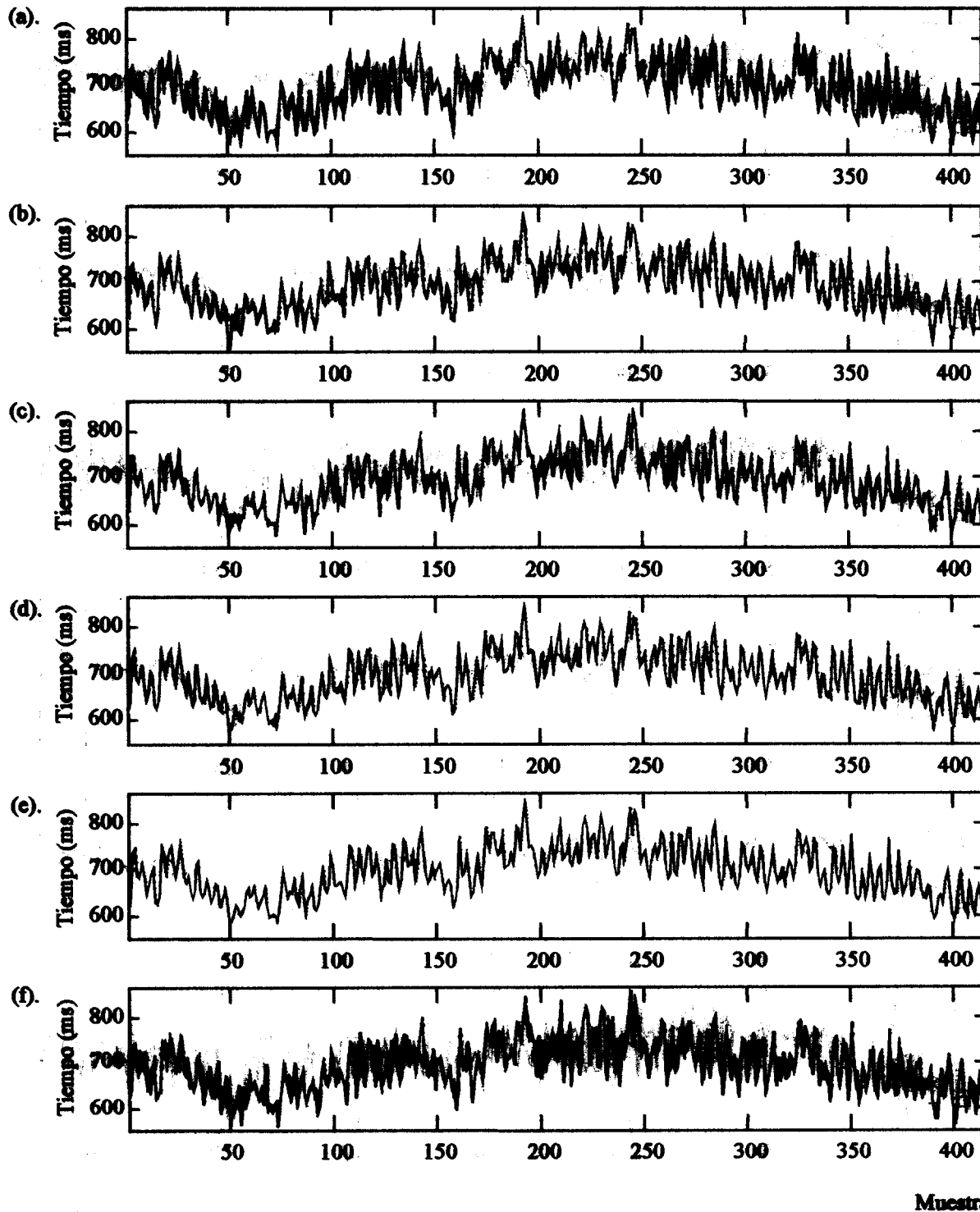
Paciente 1.8



**Figura E.13.** Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCG para el paciente 1.8. (a). Intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos finS1-finS1, (d). Intervalos iniS2-iniS2, (e). Intervalos maxS2-maxS2, (f). Intervalos finS2-finS2. La línea negra representa los intervalos por FCG, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.

**Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles**

Paciente 1.9

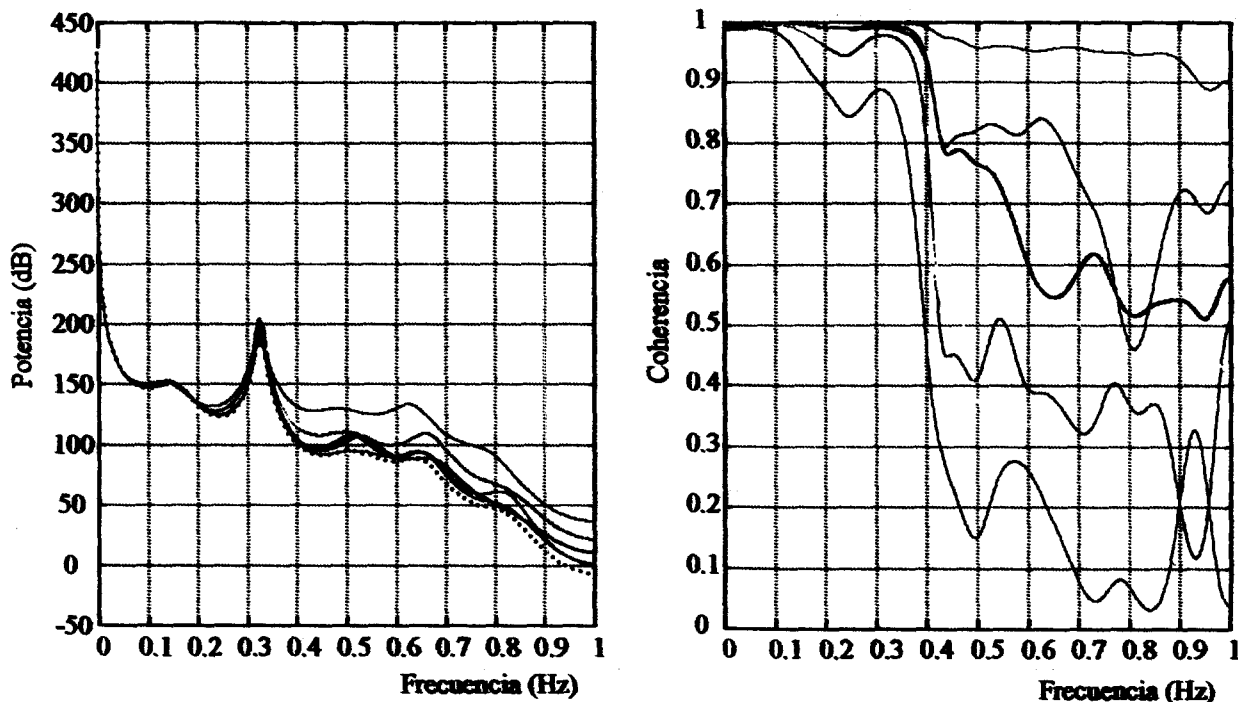


**Figura E.14.** Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCG para el paciente 1.9: (a). Intervalos  $iniS1-iniS1$ , (b). Intervalos  $maxS1-maxS1$ , (c). Intervalos  $finS1-finS1$ , (d). Intervalos  $iniS2-iniS2$ , (e). Intervalos  $maxS2-maxS2$ , (f). Intervalos  $finS2-finS2$ . La línea negra representa los intervalos por FCG, la línea roja representa los intervalos patrón E-R.



**Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles**

**Paciente 1.9**



**Figura E.15.** IZQUIERDA: Densidades de potencia espectral de los CTGs obtenidos a partir de 6 referencias temporales del FCG y del CTG patrón (línea gris punteada) obtenido utilizando la onda R del ECG. DERECHA: Coherencia entre los CTGs de cada referencia temporal del FCG y el CTG patrón. Negro: máximo de S1, Verde: máximo de S2, Rojo: inicio de S1, Magenta: inicio de S2, Amarillo: fin de S1, Azul: fin de S2. El eje vertical de los espectros utiliza escala logarítmica.

1. De los nueve casos considerados en este banco de datos, ocho de ellos mostraron que al menos uno de los máximos de los sonidos cardiacos genera coherencias superiores a 0.5. Aunque este comportamiento no se presentó en el paciente 1.7, en este caso particular ninguna de las otras referencias fue capaz de generar un CTG similar a la señal patrón, al menos a corto plazo. Por otra parte, en el paciente 1.3 se encontró que todas las referencias generaron un CTG similar a la señal patrón.
2. De los nueve casos considerados en este estudio, en al menos uno de ellos se encontró que los inicios y los finales de los sonidos cardiacos son capaces de generar un CTG similar a la señal patrón.
3. Aparentemente todas las referencias extraídas son confiables para representar el comportamiento a largo plazo del CTG.

Estas observaciones resumen el comportamiento de las series de tiempo generadas en este banco de datos y los resultados hacen pensar que cualquiera de las seis referencias temporales extraídas con el método propuesto puede llegar a generar un CTG confiable, esto claro con las observaciones en el ámbito individual. Sin embargo, ¿podrá hablarse en general del FCG como fuente generadora del CTG y establecer al menos una referencia temporal como la mejor para

*Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles*

cualquier FCG?. A continuación se realiza el análisis cualitativo de los resultados obtenidos para el comportamiento global del banco de datos:

*b). Análisis visual del comportamiento del banco de datos como conjunto:*

Las figuras E.16 y E.19 muestran la distribución global de los intervalos latido a latido de los 9 pacientes analizados y las ecuaciones resultantes de las regresiones lineales aplicadas con el propósito de analizar el comportamiento global de cada referencia temporal  $refS_i-refS_i$  contra los intervalos latido a latido patrón. El análisis se realizó en un total de 2463 intervalos y también se presenta el coeficiente de determinación ( $r^2$ ) calculado como un índice de la dispersión de los datos alrededor de la mejor recta calculada. Cada gráfica presenta la recta ideal en negro y la recta estimada en rojo.

La figura E-16 muestra la correlación existente entre las series de tiempo generadas utilizando las tres referencias de S1 y la señal patrón utilizando 2463 intervalos. Como puede observarse, las tres referencias muestran una tendencia lineal y el máximo de S1 genera la menor dispersión alrededor de la recta ideal, esto seguido del inicio y el final de S1. Los parámetros de las ecuaciones de la mejor recta muestran que la pendiente es muy cercana a uno ( $m= 0.99$  para  $iniS1$  y  $maxS1$ ,  $m= 0.98$  para  $finS1$ ), y aunque existe un sesgo aproximado de 10 ms ( $iniS1$ : 9.49 ms,  $maxS1$ : 10.39 ms,  $finS1$ : 13.93 ms), es evidente en estos resultados que el comportamiento a largo plazo establecido por el patrón es seguido por las tres referencias provenientes de S1.

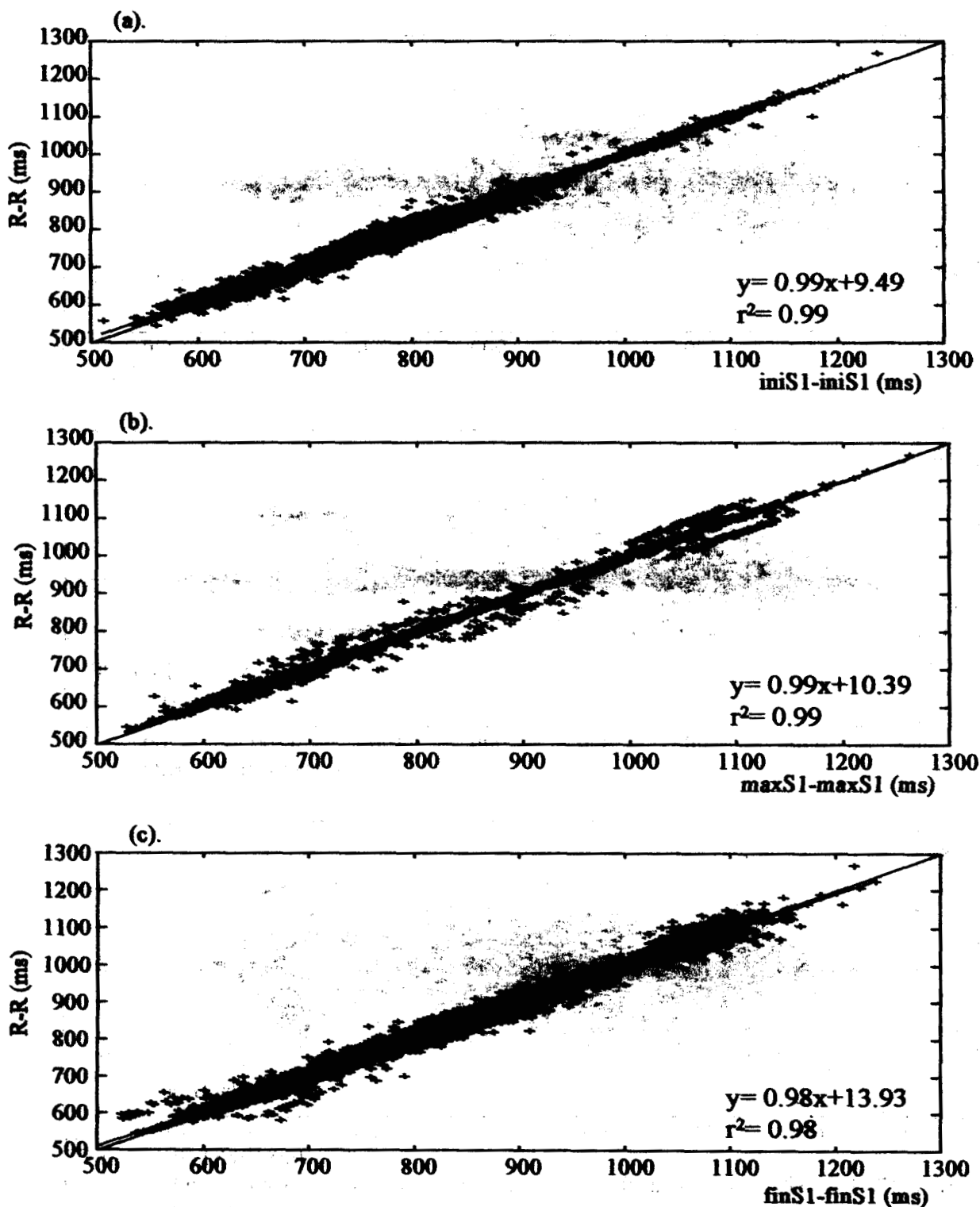
Las figuras E.17 y E.20 muestran la distribución global de las diferencias entre cada intervalo  $refS_i-refS_i$  y el intervalo R-R patrón correspondiente para el análisis de residuos realizado al mismo grupo de 9 pacientes. El análisis se realizó en un total de 2463 intervalos y también se presenta el coeficiente de determinación ( $r^2$ ) calculado como un índice de la dispersión de los datos alrededor de la mejor recta calculada. Cada gráfica presenta la recta ideal en negro y la recta estimada en rojo.

Las figuras E.18 y E.21 muestran los histogramas de las diferencias entre cada intervalo  $refS_i-refS_i$  y el intervalo R-R patrón correspondiente para el análisis de residuos realizado al mismo grupo de 9 pacientes en 2463 intervalos.

Con relación al comportamiento a corto plazo o latido a latido, la figura E-17 muestra que en las gráficas del análisis de residuos, la mejor recta tiene un valor de pendiente cercano a cero ( $m= 0.01$  para  $iniS1$ ,  $maxS1$  y  $finS1$ ) y un sesgo aproximado de 6 ms para las tres referencias temporales ( $b= -5.72$  ms para  $iniS1$ ,  $b= -6.00$  ms para  $maxS1$ ,  $b= -6.36$  ms para  $finS1$ ). Esto muestra que un porcentaje importante de puntos se distribuye cerca de cero (valor ideal), mientras que otros puntos generan diferencias considerables con respecto a los mismos puntos de la señal patrón lo cual se refleja en el bajo coeficiente de determinación ( $r^2= 0.01$  para  $iniS1$  y  $maxS1$ ,  $r^2= 0.00$  para  $finS1$ ), esto puede apreciarse mejor en la figura E-18 con los histogramas de las diferencias entre las series de tiempo por S1 y el ECG.

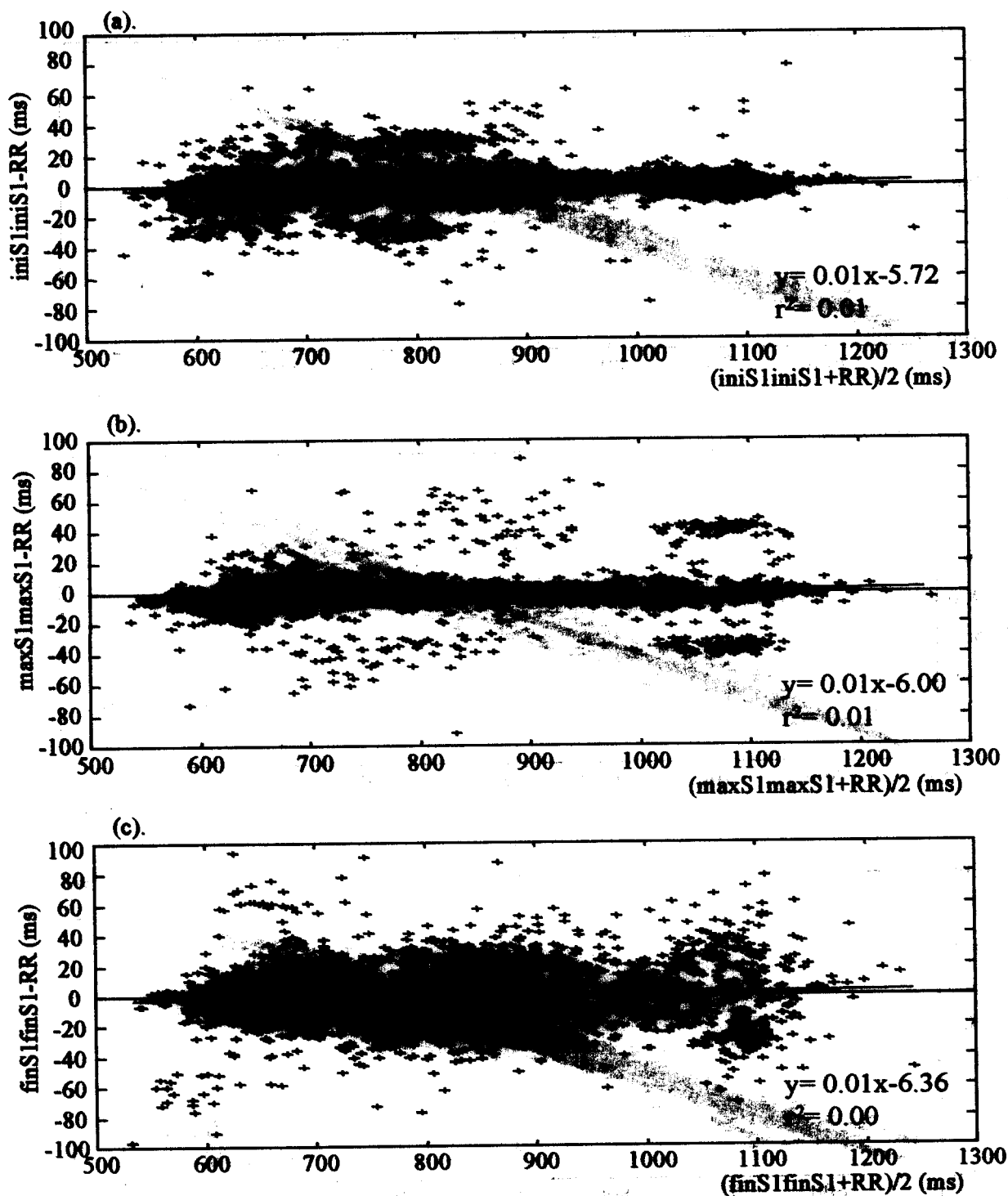
Con relación al comportamiento global de S2, la figura E-19 muestra la correlación existente entre las series de tiempo generadas utilizando las tres referencias de S2 y la señal patrón. Como puede observarse, al igual que en S1 las tres referencias muestran tendencia lineal

*Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles*



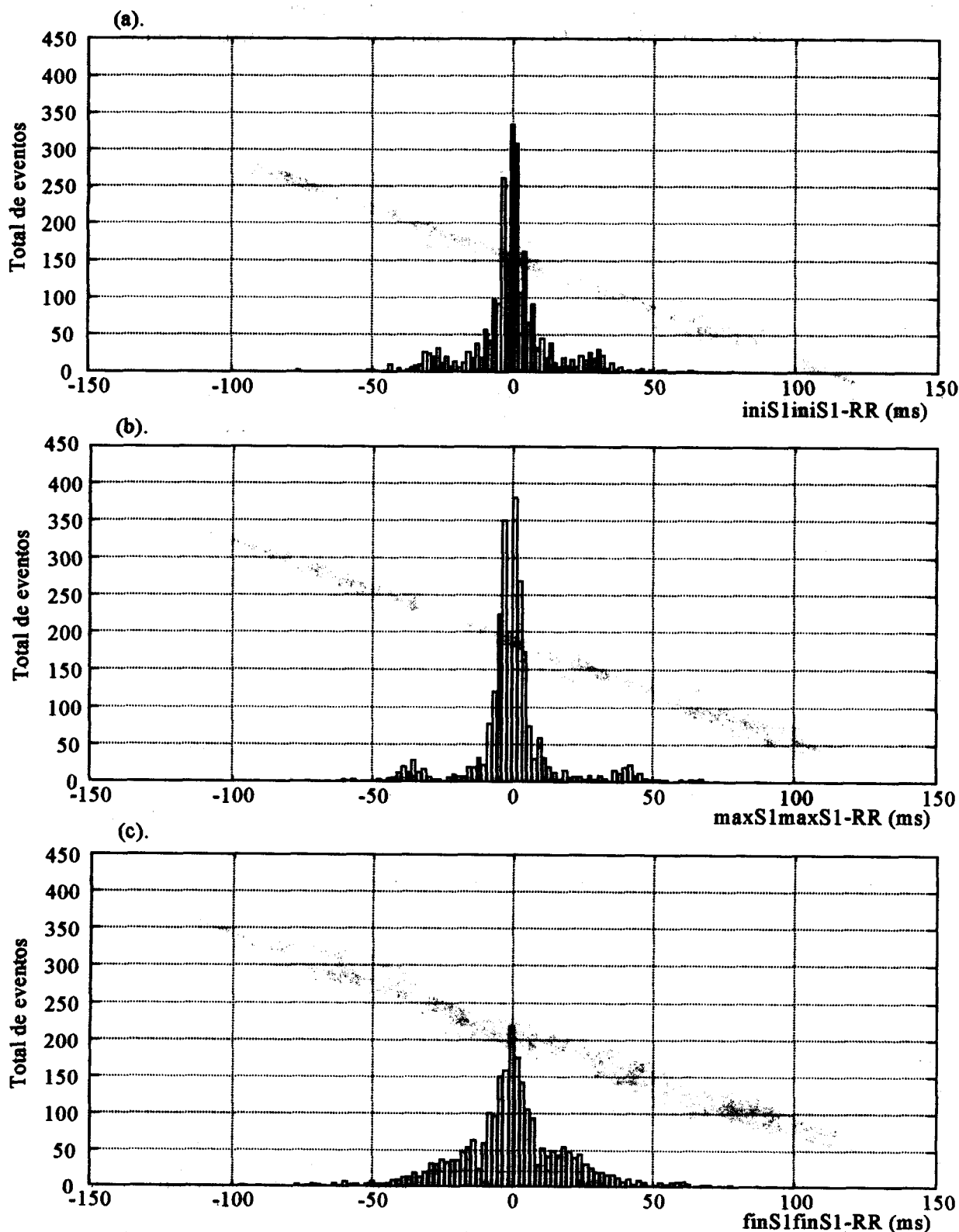
**Figura E.16.** Regresión lineal para los intervalos medidos por ECG y 3 referencias temporales de S1 en registros obtenidos en 9 adultos conteniendo un total de 2463 intervalos. En las gráficas se muestra también la recta ideal (negro), la resultante de la regresión (rojo), la ecuación obtenida y el valor del coeficiente de determinación ( $r^2$ ). (a). Intervalos R-R vs intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos R-R vs intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos R-R vs intervalos finS1-finS1.

**Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del ECG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles**



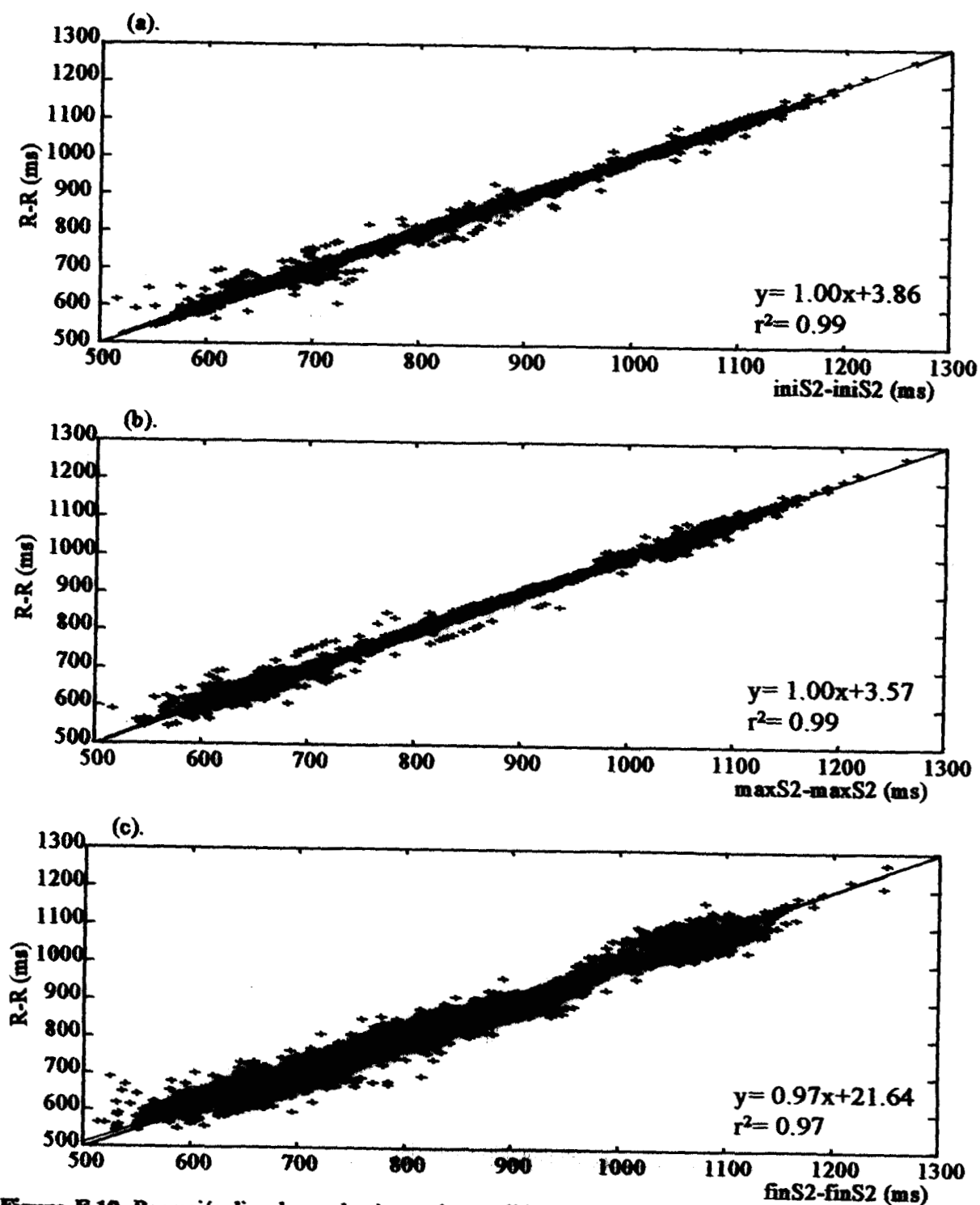
**Figura E.17.** Regresión lineal para el análisis de residuos de los intervalos medidos por ECG y 3 referencias temporales de S1 en registros obtenidos en 9 adultos conteniendo un total de 2463 intervalos. En las gráficas se muestra también la recta ideal (negro), la resultante de la regresión (rojo), la ecuación obtenida y el valor del coeficiente de determinación ( $r^2$ ). (a). Diferencias iniS1iniS1-RR vs (iniS1iniS1+RR)/2, (b). Diferencias maxS1maxS1-RR vs (maxS1maxS1+RR)/2, (c). Diferencias finS1finS1-RR vs (finS1finS1+RR)/2.

*Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles*



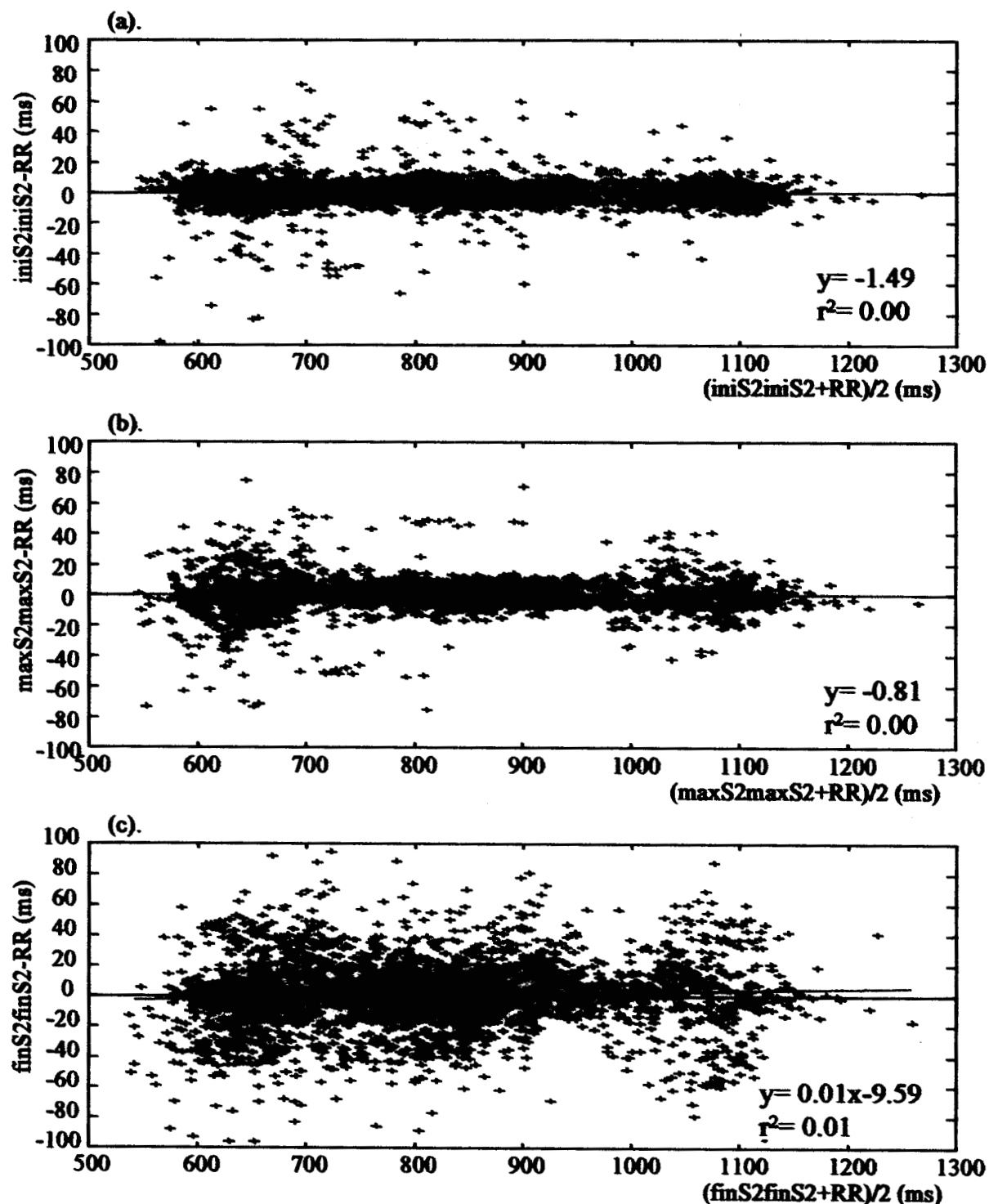
**Figura E.18.** Histograma de las diferencias entre los intervalos R-R y tres referencias temporales de S1 en registros obtenidos en 9 adultos conteniendo un total de 2463 intervalos. (a). Diferencias iniS1iniS1-RR, (b). Diferencias maxS1maxS1-RR, (c). Diferencias finS1finS1-RR.

**Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles**



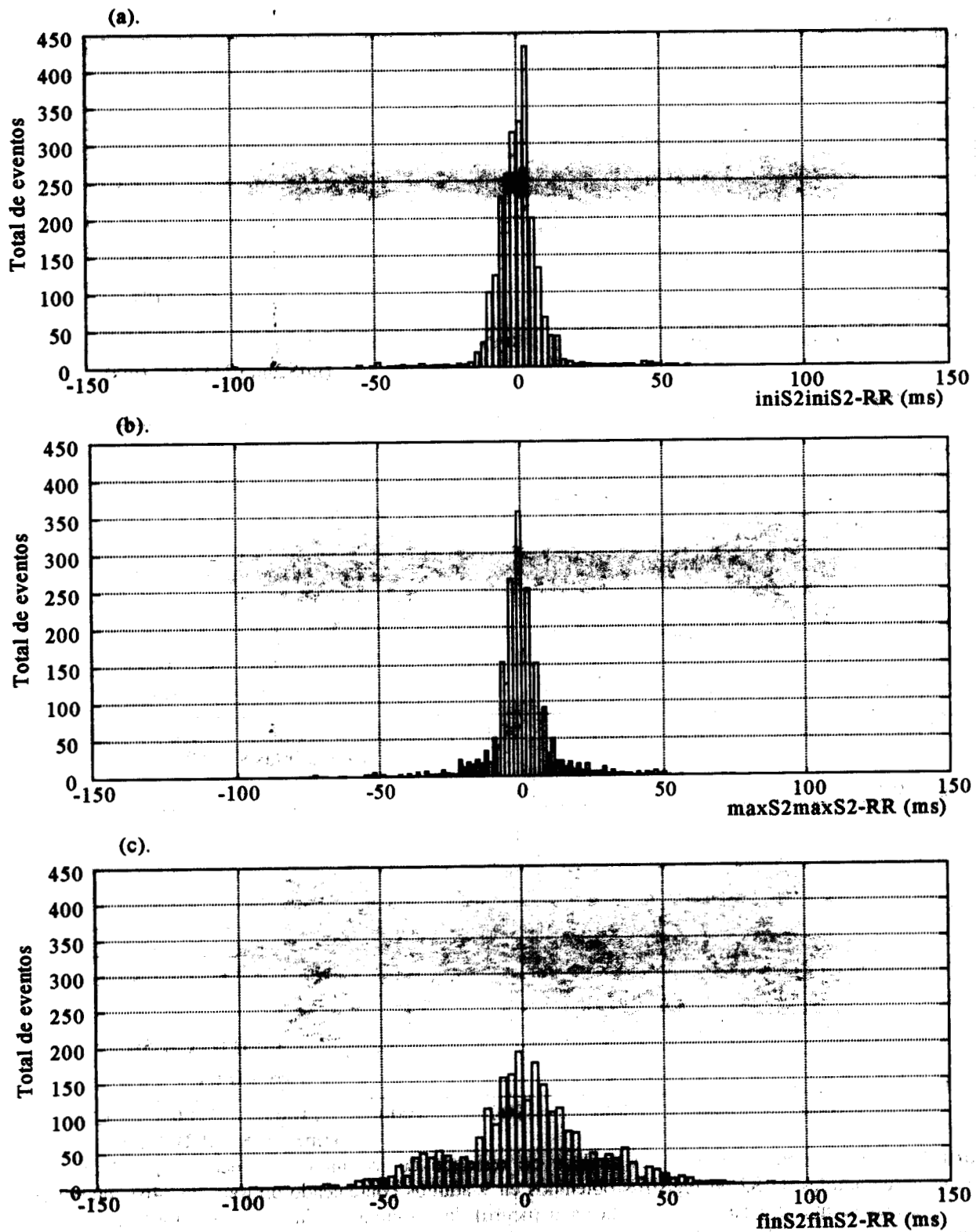
**Figura E.19.** Regresión lineal para los intervalos medidos por ECG y 3 referencias temporales de S2 en registros obtenidos en 9 adultos conteniendo un total de 2463 intervalos. En las gráficas se muestra también la recta ideal (negro), la resultante de la regresión (rojo), la ecuación obtenida y el valor del coeficiente de determinación ( $r^2$ ). (a). Intervalos R-R vs intervalos iniS2-iniS2, (b). Intervalos R-R vs intervalos maxS2-maxS2, (c). Intervalos R-R vs intervalos finS2-finS2.

**Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles**



**Figura E.20.** Regresión lineal para el análisis de residuos de los intervalos medidos por ECG y 3 referencias temporales de S2 en registros obtenidos en 9 adultos conteniendo un total de 2463 intervalos. En las gráficas se muestra también la recta ideal (negro), la resultante de la regresión (rojo), la ecuación obtenida y el valor del coeficiente de determinación ( $r^2$ ). (a). Diferencias iniS2iniS2-RR vs (iniS2iniS2+RR)/2, (b). Diferencias maxS2maxS2-RR vs (maxS2maxS2+RR)/2, (c). Diferencias finS2finS2-RR vs (finS2finS2+RR)/2.

**Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del ECG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles**



**Figura E.21. Histograma de las diferencias entre los intervalos R-R y tres referencias temporales de S2 en registros obtenidos en 9 adultos conteniendo un total de 2463 intervalos. (a). Diferencias iniS2iniS2-RR, (b). Diferencias maxS2maxS2-RR, (c). Diferencias finS2finS2-RR.**



*Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles*

y pareciera que el inicio de S2 genera la menor dispersión alrededor de la recta ideal, seguida por el máximo de S2 y el final del mismo donde se aprecia una dispersión considerable de puntos alrededor de la recta ideal. Esto puede verse por medio de las ecuaciones que describen las rectas de las tres referencias temporales, en el caso de iniS2 y maxS2 se generaron pendientes de 1.00 y sesgos muy aproximados a 4 ms (3.86 ms para iniS2 y 3.52 para maxS2), mientras que para finS2 se generó una pendiente menor ( $m=0.97$ ), un sesgo considerable ( $b=21.64$ ) y un coeficiente de determinación menor a los casos anteriores ( $r^2=0.99$  para iniS2 y maxS2,  $r^2=0.97$  para finS2). Nuevamente, al igual que S1, el comportamiento de las tres gráficas mostradas en esta figura muestra que el comportamiento a largo plazo de las referencias provenientes de S2 es similar al de la señal patrón.

El comportamiento a corto plazo de las series de tiempo generadas por S2 puede observarse en la figura E-20 con el análisis de los residuos, aquí se muestra que los inicios y máximos de S2 no están muy sesgados ( $b=-1.49$  ms para iniS2,  $b=-0.81$  ms para maxS2,  $b=-9.59$  ms para finS2), lo cual hace suponer que los puntos se distribuyen a ambos lados de la recta en igual cantidad y distancia. Esto puede apreciarse también en la figura E-21 con los histogramas de las diferencias entre las series de tiempo por S2 y el ECG, en ellos se observa que el total de puntos iguales a cero es mayor al utilizar como referencia el inicio y el máximo de S2. Desafortunadamente, al igual que S1, existe una dispersión considerable de algunos de los puntos, sobre todo en el fin de S2 llevando así los coeficientes de determinación hasta cero.

*Resumen:*

Esta sección nuevamente confirma que el método propuesto para procesamiento del FCG es adecuado para generar el CTG a largo plazo; sin embargo, pareciera que con relación al comportamiento a corto plazo, las seis referencias temporales tienen ciertas diferencias con la señal patrón. A este respecto será necesario esperar por el análisis de los resultados cuantitativos que se realizará a continuación.

*c). Análisis estadístico del comportamiento del banco de datos como conjunto:*

La tabla E-II muestra el valor promedio ( $\mu$ ), los intervalos de confianza (utilizando  $2\sigma$ ), la desviación estándar ( $\sigma$ ) y la prueba de hipótesis, para los intervalos latido a latido medidos por ECG (intervalos R-R) y 6 referencias temporales del FCG (intervalos refS<sub>i</sub>-refS<sub>i</sub>) de 9 adultos conteniendo un total de 2463 intervalos. El rango de los intervalos varió desde 550 ms hasta 1300 ms (50 a 110 latidos por minuto). Como se aprecia en esta tabla, la media de las series de tiempo generadas por FCG es estadísticamente igual a la media de la señal patrón, resultado esperado por las observaciones previas y que confirma que el comportamiento a largo plazo descrito por las referencias del FCG es igual al de la señal patrón por lo menos en el 98 % de los casos. También se aprecia que el peor de los casos fue la detección de finS2 ( $\sigma=146.88$  ms) mientras que los mejores resultados se obtuvieron para el inicio de S1 ( $\sigma=145.17$  ms) y el máximo de S2 ( $\sigma=145.32$  ms) y el inicio de S2 ( $\sigma=145.44$  ms).

La tabla E-III muestra los parámetros obtenidos para la regresión lineal aplicada a los intervalos RR vs refS<sub>i</sub>-refS<sub>i</sub> de los 9 adultos mostrados en las figuras E.16 y E.19. En la tabla se

***Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles***

indican los valores obtenidos para la pendiente ( $m$ ) y la ordenada al origen ( $b$ ) de la recta calculada así como los intervalos de confianza correspondientes utilizando  $2\sigma$ . También se incluyen el coeficiente de correlación ( $r$ ) y el coeficiente de determinación ( $r^2$ ). Como se aprecia en la tabla, los valores de pendiente fueron cercanos a 1.00 (desde 0.97 para finS2 hasta 1.00 para iniS2 y maxS2) y que los intervalos de confianza oscilaron entre  $\pm 0.01$  en el peor de los casos que fue finS1. Para las ordenadas al origen se observa que el mejor resultado se obtuvo para iniS2 ( $b = 3.86 \pm 2.50$  ms) y maxS2 ( $b = 3.57 \pm 2.69$  ms) contra el peor de los casos para finS2 con  $b = 21.64 \pm 5.61$  ms. Con estos resultados se muestra que los puntos detectados con mayor precisión fueron el inicio y el máximo de S2 ya que generaron los mejores valores de correlación con la señal patrón ( $m = 1.00$ ,  $b = 3.86$  ms y  $r^2 = 0.99$  para iniS2 y  $m = 1.00$ ,  $b = 3.57$  ms y  $r^2 = 0.99$  para maxS2) produciendo el mejor desempeño a largo plazo de las series de tiempo generadas por ellos.

La tabla E-IV muestra los resultados de las pruebas de hipótesis para las medias pareadas de los intervalos latido a latido medidos entre el ECG (intervalos R-R) y 6 referencias temporales del FCG (intervalos refS<sub>i</sub>-refS<sub>i</sub>) de 9 adultos conteniendo un total de 2463 intervalos. En la tabla se presentan la media y los intervalos de confianza (utilizando  $2\sigma$ ) entre las diferencias RR-refS<sub>i</sub>-refS<sub>i</sub>, y la desviación estándar de estas diferencias. En esta tabla se aprecia que en ninguno de los casos se generaron diferencias significativas (n.s.) para  $p > 0.05$ . Respecto a las dispersiones de los datos, puede verse que los peores resultados se obtienen para finS1 ( $\sigma = 20.02$  ms) y finS2 ( $\sigma = 25.43$  ms) mientras que iniS2 ( $\sigma = 11.10$  ms) y maxS2 ( $\sigma = 11.94$  ms) generaron las mejores dispersiones. Así, los resultados obtenidos muestran que las seis referencias oscilan alrededor del cero con dispersión importante por parte del final de S1 y S2.

La tabla E-V muestra los resultados obtenidos para la regresión lineal aplicada a las diferencias RR-refS<sub>i</sub>-refS<sub>i</sub> de 9 adultos conteniendo 2463 intervalos mostrados en las figuras E.17 y E.20. En la tabla se muestran los valores de pendiente ( $m$ ) y ordenada al origen ( $b$ ) obtenidos así como los intervalos de confianza utilizando  $2\sigma$ . También se incluye el coeficiente de correlación ( $r$ ), el coeficiente de determinación ( $r^2$ ) y la proporción de positivos (PP). En ella se muestra que aunque la pendiente de los datos siempre se acerca al valor ideal de cero ( $m = 0.01$  en los peores casos), todas las referencias tienen un sesgo negativo y los mejores valores se obtuvieron para el inicio ( $b = -1.49 \pm 2.50$  ms) y el máximo de S2 ( $b = -0.81 \pm 2.70$  ms). Por su parte, y al igual que en los párrafos anteriores el peor desempeño se observa en los finales de cada sonido ( $b = -6.36 \pm 4.51$  ms para finS1 y  $b = -9.59 \pm 5.72$  ms para finS2). Este sesgo indica que más de la mitad de los puntos se encuentra debajo de cero, tal y como lo muestra el porcentaje de positivos (menor a 50 % en todos los casos), y significa que los intervalos medidos por FCG son más cortos que los intervalos medidos por ECG y podrían ser el resultado del comportamiento fisiológico del evento mecánico bajo estudio.

***Resumen:***

El análisis estadístico global ha comprobado que todas las referencias son adecuadas a largo plazo, pero, a corto plazo o latido a latido, las referencias que proporcionaron los mejores resultados fueron iniS2 y maxS2, esto en términos de los valores medios y los intervalos de confianza calculados para todo el banco de datos. Ahora se procederá a utilizar los índices

**Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles**

**Tabla E-II.** Pruebas de hipótesis e intervalos de confianza para la media de los intervalos latido a latido medidos por ECG (intervalos RR) y 6 referencias temporales del FCG (intervalos refS<sub>i</sub>:refS<sub>i</sub>)\*.

| Referencia temporal | $\mu \pm 1.96 \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$ (ms) | $\sigma$ (ms) | P    |
|---------------------|---------------------------------------------|---------------|------|
| RR                  | 816.27 $\pm$ 5.73                           | 145.17        | n.s. |
| iniS1iniS1          | 816.28 $\pm$ 5.77                           | 146.19        | n.s. |
| maxS1maxS1          | 816.29 $\pm$ 5.78                           | 146.24        | n.s. |
| finS1finS1          | 816.29 $\pm$ 5.78                           | 146.30        | n.s. |
| iniS2iniS2          | 816.26 $\pm$ 5.74                           | 145.44        | n.s. |
| maxS2maxS2          | 816.29 $\pm$ 5.74                           | 145.32        | n.s. |
| finS2finS2          | 816.32 $\pm$ 5.80                           | 146.88        | n.s. |

\* n representa los grados de libertad (N-1) del experimento desarrollado con 9 señales de adultos y 2463 intervalos (N). n.s. indica diferencias no significativas entre los intervalos refS<sub>i</sub>:refS<sub>i</sub> y el ECG (p > 0.05).

**Tabla E-III.** Parámetros\* obtenidos para la regresión lineal aplicada a los intervalos RR vs refS<sub>i</sub>:refS<sub>i</sub>.

| Referencia temporal | $\bar{m} \pm 1.96 \frac{\sigma_m}{\sqrt{n}}$ | $\bar{b} \pm 1.96 \frac{\sigma_b}{\sqrt{n}}$ (ms) | r    | r <sup>2</sup> |
|---------------------|----------------------------------------------|---------------------------------------------------|------|----------------|
| RR vs iniS1iniS1    | 0.99 $\pm$ 0.00                              | 9.49 $\pm$ 3.15                                   | 1.00 | 0.99           |
| RR vs maxS1maxS1    | 0.99 $\pm$ 0.00                              | 10.39 $\pm$ 3.40                                  | 0.99 | 0.99           |
| RR vs finS1finS1    | 0.98 $\pm$ 0.01                              | 13.93 $\pm$ 4.45                                  | 0.99 | 0.98           |
| RR vs iniS2iniS2    | 1.00 $\pm$ 0.00                              | 3.86 $\pm$ 2.50                                   | 1.00 | 0.99           |
| RR vs maxS2maxS2    | 1.00 $\pm$ 0.00                              | 3.57 $\pm$ 2.69                                   | 1.00 | 0.99           |
| RR vs finS2finS2    | 0.97 $\pm$ 0.00                              | 21.64 $\pm$ 5.61                                  | 0.98 | 0.97           |

\*  $\bar{m}$  representa la media de la pendiente y  $\bar{b}$  la media de la ordenada al origen de la mejor recta,  $\sigma_m$  y  $\sigma_b$  representan las varianzas de la pendiente y la ordenada al origen respectivamente. n representa los grados de libertad (N-1) del experimento desarrollado con 9 señales de adultos y 2463 intervalos (N). También se incluyen el coeficiente de correlación (r) y el coeficiente de determinación (r<sup>2</sup>).

**Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles**

**Tabla E-IV.** Pruebas de hipótesis para las medias pareadas de los intervalos latido a latido medidos entre el ECG (intervalos RR) y 6 referencias temporales del FCG (intervalos refS<sub>i</sub>,refS<sub>j</sub>)\*.

| Referencia temporal  | $\mu \pm 1.96 \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$ (ms) | $\sigma$ (ms) | p    |
|----------------------|---------------------------------------------|---------------|------|
| <i>iniS1iniS1-RR</i> | 0.01 ± 0.56                                 | 14.16         | n.s. |
| <i>maxS1maxS1-RR</i> | 0.02 ± 0.60                                 | 15.27         | n.s. |
| <i>finS1finS1-RR</i> | 0.02 ± 0.79                                 | 20.02         | n.s. |
| <i>iniS2iniS2-RR</i> | 0.00 ± 0.44                                 | 11.10         | n.s. |
| <i>MaxS2maxS2-RR</i> | 0.03 ± 0.47                                 | 11.94         | n.s. |
| <i>finS2finS2-RR</i> | 0.06 ± 1.00                                 | 25.43         | n.s. |

\* n representa los grados de libertad (N-1) del experimento desarrollado con 9 señales de adultos y 2463 intervalos (N). n.s. indica diferencias no significativas entre las medias pareadas ( $p > 0.05$ ).

**Tabla E-V.** Parámetros\* obtenidos para la regresión lineal aplicada a las diferencias de los intervalos refS<sub>i</sub>,refS<sub>j</sub>-RR.

| Referencia temporal                       | $\bar{m} \pm 1.96 \frac{\sigma_m}{\sqrt{n}}$ | $\bar{b} \pm 1.96 \frac{\sigma_b}{\sqrt{n}}$ (ms) | r    | r <sup>2</sup> | PP (%) |
|-------------------------------------------|----------------------------------------------|---------------------------------------------------|------|----------------|--------|
| <i>iniS1iniS1-RR vs (iniS1iniS1+RR)/2</i> | 0.01 ± 0.00                                  | -5.72 ± 3.18                                      | 0.07 | 0.01           | 45.11  |
| <i>maxS1maxS1-RR vs (maxS1maxS1+RR)/2</i> | 0.01 ± 0.00                                  | -6.00 ± 3.43                                      | 0.07 | 0.01           | 42.10  |
| <i>finS1finS1-RR vs (finS1finS1+RR)/2</i> | 0.01 ± 0.00                                  | -6.36 ± 4.51                                      | 0.06 | 0.00           | 46.29  |
| <i>iniS2iniS2-RR vs (iniS2iniS2+RR)/2</i> | 0.00 ± 0.00                                  | -1.49 ± 2.50                                      | 0.02 | 0.00           | 46.49  |
| <i>maxS2maxS2-RR vs (maxS2maxS2+RR)/2</i> | 0.00 ± 0.00                                  | -0.81 ± 2.70                                      | 0.02 | 0.00           | 44.66  |
| <i>finS2finS2-RR vs (finS2finS2+RR)/2</i> | 0.01 ± 0.01                                  | -9.59 ± 5.72                                      | 0.07 | 0.01           | 49.61  |

\*  $\bar{m}$  representa la media de la pendiente y  $\bar{b}$  la media de la ordenada al origen de la mejor recta,  $\sigma_m$  y  $\sigma_b$  representan las varianzas de la pendiente y la ordenada al origen respectivamente. n representa los grados de libertad (N-1) del experimento desarrollado con 9 señales de adultos y 2463 intervalos (N). También se incluyen el coeficiente de correlación (r), el coeficiente de determinación (r<sup>2</sup>) y la proporción de positivos (PP).

*Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles*

clínicos en el tiempo y la frecuencia como indicadores finales de la posibilidad de generar CTGs confiables utilizando las referencias temporales obtenidas al aplicar la metodología propuesta al FCG y se emitirán las conclusiones pertinentes.

*d). Análisis estadístico de los índices clínicos obtenidos para las referencias temporales extraídas del banco de datos bajo estudio:*

Las tablas E-VI y E-VII muestran los resultados del análisis estadístico obtenidos para los tres índices en el tiempo y para los tres índices en la frecuencia respectivamente.

La tabla E-VI resume los resultados obtenidos para los índices en el tiempo calculados para las series de tiempo del grupo de pacientes bajo estudio. A grandes rasgos puede observarse que todos los índices por FCG generan valores mayores a los de la señal de referencia por ECG. En particular, el análisis estadístico de estos datos utilizando el método de Bonferroni para muestras repetidas mostró que sólo VLP para los finales de S1 y S2 generó diferencias significativas respecto a la señal de referencia ( $p < 0.05$ ). A simple vista estos resultados podrían contraponerse con las expectativas creadas durante el análisis visual de los datos, sin embargo, pueden explicarse si se toma en cuenta la forma en que se calcula VLP (ver expresión 4.7 en el capítulo 4), así se verá que este índice busca la variación de mayor amplitud entre latidos consecutivos en secciones de un minuto y calcula el valor medio de estas variaciones para todo el registro, probablemente buscando cambios en la línea de tendencia de la serie de tiempo. Sin embargo, si se observan las series de tiempo generadas por finS1 y finS2 en comparación con la señal de referencia, se verá que las primeras muestran mayor dispersión alrededor de la línea de tendencia (que de acuerdo a la tabla E-II es exactamente la misma para todas las series de tiempo), esto se refleja en el índice calculado y en consecuencia genera diferencias significativas entre las series de tiempo por finS1 y finS2 en comparación con la serie de tiempo por ECG. Así, estos resultados demuestran que las series de tiempo por finS1 y finS2 tienen mayor dispersión respecto a la señal de referencia que las series generadas por los inicios y máximos de los sonidos cardiacos, de ahí la existencia de diferencias significativas ( $p < 0.05$ ). Respecto a los otros índices, el inciso (a) de esta tabla muestra la raíz cuadrática media de los intervalos consecutivos (RCMDIC) para iniS2 y maxS2 fue quien se acercó más a los valores de la señal de ECG (ECG: 47.06 ms contra iniS2: 50.46 ms y maxS2: 49.85 ms) mientras que el peor índice fue el de finS2 con una RCMDIC= 64.18 ms. Este comportamiento es consistente en los incisos (b) y (c) de la misma tabla, donde los índices de variabilidad a corto plazo (VCP) y a largo plazo (VLP) muestran sus mejores valores para iniS2 (VCP= 40.89 ms, VLP= 206.07 ms) y maxS2 (VCP= 40.22 ms, VLP= 202.84 ms) contra VCP= 39.01 ms y VLP= 194.91 de la señal de referencia.

En el dominio de la frecuencia, la tabla E-VII muestra que no existen diferencias significativas ( $p > 0.05$ ) entre los índices generados por las series de tiempo por FCG y la señal de referencia, ni a corto ni a largo plazo, este análisis se realizó utilizando el método de Bonferroni para muestras repetidas. El inciso (a) de esta tabla muestra la potencia total (PT) calculada para las series de tiempo generadas por cada referencia temporal, aquí se observa que las series que aproximaron al valor del índice en la señal de referencia (PT= 4669.14 ms<sup>2</sup>/Hz) son iniS2 (PT= 5035.82 ms<sup>2</sup>/Hz) y maxS2 (PT= 5008.46 ms<sup>2</sup>/Hz) mientras que el peor resultado es generado para finS2 con PT= 5698.45 ms<sup>2</sup>/Hz. Respecto al comportamiento en la banda de bajas

**Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles**

**Tabla E-VI. Índices en el tiempo obtenidos para los CTGs generados utilizando el ECG y seis referencias temporales provenientes del FCG para el banco de datos adquirido en 9 adultos bajo las mejores condiciones de S/R posibles. (a). Raíz cuadrática media de las diferencias entre intervalos consecutivos (RCMDIC), (b). Variabilidad a corto plazo (VCP), (c). Variabilidad a largo plazo (VLP).**

a).

| <i>Paciente</i> | <b>RCMDIC (ms)</b> |              |              |              |              |              |              |
|-----------------|--------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
|                 | <i>OndaR</i>       | <i>iniS1</i> | <i>maxS1</i> | <i>finS1</i> | <i>iniS2</i> | <i>maxS2</i> | <i>finS2</i> |
| 1.1             | 52.20              | 53.70        | 51.74        | 63.06        | 49.97        | 51.15        | 74.16        |
| 1.2             | 35.76              | 52.85        | 39.09        | 48.30        | 45.81        | 44.50        | 49.49        |
| 1.3             | 99.45              | 102.03       | 99.87        | 101.88       | 97.85        | 96.22        | 97.00        |
| 1.4             | 47.06              | 47.77        | 45.88        | 79.10        | 47.41        | 46.55        | 60.62        |
| 1.5             | 59.96              | 61.79        | 65.77        | 66.35        | 61.78        | 59.21        | 61.83        |
| 1.6             | 55.80              | 59.51        | 75.29        | 64.38        | 56.35        | 56.28        | 67.34        |
| 1.7             | 22.76              | 33.56        | 30.94        | 45.42        | 37.60        | 41.38        | 62.93        |
| 1.8             | 13.21              | 25.22        | 14.74        | 35.53        | 17.71        | 15.76        | 49.54        |
| 1.9             | 37.38              | 48.33        | 41.86        | 43.16        | 39.63        | 37.56        | 54.68        |
| Media (ms)      | 47.06              | 53.86        | 51.69        | 60.80        | 50.46        | 49.85        | 64.18        |
| Desviación      | ±                  | ±            | ±            | ±            | ±            | ±            | ±            |
| Estándar (ms)   | 24.93              | 21.56        | 25.40        | 22.36        | 21.78        | 21.52        | 14.69        |

b).

| <i>Paciente</i> | <b>VCP (ms)</b> |              |              |              |              |              |              |
|-----------------|-----------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
|                 | <i>OndaR</i>    | <i>iniS1</i> | <i>maxS1</i> | <i>finS1</i> | <i>iniS2</i> | <i>maxS2</i> | <i>finS2</i> |
| 1.1             | 45.00           | 45.74        | 44.38        | 52.27        | 42.74        | 43.51        | 61.96        |
| 1.2             | 29.50           | 43.10        | 31.71        | 37.97        | 34.81        | 33.38        | 37.04        |
| 1.3             | 80.35           | 84.06        | 81.02        | 83.83        | 79.49        | 78.09        | 78.16        |
| 1.4             | 38.42           | 39.17        | 37.33        | 65.33        | 38.32        | 37.89        | 48.54        |
| 1.5             | 52.53           | 52.23        | 55.68        | 53.88        | 53.10        | 48.73        | 48.40        |
| 1.6             | 46.50           | 50.53        | 60.23        | 52.72        | 47.21        | 45.50        | 52.97        |
| 1.7             | 17.74           | 24.64        | 23.05        | 32.37        | 25.90        | 31.77        | 47.15        |
| 1.8             | 10.49           | 19.45        | 11.44        | 26.61        | 13.91        | 12.63        | 38.61        |
| 1.9             | 30.57           | 39.92        | 34.93        | 34.18        | 32.57        | 30.48        | 43.69        |
| Media (ms)      | 39.01           | 44.32        | 42.20        | 48.80        | 40.89        | 40.22        | 50.72        |
| Desviación      | ±               | ±            | ±            | ±            | ±            | ±            | ±            |
| Estándar (ms)   | 20.65           | 18.49        | 20.97        | 18.19        | 18.53        | 17.77        | 12.70        |

c).

| <i>Paciente</i> | <b>VLP (ms)</b> |              |              |              |              |              |              |
|-----------------|-----------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
|                 | <i>OndaR</i>    | <i>iniS1</i> | <i>maxS1</i> | <i>finS1</i> | <i>iniS2</i> | <i>maxS2</i> | <i>finS2</i> |
| 1.1             | 171.60          | 174.20       | 172.00       | 213.60       | 173.00       | 171.00       | 219.80       |
| 1.2             | 151.40          | 183.40       | 163.40       | 180.20       | 187.40       | 186.60       | 203.00       |
| 1.3             | 388.20          | 398.40       | 387.40       | 393.00       | 384.00       | 382.60       | 397.00       |
| 1.4             | 198.20          | 197.20       | 196.60       | 261.20       | 208.60       | 199.60       | 218.40       |
| 1.5             | 164.60          | 175.40       | 173.00       | 201.40       | 169.20       | 169.60       | 186.20       |
| 1.6             | 256.40          | 268.20       | 303.00       | 281.80       | 262.20       | 252.40       | 283.40       |
| 1.7             | 161.20          | 200.20       | 203.40       | 224.80       | 193.60       | 196.40       | 262.80       |
| 1.8             | 93.60           | 122.80       | 101.20       | 139.00       | 103.20       | 99.20        | 172.20       |
| 1.9             | 169.00          | 188.20       | 184.80       | 178.40       | 173.40       | 168.20       | 208.40       |
| Media (ms)      | 194.91          | 212.00       | 209.42       | 230.38       | 206.07       | 202.84       | 239.02       |
| Desviación      | ±               | ±            | ±            | ±            | ±            | ±            | ±            |
| Estándar (ms)   | 84.10           | 79.35        | 85.00        | 74.80 *      | 78.60        | 78.38        | 68.72 *      |

\* Diferencias significativas entre índices por CTG<sub>S-S</sub> y CTG<sub>R-R</sub> ( $p < 0.05$ ). El análisis estadístico se realizó utilizando el método de Bonferroni para muestras repetidas.

**Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles**

**Tabla E-VII. Índices en la frecuencia obtenidos para los CTGs generados utilizando el ECG y seis referencias temporales provenientes del FCG para el banco de datos adquirido en 9 adultos bajo las mejores condiciones de S/R posibles. (a). Potencia total (PT), (b). Potencia en la banda de bajas frecuencias (PBF), (c). Potencia en la banda de altas frecuencias (PAF).**

a).

| Paciente                       | PT (ms <sup>2</sup> /Hz) |          |          |          |          |          |          |
|--------------------------------|--------------------------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
|                                | OndaR                    | iniS1    | maxS1    | finS1    | iniS2    | maxS2    | finS2    |
| 1.1                            | 2890.99                  | 3056.63  | 2901.94  | 3882.79  | 2945.70  | 2986.06  | 4331.52  |
| 1.2                            | 2935.10                  | 4241.58  | 3077.85  | 3457.23  | 3418.08  | 3258.34  | 3439.10  |
| 1.3                            | 12403.20                 | 12393.20 | 12477.30 | 12930.97 | 12427.68 | 12349.21 | 12187.73 |
| 1.4                            | 4816.52                  | 4874.22  | 4728.32  | 6732.13  | 5164.24  | 5060.19  | 5727.32  |
| 1.5                            | 2250.59                  | 2246.07  | 2302.43  | 2365.56  | 2236.14  | 2199.08  | 2312.79  |
| 1.6                            | 8620.38                  | 9045.20  | 11168.90 | 11131.48 | 8893.29  | 9300.28  | 11183.01 |
| 1.7                            | 2906.41                  | 4268.76  | 3809.56  | 4887.10  | 4619.74  | 4585.61  | 5421.15  |
| 1.8                            | 1400.07                  | 1928.78  | 1663.75  | 1970.60  | 1763.05  | 1564.34  | 2740.69  |
| 1.9                            | 3799.04                  | 3776.52  | 3876.54  | 3290.44  | 3854.42  | 3772.99  | 3942.75  |
| Media (ms <sup>2</sup> /Hz)    | 4669.14                  | 5092.33  | 5111.84  | 5627.59  | 5035.82  | 5008.46  | 5698.45  |
| Desviación                     | ±                        | ±        | ±        | ±        | ±        | ±        | ±        |
| Estándar (ms <sup>2</sup> /Hz) | 3571.05                  | 3434.43  | 3922.85  | 3915.23  | 3475.63  | 3551.8   | 3580.08  |

b).

| Paciente                       | PBF (ms <sup>2</sup> /Hz) |        |        |        |        |        |        |
|--------------------------------|---------------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
|                                | OndaR                     | iniS1  | maxS1  | finS1  | iniS2  | maxS2  | finS2  |
| 1.1                            | 112.28                    | 115.85 | 113.51 | 138.92 | 115.73 | 115.38 | 141.49 |
| 1.2                            | 152.23                    | 191.77 | 159.80 | 163.13 | 166.07 | 161.00 | 164.32 |
| 1.3                            | 599.33                    | 594.37 | 602.67 | 618.04 | 602.06 | 600.59 | 591.37 |
| 1.4                            | 221.85                    | 225.65 | 223.30 | 260.37 | 235.64 | 233.20 | 246.75 |
| 1.5                            | 79.35                     | 75.81  | 74.96  | 81.75  | 77.03  | 76.79  | 84.42  |
| 1.6                            | 393.58                    | 397.87 | 447.06 | 456.26 | 401.51 | 410.73 | 469.89 |
| 1.7                            | 145.50                    | 203.52 | 182.48 | 227.39 | 219.21 | 217.05 | 238.10 |
| 1.8                            | 81.93                     | 94.43  | 88.57  | 90.77  | 90.48  | 85.00  | 103.98 |
| 1.9                            | 160.87                    | 153.99 | 161.31 | 145.26 | 161.60 | 162.07 | 164.88 |
| Media (ms <sup>2</sup> /Hz)    | 216.32                    | 228.14 | 228.18 | 242.43 | 229.93 | 229.09 | 245.02 |
| Desviación                     | ±                         | ±      | ±      | ±      | ±      | ±      | ±      |
| Estándar (ms <sup>2</sup> /Hz) | 172.48                    | 167.35 | 178.72 | 181.18 | 170.54 | 172.19 | 173.17 |

c).

| Paciente                       | PAF (ms <sup>2</sup> /Hz) |         |         |         |         |         |         |
|--------------------------------|---------------------------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
|                                | OndaR                     | iniS1   | maxS1   | finS1   | iniS2   | maxS2   | finS2   |
| 1.1                            | 714.43                    | 740.54  | 704.41  | 986.41  | 651.02  | 678.04  | 1279.77 |
| 1.2                            | 278.64                    | 576.70  | 314.23  | 452.21  | 418.32  | 384.65  | 420.96  |
| 1.3                            | 1541.93                   | 1613.85 | 1563.71 | 1675.29 | 1508.33 | 1476.15 | 1500.24 |
| 1.4                            | 662.02                    | 679.17  | 620.12  | 1444.92 | 646.28  | 610.52  | 774.05  |
| 1.5                            | 728.66                    | 762.26  | 832.79  | 762.91  | 758.07  | 681.19  | 673.75  |
| 1.6                            | 1202.78                   | 1364.61 | 1872.69 | 1353.83 | 1204.14 | 1177.40 | 1218.83 |
| 1.7                            | 251.42                    | 451.75  | 412.99  | 542.43  | 418.64  | 440.56  | 802.69  |
| 1.8                            | 40.47                     | 113.08  | 47.97   | 195.97  | 66.46   | 60.70   | 470.53  |
| 1.9                            | 498.78                    | 777.29  | 613.88  | 537.79  | 543.47  | 491.87  | 751.29  |
| Media (ms <sup>2</sup> /Hz)    | 657.68                    | 786.58  | 775.87  | 883.53  | 690.53  | 666.79  | 876.90  |
| Desviación                     | ±                         | ±       | ±       | ±       | ±       | ±       | ±       |
| Estándar (ms <sup>2</sup> /Hz) | 474.64                    | 453.13  | 587.07  | 510.27  | 432.98  | 425.44  | 373.15  |

\* Diferencias significativas entre índices por CTG<sub>S-S</sub> y CTG<sub>R-R</sub> ( $p < 0.05$ ). El análisis estadístico se realizó utilizando el método de Bonferroni para muestras repetidas.

***Apéndice E: Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto obtenido bajo las mejores condiciones de registro posibles***

frecuencias (PBF), el inciso (b) de esta tabla muestra que los mejores resultados se obtuvieron para iniS1 (PBF= 228.14 ms<sup>2</sup>/Hz) y maxS1 (PBF= 228.18 ms<sup>2</sup>/Hz) seguidos inmediatamente por iniS2 (PBF= 229.93 ms<sup>2</sup>/Hz) y maxS2 (PBF= 229.09 ms<sup>2</sup>/Hz) contra PBF= 216.32 ms<sup>2</sup>/Hz de la señal de referencia. Como en los casos anteriores el peor desempeño se obtuvo para finS2 con PBF= 245.02 ms<sup>2</sup>/Hz. Finalmente, en la banda de altas frecuencias (PAF) se muestra que los índices para iniS2 (PAF= 690.53 ms<sup>2</sup>/Hz) y maxS2 (PAF= 666.79 ms<sup>2</sup>/Hz) son los valores más cercanos al de la señal de referencia cuyo PAF es de 657.68 ms<sup>2</sup>/Hz mientras que el peor resultado se obtuvo para finS1 con un PAF de 883.53 ms<sup>2</sup>/Hz. Esto demuestra que las series de tiempo por FCG son equivalentes e intercambiables con la serie de tiempo por ECG, por lo menos las generadas utilizando los inicios y máximos de los sonidos cardiacos.

***E.4. Conclusiones***

Los resultados obtenidos tras procesar este banco de datos, tanto en el dominio del tiempo como de la frecuencia, muestran que bajo condiciones de registro que garanticen niveles de S/R altos, la metodología propuesta es capaz de extraer referencias temporales confiables del inicio y el máximo de los sonidos cardiacos, de manera que las series de tiempo generadas por ellas son equivalentes a la señal patrón por ECG y en consecuencia, intercambiables. Con relación al final de los sonidos cardiacos, la experiencia obtenida tras procesar este banco de datos hace suponer que los cambios de la morfología del final de los sonidos cardiacos dificultan la extracción confiable de este punto y hacen necesaria la exploración de alternativas que sean capaces de contender con dichos cambios e incrementen la precisión en la extracción de tales referencias temporales. Por supuesto estas alternativas se proponen a nivel del proceso iterativo de detección de finales de los sonidos cardiacos y no en las etapas anteriores para el preprocesamiento del FCG.



## ***Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro***

## ***Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro.***

---

Como se mencionó en el capítulo 4, cada paso de la metodología propuesta fue evaluado y caracterizado en búsqueda de aquellos parámetros que garantizaran el desempeño óptimo de la misma. Estas evaluaciones permitieron la selección de los mejores parámetros para el preprocesamiento (Apéndice C) y procesamiento (Apéndice D) de los FCG fetales (FCGf), permitiendo que la extracción de las referencias temporales se realizara con un mínimo de distorsión sobre la morfología de los sonidos cardiacos. Todas estas pruebas fueron realizadas sobre el tercer banco de datos, un grupo de señales Fonocardiográficas fetales simuladas con condiciones extremas de relación señal a ruido (S/R) que fueron de utilidad para las primeras pruebas de desempeño, y cuyos resultados parciales se muestran en los Apéndices C y D. Sin embargo, aunque los resultados preliminares mostraron la posibilidad de extraer referencias confiables asociadas a los sonidos cardiacos del FCGf simulado, aún no es posible asegurar que el método es capaz de generar CTGs fetales confiables de acuerdo a los estándares clínicos [Task force, 1996] que utilizan al ECG para generar el CTG a partir de la onda R.

### ***F.1. Antecedentes***

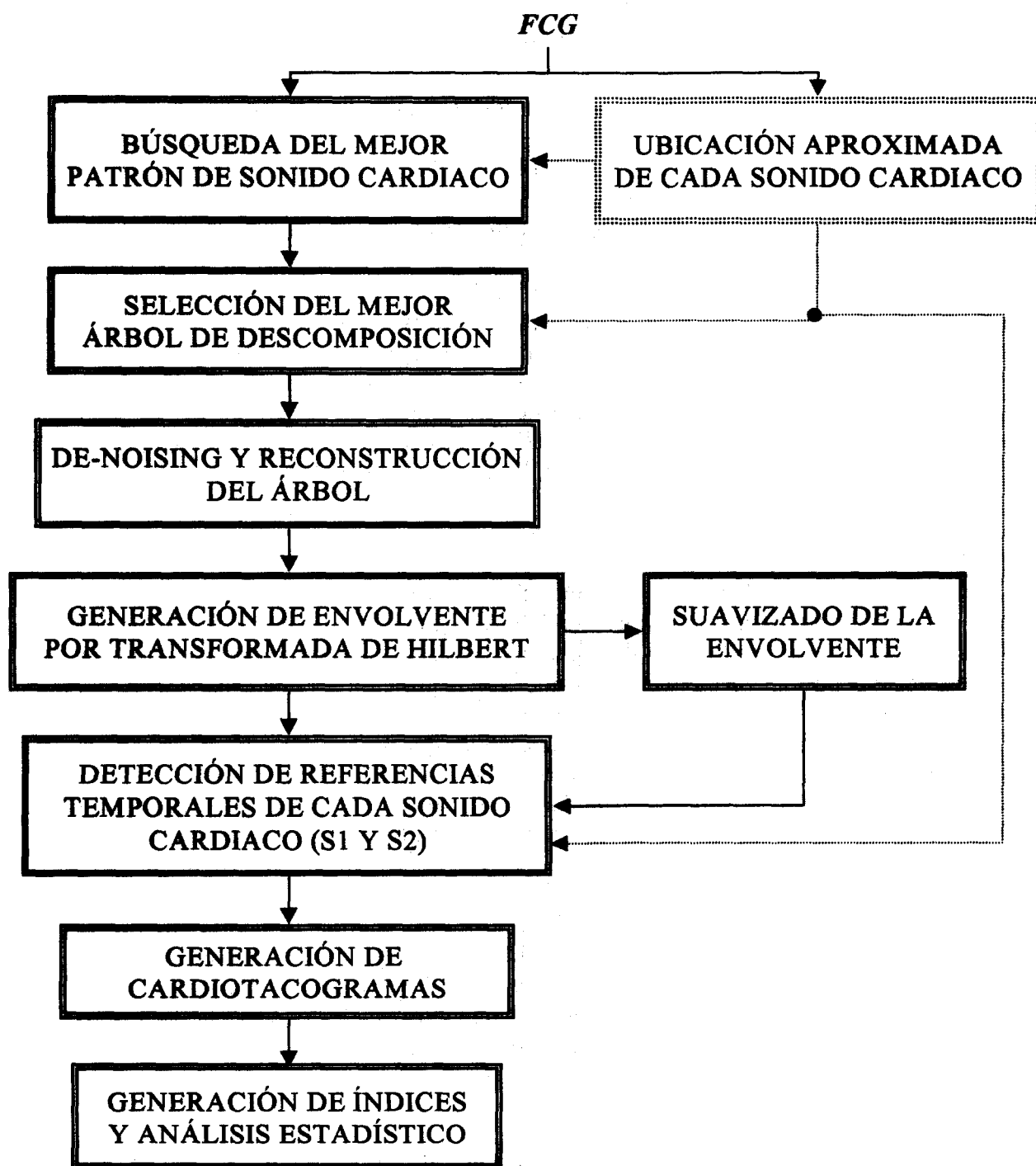
Como se muestra en el apéndice E, la metodología propuesta para procesamiento del FCG es capaz de extraer referencias temporales confiables de los inicios y máximos de los sonidos cardiacos. Esto claro bajo condiciones de registro controladas que garantizan que los registros tengan la mayor S/R posible y para lo cual se cambiaron la posición del micrófono, del paciente y el ancho de banda del filtro analógico. Sin embargo, ¿qué sucederá en los casos en que no es posible mejorar la S/R de algún registro sin importar lo que se haga (como en el caso de los registros fetales)?, ¿será posible extraer con precisión estas referencias temporales?

Para responder estas preguntas se simulaban situaciones de registro en las que se suponía que la S/R no podría ser mejorada, pero donde se conservaba la confianza en que la detección de la onda R era precisa. Para ello se adquirió el segundo banco de datos en adultos, donde todos los sujetos permanecieron en posición de decúbito supino, la posición del micrófono no cambió y tampoco se utilizó un filtro analógico durante el registro. Esto significa que no se buscó la forma de mejorar la S/R del registro antes de la adquisición y se dejó todo el trabajo al método de procesamiento. Así, se podría considerar que este banco de datos se acerca un poco a condiciones de registro fetales (donde los cambios realizados resultan intrascendentes sobre la S/R), pero con la garantía de que la señal de referencia no tiene error alguno (onda R del ECG de adulto).

### ***F.2. Metodología***

La figura F.1 muestra el diagrama de bloques de la metodología seguida para el procesamiento del FCG y la extracción de las referencias temporales de acuerdo a la descripción del capítulo 4. En esta sección se presentan los resultados obtenidos en el segundo grupo de pacientes adultos bajo estudio tras aplicar dicha metodología con los mejores parámetros detectados. Para el preprocesamiento se han utilizado tres niveles de descomposición y la wavelet de la familia Daubechies de sexto orden (db6) con base en el criterio de análisis multirresolución por Información Mutua. La extracción de las referencias temporales se realizó con ayuda de la

*Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro*



**Figura F.1.** Diagrama a bloques de la metodología aplicada para la extracción de referencias temporales provenientes del FCG y generación del CTG.

envolvente asociada a los sonidos cardiacos obtenida por medio de la Transformada de Hilbert y un umbral adaptable propuesto por Baranek et al [Baranek, 1989]. Esto permitió extraer tres referencias temporales provenientes de S1 y tres de S2 que se utilizaron para generar los CTGs

## *Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro*

correspondientes que posteriormente fueron analizados y comparados contra el CTG<sub>R-R</sub>. Dicho análisis fue realizado en forma cualitativa y cuantitativa siguiendo la propuesta de Ortiz [Ortiz, 1997]. En el primer caso se utilizaron las gráficas de los CTGs por FCG y ECG, se obtuvieron los espectros en frecuencia y las funciones de coherencia entre cada CTG<sub>S-S</sub> y el CTG<sub>R-R</sub>, las gráficas de los intervalos RR vs refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>, las gráficas para el análisis de residuos RR vs refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub> y los histogramas de las diferencias RR vs refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>. Para la evaluación cuantitativa se aplicaron pruebas de hipótesis y se calcularon los intervalos de confianza para la media de los intervalos latido a latido medidos por ECG y por cada refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>; y se obtuvieron las regresiones lineales de las gráficas presentadas así como los intervalos de confianza de los parámetros de las mismas; se realizaron pruebas de hipótesis para las medias pareadas de los intervalos latido a latido medidos entre el ECG y los intervalos refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>; y se obtuvieron las regresiones lineales de las diferencias de los intervalos refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>-RR así como la proporción de positivos de cada caso. Finalmente se calcularon tres índices estándar en el tiempo (la raíz cuadrática media de las diferencias de intervalos consecutivos (RCMDIC), la variabilidad a corto plazo (VCP) y la variabilidad a largo plazo (VLP)) [Task Force, 1996] y tres índices no estándar en la frecuencia (potencia absoluta total en la banda de 0.0033 a 1.00 Hz (PT), potencia absoluta en la banda de bajas frecuencias 0.03 a 0.08 Hz (PBF), y la potencia absoluta en la banda de altas frecuencias 0.1512 a 1 Hz (PAF)) [Ortiz, 1997] de los CTGs. Estos índices fueron sometidos a análisis estadístico para estimar la presencia o no de diferencias significativas entre los CTGs por FCG y el CTG<sub>R-R</sub>.

Esta metodología se aplicó a un total de 9 registros simultáneos de 5 minutos<sup>1</sup> de ECG y FCG en adultos con las características descritas en la sección 4.1.3.1.

### *F.3. Resultados y discusión*

La tabla F-I muestra el cambio en la S/R al aplicar la etapa de preprocesamiento sobre el banco de datos adquirido en 9 adultos bajo condiciones controladas. En esta tabla se muestra también información asociada al sonido cardiaco utilizado como patrón<sup>2</sup>: el sonido cardiaco utilizado, el ciclo cardiaco en que se encontró, el total de ciclos contenidos en el FCG y el porcentaje de ciclos con correlación superior al 80 % utilizado en el proceso de generación del mejor árbol de descomposición.

Las figuras F.2, F.4, F.5, F.7, F.8, F.10, F.11, F.13 y F.14, muestran los CTGs obtenidos utilizando 6 referencias temporales provenientes del FCG (refS<sub>i</sub>): inicio de S1 (iniS1), máximo de S1 (maxS1), fin de S1 (finS1), inicio de S2 (iniS2), máximo de S2 (maxS2) y fin de S2 (finS2) para cada uno de 9 los pacientes que constituyeron la segunda serie de registros en adultos. En cada una de las figuras la línea negra representa el CTG obtenido por alguna de las referencias del FCG y la línea roja representa el CTG patrón generado utilizando la onda R del ECG. Las figuras F.3, F.6, F.9, F.12 y F.15 muestran las gráficas correspondientes a las densidades de potencia espectral (izquierda) y las coherencias (derecha) obtenidas al analizar los CTGs obtenidos por cada referencia temporal proveniente del FCG (iniS1-iniS1, maxS1-maxS1, finS1-

<sup>1</sup> Otra diferencia con el primer banco de datos en adultos es el tiempo de registro, al realizar el análisis de esta sección también se buscó evaluar la capacidad del método para procesar registros de mayor duración, por eso se pasó de 3 minutos de registro a 5.

<sup>2</sup> Aunque la influencia del patrón no será evaluada a detalle en este trabajo, se consideró necesario presentar ciertos datos obtenidos durante el proceso de selección del mismo para que el lector aprecie los resultados de la metodología de selección del sonido cardiaco patrón propuesta en este trabajo y descrita en la sección 4.2.1.

**Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro**

finS1, iniS2-iniS2, maxS2-maxS2, finS2-finS2) para cada uno de 9 los pacientes que constituyeron esta serie. En las gráficas de densidad de potencia espectral cada espectro está representado con un color distinto dependiendo de la referencia temporal asociada. El color negro corresponde al espectro en potencia del inicio de S1, el verde al máximo de S2, el rojo al inicio de S1, el magenta al inicio de S2, el amarillo al fin de S1 y el azul al fin de S2. También se presenta una línea gris discontinua que corresponde al espectro del CTG patrón para propósitos de comparación entre cada referencia temporal. Las gráficas que representan las coherencias siguen el mismo código de colores.

**Tabla F-I. Niveles de S/R de un FCG sin preprocesamiento (SP) y con preprocesamiento (CP) utilizando el criterio de Información Mutua\*.**

| Paciente | S/R <sub>SP</sub> (dB) | S/R <sub>CP</sub> (dB) | S <sub>patrón</sub> , ciclo | No. de ciclos | % sonidos con alta correlación |
|----------|------------------------|------------------------|-----------------------------|---------------|--------------------------------|
| 2.1      | 20                     | 18                     | S2, 11                      | 370           | 95.68                          |
| 2.2      | 11                     | 21                     | S1, 3                       | 272           | 94.12                          |
| 2.3      | 17                     | 24                     | S2, 13                      | 334           | 92.51                          |
| 2.4      | 17                     | 16                     | S1, 7                       | 338           | 88.17                          |
| 2.5      | 19                     | 25                     | S1, 10                      | 346           | 90.75                          |
| 2.6      | 13                     | 20                     | S2, 5                       | 489           | 99.80                          |
| 2.7      | 19                     | 17                     | S2, 5                       | 335           | 99.40                          |
| 2.8      | 12                     | 14                     | S1, 10                      | 382           | 96.60                          |
| 2.9      | 18                     | 17                     | S1, 3                       | 377           | 89.92                          |

\* También se muestra información sobre el sonido cardíaco utilizado como patrón (S<sub>patrón</sub>), el ciclo cardíaco donde se encontró (ciclo), el número de ciclos contenidos en el FCG (No. de ciclos) y el porcentaje de sonidos con alta correlación utilizados para la generación del sonido cardíaco patrón.

Como se observa en la tabla F-I, la S/R media de este banco de datos es ligeramente inferior a la S/R del primer banco de datos en adultos (ver tabla E-I en el Apéndice E); así, a diferencia del primer banco de datos, en este caso existen 4 señales en las que se aprecia un cambio importante en la S/R antes y después del preprocesamiento (pacientes 2.2, 2.3, 2.5 y 2.6). Por otra parte, existen 4 señales en las que la S/R disminuyó ligeramente después del preprocesamiento, pero esto está relacionado con la forma de medición<sup>3</sup> y no con problemas en el desempeño del método.

Respecto a las características del sonido cardíaco utilizado como patrón, en esta serie puede apreciarse que en ocasiones se obtiene mejor desempeño utilizando S1 y en ocasiones S2, esto puede estar relacionado con el lugar en el tórax sobre el cual se haya colocado el micrófono y con los cambios morfológicos generados en los sonidos cardíacos latido a latido [Joo et al, 1983], [Baranek et al, 1989], [Zuckerwar et al, 1993]. Los resultados también muestran que en los nueve casos el sonido cardíaco elegido presentó correlación alta (> 0.8) con el 80 % de los

<sup>3</sup> Hay que recordar, de acuerdo a lo descrito en el Apéndice A, que para medir la S/R del FCG se utiliza información de los primeros cinco ciclos de la señal y que el usuario marca manualmente los segmentos correspondientes a los sonidos cardíacos (y en consecuencia al ruido de fondo). Esto provoca ligeras diferencias en la medición de la S/R en la misma señal en distintas ocasiones, la subjetividad que implica la participación del usuario.

*Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto-adquirido sin controlar las condiciones de registro.*

ciclos cardiacos existentes en el registro de FCG, esto indica que el criterio de búsqueda propuesto utilizando los 15 primeros ciclos cardiacos es adecuado ya que en el 100 % de los casos se llegará a la selección de un sonido cardiaco representativo del registro. Aunque la principal ventaja de este proceso es el ahorro de tiempo en la búsqueda del patrón, es necesario realizar un análisis exhaustivo de la influencia del mismo en la generación del mejor árbol de descomposición antes de asegurar que el criterio propuesto es la mejor alternativa.

A continuación se realizará el análisis de resultados correspondientes a los CTGs generados con la metodología propuesta, que es el objetivo principal de este trabajo. Este análisis se realizará primero sobre los CTGs de cada paciente en forma cualitativa, después en forma cuantitativa y finalmente se realizará el análisis grupal de los resultados obtenidos utilizando los índices clínicos en el tiempo y la frecuencia descritos previamente.

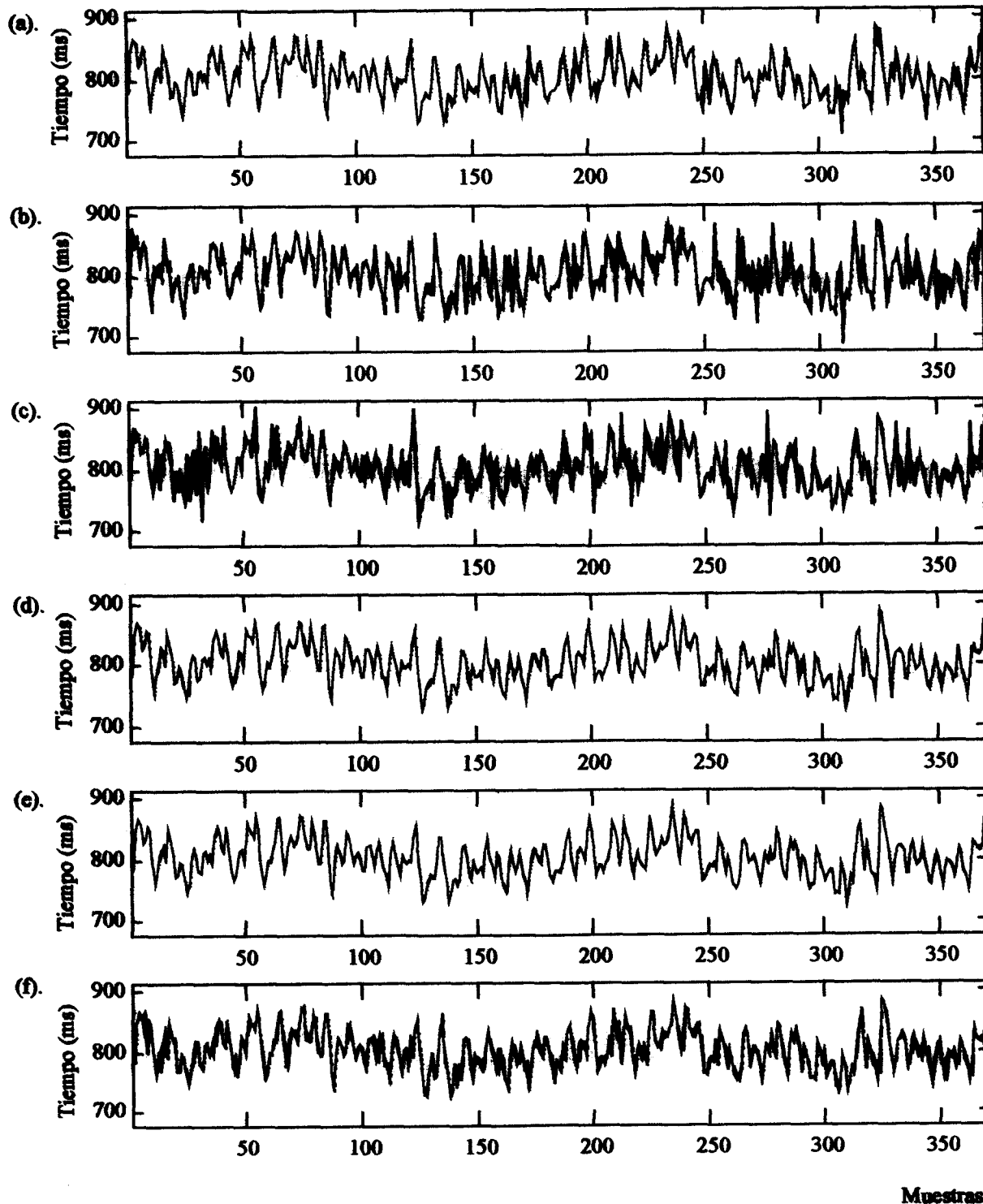
*a). Análisis visual en el dominio del tiempo y de la frecuencia de cada CTG:*

*i). Paciente 2.1:* Como se muestra en las series de tiempo de la figura F.2, el inicio y el máximo de S2 son las únicas referencias temporales que siguen a la señal de referencia por ECG; y aunque el inicio de S1 muestra algunos errores de detección, es probable que el método de corrección de la sección 4.4 los repare y habilite a iniS1 como referencia temporal adecuada. Respecto al máximo de S1, el análisis visual del FCG de este paciente mostró una morfología de S1 de baja amplitud en comparación con S2, ésta debe haber sido la causa por la cual el desempeño del método no fue el esperado para este punto. Finalmente, con relación al final de los sonidos cardiacos, y al igual que en el primer banco de adultos, el desempeño del método no resultó adecuado, en particular para el caso de finS1 donde se aprecian importantes y variados errores de detección. Sin embargo, aún bajo estas condiciones de desempeño del método, resulta claro que el comportamiento a largo plazo de las series de tiempo por FCG es similar al de la señal de referencia. En el dominio de la frecuencia; la parte superior izquierda de la figura F.3 confirma que el máximo de S2 es el único punto que sigue sin problemas a la densidad de potencia espectral (DPE) de la señal de referencia, en segundo lugar se encuentra el inicio de S2 y sin ningún parecido morfológico con el patrón (y además alejados) el máximo y el final de S1. Estos resultados se aprecian mejor en la parte superior derecha de la misma figura donde las funciones de coherencia indican que sólo maxS2 e iniS2 mantienen coherencias superiores a 0.5 en toda la banda de interés (0 a 1 Hz); el resto de las referencias temporales muestran coherencias que descienden por debajo de 0.5 después de 0.3 Hz como resultado de las diferencias morfológicas con la DPE de la señal patrón. Estos resultados hacen suponer que las series de tiempo por iniS1, iniS2 y maxS2 no generarán diferencias significativas con respecto a la señal patrón, ni a corto ni a largo plazo; mientras tanto, las otras referencias probablemente no generarán diferencias a largo plazo ya que se observa que las coherencias son altas desde 0 hasta 0.3 Hz.

*ii). Paciente 2.2:* Las series de tiempo mostradas en la figura F.4 muestran un comportamiento similar al observado en la base de datos del primer grupo de adultos, los inicios y máximos de S1 y S2 siguen sin problema a la señal patrón, pero los finales tienen algunos problemas, sobre todo el final de S1. Esto hace suponer que los inicios y máximos de S1 y S2 no generarán diferencias significativas con la señal patrón, ni a corto ni a largo plazo. Por otra parte, en el caso de los

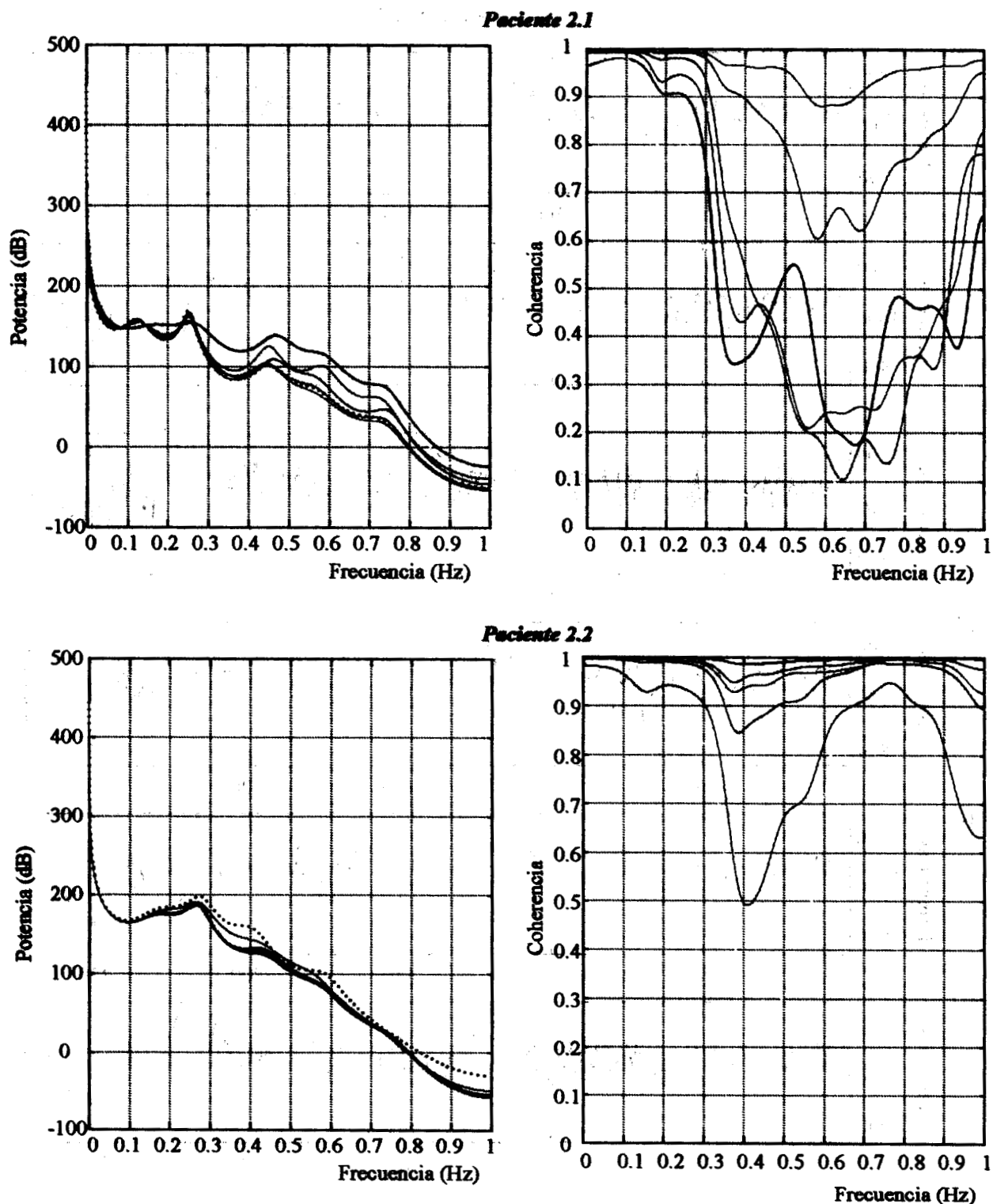
**Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro**

Paciente 2.1



**Figura F.2.** Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCG para el paciente 2.1. (a). Intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos finS1-finS1, (d). Intervalos iniS2-iniS2, (e). Intervalos maxS2-maxS2, (f). Intervalos finS2-finS2. La línea negra representa los intervalos por FCG, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.

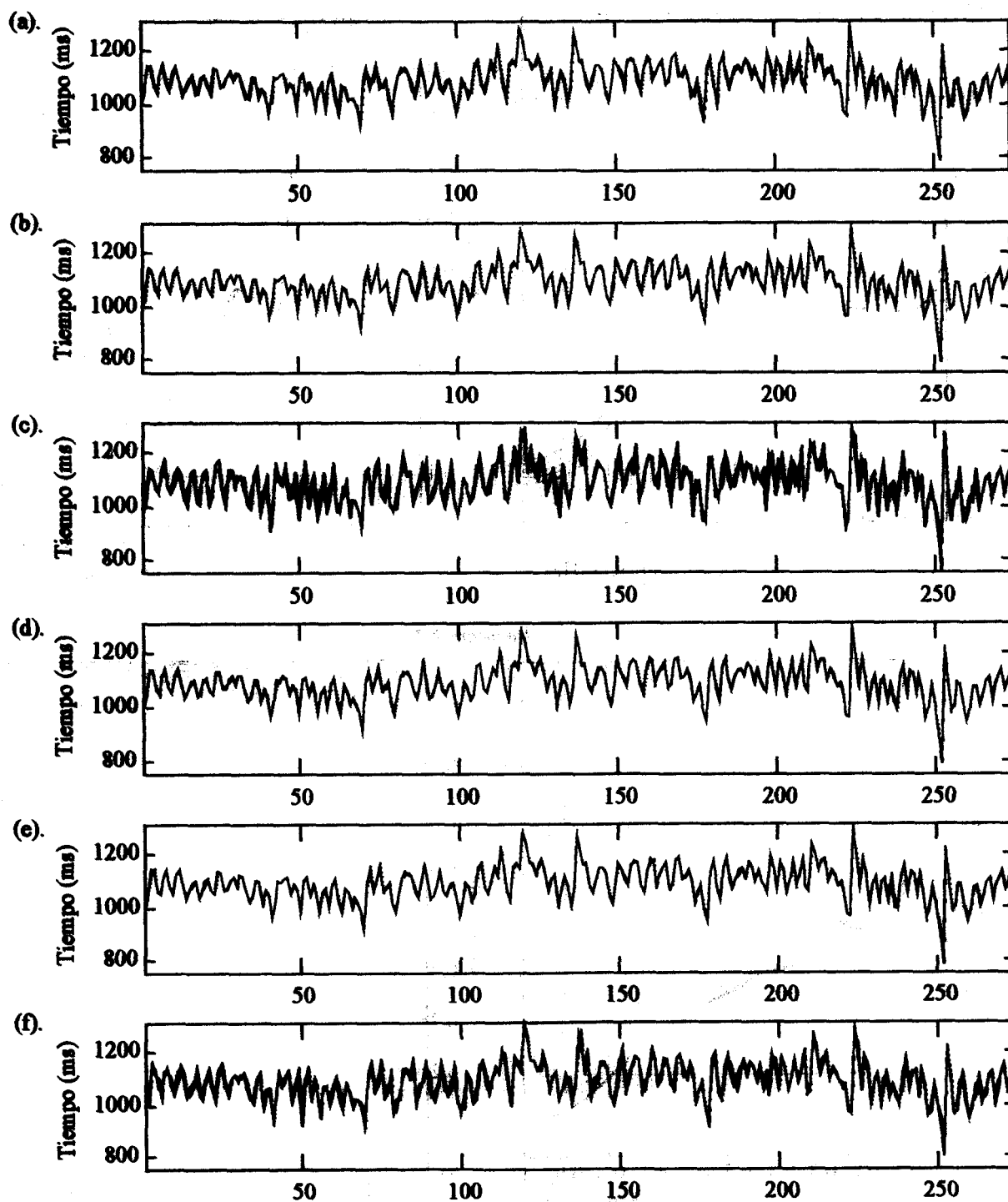
**Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro**



**Figura F.3.** IZQUIERDA: Densidades de potencia espectral de los CTGs obtenidos a partir de 6 referencias temporales del FCG y del CTG patrón (línea gris punteada) obtenido utilizando la onda R' del ECG. DERECHA: Coherencia entre los CTGs de cada referencia temporal del FCG y el CTG patrón. Negro: máximo de S1, Verde: máximo de S2, Rojo: inicio de S1, Magenta: inicio de S2, Amarillo: fin de S1, Azul: fin de S2. El eje vertical de los espectros utiliza escala logarítmica.

**Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro**

Paciente 2.2



**Figura F.4.** Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCG para el paciente 2.2. (a). Intervalos  $iniS1 - iniS1$ , (b). Intervalos  $maxS1 - maxS1$ , (c). Intervalos  $finS1 - finS1$ , (d). Intervalos  $iniS2 - iniS2$ , (e). Intervalos  $maxS2 - maxS2$ , (f). Intervalos  $finS2 - finS2$ . La línea negra representa los intervalos por FCG, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.



*Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro*

finales, como consecuencia de las diferencias latido a latido con la señal de referencia por ECG, probablemente se generarán diferencias significativas en los índices a corto plazo. En el dominio de la frecuencia, la parte inferior izquierda de la figura F.3 muestra que los inicios y máximos siguen la morfología de la DPE de la señal de referencia y en menor medida los finales de dichos sonidos. Estos resultados se aprecian mejor en la parte inferior derecha de la misma figura, aquí se muestra que las coherencias de los inicios y máximos de S1 y S2 son superiores a 0.8 a lo largo de la banda de interés (0 a 1 Hz). También se aprecia que el final de S2 se encuentra por arriba de 0.5 confirmando las observaciones en el dominio del tiempo, así, las observaciones hacen suponer que los inicios y finales son puntos adecuados para la generación confiable del CTG y, al menos a largo plazo, también los finales de los sonidos cardiacos.

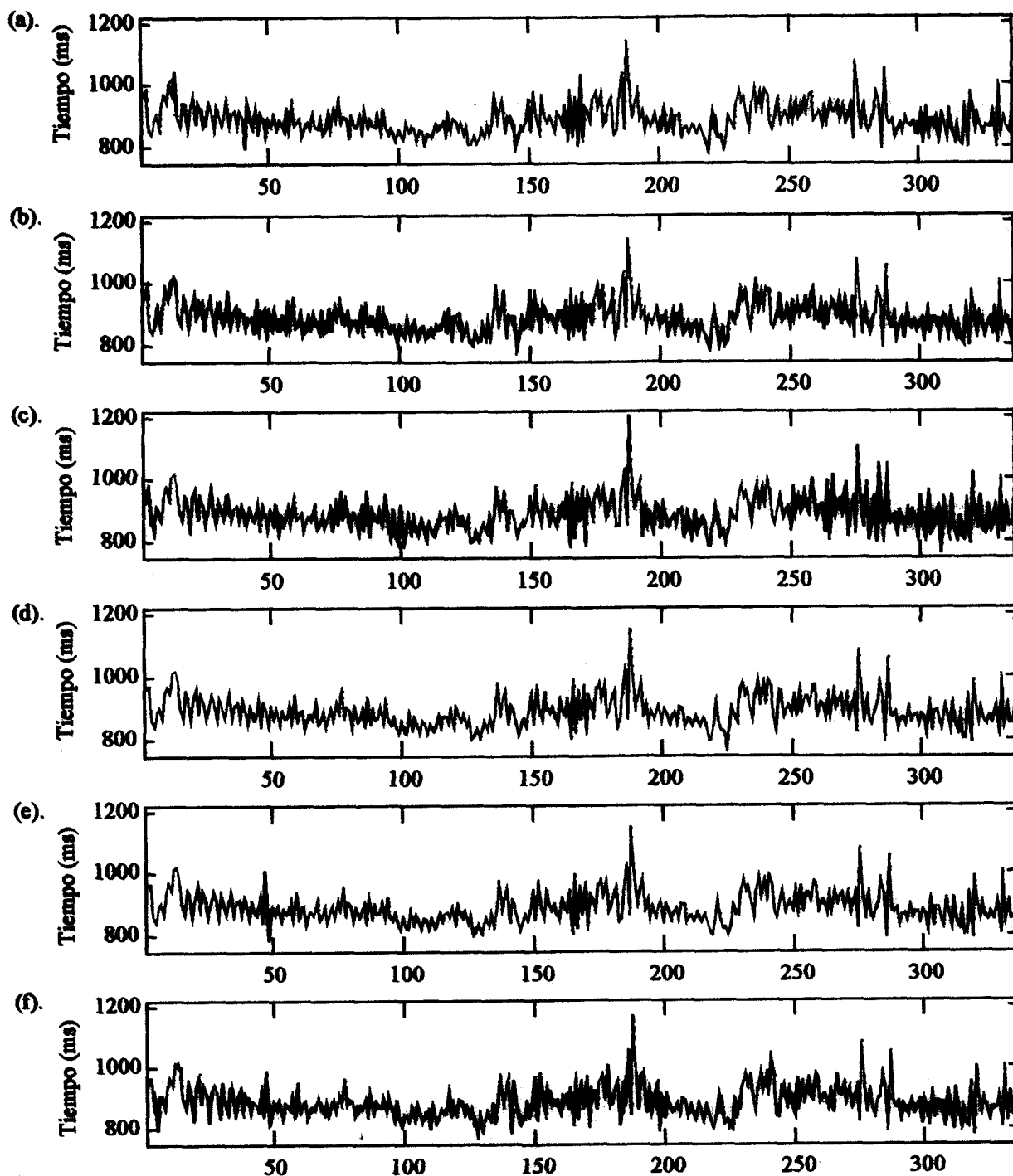
*iii). Paciente 2.3:* Las series de tiempo de la figura F.5 muestran que las referencias temporales extraídas para los inicios de ambos sonidos y el máximo de S2 son adecuadas para la generación de series de tiempo equivalentes a la señal de referencia. Este no es el caso para el máximo de S1, el final de S1 y el final de S2 ya que en estas series se observan algunas diferencias a corto plazo respecto a la señal de referencia y probablemente se reflejarán en los índices a corto plazo. Sin embargo, al igual que en los otros pacientes, el comportamiento a largo plazo de estas series de tiempo es igual al de la señal de referencia como lo muestra la línea de tendencia. El análisis de la señal de FCG en este paciente mostró que la amplitud de S1 es menor a la de S2, de ahí la diferencia en el desempeño del método sobre las referencias temporales extraídas en cada sonido cardiaco. En el dominio de la frecuencia, la parte superior de la figura F.6 muestra que las DPE de las series de tiempo por FCG siguen a la DPE de la señal de referencia, comportamiento corroborado por los valores de coherencia que se muestran en la parte superior derecha de la misma figura. Aquí se observa que las funciones de coherencia de cinco de las seis referencias (finS1 es la excepción) mantienen valores de coherencia superiores a 0.5 para la banda de frecuencia de interés (0 a 1 Hz), es de particular interés observar que iniS2 y maxS2 mantienen valores superiores a 0.9, resultado acorde con las observaciones realizadas sobre las series de tiempo generadas por estas referencias temporales.

*iv). Paciente 2.4:* La figura F.7 muestra las series de tiempo generadas por las referencias temporales extraídas del FCG del paciente 4. En ellas se observa que el inicio, el máximo e incluso el final de S2 son las referencias temporales extraídas con mayor precisión en comparación con las series de tiempo de S1. Al igual que en los otros casos, la observación del FCG de este paciente ha mostrado que S2 se adquirió con mayor amplitud que S1<sup>4</sup>, y como en los casos anteriores, el desempeño del método ha sido mejor para el sonido cardiaco con mayor amplitud (aunque no tan bueno como en otros casos por los cambios morfológicos del sonido latido a latido). Aunque el máximo de S1 no generó los resultados esperados, puede observarse que tiene algunos errores de detección que bien pueden ser corregidos y lograr así que su serie de tiempo sea comparable a la señal de referencia; incluso iniS1 puede ser corregido, aunque requerirá mayor trabajo por la cantidad de errores de detección. Sin embargo, finS1 no es adecuado ya que latido a latido se aleja apreciablemente de la señal de referencia, comportamiento que será observado nuevamente al cuantificar los índices a corto plazo. En el

<sup>4</sup> Hay que recordar que la amplitud de los sonidos cardiacos en el FCG dependerá en gran medida del lugar sobre el tórax en el cual se haya colocado el micrófono. En el protocolo de registro para este banco de datos (en el que no se controlaron las condiciones de registro) parece ser que la mayor parte de las ocasiones se adquirió mejor S2 que S1.

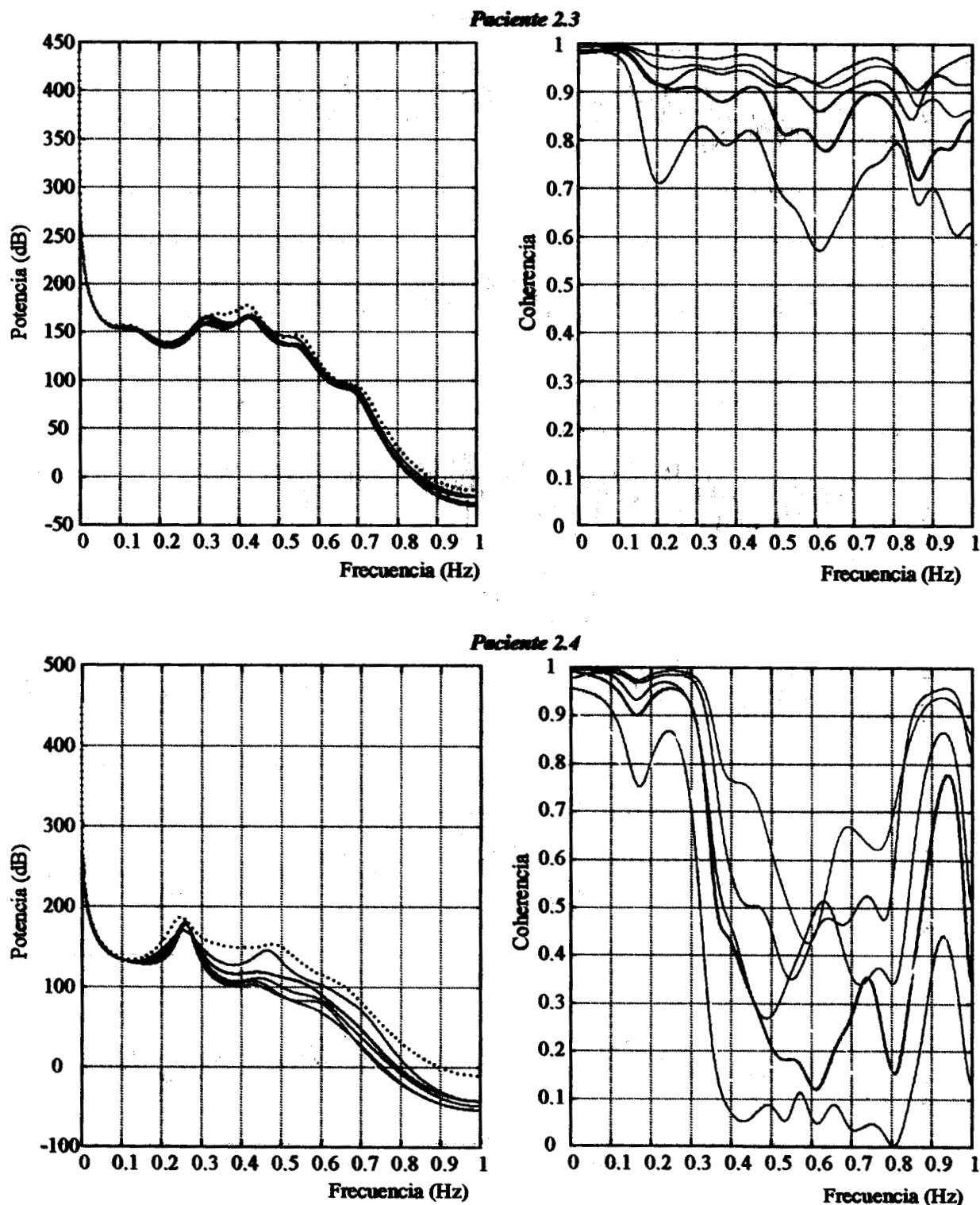
**Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro**

**Paciente 2.3**



**Figura F.5.** Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCG para el paciente 2.3. (a). Intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos finS1-finS1, (d). Intervalos iniS2-iniS2, (e). Intervalos maxS2-maxS2, (f). Intervalos finS2-finS2. La línea negra representa los intervalos por FCG, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.

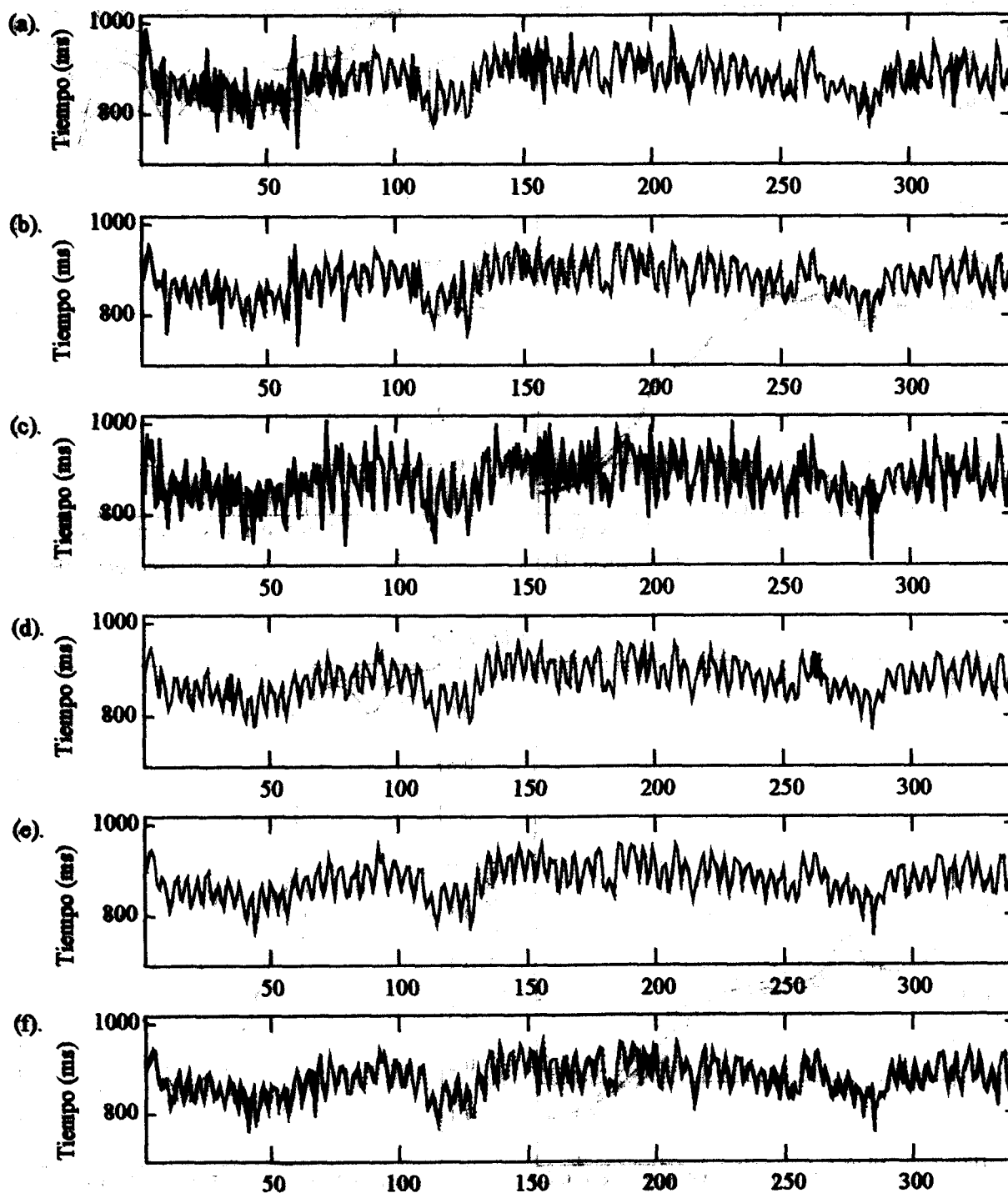
**Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro**



**Figura F.6.** IZQUIERDA: Densidades de potencia espectral de los CTGs obtenidos a partir de 6 referencias temporales del FCG y del CTG patrón (línea gris punteada) obtenido utilizando la onda R del ECG. DERECHA: Coherencia entre los CTGs de cada referencia temporal del FCG y el CTG patrón. Negro: máximo de S1, Verde: máximo de S2, Rojo: inicio de S1, Magenta: inicio de S2, Amarillo: fin de S1, Azul: fin de S2. El eje vertical de los espectros utiliza escala logarítmica.

**Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro**

**Paciente 2.4**



**Figura F.7. Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCG para el paciente 2.4. (a). Intervalos iniS1-miS1, (b). Intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos finS1-finS1, (d). Intervalos iniS2-iniS2, (e). Intervalos maxS2-maxS2, (f). Intervalos finS2-finS2. La línea negra representa los intervalos por FCG, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.**

*Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro*

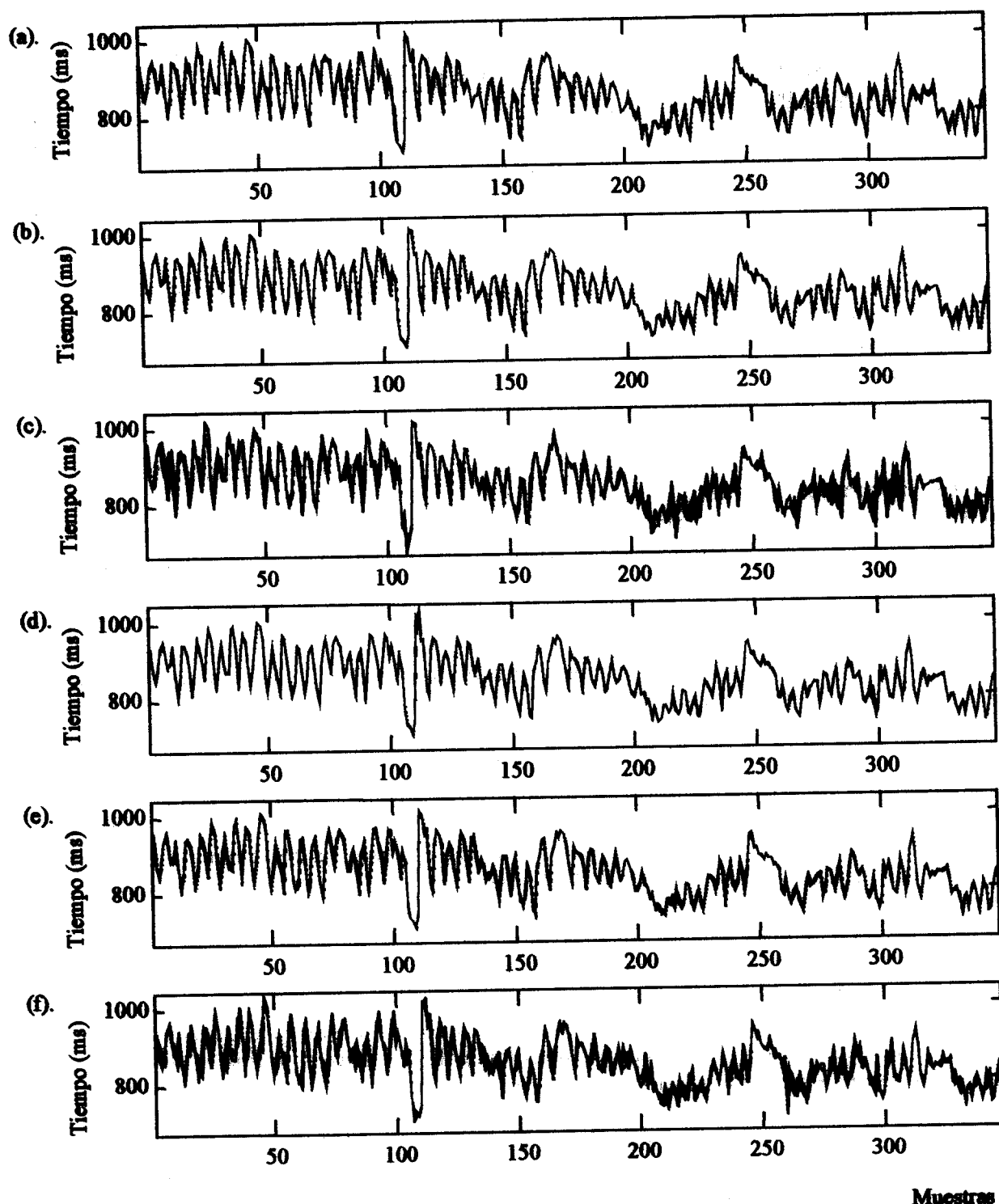
dominio de la frecuencia, la parte inferior izquierda de la figura F.6 muestra la presencia de diferencias morfológicas importantes entre las DPE de las series por FCG y la señal patrón después de 0.3 Hz, comportamiento confirmado por las funciones de coherencia de la parte inferior izquierda de la misma figura. Estas funciones de coherencia muestran que efectivamente las bajas frecuencias son las únicas con alta coherencia respecto a la señal de referencia lo cual concuerda con las observaciones en el dominio del tiempo y hace suponer que no existirán diferencias a largo plazo. Pero, después de 0.3 Hz las coherencias comienzan a descender hasta por debajo de 0.5 siendo los mejores puntos iniS2 y maxS2 por ser los que descienden con mayor lentitud haciendo suponer que no generarán diferencias a largo plazo con la señal de referencia.

v). *Paciente 2.5:* En las series de tiempo de la figura F.8 se muestra que los inicios y máximos de S1 y S2 fueron capaces de generar series de tiempo similares a la señal de referencia (a corto y largo plazo), mientras que los finales de ambos sonidos generaron algunas diferencias. El estudio de la señal de FCG para este paciente mostró que las amplitudes de S1 y S2 no se encontraban tan alejadas entre sí como en el caso de los otros pacientes y además la morfología no sufrió cambios importantes latido a latido, de ahí que el desempeño del método haya sido similar para ambos sonidos. En el dominio de la frecuencia, la parte superior izquierda de la figura F.9 muestra que hasta 0.3 Hz todas las DPE por FCG se parecen a la DPE de la señal de referencia mientras que entre 0.3 y 0.9 Hz existen algunas diferencias que se pueden analizar mejor con ayuda de las funciones de coherencia mostradas en la parte superior derecha de la misma figura. Estas funciones de coherencia muestran que efectivamente los inicios y máximos de S1 y S2 mantienen valores superiores a 0.5 a lo largo de la banda de interés (0 a 1 Hz), siendo los mejores puntos maxS1 y maxS2. Así, es de suponerse que estas cuatro referencias temporales no generarán diferencias significativas con la señal patrón (ni a corto ni a largo plazo) mientras que los finales sólo son adecuados para el comportamiento a largo plazo o de bajas frecuencias.

vi). *Paciente 2.6:* Las series de tiempo mostradas en la figura F.10 muestran un comportamiento muy particular en comparación con el resto de los casos estudiados. Si observamos las series por finS1 y finS2 veremos considerables diferencias latido a latido con la señal patrón, y si después observamos las series de tiempo por las otras referencias, nos puede parecer que no están del todo mal. Sin embargo, la observación detallada de las series por inicios y máximos de S1 y S2 muestran pequeñas variaciones de alta frecuencia respecto a la señal de referencia que se verán reflejadas en el dominio de la frecuencia y que probablemente generarán diferencias significativas en altas frecuencias con la señal de referencia. La observación de la señal de FCG de este paciente no mostró aspectos trascendentes que a simple vista expliquen el porque de este comportamiento, si acaso la baja S/R (13 dB) con la que fue adquirido el registro y que pudo generar alteraciones importantes sobre la morfología de los inicios y finales de los sonidos cardiacos que se muestran con ascensos y descensos lentos respectivamente y que bien sabemos causan problemas de detección para la metodología propuesta [Jiménez et al, 1999], [Jiménez et al, 2000]. En el dominio de la frecuencia, la gráfica en la parte inferior izquierda de la figura F.9 muestra que sólo en frecuencias inferiores a 0.1 Hz el comportamiento de las DPE por FCG es similar a la DPE de la señal de referencia, después todas las DPE comienzan a cambiar morfológicamente como resultado del comportamiento descrito en el dominio del tiempo. Si se observan ahora las funciones de coherencia de la parte inferior derecha de la misma figura, se verá que todos los valores descienden rápidamente después de 0.2 o 0.3 Hz; esto hace suponer que para el caso particular de este paciente todas las series de tiempo por FCG generarán

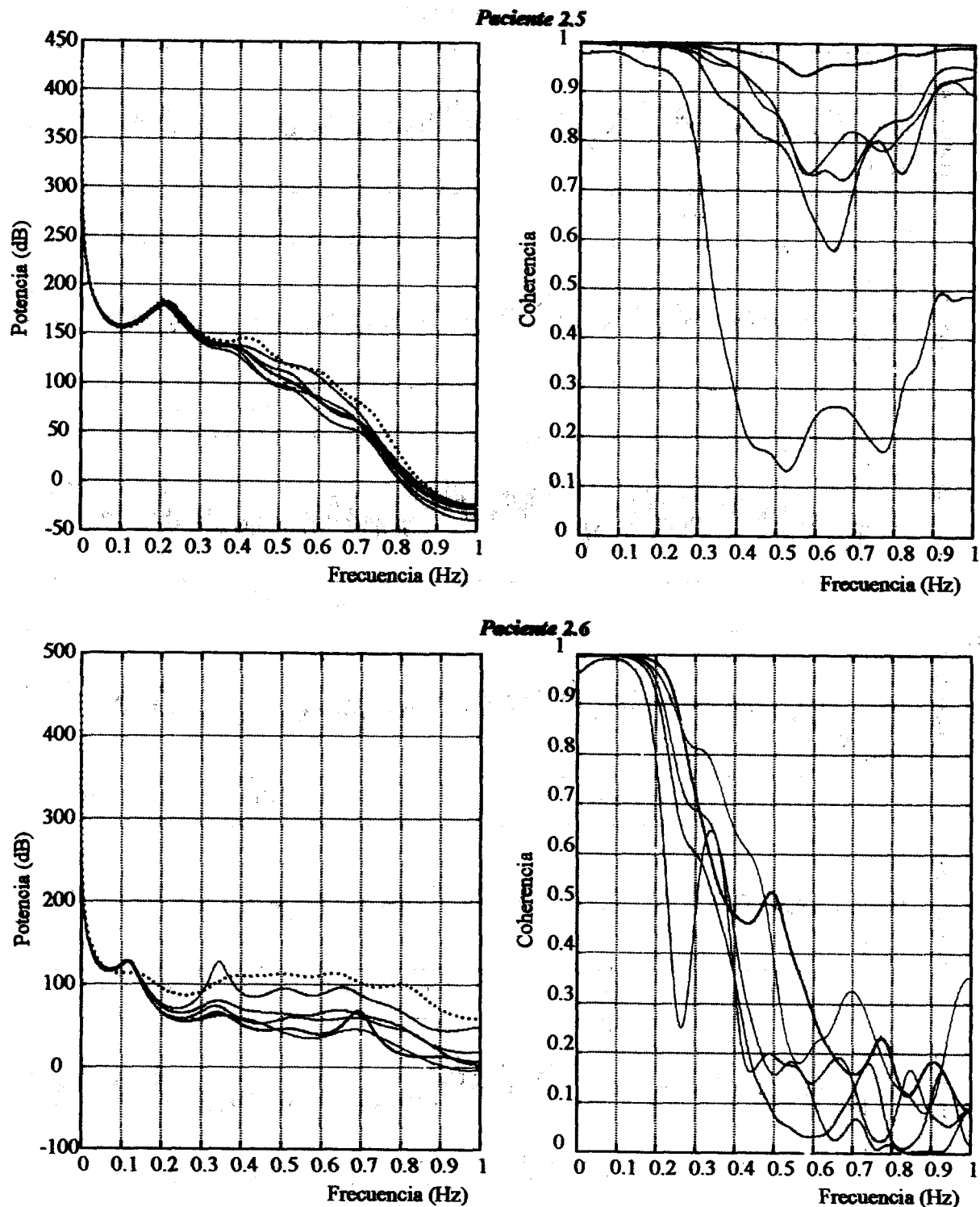
**Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro**

Paciente 2.5



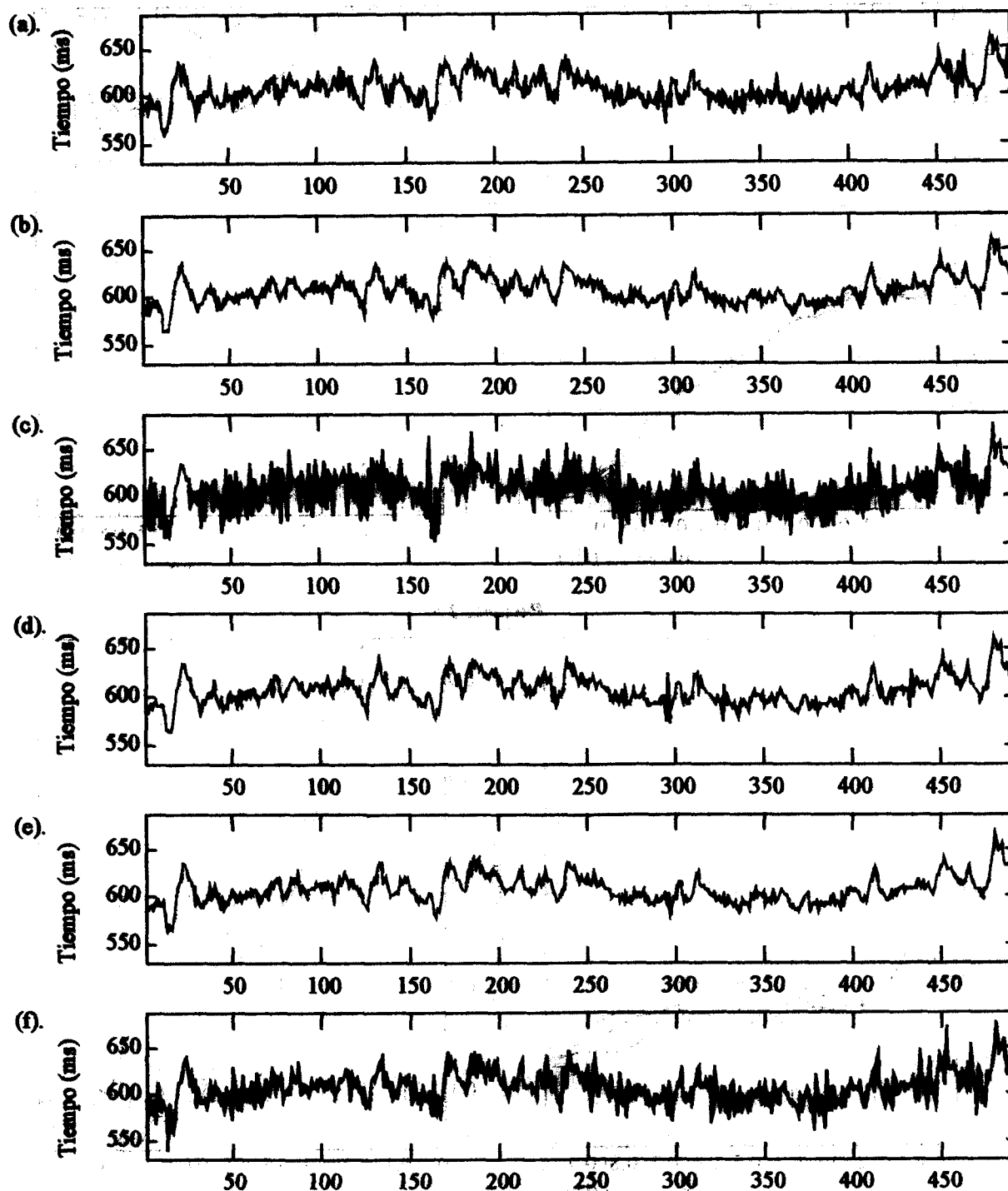
**Figura F.8.** Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCG para el paciente 2.5. (a). Intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos finS1-finS1, (d). Intervalos iniS2-iniS2, (e). Intervalos maxS2-maxS2, (f). Intervalos finS2-finS2. La línea negra representa los intervalos por FCG, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.

**Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro**



**Figura F.9.** IZQUIERDA: Densidades de potencia espectral de los CTGs obtenidos a partir de 6 referencias temporales del FCG y del CTG patrón (línea gris punteada) obtenido utilizando la onda R del ECG. DERECHA: Coherencia entre los CTGs de cada referencia temporal del FCG y el CTG patrón. Negro: máximo de S1, Verde: máximo de S2, Rojo: inicio de S1, Magenta: inicio de S2, Amarillo: fin de S1, Azul: fin de S2. El eje vertical de los espectros utiliza escala logarítmica.

**Paciente 2.6**



**Figura F.10.** Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCG para el paciente 2.6. (a). Intervalos  $iniS1-iniS1$ , (b). Intervalos  $maxS1-maxS1$ , (c). Intervalos  $finS1-finS1$ , (d). Intervalos  $iniS2-iniS2$ , (e). Intervalos  $maxS2-maxS2$ , (f). Intervalos  $finS2-finS2$ . La línea negra representa los intervalos por FCG, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.



*Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro*

diferencias significativas a corto plazo con la señal de referencia, pero habrá que esperar a los resultados finales antes de emitir conclusiones definitivas.

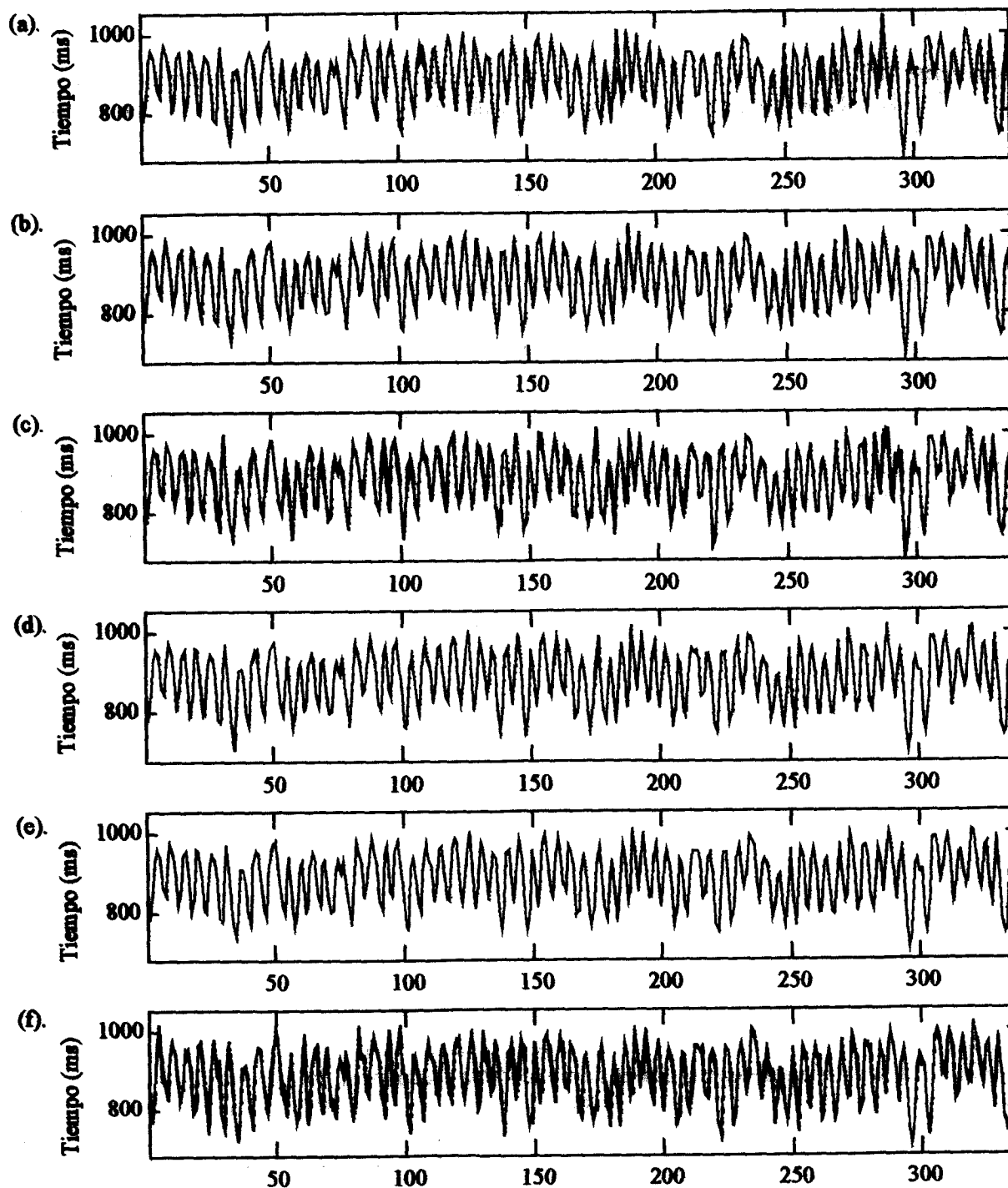
vii). *Paciente 2.7:* La figura F.11 muestra las series de tiempo obtenidas para el paciente 7, en ellas puede observarse que los inicios y finales de los sonidos cardiacos fueron extraídos adecuadamente y que generan series de tiempo similares a la señal de referencia, tanto a corto como a largo plazo. Los finales, aunque no detectados como los otros puntos tal vez sean adecuados, pero habrá que esperar a los resultados cuantitativos. La observación de la señal de FCG para este paciente mostró dos aspectos importantes de los sonidos cardiacos, inicios muy bien definidos y cambios morfológicos ligeros latido a latido en cada uno de ellos<sup>5</sup>, de ahí el buen desempeño del método en este caso en particular, donde la amplitud de ambos sonidos es muy similar. En el dominio de la frecuencia, la parte superior izquierda de la figura F.12 muestra que hasta 0.3 Hz todas las DPE por FCG siguen a la señal de referencia, esto confirma las observaciones en el dominio del tiempo y hace suponer que ninguna de estas referencias generará diferencias a largo plazo con la señal de referencia. Después de 0.3 Hz, se aprecian ciertas diferencias morfológicas que serán mejor analizadas con ayuda de las funciones de coherencia mostradas en la parte superior derecha de la misma figura. Estas funciones de coherencia muestran que efectivamente los máximos de S1 y S2, el inicio de S2 y el inicio de S1 mantienen valores superiores a 0.5 a lo largo de la banda de interés, es de particular importancia el comportamiento de maxS2 que se mantiene arriba de 0.9 en toda la banda de frecuencias. Los finales de los sonidos cardiacos, contrario a lo esperado por las observaciones en el tiempo, alcanzan valores inferiores a 0.5 lo cual seguramente afectará el desempeño de sus índices a corto plazo.

viii). *Paciente 2.8:* La figura F.13 muestra las series de tiempo para el FCG del paciente 2.8; como puede observarse, su comportamiento es similar al del paciente 2.6 aunque el único punto aparentemente adecuado es el máximo de S1. En este caso la observación del registro mostró que S1 se adquirió con mayor amplitud que S2, de ahí la diferencia en el desempeño del método de por si limitada por la baja S/R del registro (12 dB). Al igual que el paciente 2.6, los sonidos cardiacos están caracterizados por ascensos lentos a inicio y descensos lentos al final que limitan la capacidad del método para extraer referencias temporales confiables de los inicios y finales, sobre todo para S2 por su baja amplitud. En este sonido en particular se aprecian diferencias importantes en el comportamiento a corto plazo de las series de tiempo de acuerdo a los picos de alta frecuencia presentes en las mismas y que seguramente generarán diferencias significativas en los índices a corto plazo. Para el comportamiento a largo plazo se observa el mismo comportamiento que para los otros pacientes, las series de tiempo por FCG siguen la línea de tendencia de la señal de referencia. En el dominio de la frecuencia, la parte inferior izquierda de la figura F.12 muestra que las DPE por FCG sólo se parecen a la DPE de la señal de referencia hasta antes de 0.2 Hz. Esto se aprecia mejor en la parte inferior derecha de la misma figura, aquí las funciones de coherencia son superiores a 0.5 desde 0 hasta 0.2 Hz confirmando lo observado en el dominio del tiempo. También se aprecia que después de 0.2 Hz todas las coherencias

<sup>5</sup> Esta observación resulta muy importante y puede ser de gran utilidad para trabajos futuros en los que se puede evaluar primero la viabilidad del método propuesto para la extracción de referencias confiables en función de las características morfológicas de los sonidos cardiacos o tal vez ahorrar tiempo buscando sólo aquellas referencias que de ante mano se supone serán extraídas correctamente.

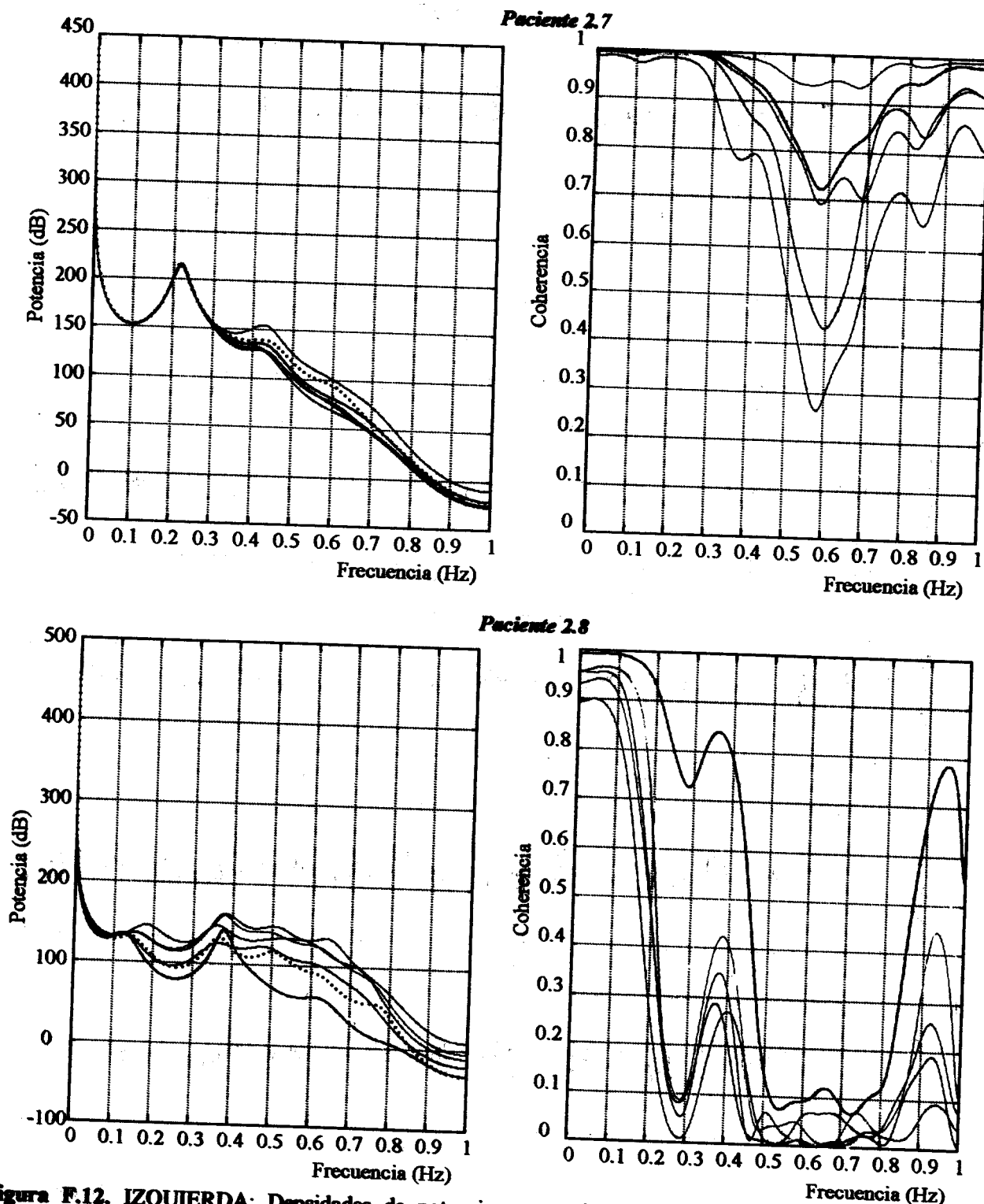
**Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro**

**Paciente 2.7**



**Figura F.11.** Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCG para el paciente 2.7. (a). Intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos finS1-finS1, (d). Intervalos iniS2-iniS2, (e). Intervalos maxS2-maxS2, (f). Intervalos finS2-finS2. La línea negra representa los intervalos por FCG, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.

**Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro**



**Figura F.12.** IZQUIERDA: Densidades de potencia espectral de los CTGs obtenidos a partir de 6 referencias temporales del FCG y del CTG patrón (línea gris punteada) obtenido utilizando la onda R del ECG. DERECHA: Coherencia entre los CTGs de cada referencia temporal del FCG y el CTG patrón. Negro: máximo de S1, Verde: máximo de S2, Rojo: inicio de S1, Magenta: inicio de S2, Amarillo: fin de S1, Azul: fin de S2. El eje vertical de los espectros utiliza escala logarítmica.

**Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro**

Paciente 2.8

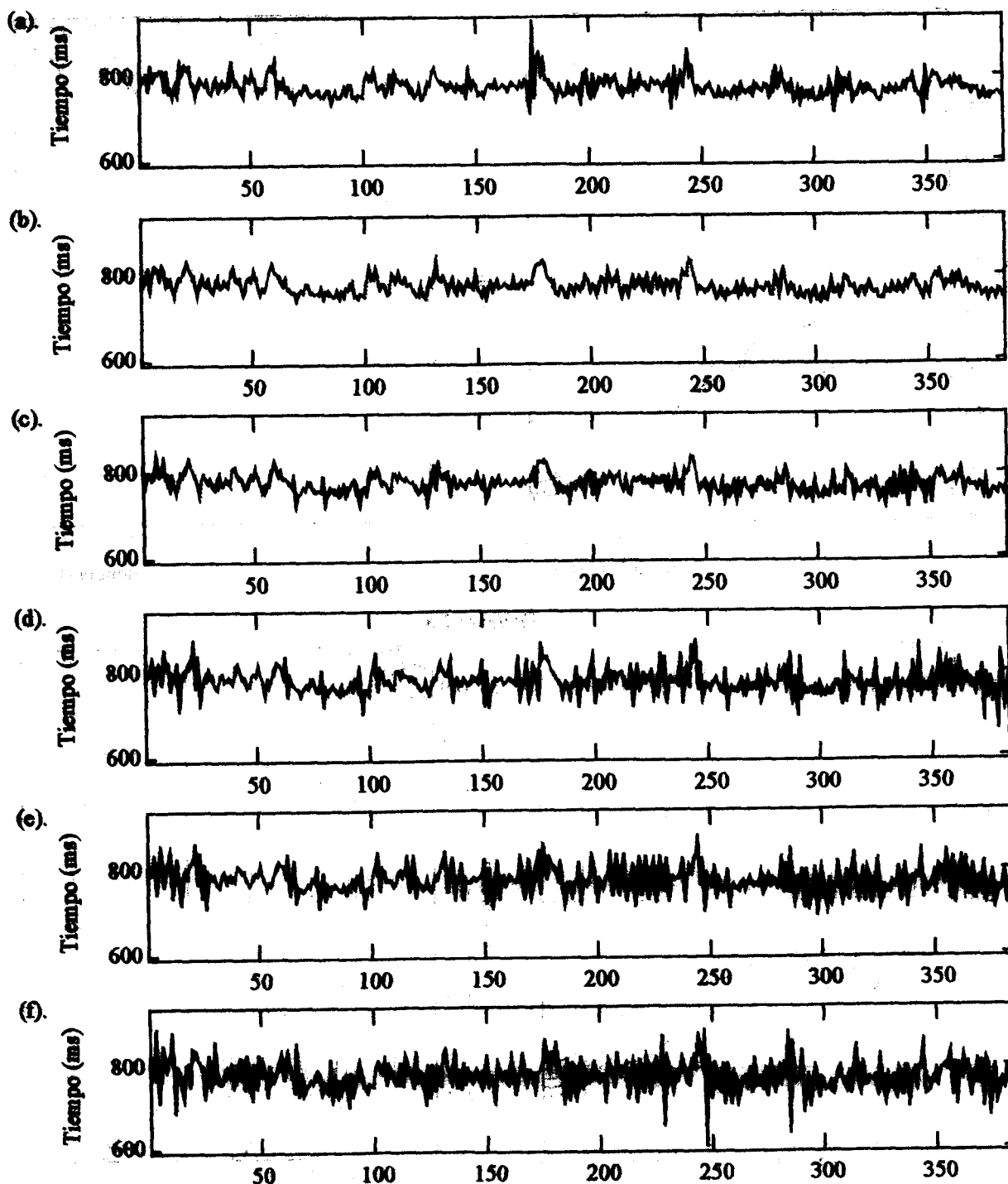


Figura F.13. Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCG para el paciente 2.8. (a). Intervalos  $iniS1-iniS1$ , (b). Intervalos  $maxS1-maxS1$ , (c). Intervalos  $finS1-finS1$ , (d). Intervalos  $iniS2-iniS2$ , (e). Intervalos  $maxS2-maxS2$ , (f). Intervalos  $finS2-finS2$ . La línea negra representa los intervalos por FCG, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.

*Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro*

comienzan a disminuir rápidamente hasta cero en algunos casos antes de volver a subir después de 0.9 Hz. Así, los resultados obtenidos en este paciente muestran que las series de tiempo generadas utilizando las referencias extraídas del FCG únicamente son adecuadas a largo plazo y muestran nuevamente la influencia de la baja S/R y la consecuente alteración en la morfología de los sonidos cardiacos.

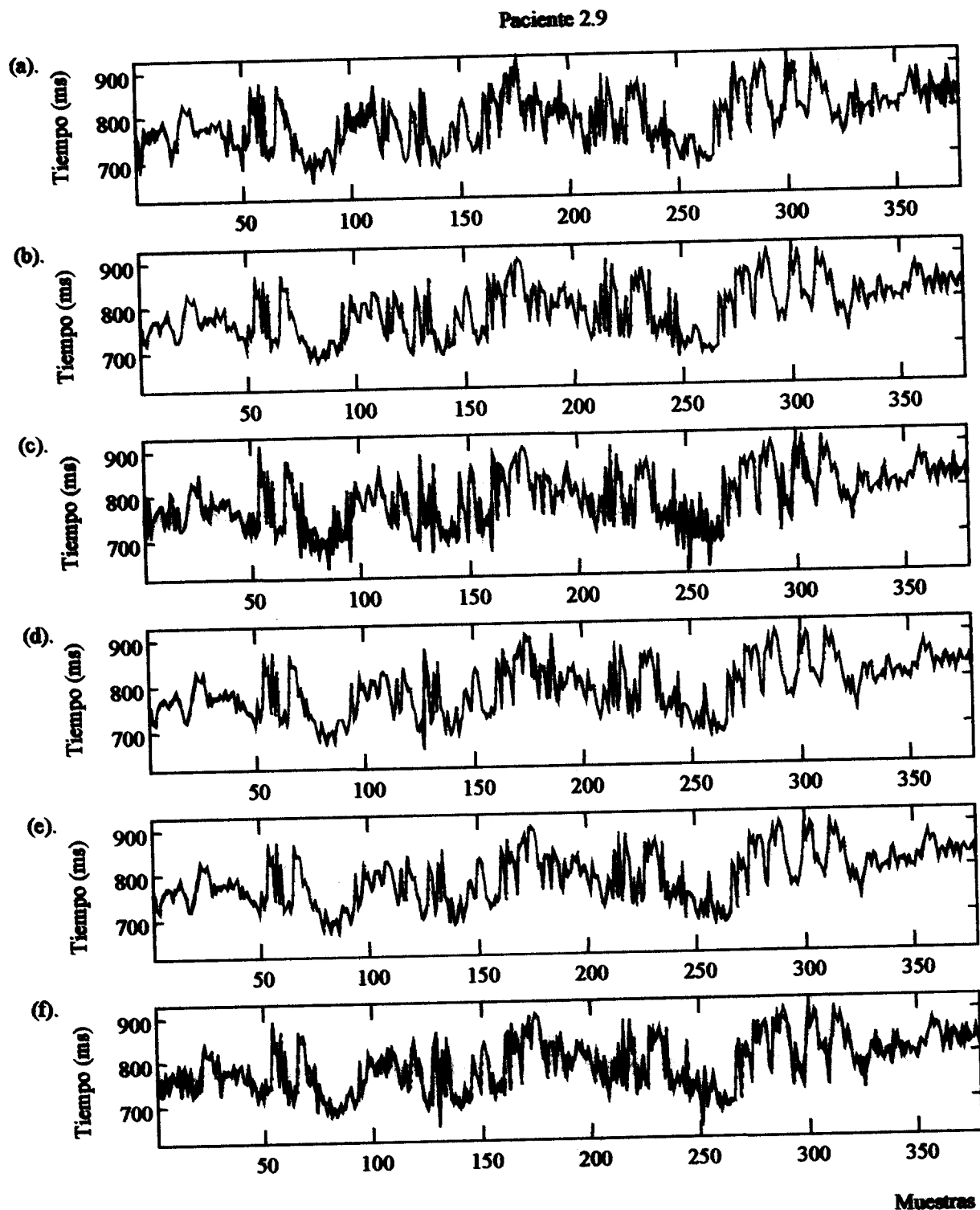
*ix). Paciente 2.9:* La figura F.14 muestra las series de tiempo del paciente 2.9, en ellas se aprecia que salvo un error de detección alrededor de la muestra 250, maxS1 y maxS2 generan series de tiempo similares a la de la señal de referencia, enseguida los inicios de ambos sonidos cardiacos con algunos errores de detección que pueden corregidos manualmente. Los finales, como en la mayoría de los casos, tienen algunas diferencias con la señal de referencia que seguramente se reflejarán en la evaluación sobre las características a corto plazo de las series de tiempo generadas utilizando estos puntos. En general puede observarse que a largo plazo todas las series de tiempo por FCG siguen sin problema a la serie por ECG y en consecuencia no generarán diferencias en los índices a largo plazo. La observación de la señal de FCG de este paciente muestra características morfológicas similares a las encontradas en el paciente 2.7 y que nuevamente favorecen el desempeño del método para la extracción de los inicios y máximos de los sonidos cardiacos. En el dominio de la frecuencia, la figura F.15 (izquierda) muestra que las DPE de los inicios y máximos de los sonidos cardiacos siguen a la morfología de la señal de referencia, este comportamiento se aprecia mejor en la parte derecha de la misma figura. Aquí, las funciones de coherencia muestran que los máximos, seguidos de los inicios de S1 y S2 mantienen valores de coherencia mayores a 0.5 a lo largo de la banda de interés (0 a 1 Hz) mientras que los finales descienden hasta 0.2 confirmando así diferencias importantes entre las series de tiempo por finales y la señal de referencia, por lo menos arriba de 0.6 Hz.

*Resumen:*

El análisis individual de las principales características visuales de las series de tiempo para el segundo banco de registros en adultos ha mostrado algunos aspectos importantes que deben ser puntualizados:

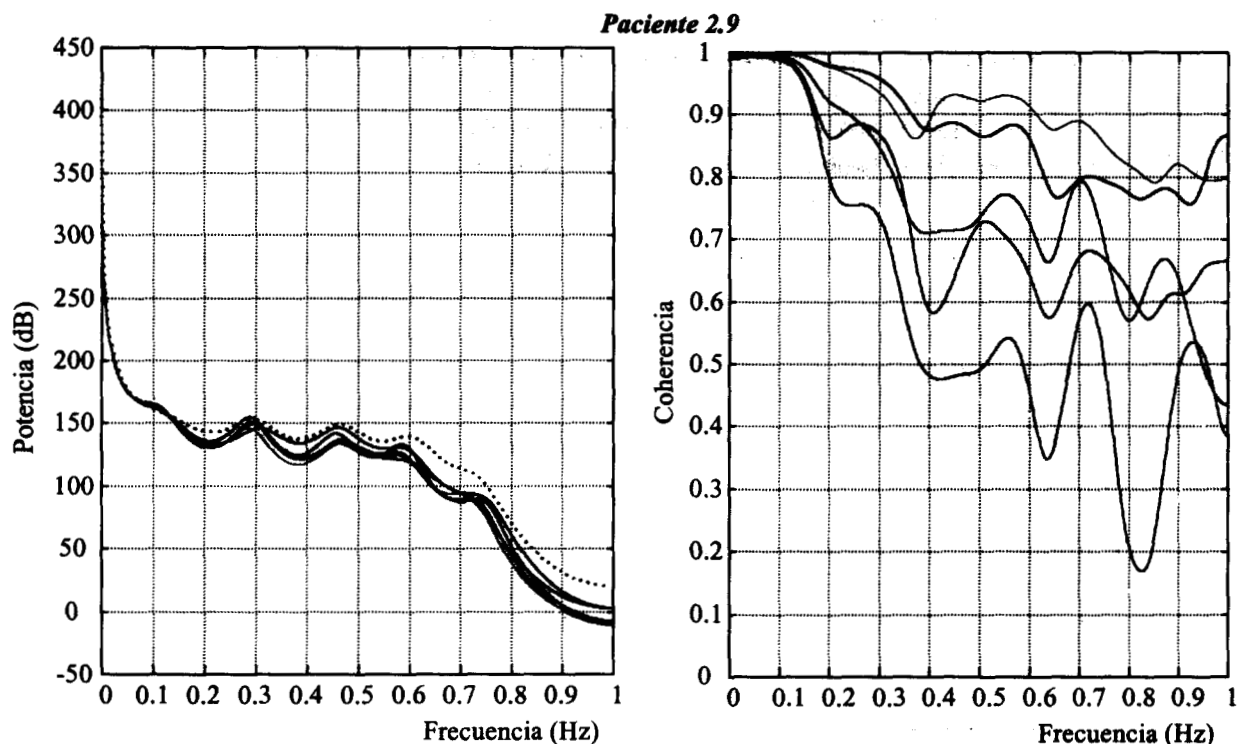
1. Las series de tiempo generadas utilizando cualquier referencia temporal del FCG tienen comportamientos semejantes al de la señal patrón en bajas frecuencias, esto hace suponer que ninguna de las series generará diferencias significativas a largo plazo con respecto a la señal de referencia por ECG.
2. Respecto al comportamiento a corto plazo o a altas frecuencias, en siete de los nueve casos se encontró que al menos una referencia temporal (iniS1, iniS2, maxS1 o maxS2) genera coherencias superiores a 0.5 a lo largo de la banda de interés, esto hace suponer que al menos una de ellas puede ser utilizada como referencia para la generación confiable del CTG.
3. De los nueve casos bajo estudio, cuatro resultaron de interés particular y probablemente sienten la base para el establecimiento a futuro de las características "deseables" en un FCG para garantizar la extracción de alguna referencia temporal y la consecuente generación de un CTG confiable. Las observaciones preliminares en los casos de los pacientes 2.2 y 2.8 han mostrado cómo influye la S/R en el desempeño del método al alterar directamente la morfología de los sonidos cardiacos, sobre todo en los inicios y máximos de los mismos. Su contraparte, dada por los registros de los pacientes 2.7 y 2.9,

**Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro**



**Figura F.14.** Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCG para el paciente 2.9. (a). Intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos finS1-finS1, (d). Intervalos iniS2-iniS2, (e). Intervalos maxS2-maxS2, (f). Intervalos finS2-finS2. La línea negra representa los intervalos por FCG, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.

*Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro*



**Figura F.15.** IZQUIERDA: Densidades de potencia espectral de los CTGs obtenidos a partir de 6 referencias temporales del FCG y del CTG patrón (línea gris punteada) obtenido utilizando la onda R del ECG. DERECHA: Coherencia entre los CTGs de cada referencia temporal del FCG y el CTG patrón. Negro: máximo de S1, Verde: máximo de S2, Rojo: inicio de S1, Magenta: inicio de S2, Amarillo: fin de S1, Azul: fin de S2. El eje vertical de los espectros utiliza escala logarítmica.

muestra que el desempeño del método se ve beneficiado por morfologías de los sonidos cardiacos con pendientes pronunciadas en los inicios de los mismos y ligeros cambios morfológicos latido a latido, esto claro bajo condiciones de S/R favorables.

4. Las observaciones sobre las características de los registros que conforman el banco de datos bajo estudio muestran que se alcanzó el propósito perseguido, obtener registros bajo condiciones favorables en unos casos y desfavorables en otros, sobre todo por la diferencia en la amplitud entre ambos sonidos cardiacos S1-S2 y la diferencia entre la S/R entre registros. Las observaciones preliminares muestran que un sonido cardiaco adquirido con amplitud adecuada y cuyas características morfológicas cumplan con ciertas características será un buen candidato para generar referencias temporales confiables mediante la aplicación de la metodología propuesta en este trabajo.

Las observaciones descritas anteriormente plantean aspectos importantes sobre el desempeño del método propuesto para procesamiento del FCG; sin embargo, para poder generalizarlas, es necesario realizar un análisis de los resultados obtenidos sobre el grupo de datos como conjunto. A continuación se realiza el análisis de este grupo de datos como conjunto:

**Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro**

**b). Análisis visual del comportamiento del banco de datos como conjunto:**

Las observaciones descritas en la sección anterior plantean aspectos importantes sobre el desempeño del método propuesto para procesamiento del FCG; sin embargo, para poder generalizarlas, es necesario realizar un análisis de los resultados obtenidos sobre el grupo de datos como conjunto. A continuación se realiza el análisis de este grupo de datos como conjunto:

Las figuras F.16 y F.19 muestran la distribución global de los intervalos latido a latido de los 9 pacientes analizados y las ecuaciones resultantes de las regresiones lineales aplicadas con el propósito de analizar el comportamiento global de cada referencia temporal  $refS_i-refS_i$  contra los intervalos latido a latido patrón. El análisis se realizó en un total de 3261 intervalos y también se presenta el coeficiente de determinación ( $r^2$ ) calculado como un índice de la dispersión de los datos alrededor de la mejor recta calculada. Cada gráfica presenta la recta ideal en negro y la recta estimada en rojo.

Las figuras F.17 y F.20 muestran la distribución global de las diferencias entre cada intervalo  $refS_i-refS_i$  y el intervalo R-R patrón correspondiente para el análisis de residuos realizado al mismo grupo de 9 pacientes. El análisis se realizó en un total de 3261 intervalos y también se presenta el coeficiente de determinación ( $r^2$ ) calculado como un índice de la dispersión de los datos alrededor de la mejor recta calculada. Cada gráfica presenta la recta ideal en negro y la recta estimada en rojo.

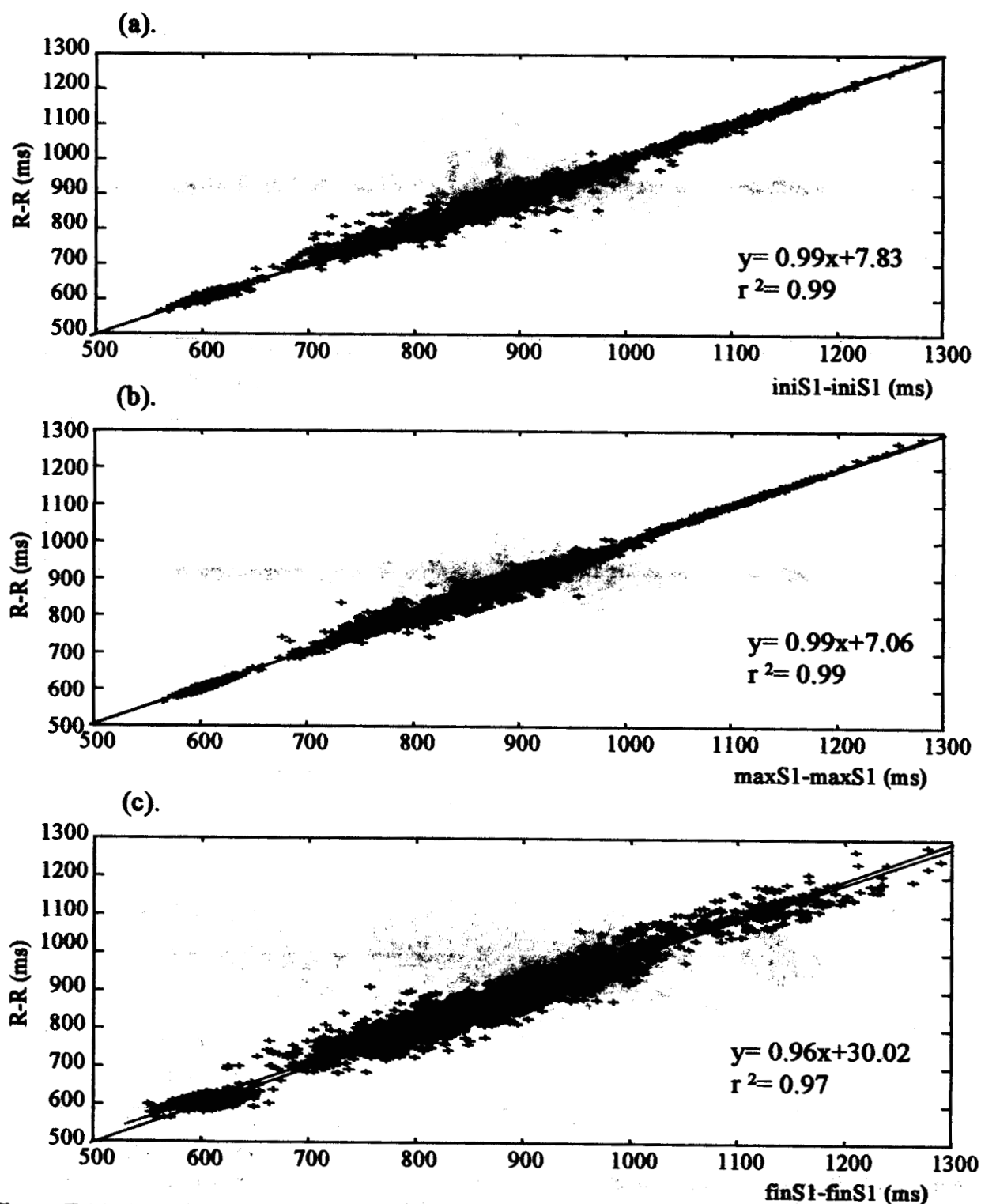
Las figuras F.18 y F.21 muestran los histogramas de las diferencias entre cada intervalo  $refS_i-refS_i$  y el intervalo R-R patrón correspondiente para el análisis de residuos realizado al mismo grupo de 9 pacientes en 3261 intervalos.

La figura F.16 muestra la correlación existente entre las series de tiempo generadas utilizando las tres referencias de S1 y la señal patrón utilizando un total de 3261 intervalos. Como puede observarse, las tres referencias muestran una tendencia lineal y el máximo de S1 genera la menor dispersión alrededor de la recta ideal, esto seguido del inicio y el final de S1. Los parámetros de las ecuaciones de la mejor recta muestran que la pendiente es muy cercana a uno ( $m= 0.99$  para  $iniS1$ ,  $m= 0.99$  para  $maxS1$ ,  $m= 0.96$  para  $finS1$ ), y aunque existe un sesgo aproximado de 7 ms en los inicios ( $b= 7.83$  ms) y máximos de S1 (7.06 ms), es evidente en estos resultados que el comportamiento a largo plazo establecido por el patrón es seguido por las tres referencias provenientes de S1 (aún cuando  $finS1$  genera un sesgo considerable como consecuencia de la dificultad para la detección de dicho punto,  $b= 30.02$  ms), tal y como lo indica el análisis de los resultados de cada paciente.

Con relación al comportamiento a corto plazo o latido a latido, la figura F-17 muestra que en las gráficas del análisis de residuos, la mejor recta tiene un valor de pendiente cercano a cero ( $m= 0$  para  $iniS1$ ,  $m= 0.01$  para  $maxS1$  y  $m= 0.02$  para  $finS1$ ) y un sesgo aproximado de 4 ms para dos de las tres referencias temporales ( $iniS1$ :  $b= -3.74$  ms y  $maxS1$ :  $b= -4.19$  ms), mientras que el sesgo para  $finS1$  es de  $-17.00$  ms, lo que coincide con lo esperado de acuerdo a la sección anterior. Esto muestra que un porcentaje importante de puntos se distribuye cerca de cero (valor ideal), mientras que otros puntos generan diferencias considerables con respecto a los mismos puntos de la señal patrón lo cual se refleja en el bajo coeficiente de determinación ( $r^2= 0.00$  para

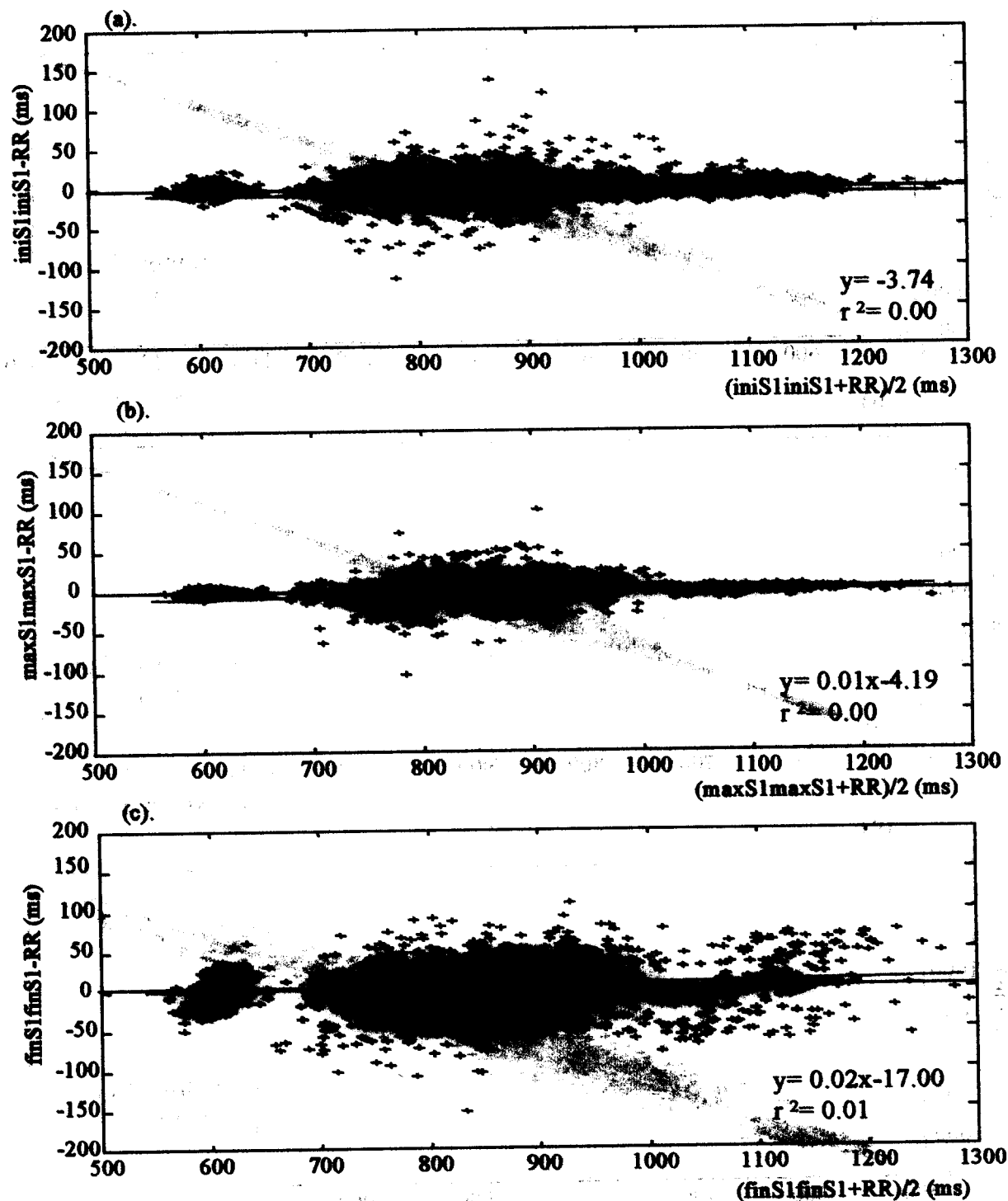


*Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adultos adquirido sin controlar las condiciones de registro*



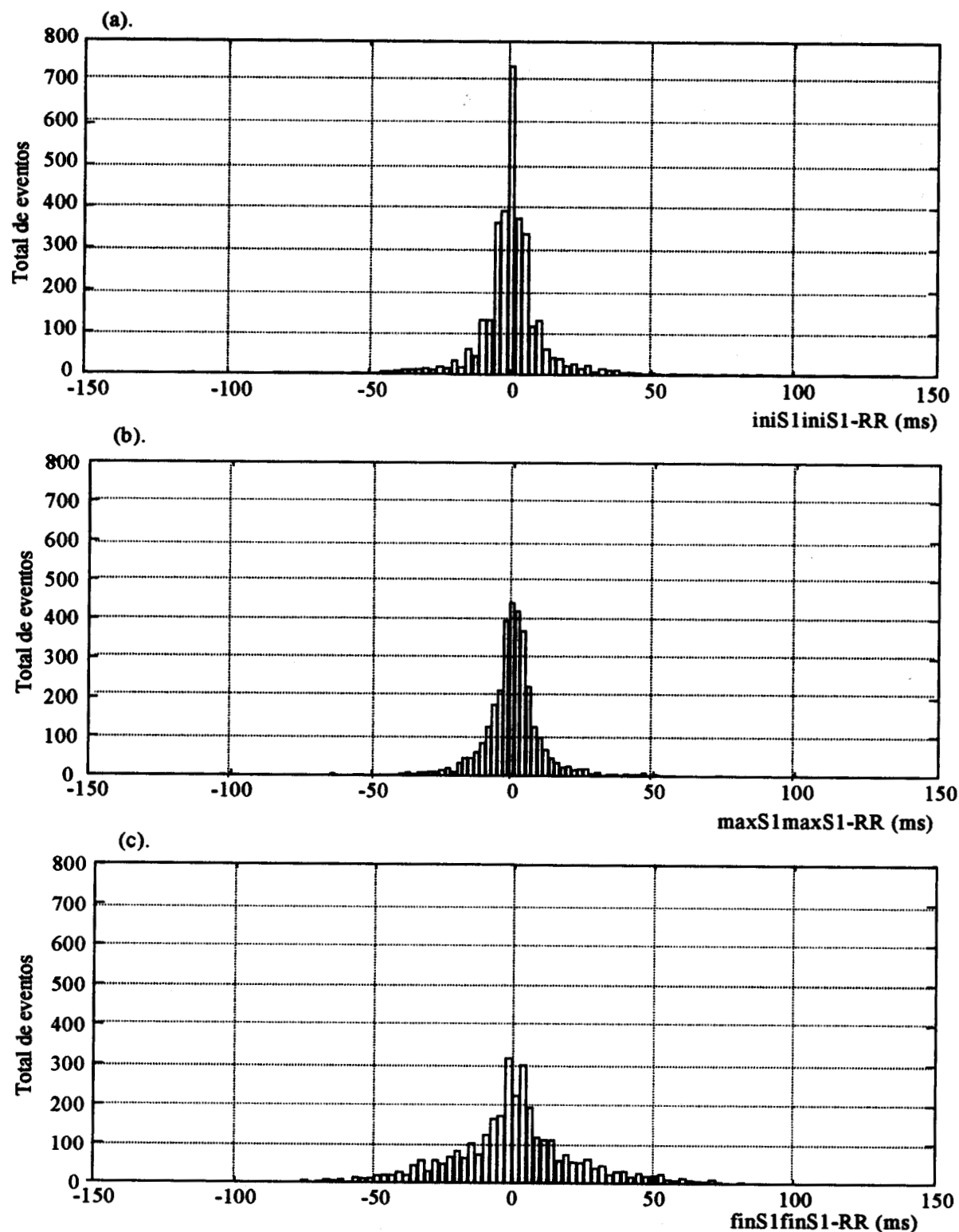
**Figura F.16.** Regresión lineal para los intervalos medidos por ECG y 3 referencias temporales de S1 en registros obtenidos en 9 adultos conteniendo un total de 3261 intervalos. En las gráficas se muestra también la recta ideal (negro), la resultante de la regresión (rojo), la ecuación obtenida y el valor del coeficiente de determinación ( $r^2$ ). (a). Intervalos R-R vs intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos R-R vs intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos R-R vs intervalos finS1-finS1.

**Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro**



**Figura F.17.** Regresión lineal para el análisis de residuos de los intervalos medidos por ECG y 3 referencias temporales de S1 en registros obtenidos en 9 adultos conteniendo un total de 3261 intervalos. En las gráficas se muestra también la recta ideal (negro), la resultante de la regresión (rojo), la ecuación obtenida y el valor del coeficiente de determinación ( $r^2$ ). (a). Diferencias iniS1iniS1-RR vs (iniS1iniS1+RR)/2, (b). Diferencias maxS1maxS1-RR vs (maxS1maxS1+RR)/2, (c). Diferencias finS1finS1-RR vs (finS1finS1+RR)/2.

*Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro*



**Figura F.18.** Histograma de las diferencias entre los intervalos R-R y tres referencias temporales de S1 en registros obtenidos en 9 adultos conteniendo un total de 3261 intervalos. (a). Diferencias  $iniS1iniS1-RR$ , (b). Diferencias  $maxS1maxS1-RR$ , (c). Diferencias  $finS1finS1-RR$ .

***Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro***

iniS1,  $r^2 = 0.00$  para maxS1,  $r^2 = 0.01$  para finS1), esto puede apreciarse mejor en la figura F.18 con los histogramas de las diferencias entre las series de tiempo por S1 y el ECG. En estos histogramas puede observarse que el inicio de S1 genera la mayor cantidad de puntos cercanos (más de 700) a la señal de referencia seguido por maxS1 (más de 400) y finS1 (alrededor de 300) que producen mayor dispersión alrededor del valor ideal de cero.

Con relación al comportamiento global de S2, la figura F.19 muestra la correlación existente entre las series de tiempo generadas utilizando las tres referencias de S2 y la señal patrón o de referencia. Como puede observarse, al igual que en S1 las tres referencias muestran tendencia lineal y pareciera que el máximo de S2 genera la menor dispersión alrededor de la recta ideal, seguida por el inicio de S2 y el final del mismo donde se aprecia una dispersión considerable de puntos alrededor de la recta ideal. Esto puede cuantificarse por medio de las ecuaciones que describen las rectas de las tres referencias temporales, en el caso de iniS2 ( $m = 0.99$ ,  $b = 4.87$  ms) y maxS2 ( $m = 0.99$ ,  $b = 5.79$  ms) se generaron pendientes cercanas a 1 y sesgos muy aproximados a 5 ms, mientras que para finS2 se generó una pendiente ligeramente menor ( $m = 0.98$ ,  $b = 20.15$  ms), un sesgo considerable y un coeficiente de determinación menor a los casos anteriores ( $r^2 = 0.99$  para iniS2,  $r^2 = 0.99$  para maxS2,  $r^2 = 0.98$  para finS2). Nuevamente, al igual que S1, el comportamiento de las tres gráficas mostradas en esta figura muestra que el comportamiento a largo plazo de las referencias provenientes de S2 es similar a la de la señal patrón.

El comportamiento a corto plazo de las series de tiempo generadas por S2 puede observarse en la figura F.20 con el análisis de los residuos, aquí se muestra que los inicios y máximos de S2 no están muy sesgados ( $b = -4.17$  ms para iniS2,  $b = -2.32$  ms para maxS2,  $b = -10.25$  ms para finS2), y que las pendientes son cercanas a cero ( $m = 0$  para iniS2,  $m = 0$  para maxS2,  $m = 0.01$  para finS2). Esto puede apreciarse también en la figura F.21 con los histogramas de las diferencias entre las series de tiempo por S2 y el ECG, en ellos se observa que el total de puntos iguales a cero es mayor al utilizar como referencia el inicio (casi 500 puntos) y el máximo de S2 (casi 500 puntos). Desafortunadamente, al igual que S1, existe una dispersión considerable de algunos de los puntos, sobre todo en el fin de S2 llevando así los coeficientes de determinación hasta cero para los inicios y finales y a 0.01 para finS2.

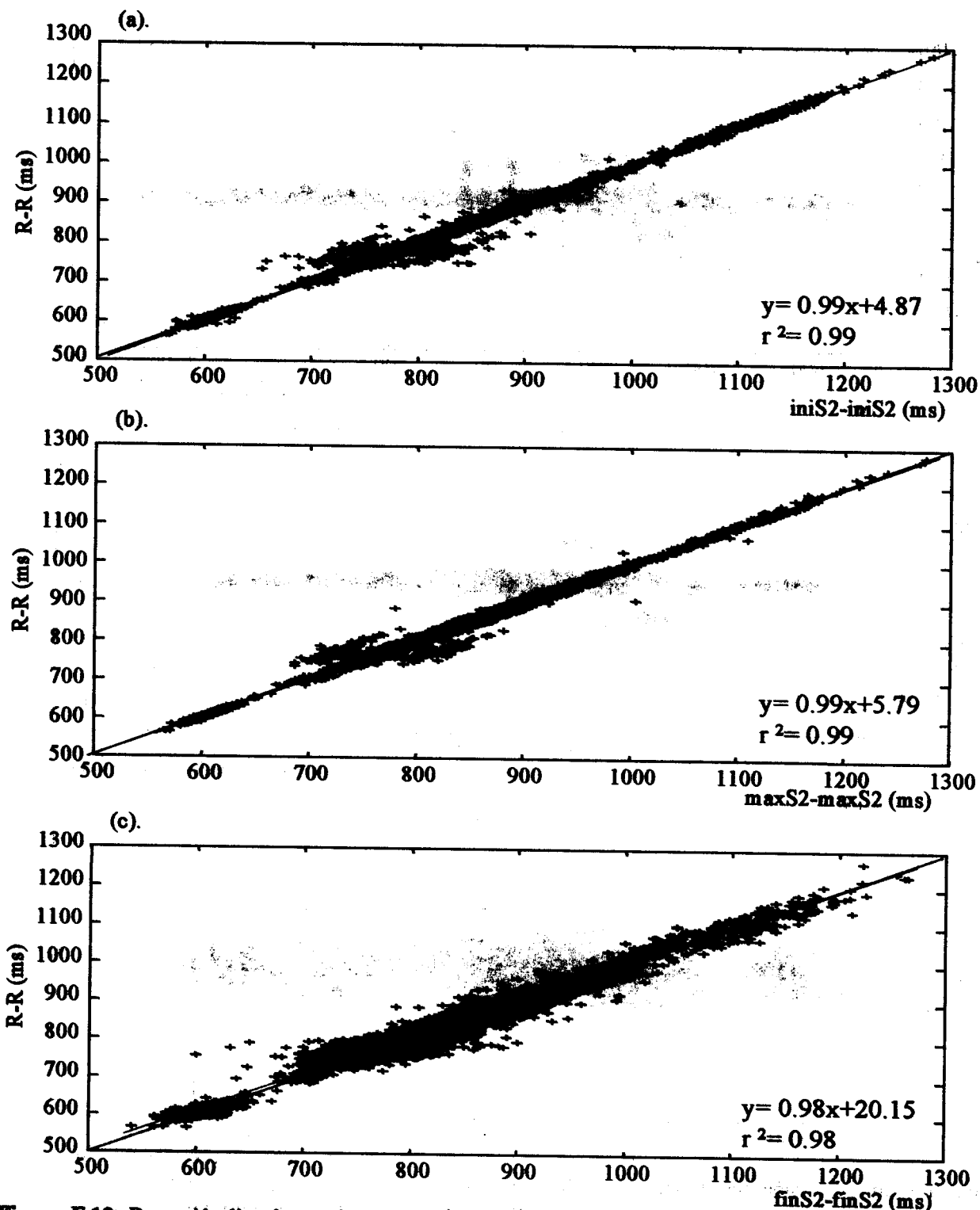
***Resumen:***

Esta sección nuevamente confirma que el FCG es adecuado para generar el CTG a largo plazo con el método de procesamiento propuesto; sin embargo, pareciera que con relación al comportamiento a corto plazo, las seis referencias temporales tienen ciertas diferencias con la señal patrón. A este respecto será necesario esperar por el análisis de los resultados cuantitativos que se realizará a continuación.

***c). Análisis estadístico del comportamiento del banco de datos como conjunto:***

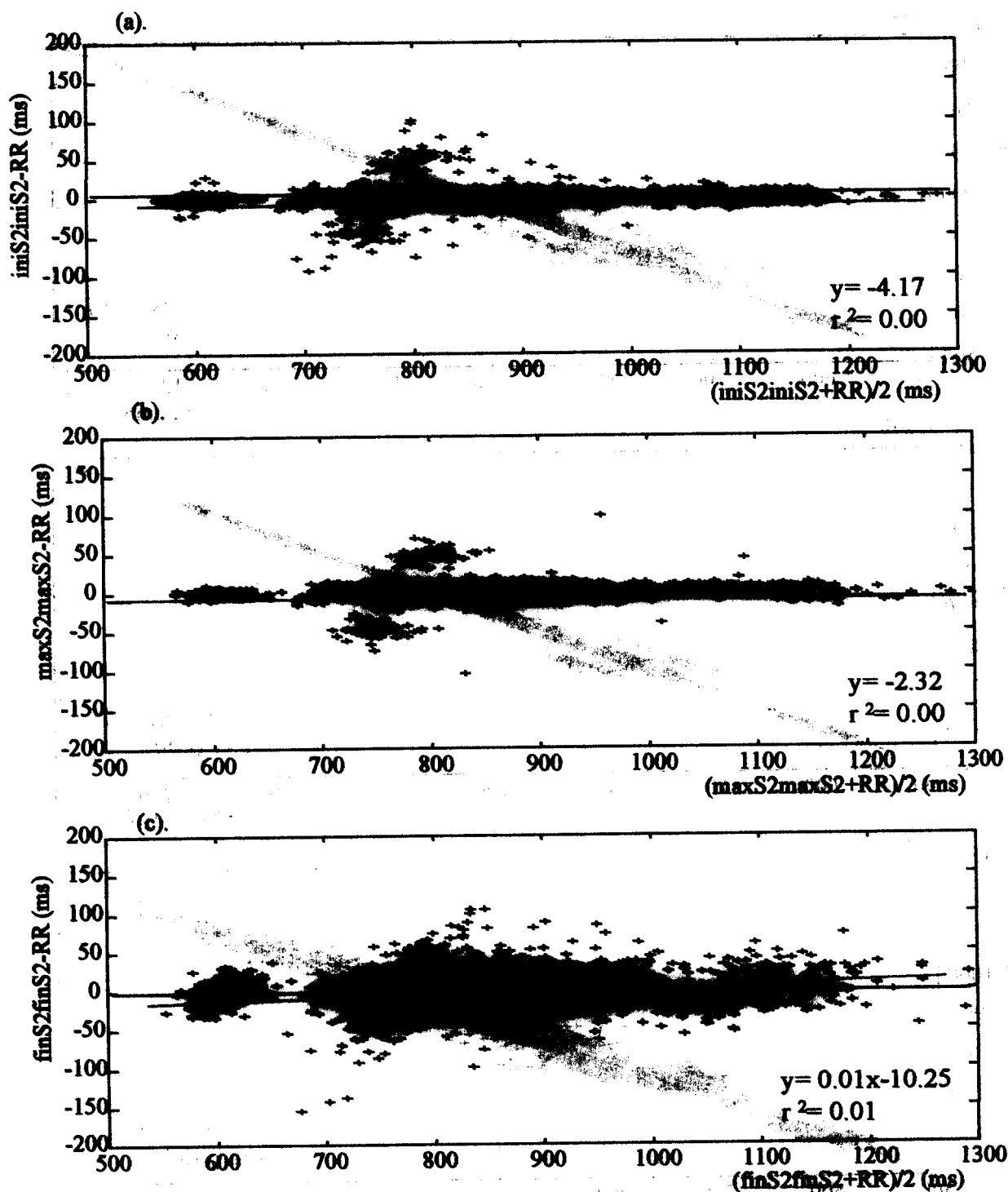
Como se aprecia en la tabla F-II, la media de las series de tiempo generadas por FCG es estadísticamente igual a la media de la señal de referencia, resultado esperado por las observaciones previas y que confirma que el comportamiento a largo plazo descrito por las

**Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro**



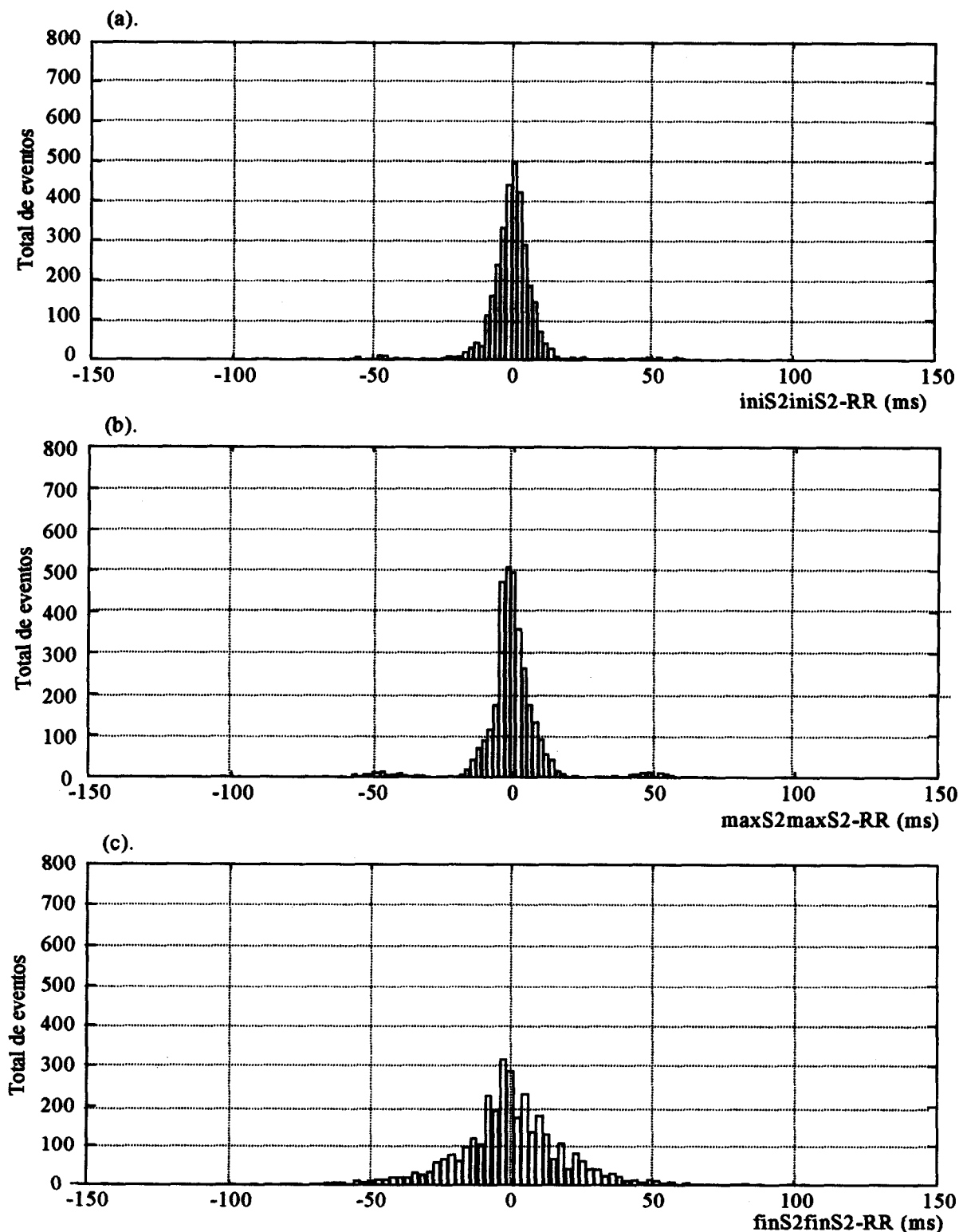
**Figura F.19.** Regresión lineal para los intervalos medidos por ECG y 3 referencias temporales de S2 en registros obtenidos en 9 adultos conteniendo un total de 3261 intervalos. En las gráficas se muestra también la recta ideal (negro), la resultante de la regresión (rojo), la ecuación obtenida y el valor del coeficiente de determinación ( $r^2$ ). (a). Intervalos R-R vs intervalos iniS2-iniS2, (b). Intervalos R-R vs intervalos maxS2-maxS2, (c). Intervalos R-R vs intervalos finS2-finS2.

**Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro**



**Figura F.20.** Regresión lineal para el análisis de residuos de los intervalos medidos por ECG y 3 referencias temporales de S2 en registros obtenidos en 9 adultos conteniendo un total de 3261 intervalos. En las gráficas se muestra también la recta ideal (negro), la resultante de la regresión (rojo), la ecuación obtenida y el valor del coeficiente de determinación ( $r^2$ ). (a). Diferencias iniS2iniS2-RR vs (iniS2iniS2+RR)/2. (b). Diferencias maxS2maxS2-RR vs (maxS2maxS2+RR)/2. (c). Diferencias finS2finS2-RR vs (finS2finS2+RR)/2.

*Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro*



**Figura F.21.** Histograma de las diferencias entre los intervalos R-R y tres referencias temporales de S2 en registros obtenidos en 9 adultos conteniendo un total de 3261 intervalos. (a). Diferencias iniS2iniS2-RR, (b). Diferencias maxS2maxS2-RR, (c). Diferencias finS2finS2-RR.

**Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro**

referencias del FCG es igual al de la señal patrón. También se aprecia que el peor de los casos fue la detección de finS1 ( $\sigma = 132.39$  ms) contra los mejores casos para iniS2 ( $\sigma = 129.96$  ms) y maxS2 ( $\sigma = 130.07$  ms).

La tabla F-III muestra los parámetros obtenidos para la regresión lineal aplicada a los intervalos RR vs refS<sub>i</sub>-refS<sub>i</sub> de los 9 adultos mostrados en las figuras F.16 y F.19. En la tabla se indican los valores obtenidos para la pendiente (m) y la ordenada al origen (b) de la recta calculada así como los intervalos de confianza correspondientes utilizando  $2\sigma$ . También se incluyen el coeficiente de correlación (r) y el coeficiente de determinación ( $r^2$ ). La tabla muestra los valores obtenidos para la pendiente (m), la ordenada al origen (b) y el coeficiente de determinación ( $r^2$ ). La tabla muestra que los valores de pendiente fueron cercanos a 1.00 (desde  $m = 0.96$  para finS1 hasta 0.99 para los inicios y finales de S1 y S2) y que los intervalos de confianza oscilaron entre  $\pm 0.01$  en el peor de los casos que fue el correspondiente a los finales de los sonidos cardiacos. Para las ordenadas al origen se observa que el mejor resultado se obtuvo para iniS2 ( $b = 4.87 \pm 2.54$  ms) y maxS2 ( $b = 5.79 \pm 2.62$  ms). Con estos resultados se muestra que los puntos detectados con mayor precisión fueron el inicio y el máximo de S2 ya que generaron los mejores valores de correlación con la señal patrón ( $r^2 = 0.99$  para iniS2 y  $r^2 = 0.99$  para maxS2) produciendo el mejor desempeño a largo plazo de las series de tiempo generadas por ellos.

La tabla F-IV muestra los resultados de las pruebas de hipótesis para las medias pareadas de los intervalos latido a latido medidos entre el ECG (intervalos R-R) y 6 referencias temporales del FCG (intervalos refS<sub>i</sub>-refS<sub>i</sub>) de 9 adultos conteniendo un total de 3261 intervalos. En ella se muestra que no existen diferencias significativas ( $p > 0.05$ ) entre las medias pareadas de cada referencia temporal por FCG respecto al ECG. Aquí se aprecia que los mejores resultados se obtienen para maxS1 ( $\sigma = 10.96$  ms), iniS2 ( $\sigma = 11.56$  ms) y maxS2 ( $\sigma = 11.97$  ms) mientras que los peores resultados se obtienen para finS1 ( $\sigma = 24.00$  ms) y finS2 ( $\sigma = 20.58$  ms). Así, los resultados obtenidos muestran que las seis referencias oscilan alrededor del cero con dispersión importante por parte del final de S1 y S2 tal y como se había descrito en los histogramas.

La tabla F-V muestra los resultados obtenidos para la regresión lineal aplicada a las diferencias RR-refS<sub>i</sub>/refS<sub>i</sub> de 9 adultos conteniendo 3261 intervalos mostrados en las figuras F.17 y F.20. En la tabla se muestran los valores de pendiente (m) y ordenada al origen (b) obtenidos así como los intervalos de confianza utilizando  $2\sigma$ . También se incluye el coeficiente de correlación (r), el coeficiente de determinación ( $r^2$ ) y la proporción de positivos (PP). En ella se muestra que aunque la pendiente de los datos siempre se acerca al valor ideal de cero, todas las referencias tienen un sesgo negativo y los mejores valores se obtuvieron para iniS2 y maxS2 ( $m = 0$ ,  $b = -1.63 \pm 2.55$  ms para iniS1 y  $m = 0$ ,  $b = -2.32 \pm 2.63$  ms), esto se aprecia en la tabla 5-X. Como en párrafos anteriores, el peor desempeño se observa para finS1 con  $m = 0.02 \pm 0.01$  y  $b = -17.00 \pm 5.51$  ms y finS2 con  $m = 0.01 \pm 0.01$  y  $b = -10.25 \pm 4.51$  ms. Estos sesgos indican que más de la mitad de los puntos se encuentra debajo de cero, tal y como lo muestra el porcentaje de positivos (menor a 50 % en todos los casos) e indica que más de la mitad de los puntos se encuentra debajo de cero, tal y como lo indica el porcentaje de positivos, y significa que los intervalos medidos por FCG son más cortos que los intervalos medidos por ECG y podrían ser el resultado del comportamiento fisiológico del evento mecánico bajo estudio.



Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro

Tabla F-II. Pruebas de hipótesis e intervalos de confianza para la media de los intervalos latido a latido medidos por ECG (intervalos RR) y 6 referencias temporales del FCG (intervalos refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>)\*.

| Referencia temporal | $\mu \pm 1.96 \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$ (ms) | $\sigma$ (ms) | p    |
|---------------------|---------------------------------------------|---------------|------|
| RR                  | 821.79 ± 4.45                               | 129.70        | n.s. |
| iniS1iniS1          | 821.80 ± 4.47                               | 130.29        | n.s. |
| maxS1maxS1          | 821.79 ± 4.48                               | 130.36        | n.s. |
| finS1finS1          | 821.81 ± 4.54                               | 132.39        | n.s. |
| iniS2iniS2          | 821.80 ± 4.46                               | 129.96        | n.s. |
| maxS2maxS2          | 821.79 ± 4.46                               | 130.07        | n.s. |
| finS2finS2          | 821.80 ± 4.51                               | 131.32        | n.s. |

\* n representa los grados de libertad (N-1) del experimento desarrollado con 9 señales fetales y 3261 intervalos (N). n.s. indica diferencias no significativas entre los intervalos refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub> y el ECG (p > 0.05).

Tabla F-III. Parámetros\* obtenidos para la regresión lineal aplicada a los intervalos RR vs refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>.

| Referencia temporal | $\bar{m} \pm 1.96 \frac{\sigma_m}{\sqrt{n}}$ | $\bar{b} \pm 1.96 \frac{\sigma_b}{\sqrt{n}}$ (ms) | r    | r <sup>2</sup> |
|---------------------|----------------------------------------------|---------------------------------------------------|------|----------------|
| RR vs iniS1iniS1    | 0.99 ± 0.00                                  | 7.83 ± 2.85                                       | 1.00 | 0.99           |
| RR vs maxS1maxS1    | 0.99 ± 0.00                                  | 7.06 ± 2.39                                       | 1.00 | 0.99           |
| RR vs finS1finS1    | 0.96 ± 0.01                                  | 30.02 ± 5.08                                      | 0.98 | 0.97           |
| RR vs iniS2iniS2    | 0.99 ± 0.00                                  | 4.87 ± 2.54                                       | 1.00 | 0.99           |
| RR vs maxS2maxS2    | 0.99 ± 0.00                                  | 5.79 ± 2.62                                       | 1.00 | 0.99           |
| RR vs finS2finS2    | 0.98 ± 0.01                                  | 20.15 ± 4.42                                      | 0.99 | 0.98           |

\*  $\bar{m}$  representa la media de la pendiente y  $\bar{b}$  la media de la ordenada al origen de la mejor recta,  $\sigma_m$  y  $\sigma_b$  representan las varianzas de la pendiente y la ordenada al origen respectivamente. n representa los grados de libertad (N-1) del experimento desarrollado con 9 señales de adultos y 3261 intervalos (N). También se incluyen el coeficiente de correlación (r) y el coeficiente de determinación (r<sup>2</sup>).

**Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro**

**Tabla F-IV.** Pruebas de hipótesis para las medias pareadas de los intervalos latido a latido medidos por ECG (intervalos RR) y 6 referencias temporales del FCG (intervalos refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>)\*.

| Referencia temporal  | $\mu \pm 1.96 \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$ (ms) | $\sigma$ (ms) | p    |
|----------------------|---------------------------------------------|---------------|------|
| <i>iniS1iniS1-RR</i> | 0.01 ± 0.45                                 | 13.05         | n.s. |
| <i>maxS1maxS1-RR</i> | 0.00 ± 0.38                                 | 10.96         | n.s. |
| <i>finS1finS1-RR</i> | 0.02 ± 0.82                                 | 24.00         | n.s. |
| <i>iniS2iniS2-RR</i> | 0.01 ± 0.40                                 | 11.56         | n.s. |
| <i>maxS2maxS2-RR</i> | 0.00 ± 0.41                                 | 11.97         | n.s. |
| <i>finS2finS2-RR</i> | 0.00 ± 0.71                                 | 20.58         | n.s. |

\* n representa los grados de libertad (N-1) del experimento desarrollado con 9 señales fetales y 3261 intervalos (N). n.s. indica diferencias no significativas entre las medias pareadas ( $p > 0.05$ ).

**Tabla F-V.** Parámetros\* obtenidos para la regresión lineal aplicada a las diferencias de los intervalos RR vs refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>.

| Referencia temporal                       | $\bar{m} \pm 1.96 \frac{\sigma_m}{\sqrt{n}}$ | $\bar{b} \pm 1.96 \frac{\sigma_b}{\sqrt{n}}$ (ms) | r    | r <sup>2</sup> | PP (%) |
|-------------------------------------------|----------------------------------------------|---------------------------------------------------|------|----------------|--------|
| <i>iniS1iniS1-RR vs (iniS1iniS1+RR)/2</i> | 0.01 ± 0.00                                  | -3.74 ± 2.87                                      | 0.05 | 0.00           | 44.80  |
| <i>maxS1maxS1-RR vs (maxS1maxS1+RR)/2</i> | 0.01 ± 0.00                                  | -4.19 ± 2.41                                      | 0.06 | 0.00           | 47.04  |
| <i>finS1finS1-RR vs (finS1finS1+RR)/2</i> | 0.02 ± 0.01                                  | -17.00 ± 5.51                                     | 0.11 | 0.01           | 48.39  |
| <i>iniS2iniS2-RR vs (iniS2iniS2+RR)/2</i> | 0.00 ± 0.00                                  | -1.63 ± 2.55                                      | 0.02 | 0.00           | 46.67  |
| <i>maxS2maxS2-RR vs (maxS2maxS2+RR)/2</i> | 0.00 ± 0.00                                  | -2.32 ± 2.63                                      | 0.03 | 0.00           | 44.10  |
| <i>finS2finS2-RR vs (finS2finS2+RR)/2</i> | 0.01 ± 0.01                                  | -10.25 ± 4.51                                     | 0.08 | 0.01           | 47.62  |

\*  $\bar{m}$  representa la media de la pendiente y  $\bar{b}$  la media de la ordenada al origen de la mejor recta,  $\sigma_m$  y  $\sigma_b$  representan las varianzas de la pendiente y la ordenada al origen respectivamente. n representa los grados de libertad (N-1) del experimento desarrollado con 9 señales fetales y 3261 intervalos (N). También se incluyen el coeficiente de correlación (r), el coeficiente de determinación (r<sup>2</sup>) y la proporción de positivos (PP).

*Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro*

**Resumen:**

El análisis estadístico global ha comprobado que todas las referencias son adecuadas a largo plazo, pero, a corto plazo o latido a latido, las referencias que proporcionaron los mejores resultados fueron iniS2 y maxS2, esto en términos de los valores medios y los intervalos de confianza calculados para todo el banco de datos (y seguramente como consecuencia de la amplitud superior de S2 sobre S1 en los registros). Ahora se procederá a utilizar los índices clínicos en el tiempo y la frecuencia como indicadores finales de la posibilidad de generar CTGs confiables utilizando las referencias temporales obtenidas al aplicar la metodología propuesta al FCG y se emitirán las conclusiones pertinentes.

*d). Análisis estadístico de los índices clínicos obtenidos para las referencias temporales extraídas del banco de datos bajo estudio:*

Las tablas F-VI y F-VII muestran los resultados obtenidos para el análisis estadístico de los tres índices en el tiempo y para los tres índices en la frecuencia respectivamente.

La tabla F-VI resume los resultados obtenidos para los índices en el tiempo calculados para las series de tiempo del grupo de pacientes bajo estudio. A grandes rasgos puede observarse que todos los índices por FCG generan valores mayores a los de la señal de referencia por ECG. En particular, el análisis estadístico de estos datos utilizando el método de Bonferroni para muestras repetidas mostró que la serie de tiempo por finS1 fue la única que generó diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) con la señal de referencia por ECG para todos los índices temporales, resultado esperado (excepto a largo plazo) por las observaciones de las secciones anteriores que mostraban problemas del método para procesar este punto, sobre todo por la baja S/R característica de S1 en la mayoría de los registros. Estos resultados contradicen las expectativas a largo plazo de los incisos anteriores; sin embargo, deben estudiarse con cuidado. Si se toma en cuenta la forma en que se calcula VLP (ver expresión 4.7 en el capítulo 4), se verá que este índice busca la variación de mayor amplitud entre latidos consecutivos en secciones de un minuto y calcula el valor medio de estas variaciones para todo el registro, probablemente buscando cambios en la línea de tendencia de la serie de tiempo. Así, si se observan las series de tiempo generadas por finS1 en comparación con la señal de referencia, se verá que muestra mayor dispersión alrededor de la línea de tendencia (que de acuerdo a la tabla F-II es exactamente la misma para todas las series de tiempo), esto se refleja en el índice calculado y en consecuencia genera diferencias significativas entre las series de tiempo por finS1 en comparación con la serie de tiempo por ECG. Esto muestra entonces que las series de tiempo por finS1 tienen mayor dispersión respecto a la señal de referencia que las series generadas por los inicios y máximos de los sonidos cardiacos, de ahí la existencia de diferencias significativas ( $p < 0.05$ ). Respecto a los otros índices, el inciso (a) de esta tabla muestra la raíz cuadrática media de los intervalos consecutivos (RCMDIC) para iniS2 y maxS2 fue quien se acercó más a los valores de la señal de ECG (ECG: 42.73 ms contra iniS2: 46.56 ms y maxS2: 46.98 ms) mientras que el peor índice fue el de finS1 con una RCMDIC= 62.34 ms. Este comportamiento es consistente en el inciso (b) de la misma tabla, donde los índices de variabilidad a corto plazo (VCP) muestran sus mejores valores para iniS2 (VCP= 36.05 ms,) y maxS2 (VCP= 36.74 ms) contra VCP= 33.61 ms de la señal de referencia mientras que finS1 tiene el peor desempeño con VCP= 48.47 ms Respecto a

*Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro*

Tabla F-VI. Índices en el tiempo obtenidos para los CTGs generados utilizando el ECG y seis referencias temporales provenientes del FCG para el banco de datos adquirido en 9 adultos sin controlar las condiciones de registro. (a). Raíz cuadrática media de las diferencias entre intervalos consecutivos (RCMDIC), (b). Variabilidad a corto plazo (VCP), (c). Variabilidad a largo plazo (VLP).

a).

| Paciente                 | RCMDIC (ms) |         |         |           |         |         |         |
|--------------------------|-------------|---------|---------|-----------|---------|---------|---------|
|                          | OndaR       | iniS1   | maxS1   | finS1     | iniS2   | maxS2   | finS2   |
| 2.1                      | 26.33       | 28.39   | 43.63   | 43.52     | 25.82   | 24.90   | 30.66   |
| 2.2                      | 72.85       | 72.63   | 72.80   | 103.91    | 69.85   | 71.09   | 86.68   |
| 2.3                      | 66.91       | 70.81   | 73.82   | 86.18     | 68.28   | 67.51   | 77.02   |
| 2.4                      | 33.59       | 50.63   | 43.11   | 72.30     | 35.10   | 34.65   | 37.41   |
| 2.5                      | 48.46       | 51.47   | 51.63   | 60.07     | 45.83   | 50.24   | 53.79   |
| 2.6                      | 6.19        | 10.26   | 7.34    | 27.94     | 8.82    | 6.72    | 18.11   |
| 2.7                      | 74.02       | 75.36   | 75.96   | 79.68     | 74.08   | 72.88   | 84.81   |
| 2.8                      | 14.50       | 29.66   | 19.62   | 26.11     | 47.36   | 52.99   | 61.66   |
| 2.9                      | 41.69       | 48.05   | 44.77   | 61.38     | 43.94   | 41.82   | 51.42   |
| Media (ms)               | 42.73       | 48.58   | 48.08   | 62.34     | 46.56   | 46.98   | 55.73   |
| Desviación Estándar (ms) | ± 24.97     | ± 22.46 | ± 23.95 | ± 26.34 * | ± 21.70 | ± 22.38 | ± 24.22 |

b).

| Paciente                 | VCP (ms) |         |         |           |         |         |         |
|--------------------------|----------|---------|---------|-----------|---------|---------|---------|
|                          | OndaR    | iniS1   | maxS1   | finS1     | iniS2   | maxS2   | finS2   |
| 2.1                      | 21.35    | 22.61   | 33.36   | 33.29     | 20.67   | 20.13   | 24.57   |
| 2.2                      | 55.76    | 55.29   | 56.22   | 81.36     | 53.19   | 54.57   | 68.06   |
| 2.3                      | 51.73    | 54.85   | 60.60   | 66.98     | 52.69   | 51.00   | 59.06   |
| 2.4                      | 27.93    | 38.28   | 33.59   | 57.77     | 29.29   | 28.59   | 30.48   |
| 2.5                      | 37.96    | 40.12   | 40.55   | 46.56     | 36.20   | 39.76   | 41.69   |
| 2.6                      | 4.83     | 8.09    | 5.79    | 21.93     | 6.38    | 5.15    | 13.39   |
| 2.7                      | 62.67    | 63.71   | 64.01   | 64.86     | 62.95   | 61.83   | 69.60   |
| 2.8                      | 11.62    | 19.41   | 16.23   | 20.20     | 32.74   | 40.63   | 46.08   |
| 2.9                      | 28.63    | 35.34   | 31.24   | 43.27     | 30.33   | 28.98   | 37.18   |
| Media (ms)               | 33.61    | 37.52   | 37.95   | 48.47     | 36.05   | 36.74   | 43.35   |
| Desviación Estándar (ms) | ± 20.01  | ± 18.48 | ± 19.76 | ± 21.05 * | ± 17.68 | ± 17.94 | ± 19.34 |

c).

| Paciente                 | VLP (ms) |         |         |           |         |         |         |
|--------------------------|----------|---------|---------|-----------|---------|---------|---------|
|                          | OndaR    | iniS1   | maxS1   | finS1     | iniS2   | maxS2   | finS2   |
| 2.1                      | 139.00   | 142.80  | 180.00  | 174.60    | 136.00  | 136.80  | 139.20  |
| 2.2                      | 306.00   | 308.40  | 308.60  | 340.60    | 304.40  | 303.20  | 332.20  |
| 2.3                      | 233.60   | 251.00  | 246.20  | 280.00    | 243.80  | 250.40  | 269.20  |
| 2.4                      | 150.40   | 182.80  | 166.80  | 250.80    | 150.80  | 155.00  | 163.40  |
| 2.5                      | 224.00   | 232.80  | 228.20  | 247.80    | 226.60  | 229.60  | 239.80  |
| 2.6                      | 59.20    | 65.00   | 59.80   | 97.60     | 64.60   | 58.80   | 81.80   |
| 2.7                      | 260.40   | 270.60  | 269.00  | 284.80    | 266.80  | 256.60  | 290.20  |
| 2.8                      | 81.20    | 136.80  | 91.40   | 109.60    | 176.00  | 160.00  | 212.80  |
| 2.9                      | 180.00   | 204.80  | 186.80  | 241.60    | 190.20  | 179.20  | 211.20  |
| Media (ms)               | 181.42   | 199.44  | 190.76  | 225.27    | 195.44  | 191.62  | 215.53  |
| Desviación Estándar (ms) | ± 82.25  | ± 76.01 | ± 81.43 | ± 81.79 * | ± 73.61 | ± 75.09 | ± 78.35 |

\* Diferencias significativas entre índices por CTG<sub>S-S</sub> y CTG<sub>R-R</sub> ( $p < 0.05$ ). El análisis estadístico se realizó utilizando el método de Bonferroni para muestras repetidas.

*Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro*

**Tabla F-VII.** Índices en la frecuencia obtenidos para los CTGs generados utilizando el ECG y seis referencias temporales provenientes del FCG para el banco de datos adquirido en 9 adultos sin controlar las condiciones de registro. (a). Potencia total (PT), (b). Potencia en la banda de bajas frecuencias (PBF), (c). Potencia en la banda de altas frecuencias (PAF).

a).

| Paciente                       | PT (ms <sup>2</sup> /Hz) |         |         |           |         |         |         |
|--------------------------------|--------------------------|---------|---------|-----------|---------|---------|---------|
|                                | OndaR                    | iniS1   | maxS1   | finS1     | iniS2   | maxS2   | finS2   |
| 2.1                            | 1986.78                  | 2242.86 | 3578.75 | 3400.98   | 2071.73 | 1961.38 | 2412.71 |
| 2.2                            | 8710.18                  | 8464.31 | 8720.12 | 10142.17  | 8435.18 | 8531.70 | 8919.51 |
| 2.3                            | 4645.70                  | 5023.23 | 4990.81 | 5421.89   | 4747.98 | 4576.42 | 5045.23 |
| 2.4                            | 2405.40                  | 3135.23 | 2872.57 | 3899.77   | 2329.68 | 2339.75 | 2664.93 |
| 2.5                            | 6200.45                  | 6280.58 | 6352.58 | 7238.60   | 6195.39 | 6514.26 | 7199.46 |
| 2.6                            | 388.61                   | 410.40  | 384.29  | 687.38    | 371.51  | 368.84  | 509.33  |
| 2.7                            | 6812.50                  | 7099.82 | 6871.82 | 7503.32   | 6866.71 | 6787.04 | 7234.91 |
| 2.8                            | 871.89                   | 1235.02 | 954.77  | 1177.33   | 1702.36 | 1811.53 | 2332.25 |
| 2.9                            | 6154.01                  | 6999.32 | 6584.22 | 8491.98   | 6776.76 | 6212.20 | 7144.42 |
| Media (ms <sup>2</sup> /Hz)    | 4241.72                  | 4543.42 | 4589.99 | 5329.27   | 4388.59 | 4344.79 | 4829.19 |
| Desviación                     | ±                        | ±       | ±       | ±         | ±       | ±       | ±       |
| Estándar (ms <sup>2</sup> /Hz) | 2934.53                  | 2882.94 | 2836.90 | 3280.53 * | 2841.06 | 2821.10 | 2936.04 |

b).

| Paciente                       | PBF (ms <sup>2</sup> /Hz) |        |        |        |        |        |        |
|--------------------------------|---------------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
|                                | OndaR                     | iniS1  | maxS1  | finS1  | iniS2  | maxS2  | finS2  |
| 2.1                            | 98.53                     | 110.00 | 154.89 | 144.79 | 103.93 | 98.20  | 117.55 |
| 2.2                            | 363.12                    | 357.96 | 365.08 | 388.01 | 358.90 | 359.74 | 355.65 |
| 2.3                            | 205.88                    | 217.30 | 208.86 | 220.01 | 206.64 | 201.98 | 209.61 |
| 2.4                            | 97.52                     | 114.37 | 109.46 | 121.50 | 95.01  | 95.87  | 105.58 |
| 2.5                            | 261.43                    | 261.65 | 263.76 | 288.81 | 265.91 | 276.28 | 303.37 |
| 2.6                            | 21.45                     | 22.04  | 21.10  | 27.86  | 20.61  | 20.69  | 24.97  |
| 2.7                            | 216.96                    | 227.72 | 216.35 | 237.35 | 219.91 | 218.51 | 220.35 |
| 2.8                            | 44.46                     | 57.52  | 46.77  | 52.74  | 66.33  | 66.11  | 80.20  |
| 2.9                            | 330.44                    | 354.60 | 343.68 | 386.51 | 344.37 | 330.68 | 346.44 |
| Media (ms <sup>2</sup> /Hz)    | 182.20                    | 191.46 | 192.22 | 198.62 | 186.85 | 185.48 | 195.97 |
| Desviación                     | ±                         | ±      | ±      | ±      | ±      | ±      | ±      |
| Estándar (ms <sup>2</sup> /Hz) | 123.36                    | 122.72 | 121.18 | 120.75 | 122.28 | 121.46 | 121.15 |

c).

| Paciente                       | PAF (ms <sup>2</sup> /Hz) |         |         |         |         |         |         |
|--------------------------------|---------------------------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
|                                | OndaR                     | iniS1   | maxS1   | finS1   | iniS2   | maxS2   | finS2   |
| 2.1                            | 250.37                    | 274.46  | 487.15  | 438.89  | 232.86  | 219.52  | 275.78  |
| 2.2                            | 1371.71                   | 1331.87 | 1372.86 | 2443.70 | 1245.21 | 1277.07 | 1801.25 |
| 2.3                            | 756.73                    | 839.03  | 928.11  | 1193.29 | 795.44  | 757.43  | 994.13  |
| 2.4                            | 378.47                    | 588.42  | 524.94  | 1213.76 | 388.86  | 373.77  | 420.60  |
| 2.5                            | 895.92                    | 945.53  | 992.27  | 1101.54 | 808.03  | 959.47  | 907.32  |
| 2.6                            | 10.29                     | 22.59   | 11.98   | 135.58  | 15.81   | 10.95   | 71.29   |
| 2.7                            | 2316.39                   | 2394.79 | 2414.01 | 2534.18 | 2318.14 | 2264.82 | 2686.57 |
| 2.8                            | 47.32                     | 152.52  | 87.39   | 133.80  | 378.98  | 486.09  | 685.13  |
| 2.9                            | 352.86                    | 470.02  | 396.81  | 705.23  | 392.00  | 340.78  | 502.14  |
| Media (ms <sup>2</sup> /Hz)    | 708.90                    | 779.91  | 801.72  | 1100.00 | 730.59  | 743.32  | 924.91  |
| Desviación                     | ±                         | ±       | ±       | ±       | ±       | ±       | ±       |
| Estándar (ms <sup>2</sup> /Hz) | 744.36                    | 733.04  | 745.94  | 890.27  | 699.02  | 691.22  | 831.20  |

\* Diferencias significativas entre índices por CTG<sub>S-S</sub> y CTG<sub>R-R</sub> (p < 0.05). El análisis estadístico se realizó utilizando el método de Bonferroni para muestras repetidas.

#### *Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro*

la variabilidad a largo plazo (VLP), el inciso (c) de la tabla muestra que el mejor desempeño se obtuvo para maxS1 y maxS2 con VLP= 190.76 ms y VLP= 191.62 ms respectivamente mientras que el peor desempeño se obtuvo para finS2 con VLP= 215.53 ms contra un valor VLP= 181.42 ms de la señal de referencia.

En el dominio de la frecuencia, la tabla F-VII muestra que únicamente la potencia total (PT) de finS1 generó diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) respecto a la señal de referencia, este análisis se realizó utilizando el método de Bonferroni para muestras repetidas. El inciso (a) de esta tabla muestra la potencia total (PT) calculada para las series de tiempo generadas por cada referencia temporal, aquí se observa que las series que aproximaron al valor del índice en la señal de referencia (PT= 4241.72 ms<sup>2</sup>/Hz) son iniS2 (PT= 4348.59 ms<sup>2</sup>/Hz) y maxS2 (PT= 4344.79 ms<sup>2</sup>/Hz) mientras que el peor resultado es generado para finS1 con PT= 5329.27 ms<sup>2</sup>/Hz. Respecto al comportamiento en la banda de bajas frecuencias (PBF), el inciso (b) de esta tabla muestra que los mejores resultados se obtuvieron para iniS2 (PBF= 186.85 ms<sup>2</sup>/Hz) y maxS2 (PBF= 185.48 ms<sup>2</sup>/Hz) contra PBF= 182.20 ms<sup>2</sup>/Hz de la señal de referencia. Como en los casos anteriores el peor desempeño se obtuvo para finS1 con PBF= 198.62 ms<sup>2</sup>/Hz. Finalmente, en la banda de altas frecuencias (PAF) del inciso(c) se muestra que los índices para iniS2 (PAF= 730.59 ms<sup>2</sup>/Hz) y maxS2 (PAF= 743.32 ms<sup>2</sup>/Hz) son los valores más cercanos al de la señal de referencia cuyo PAF es de 708.90 ms<sup>2</sup>/Hz mientras que el peor resultado se obtuvo para finS1 con un PAF de 1100 ms<sup>2</sup>/Hz.

#### *F.4. Conclusiones*

Los resultados obtenidos en este Apéndice complementan las observaciones realizadas en el Apéndice E y permiten emitir conclusiones definitivas con relación a los siguientes aspectos:

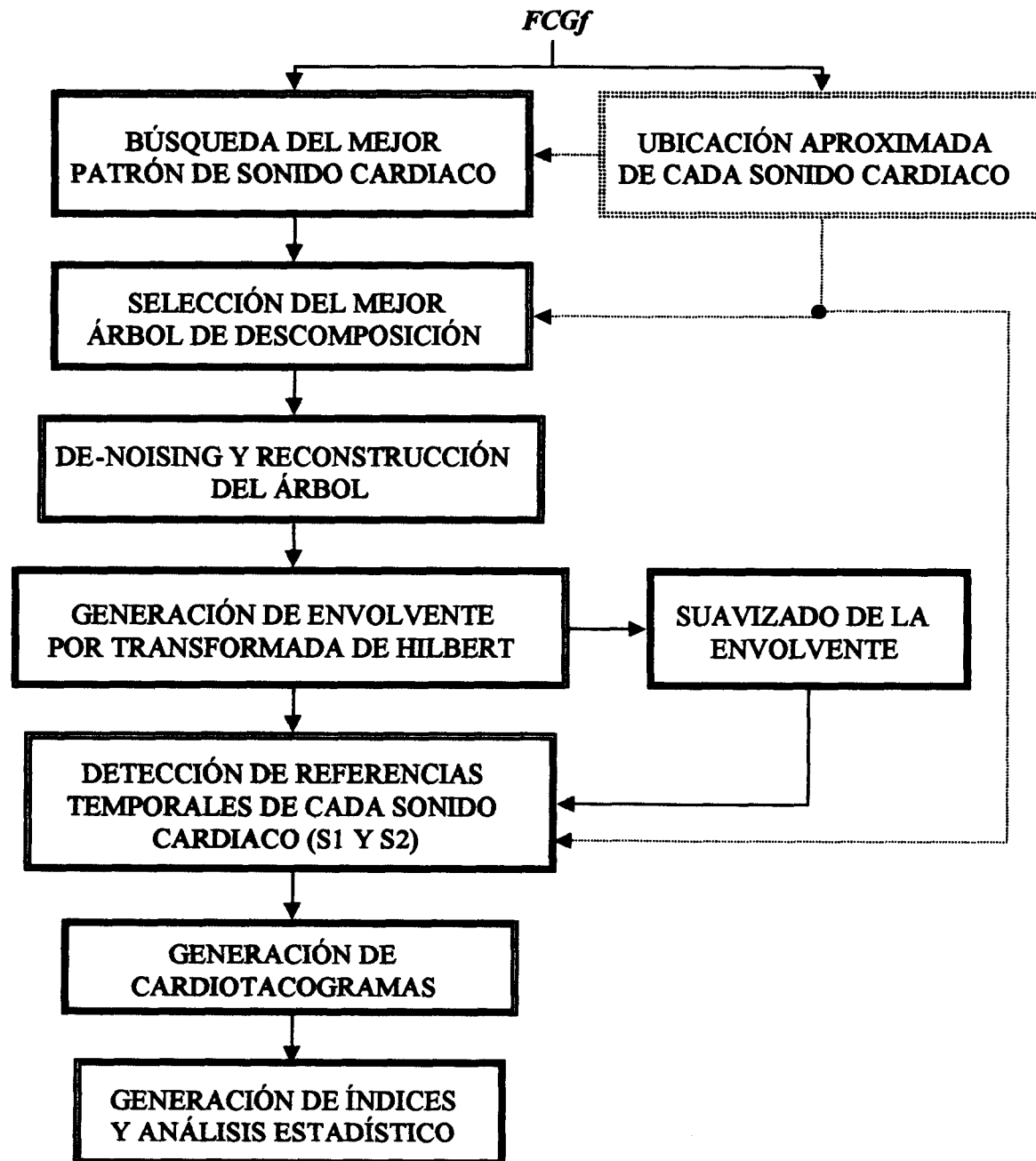
1. Se confirma la importancia de la S/R y la influencia de la morfología cardíaca en el desempeño del método, información que puede ser de utilidad para intentos posteriores de predicción del desempeño del método ante ciertas características del FCG. Así, ante condiciones de S/R favorables, digamos superiores a 15 dB como las mostradas en la tabla F-I, el método de extracción garantiza extracción confiable de al menos los inicios y finales de los sonidos cardíacos asegurando así la generación de series de tiempo equivalentes a aquella generada por ECG.
2. Se logró el objetivo de simular situaciones de registro fetales, ya que la mayoría de las veces sólo se adquirió en forma adecuada un sonido cardíaco y el desempeño del método siempre fue superior para ese sonido. Estos resultados son prometedores y hacen pensar en la viabilidad del método sobre registros fetales que garanticen ciertas características de amplitud y morfología de los sonidos cardíacos.
3. El caso de los pacientes 2.7 y 2.9 mostró claramente la influencia de las características morfológicas de los sonidos cardíacos sobre la capacidad de extracción del método. Quizás a futuro se logre integrar una etapa de "evaluación de viabilidad" de la metodología de extracción sobre una señal de FCG para ahorro de tiempo.
4. Los resultados obtenidos tras procesar este banco de datos, tanto en el dominio del tiempo como de la frecuencia, muestran que bajo condiciones de registro que garanticen ciertas características de amplitud y morfología de los sonidos cardíacos, la metodología propuesta es capaz de extraer referencias temporales confiables del inicio y el máximo de

*Apéndice F. Procedimiento de validación de la metodología propuesta para procesamiento del FCG de adulto adquirido sin controlar las condiciones de registro*

los sonidos cardiacos, de manera que las series de tiempo generadas por ellas son equivalentes a la señal patrón por ECG y en consecuencia, intercambiables. Con relación al final de los sonidos cardiacos, la experiencia obtenida tras procesar este banco de datos hace suponer que los cambios de la morfología del final de los sonidos cardiacos dificultan la extracción confiable de este punto y hacen necesaria la exploración de alternativas que sean capaces de contender con dichos cambios e incrementen la precisión en la extracción de tales referencias temporales. Por supuesto estas alternativas se proponen a nivel del proceso iterativo de detección de finales de los sonidos cardiacos y no en las etapas anteriores para el preprocesamiento del FCG.

**Apéndice G. Resultados completos de aplicar el método propuesto en FCGs fetales.**

Tras haber evaluado el desempeño del método propuesto en señales adquiridas en adultos y comprobar su capacidad de extracción confiable de referencias temporales del FCG, se procedió al procesamiento de señales fetales, extracción de las referencias temporales asociadas a S1 y S2, y generación de los CTGs. En este apéndice se presenta la información detallada sobre el desempeño del método al ser aplicado a las señales fetales. Como en los apéndices E y F se muestra el diagrama a bloques de la metodología de procesamiento aplicada.



**Figura 1.** Diagrama a bloques de la metodología aplicada para la extracción de referencias temporales provenientes del FCGf y generación del CTG.



## *Apéndice G: Resultados completos de aplicar el método propuesto en FCGs fetales*

### *G.1. Resultados y discusión detallada*

Las figuras G.1, G.3, G.4, G.6, G.7, G.9, G.10, G.12 y G.13, G.15 y G.16, muestran los CTGs obtenidos utilizando 6 referencias temporales provenientes del FCGf (refS<sub>i</sub>): inicio de S1 (iniS1), máximo de S1 (maxS1), fin de S1 (finS1), inicio de S2 (iniS2), máximo de S2 (maxS2) y fin de S2 (finS2) para cada uno de los 11 pacientes que constituyeron la serie de registros fetales. En cada una de las figuras la línea negra representa el CTG obtenido por alguna de las referencias del FCGf y la línea roja representa el CTG patrón generado utilizando la onda R del ECG.

Las figuras G.2, G.5, G.8, G.11, G.14 y G.17 muestran las gráficas correspondientes a las densidades de potencia espectral (izquierda) y las coherencias (derecha) obtenidas al analizar los CTGs obtenidos por cada referencia temporal proveniente del FCGf (iniS1-iniS1, maxS1-maxS1, finS1-finS1, iniS2-iniS2, maxS2-maxS2, finS2-finS2) para cada uno de los 11 pacientes que constituyeron esta serie. En las gráficas de densidad de potencia espectral cada espectro está representado con un color distinto dependiendo de la referencia temporal asociada. El color negro corresponde al espectro en potencia del inicio de S1, el verde al máximo de S2, el rojo al inicio de S1, el magenta al inicio de S2, el amarillo al fin de S1 y el azul al fin de S2. También se presenta una línea gris discontinua que corresponde al espectro del CTG patrón para propósitos de comparación entre cada referencia temporal. Las gráficas que representan las coherencias siguen el mismo código de colores.

#### *a). Análisis visual en el dominio del tiempo y de la frecuencia de cada CTG:*

*i). Paciente 3.1:* Como se aprecia en la figura G.1, las series de tiempo generadas utilizando las referencias temporales extraídas del FCGf del paciente 1 muestran que únicamente los máximos de S1 y S2 fueron capaces de generar series de tiempo similares (por lo menos a largo plazo) a la señal de referencia por ECG (figuras G.1 (b) y G.1 (e)). A corto plazo, en estas figuras pueden observarse algunas componentes de alta frecuencia que probablemente generarán diferencias en los índices a corto plazo entre estas series de tiempo y la señal de referencia. Por otra parte, los inicios y finales de cada sonido no resultaron tan adecuados para la generación del CTG, esto puede verse en los incisos (a), (c), (d) y (f) de la misma figura; y dada la cantidad de errores de detección, se requeriría demasiado tiempo para corregir las series manualmente por el procedimiento descrito en la sección 4.4. Así, es de esperarse que estas series de tiempo generen diferencias significativas respecto a la señal patrón, sobre todo a corto plazo. Respecto al contenido espectral de estas series de tiempo, la parte superior izquierda de la figura G.2 muestra similitud entre la densidad de potencia espectral (DPE) de la señal de referencia y las DPEs correspondientes a los máximos de S1 y S2 por debajo de 0.2 Hz. Después de esta frecuencia pueden observarse diferencias morfológicas entre las DPE de todas las series por FCGf respecto a la señal de referencia. Esto se aprecia mejor en la parte superior derecha de la misma figura, aquí las funciones de coherencia de maxS1 y maxS2 poseen valores superiores a 0.9 por debajo de 0.2 Hz y descienden rápidamente después de esta frecuencia. Las coherencias de las otras series, como era de suponerse al observar su comportamiento en el dominio del tiempo y sus DPEs, son inferiores a 0.6 y descienden rápidamente después de 0.2 Hz. Estas observaciones hacen suponer que probablemente se encontrarán diferencias significativas (al menos a corto plazo) entre los índices para las series de tiempo por iniS1, finS1, iniS2 y finS2. El análisis visual de la señal de FCGf muestra que ambos sonidos tienen amplitudes similares, hecho que explica la similitud en el desempeño del método al extraer los máximos de cada uno, mientras que la relación señal a

ruido (S/R) menor a 13 dB resulta la principal limitante en la detección de los inicios y finales de los sonidos cardiacos tal y como se había observado en las pruebas preliminares (ver Apéndices C y D).

**ii). Paciente 3.2:** Como se aprecia en la figura G.3, las series de tiempo generadas utilizando las referencias temporales extraídas del FCGf del paciente 2 muestran que sólo maxS2 genera una serie de tiempo equivalente a la señal de referencia, por lo menos a largo plazo. A corto plazo se aprecian componentes de alta frecuencia que probablemente generarán diferencias significativas respecto a la señal de referencia, estas componentes se presentan como oscilaciones rápidas cuya cantidad requeriría demasiado tiempo de corrección manual y no son el resultado de errores de detección, simplemente muestran variaciones de los intervalos medidos por maxS2 respecto a aquellos producidos por onda R. Respecto a las series de tiempo generadas por las otras referencias temporales, los incisos (a), (b), (c), (d) y (f) muestran diferencias considerables entre las series de tiempo por FCGf y ECG fetal, sobre todo a corto plazo y pueden generar diferencias significativas respecto a la señal de referencia. En el dominio de la frecuencia, la parte inferior izquierda de la figura G.2 muestra que la morfología de la DPE de la serie por maxS2 es la única que se aproxima a la DPE por ECG hasta 0.4 Hz. Después de esta frecuencia la similitud morfológica se reduce, y como se aprecia en la parte inferior derecha de la misma figura, la coherencia es superior a 0.5 por debajo de 0.4 Hz y decrece entonces manteniéndose en niveles entre 0.4 y 0.6; no así para las otras series cuyos valores de coherencia decrecen casi hasta cero, incluso aquella producida por maxS1. El análisis visual del FCGf mostró que S2 se registró con mayor amplitud que S1 (mejor S/R), lo cual explica la superioridad del desempeño del método para detectar el maxS2 respecto a maxS1. La detección de los inicios y finales, al igual que en el paciente anterior fue afectada por la S/R del registro.

**iii). Paciente 3.3:** La figura G.4 muestra las series de tiempo generadas utilizando el FCGf del paciente 3, en ella puede verse que la serie de tiempo utilizando maxS2 (e) es la única que se asemeja a la señal patrón salvo algunas variaciones en componentes de alta frecuencia que tal vez generen diferencias en los índices a corto plazo, pero a largo plazo puede apreciarse que la serie por maxS2 sigue sin problema a la de la señal de referencia. Respecto al resto de las series de tiempo, al igual que en el paciente anterior se aprecia que ninguna de las otras referencias fue capaz de generar una serie equiparable a la de la señal de referencia, ni siquiera maxS1, ya que la presencia de una cantidad importante de componentes de alta frecuencia seguramente generará diferencias significativas entre los índices a corto plazo. A largo plazo parece que todas las series siguen a la señal de referencia, pero habrá que esperar al análisis cuantitativo para corroborar o descartar tales apreciaciones. Respecto al comportamiento en el dominio de la frecuencia, la parte superior izquierda de la figura G.5 muestra que únicamente la DPE de la serie por maxS2 tiene una morfología similar a la de la señal de referencia (tal y como se esperaba por su comportamiento en el dominio del tiempo), comportamiento corroborado por la función de coherencia mostrada en la parte superior derecha de la misma figura. Dicha función de coherencia muestra valores superiores de 0.5 para maxS2 hasta 0.5 Hz y oscilaciones alrededor de 0.2 y 0.4 después de esa frecuencia. El análisis visual del FCGf de este paciente mostró que únicamente S2 se adquirió con suficiente amplitud, lo cual explica el adecuado desempeño del método. Respecto a S1, pudo observarse que quedó inmerso en el ruido de fondo del registro salvo algunas excepciones que se reflejaron claramente en la serie de tiempo generada, esto puede verse en la figura G.4 (b) entre las muestras 75 a 100 y 270 a 300. Esta observación

*Apéndice G: Resultados completos de aplicar el método propuesto en FCGs fetales*

Paciente 3.1

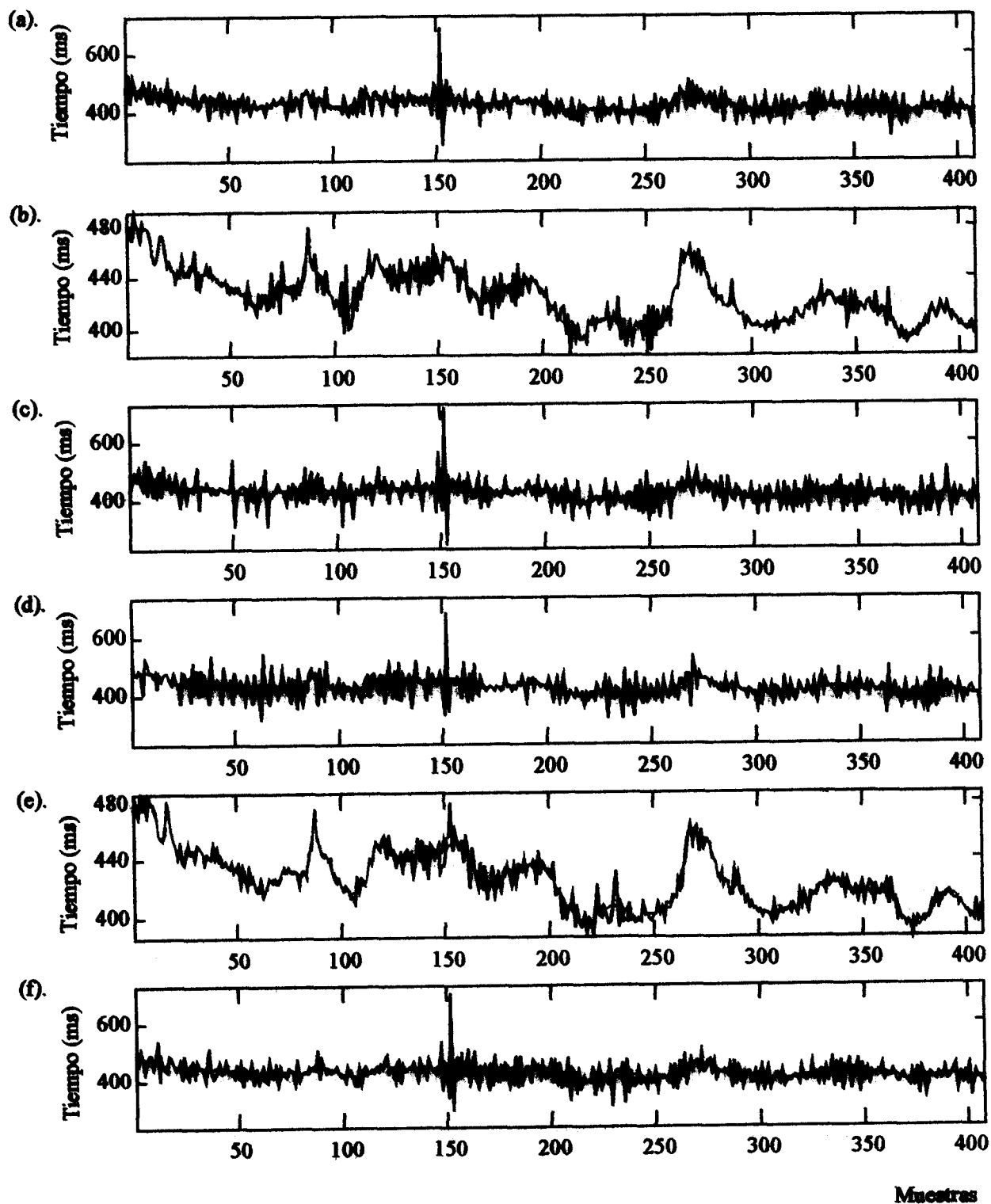
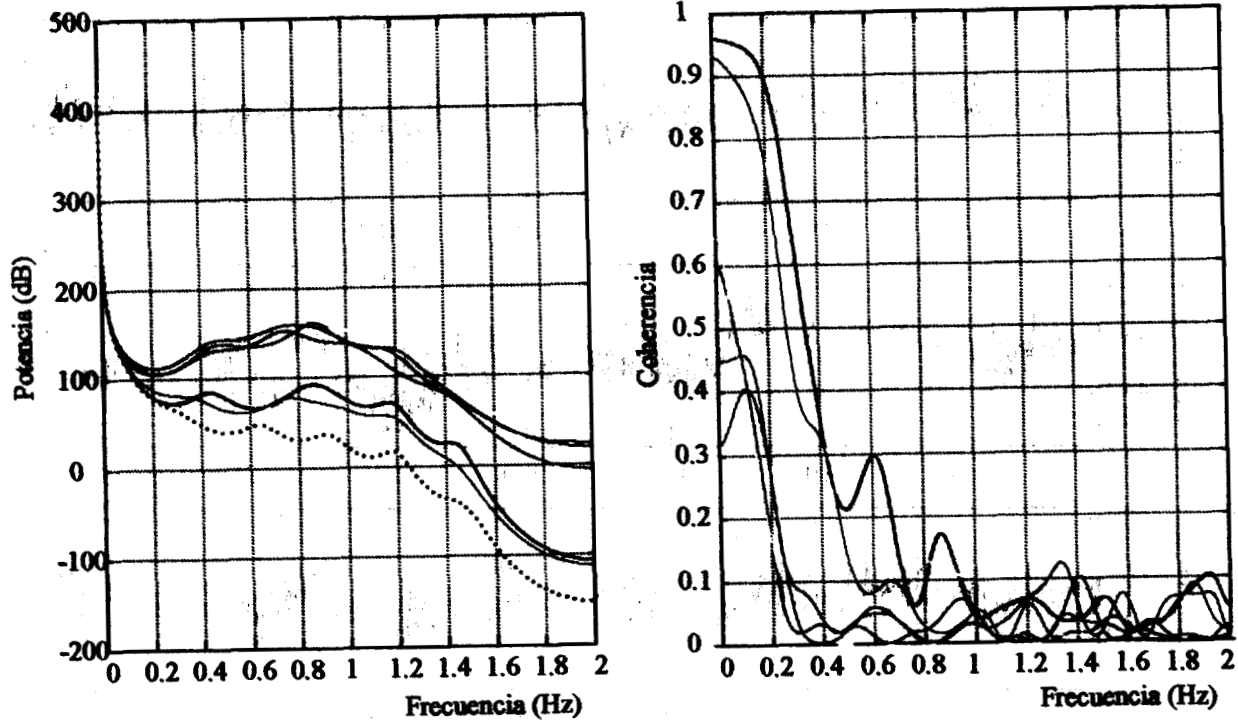


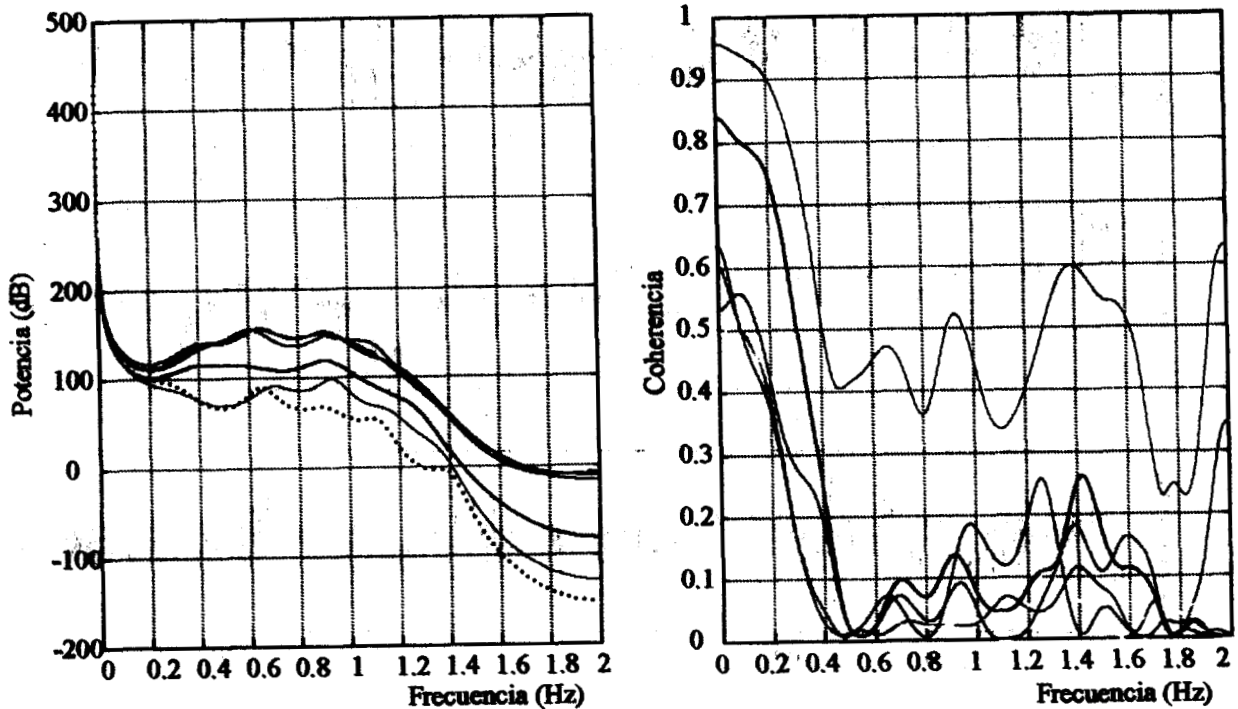
Figura G.1. Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCGf para el paciente 3.1. (a). Intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos finS1-finS1, (d). Intervalos iniS2-iniS2, (e). Intervalos maxS2-maxS2, (f). Intervalos finS2-finS2. La línea negra representa los intervalos por FCGf, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.

**Apéndice G: Resultados completos de aplicar el método propuesto en FCGs fetales**

**Paciente 3.1**

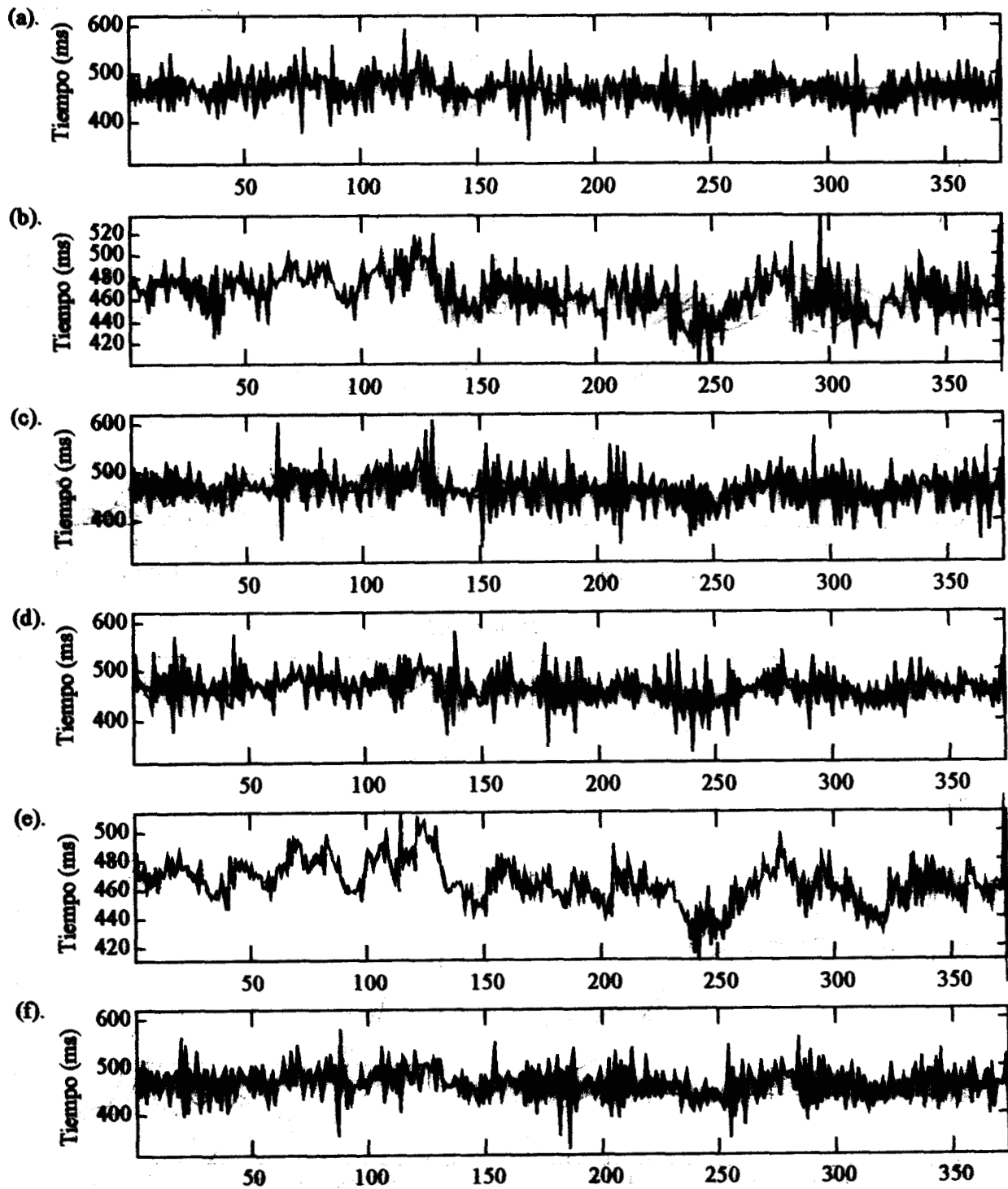


**Paciente 3.2**



**Figura G.2. IZQUIERDA:** Densidades de potencia espectral de los CTGs obtenidos a partir de 6 referencias temporales del FCGf y del CTG patrón (línea gris punteada) obtenido utilizando la onda R del ECGf. **DERECHA:** Coherencia entre los CTGs de cada referencia temporal del FCGf y el CTG patrón. Negro: máximo de S1, Verde: máximo de S2, Rojo: inicio de S1, Magenta: inicio de S2, Amarillo: fin de S1, Azul: fin de S2. El eje vertical de los espectros utiliza escala logarítmica.

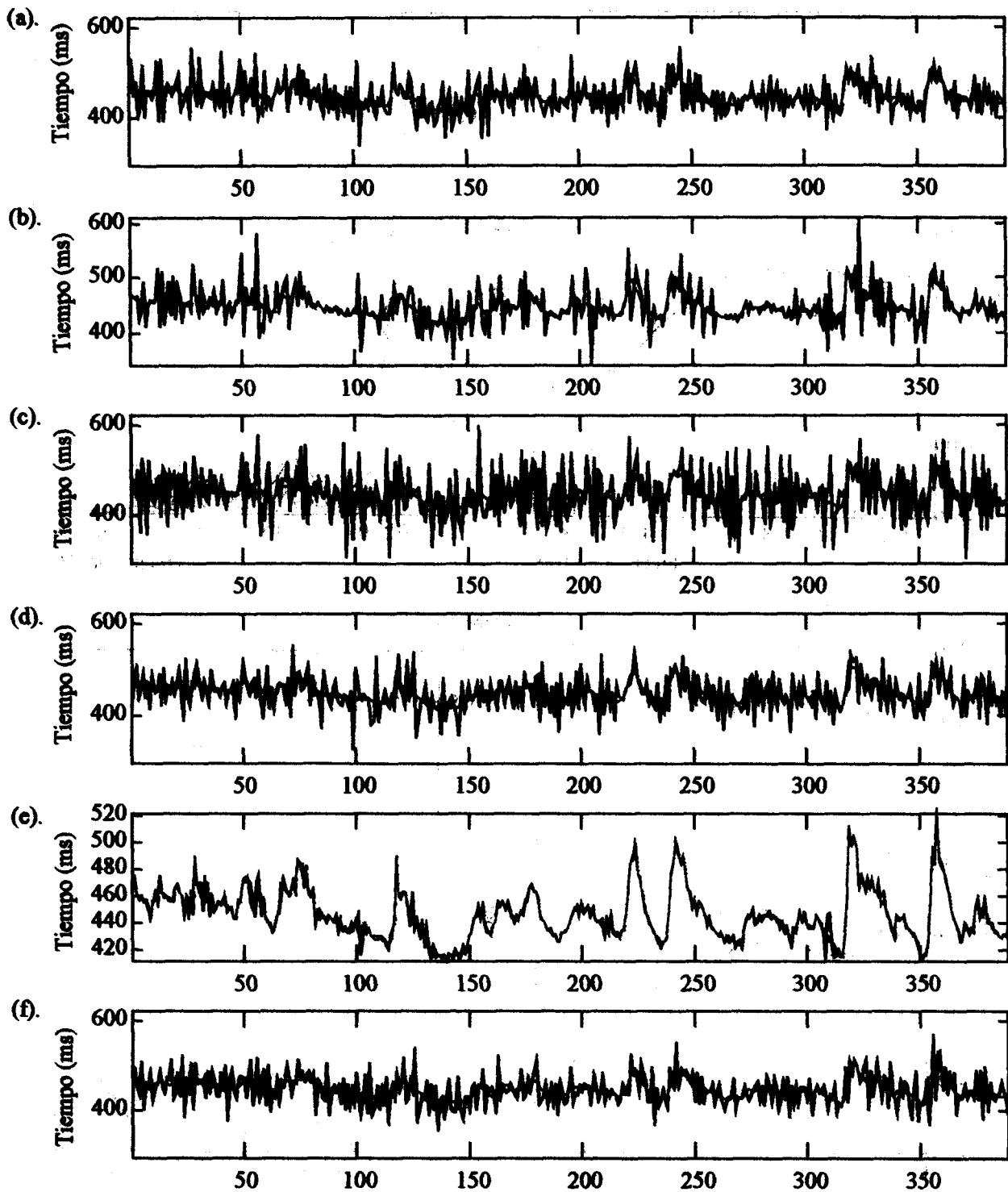
**Paciente 3.2**



Muestras

**Figura G.3.** Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCGf para el paciente 3.2. (a). Intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos finS1-finS1, (d). Intervalos iniS2-iniS2, (e). Intervalos maxS2-maxS2, (f). Intervalos finS2-finS2. La línea negra representa los intervalos por FCGf, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.

Paciente 3.3

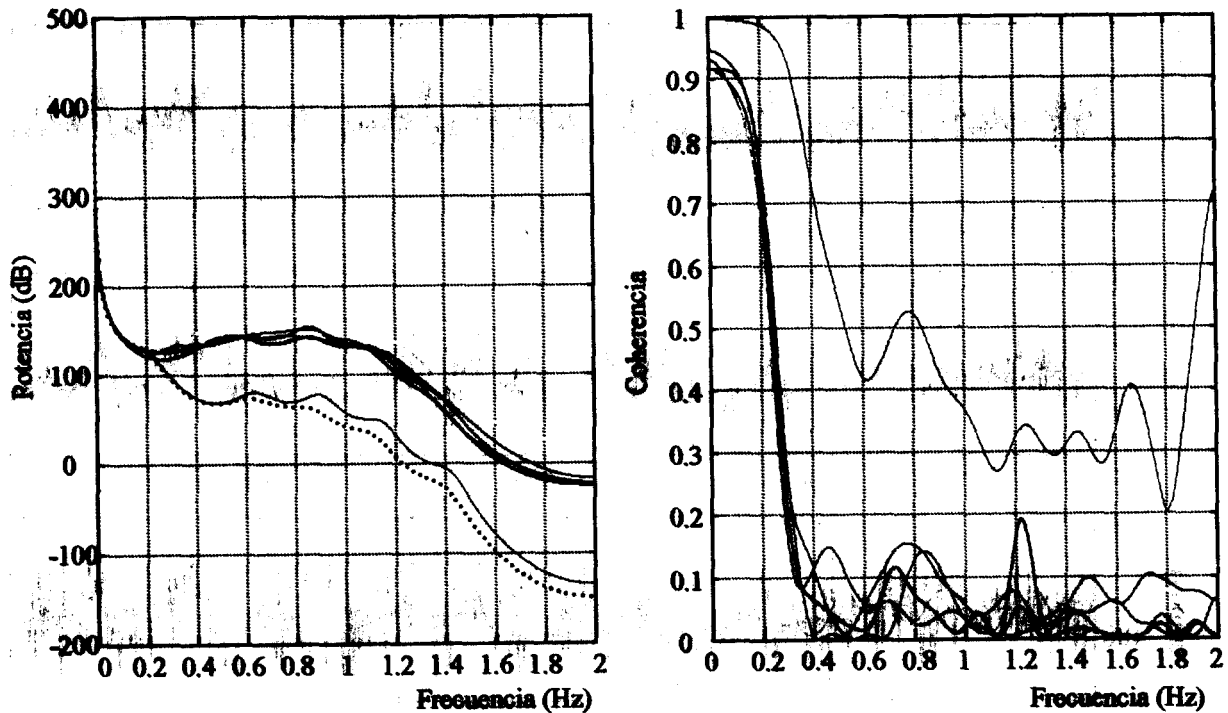


Muestras

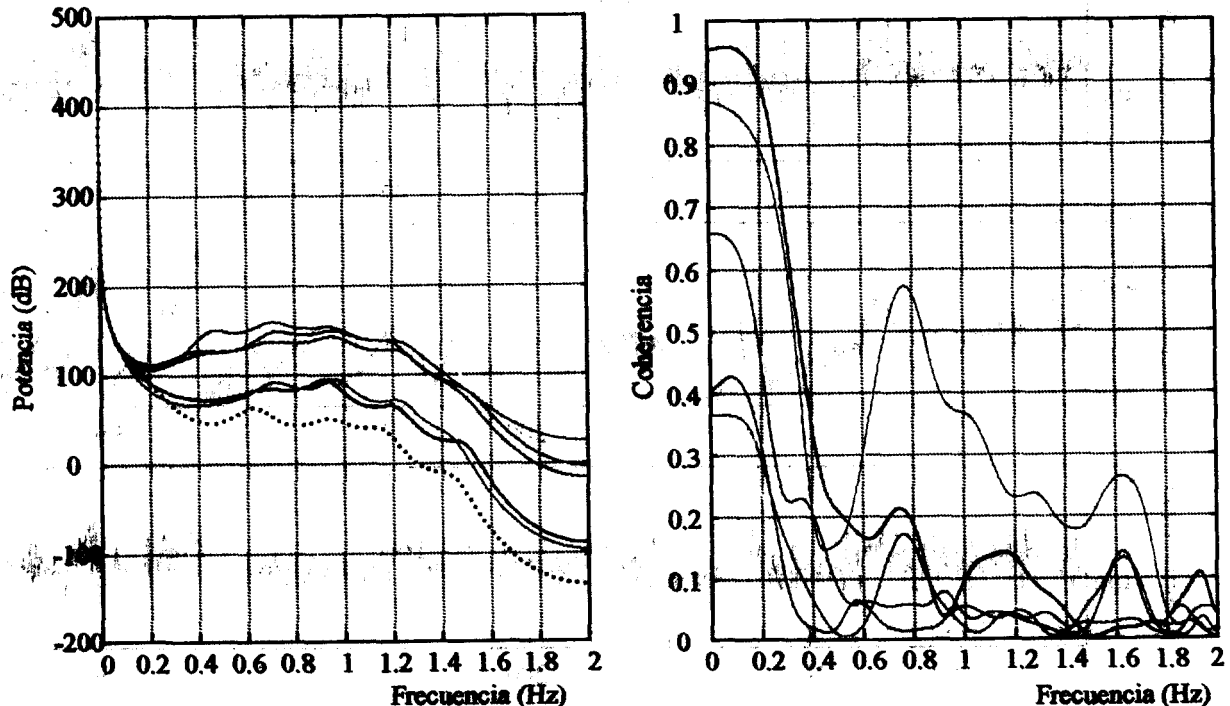
Figura G.4. Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCGf para el paciente 3.3. (a). Intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos finS1-finS1, (d). Intervalos iniS2-iniS2, (e). Intervalos maxS2-maxS2, (f). Intervalos finS2-finS2. La línea negra representa los intervalos por FCGf, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.

**Apéndice G: Resultados completos de aplicar el método propuesto en FCGs fetales**

**Paciente 3.3**



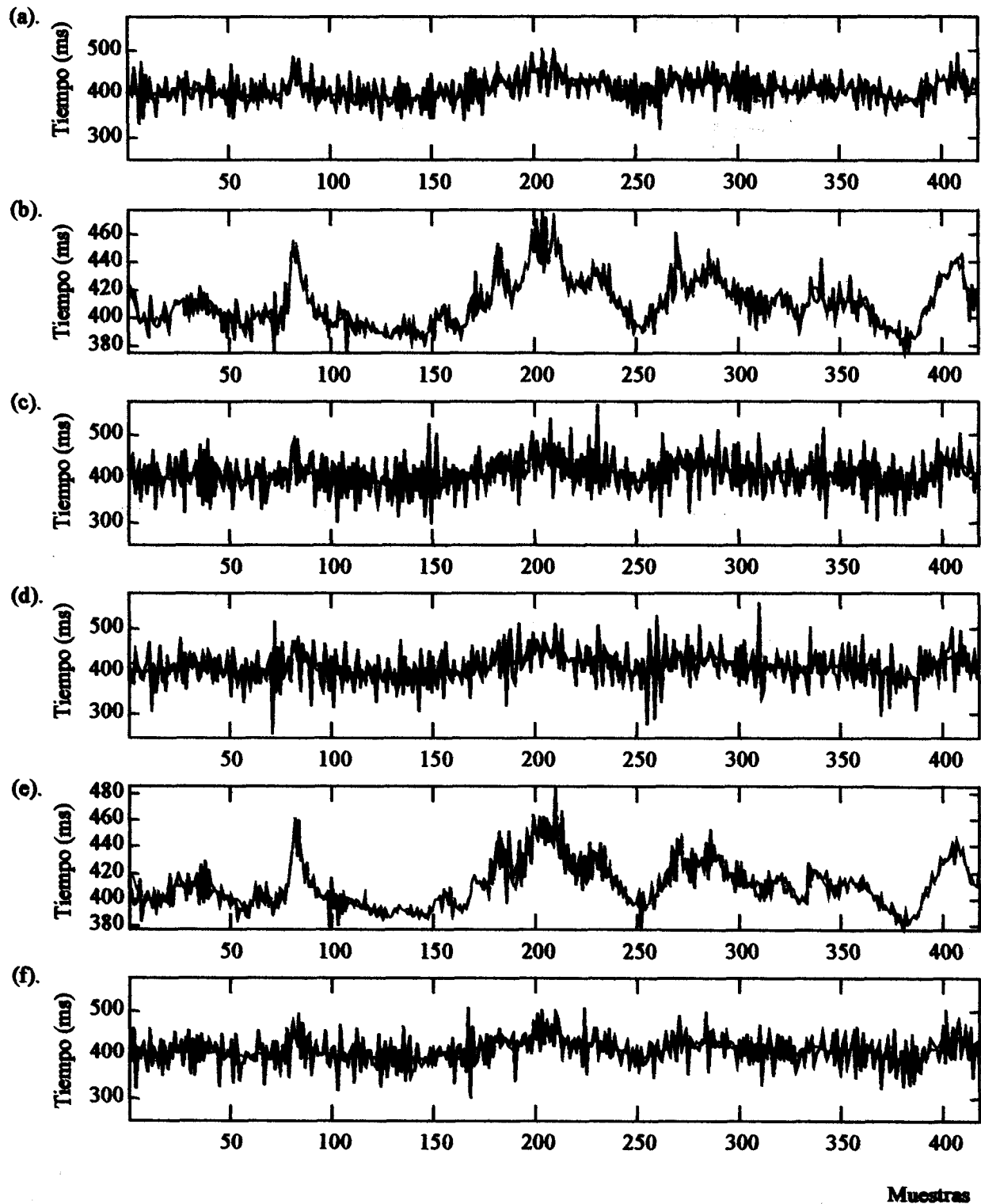
**Paciente 3.4**



**Figura G.5. IZQUIERDA:** Densidades de potencia espectral de los CTGs obtenidos a partir de 6 referencias temporales del FCGf y del CTG patrón (línea gris punteada) obtenido utilizando la onda R del ECGf. **DERECHA:** Coherencia entre los CTGs de cada referencia temporal del FCGf y el CTG patrón. Negro: máximo de S1. Verde: máximo de S2. Rojo: inicio de S1. Magenta: inicio de S2. Amarillo: fin de S1. Azul: fin de S2. El eje vertical de los espectros utiliza escala logarítmica.

*Apéndice G: Resultados completos de aplicar el método propuesto en FCGs fetales*

Paciente 3.4



**Figura G.6.** Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCGf para el paciente 3.4. (a). Intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos finS1-finS1, (d). Intervalos iniS2-iniS2, (e). Intervalos maxS2-maxS2, (f). Intervalos finS2-finS2. La línea negra representa los intervalos por FCGf, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.

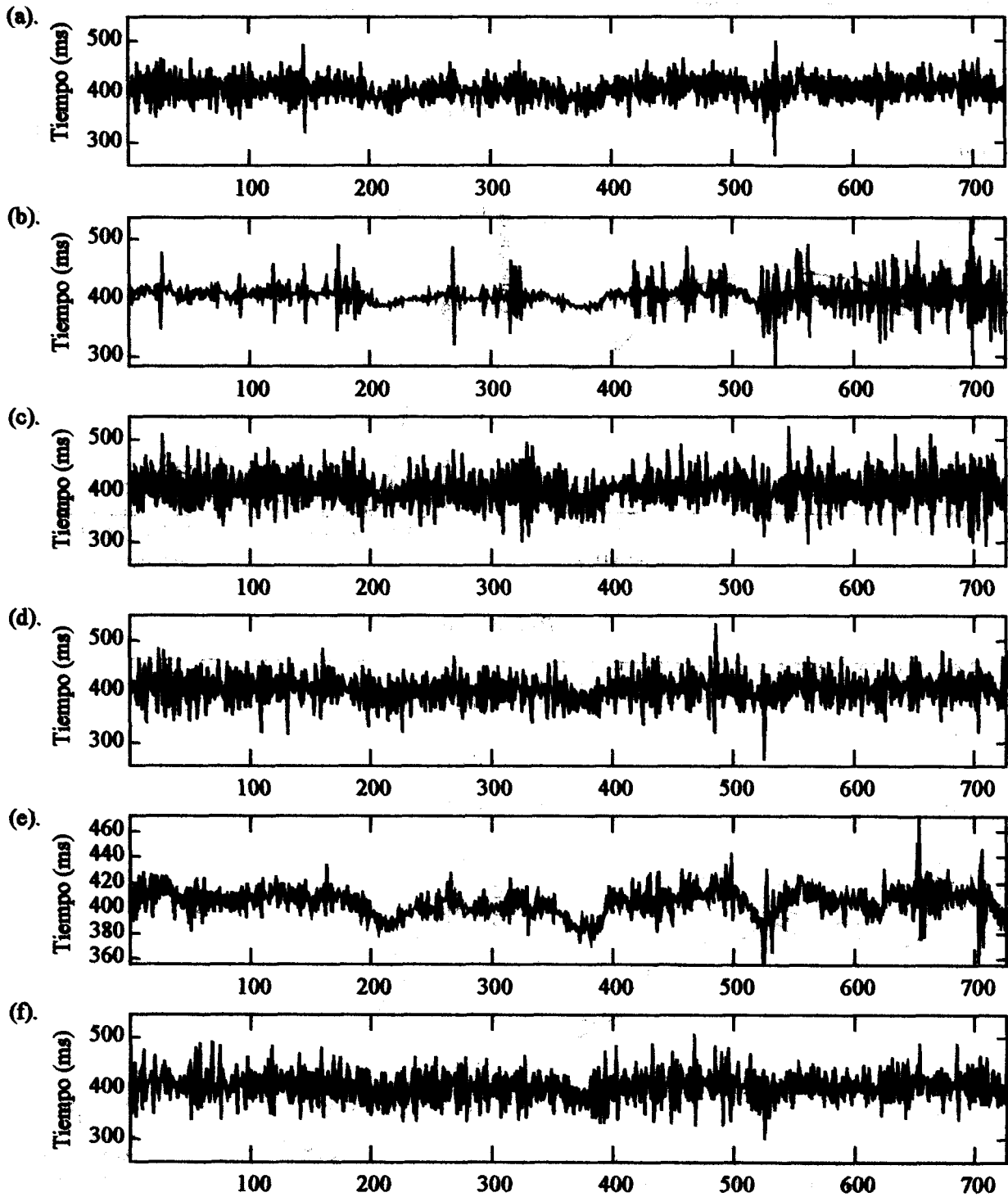


demuestra la importancia de asegurar el registro adecuado de al menos de uno de los sonidos cardiacos para una aplicación como la que se persigue en este trabajo.

iv). **Paciente 3.4:** La figura G.6 muestra las series de tiempo generadas utilizando las referencias temporales extraídas del FCGf del paciente 4. En ella puede observarse que ninguna de las referencias fue capaz de generar una serie de tiempo parecida a la señal de referencia, aunque si se compara el nivel de ruido (componentes de alta frecuencia) entre las series de tiempo se podrá ver que aquellas generadas por maxS1 y maxS2 tienen una menor cantidad de oscilaciones de alta frecuencia. Así, es probable que en este caso todas las series generen diferencias significativas en los índices a corto plazo respecto a la señal de referencia, no así a largo plazo ya que todas siguen a la serie de tiempo de la señal de referencia. Este comportamiento puede apreciarse mejor en el dominio de la frecuencia, la parte inferior izquierda de la figura G.5 muestra que las DPEs de las series por maxS1 y maxS2 son las más parecidas a la DPE de la señal de referencia, sobre todo en las frecuencias inferiores a 0.3 Hz. Para ver mejor este comportamiento puede ser de ayuda la función de coherencia representada en la parte inferior derecha de la figura G.5, aquí puede verse que sólo maxS1 y maxS2 tienen valores de coherencia superiores a 0.5 por debajo de 0.3 Hz, mientras que en frecuencias superiores la coherencia de maxS1 decrece hasta cero mientras que la coherencia de maxS2 sufre algunas oscilaciones. El resto de las series muestra valores bajos de coherencia para toda la banda de interés. El análisis visual del FCGf de este paciente permitió distinguir S1 y S2 en el registro, sin embargo ambos sonidos superaban ligeramente al ruido de fondo y en ocasiones la amplitud de ambos cambiaba, aumentando o disminuyendo, de ahí el comportamiento "oscilatorio" de las series de tiempo, donde a veces se comporta mejor la serie por S1 que por S2 y viceversa. Complementando el comentario final del paciente anterior, la observación del comportamiento de las series de tiempo de este paciente muestra que la detección de más de una referencia temporal puede ser de gran ayuda al procesar el FCGf, ya que ante la existencia de alteraciones en la S/R del registro, puede darse el caso de que una referencia se pierda mientras que otra mejora.

v). **Paciente 3.5:** La figura G.7 muestra las series de tiempo generadas utilizando las referencias temporales extraídas del FCGf del paciente 5. Como en el caso del paciente anterior, ninguna de dichas referencias fue detectada con la precisión necesaria, aunque los máximos de S1 y S2 se comportan mejor, sobre todo el máximo de S1 que en ciertos intervalos sigue sin problema a la señal de referencia, sobre todo en los primeros 400 puntos de la señal. Estos resultados probablemente generen diferencias significativas en los índices a corto plazo de las series por FCGf y ECG, aunque a largo plazo parece que no habrá problemas. Al observar el comportamiento en el dominio de la frecuencia, la parte superior izquierda de la figura G.8 muestra que ninguna de las DPEs de las series de este paciente se asemejan a la señal de referencias, esto se aprecia en la parte superior derecha de la misma figura, donde las funciones de coherencia son inferiores a 0.5 Hz y descienden rápidamente hasta cero mostrando que el método de extracción no fue capaz de contender con las características de este registro. El análisis visual de este registro mostró la existencia de oscilaciones de baja frecuencia que pueden haber alterado el funcionamiento del método en dos etapas: en la selección del patrón para la selección del mejor árbol de descomposición y el filtrado de la señal al complicar la selección del sonido candidato, y en el proceso del umbral iterativo en la detección de las referencias temporales. Esto como consecuencia del constante movimiento de la línea de base producido por las componentes de baja frecuencia mencionadas.

Paciente 3.5

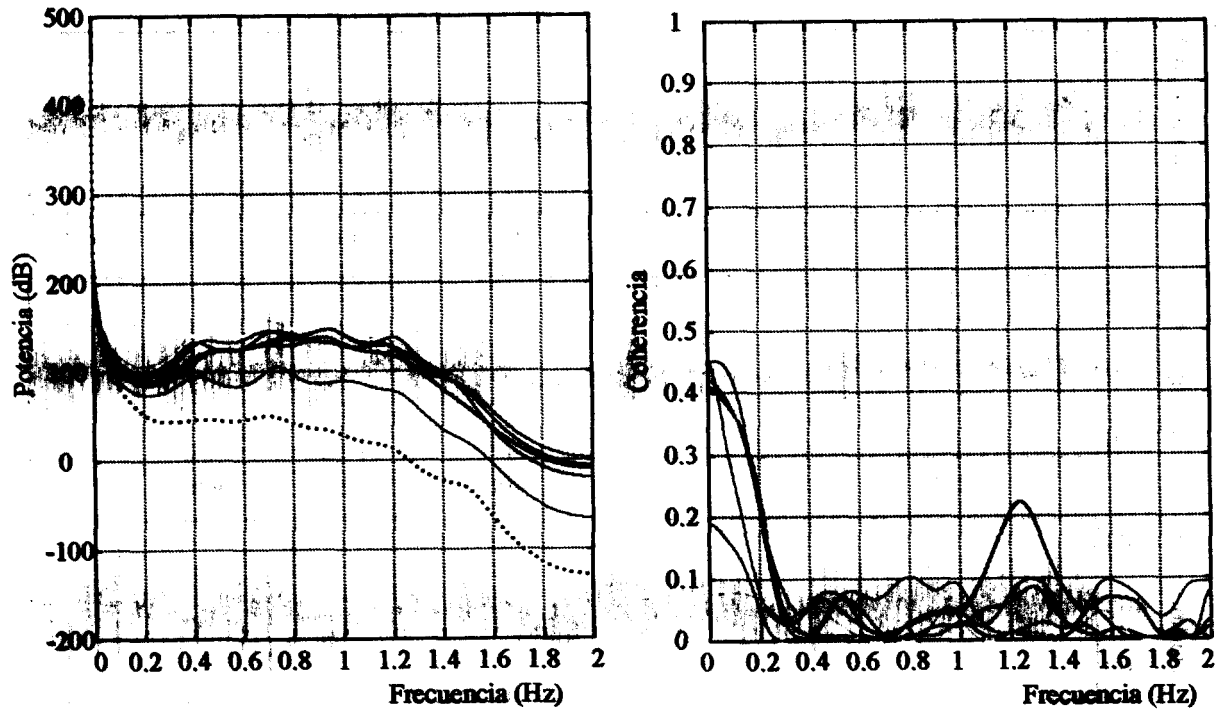


Muestras

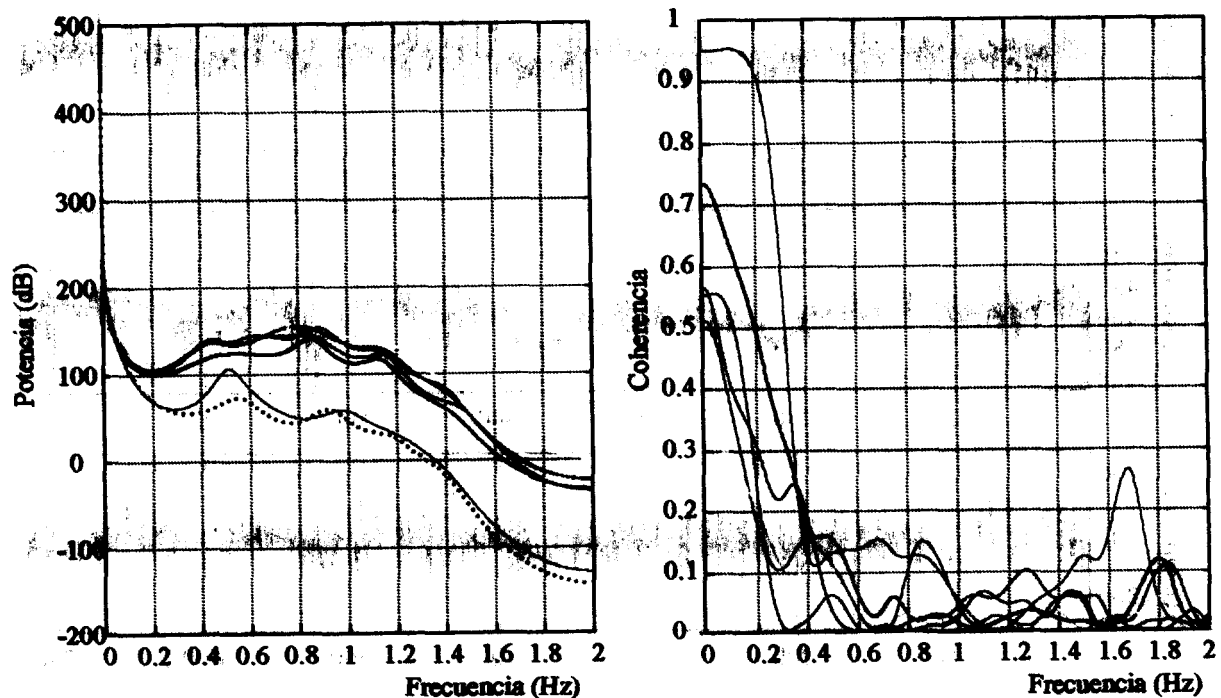
Figura G.7. Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCGf para el paciente 3.5. (a). Intervalos  $iniS1-iniS1$ , (b). Intervalos  $maxS1-maxS1$ , (c). Intervalos  $finS1-finS1$ , (d). Intervalos  $iniS2-iniS2$ , (e). Intervalos  $maxS2-maxS2$ , (f). Intervalos  $finS2-finS2$ . La línea negra representa los intervalos por FCGf, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.

**Apéndice G: Resultados completos de aplicar el método propuesto a FCGs fetales**

**Paciente 3.5**



**Paciente 3.6**



**Figura G.8. IZQUIERDA:** Densidades de potencia espectral de los CTGs obtenidos a partir de 6 referencias temporales del FCGf y del CTG patrón (línea gris punteada) obtenido utilizando la onda R del ECGf. **DERECHA:** Coherencia entre los CTGs de cada referencia temporal del FCGf y el CTG patrón. Negro: máximo de S1, Verde: máximo de S2, Rojo: inicio de S1, Magenta: inicio de S2, Amarillo: fin de S1, Azul: fin de S2. El eje vertical de los espectros utiliza escala logarítmica.

Paciente 3.6

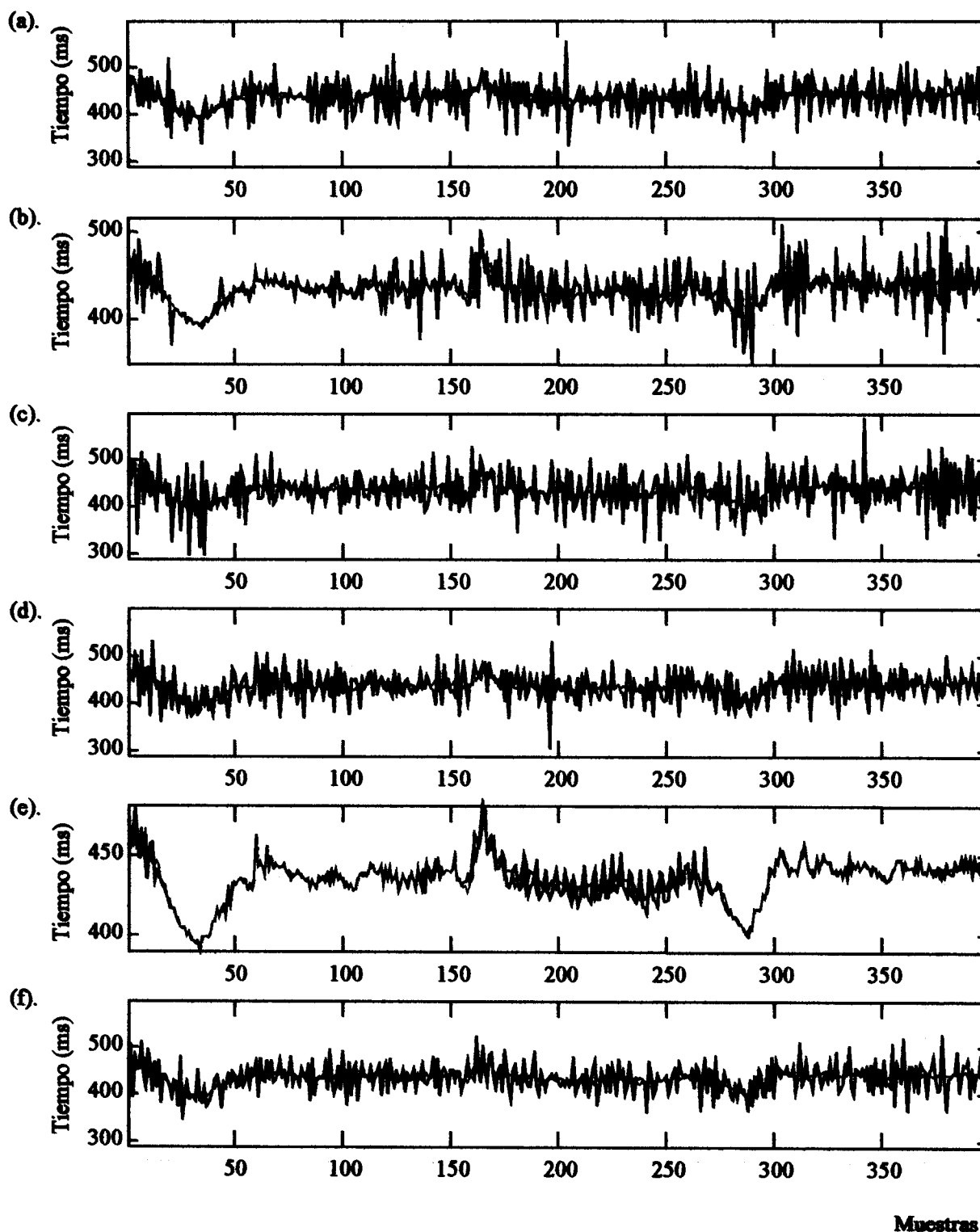


Figura G.9. Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCGf para el paciente 3.6. (a). Intervalos  $iniS1-iniS1$ , (b). Intervalos  $maxS1-maxS1$ , (c). Intervalos  $finS1-finS1$ , (d). Intervalos  $iniS2-iniS2$ , (e). Intervalos  $maxS2-maxS2$ , (f). Intervalos  $finS2-finS2$ . La línea negra representa los intervalos por FCGf, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.

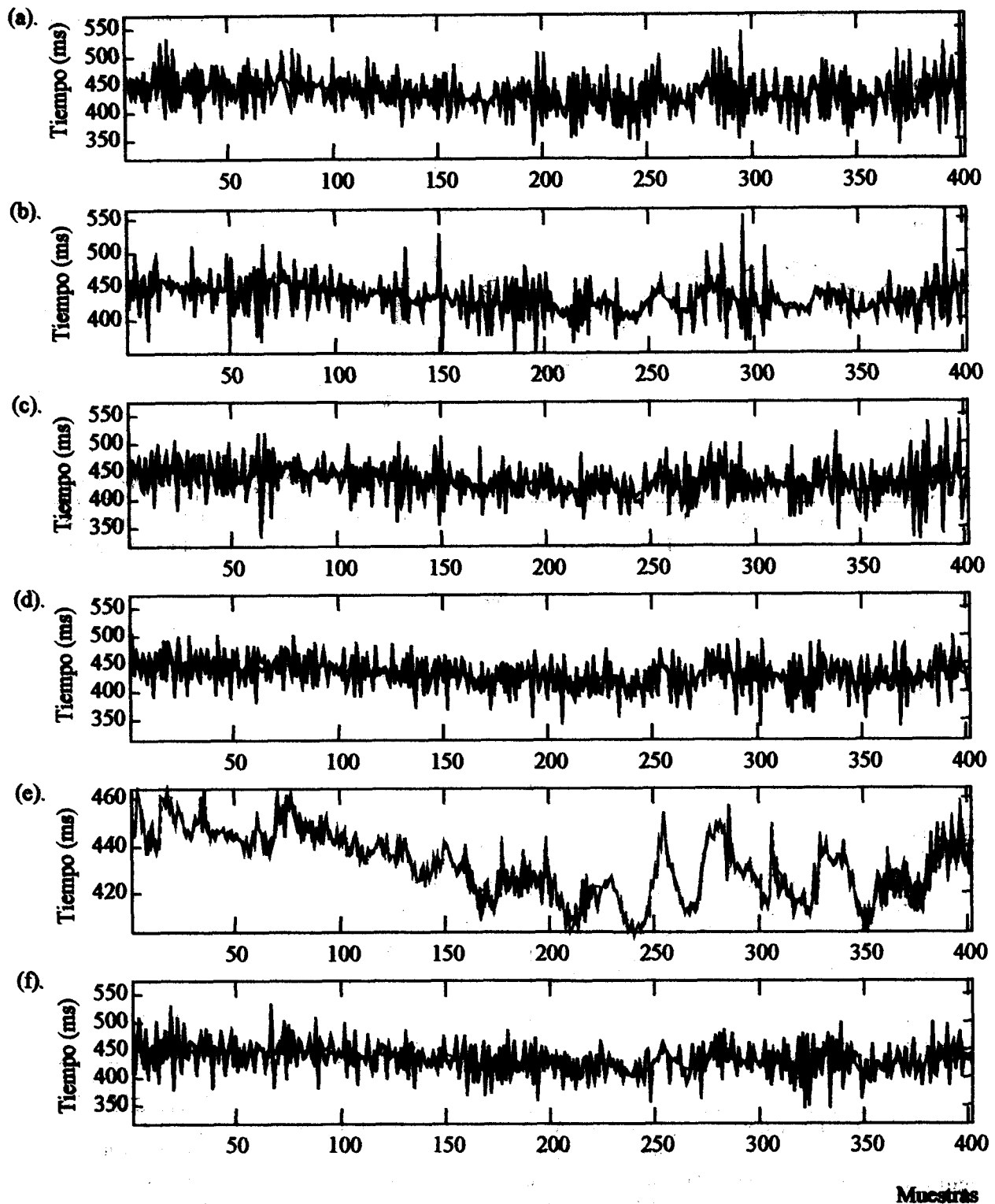
vi). **Paciente 3.6:** La figura G.9 muestra las series de tiempo generadas utilizando las referencias temporales extraídas del FCGf del paciente 6. En general puede observarse que los inicios y finales de S1 y S2 no fueron extraídos con la precisión necesaria para generar una serie de tiempo confiable, al menos a corto plazo. En particular es importante poner atención a las series de tiempo generadas por maxS1 y maxS2 (incisos b y e), en ellas puede observarse que la serie de maxS1 sigue sin problema a la señal de referencia hasta la muestra 100 y después se deteriora gravemente. Por su parte, la serie por maxS2 sigue sin problema a la señal de referencia salvo el intervalo limitado por las muestras 175 y 275, casi un minuto de registro donde la serie de tiempo muestra variaciones de alta frecuencia para después volver a su estado normal y seguir sin problema a la señal de referencia otra vez. En el dominio de la frecuencia mostrado en la parte inferior izquierda de la figura G.8 puede verse que efectivamente la DPE de maxS2 es la única que se asemeja a la señal de referencia, por lo menos hasta 0.3 Hz donde su coherencia desciende bruscamente hasta cero como se aprecia en la parte inferior derecha de la misma figura. El resto de las referencias muestra valores bajos (inferiores 0.5) a lo largo de toda la banda de interés, salvo maxS1 hasta 0.2 Hz. Pero volviendo al comportamiento en el dominio del tiempo, el análisis visual del FCGf de este paciente mostró dos aspectos interesantes:

- La amplitud de S1 durante el primer minuto de registro lo hacía sobresalir sobre el ruido de fondo, después se deterioró hasta ser poco perceptible dentro del FCGf, de ahí que la serie de tiempo sea adecuada durante la primera parte y se deteriore tanto después.
- La amplitud de S2 durante todo el registro fue mayor a la de S1, lo que se refleja en la serie de tiempo generada, pero durante del segundo minuto de registro mostró un cambio importante en su morfología y comenzó a presentar un fenómeno similar al de desdoblamiento valvular observado en los registros en adultos durante casi un minuto. Esto provocó que la envolvente generada presentara dos picos en lugar de uno (vea las figuras 4.12 y 4.13 para mayor claridad), además de que el pico de mayor amplitud fuera en ocasiones el primero y en ocasiones el segundo, esto por supuesto provocó que el detector de picos seleccionara uno u otro, y al ser ambos parte del sonido cardíaco no se consideró pertinente realizar la corrección manual, de ahí el comportamiento de la serie de tiempo que de ninguna manera refleja un error de método sino la sensibilidad del mismo ante cambios en el comportamiento fisiológico del fenómeno bajo estudio, hecho que se buscó al plantear la propuesta, que el método provocara la mínima distorsión en el fenómeno a estudiar para garantizar así que los resultados fueran muestra del evento fisiológico y no de error metodológico. Este hecho confirma una de las hipótesis planteadas por Ortiz [Ortiz, 1997], las diferencias que se pueden llegar a encontrar entre las series por FCGf y ECG pueden ser reflejo de información fisiológica extra en el evento mecánico registrado por el FCGf, en este caso el “desdoblamiento” en un sonido cardíaco.

vii). **Paciente 3.7:** La figura G.10 muestra las series de tiempo generadas utilizando las referencias temporales extraídas del FCGf del paciente 7. Como puede observarse, sólo la serie por maxS2 es similar a la señal de referencia, las otras presentan demasiados componentes de alta frecuencia como para considerarlas adecuadas y seguramente generarán diferencias significativas en los índices a corto plazo respecto a la señal de referencia mientras que a largo plazo será necesario esperar los resultados cuantitativos. Como era de esperarse, en el dominio de la frecuencia sólo la DPE de la serie por maxS2 sigue a la señal de referencia, esto puede verse claramente en la parte superior izquierda de la figura G.11. Respecto a la función de coherencia, la parte superior derecha de la misma figura muestra que la serie de maxS2 se mantiene arriba de

*Apéndice G: Resultados completos de aplicar el método propuesto en FCGs fetales*

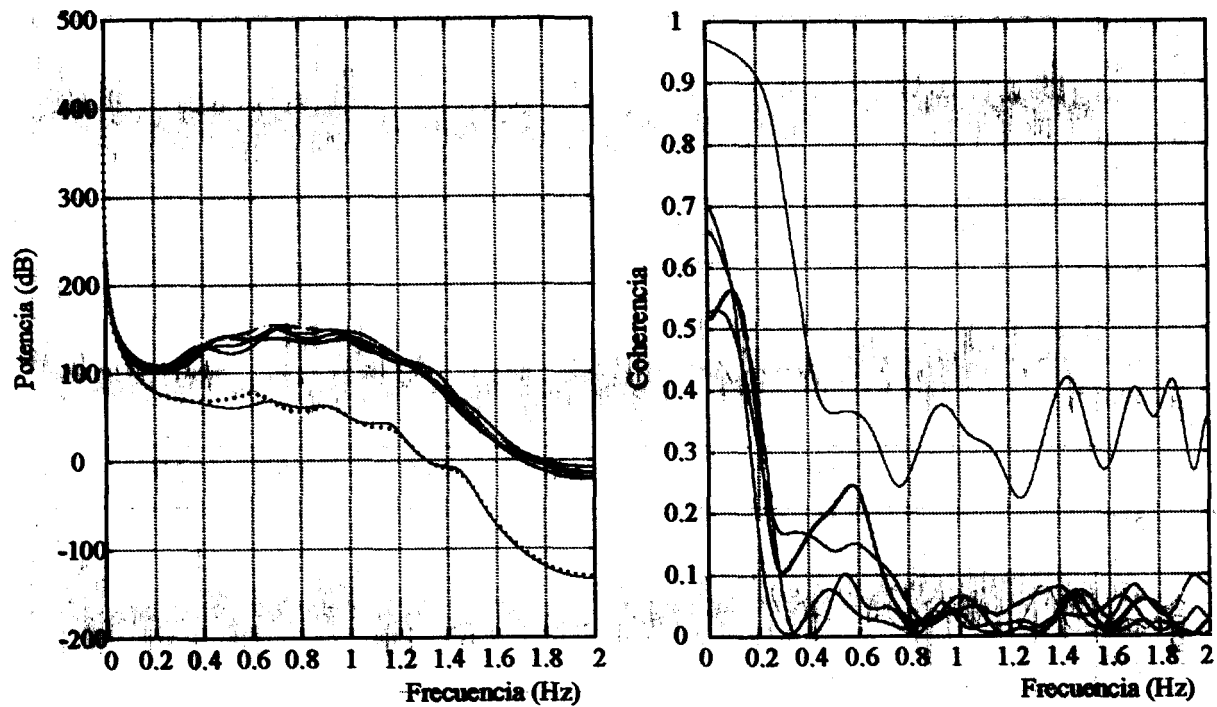
Paciente 3.7



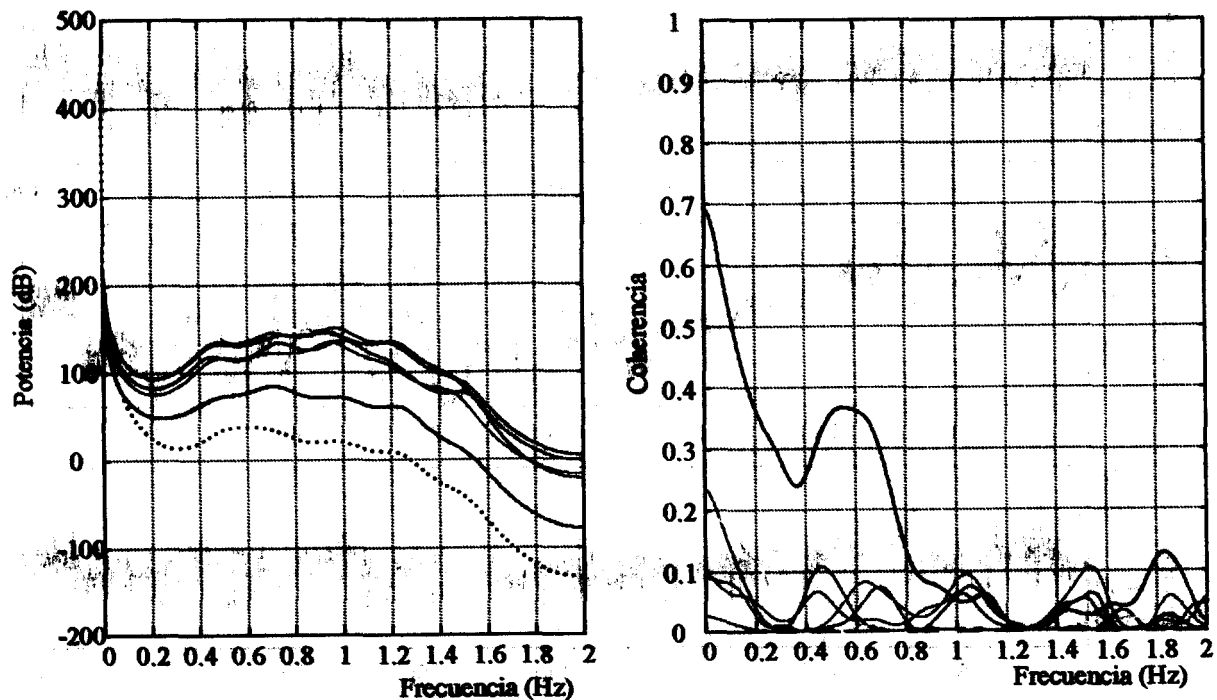
**Figura G.10.** Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCGf para el paciente 3.7. (a). Intervalos  $iniS1-iniS1$ , (b). Intervalos  $maxS1-maxS1$ , (c). Intervalos  $finS1-finS1$ , (d). Intervalos  $iniS2-iniS2$ , (e). Intervalos  $maxS2-maxS2$ , (f). Intervalos  $finS2-finS2$ . La línea negra representa los intervalos por FCGf, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.

**Apéndice G: Resultados completos de aplicar el método propuesto en FCGs fetales**

**Paciente 3.7**



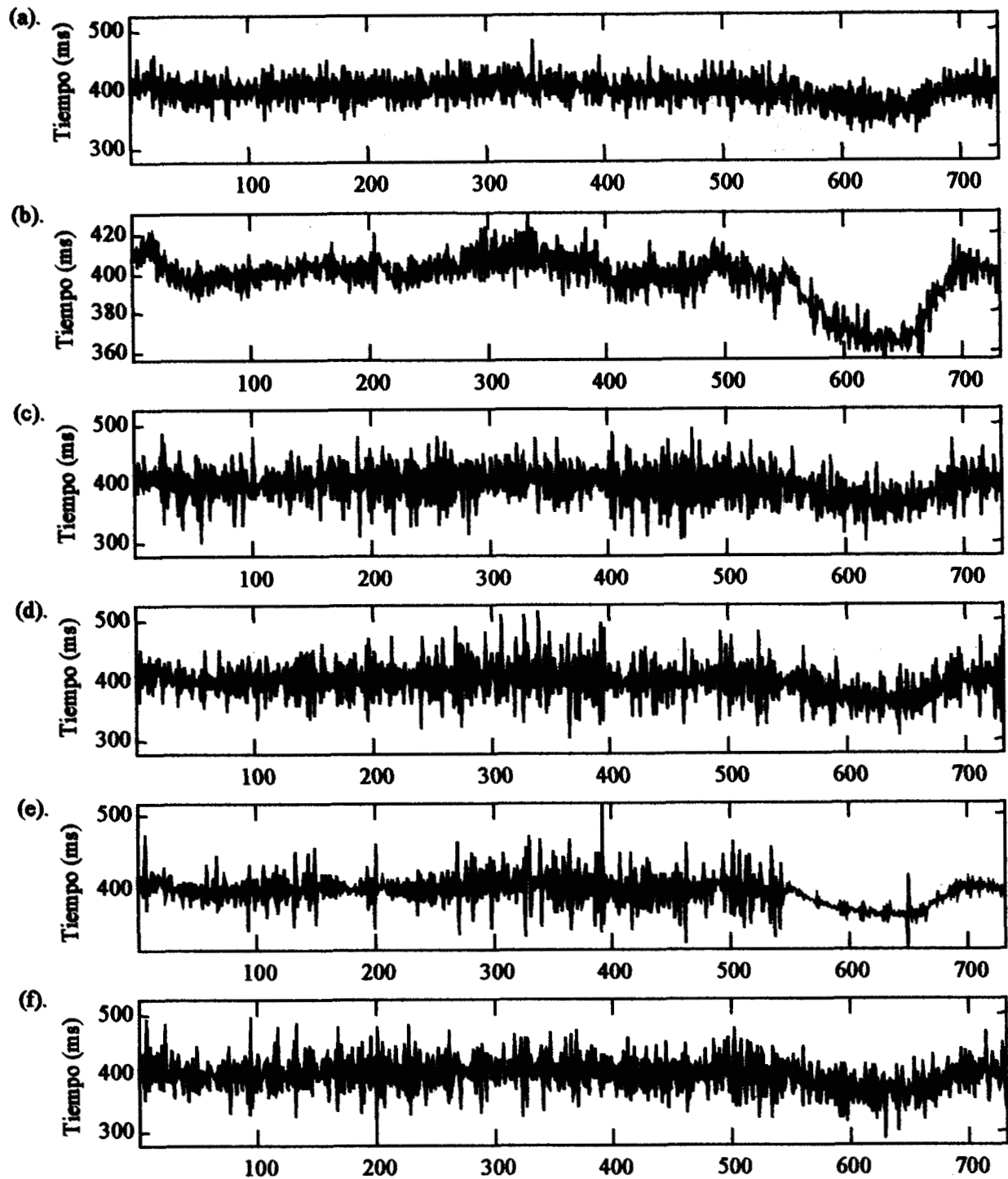
**Paciente 3.8**



**Figura G.11. IZQUIERDA:** Densidades de potencia espectral de los CTGs obtenidos a partir de 6 referencias temporales del FCGf y del CTG patrón (línea gris punteada) obtenido utilizando la onda R del ECGf. **DERECHA:** Coherencia entre los CTGs de esta referencia temporal del FCGf y el CTG patrón. Negro: máximo de S1, Verde: máximo de S2, Rojo: inicio de S1, Magenta: inicio de S2, Amarillo: fin de S1, Azul: fin de S2. El eje vertical de los espectros utiliza escala logarítmica.

*Apéndice G: Resultados completos de aplicar el método propuesto en FCGs fetales*

Paciente 3.8



Muestras

**Figura G.12.** Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCGf para el paciente 3.8. (a). Intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos finS1-finS1, (d). Intervalos iniS2-iniS2, (e). Intervalos maxS2-maxS2, (f). Intervalos finS2-finS2. La línea negra representa los intervalos por FCGf, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.



### *Apéndice G: Resultados completos de aplicar el método propuesto en FCGs fetales*

0.5 hasta 0.4 Hz para entonces oscilar entre 0.2 y 0.4 en el resto de la banda de interés. Las otras series de tiempo se mantiene por arriba de 0.5 hasta 0.1 Hz y descienden bruscamente hasta 0 como se esperaba por las observaciones en el dominio del tiempo. El análisis visual del FCGf de este paciente mostró que únicamente S2 fue registrada con amplitud adecuada ya que superaba claramente al ruido de fondo mientras que S1 era ligeramente distinguible, de ahí la diferencia en el desempeño del método respecto a S1 y S2.

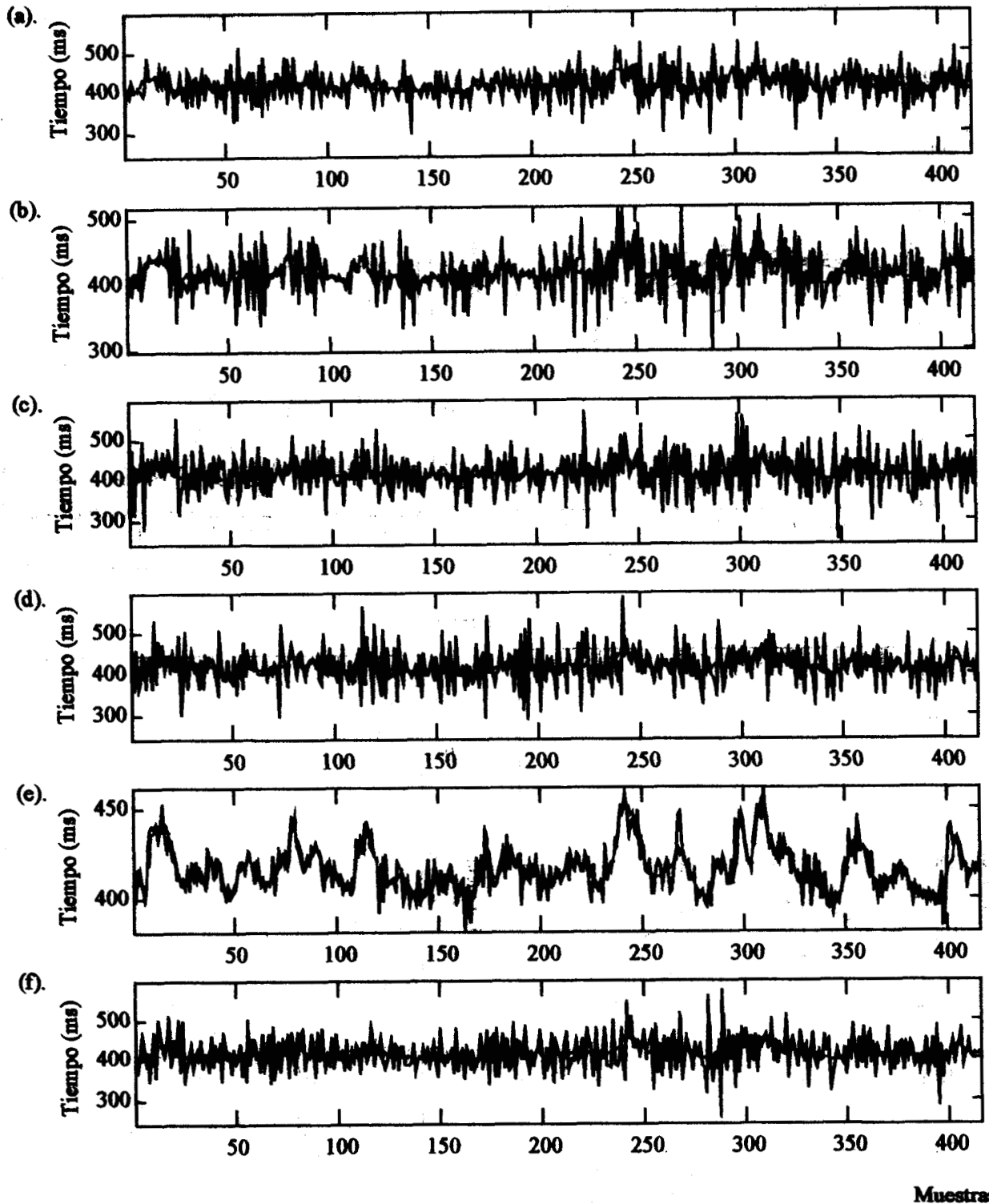
viii). *Paciente 3.8:* La figura G.12 muestra las series de tiempo generadas utilizando las referencias temporales extraídas del FCGf del paciente 8. En ella puede observarse que al menos hasta la muestra 550, ninguna de las series de tiempo se asemeja a la señal de referencia. Sin embargo, después de la muestra 550 se observa un cambio drástico en la serie de tiempo por maxS2 indicando que la precisión en la detección de este punto se incrementó considerablemente. El análisis visual del FCGf de este paciente mostró que durante los primeros minutos de registro la amplitud de S1 y S2 apenas superaba al ruido de fondo, de ahí el bajo desempeño del método para ambos sonidos; pero, durante el último minuto de registro aparentemente el feto cambió de posición y su corazón se acercó al micrófono incrementando considerablemente la amplitud de S2 y la precisión en la detección de maxS2, de ahí la mejora en la serie de tiempo. Respecto al comportamiento de las series de tiempo en el dominio de la frecuencia, la parte inferior izquierda de la figura G.11 ninguna de las DPEs se parece lo suficiente a la DPE de la señal de referencia, lo que se refleja en las funciones de coherencia de la parte inferior derecha de la misma figura.

ix). *Paciente 3.9:* La figura G.13 muestra las series de tiempo generadas utilizando las referencias temporales extraídas del FCGf del paciente 9. En ella puede observarse que la única serie que se aproxima a la señal de referencia es la de maxS2, aunque es probable que las componentes de alta frecuencia que poseen generen diferencias significativas en los índices a corto plazo, pero habrá que esperar a los resultados cuantitativos. El resto de las series de tiempo muestra que las referencias temporales no fueron extraídas con la precisión necesaria, así que es de esperarse que existan diferencias significativas en los índices a corto y largo plazo. En el dominio de la frecuencia, la parte superior izquierda de la figura G.14 muestra que sólo hasta 0.2 Hz las DPEs superan el valor de 0.5 para entonces caer bruscamente hasta cero, esto hace suponer nuevamente que todas las series generan diferencias significativas en los índices a corto plazo comparados con la señal de referencia. El análisis visual del FCGf de este paciente mostró que durante la mayor parte del registro ambos sonidos cardiacos superaban ligeramente la amplitud del ruido de fondo y de vez en vez S2 incrementaba su amplitud, esto explica el comportamiento de las series de tiempo y es responsable de la presencia de una cantidad importante de componentes de alta frecuencia en cada una de ellas.

x). *Paciente 3.10:* La figura G.15 muestra las series de tiempo generadas utilizando las referencias temporales extraídas del FCGf del paciente 10. En ella se observa que aunque ninguna de las series de tiempo por FCGf sigue sin problema a la señal de referencia, por lo menos aquellas generadas por maxS1 y maxS2 siguen a la línea de tendencia, esto hace suponer que probablemente a largo plazo no generen diferencias significativas respecto a la señal de referencia. Sin embargo, la existencia de componentes de alta frecuencia generará diferencias en el comportamiento a corto plazo. En el dominio de la frecuencia, la parte inferior izquierda de la figura G.14 confirma que las DPEs de maxS1 y maxS2 siguen a la DPE patrón hasta 0.3 Hz, comportamiento confirmado por la función de coherencia en la parte inferior derecha de la misma figura en la que se muestra que la serie por maxS1 se asemeja más a la señal de referencia que

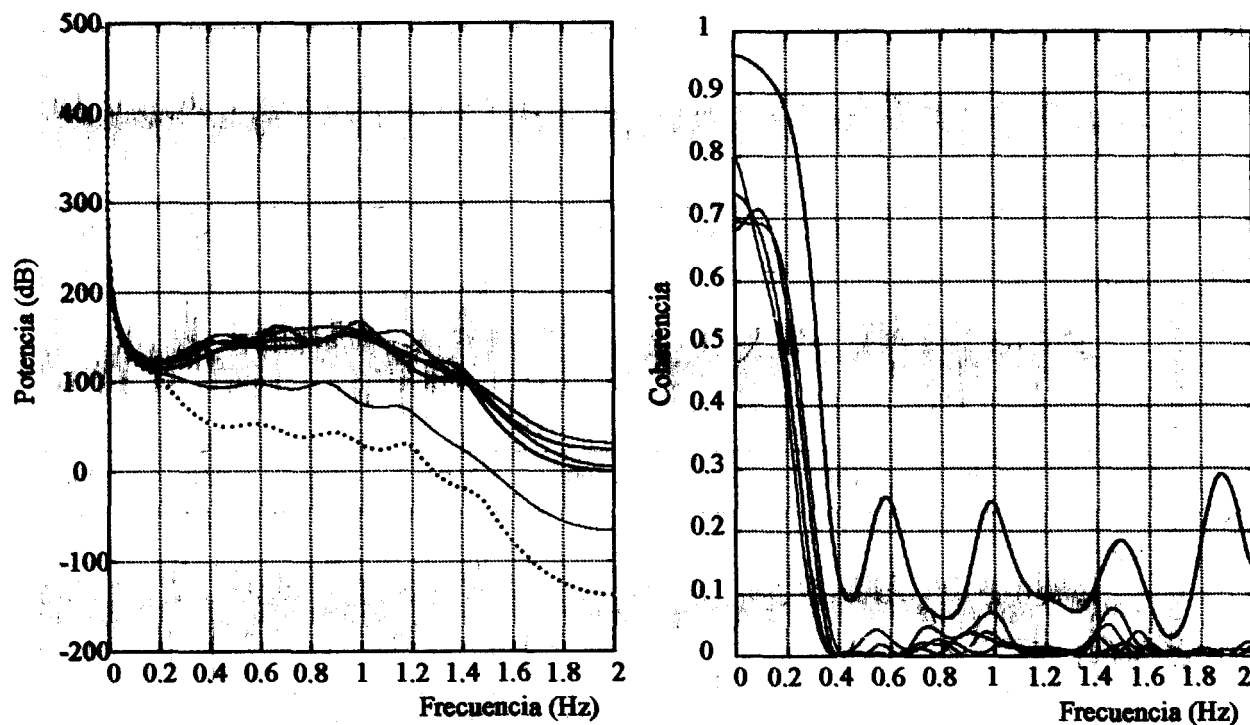
**Apéndice G: Resultados completos de aplicar el método propuesto en FCGs fetales**

**Paciente 3.9**

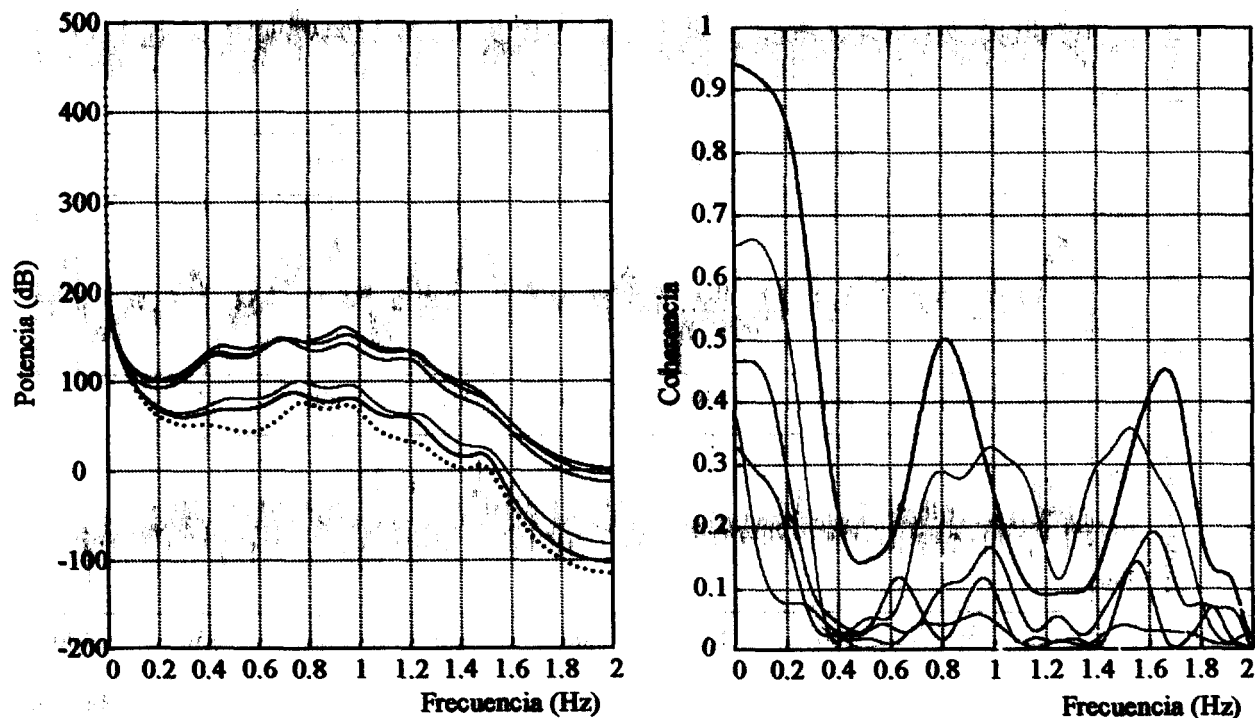


**Figura G.13.** Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCGf para el paciente 3.9. (a). Intervalos  $iniS1-iniS1$ , (b). Intervalos  $maxS1-maxS1$ , (c). Intervalos  $finS1-finS1$ , (d). Intervalos  $iniS2-iniS2$ , (e). Intervalos  $maxS2-maxS2$ , (f). Intervalos  $finS2-finS2$ . La línea negra representa los intervalos por FCGf, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.

**Paciente 3.9**

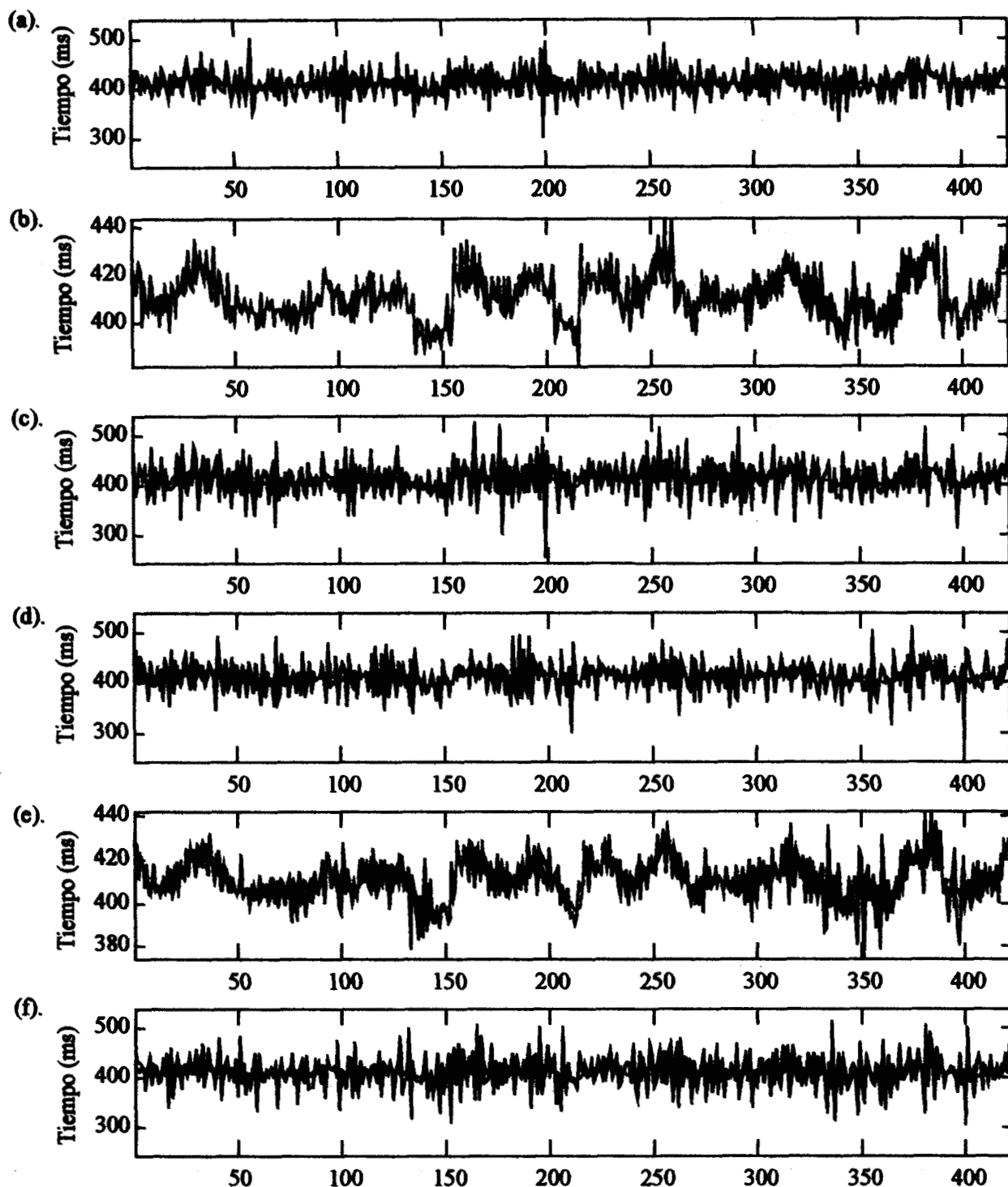


**Paciente 3.10**



**Figura G.14. IZQUIERDA:** Densidades de potencia espectral de los CTGs obtenidos a partir de 6 referencias temporales del FCGf y del CTG patrón (línea gris punteada) obtenido utilizando la onda R del ECGf. **DERECHA:** Coherencia entre los CTGs de cada referencia temporal del ECGf y el CTG patrón. Negro: máximo de S1, Verde: máximo de S2, Rojo: inicio de S1, Magenta: inicio de S2, Amarillo: fin de S1, Azul: fin de S2. El eje vertical de los espectros utiliza escala logarítmica.

Paciente 3.10



Muestras

Figura G.15. Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCGf para el paciente 3.10. (a). Intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos finS1-finS1, (d). Intervalos iniS2-iniS2, (e). Intervalos maxS2-maxS2, (f). Intervalos finS2-finS2. La línea negra representa los intervalos por FCGf, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.

aquella generada por maxS2. Las otras referencias generaron valores inferiores a lo largo de la banda de interés (0 a 1 Hz). El análisis visual del FCGf de este paciente mostró que ambos sonidos superaban la amplitud del ruido de fondo pero también se apreciaron cambios importantes en la morfología de cada uno latido a latido, de ahí el comportamiento de las series de tiempo por maxS1 y maxS2.

**xi). Paciente 3.11:** La figura G.16 muestra las series de tiempo generadas utilizando las referencias temporales extraídas del FCGf del paciente 11. En ella se aprecia que a diferencia de los casos anteriores la serie de tiempo por maxS1 es la única que sigue sin problema a la señal de referencia, y aunque muestra algunos componentes de alta frecuencia, es de esperarse que no genere diferencias significativas en los índices a corto y largo plazo respecto a la señal de referencia. También se observa que la serie de tiempo por maxS2 sigue a la señal de referencia, aunque presenta una cantidad importante de componentes de alta frecuencia que probablemente generarán diferencias significativas en los índices a corto plazo respecto a la señal de referencia. El resto de las series de tiempo muestra diferencias considerables respecto a la señal de referencia. Si se observa ahora el comportamiento de las series en el dominio del tiempo, la parte izquierda de la figura G 17 muestra que efectivamente la DPE de maxS1 se parece a la DPE de la señal de referencia, seguida de maxS2. Esto se refleja en la función de coherencia mostrada en la parte derecha de la figura, donde el mayor valor lo tienen maxS1 en toda la banda de interés y que mantiene un valor superior a 0.5 desde 0 Hz hasta 0.4 Hz, después sigue maxS2 quien se mantiene arriba de 0.5 desde 0 Hz hasta 0.3 Hz. El resto de las coherencias se mantiene por arriba de 0.5 hasta 0.1 Hz así que habrá que esperar los resultados cuantitativos para establecer claramente si existen o no diferencias significativas en los índices a largo plazo. El análisis visual del FCGf de este paciente mostró que aunque la amplitud de ambos sonidos superaba al ruido de fondo, la amplitud de S1 es mayor a la de S2, de ahí que el método se haya desempeñado mejor para S1.

#### **Resumen:**

El análisis individual de las principales características visuales de las series de tiempo para el banco de registros fetales ha mostrado algunos aspectos importantes que deben ser puntualizados:

1. Los resultados obtenidos mostraron nuevamente la importancia de la S/R del FCGf y de la morfología de los sonidos cardiacos, que ya sea que cambie por cuestiones fisiológicas latido a latido y/o el propio ruido de fondo, son factores que limitan el desempeño del método de extracción de referencias temporales. A este respecto se sugiere realizar ajustes en la etapa de adquisición de señales con el propósito de garantizar ciertas características de los registros que ahora se sabe pueden beneficiar al desempeño del método propuesto.
2. Aunque podría pensarse que el desempeño del algoritmo es pobre por la baja S/R de este tipo de registros, y que la etapa de preprocesamiento no funciona adecuadamente, debe recordarse que el principal objetivo de la misma es mejorar la S/R con la mínima distorsión de la morfología de los sonidos cardiacos. Así, en este trabajo se prefirió mantener con mínima alteración la morfología del sonido cardiaco en detrimento de la S/R, factor que ha rendido frutos si se retoma el caso del paciente 6 donde se aprecia claramente que el FCGf proporciona información más allá de la de la variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC) y que abre un mundo de posibilidades sobre el uso del FCGf para estudiar la condición fetal.

Paciente 3.11

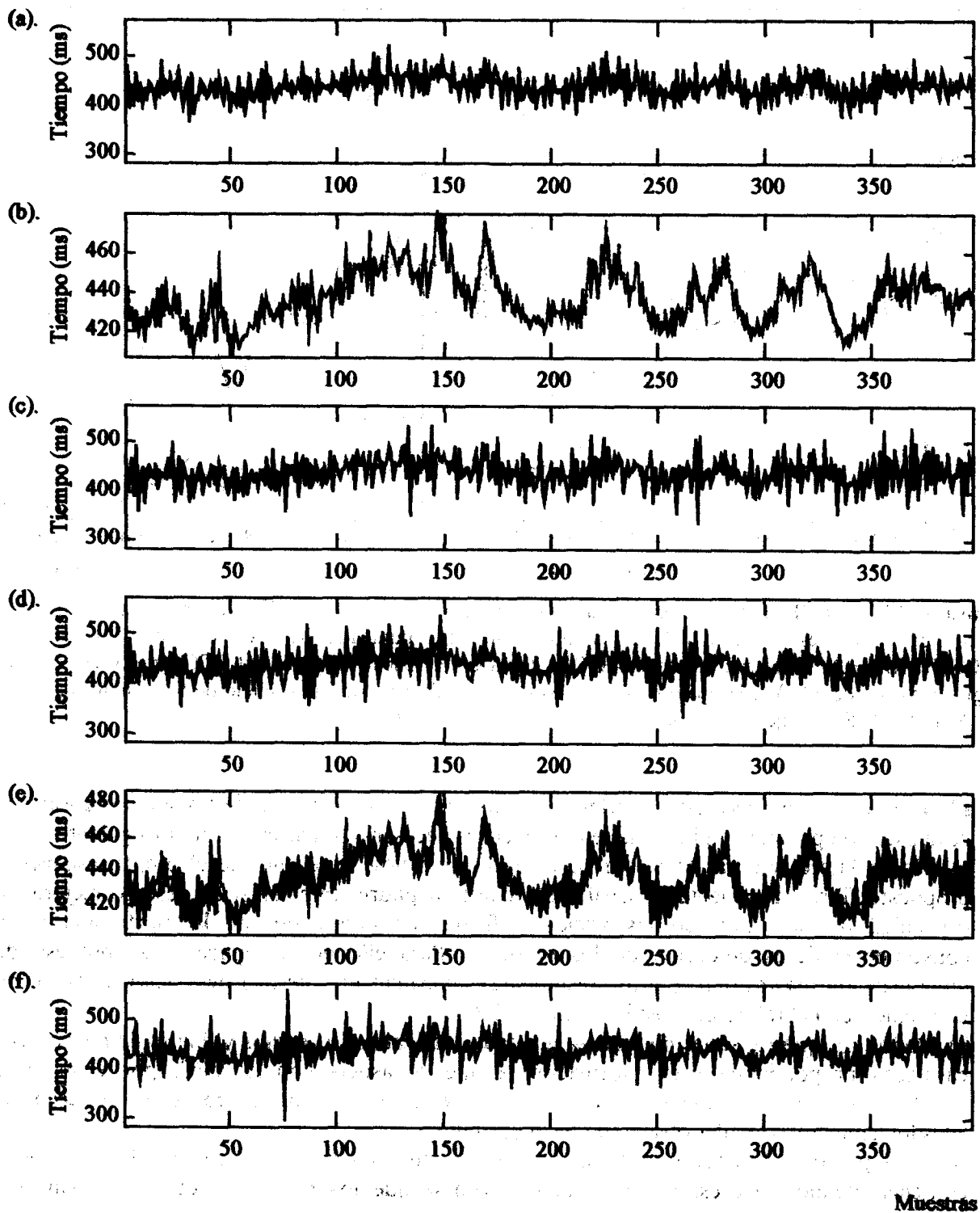


Figura G.16. Series de tiempo generadas utilizando 6 referencias temporales del FCGf para el paciente 3.11. (a). Intervalos  $iniS1-iniS1$ , (b). Intervalos  $maxS1-maxS1$ , (c). Intervalos  $finS1-finS1$ , (d). Intervalos  $iniS2-iniS2$ , (e). Intervalos  $maxS2-maxS2$ , (f). Intervalos  $finS2-finS2$ . La línea negra representa los intervalos por FCGf, la línea roja representa los intervalos patrón R-R.

Paciente 3.11

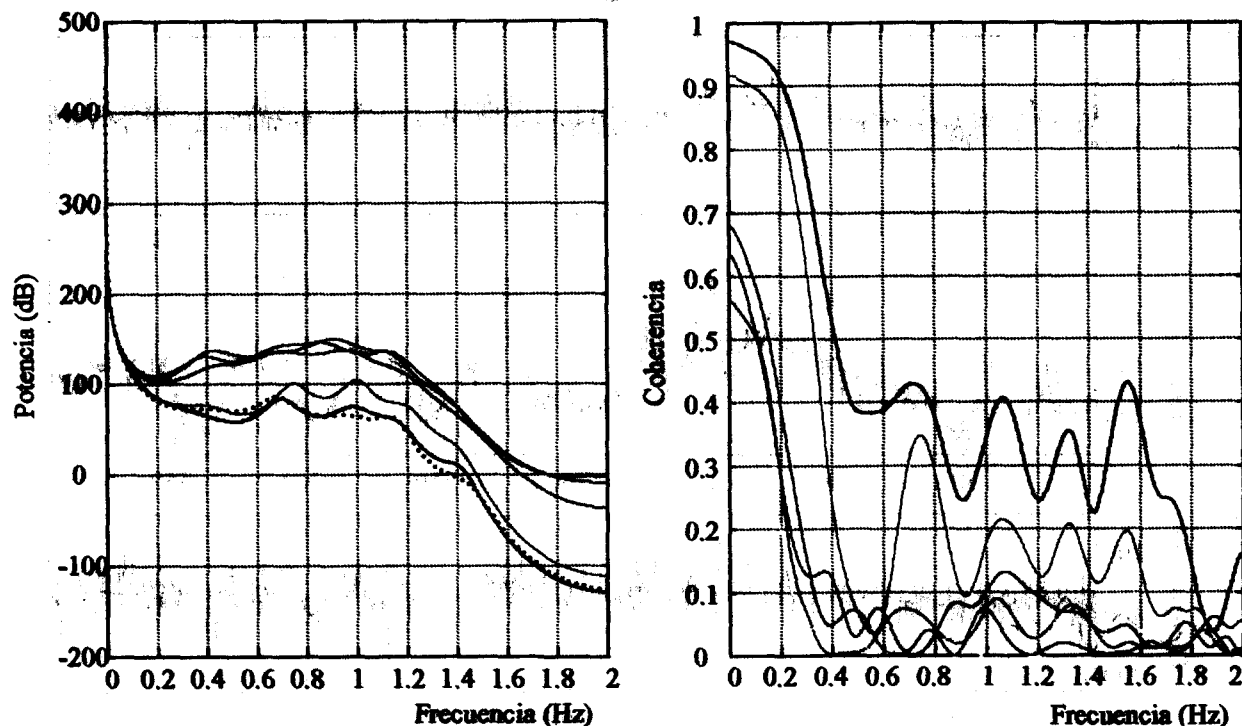


Figura G.17. IZQUIERDA: Densidades de potencia espectral de los CTGs obtenidos a partir de 6 referencias temporales del FCGf y del CTG patrón (línea gris punteada) obtenido utilizando la onda R del ECGf. DERECHA: Coherencia entre los CTGs de cada referencia temporal del FCGf y el CTG patrón. Negro: máximo de S1, Verde: máximo de S2, Rojo: inicio de S1, Magenta: inicio de S2, Amarillo: fin de S1, Azul: fin de S2. El eje vertical de los espectros utiliza escala logarítmica.

3. El hecho de que ninguna de las series de tiempo por inicios y finales de los sonidos cardiacos haya sido comparable con la señal de referencia es necesario tomar en cuenta lo siguiente:
  - a). No se buscó mejorar la S/R a costa de la morfología, de ahí que el preprocesamiento propuesto filtre ligeramente la señal. Esta cuestión podría cambiar si se deseara mejorar la capacidad de detección de los inicios y finales en detrimento de la morfología y en consecuencia de la detección de los máximos. Para ello podría aplicarse un proceso de umbralización más estricto (hard-thresholding) utilizando más de una desviación estándar en el cálculo del umbral descrito en la sección 4.2.3.
  - b). Podría ser que las series de tiempo generadas utilizando los inicios y finales de los sonidos cardiacos proporcionen más información a que se asocia con la VFC, por ejemplo la variabilidad entre la generación del evento eléctrico y el mecánico, o el proceso de "desdoblamiento" valvular observado en el paciente 6.
4. No debe perderse de vista el hecho de que la serie de tiempo utilizada como referencia puede contener algunos errores, así que puede pensarse que los resultados obtenidos han sido evaluados en condiciones desfavorables y que podrían mejorar en caso de conseguir una señal de referencia 100 % confiable.

*b). Análisis visual del comportamiento del banco de datos como conjunto:*

Las observaciones descritas en la sección anterior plantean aspectos importantes sobre el desempeño del método propuesto para procesamiento del FCGf; sin embargo, para garantizar que las observaciones son válidas es necesario realizar un análisis de los resultados obtenidos sobre el grupo de datos como conjunto y tratar de generalizar las observaciones individuales. A continuación se realiza el análisis visual de este grupo de datos como conjunto:

Las figuras G.18 y G.21 muestran la distribución global de los intervalos latido a latido de los 11 pacientes analizados y las ecuaciones resultantes de las regresiones lineales aplicadas con el propósito de analizar el comportamiento global de cada referencia temporal  $refS_i$ - $refS_i$  contra los intervalos latido a latido patrón. El análisis se realizó en un total de 3575 intervalos y también se presenta el coeficiente de determinación ( $r^2$ ) calculado como un índice de la dispersión de los datos alrededor de la mejor recta calculada. Cada gráfica presenta la recta ideal en negro y la recta estimada en rojo.

Las figuras G.19 y G.22 muestran la distribución global de las diferencias entre cada intervalo  $refS_i$ - $refS_i$  y el intervalo R-R patrón correspondiente para el análisis de residuos realizado al mismo grupo de 11 pacientes. El análisis se realizó en un total de 3575 intervalos y también se presenta el coeficiente de determinación ( $r^2$ ) calculado como un índice de la dispersión de los datos alrededor de la mejor recta calculada. Cada gráfica presenta la recta ideal en negro y la recta estimada en rojo.

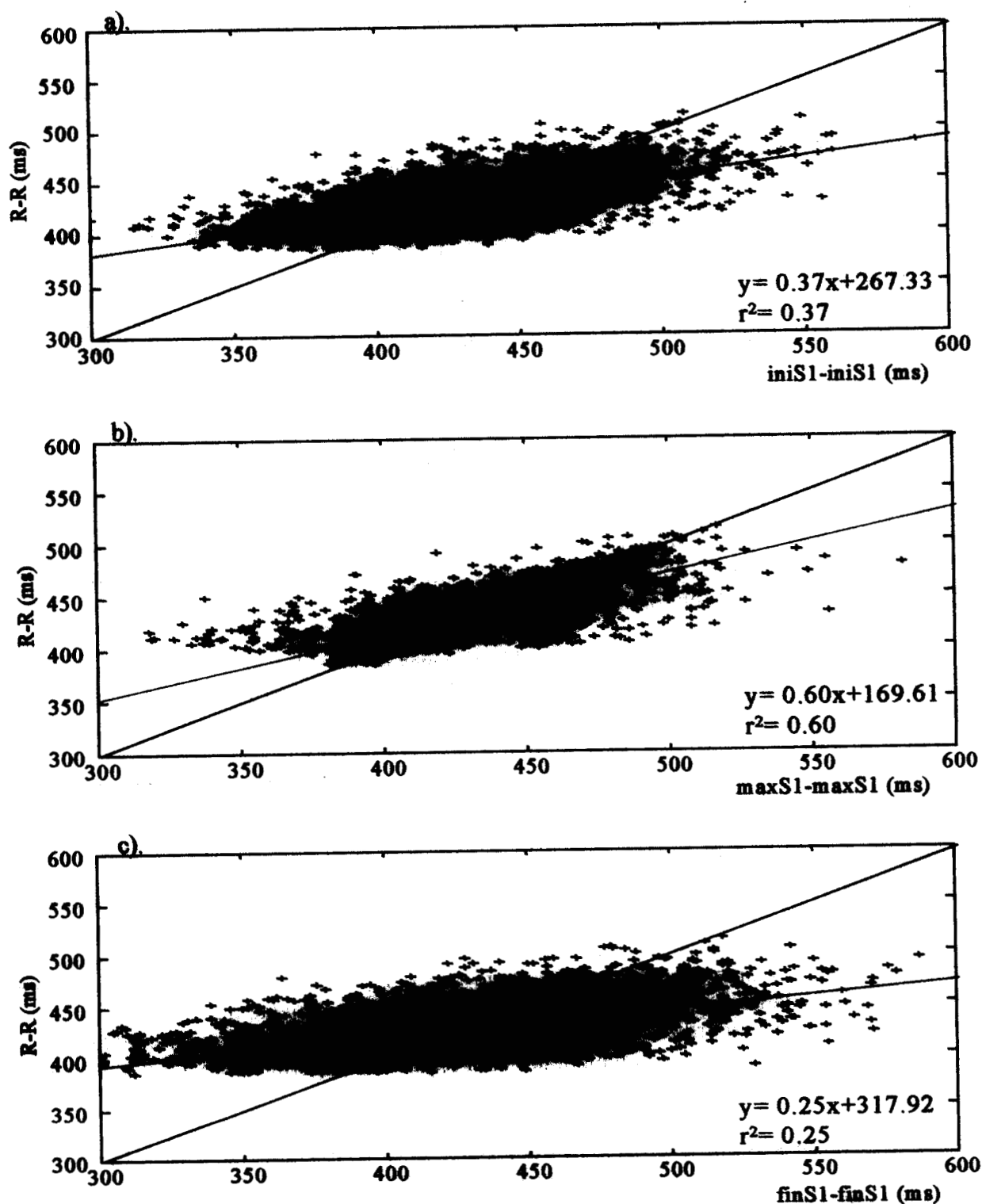
Las figuras G.20 y G.23 muestran los histogramas de las diferencias entre cada intervalo  $refS_i$ - $refS_i$  y el intervalo R-R patrón correspondiente para el análisis de residuos realizado al mismo grupo de 11 pacientes en 3575 intervalos.

La figura G.18 muestra la correlación existente entre las series de tiempo generadas utilizando las tres referencias de S1 y la señal patrón utilizando un total de 3575 intervalos correspondientes a los 11 pacientes que constituyen la serie de registros fetales. Como puede observarse, las tres referencias muestran una tendencia lineal y el máximo de S1 genera la menor dispersión alrededor de la recta ideal, esto seguido del inicio y el final de S1. Los parámetros de las ecuaciones de la mejor recta muestran que los valores de la pendiente son lejanos al valor ideal 1 en los tres casos siendo maxS1 quien genera el mejor valor (0.60 contra 0.37 y 0.25 de iniS1 y finS1 respectivamente). Respecto al sesgo generado, los valores de ordenada al origen muestran desplazamientos importantes lejanos a cero, siendo nuevamente maxS1 quien genera el mejor valor (169.61 ms contra 267.33 ms y 347.92 ms de iniS1 y finS1 respectivamente), lo que muestra dificultad de las referencias temporales para seguir el comportamiento a largo plazo de la señal de referencia.

Con relación al comportamiento a corto plazo o latido a latido, la figura G.19 muestra que en las gráficas del análisis de residuos, la mejor recta tiene un valor de pendiente lejano a cero (iniS1: 0.59, maxS1: 0.28, y finS1: 0.84) y sesgos importantes respecto al valor ideal 0, esto para las tres referencias temporales (iniS1: -252.01 ms, maxS1: -119.20 ms y finS1: -358.80 ms), lo que coincide con lo esperado de acuerdo a la sección anterior siendo nuevamente maxSI quien genera los mejores valores. Esto muestra que un porcentaje importante de puntos se distribuye lejos de cero (valor ideal) generando diferencias considerables con respecto a los mismos puntos

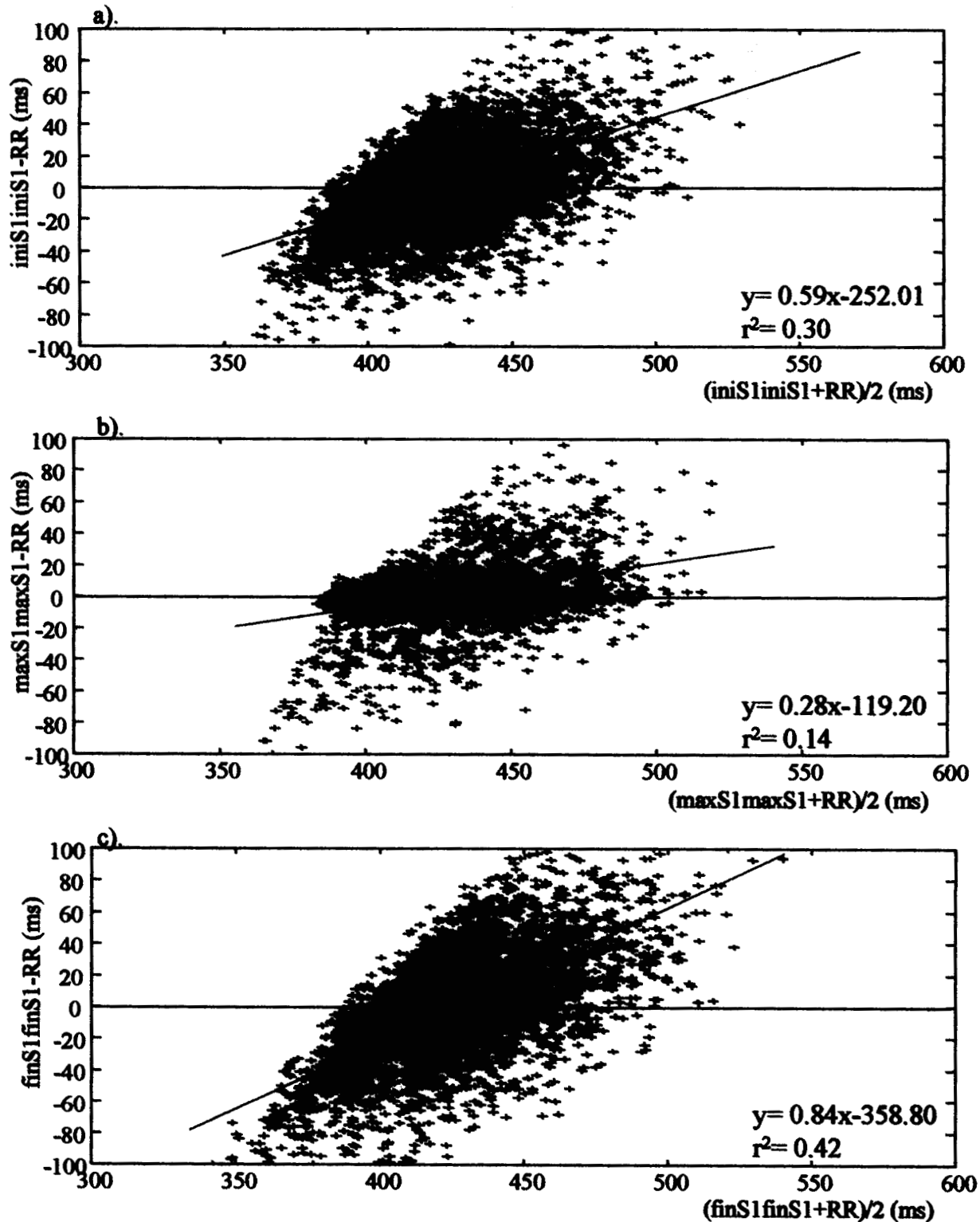


*Apéndice G: Resultados completos de aplicar el método propuesto en FCGs fetales*



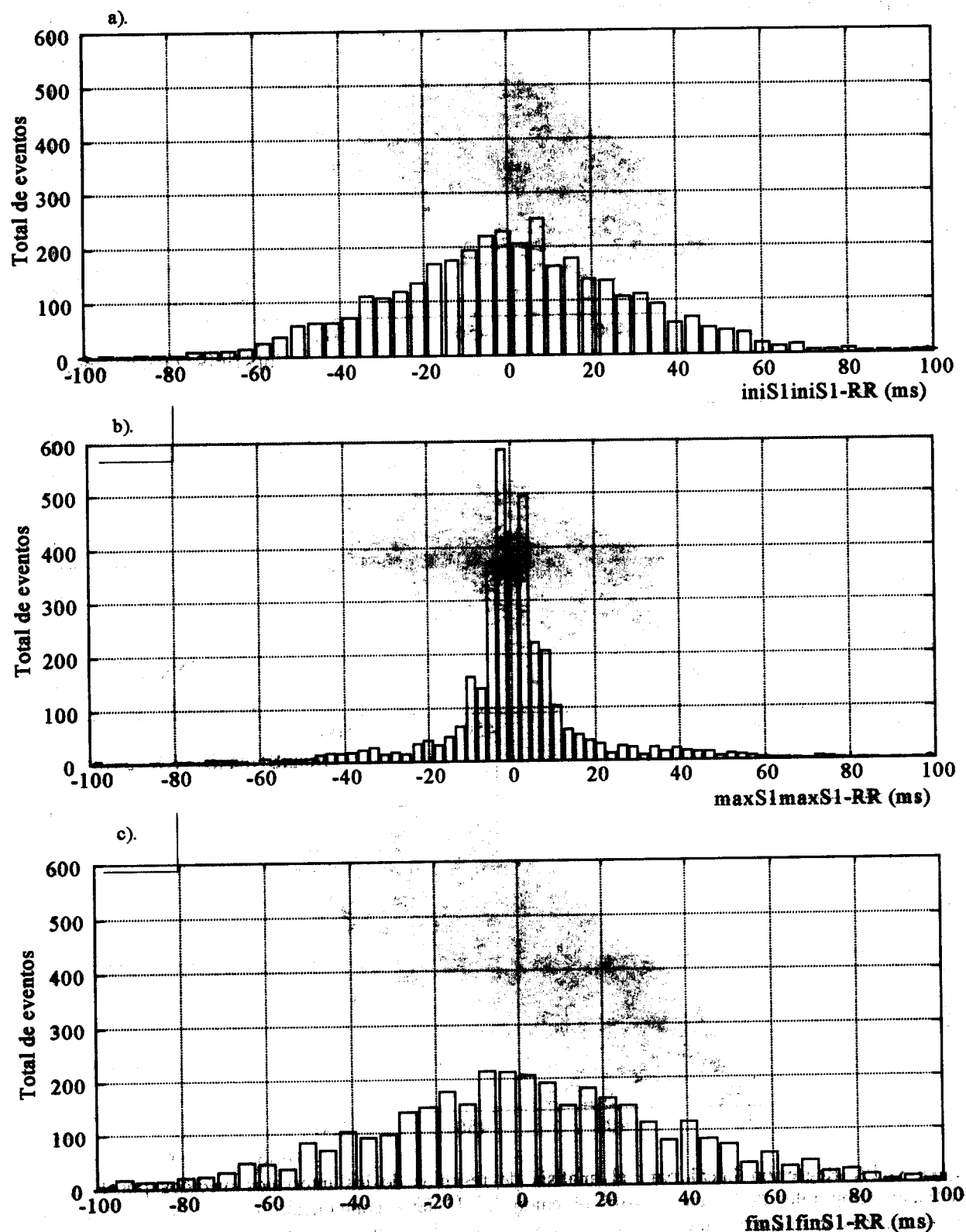
**Figura G.18.** Regresión lineal para los intervalos medidos por ECGf y 3 referencias temporales de S1 en registros obtenidos en 11 fotos conteniendo un total de 3575 intervalos. En las gráficas se muestra también la recta ideal (negro), la resultante de la regresión (rojo), la ecuación obtenida y el valor del coeficiente de determinación ( $r^2$ ). (a). Intervalos R-R vs intervalos iniS1-iniS1, (b). Intervalos R-R vs intervalos maxS1-maxS1, (c). Intervalos R-R vs intervalos finS1-finS1.

*Apéndice G: Resultados completos de aplicar el método propuesto en FCGs fetales*



**Figura G.19.** Regresión lineal para el análisis de residuos de los intervalos medidos por ECGf y 3 referencias temporales de S1 en registros obtenidos en 11 fetos conteniendo un total de 3575 intervalos. En las gráficas se muestra también la recta ideal (negro), la resultante de la regresión (rojo), la ecuación obtenida y el valor del coeficiente de determinación ( $r^2$ ). (a). Diferencias iniS1iniS1-RR vs (iniS1iniS1+RR)/2, (b). Diferencias maxS1maxS1-RR vs (maxS1maxS1+RR)/2, (c). Diferencias finS1finS1-RR vs (finS1finS1+RR)/2.

*Apéndice G: Resultados completos de aplicar el método propuesto en FCGs fetales*



### *Apéndice G: Resultados completos de aplicar el método propuesto en FCGs fetales*

de la señal patrón, lo que se refleja en el bajo coeficiente de determinación ( $\text{iniS1: } 0.30, \text{ maxS1: } 0.14, \text{ finS1: } 0.42$ ) para cada uno de los CTGs respecto a la señal de referencia como resultado de la dispersión de los datos alrededor de la mejor recta. Este comportamiento puede apreciarse mejor en la figura G.20 con los histogramas de las diferencias entre las series de tiempo por S1 y el ECG. En estos histogramas puede observarse que el máximo de S1 genera la mayor cantidad de puntos cercanos a la señal de referencia seguido por iniS1 y finS1 que producen mayor dispersión alrededor del valor ideal de cero.

Con relación al comportamiento global de S2, la figura G.21 muestra la correlación existente entre las series de tiempo generadas utilizando las tres referencias extraídas de S2 y la señal patrón o de referencia. Como puede observarse, al igual que en S1 las tres referencias muestran tendencia lineal, y el máximo de S2 genera la menor dispersión alrededor de la recta ideal, seguida por el final de S2 y el inicio del mismo. Esto puede cuantificarse por medio de las ecuaciones que describen las rectas de las tres referencias temporales, en el caso de maxS2 se generó una pendiente cercana a 1 y el menor sesgo ( $m = 0.89$  y  $b = 47.68$  ms), mientras que para iniS2 y finS2 se generaron pendientes menores ( $m = 0.31$  y  $m = 0.33$ ), sesgos considerables ( $b = 295.03$  ms y  $b = 286.84$  ms) y un coeficiente de determinación menor ( $r^2 = 0.31$  y  $r^2 = 0.32$ ). En este caso, puede observarse claramente que el comportamiento a largo plazo de maxS2 es similar al de la señal patrón.

El comportamiento a corto plazo de las series de tiempo generadas por S2 puede observarse en la figura G.22 con el análisis de los residuos, aquí se muestra que los inicios y finales de S2 están considerablemente sesgados y dispersos en comparación con maxS2, lo cual puede verse cuantitativamente con los valores de pendiente y ordenada al origen ( $m = 0.72, b = -305.41$  ms para iniS2;  $m = 0.05, b = -23.09$  para maxS2;  $m = 0.67, b = -286.97$  ms para finS2). Esto puede apreciarse mejor en la figura G.23 con los histogramas de las diferencias entre las series de tiempo por S2 y el ECG, en ellos se observa que el total de puntos iguales a cero es considerablemente mayor al utilizar como referencia el máximo de S2 lo cual hace suponer que al menos esta referencia temporal fue extraída con la confiabilidad necesaria para generar CTGs. Sin embargo, al igual que S1, existe una dispersión considerable para los inicios y finales.

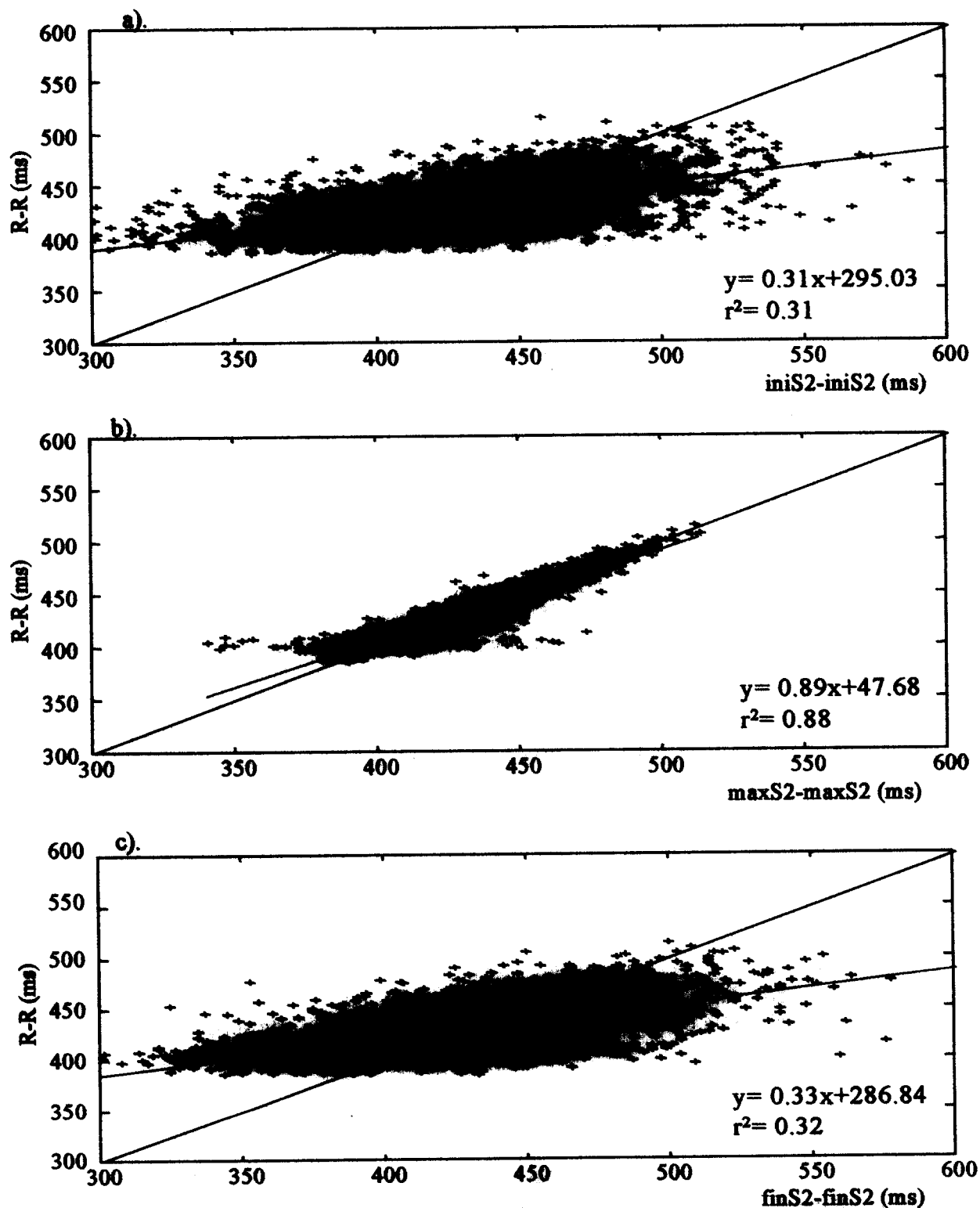
#### *Resumen:*

Esta sección hace suponer nuevamente que el máximo de S2 es adecuado para generar el CTG a corto y largo plazo, pero será necesario esperar por el análisis de los resultados estadísticos que se realizará a continuación para confirmar o rechazar esta suposición.

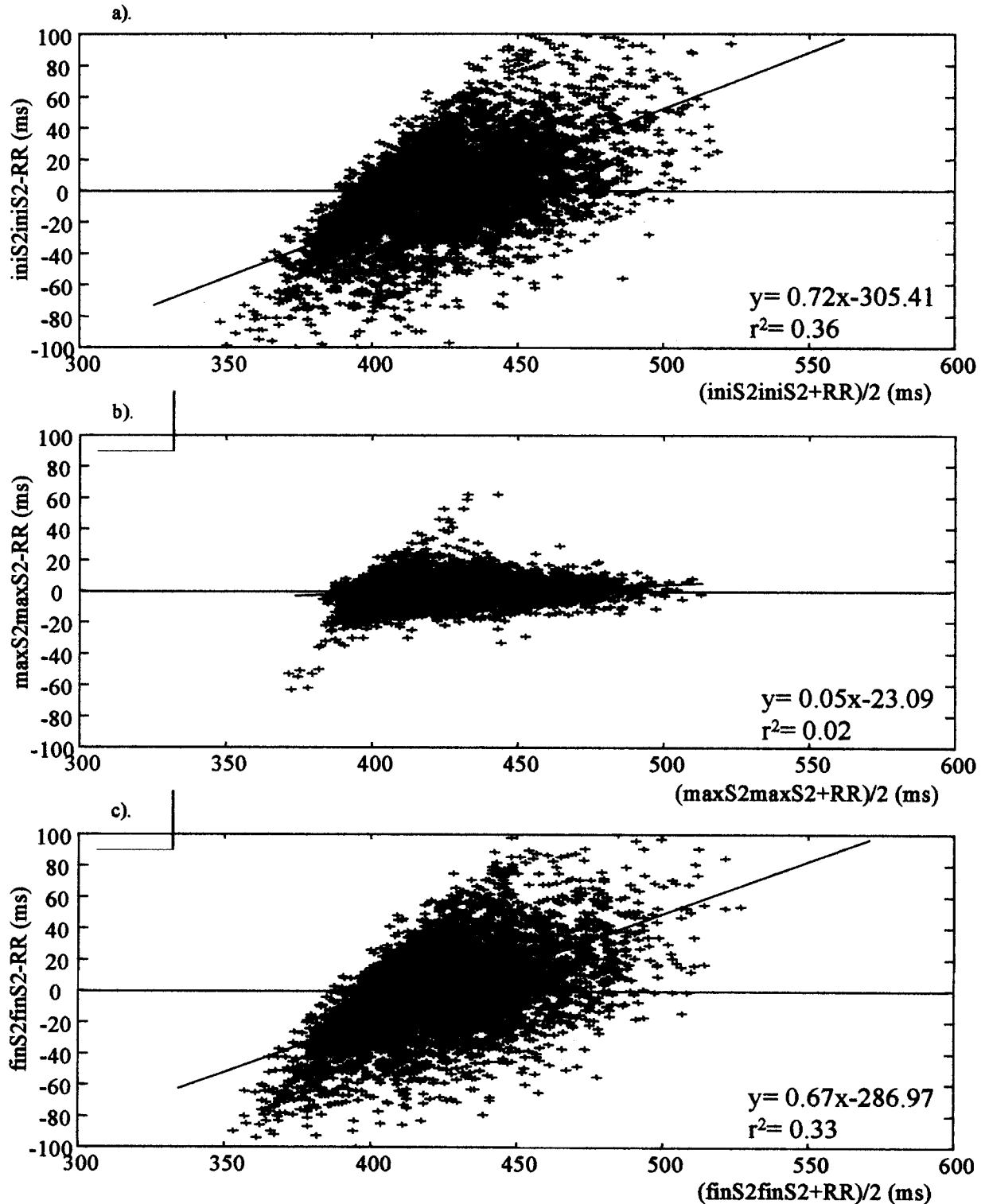
#### *c). Análisis estadístico del comportamiento del banco de datos como conjunto:*

La tabla G-I muestra el valor promedio ( $\mu$ ), los intervalos de confianza (utilizando  $2\sigma$ ), la desviación estándar ( $\sigma$ ) y la prueba de hipótesis, para los intervalos latido a latido medidos por ECG (intervalos R-R) y 6 referencias temporales del FCGf (intervalos  $\text{refS}_i$ - $\text{refS}_i$ ) de 11 adultos conteniendo un total de 3575 intervalos. El rango de los intervalos varió desde 550 ms hasta 1300 ms (50 a 110 latidos por minuto). Como se aprecia en la tabla, la media de las series de tiempo generadas por FCGf es estadísticamente igual a la media de la señal de referencia, mostrando así

*Apéndice G: Resultados completos de aplicar el método propuesto en FCGs fetales*

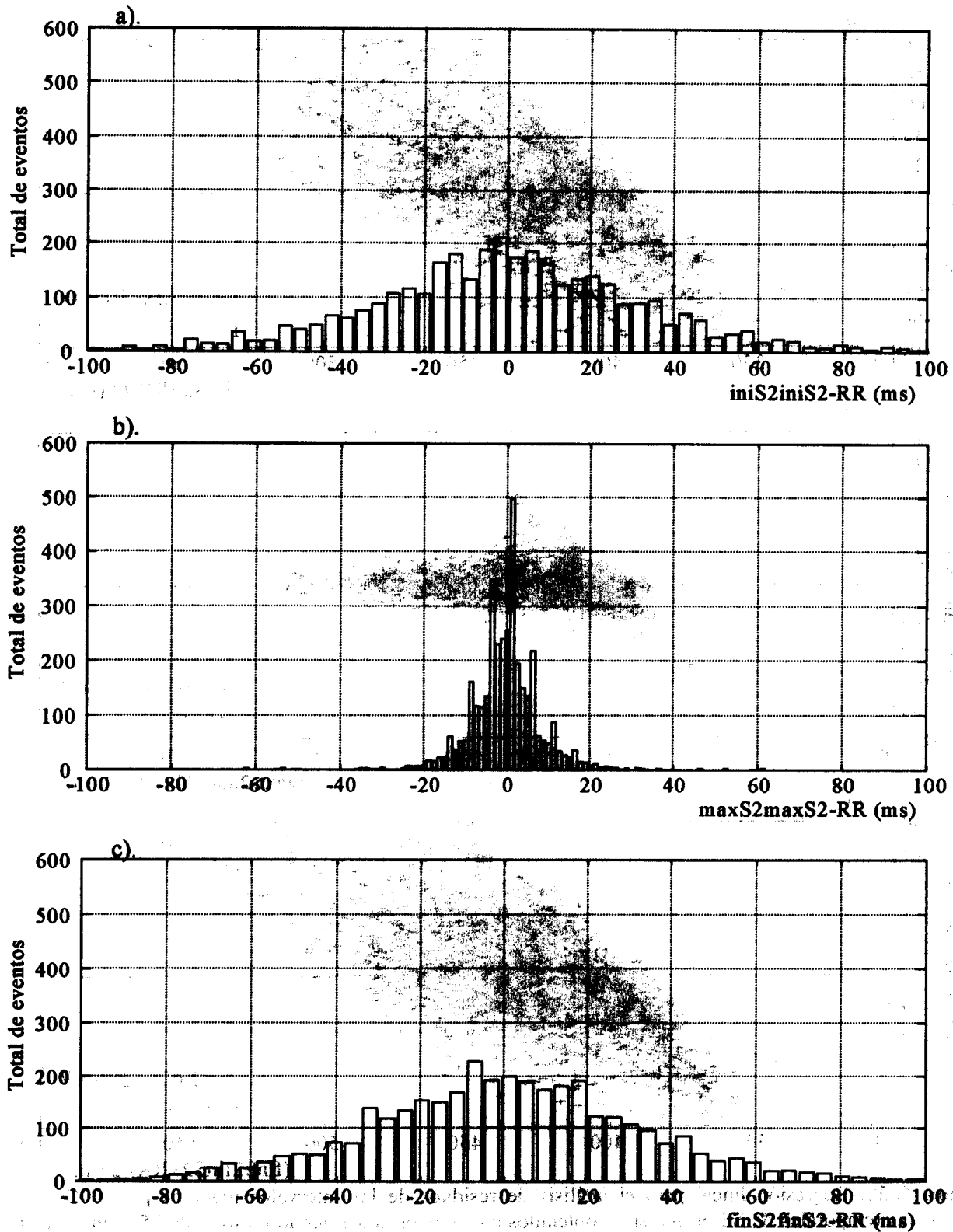


**Figura G.21.** Regresión lineal para los intervalos medidos por ECGf y 3 referencias temporales de S2 en registros obtenidos en 11 fetos conteniendo un total de 3575 intervalos. En las gráficas se muestra también la recta ideal (negro), la resultante de la regresión (rojo), la ecuación obtenida y el valor del coeficiente de determinación ( $r^2$ ). (a). Intervalos R-R vs intervalos iniS2-iniS2, (b). Intervalos R-R vs intervalos maxS2-maxS2, (c). Intervalos R-R vs intervalos finS2-finS2.



**Figura G.22.** Regresión lineal para el análisis de residuos de los intervalos medidos por ECGf y 3 referencias temporales de S2 en registros obtenidos en 11 fetos conteniendo un total de 3575 intervalos. En las gráficas se muestra también la recta ideal (negro), la resultante de la regresión (rojo), la ecuación obtenida y el valor del coeficiente de determinación ( $r^2$ ). (a). Diferencias iniS2iniS2-RR vs (iniS2iniS2+RR)/2, (b). Diferencias maxS2maxS2-RR vs (maxS2maxS2+RR)/2, (c). Diferencias finS2finS2-RR vs (finS2finS2+RR)/2.

*Apéndice G: Resultados completos de aplicar el método propuesto en FCGs fetales*



**Figura G.23.** Histograma de las diferencias entre los intervalos R-R y tres referencias temporales de S2 en registros obtenidos en 11 fetos conteniendo un total de 3575 intervalos. (a). Diferencias iniS2iniS2-RR, (b). Diferencias maxS2maxS2-RR, (c). Diferencias finS2finS2-RR.

*Apéndice G: Resultados completos de aplicar el método propuesto en FCGs fetales*

que el comportamiento a largo plazo (línea de tendencia) descrito por las referencias del FCGf es estadísticamente igual al de la señal patrón. También se aprecia que el mejor comportamiento estuvo dado por maxS2 y maxS1, tal y como se esperaba por las observaciones anteriores, esto en términos de la desviación estándar de cada una de las series en comparación con la señal patrón por ECG ( $\sigma = 24.30$  ms para maxS2 y  $\sigma = 29.60$  ms para maxS1). Asimismo, el peor caso fue para finS1 donde se aprecia la mayor desviación estándar,  $\sigma = 45.48$  ms.

**Tabla G-I.** Pruebas de hipótesis e intervalos de confianza para la media de los intervalos latido a latido medidos por ECG (intervalos RR) y 6 referencias temporales del FCGf (intervalos refS<sub>i</sub>, refS<sub>j</sub>)\*.

| Referencia temporal | $\mu \pm 1.96 \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$ (ms) | $\sigma$ (ms) | p    |
|---------------------|---------------------------------------------|---------------|------|
| RR                  | 426.57 $\pm$ 0.76                           | 23.06         |      |
| iniS1iniS1          | 426.53 $\pm$ 1.24                           | 37.72         | n.s. |
| maxS1maxS1          | 426.54 $\pm$ 0.97                           | 29.60         | n.s. |
| finS1finS1          | 426.55 $\pm$ 1.49                           | 45.48         | n.s. |
| iniS2iniS2          | 426.56 $\pm$ 1.36                           | 41.41         | n.s. |
| maxS2maxS2          | 426.57 $\pm$ 0.80                           | 24.30         | n.s. |
| finS2finS2          | 426.58 $\pm$ 1.31                           | 40.04         | n.s. |

\* n representa los grados de libertad (N-1) del experimento desarrollado con 11 señales fetales y 3575 intervalos (N). n.s. indica diferencias no significativas entre los intervalos refS<sub>i</sub>, refS<sub>j</sub> y el ECG ( $p > 0.05$ ).

La tabla G-II muestra los parámetros obtenidos para la regresión lineal aplicada a los intervalos RR vs refS<sub>i</sub>-refS<sub>j</sub> de las 11 señales mostradas en las figuras G.18 y G.21. En la tabla se indican los valores obtenidos para la pendiente (m) y la ordenada al origen (b) de la recta calculada así como los intervalos de confianza correspondientes utilizando  $2\sigma$ . También se incluyen el coeficiente de correlación (r) y el coeficiente de determinación ( $r^2$ ). En ella puede observarse que sólo la pendiente para maxS2 fue cercana a 1.00 ( $m = 0.89$ ) y que los intervalos de confianza oscilaron entre  $\pm 0.01$  mientras que para el resto de las series se observan valores menores a 0.5 a excepción de maxS1 ( $m = 0.60$ ) siendo nuevamente el peor de los casos la serie por finS1 ( $m = 0.25$ ). Para la ordenada al origen se observa que el mejor resultado se obtuvo para maxS2 ( $b = 47.68$  ms) y el peor para finS1 ( $b = 317.92$  ms). Con estos resultados se muestra que el único punto detectado con precisión fue el máximo de S2 ya que generó el mayor valor de correlación con la señal patrón ( $m = 0.89$ ,  $b = 47.68$  ms y  $r^2 = 0.88$ ) produciendo así el mejor desempeño a largo plazo en las series de tiempo generadas. Estos resultados están asociados con las características de los FCGs procesados, que como puede recordarse, estuvieron caracterizados porque en la mayoría de ellos se visualizaba mejor S2 que S1.



**Apéndice G: Resultados completos de aplicar el método propuesto en FCGs fetales**

**Tabla G-II. Parámetros\* obtenidos e intervalos de confianza para la regresión lineal aplicada a los intervalos RR vs refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub>.**

| Referencia temporal | $\bar{m} \pm 1.96 \frac{\sigma_m}{\sqrt{n}}$ | $\bar{b} \pm 1.96 \frac{\sigma_b}{\sqrt{n}}$ (ms) | r    | r <sup>2</sup> |
|---------------------|----------------------------------------------|---------------------------------------------------|------|----------------|
| RR vs iniS1iniS1    | 0.37 ± 0.02                                  | 267.33 ± 6.79                                     | 0.61 | 0.37           |
| RR vs maxS1maxS1    | 0.60 ± 0.02                                  | 169.61 ± 6.93                                     | 0.77 | 0.60           |
| RR vs finS1finS1    | 0.25 ± 0.02                                  | 317.92 ± 6.17                                     | 0.50 | 0.25           |
| RR vs iniS2iniS2    | 0.31 ± 0.02                                  | 295.03 ± 6.52                                     | 0.56 | 0.31           |
| RR vs maxS2maxS2    | 0.89 ± 0.01                                  | 47.68 ± 4.68                                      | 0.94 | 0.88           |
| RR vs finS2finS2    | 0.33 ± 0.02                                  | 286.84 ± 6.66                                     | 0.57 | 0.32           |

\*  $\bar{m}$  representa la media de la pendiente y  $\bar{b}$  la media de la ordenada al origen de la mejor recta,  $\sigma_m$  y  $\sigma_b$  representan las varianzas de la pendiente y la ordenada al origen respectivamente. n representa los grados de libertad (N-1) del experimento desarrollado con 11 señales fetales y 3575 intervalos (N). También se incluyen el coeficiente de correlación (r) y el coeficiente de determinación (r<sup>2</sup>).

En la tabla G-III se muestran las pruebas de hipótesis para las medias pareadas de cada referencia temporal por FCGf con el ECG de 11 fetos conteniendo un total de 3575 intervalos. En esta tabla se aprecia que en ninguno de los casos se generaron diferencias significativas (n.s.) para  $p > 0.05$ . Respecto a las dispersiones de los datos, puede verse que el mejor punto fue maxS2 ( $\sigma = 8.56$  ms), seguido de maxS1 ( $\sigma = 18.77$  ms) quedando en último lugar finS1 con la mayor dispersión ( $\sigma = 39.33$  ms). Así, los resultados obtenidos muestran que las seis referencias oscilan alrededor del cero con dispersión importante por parte del final de S1, tal y como se había observado en los histogramas de las figuras G.20 y G.23, todas ellas se encuentran dentro de un rango de tolerancia aceptable.

La tabla G-IV muestra los resultados obtenidos para la regresión lineal aplicada a las diferencias RR-refS<sub>i</sub>refS<sub>i</sub> de 11 fetos conteniendo 3545 intervalos mostrados en las figuras G.19 y G.22. En la tabla se muestran los valores de pendiente (m) y ordenada al origen (b) obtenidos así como los intervalos de confianza utilizando  $2\sigma$ . También se incluye el coeficiente de correlación (r), el coeficiente de determinación (r<sup>2</sup>) y la proporción de positivos (PP). En la tabla se muestra que todas las referencias tienen un sesgo negativo y el mejor valor se obtuvo para maxS2 ya que la serie de tiempo generada utilizando esta referencia temporal produjo los valores más pequeños de pendiente y ordenada al origen ( $m = 0.05$  y  $b = -23.09$  ms). Por su parte, finS1 generó los peores valores de pendiente y ordenada al origen ( $m = -358.80$  y  $b = 13.92$  ms). Respecto al sesgo, en todos los casos se observan valores negativos en las ordenadas al origen, lo que coincide con el porcentaje de positivos que siempre es menor al 50 %, y en el caso de maxS1 es igual a 46.41% y de maxS2 es igual a 46.15 %, lo que significa que los intervalos medidos por FCGf son más cortos que los intervalos medidos por ECG, éste bien podría ser el resultado del comportamiento fisiológico del evento mecánico bajo estudio y no necesariamente un error medición.

*Apéndice G: Resultados completos de aplicar el método propuesto en FCGs fetales*

**Tabla G-III.** Pruebas de hipótesis para las medias pareadas de los intervalos latido a latido medidos por ECG (intervalos RR) y 6 referencias temporales del FCGf (intervalos refS<sub>i</sub>;refS<sub>i</sub>)\*.

| Referencia temporal  | $\mu \pm 1.96 \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$ (ms) | $\sigma$ (ms) | P    |
|----------------------|---------------------------------------------|---------------|------|
| <i>iniS1iniS1-RR</i> | -0.05 ± 0.98                                | 29.87         | n.s. |
| <i>maxS1maxS1-RR</i> | -0.03 ± 0.62                                | 18.77         | n.s. |
| <i>finS1finS1-RR</i> | -0.02 ± 1.29                                | 39.33         | n.s. |
| <i>iniS2iniS2-RR</i> | -0.01 ± 1.13                                | 34.48         | n.s. |
| <i>maxS2maxS2-RR</i> | -0.01 ± 0.28                                | 8.56          | n.s. |
| <i>finS2finS2-RR</i> | 0.01 ± 1.08                                 | 32.94         | n.s. |

\* n representa los grados de libertad (N-1) del experimento desarrollado con 11 señales fetales y 3575 intervalos (N). n.s. indica diferencias no significativas entre las medias pareadas ( $p > 0.05$ ).

**Tabla G-IV.** Parámetros\* obtenidos para la regresión lineal aplicada a las diferencias de los intervalos RR vs refS<sub>i</sub>;refS<sub>i</sub>.

| Referencia temporal                       | $\bar{m} \pm 1.96 \frac{\sigma_m}{\sqrt{n}}$ | $\bar{b} \pm 1.96 \frac{\sigma_b}{\sqrt{n}}$ (ms) | r    | r <sup>2</sup> | PP (%) |
|-------------------------------------------|----------------------------------------------|---------------------------------------------------|------|----------------|--------|
| <i>iniS1iniS1-RR vs (iniS1iniS1+RR)/2</i> | 0.59 ± 0.03                                  | -252.01 ± 12.80                                   | 0.55 | 0.30           | 48.50  |
| <i>maxS1maxS1-RR vs (maxS1maxS1+RR)/2</i> | 0.28 ± 0.02                                  | -119.20 ± 9.85                                    | 0.37 | 0.14           | 46.41  |
| <i>finS1finS1-RR vs (finS1finS1+RR)/2</i> | 0.84 ± 0.03                                  | -358.80 ± 13.92                                   | 0.65 | 0.42           | 49.15  |
| <i>iniS2iniS2-RR vs (iniS2iniS2+RR)/2</i> | 0.72 ± 0.03                                  | -305.41 ± 13.50                                   | 0.60 | 0.36           | 48.95  |
| <i>maxS2maxS2-RR vs (maxS2maxS2+RR)/2</i> | 0.05 ± 0.02                                  | -23.09 ± 5.09                                     | 0.14 | 0.02           | 46.15  |
| <i>finS2finS2-RR vs (finS2finS2+RR)/2</i> | 0.67 ± 0.03                                  | -286.97 ± 13.38                                   | 0.57 | 0.33           | 49.59  |

\*  $\bar{m}$  representa la media de la pendiente y  $\bar{b}$  la media de la ordenada al origen de la mejor recta,  $\sigma_m$  y  $\sigma_b$  representan las varianzas de la pendiente y la ordenada al origen respectivamente. n representa los grados de libertad (N-1) del experimento desarrollado con 11 señales fetales y 3575 intervalos (N). También se incluyen el coeficiente de correlación (r), el coeficiente de determinación (r<sup>2</sup>) y la proporción de positivos (PP).

**Resumen:**

El análisis estadístico global ha comprobado que todas las referencias son adecuadas a largo plazo, pero, a corto plazo o latido a latido, la referencia que proporcionó los mejores resultados fue maxS2, esto en términos de los valores medios y los intervalos de confianza calculados para todo el banco de datos (y seguramente como consecuencia de la amplitud superior de S2 sobre S1 en los registros). Ahora se procederá a utilizar los índices clínicos en el tiempo y la frecuencia como indicadores finales de la posibilidad de generar CTGs confiables utilizando las referencias temporales obtenidas al aplicar la metodología propuesta al FCGf y se emitirán las conclusiones pertinentes.

*d). Análisis estadístico de los índices clínicos obtenidos para las referencias temporales extraídas del banco de datos bajo estudio:*

Las tablas G-V y G-VI muestran los resultados obtenidos para los tres índices en el tiempo y para los tres índices en la frecuencia utilizados para evaluar los CTGs por FCGf contra la señal de referencia por ECG.

En el inciso (a) de la tabla G-V puede observarse el comportamiento del índice calculado por medio de la raíz cuadrática media de las diferencias entre intervalos consecutivos (RCMDIC) para los CTGs de cada paciente fetal. Aquí se aprecia que los índices para los CTGs por FCGf son siempre mayores al de la señal de referencia, que el valor medio de los índices por maxS2 (RCMDIC= 14.10 ms) es el más cercano al valor medio de la señal de referencia (RCMDIC= 6.71 ms) seguido por maxS1 (RCMDIC= 28.52 ms), y que el valor medio de los índices por finS1 fue el que generó los valores mayores (RCMDIC= 67.85 ms). Este comportamiento se repite en los incisos (b) y (c) de la misma tabla, donde el valor medio del índice de variabilidad a corto plazo (VCP) de maxS2 (VCP= 10.27 ms) es el más cercano al de la señal de referencia (VCP= 4.74 ms) seguido por el de maxS1 (VCP= 20.11 ms), mientras que el peor valor fue el de finS1 (VCP= 53.01 ms). Por su parte, los valores promedio de los índices de variabilidad a largo plazo (VLP) del inciso (c) muestran nuevamente el mejor comportamiento para maxS2 (VLP= 76.92 ms) contra VLP= 58.15 ms de la señal de referencia, esto seguido de maxS1 con VLP= 120.02 ms mientras que el peor valor fue para finS1 con VLP= 231.10 ms. El análisis estadístico de estos datos utilizando el método de Bonferroni para muestras repetidas, mostró que únicamente los índices en el tiempo para maxS2 no generaron diferencias significativas ( $p > 0.05$ ) respecto a la señal patrón mientras que para maxS1 el único índice que no mostró diferencias significativas fue VLP. Esto muestra que únicamente esta referencia temporal fue extraída con la confiabilidad necesaria para la generación de CTGs cuyos índices clínicos sean equiparables a aquellos generados por los CTGs por onda R. Respecto a maxS1, y como se había supuesto previamente, los valores de los índices a corto plazo en el tiempo (RCMDIC y VCP) generaron diferencias significativas con respecto a la señal patrón o de referencia por ECG ( $p < 0.05$ ), mientras que el índice a largo plazo y los índices en frecuencia no mostraron diferencias significativas. Así, tomando en cuenta la experiencia adquirida durante el procesamiento de este bando de datos y el comportamiento de maxS2, es de suponerse que el mejorar el protocolo de registro para incrementar la S/R de S1 se reflejará en la capacidad de detección de maxS1 y en consecuencia en la confiabilidad para generar CTGs utilizando esta referencia temporal.

*Apéndice G: Resultados completos de aplicar el método propuesto en FCGs fetales*

**Tabla G-V.** Índices en el tiempo obtenidos para los CTGs generados utilizando el ECG y seis referencias temporales provenientes del FCGf para el banco de datos adquirido en 11 fetos. (a). Raíz cuadrática media de las diferencias entre intervalos consecutivos (RCMDIC), (b). Variabilidad a corto plazo (VCP), (c). Variabilidad a largo plazo (VLP).

a).

| Paciente                 | RCMDIC (ms) |          |           |           |          |        |          |
|--------------------------|-------------|----------|-----------|-----------|----------|--------|----------|
|                          | OndaR       | iniS1    | maxS1     | finS1     | iniS2    | maxS2  | finS2    |
| 3.1                      | 4.30        | 50.86    | 12.18     | 67.88     | 62.40    | 9.33   | 58.86    |
| 3.2                      | 11.75       | 54.65    | 26.31     | 65.22     | 57.72    | 14.17  | 60.78    |
| 3.3                      | 8.91        | 55.70    | 50.08     | 93.08     | 56.96    | 10.57  | 53.51    |
| 3.1                      | 5.93        | 48.73    | 12.55     | 75.22     | 66.14    | 13.68  | 58.48    |
| 3.5                      | 4.02        | 42.98    | 41.03     | 62.75     | 50.66    | 15.37  | 54.93    |
| 3.6                      | 6.28        | 56.14    | 36.09     | 67.04     | 52.07    | 8.60   | 46.32    |
| 3.7                      | 7.23        | 61.04    | 47.06     | 58.54     | 51.03    | 7.09   | 51.66    |
| 3.8                      | 2.95        | 37.88    | 10.07     | 55.13     | 54.58    | 34.23  | 53.16    |
| 3.9                      | 5.27        | 63.69    | 56.88     | 83.06     | 79.06    | 11.44  | 71.74    |
| 3.10                     | 7.46        | 46.48    | 11.50     | 62.85     | 56.38    | 14.09  | 62.97    |
| 3.11                     | 9.67        | 43.06    | 9.89      | 55.62     | 55.22    | 16.53  | 51.59    |
| Media (ms)               | 6.71        | 51.02    | 28.52     | 67.85     | 58.38    | 14.10  | 56.73    |
| Desviación Estándar (ms) | ± 2.64      | ± 8.06 * | ± 18.25 * | ± 11.74 * | ± 8.30 * | ± 7.31 | ± 6.89 * |

b).

| Paciente                 | VCP (ms) |          |           |          |          |        |          |
|--------------------------|----------|----------|-----------|----------|----------|--------|----------|
|                          | OndaR    | iniS1    | maxS1     | finS1    | iniS2    | maxS2  | finS2    |
| 3.1                      | 3.16     | 37.10    | 8.76      | 48.99    | 45.51    | 7.04   | 41.75    |
| 3.2                      | 7.16     | 43.25    | 19.41     | 50.82    | 44.41    | 10.83  | 46.94    |
| 3.3                      | 5.46     | 44.17    | 34.22     | 73.58    | 45.28    | 7.41   | 42.52    |
| 3.1                      | 4.09     | 38.54    | 9.38      | 61.33    | 51.61    | 9.88   | 46.33    |
| 3.5                      | 2.87     | 33.63    | 24.39     | 49.76    | 39.52    | 10.81  | 43.39    |
| 3.6                      | 4.62     | 43.48    | 25.33     | 51.68    | 41.27    | 5.93   | 36.91    |
| 3.7                      | 5.39     | 48.85    | 33.16     | 45.19    | 41.27    | 5.10   | 40.84    |
| 3.8                      | 2.30     | 30.99    | 7.83      | 43.65    | 42.24    | 22.81  | 42.45    |
| 3.9                      | 4.02     | 49.70    | 41.90     | 65.42    | 59.74    | 8.78   | 57.00    |
| 3.10                     | 5.93     | 37.24    | 9.06      | 49.03    | 43.74    | 10.95  | 49.69    |
| 3.11                     | 7.15     | 35.21    | 7.78      | 43.68    | 42.85    | 13.39  | 38.22    |
| Media (ms)               | 4.74     | 40.20    | 20.11     | 53.01    | 45.22    | 10.27  | 44.19    |
| Desviación Estándar (ms) | ± 1.64   | ± 6.12 * | ± 12.49 * | ± 9.65 * | ± 5.77 * | ± 4.84 | ± 5.65 * |

c).

| Paciente                 | VLP (ms) |           |         |           |           |         |           |
|--------------------------|----------|-----------|---------|-----------|-----------|---------|-----------|
|                          | OndaR    | iniS1     | maxS1   | finS1     | iniS2     | maxS2   | finS2     |
| 3.1                      | 63.00    | 242.33    | 77.67   | 295.33    | 254.33    | 73.67   | 238.67    |
| 3.2                      | 90.00    | 189.33    | 110.67  | 237.67    | 201.00    | 76.33   | 210.33    |
| 3.3                      | 88.33    | 199.00    | 228.00  | 276.00    | 193.67    | 90.33   | 192.33    |
| 3.1                      | 71.00    | 168.33    | 79.33   | 238.00    | 256.67    | 86.67   | 194.67    |
| 3.5                      | 32.40    | 150.60    | 174.40  | 199.40    | 181.20    | 71.80   | 165.80    |
| 3.6                      | 67.33    | 197.33    | 136.00  | 227.00    | 184.67    | 72.33   | 167.33    |
| 3.7                      | 45.33    | 184.67    | 173.00  | 189.00    | 144.00    | 44.67   | 151.67    |
| 3.8                      | 29.60    | 116.60    | 45.80   | 180.40    | 165.20    | 133.00  | 168.80    |
| 3.9                      | 54.33    | 225.67    | 185.67  | 295.00    | 262.00    | 72.00   | 247.00    |
| 3.10                     | 40.33    | 166.67    | 52.33   | 217.67    | 196.67    | 56.00   | 198.00    |
| 3.11                     | 58.00    | 137.33    | 57.33   | 186.67    | 166.33    | 69.33   | 187.67    |
| Media (ms)               | 58.15    | 179.81    | 120.02  | 231.10    | 200.52    | 76.92   | 192.93    |
| Desviación Estándar (ms) | ± 20.43  | ± 37.09 * | ± 62.89 | ± 42.23 * | ± 40.16 * | ± 22.45 | ± 30.09 * |

\* Diferencias significativas entre índices por CTG<sub>S-S</sub> y CTG<sub>R-R</sub> ( $p < 0.05$ ). El análisis estadístico se realizó utilizando el método de Bonferroni para muestras repetidas.

*Apéndice G: Resultados completos de aplicar el método propuesto en FCGs fetales*

**Tabla G-VI.** Índices en la frecuencia obtenidos para los CTGs generados utilizando el ECG y seis referencias temporales provenientes del FCGf para el banco de datos adquirido en 11 fetos y 3575 intervalos. (a). Raíz cuadrática media de las diferencias entre intervalos consecutivos (RCMDIC), (b). Variabilidad a corto plazo (VCP), (c). Variabilidad a largo plazo (VLP).

a).

| Paciente                       | PT (ms <sup>2</sup> /Hz) |           |         |           |           |         |         |
|--------------------------------|--------------------------|-----------|---------|-----------|-----------|---------|---------|
|                                | OndaR                    | iniS1     | maxS1   | finS1     | iniS2     | maxS2   | finS2   |
| 3.1                            | 2883.19                  | 3089.51   | 2887.02 | 4043.31   | 4267.41   | 2194.82 | 3185.00 |
| 3.2                            | 2128.30                  | 3422.91   | 1841.47 | 4160.74   | 4230.21   | 1858.56 | 3456.05 |
| 3.3                            | 5433.20                  | 7067.28   | 7805.12 | 10940.76  | 8571.66   | 5951.38 | 7582.26 |
| 3.1                            | 2442.85                  | 3590.24   | 2954.95 | 4540.74   | 3768.34   | 3319.91 | 3838.96 |
| 3.5                            | 495.93                   | 1480.70   | 1386.75 | 3266.60   | 2108.84   | 553.02  | 2179.45 |
| 3.6                            | 2096.74                  | 2907.67   | 2081.32 | 4277.57   | 2855.59   | 2137.97 | 2385.03 |
| 3.7                            | 1650.41                  | 3764.82   | 2519.10 | 3103.45   | 2564.15   | 1683.00 | 2414.80 |
| 3.8                            | 249.01                   | 1124.28   | 199.72  | 2215.85   | 2149.35   | 855.05  | 2046.48 |
| 3.9                            | 1951.48                  | 5627.04   | 4539.50 | 6307.27   | 6277.37   | 2703.25 | 5585.47 |
| 3.10                           | 1491.23                  | 1750.23   | 1229.42 | 3153.98   | 2650.30   | 1077.01 | 2783.45 |
| 3.11                           | 1972.57                  | 2450.39   | 1811.81 | 2783.59   | 3030.58   | 2084.67 | 2823.59 |
| Media (ms <sup>2</sup> /Hz)    | 2052.27                  | 3295.92   | 2639.66 | 4435.81   | 3861.26   | 2219.88 | 3480.05 |
| Desviación                     | ±                        | ±         | ±       | ±         | ±         | ±       | ±       |
| Estándar (ms <sup>2</sup> /Hz) | 1346.51                  | 1770.91 * | 2038.43 | 2419.21 * | 1979.57 * | 1475.11 | 1687.43 |

b).

| Paciente                       | PBF (ms <sup>2</sup> /Hz) |        |        |        |        |        |        |
|--------------------------------|---------------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
|                                | OndaR                     | iniS1  | maxS1  | finS1  | iniS2  | maxS2  | finS2  |
| 3.1                            | 94.31                     | 93.19  | 96.01  | 105.07 | 120.11 | 85.60  | 87.67  |
| 3.2                            | 86.34                     | 102.04 | 67.70  | 117.55 | 130.51 | 74.54  | 96.46  |
| 3.3                            | 235.15                    | 256.68 | 293.82 | 343.92 | 314.11 | 253.81 | 276.80 |
| 3.1                            | 102.42                    | 118.99 | 115.60 | 118.69 | 89.50  | 120.72 | 116.24 |
| 3.5                            | 18.80                     | 36.87  | 34.36  | 78.68  | 49.91  | 19.46  | 52.57  |
| 3.6                            | 74.70                     | 78.68  | 68.65  | 115.19 | 79.66  | 73.34  | 66.48  |
| 3.7                            | 64.04                     | 106.24 | 73.80  | 82.27  | 70.17  | 65.02  | 66.93  |
| 3.8                            | 8.52                      | 27.21  | 6.76   | 48.61  | 47.85  | 19.58  | 48.44  |
| 3.9                            | 84.43                     | 179.87 | 146.51 | 171.28 | 177.30 | 111.09 | 164.15 |
| 3.10                           | 50.72                     | 41.44  | 45.84  | 76.80  | 66.63  | 39.91  | 62.85  |
| 3.11                           | 75.07                     | 78.80  | 71.07  | 75.75  | 88.36  | 78.66  | 83.84  |
| Media (ms <sup>2</sup> /Hz)    | 81.32                     | 101.82 | 92.74  | 121.28 | 112.19 | 85.61  | 102.04 |
| Desviación                     | ±                         | ±      | ±      | ±      | ±      | ±      | ±      |
| Estándar (ms <sup>2</sup> /Hz) | 59.03                     | 67.05  | 76.74  | 80.66  | 77.08  | 64.61  | 66.73  |

c).

| Paciente                       | PAF (ms <sup>2</sup> /Hz) |          |        |          |          |        |          |
|--------------------------------|---------------------------|----------|--------|----------|----------|--------|----------|
|                                | OndaR                     | iniS1    | maxS1  | finS1    | iniS2    | maxS2  | finS2    |
| 3.1                            | 13.55                     | 761.38   | 48.29  | 1301.13  | 1215.88  | 37.73  | 930.13   |
| 3.2                            | 52.17                     | 907.24   | 234.72 | 1266.10  | 1063.93  | 65.29  | 1021.52  |
| 3.3                            | 93.24                     | 938.81   | 783.89 | 2322.62  | 1003.25  | 99.52  | 809.12   |
| 3.1                            | 23.08                     | 579.84   | 58.60  | 1161.25  | 1307.93  | 52.54  | 803.94   |
| 3.5                            | 8.23                      | 415.62   | 439.40 | 1104.42  | 718.79   | 75.11  | 674.82   |
| 3.6                            | 18.40                     | 899.74   | 400.54 | 1254.78  | 852.19   | 39.69  | 729.89   |
| 3.7                            | 27.71                     | 1032.81  | 635.76 | 1005.46  | 774.88   | 24.62  | 675.78   |
| 3.8                            | 3.48                      | 341.90   | 31.36  | 822.87   | 723.66   | 290.68 | 635.27   |
| 3.9                            | 30.12                     | 1070.23  | 833.48 | 1732.09  | 1628.35  | 63.56  | 1327.25  |
| 3.10                           | 19.11                     | 618.75   | 42.54  | 1043.45  | 810.40   | 62.85  | 997.85   |
| 3.11                           | 36.92                     | 479.48   | 33.93  | 854.41   | 740.84   | 61.87  | 687.74   |
| Media (ms <sup>2</sup> /Hz)    | 29.64                     | 731.44   | 322.05 | 1280.78  | 985.45   | 79.41  | 844.85   |
| Desviación                     | ±                         | ±        | ±      | ±        | ±        | ±      | ±        |
| Estándar (ms <sup>2</sup> /Hz) | 25.08                     | 256.78 * | 314.77 | 430.70 * | 294.82 * | 72.89  | 209.02 * |

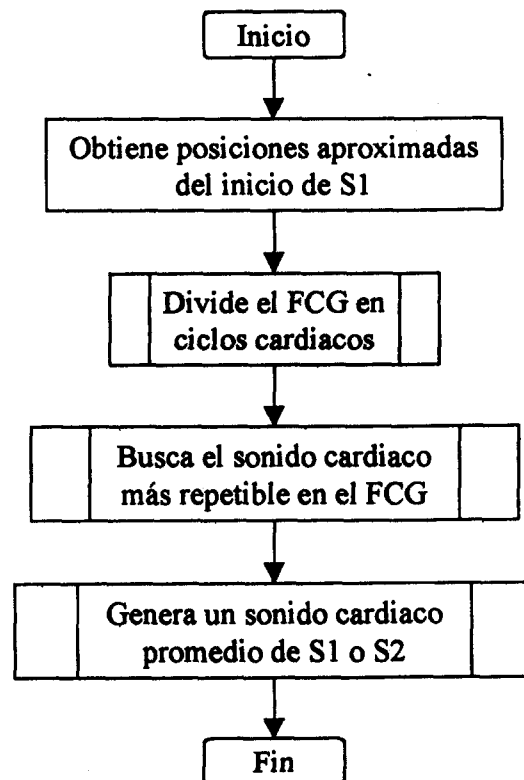
\* Diferencias significativas entre índices por CTG<sub>S-S</sub> y CTG<sub>R-R</sub> (p < 0.05). El análisis estadístico se realizó utilizando el método de Bonferroni para muestras repetidas.

La tabla G-VI muestra los resultados de los índices en la frecuencia para las series de tiempo de las señales fetales, (a). Potencia total (PT), (b). Potencia en la banda de baja frecuencia (PBF) y (c). Potencia en la banda de alta frecuencia (PAF). Como en el caso de la tabla anterior, puede verse que los valores de los índices para los CTGs por FCGf son mayores a los de la señal de referencia. Se observa también que en todos los casos los índices espectrales para maxS2 (PT= 2219.88 ms<sup>2</sup>/ Hz, PBF= 85.61 ms<sup>2</sup>/ Hz, PAF= 79.41 ms<sup>2</sup>/ Hz) generaron los valores más cercanos a los de la señal de referencia (PT= 2052.27 ms<sup>2</sup>/ Hz, PBF= 81.32 ms<sup>2</sup>/ Hz, PAF= 29.74 ms<sup>2</sup>/ Hz). El segundo lugar lo ocupó maxS1 con PT= 2639.66 ms<sup>2</sup>/ Hz, PBF= 92.75 ms<sup>2</sup>/ Hz, PAF= 322.05 ms<sup>2</sup>/ Hz y el peor comportamiento se observó para finS1 con los siguientes valores PT= 4435.81 ms<sup>2</sup>/ Hz, PBF= 121.26 ms<sup>2</sup>/ Hz, PAF= 1260.78 ms<sup>2</sup>/ Hz. El análisis estadístico de estos índices mostró diferencias no significativas ( $p > 0.05$ ) entre maxS1 y maxS2 respecto a la señal de referencia para ninguno de los tres índices. De hecho, a bajas frecuencias ninguno de los CTGs muestra diferencias significativas con el ECG mientras que a altas frecuencias las únicas referencias útiles son maxS1 y maxS2. Esto podría parecer contradictorio respecto al comportamiento en el dominio del tiempo, pero, si se tiene en cuenta el rango para el cual se calculó PBF (0.03 Hz a 0.08 Hz), y se observan nuevamente las gráficas del contenido espectral de las series de tiempo, se verá que efectivamente no existen diferencias en este rango en frecuencias.

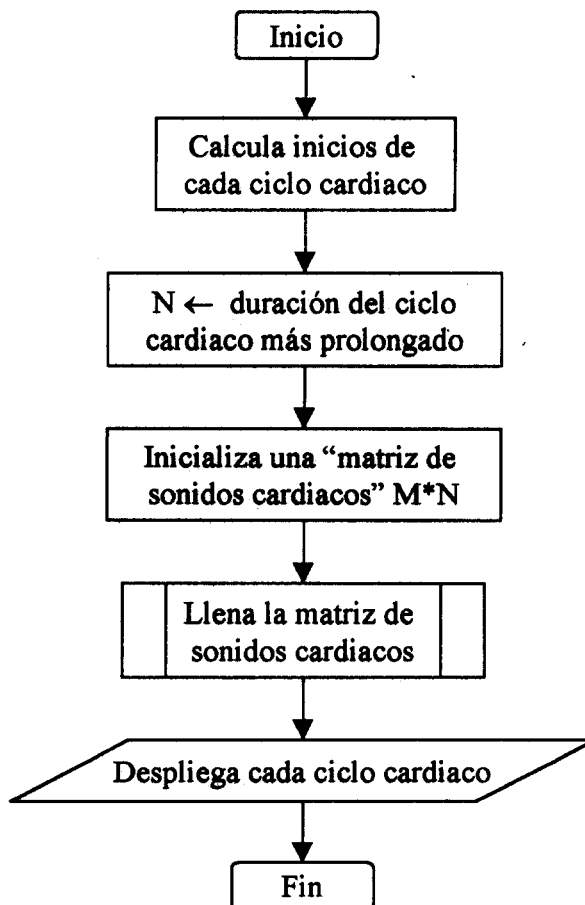
## *G.2. Conclusiones*

1. Tras haber realizado el análisis de los resultados para las series de tiempo generadas utilizando las referencias temporales extraídas mediante el método propuesto, ha sido posible establecer su capacidad de extracción confiable de al menos una referencia temporal asegurando así la generación de series de tiempo intercambiables con la señal de referencia por ECG.
2. También se ha apreciado claramente la influencia de la S/R en la morfología del sonido cardiaco y en consecuencia en el desempeño del método haciendo necesaria la aplicación de la etapa de filtrado en segmentos o secciones del FCGf e indicando también que el protocolo de adquisición de datos debe ser mejorado para permitir la extracción confiable del máximo de S1.
3. Otro punto de gran importancia está asociado a la posibilidad de extraer información extra de la fisiología fetal con ayuda del procesamiento del FCGf dando lugar a nuevas ventanas de exploración además de la variabilidad de la frecuencia cardiaca fetal.
4. Finalmente no debe perderse de vista que en el presente trabajo se propusieron y/o utilizaron algunos criterios que aún no han sido completamente evaluados y que podrían ser cambiados o ajustados con la posibilidad de mejorar el desempeño del método, por ejemplo:
  - a). El algoritmo para extracción de referencias temporales auxiliares: su estado actual no permite la implementación del método en tiempo real o cuasi-real y cuya depuración acelerará el proceso en general.
  - b). El criterio propuesto para la selección del patrón en el filtrado del FCGf: aunque inicialmente se buscó correlación alta con el 80 % de los sonidos en el registro, y en adultos se logró en 17 de los 18 casos; en los registros fetales este valor se redujo a casi el 50 %. Aunque aún en estas circunstancias se logró extraer maxS2 en forma confiable, es necesario realizar una revisión exhaustiva de este criterio y establecer claramente si es adecuado o no.

***Apéndice H: Diagrama de flujo de la función MEJORS.M***

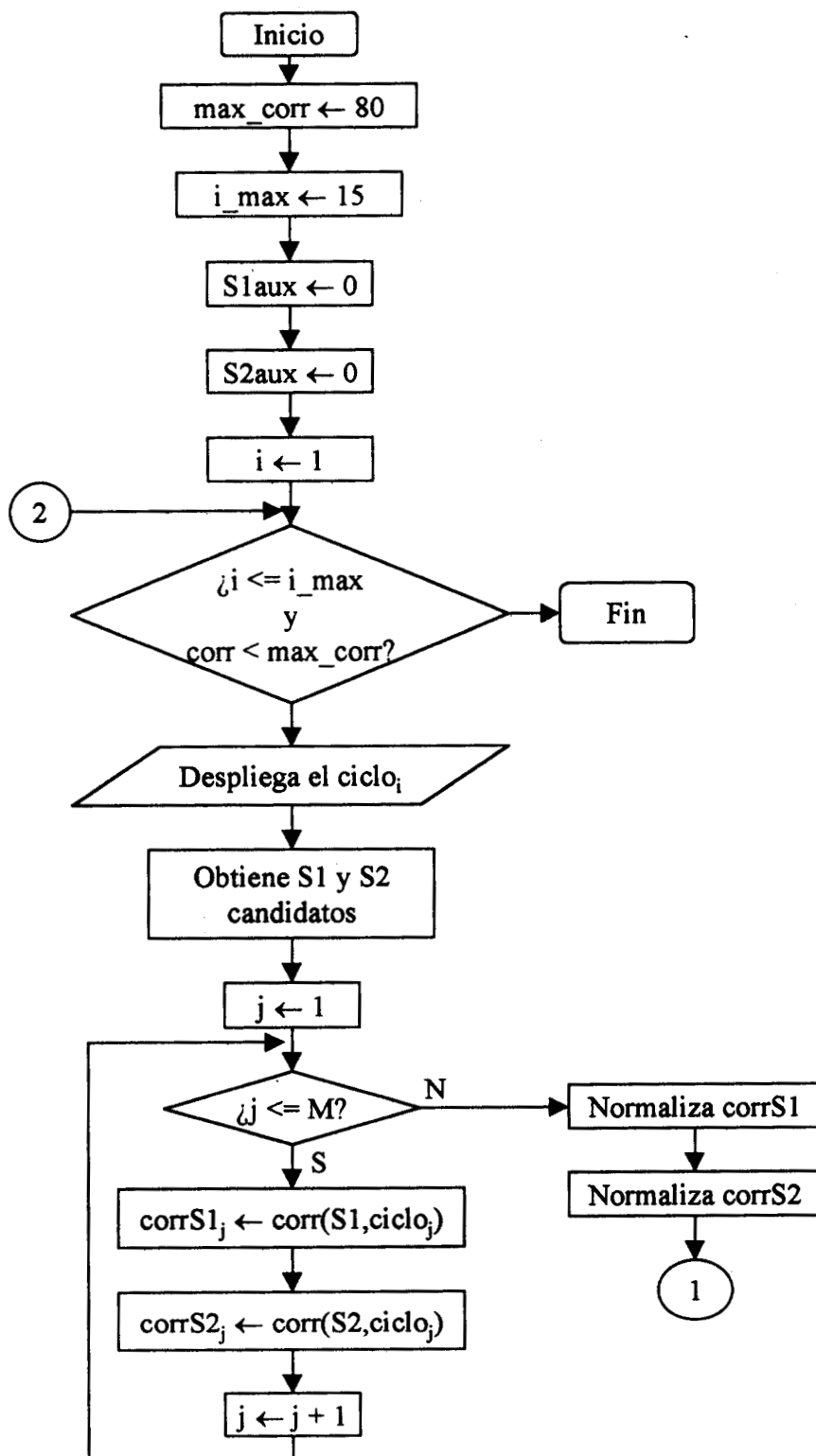


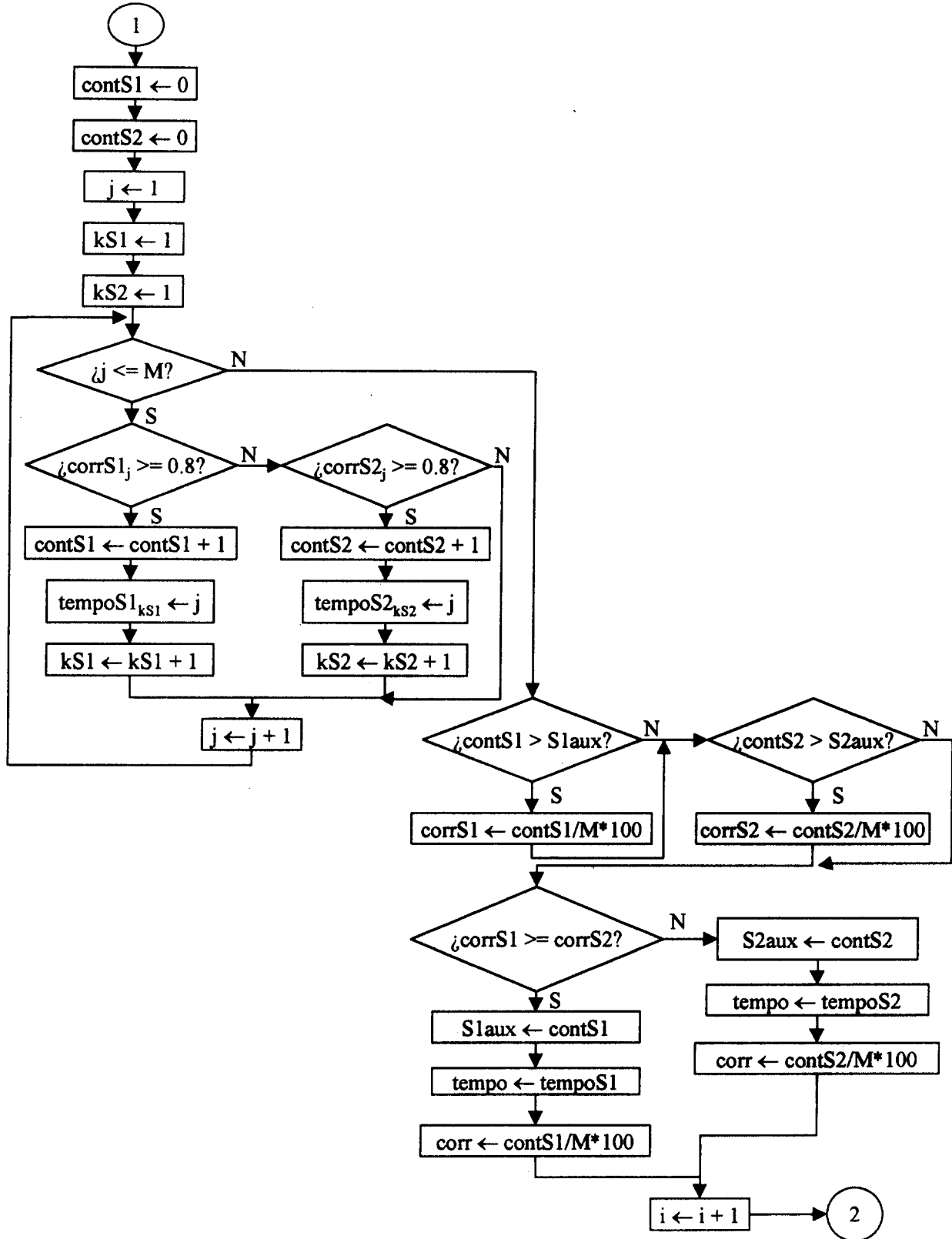
Apéndice H: Diagrama de flujo de la función *SEGMEN\_F.M*



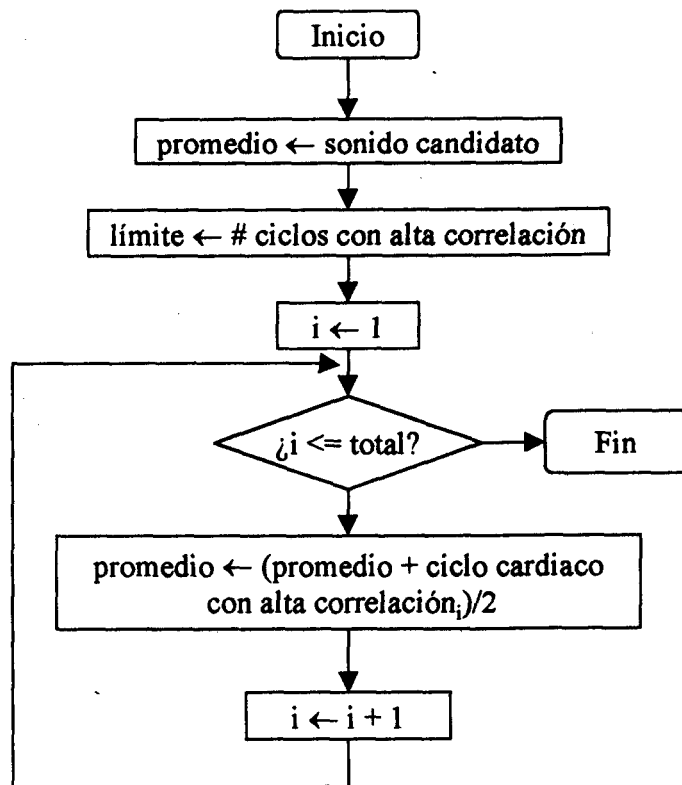


Apéndice H: Diagrama de flujo de la función CORRFCG3.M

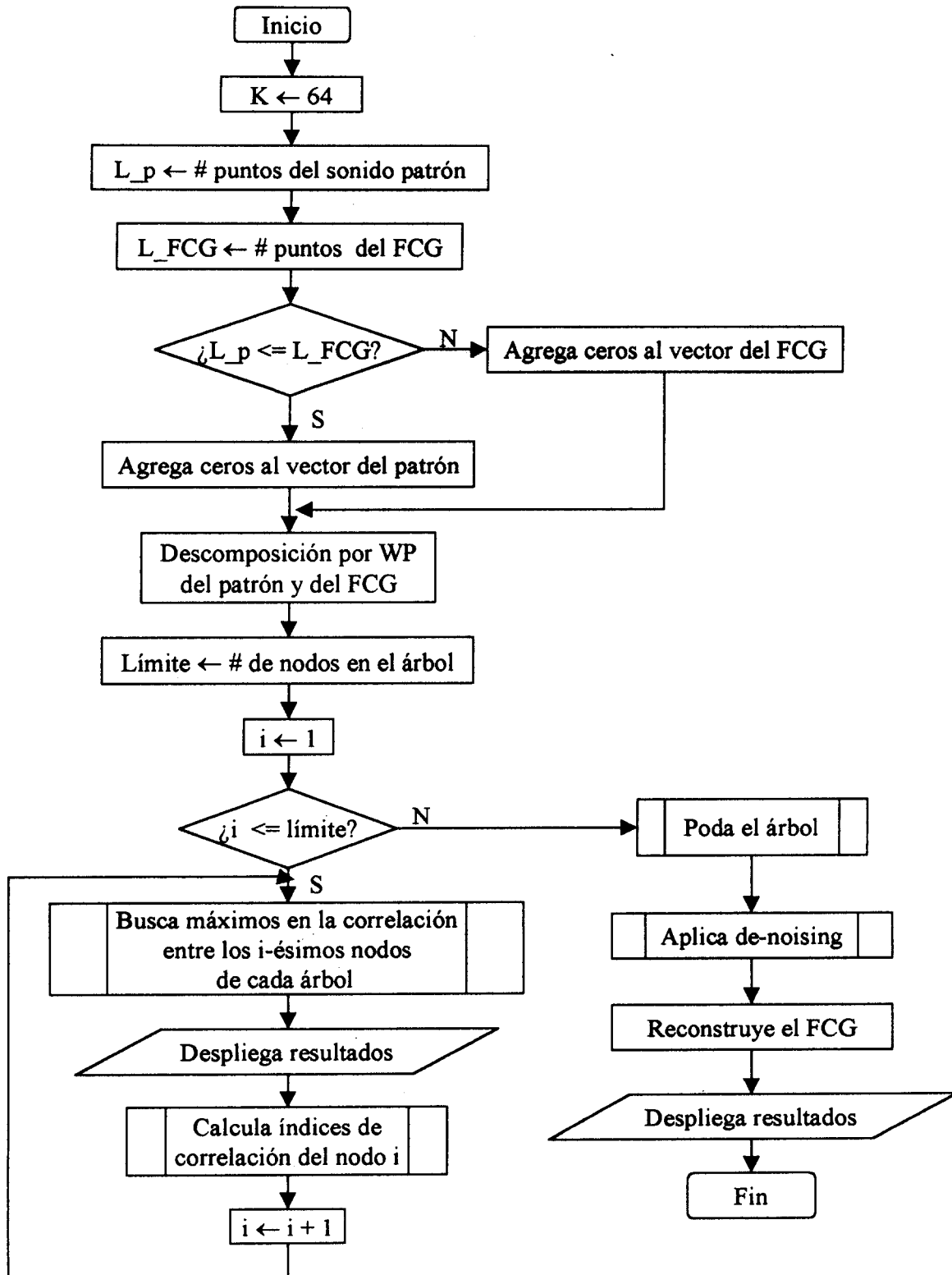




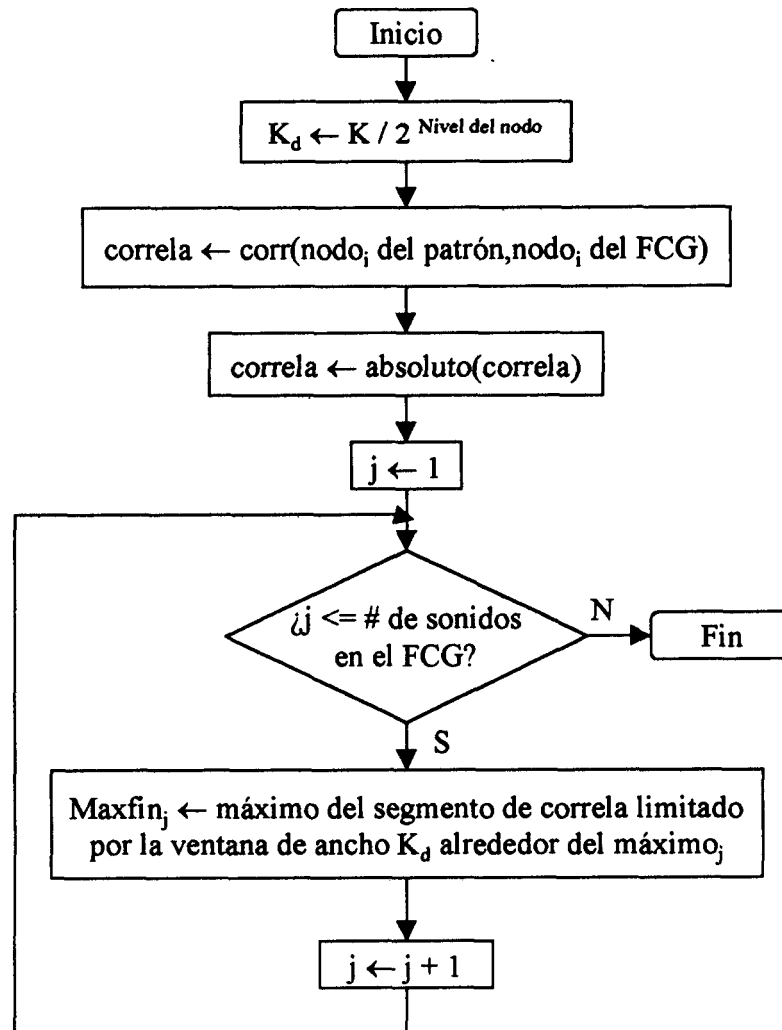
Apéndice H: Diagrama de flujo de la función PROMFCG1.M



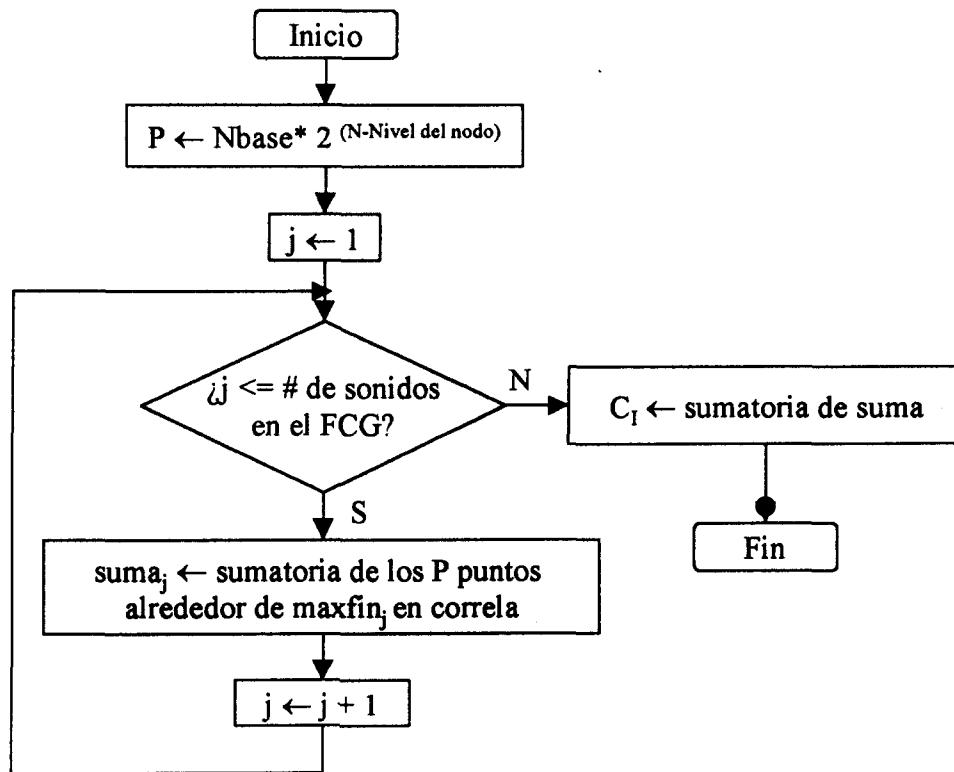
Apéndice H: Diagrama de flujo de la función MUTUAL\_F.M



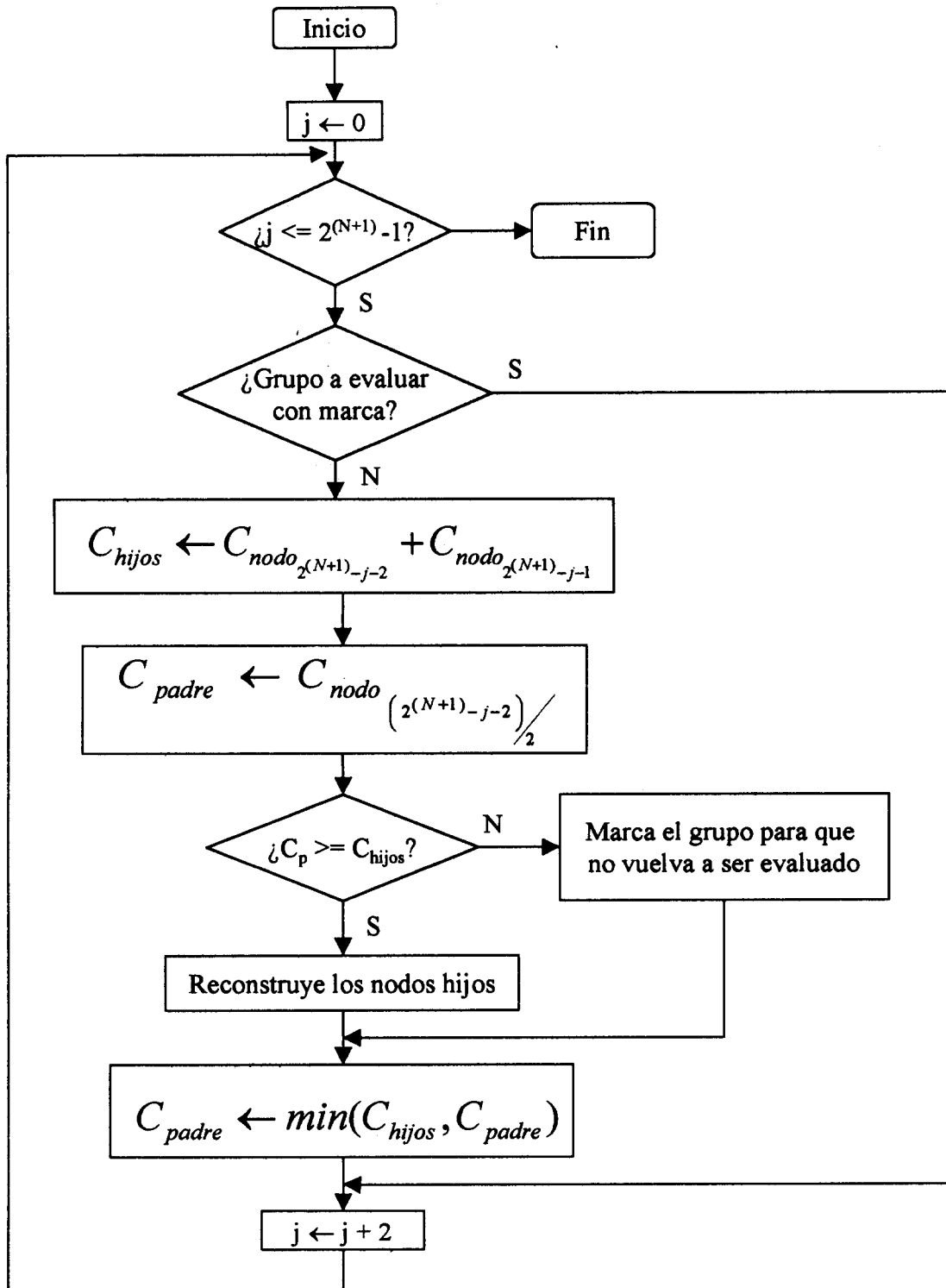
Apéndice H: Diagrama de flujo de la función BUSCADO.F.M



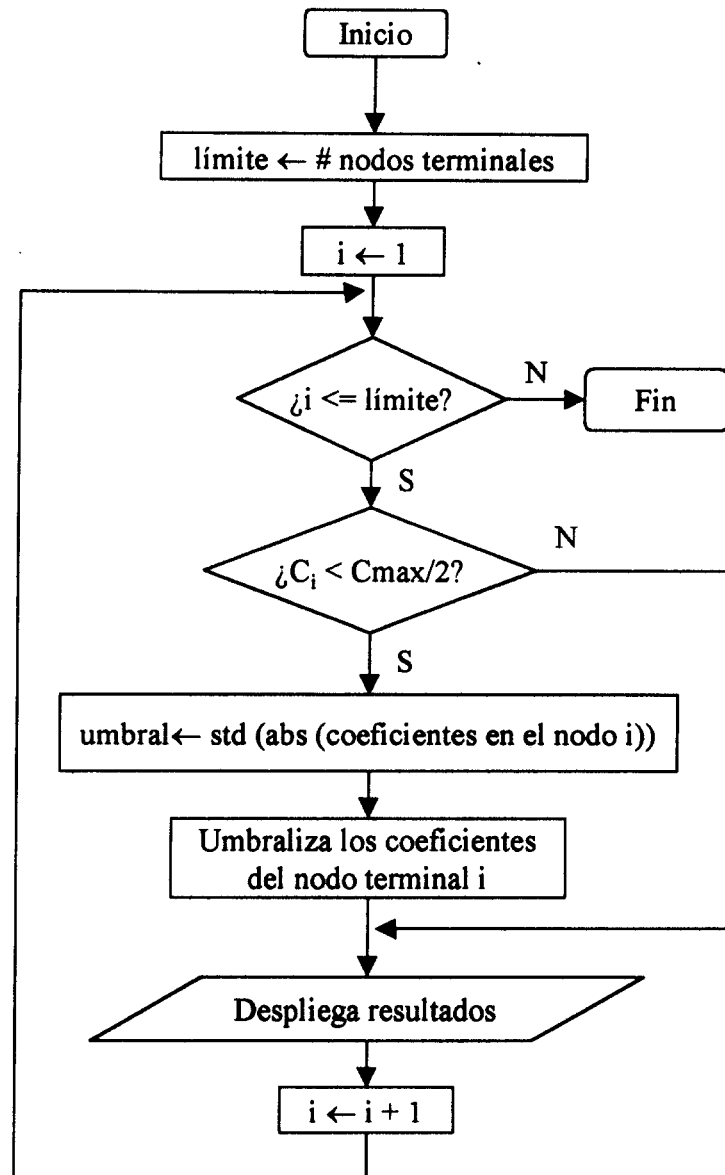
Apéndice H: Diagrama de flujo de la función INDIAUX.M



Apéndice H: Diagrama de flujo de la función PODA1.M

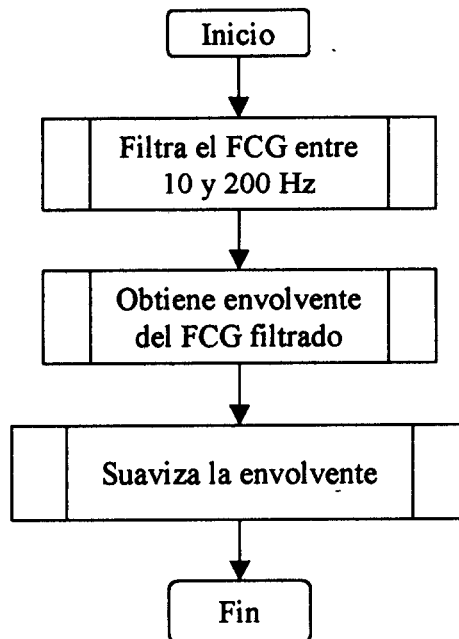


Apéndice H: Diagrama de flujo de la función *DENOISE5.M*

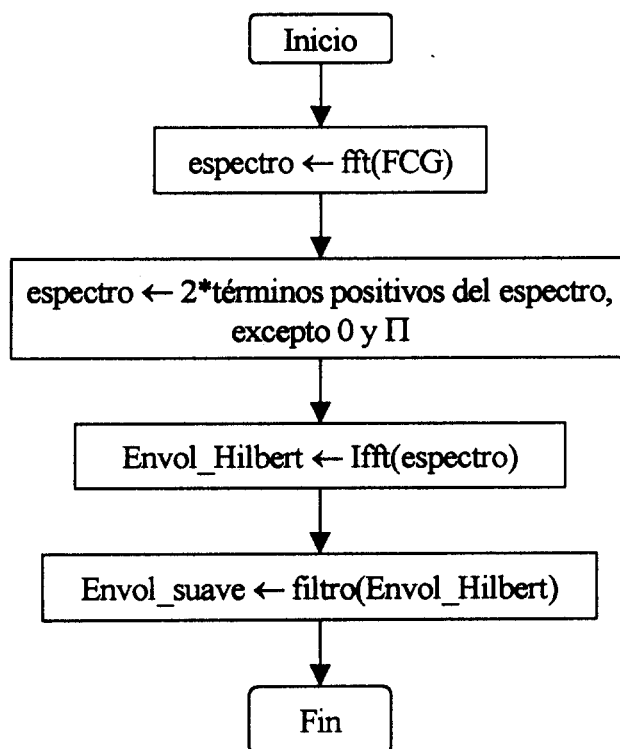




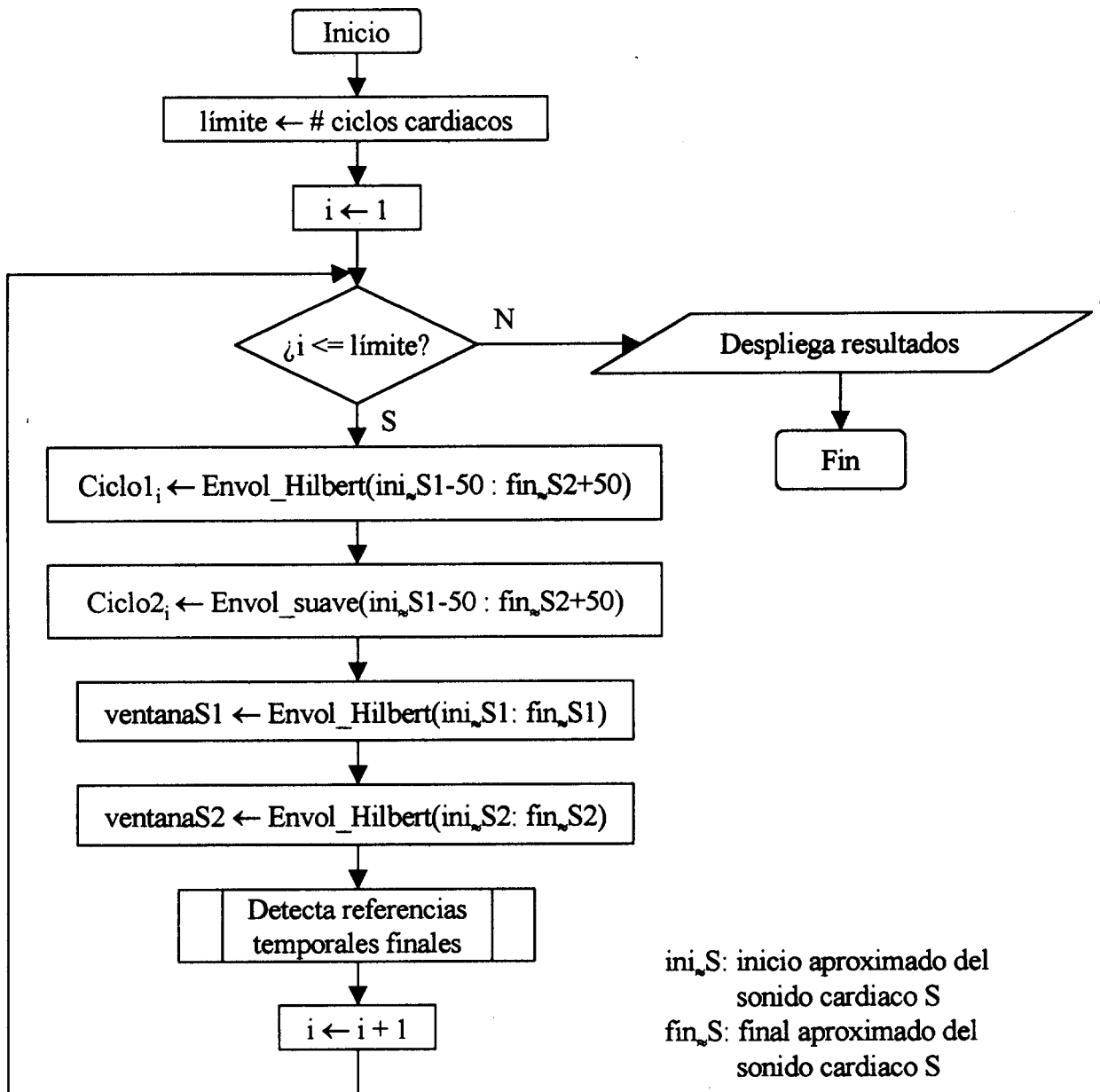
***Apéndice H: Diagrama de flujo de la función PREPFCG1.M***



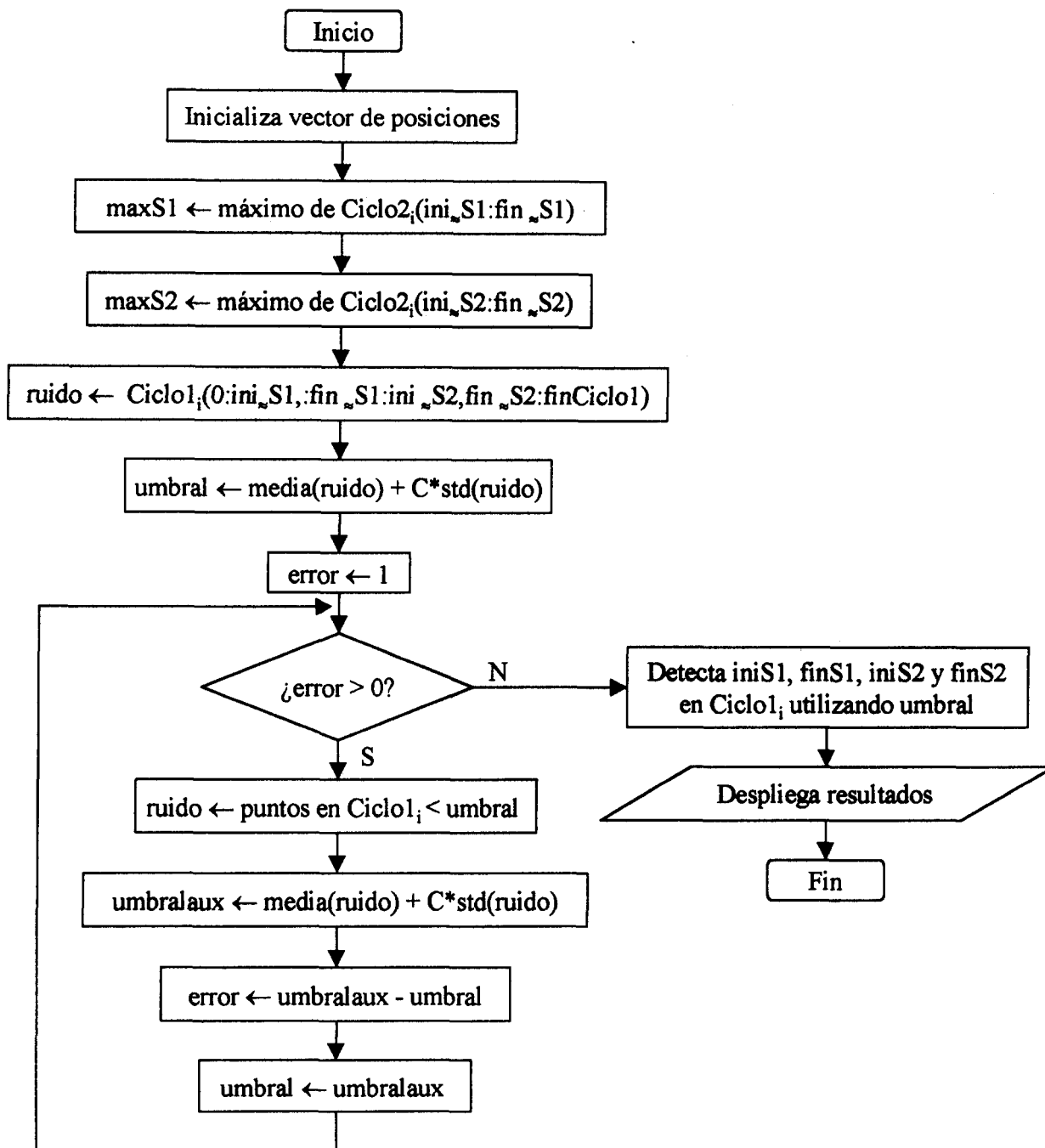
Apéndice H: Diagrama de flujo de la función *HILBERT2.M*



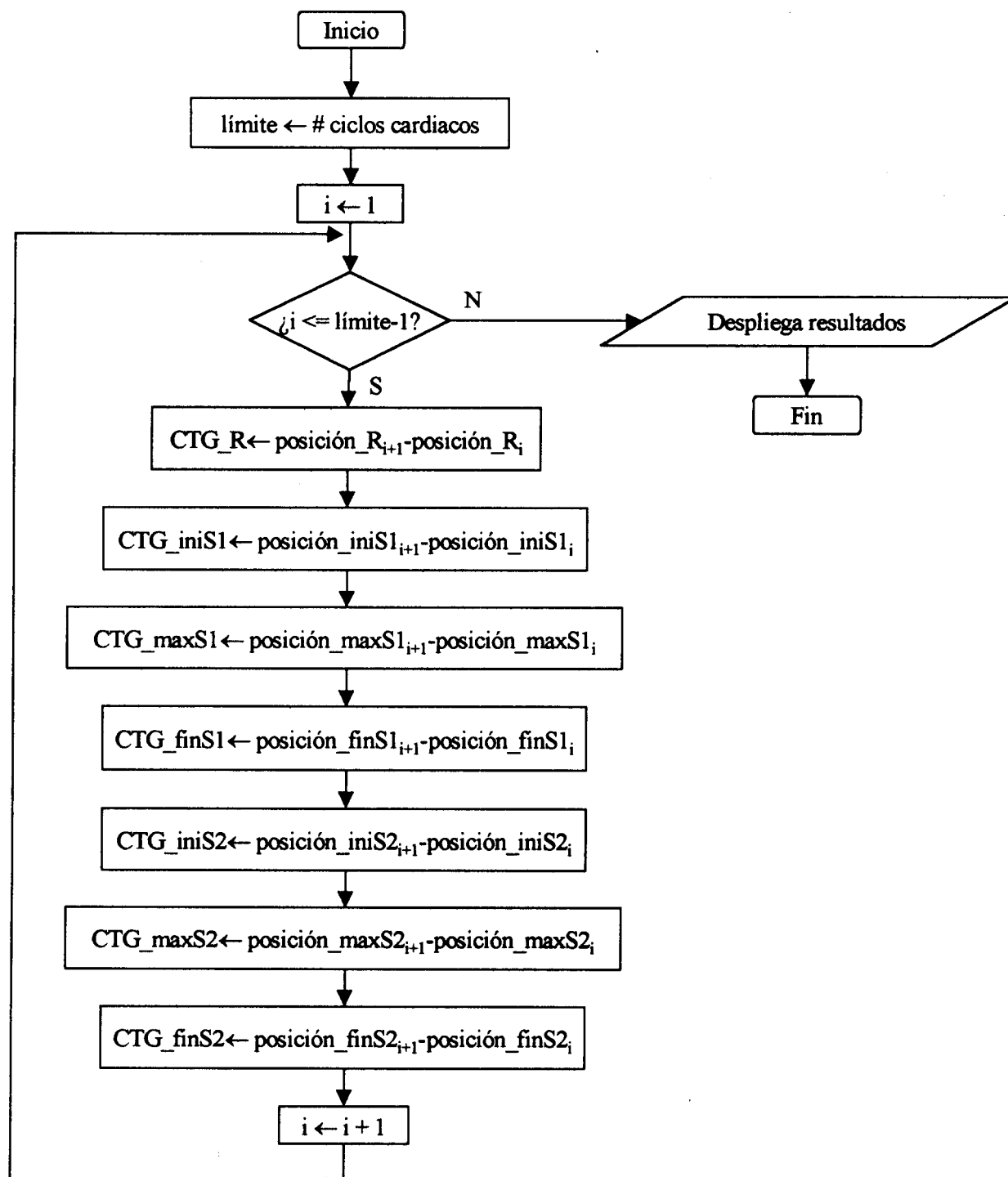
Apéndice H: Diagrama de flujo de la función SEGMENT4.M



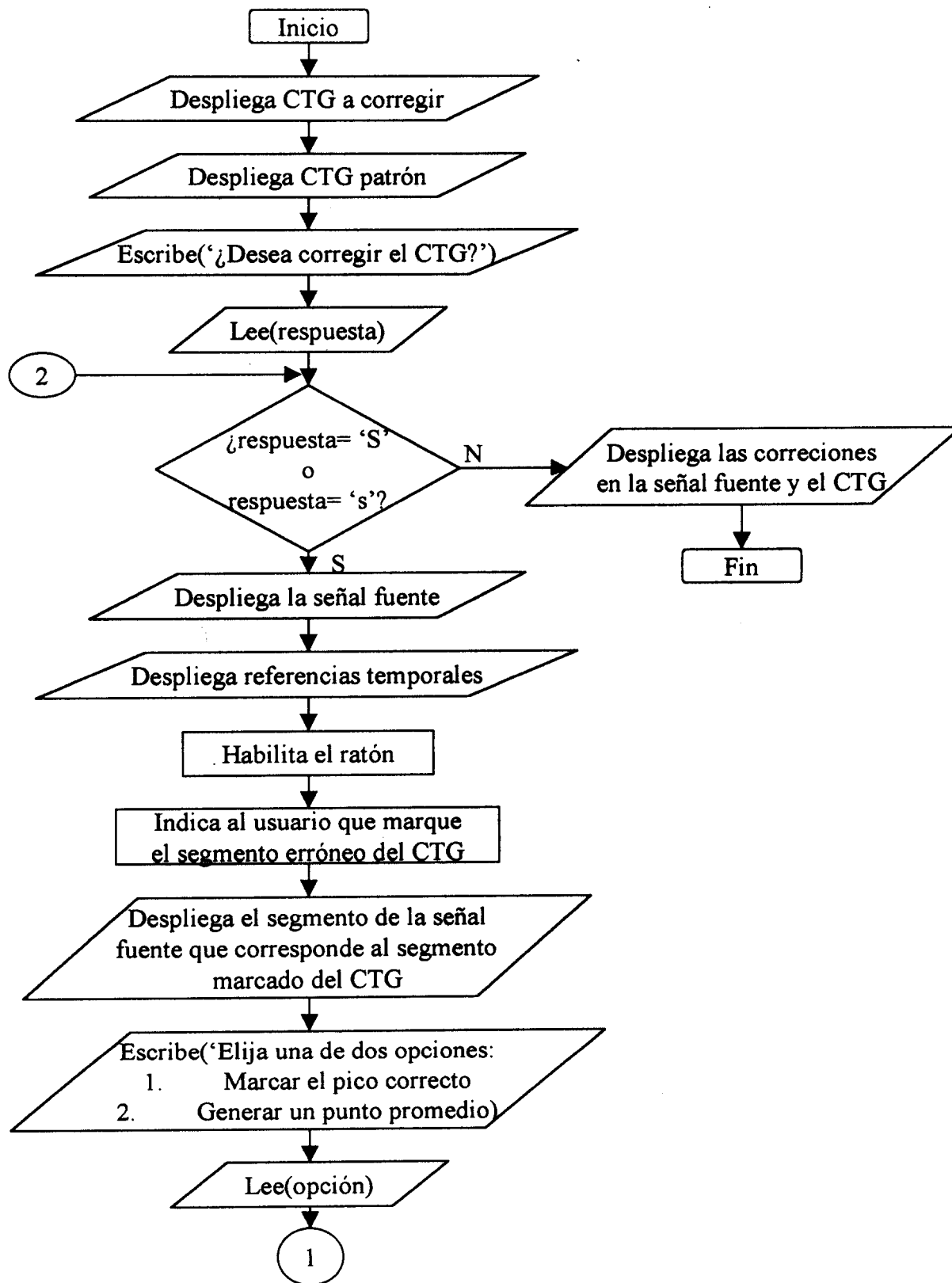
Apéndice H: Diagrama de flujo de la función DETECTO3.M

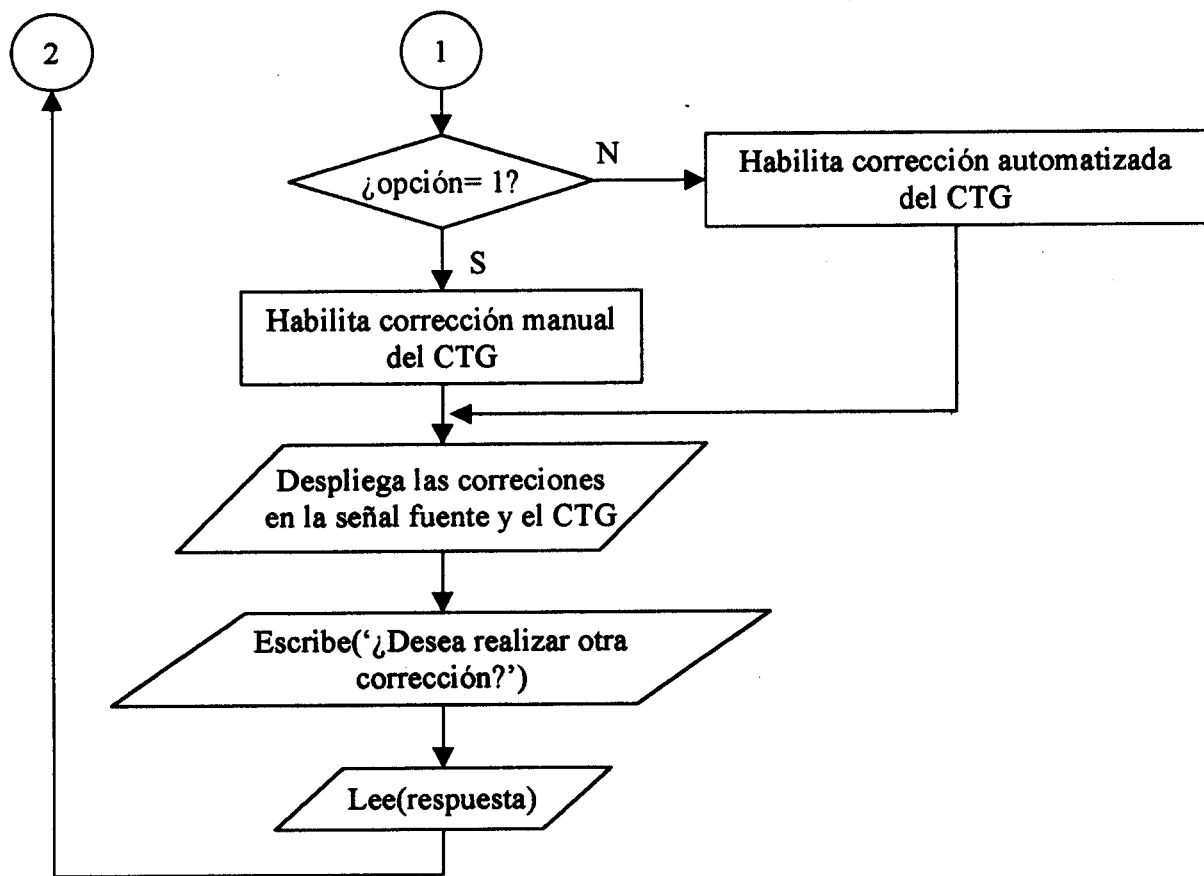


Apéndice H: Diagrama de flujo de la función CTG.M

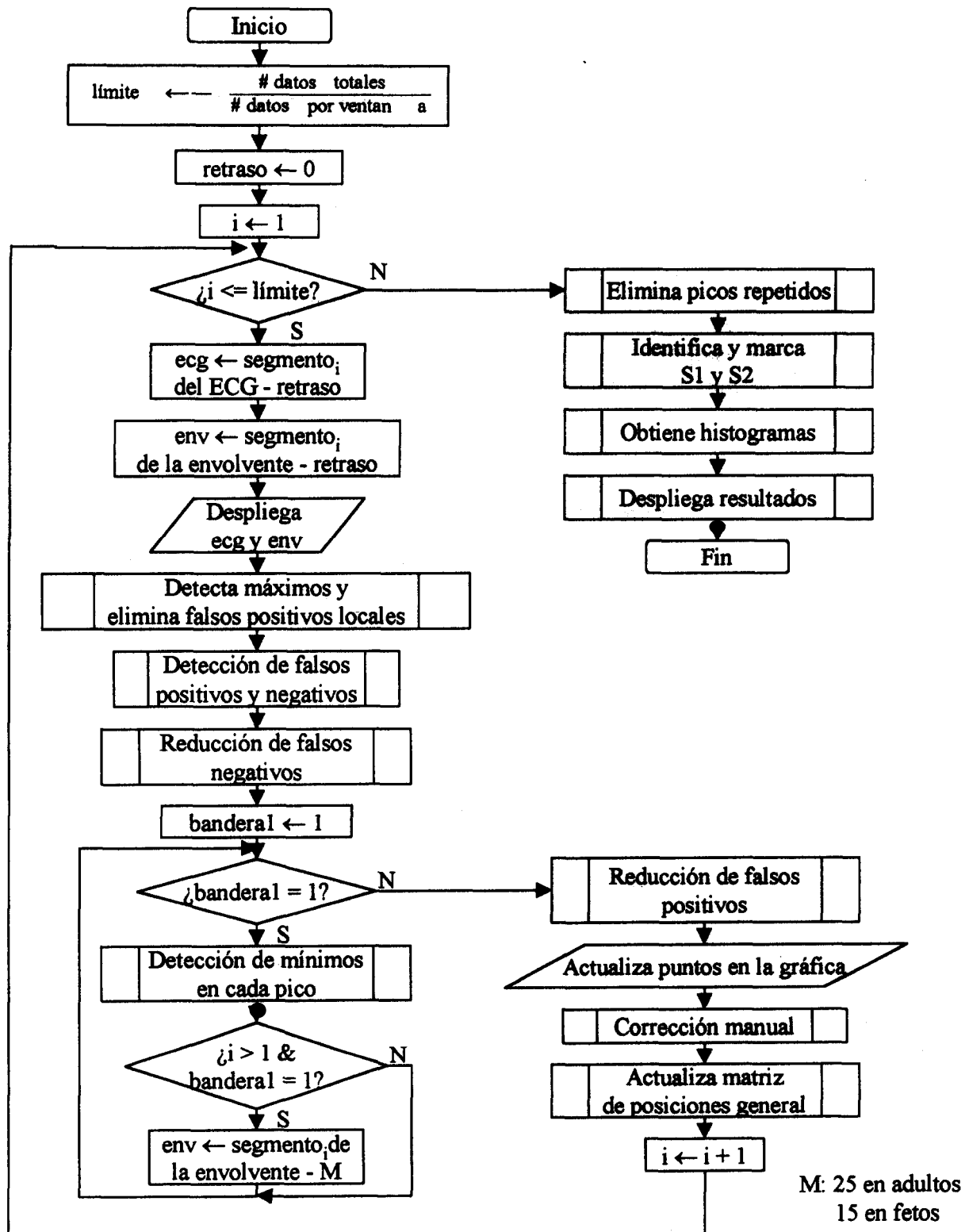


Apéndice H: Diagrama de flujo de la función CTGOK.M



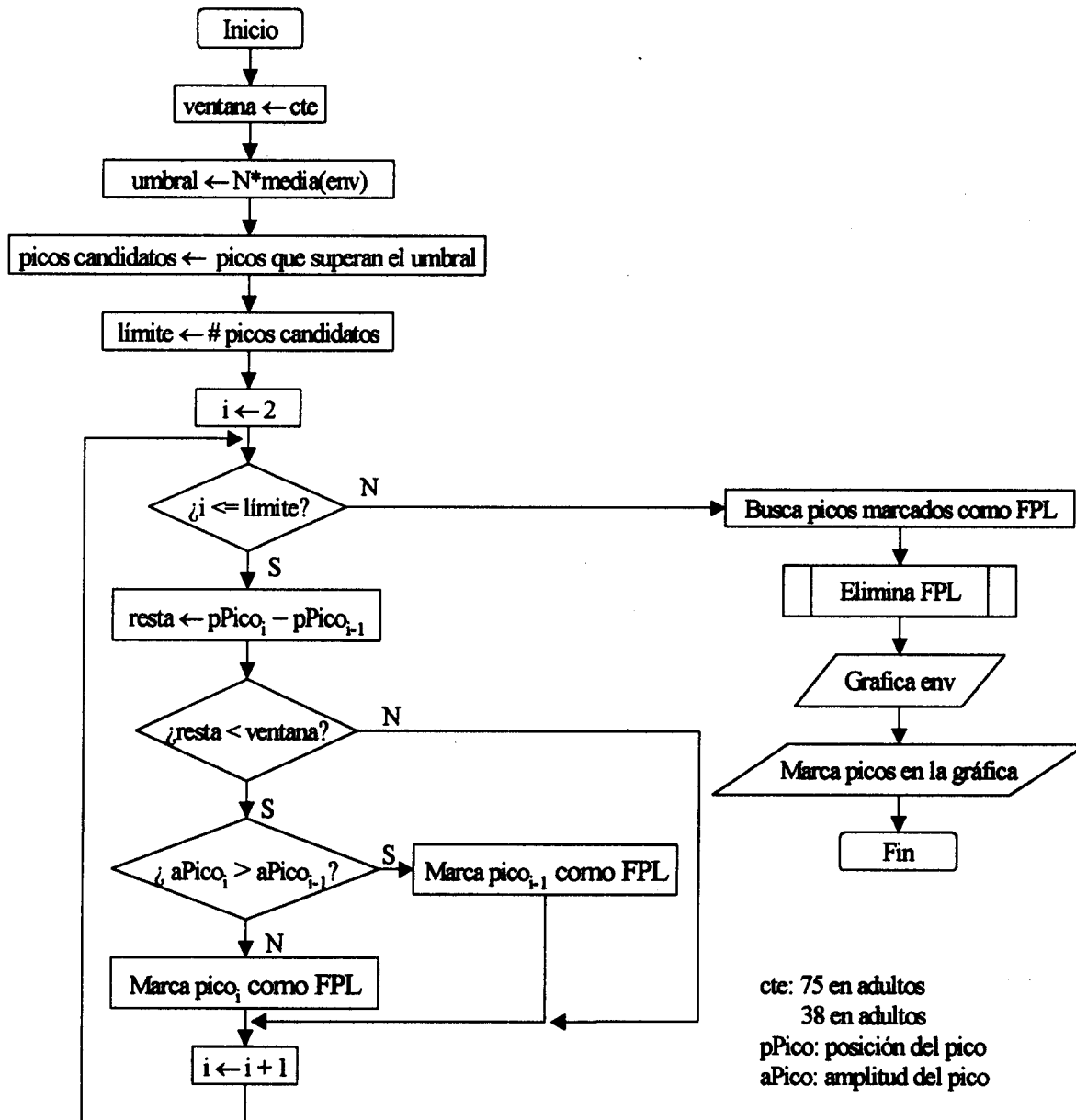


Apéndice H: Diagrama de flujo de la función PICOSF.M

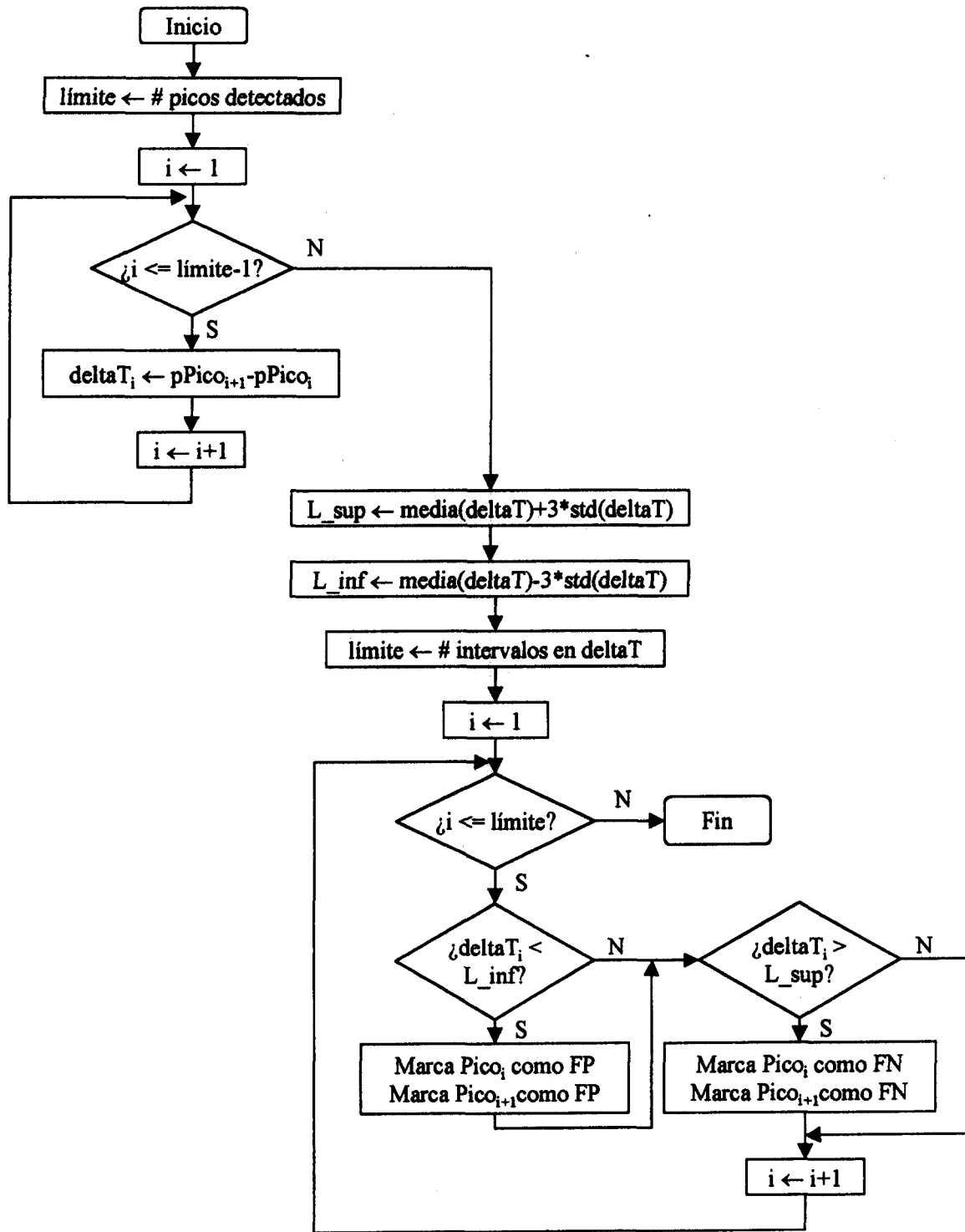




Apéndice H: Diagrama de flujo de la función MAXSUAVF.M

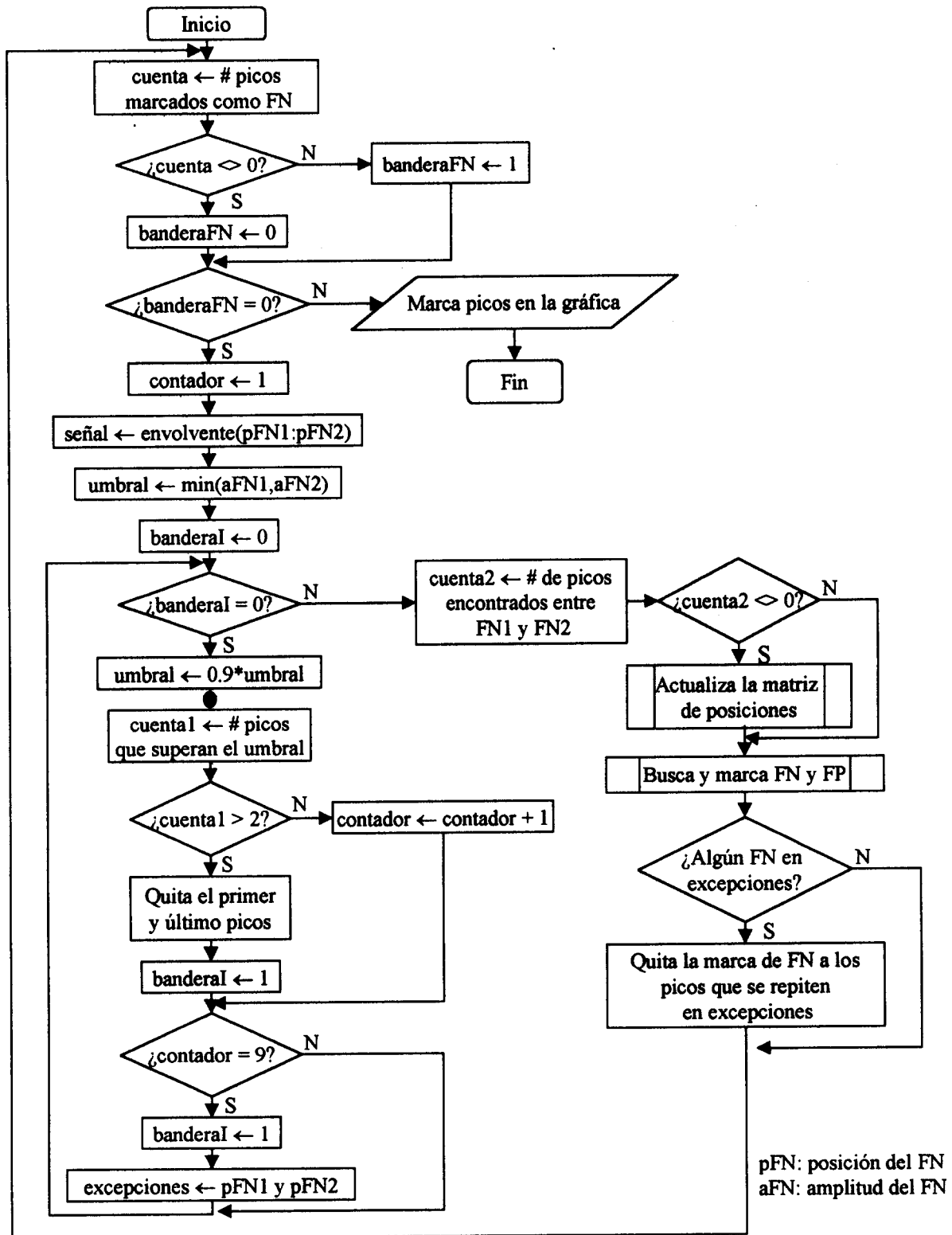


Apéndice H: Diagrama de flujo de la función  $S\_SF.M$

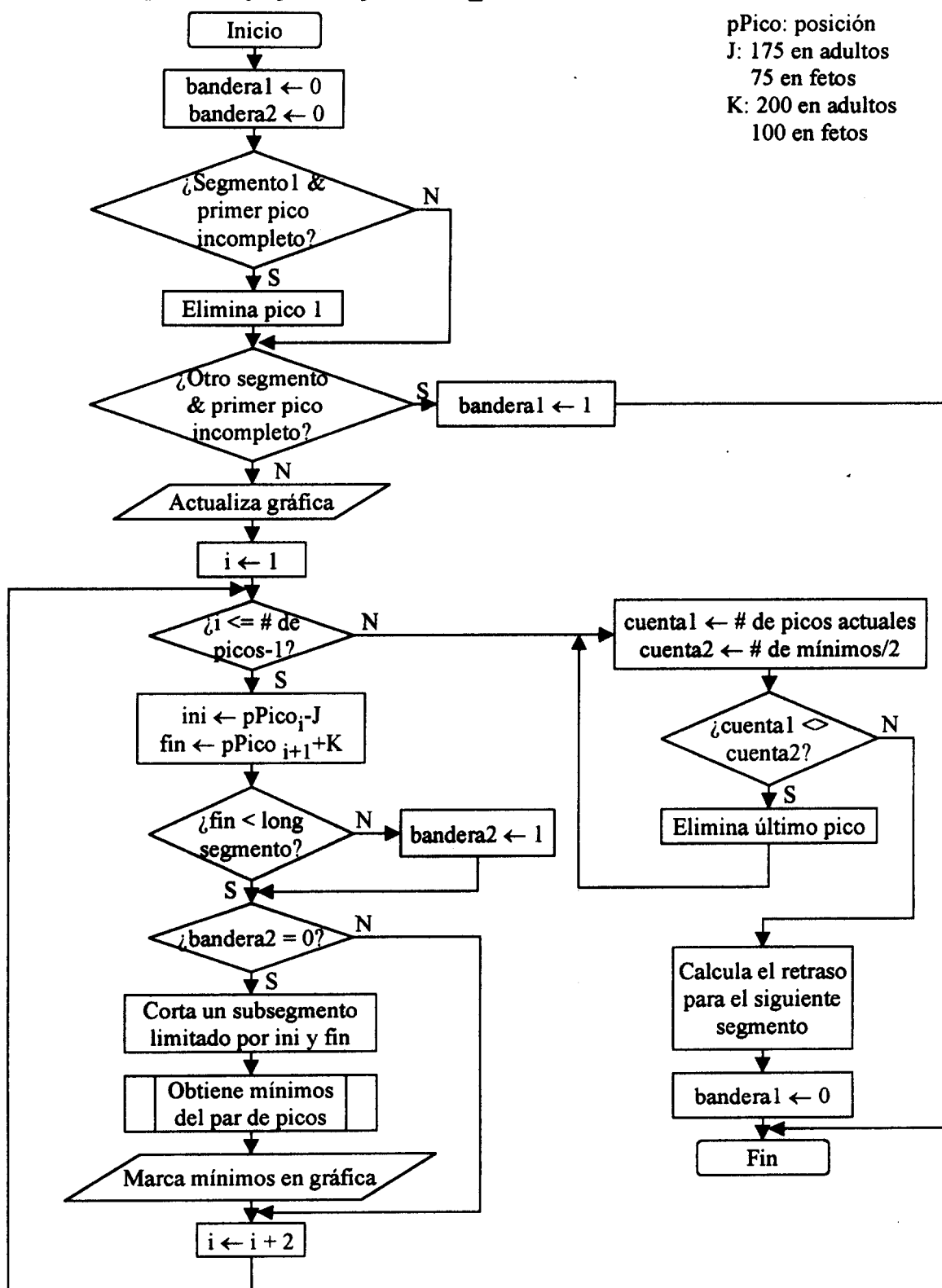


pPico: posición del pico

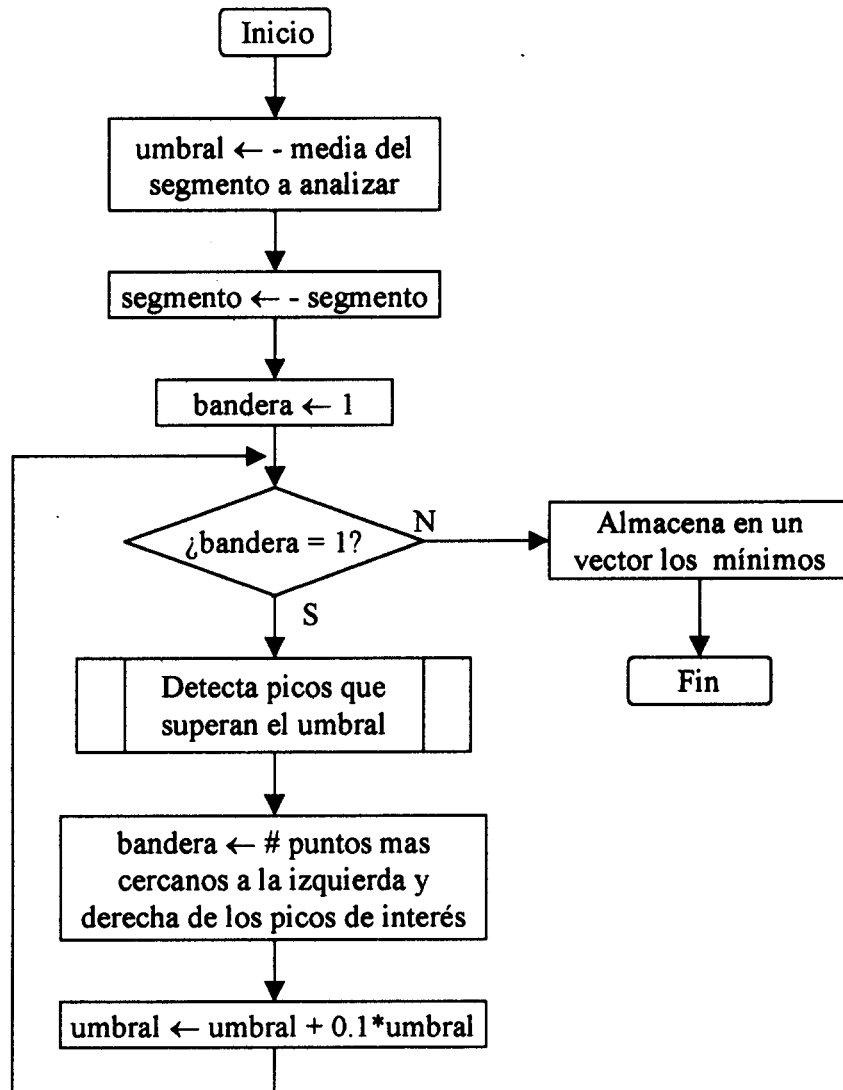
Apéndice H: Diagrama de flujo de la función FN2F.M



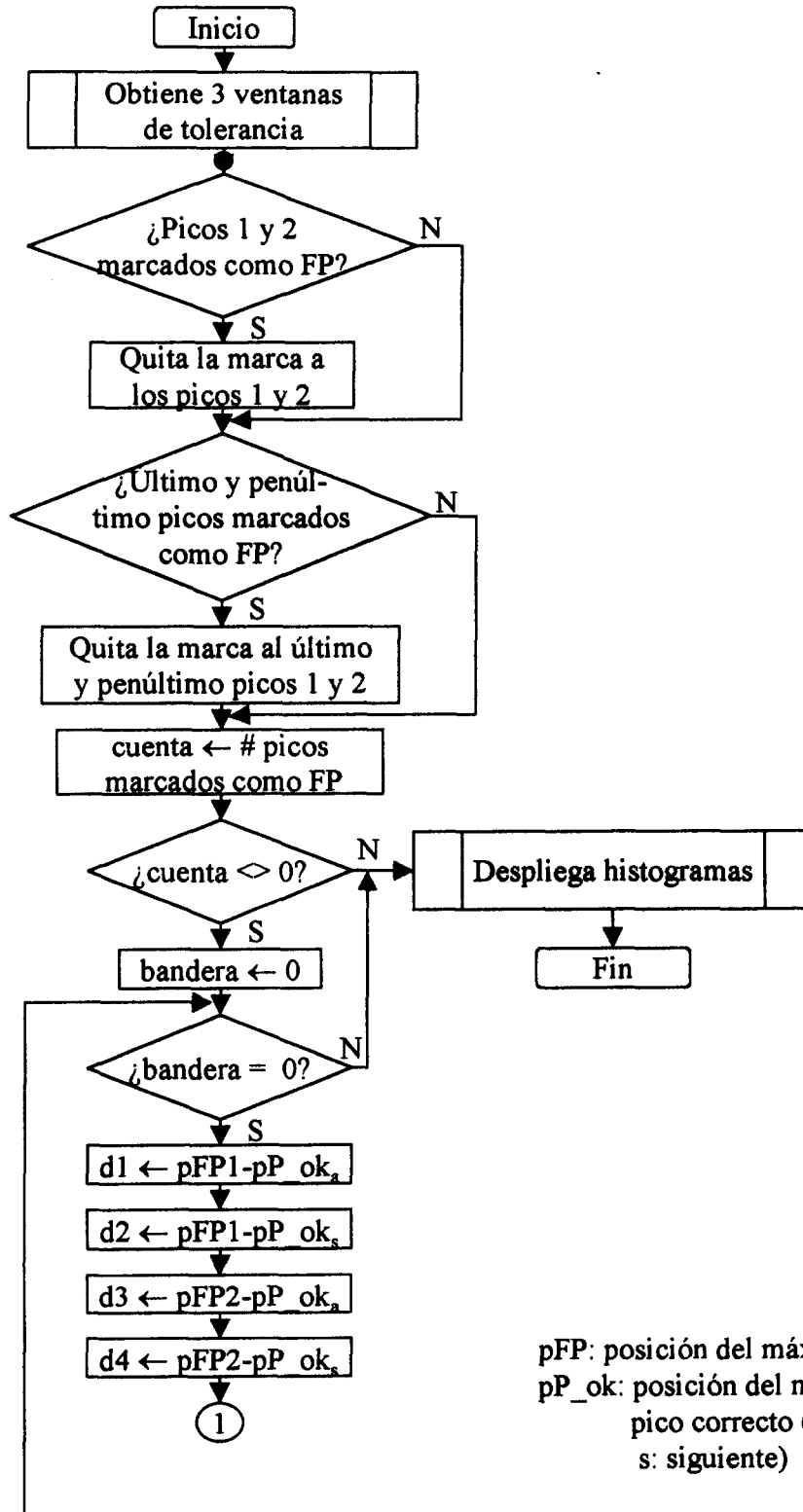
Apéndice H: Diagrama de flujo de la función P\_P4A.M

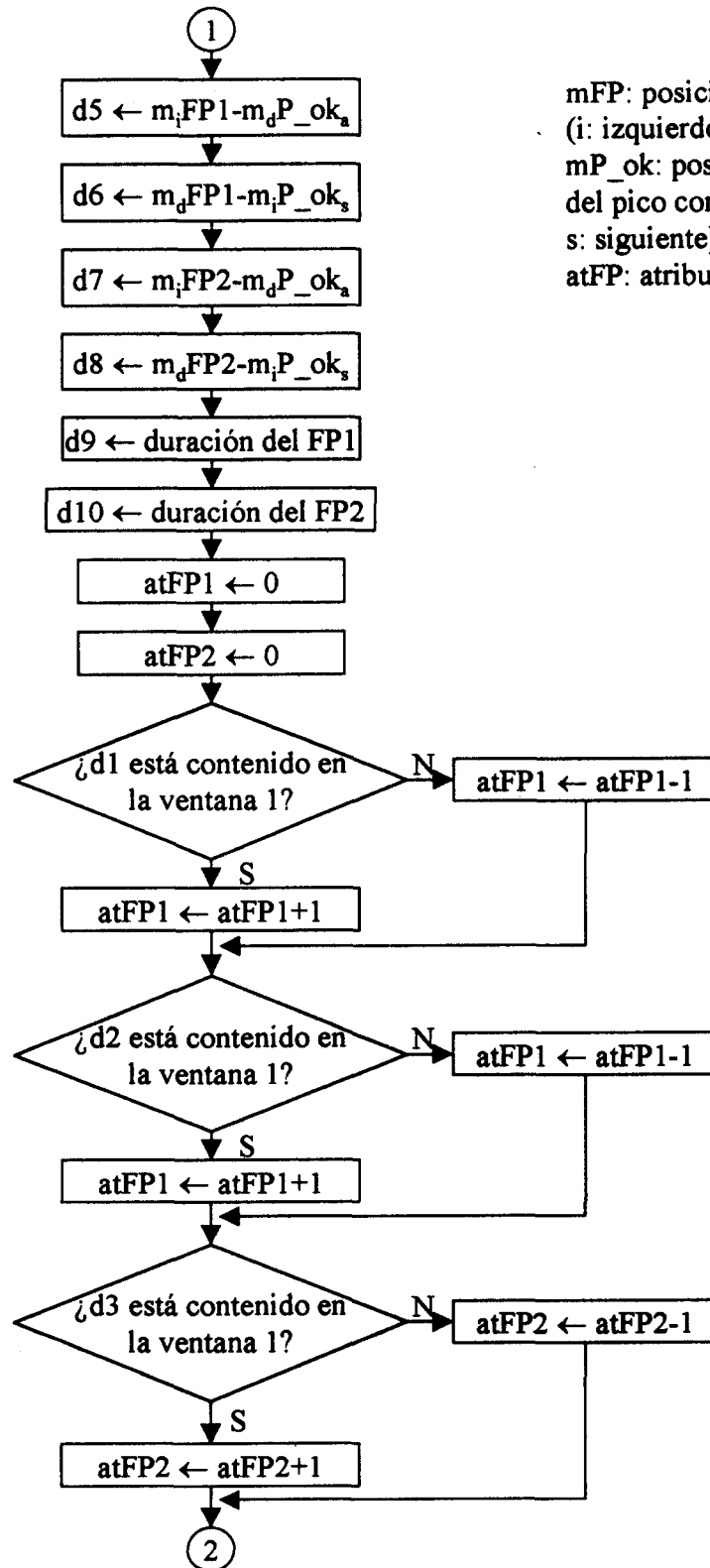


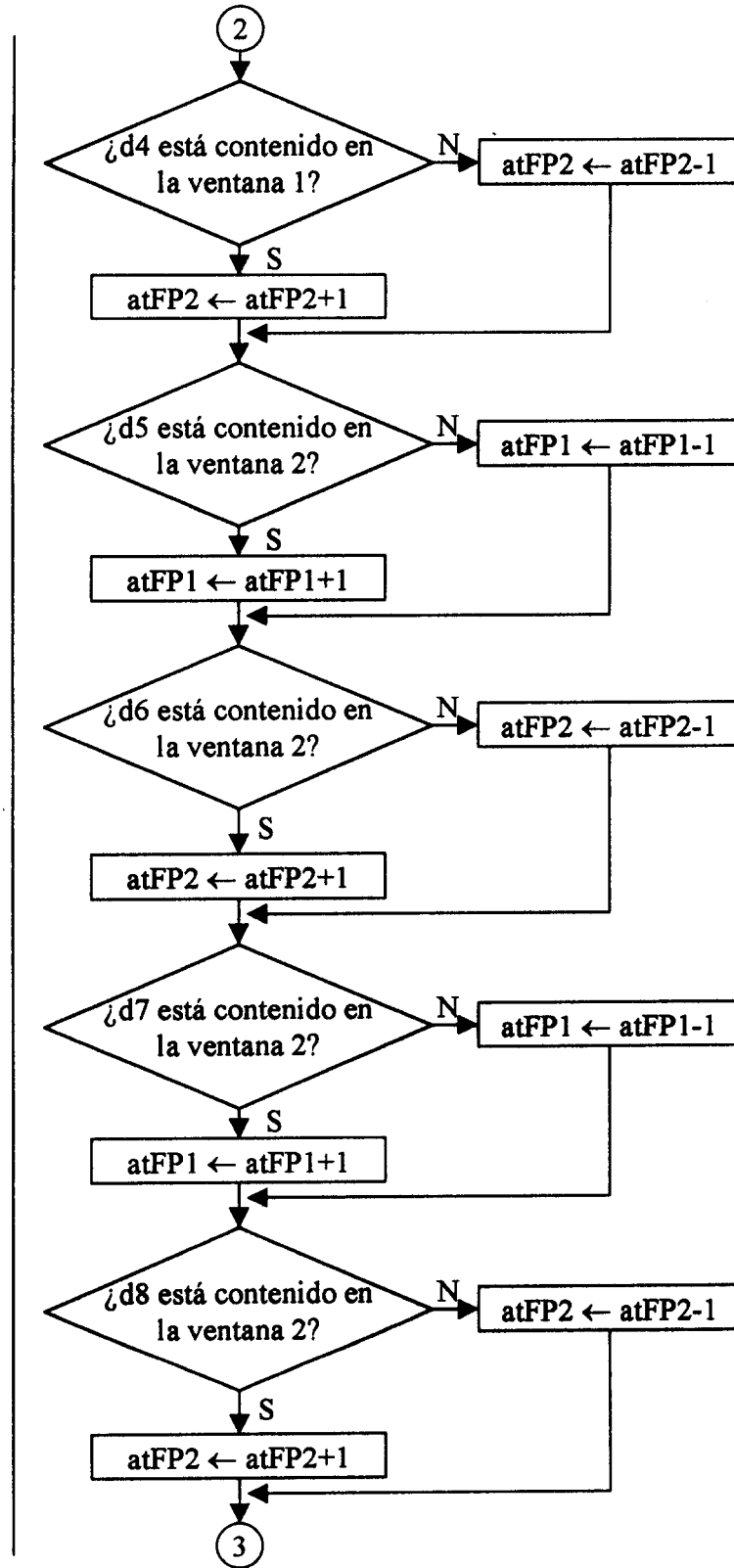
Apéndice H: Diagrama de flujo de la función UMBRAL1.M



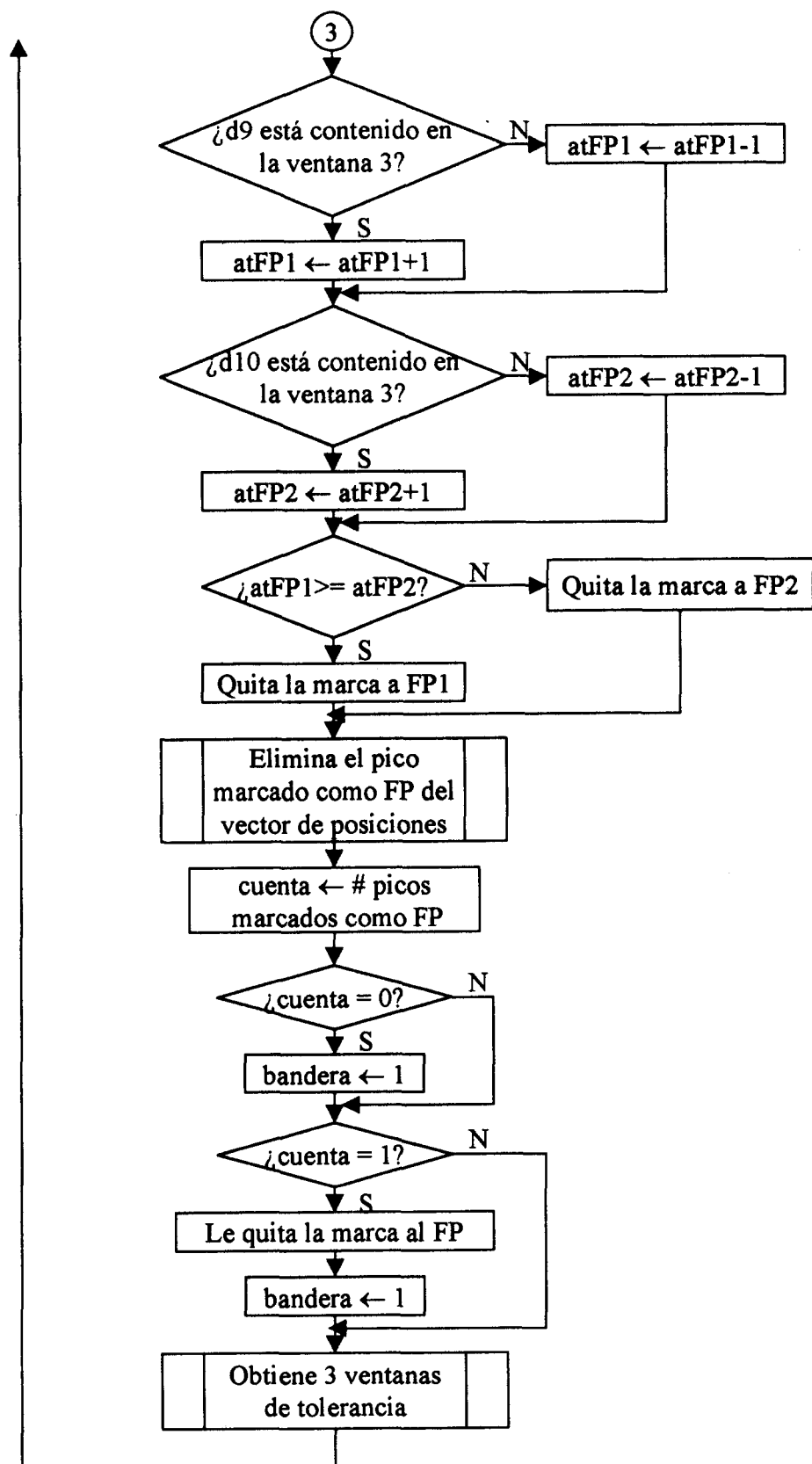
Apéndice H: Diagrama de flujo de la función MIN\_MIN1.M



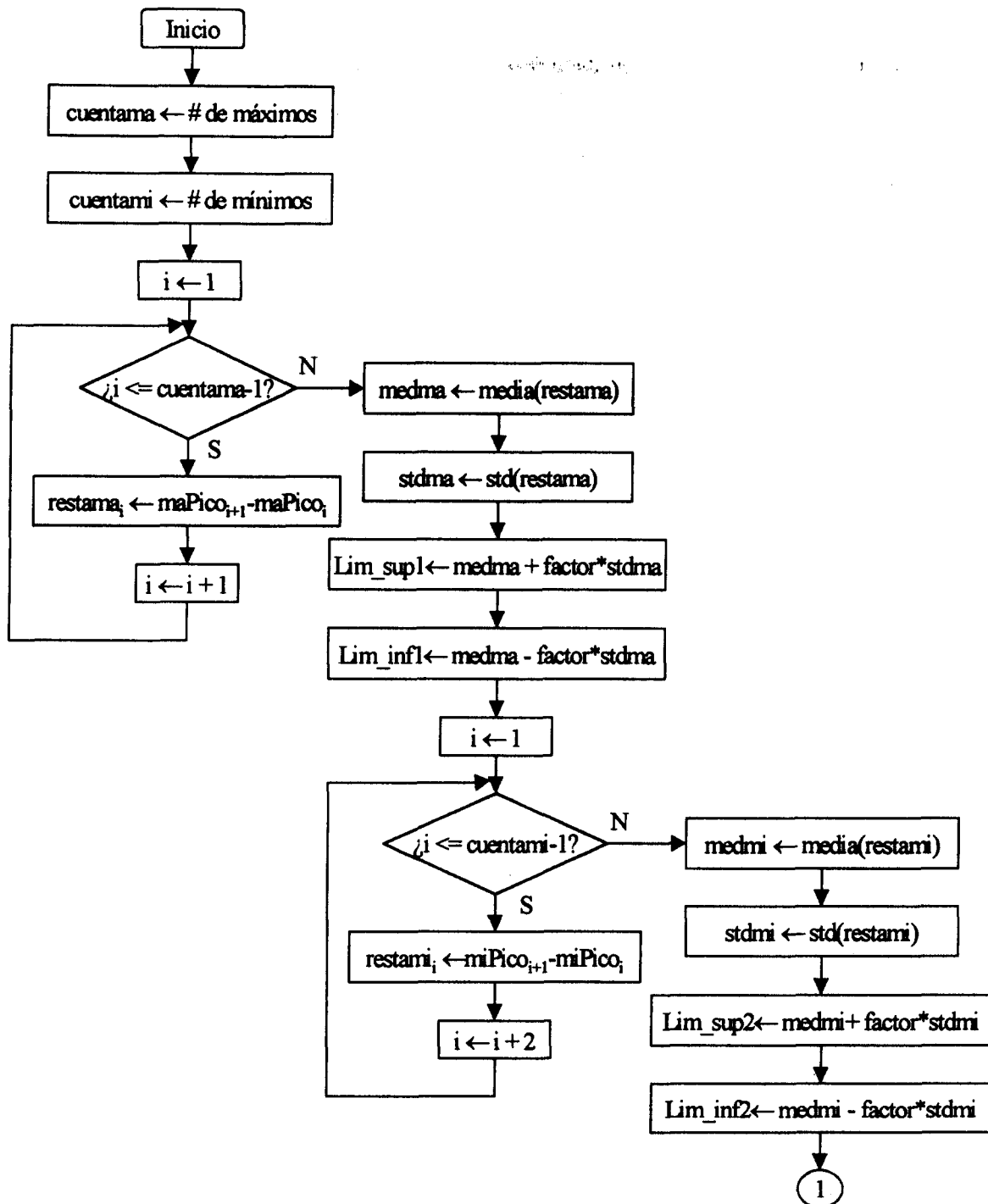


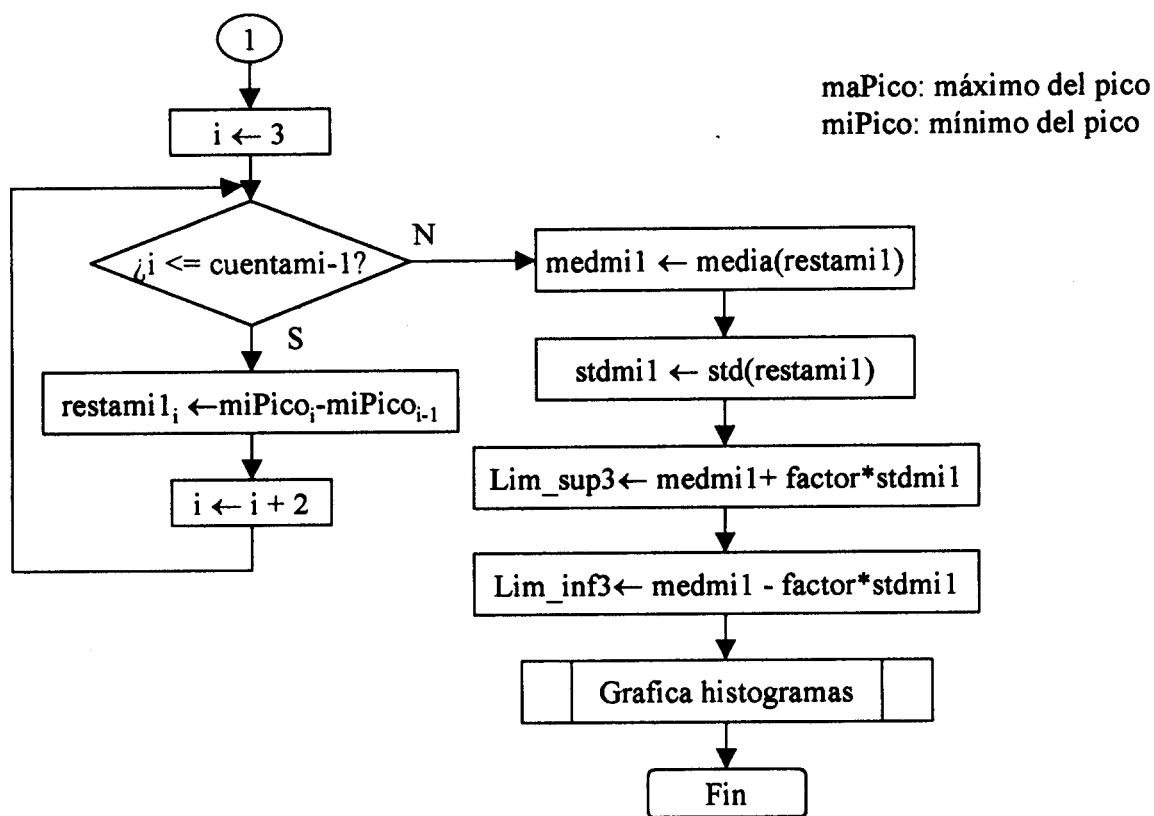




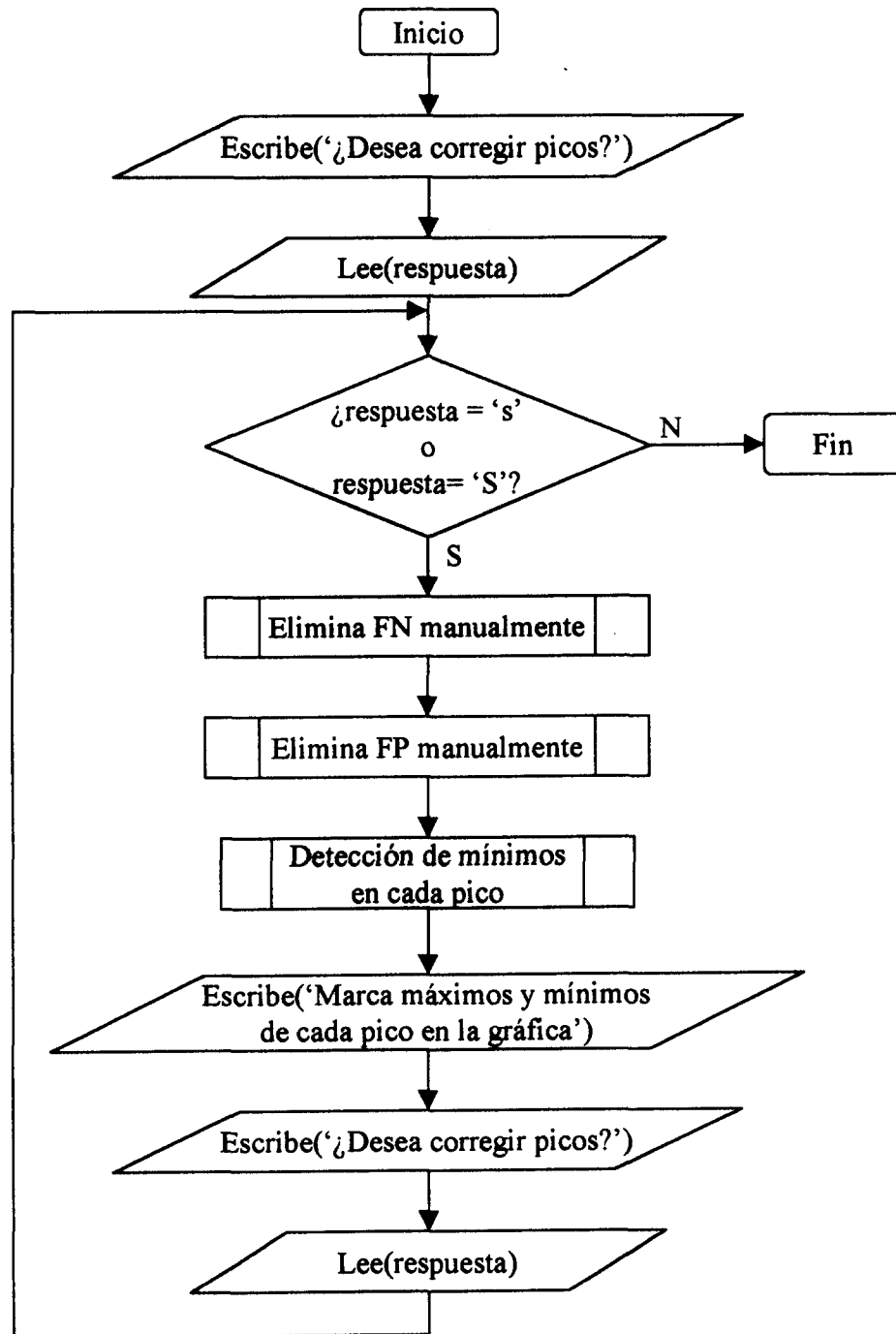


Apéndice H: Diagrama de flujo de la función ESTADIS.M

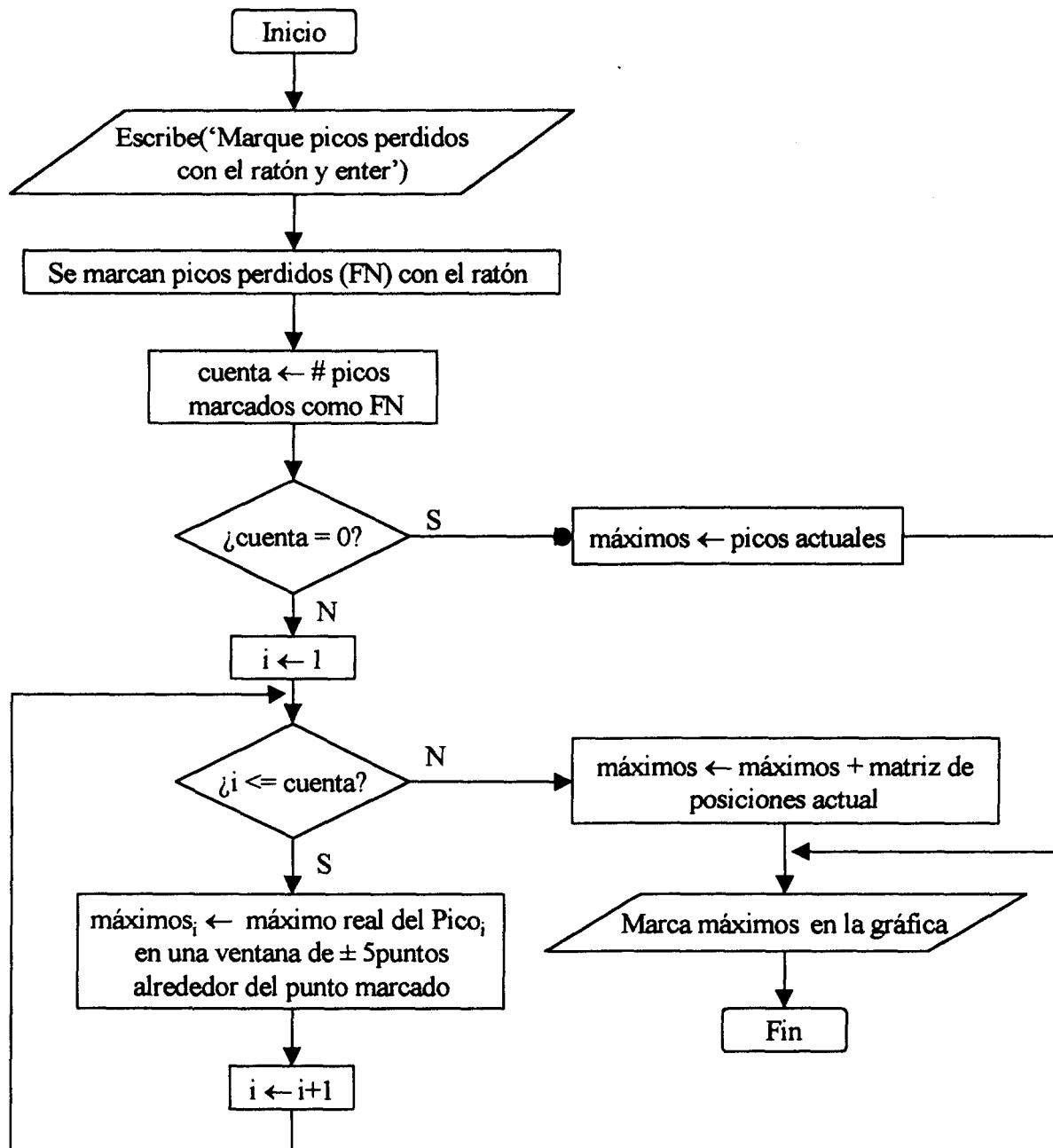




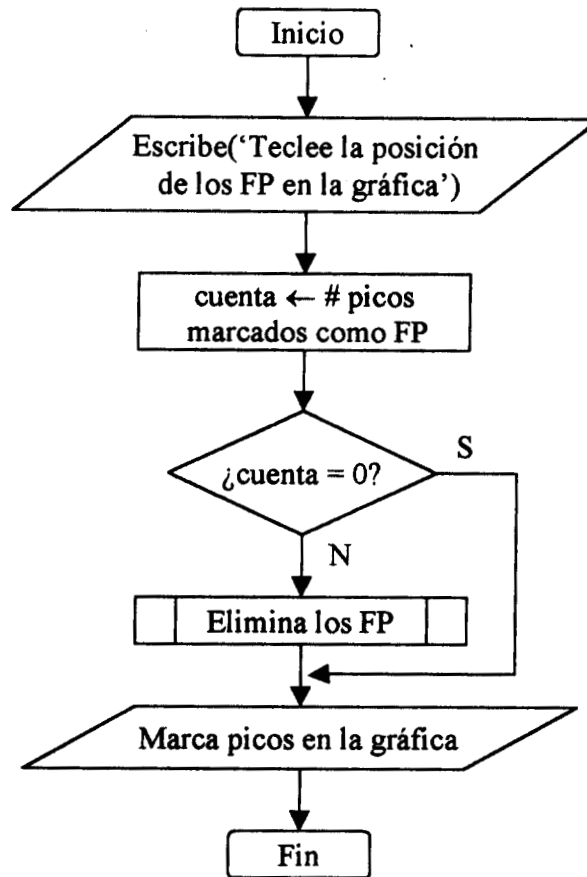
Apéndice H: Diagrama de flujo de la función MANUALA.M



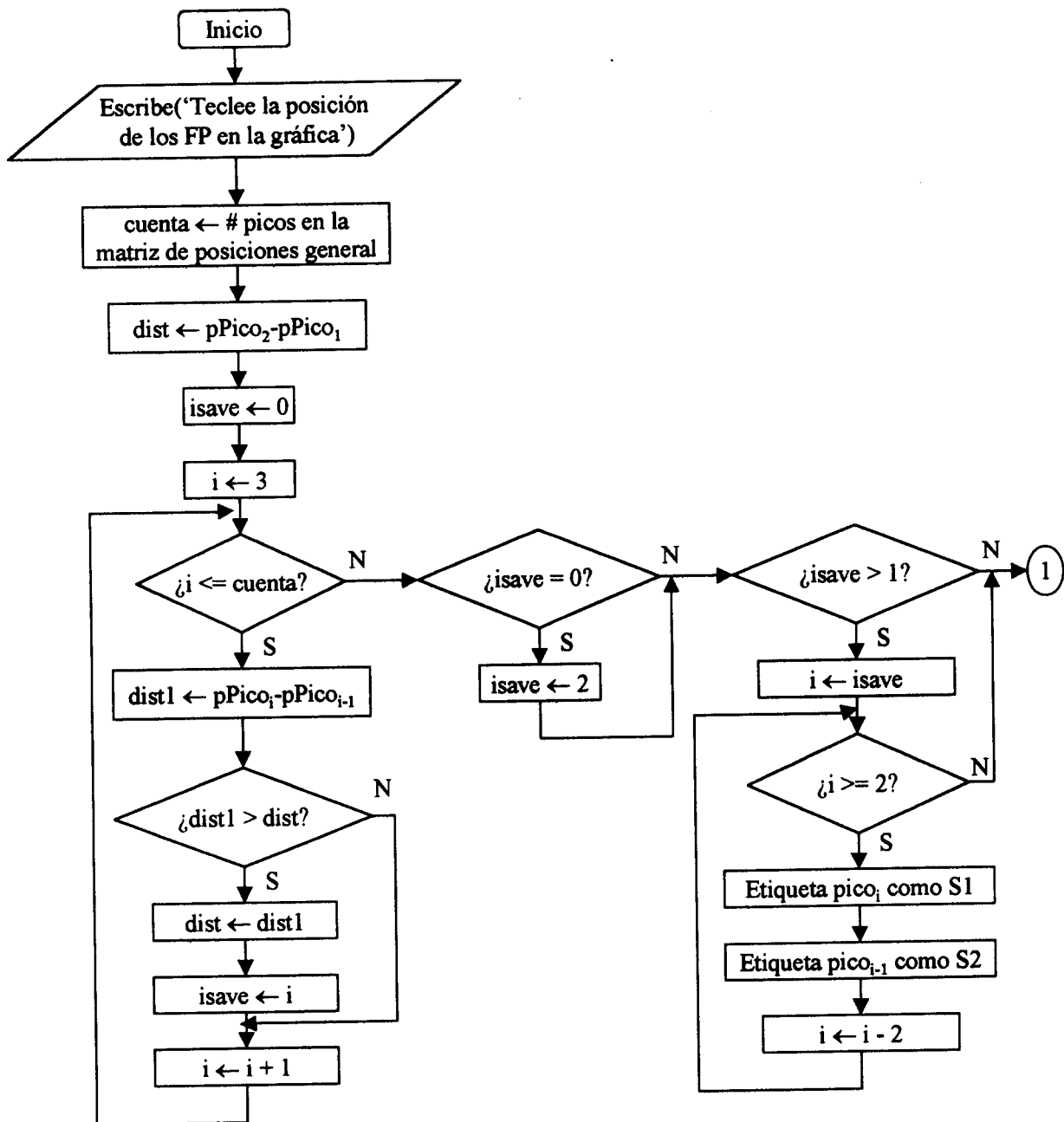
Apéndice H: Diagrama de flujo de la función ORDENAD1.M



Apéndice H: Diagrama de flujo de la función EXCESOS2.M



Apéndice H: Diagrama de flujo de la función S1\_S2.M



p: posición

