

# **Estimación Computacional de la Línea de Base del Cardiotacograma Fetal.**

Tesis que presenta el  
**Ing. Luis Jiménez Angeles**

Para la obtención del grado de  
**Maestro en Ciencias en Ingeniería Biomédica.**

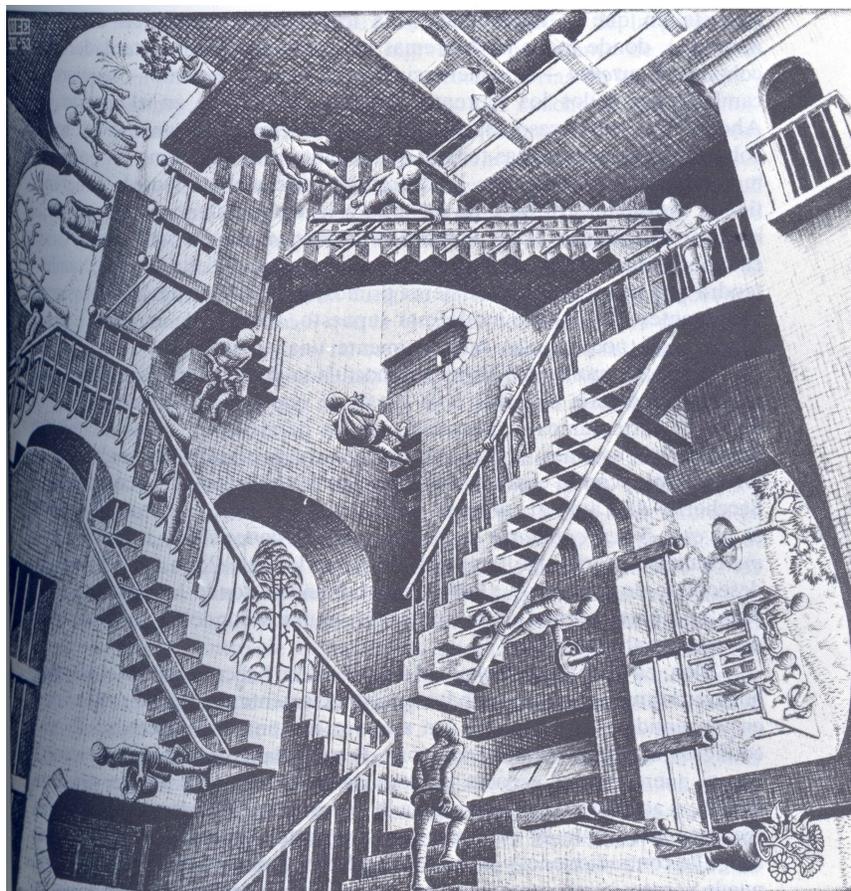
Octubre 2003

**Asesores:**

**Dr. Ramón González Camarena  
M. en I. Jatziri Gaitán González**

**Sinodales:**

**Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa.  
División de Ciencias Básicas e Ingeniería.  
Posgrado en Ingeniería Biomédica.  
México, D.F.**



Relatividad, de M.C. Escher (litografía, 1953).

*... “¿Qué es lo que funciona mal en nuestro concepto intuitivo? ¿Por qué no hacer una teoría rigurosa, que además de corresponder a nuestras intuiciones, quede a salvo de toda paradoja? El problema aquí –al igual que en la teoría de los números y en la geometría-, consiste en hacer que la intuición se empareje perfectamente con los sistemas formalizados, o axiomáticos, de razonamiento”*

Figura y texto extraído del libro Gödel, Escher, Bach un eterno y grácil bucle. Douglas R. Hofstadter. 8ª ed. Editado por Tusquets y CONACYT, Junio 2003.

# CONTENIDO.

<b>Contenido.....</b>	<b>1</b>
<b>Resumen.....</b>	<b>3</b>
<b>Abreviaturas.....</b>	<b>5</b>
<b>Introducción.....</b>	<b>6</b>
Monitoreo electrónico fetal.....	6
Historia y desarrollo.....	6
Ventajas y desventajas del monitoreo electrónico fetal.....	7
Conceptos fisiológicos.....	8
Control de la frecuencia cardíaca fetal.....	8
Estado Fetal.....	9
Consideraciones de análisis durante el trabajo de parto.....	10
Análisis cuantitativo del cardiotacograma fetal.....	11
Vaguedad en las definiciones.....	11
Consenso en las definiciones clínicas de línea de base, aceleraciones y desaceleraciones.....	12
Métodos actuales para la estimación de la línea de base.....	13
Comparación entre métodos computacionales y expertos en la evaluación de registros cardiotacográficos.....	22
Antecedentes del proyecto.....	24
Justificación.....	26
<b>Objetivos.....</b>	<b>27</b>
Objetivo General.....	27
Objetivos Específicos.....	27
<b>Metodología.....</b>	<b>28</b>
Pacientes.....	28
Registro electrocardiográfico abdominal materno.....	29
Procesamiento.....	30
Obtención del Cardiotacograma fetal.....	30
Algoritmo propuesto.....	31
Adecuaciones a otros algoritmos.....	34
Evaluación de la línea de base por expertos.....	35
Análisis del desempeño de los algoritmos.....	36
Cálculo de índices de la línea de base.....	36
Cuantificación de aceleraciones y desaceleraciones.....	37
Análisis estadístico.....	37
<b>Resultados.....</b>	<b>39</b>
Análisis visual de las líneas de base.....	39
Métodos computacionales.....	39

Expertos. ....	40
Resultados del análisis de registros de 5 minutos.....	43
Índices de la línea de base. ....	43
Comparación entre métodos. ....	44
Cuantificación de aceleraciones y desaceleraciones. ....	46
Resultados del análisis de registros de 10 minutos.....	48
Índices de la línea de base. ....	48
Comparación entre métodos. ....	49
Comparación entre expertos. ....	51
Comparación de índices intra-experto. ....	53
Comparación de índices entre métodos y expertos. ....	54
Evaluación del método propuesto respecto a la longitud del registro. ....	56
Cuantificación de aceleraciones y desaceleraciones. ....	57
Aceleraciones.....	58
Desaceleraciones.....	59
Proporciones de acuerdo.....	60
<b>Discusiones. ....</b>	<b>62</b>
<b>Conclusiones.....</b>	<b>70</b>
<b>Referencias. ....</b>	<b>72</b>

## **RESUMEN.**

El monitoreo electrónico fetal es actualmente una de las herramientas más utilizadas en el diagnóstico prenatal, ya que intenta evaluar el bienestar del feto de manera no invasiva analizando los cambios de su frecuencia cardíaca. La reactividad fetal se ha asociado con la ocurrencia de aumentos abruptos de la frecuencia cardíaca fetal (aceleraciones) e indica que el feto tiene un adecuado suministro de oxígeno, así como un correcto funcionamiento del sistema nervioso central; sin embargo, la pérdida de reactividad fetal, asociado con disminuciones abruptas de la frecuencia cardíaca fetal (desaceleraciones) indica que el feto puede encontrarse en condiciones de sufrimiento o estrés. En un proyecto de colaboración con el Centro de Investigación Materno Infantil y la UAM-I, se ha desarrollado un sistema que permite analizar cuantitativamente los parámetros de la variabilidad de la frecuencia cardíaca materna y fetal en los dominios del tiempo y de la frecuencia, pero requiere la eliminación de los componentes no estacionarios como son las aceleraciones y desaceleraciones. Por esto, la determinación precisa de la línea de base es de importancia crucial para un análisis objetivo y cuantitativo de los cambios de la frecuencia cardíaca fetal, es el paso principal del que depende la correcta identificación de aceleraciones y desaceleraciones presentes en un registro cardiotacográfico. Existen diversos algoritmos computacionales para la estimación de la línea de base, sin embargo, muestran diferentes limitaciones como: incertidumbre al inicio de los trazos, dependencia de la duración del registro de al menos 10 minutos y desplazamiento de la línea de base en registros que presentan grandes oscilaciones. El propósito de la presente tesis fue desarrollar un algoritmo computacional para la estimación

de la línea de base que disminuya las limitaciones de los métodos actualmente utilizados y comparar el análisis de aceleraciones y desaceleraciones entre diversos métodos computacionales y el trazo manual de expertos. Para determinar las características y el comportamiento de los métodos actuales, estos se reprodujeron y se evaluaron utilizando 50 registros de 5 minutos de duración, posteriormente para evaluarlos contra las líneas de base estimadas por los expertos, se utilizaron 37 registros de 10 minutos. El método propuesto está basado en las definiciones clínicas de los patrones de la frecuencia cardiaca fetal, en la evaluación visual se ajustó adecuadamente en registros que presentaban grandes oscilaciones, únicamente condiciona al registro a tener un segmento estable con duración mayor a 15 segundos, por lo que resulta muy atractivo para el análisis en registros de corta duración, la estimación de la línea de base no depende de la longitud del registro y fue el método con el mayor acuerdo tanto con los métodos computacionales como con los expertos. Sin embargo, en relación con los resultados de este trabajo, se concluye que existen diferencias en la estimación de la línea de base entre métodos computacionales, entre expertos y entre expertos y métodos; por lo que pequeña variación en la estimación de la línea de base puede cambiar significativamente la detección de aceleraciones o desaceleraciones, lo que pueden llevar a una falsa interpretación de los patrones presentes en un registro cardiotacográfico.

## ABREVIATURAS.

MEF	<i>Monitoreo Electrónico Fetal.</i>
FCF	<i>Frecuencia Cardíaca Fetal.</i>
FCFB	<i>Frecuencia Cardíaca Fetal Basal.</i>
LB	<i>Línea(s) de Base</i>
VFC	<i>Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca</i>
CTG	<i>Cardiotacograma</i>
CTGF	<i>Cardiotacograma Fetal</i>
ECGAM	<i>Electrocardiograma Abdominal Materno</i>
LBMan	<i>Línea de Base estimada por el método de Mantel.</i>
LBDaw	<i>Línea de Base estimada por el método de Dawes.</i>
LBMon	<i>Línea de Base estimada por el método de Mongelli</i>
LBAyr	<i>Línea de Base estimada por el método de Ayres.</i>
LBTay	<i>Línea de Base estimada por el método de Taylor.</i>
LBPP	<i>Línea de Base estimada por el método Propuesto</i>
LBExp1	<i>Línea de Base estimada por el Experto 1</i>
LBExp2	<i>Línea de Base estimada por el Experto 2</i>
LBExp3	<i>Línea de Base estimada por el Experto 3</i>

## **INTRODUCCIÓN.**

### **MONITOREO ELECTRÓNICO FETAL.**

#### **Historia y desarrollo.**

El desarrollo del monitoreo electrónico fetal (MEF) es una compleja unión entre observaciones clínicas acerca de los patrones de la frecuencia cardiaca fetal (FCF), asociados con diversas causas de estrés, y el desarrollo de la tecnología.

El primer reporte acerca del MEF fue en 1958 por Edward Hon [1], quien desplegó en un monitor la señal del electrocardiograma proveniente del abdomen materno (ECG). Con estas observaciones, Hon comenzó a elucidar las causas de bradicardia fetal y definió específicamente cuando es indicativa de estrés. En años posteriores Hon [2], Caldeyro-Barcia [3] y muchos de sus colaboradores reportaron sus observaciones acerca de los diversos patrones de la FCF asociados con estrés fetal.

Con investigadores en diversas partes del mundo teniendo observaciones similares, la terminología acerca de los patrones de la FCF llegó a ser extremadamente confusa. En Marzo de 1972, en Ámsterdam, Hon, Caldeyro-Barcia y varios colaboradores se reunieron para discutir la nomenclatura y el desarrollo de estándares para el MEF; sin embargo, muchos de estos permanecieron variables o confusos.

Respecto al desarrollo tecnológico, fue en 1968 cuando se tuvo en forma comercial el primer monitor fetal para aplicaciones clínicas usando tocografía y fonocardiografía. La historia siguiente se ha concentrado en desarrollar la tecnología que pueda evaluar las condiciones fetales, así como dar un

seguimiento continuo al feto antes y durante el nacimiento; lo que ha originado grandes expectativas para los clínicos y los ingenieros.

Actualmente en la mayoría de los hospitales el MEF es utilizado para evaluar las condiciones del feto antes del nacimiento y durante el trabajo de parto.

### **Ventajas y desventajas del monitoreo electrónico fetal.**

De acuerdo con Dawes y colaboradores [4] el análisis computarizado de los patrones de la FCF ha permitido:

- Obtener precisión en la medición de la FCF.
- Eliminar la variabilidad interobservador e intraobservador al realizar la interpretación.
- Realizar un análisis cuantitativo de las aceleraciones, desaceleraciones y la variabilidad de la frecuencia cardiaca fetal.
- Obtener consistencia en la interpretación de los registros.
- Obtener parámetros de referencia para una población determinada.
- Disponer de registros para evaluaciones posteriores.
- Dar seguimiento longitudinal del estado del feto y correlacionarlo con parámetros biofísicos y bioquímicos.
- Mejorar la presentación de resultados.

Además, ha provisto beneficios durante el periodo prenatal en la evaluación de hipoxemia fetal, anemia fetal, efectos de medicamentos maternos en la variabilidad de la FCF y los efectos de estimulación vibroacústica [4].

Sin embargo estudios retrospectivos de Schifrin y Dame [5] han mostrado que el MEF aumenta el número de cesáreas, por lo que sugieren tener cuidado al señalar que:

- No todos los patrones anormales están asociados con un resultado adverso.
- Se desconoce la magnitud en la que una intervención mejora o previene un resultado adverso es desconocida.
- El MEF tiene mejor correlación con el bienestar fetal y es más valorable cuando los patrones de la FCF son estables.

## **CONCEPTOS FISIOLÓGICOS.**

### **Control de la frecuencia cardiaca fetal.**

La frecuencia cardiaca se define como el recíproco del intervalo entre dos latidos sucesivos o, en otras palabras, el intervalo entre latidos es inversamente proporcional a la frecuencia cardiaca instantánea. Bajo condiciones fisiológicas, representa el producto final de factores intrínsecos y extrínsecos.

En la mayoría de los registros de la frecuencia cardiaca se utiliza el pico de la onda R del ECG para cuantificar el tiempo entre latidos. Los cambios en la FCF constituyen las bases del MEF, y por esta razón, se debe observar cuidadosamente los factores que la modifican o la determinan.

Schifferli y Caldeyro-Barcia [6] notaron que la frecuencia cardiaca fetal basal (FCFB) disminuye con la edad gestacional, observando que a las 15 semanas de gestación se encuentra alrededor de 160 latidos por minuto y disminuye gradualmente.

También observaron que si se administra atropina al feto, el resultado es un incremento en la FCFB conforme se aproxima al término del embarazo, y el valor postatropina de la FCFB se encuentra alrededor de 160 latidos por minuto. Debido a que la atropina es un agente bloqueador del sistema parasimpático, parecería que la disminución gradual en la FCFB, que ocurre con un incremento en la edad gestacional, puede ser explicado como un incremento en el tono parasimpático.

Con esta información, es entonces posible imaginar a la FCFB como un producto de las influencias moduladas por el sistema simpático y parasimpático. Además, la variabilidad de la FCF representa probablemente un producto instantáneo de estos dos factores, los cuales están trabajando constantemente de manera simultánea; por lo que, la presencia de una aceptable variabilidad de la FCF, probablemente requiere de la integridad en la modulación de estos dos factores.

Bajo circunstancias normales, cuando el embarazo se encuentra a término, la FCF determinada por el marcapasos atrial y modulada por los factores simpáticos y parasimpáticos, usualmente tienen un intervalo de 120 a 160 latidos por minuto [7].

### **Estado Fetal.**

El feto normal tiene ciertos cambios en su frecuencia cardíaca que están relacionados con su estado. Está bien establecido que, después de las 32 semanas de gestación, prácticamente todos los fetos normales muestran episodios de aumento en su frecuencia cardíaca (aceleraciones) asociadas con movimientos del cuerpo o extremidades. Esto ha sido llamado reactividad fetal y

se ha encontrado que tiene una alta asociación con el bienestar del feto. La pérdida de reactividad parece ser un cambio que ocurre después de las disminuciones abruptas de la FCF (desaceleraciones) frecuentemente asociadas con hipoxia progresiva.

Los signos asociados con un incremento en la incidencia del llamado estrés fetal intraparto, comprenden: una FCFB fuera del intervalo de 110 a 160 latidos por minuto, ausencia de aceleraciones por más de 45 minutos, un cambio sustancial en la variabilidad de la frecuencia cardiaca fetal, ya sea en incremento o en decremento; y la ocurrencia de desaceleraciones. Un deterioro de la condición fetal durante el parto está acompañado principalmente por una combinación anormal de las características de la FCF.

La FCFB se encuentra relativamente sin disturbios; sin embargo, el grado de disturbios que pueda tener depende de la frecuencia con la que se presentan aceleraciones o desaceleraciones [7].

### **Consideraciones de análisis durante el trabajo de parto.**

Cuando el estrés fetal se encuentra en etapas tempranas, la detección por MEF es más sensible; sin embargo, muchos de los indicadores utilizados para identificar hipoxia no son específicos y son fácilmente mal interpretados. Por otra parte, patrones sutiles como desaceleraciones poco profundas frecuentemente no son reconocidas, o son despreciadas para el análisis.

La señal de la FCF intraparto difiere de la señal de la FCF anteparto, ya que el feto, momentos previos al nacimiento, sufre de cambios rápidos para adaptarse a

las nuevas condiciones; además se observan altos niveles de ruido debido a la magnitud de las contracciones uterinas.

Es común el uso de oxitocina para estimular las contracciones uterinas que aceleren el trabajo de parto; sin embargo Shenker [8] menciona que la oxitocina es la causa más frecuente de desaceleraciones y por lo tanto, sugiere que provoca en el feto cortos periodos de hipoxia.

## **ANÁLISIS CUANTITATIVO DEL CARDIOTACOGRAMA FETAL.**

### **Vaguedad en las definiciones.**

La determinación correcta de la LB es de importancia crucial para un análisis objetivo y cuantitativo de la FCF. Es el principal paso del que depende la correcta clasificación de los distintos patrones presentes en el cardiotacograma fetal (CTGF).

Existen diversas definiciones de la LB, tales como la de Dalton y Dawson [9], quienes mencionan que la LB es por sí misma una línea imaginaria que en la ausencia de aceleraciones o desaceleraciones representa un promedio móvil de la FCF pero, durante aceleraciones o desaceleraciones representa una FCF hipotética. Bernardes y colaboradores [10] mencionan que es la línea, determinada en un periodo de 5 a 10 minutos, correspondiente a la media de la FCF, en segmentos estables, sin movimientos fetales ni contracciones uterinas.

Las definiciones anteriores caen en un problema circular, pues la LB es determinada con la exclusión de aceleraciones y desaceleraciones de la FCF; sin embargo, estas aceleraciones y desaceleraciones están definidas en términos de la LB.

## **Consenso en las definiciones clínicas de línea de base, aceleraciones y desaceleraciones.**

Con el propósito de tener un acuerdo en la nomenclatura e interpretación de los distintos parámetros derivados del MEF, en 1997 el National Institute of Child Health and Human Development Research Planning Workshop [11] propuso las siguientes definiciones clínicas:

La línea de base es la media aproximada de la frecuencia cardiaca fetal redondeada a valores múltiplos de 5 latidos por minuto, durante un segmento de 10 minutos, excluyendo cambios periódicos, lapsos de marcada variabilidad y segmentos de la línea de base que difieran por más de 25 latidos por minuto. En un periodo cualquiera de 10 minutos, la duración mínima de la línea de base debe ser de al menos 2 minutos, en caso contrario la línea de base para este periodo estará indeterminada, por lo que para su determinación se debe referir al periodo previo de 10 minutos. Si la línea de base es menor a 110 latidos/minuto o mayor a 160 latidos/minuto se dice que existe bradicardia o taquicardia respectivamente. La variabilidad de la línea de base es definida como fluctuaciones de la línea de base de 2 ciclos por minuto o mayores.

Las aceleraciones variables son definidas como un incremento abrupto de la frecuencia cardiaca fetal realizado en un tiempo menor a 30 segundos desde el inicio hasta el valor pico, por arriba de la línea de base. La tasa de cambio para una aceleración es mayor o igual a 15 latidos/minuto por arriba de la línea de base, en al menos 15 segundos y menos de 2 minutos desde el inicio hasta el regreso a la línea de base.

Las desaceleraciones variables son definidas como una disminución abrupta de la frecuencia cardiaca fetal en un tiempo menor a 30 segundos desde el inicio hasta el valor pico por debajo de la línea de base. La tasa de cambio para una desaceleración es mayor o igual a 15 latidos/minuto por debajo de la línea de base en al menos 15 segundos y menos de 2 minutos desde el inicio hasta el regreso a la línea de base.

### **Métodos actuales para la estimación de la línea de base.**

Se han propuesto diversas soluciones a la estimación computarizada de la LB. Searly y colaboradores [12] describen las principales operaciones que realizan los algoritmos actuales para la determinación de la LB:

**Promediación** de los datos dentro de un intervalo de tiempo para eliminar los efectos de fluctuaciones aleatorias.

**Análisis** de los datos en una distribución estadística (análisis por histograma), ponderación de los datos y elección de la moda u otro valor percentil.

**Filtrado** de los datos con el objetivo de eliminar perturbaciones de alta y baja frecuencia.

A continuación se describirán detalladamente los algoritmos de Dawes [13-15], Mantel [16], Ayres-de-Campos [17] que se desarrollaron para estimar la LB en registros cardiotacográficos anteparto; así como los algoritmos de Mongelli [18] y Taylor [19], para la estimación en registros adquiridos durante el trabajo de parto. Estos algoritmos han sido reportados en la literatura e incluso algunos ya se utilizan en sistemas o en equipos comerciales como los métodos de Dawes, en el

equipo *Sonicaid System 8000*<sup>®</sup> [15], y el método de Ayres-de-Campos en el sistema *SisPorto 2.0*<sup>®</sup> [20].

### Algoritmo de Dawes.

**Promediación.** G.S. Dawes y colaboradores [13-15] proponen procesar previamente cada intervalo del ciclo cardiaco por un método que identifica los artefactos de adquisición y los errores de detección. En la aplicación de este algoritmo en el equipo *Sonicaid System 8000*<sup>®</sup> [15], los intervalos válidos son promediados cada 3.75 segundos y son estos promedios los que se consideran para el análisis de los datos. En los puntos donde no es posible obtener un valor promedio se realiza una interpolación lineal.

**Análisis.** Para cada registro, los valores promedio se ordenan en una distribución en frecuencias (histograma) y se identifica el valor modal. Este valor es usado para ajustar la LB.

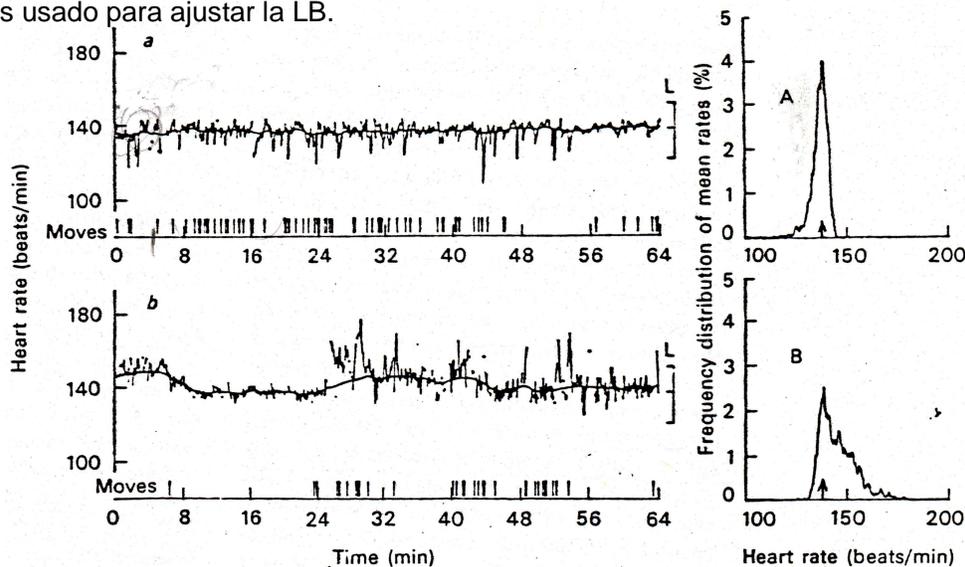


Fig. 1. Ejemplo de dos registros cardiotacográficos normales. Al lado derecho se muestra la distribución en frecuencias para cada registro de mediciones promediadas cada 3.75 segundos. La flecha indica la frecuencia cardiaca seleccionada como guía para el ajuste de la línea de base, y es el punto central de los límites impuestos sobre la operación del filtro. Figura tomada del artículo de Dawes GS, Houghton CRS, Redman CWG, Baseline in human fetal heart-rate records. *British Journal of Obstetrics and Gynaecology*, 1982, 89: 270-275.

**Filtrado.** El valor modal es usado para ajustar la LB a las series de promedios de intervalos de pulso secuenciales, utilizando un filtro digital centrado en  $0.01 \text{ min}^{-1}$  de fase cero. En la figura 1 se muestra un ejemplo de la evaluación de dos registros cardiotacográficos por este método.

#### **Algoritmo de Mantel.**

**Promediación.** Mantel y colaboradores [16] proponen que, después de la adquisición y previo procesamiento para eliminar artefactos, la señal del CTGF sea promediada en periodos de 2.5 segundos y se almacene en un arreglo  $A[A_1 \dots A_N]$ , donde N es el número total de intervalos de pulso promediados. Por razones de optimización en el programa, estos valores se copian a un arreglo  $B[B_1 \dots B_N]$ .

**Análisis.** Se calcula una distribución de frecuencias de intervalos almacenados en el arreglo A entre 300 y 600 ms. usando un ancho de clase de 1ms. Esta distribución es analizada de valores altos a bajos con el fin de localizar un punto de referencia denominado P, con el que se inicia el ajuste de la línea de base.

Al menos la octava parte del área de la distribución en frecuencias debe ser analizada antes de encontrar el pico P. El valor P es una guía en el procedimiento de estimación de la LB y se ajusta directamente al extremo inferior de la frecuencia cardíaca basal.

**Filtrado.** El procedimiento para la detección de la LB es construido con dos unidades funcionales, un filtro pasa bajas y una función de rasurado, las cuales interactúan con un proceso iterativo de 5 etapas.

El filtro pasa bajas es centrado a  $0.01 \text{ min}^{-1}$  y es limitado en su operación; es decir, el filtro utiliza únicamente los intervalos que no se desvían más de 60 ms del pico P previamente calculado. Para eliminar el corrimiento de fase, el filtro procesa la señal en ambas direcciones, convirtiendo con esto a la señal en el arreglo B a una LB preliminar, mientras la señal original en el arreglo A es preservada. El filtro establece el valor inicial  $B_0$  realizando un paso simulado en la dirección hacia delante.

Comenzando con el valor del pico relativo en la distribución de frecuencias,  $B_0$  se ajusta gradualmente para obtener la mejor estimación del nivel de la LB justo antes del inicio de la señal. La función de paso simulado no tiene influencia en los valores del arreglo B.

Paso simulado hacia atrás:

$$B_0 = P$$

Para i corriendo de N a 1 hacer:

$$\text{Si } |B_i - P| \leq 60 \text{ entonces } B_0 = 0.95 * B_0 + 0.05 * B_i$$

Paso hacia delante:

Para i corriendo de 1 a N hacer:

$$\text{Si } |B_i - P| \leq 60 \text{ entonces } B_i = 0.95 * B_{i-1} + 0.05 * B_i$$

$$\text{En otro caso } B_i = B_{i-1}$$

Paso hacia atrás

Para i corriendo de N-1 a 1 hacer:

$$B_i = 0.95 * B_{i+1} + 0.05 * B_i$$

La función de arreglo copia al arreglo B todos los segmentos de la señal original A que en términos de frecuencia cardíaca, nunca alcancen un nivel de  $LB+U$  o un nivel  $LB-L$ . U y L son los límites superior e inferior respectivamente expresados en latidos por minuto.

La consecuencia de la aplicación de la función de rasurado es una nueva señal en el arreglo B, igual a la señal original en A, excepto en los segmentos que se desvían más de los límites U y L. Los segmentos son arreglados y reemplazados por la LB misma.

La determinación de la LB toma lugar en 5 procesos iterativos seguidos de la siguiente manera:

Paso 1: aplicación primaria del filtro de la LB.

Paso 2: rasurado a  $U=20$  latidos/minuto y  $L=15$  latidos/minuto, seguido de la aplicación del filtro de LB.

Paso 3: mismo paso 2, excepto por  $U=15$  latidos/minuto.

Paso 4: mismo paso 2, excepto por  $U=10$  latidos/minuto.

Paso 5: mismo paso 2, excepto por  $U=5$  latidos/minuto.

Después de los cinco pasos iterativos, el contenido del arreglo B es la LB definitiva y el arreglo A es la señal original. Una representación esquemática de la interacción del filtro y la función de arreglo en estos cinco procesos iterativos se muestra en la figura 2.

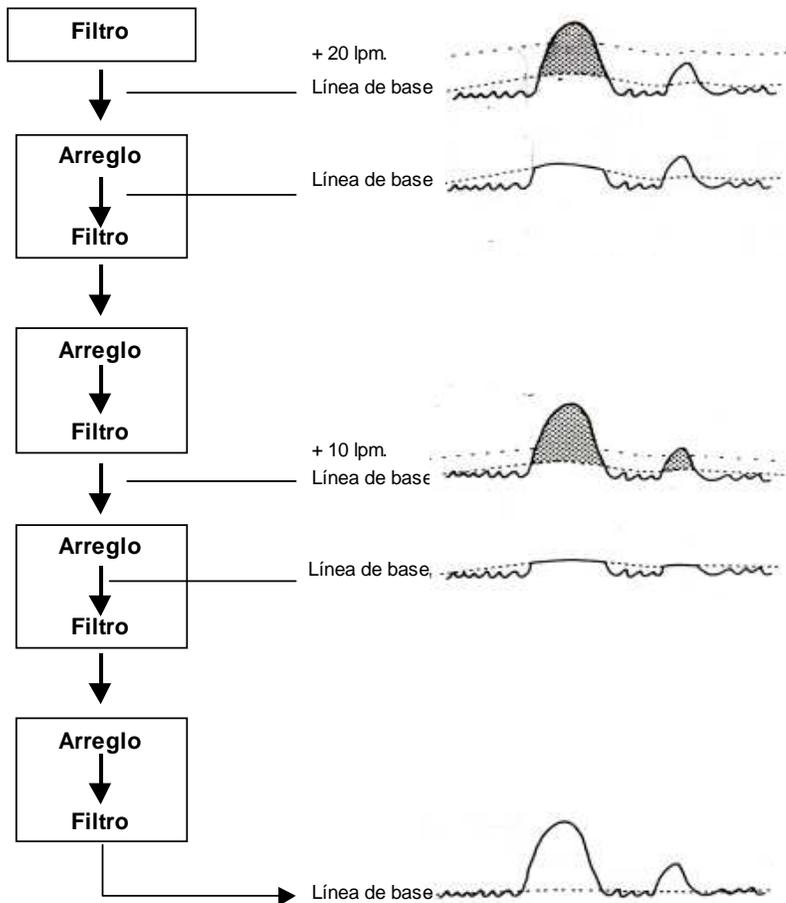


Fig. 2. Representación esquemática de la interacción entre la función de arreglo y el filtro para la determinación de la línea de base de la frecuencia cardíaca fetal. Figura tomada del artículo de Mantel R, van Geijn HP, Caron FJM, Swartjes JM, van Woerden EE, Jongsma HW. Computer analysis of antepartum fetal heart rate. Baseline determination. International Journal of Bio-Medical Computing. 1990, 25:261-272.

### Algoritmo de Ayres.

Ayres-de-Campos y colaboradores [17] calcularon el valor representativo de la LB utilizando el algoritmo que se muestra en la figura 3. Este algoritmo se basa en el análisis de los datos de la FCF con al menos el 5% de ocurrencia respecto al valor más frecuente, así como los valores de la variabilidad de corto término (STV). El objetivo de este algoritmo es representar el promedio de la frecuencia cardíaca fetal durante episodios de descanso y tiene un sustento fisiológico de

fondo. El algoritmo incorpora distintos criterios fisiológicos y ajustes realizados por prueba y error, definidos después de un gran número de trazos y selección de distintos tipos de patrones de la frecuencia cardiaca.

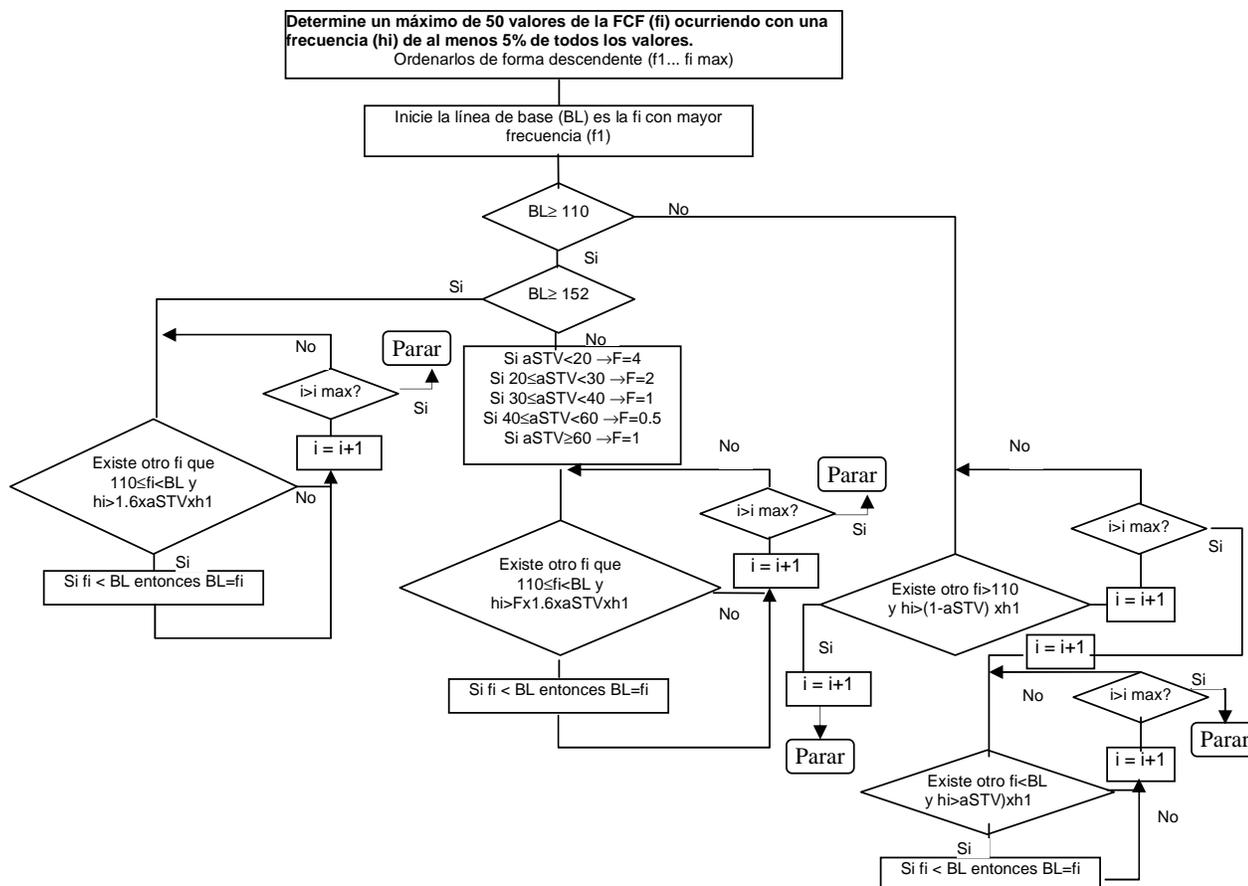


Fig. 3. Diagrama de flujo para la estimación de la línea de base por el método de Ayres. Fi = valor de frecuencia cardiaca fetal con al menos 5% de ocurrencia; hi = número de ocurrencias de Fi; F1= el valor de Fi con más ocurrencias; imax= menor frecuencia de ocurrencia de Fi; aSTV = variabilidad de corto término anormal; BL= valor de la línea de base. Figura tomada del artículo de Ayres-de-Campos D, Bernardes J, Garrido A, Marques-de-Sá J, Pereira-Leite L. SisPorto 2.0: A program for automated analysis of cardiotocograms. Journal of Maternal-Fetal Medicine. 2000, 9:311-318.

### Algoritmo de Mongelli.

Mongelli y colaboradores [18] proponen un algoritmo para la estimación de la LB intraparto (ver figura 4). El algoritmo está basado en el concepto de la media de los valores modales de la FCF. Es decir, los valores dentro de un intervalo

modal estrecho son promediados. Un mecanismo secundario de promediación permite el suavizado de medias consecutivas para formar la línea de baja frecuencia. Los valores fuera del intervalo modal son utilizados para el restablecimiento de la línea de baja frecuencia después de un periodo de datos no aceptados.

**Promediación.** Se utilizan dos arreglos consecutivos de valores de la frecuencia cardiaca fetal entre 30 y 240 latidos por minuto; los valores que están fuera de este intervalo se consideran ruido y son excluidos del análisis.

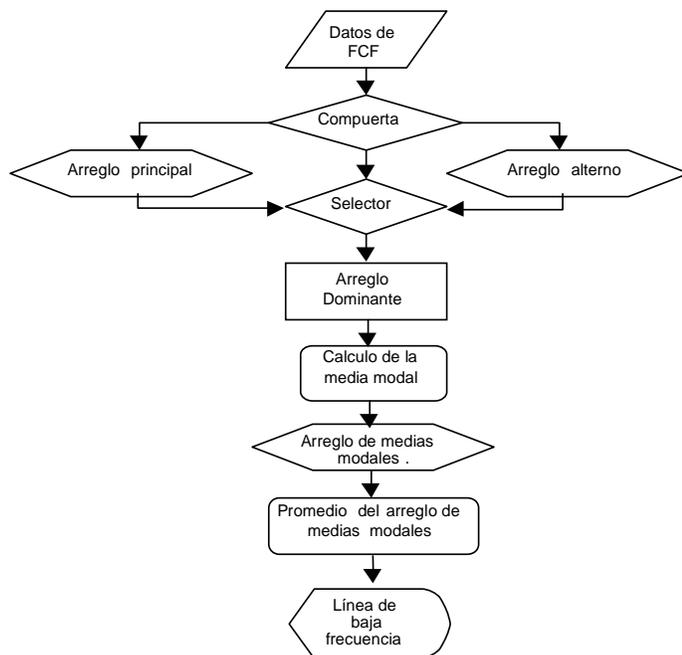


Fig. 4. Diagrama de flujo del algoritmo para la estimación de la línea de baja frecuencia descrito por Mongelli y colaboradores. (Figura tomada del artículo de Mongelli M, Dawkins R, Chung T, Sahota D, Spencer JAD, Chang AMZ. Computerized estimation of the baseline fetal heart rate in labour: the low frequency line. British Journal of Obstetrics and Gynaecology. 1997,104:1128:1133.

**Análisis.** Los valores aceptados que están dentro de un intervalo modal de  $\pm 8$  latidos por minuto de la línea de baja frecuencia previa, se almacenan en el arreglo principal, mientras que los que están fuera se almacenan en un arreglo

alternos. Se compara el número de valores almacenados en los dos arreglos. Normalmente el arreglo principal es el dominante, pero el arreglo alternativo es considerado como dominante cuando se cumplen ambas de las siguientes condiciones: el número de valores dentro del arreglo alternativo excede a los del arreglo principal y existe en el arreglo alternativo un intervalo modal claramente definido (más de la mitad de los datos están dentro de 8 latidos por minuto de la moda).

El arreglo dominante por lo tanto siempre contiene valores de la frecuencia cardíaca fetal que están dentro de una banda estrecha de un valor modal. El promedio de estos valores modales es considerado como la línea de base.

### **Algoritmo de Taylor.**

Taylor y colaboradores [19] desarrollaron otro método para determinar la LB de la FCF intraparto. El algoritmo está compuesto de dos procesos principales:

**Promediación.** El primer proceso requiere de la eliminación de periodos de pérdida en la señal, al detectarse desviaciones súbitas en la frecuencia cardíaca fetal y valores fuera del intervalo de 55 a 200 latidos por minuto, así como la interpolación lineal entre valores válidos.

**Filtrado.** Posteriormente a este proceso la señal se procesa con un filtro tipo Butterworth de tercer orden y fase cero, con una frecuencia de corte de 0.008 Hz.

El segundo proceso es iterativo, en donde se seleccionan umbrales para la eliminación de componentes asociados con aceleraciones o desaceleraciones y una interpolación lineal entre datos válidos. Los umbrales selectivos comienzan por  $\pm 5$  latidos por minuto de la LB inicial para la primera y segunda iteración y para

la tercera iteración se utilizan 10 y 5 latidos por minuto, por arriba y por debajo de la línea calculada respectivamente. Después de remover las desviaciones, la señal es interpolada y la LB se genera al someter a la señal a un filtro tipo Butterworth de tercer orden y fase cero, con una frecuencia de corte de 0.006 Hz. Esta es una frecuencia de corte menor a la utilizada en el proceso anterior, debido a que muchas desviaciones de la LB han sido ya removidas en el primer paso de filtrado (0.008 Hz.)

La tabla 1 resume las características de análisis y operación de los algoritmos.

Tabla 1 resumen de las características de análisis y operación de los algoritmos descritos

	<b>Dawes</b>	<b>Mantel</b>	<b>Ayres</b>	<b>Mongelli</b>	<b>Taylor</b>
<b>Vigilancia</b>	Anteparto	Anteparto	Anteparto	Intraparto	Intraparto
<b>Promedio de latidos</b>	3.75 segundos	2.5 segundos	Valores con al menos el 5% de ocurrencia.	Utiliza valores de 30 a 240 lpm.	Utiliza valores de 55 a 200 lpm.
<b>Análisis De Datos</b>	Histograma de frecuencias	Histograma de frecuencias	Histograma de frecuencias	Histograma de frecuencias	Delimitación y filtrado
<b>Filtro</b>	PB, Fc 0.0016 Hz	Iterativo, PB de PM con Fc 0.0016 Hz	No utilizado	No utilizado	Iterativo, PB con Fc 0.008 Hz
<b>Rango de la LB</b>	Moda -40 ms a Moda+60ms	VR+5 lpm a VR-20 lpm	De 110 lpm a 152 lpm	PM ± 8 lpm	VR + 10 lpm a VR - 5 lpm
<b>Operación</b>	10 minutos de ventana de análisis	Fuera de línea	Fuera de línea	Fuera de línea	6 minutos de ventana de análisis

PB indica filtro pasa bajas; Fc indica frecuencia de corte; PM, promedio móvil; lpm, latidos por minuto; VR, valor de referencia.

### **Comparación entre métodos computacionales y expertos en la evaluación de registros cardiotacográficos.**

Existen diferentes algoritmos [13-19] para la estimación automática de la LB, sin embargo no existe un criterio definitivo para evaluar su precisión. Por lo tanto, la estimación de la LB realizada por un clínico experto en la clasificación de los

diferentes patrones se ha considerado como referencia para la validación de los métodos computacionales.

Se han publicado distintos reportes comparando el rendimiento entre expertos y el análisis computarizado en la interpretación de cardiotacogramas intraparto. Donker y colaboradores [21] calcularon los valores kappa de 22 expertos, que representan la magnitud de acuerdo que existe entre ellos. Los valores mayores a 0.75 representan un excelente acuerdo, entre 0.4 y 0.75 representan un buen acuerdo y un valor menor a 0.4 representa un acuerdo pobre. Los valores kappa que obtuvieron en la clasificación de LB, aceleraciones y desaceleraciones estuvieron en el rango de regular a bueno (0.4 a 0.53), pero tuvieron un acuerdo pobre (0.02 a 0.21) en la subclasificación de la LB en variable, normal, reducida y plana. También encontraron resultados no favorables al subclasificar las aceleraciones y desaceleraciones (0.01 a 0.15).

Todros y colaboradores [22] encontraron que el acuerdo entre 4 expertos para determinar la LB, aceleraciones y desaceleraciones en 63 CTGF anteparto, estuvieron en el rango de regular a bueno. Pero el acuerdo entre los expertos y un sistema computacional [23] fue pobre al determinar la LB.

## ANTECEDENTES DEL PROYECTO.

En un proyecto de colaboración entre el Centro de Investigación Materno Infantil del Grupo de Estudios al Nacimiento (CIMIGEN) y la Universidad Autónoma Metropolitana unidad Iztapalapa (UAM-I), se ha desarrollado un sistema (SIVARMI) que permite separar de manera confiable las señales del ECG materno y fetal para la construcción, visualización y análisis de ambos cardiogramas [24]. La figura 5 muestra el diagrama a bloques de este sistema para el análisis.

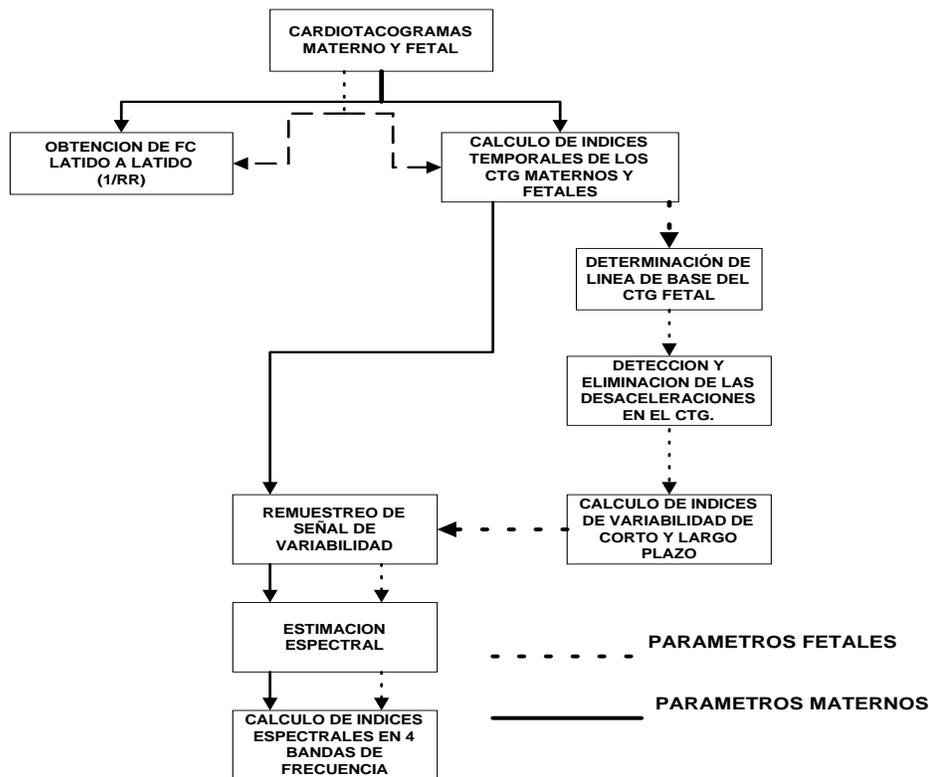


Fig. 5 Diagrama a bloques del sistema de análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca materno-fetal (SIVARMI) a partir del procesamiento del ECG abdominal.

El SIVARMI realiza un análisis cuantitativo de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC) materna y fetal en los dominios del tiempo y de la frecuencia.

Además ha sido utilizado con fines clínicos y de investigación, para valorar el comportamiento de la VFC materna y fetal durante estímulos posturales y de ejercicio isométrico [25].

Actualmente el sistema identifica las aceleraciones y desaceleraciones utilizando el algoritmo de Mantel [16]; sin embargo se han identificado algunas limitaciones en la operación con este método, como son la dependencia en la duración del registro y el desplazamiento de la LB en registros que presentan grandes oscilaciones. Debido a esto, y en el continuo desarrollo e investigación con este sistema resulta necesario determinar las características y limitaciones de los métodos actuales para la estimación de la LB, así como proponer y validar un método que disminuya dichas limitaciones, realizando un análisis comparativo de la cuantificación de aceleraciones y desaceleraciones en los CTGF de corta duración.

## **JUSTIFICACIÓN.**

El monitoreo electrónico fetal es comúnmente utilizado en la práctica clínica para evaluar las condiciones fetales anteparto e intraparto. Para esto, la estimación precisa de la línea de base es de crucial importancia, ya que de esta depende la correcta evaluación de los patrones de un registro cardiotacográfico.

Se han descrito diversos métodos para la estimación de la línea de base en la valoración anteparto e intraparto; sin embargo, muestran diferentes limitaciones como: incertidumbre al inicio de los trazos, dependencia de la duración del registro de al menos 10 minutos y desplazamiento de la línea de base en registros que presentan grandes oscilaciones.

En el proyecto de colaboración entre el CIMIGEN y la UAM-I, se ha desarrollado un sistema que permite analizar de forma objetiva y cuantitativa los registros cardiotacográficos. En el desarrollo continuo e investigación con este sistema se hizo necesario determinar las características y limitaciones de los métodos actuales para la estimación de la LB, así como proponer y validar un método que disminuya dichas limitaciones, realizando un análisis comparativo de la cuantificación de aceleraciones y desaceleraciones entre los métodos computacionales y expertos.

En la presente tesis se asume que el desarrollo de un método computacional para la estimación de la línea de base que disminuya las limitaciones de los métodos actualmente utilizados permitirá mejorar la evaluación de los registros cardiotacográficos, así como lograr mayor consistencia en la interpretación y en la cuantificación de aceleraciones y desaceleraciones.

## **OBJETIVOS.**

### **OBJETIVO GENERAL.**

El propósito de la presente tesis fue desarrollar un algoritmo computacional para la estimación de la línea de base en registros cardiotacográficos que disminuya las limitaciones de los métodos actualmente utilizados y comparar el análisis de aceleraciones y desaceleraciones entre diversos métodos computacionales y el trazo manual de expertos.

### **OBJETIVOS ESPECÍFICOS.**

1. Determinar el comportamiento y las características de los algoritmos computacionales actualmente utilizados para la estimación de la línea de base en registros de corta duración.
2. Comparar las líneas de base estimadas por los métodos computacionales y el método propuesto en registros de corta duración.
3. Comparar las líneas de base estimadas por los métodos computacionales, el método propuesto y el trazo de los expertos.
4. Determinar el acuerdo para la detección de aceleraciones y desaceleraciones de las líneas de base estimadas por los métodos computacionales, el método propuesto y la evaluación de los expertos.

## **METODOLOGÍA.**

Con el objetivo de determinar el comportamiento y las principales características de los algoritmos actuales para la determinación de la LB, estos se reprodujeron en Matlab® y se evaluaron utilizando registros del CTGF de 5 minutos de duración.

Posteriormente se propuso un algoritmo que disminuyera las limitaciones de los algoritmos actuales y se compararon las características de la LB; así como la cuantificación de aceleraciones y desaceleraciones.

Para corroborar los resultados encontrados evitando la limitante de la duración del CTGF, se evaluaron los algoritmos actuales y el método propuesto en registros del CTGF de 10 minutos de duración.

Debido a que no existe una referencia para evaluar los métodos computacionales en la determinación de la LB, se desarrolló un programa que permitiera obtener el trazo manual de la LB de tres expertos en el análisis de registros cardiotacográficos y se compararon las características de los métodos computacionales con la LB estimada por de los expertos, tanto en las características de la misma, como en la cuantificación de aceleraciones y desaceleraciones.

## **PACIENTES.**

Durante los años de 2000 a 2001 se obtuvieron registros del CTGF, derivados del electrocardiograma abdominal materno (ECGAM), de 87 pacientes que fueron examinadas en el Centro de Investigación Materno Infantil del Grupo de Estudios al Nacimiento en la Ciudad de México. La muestra poblacional fue originaria

principalmente del Distrito Federal, con un nivel socioeconómico de medio a bajo, según los criterios de dicho centro de investigación.

Previo al registro se le informó a la paciente en que consistía el protocolo de investigación y se le pidió su consentimiento de colaboración.

Las pacientes fueron elegidas de forma aleatoria con embarazos de mediano a bajo riesgo, con  $37.7 \pm 2.4$  semanas de gestación, edad promedio de  $25.64 \pm 6.62$  años,  $67.76 \pm 11.57$  kilogramos de peso y  $1.56 \pm 0.05$  metros de estatura.

### **REGISTRO ELECTROCARDIOGRÁFICO ABDOMINAL MATERNO.**

El ECGAM se obtuvo con las pacientes en posición supina y decúbito lateral, con una duración de 5 minutos en 50 registros, para evaluar el comportamiento y las características de los métodos actuales en la determinación de la LB. Posteriormente, para corroborar las observaciones anteriores, se adquirieron 37 registros del ECGAM de 10 minutos de duración en las mismas posiciones.

La señal del ECGAM se adquirió utilizando 4 electrodos de Ag-AgCl, uno como referencia colocado en la pierna derecha y los otros colocados en la superficie abdominal materna, con una distancia de separación de 18 a 20 centímetros, previa limpieza de las zonas de registro. Uno de los electrodos fue colocado cerca del área púbica materna, mientras que los otros fueron colocados a la derecha e izquierda del área umbilical. La señal del ECGAM fue digitalizada y almacenada por medio de una computadora personal y el Acknowledges System MP100 (BIOPAC, CA, USA) con frecuencia de muestreo de 1 KHz. La figura 6 muestra un diagrama del montaje utilizado para la adquisición y procesamiento del ECGAM.

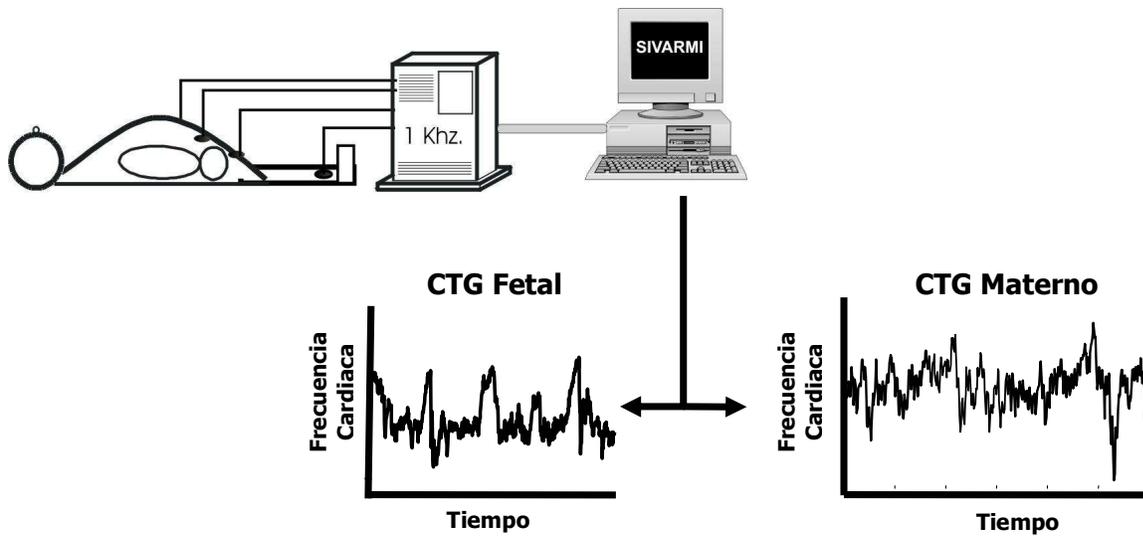


Fig 6. Diagrama del montaje utilizado para la adquisición y procesamiento del ECGAM.

## PROCESAMIENTO.

### Obtención del Cardiotacograma fetal.

El CTGF se obtuvo al separar los complejos QRS maternos de los fetales mediante el SIVARMI [25]. La figura 7 muestra un registro del CTGF obtenido por este sistema.

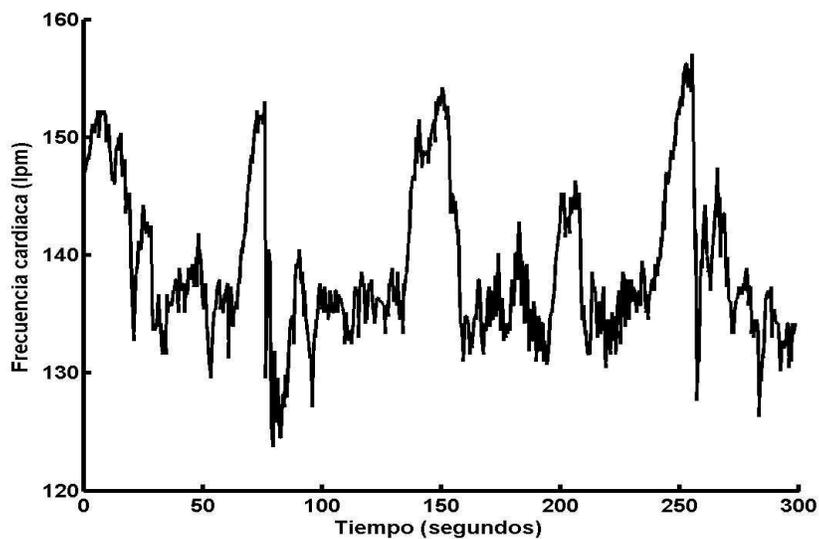


Fig. 7. Ejemplo de un registro CTGF obtenido mediante el SIVARMI.

El SIVARMI reconoce de manera semiautomática el patrón del complejo QRS fetal y proporciona el intervalo de tiempo entre estos. En los puntos donde se localizaron fallas en la detección de complejos QRS se realizó la localización de manera manual, lo que permitió tener mayor control sobre aquellos puntos en los que se traslaparon los complejos maternos y fetales.

### Algoritmo propuesto.

#### Etapa 1: Pre-filtrado.

El algoritmo propuesto somete al CTGF, a un filtro pasa bajas de promedio móvil por medio de una ventana de Hanning de 27 puntos. El resultado de este proceso se muestra en la figura 8 (comparar con la figura 7).

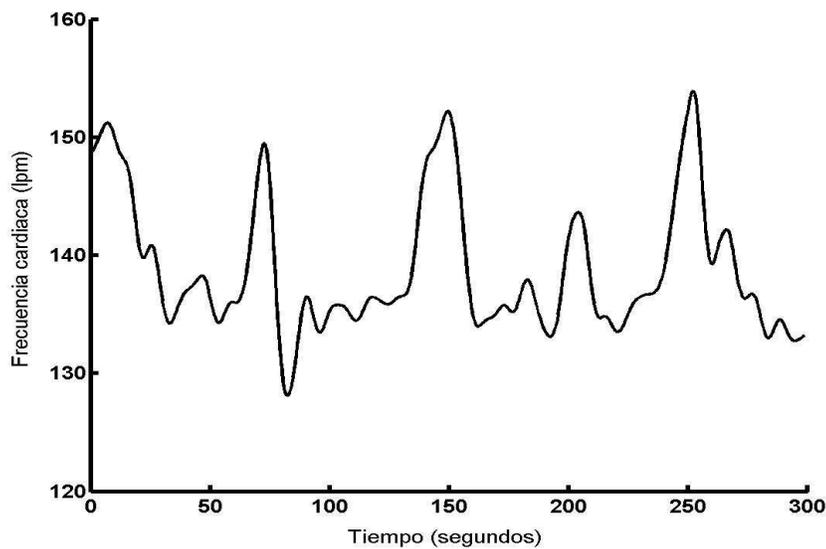


Fig. 8. Cardiotacograma filtrado por medio de una ventana de Hanning de 27 puntos

Se eligió este tamaño de ventana de manera heurística ya que con 27 puntos se eliminaron los componentes de alta frecuencia, así como remanentes de puntos mal detectados.

La frecuencia de corte del filtro utilizando la ventana de Hanning fue de 0.0842 Hz, por lo que no afecta la señal de la LB ya que la frecuencia de ésta se encuentra por debajo de 0.0016 Hz, de acuerdo con otros autores [13-20].

## **Etap 2: Identificación de segmentos probables de la línea de base.**

Después del filtro, se obtiene el valor absoluto de la primera derivada para identificar los segmentos donde existen cambios abruptos mayores a un umbral de 1 (latido/minuto)/segundo, que es la velocidad de cambio que tiene una aceleración o una desaceleración de acuerdo con las definiciones clínicas [11].

Únicamente los segmentos por debajo de dicho umbral se consideraron para el cálculo de la LB. La figura 9 muestra gráficamente la identificación de estos segmentos.

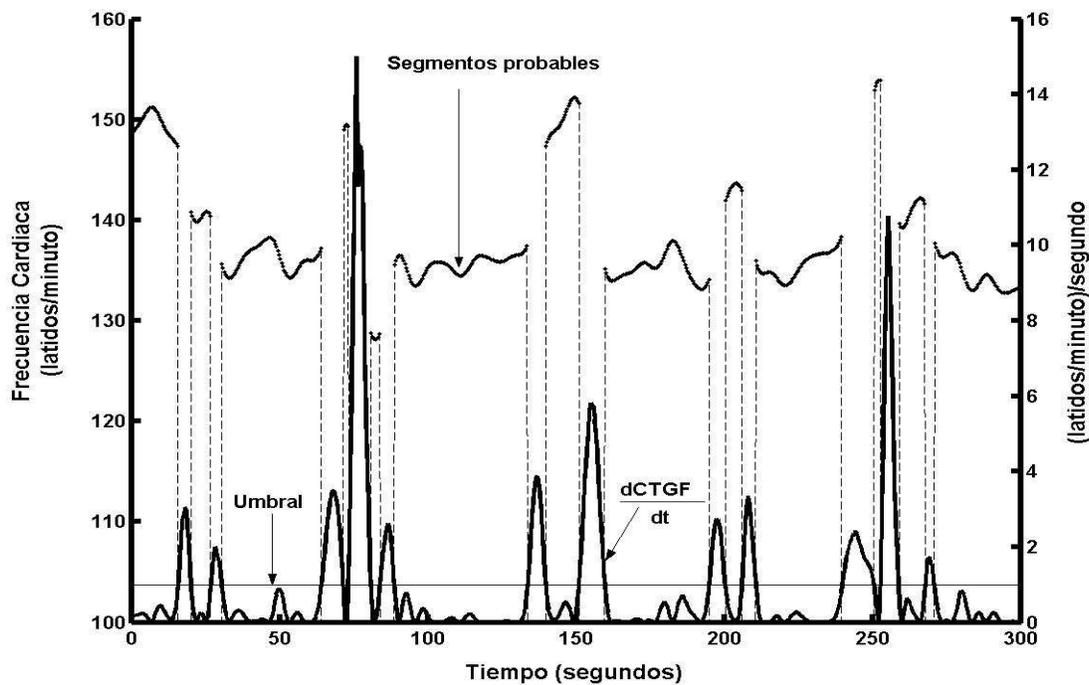


Fig. 9. Identificación de probables segmentos de la línea de base. La línea discontinua gruesa es el CTGF filtrado, con eje del lado izquierdo. La línea punteada delimita los posibles segmentos. El valor absoluto de la derivada (línea continua gruesa) y el umbral (línea continua delgada) son referidas al eje del lado derecho.

### Etapa 3: Validación de segmentos probables de la línea de base.

De los segmentos considerados para la estimación de la LB, se obtiene el valor promedio total ( $\mu$ ) y sólo aquellas porciones que estén dentro del rango de  $\mu \pm 10$  latidos por minuto y cuya duración sea mayor a 15 segundos se consideraron segmentos válidos de la LB. Ver figura 10. Se tomaron estos valores umbrales, debido a que una aceleración o desaceleración alcanzan un valor por arriba o por debajo, según corresponda, de la LB mayor a 15 latidos por minuto en un tiempo menor a 15 segundos [11].

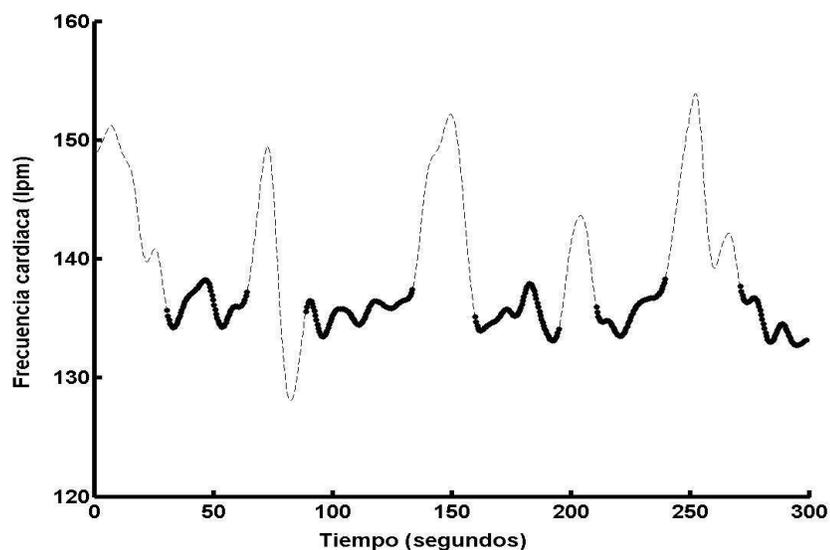


Fig. 10. Segmentos de línea de base que reunieron los criterios del modelo propuesto. La línea punteada representa el CTGF filtrado y la línea discontinua gruesa representa los segmentos de la línea de base.

### Etapa 4: Interpolación y filtrado.

Los segmentos válidos son interpolados por medio de un polinomio cúbico. Si en el inicio o el final del registro no se tienen segmentos válidos, se extrapola por medio de una línea recta con valor igual al primer o último punto de un segmento válido según corresponda. Para remover la variabilidad de la LB, definida como

fluctuaciones con frecuencia de 2 ciclos por minuto [11], los segmentos interpolados se someten a un filtro pasa bajas de ida y vuelta de tercer orden tipo Butterworth con una frecuencia de corte de 0.0333 Hz y fase cero. La figura 11 muestra el resultado de la línea de base estimada por el método propuesto.

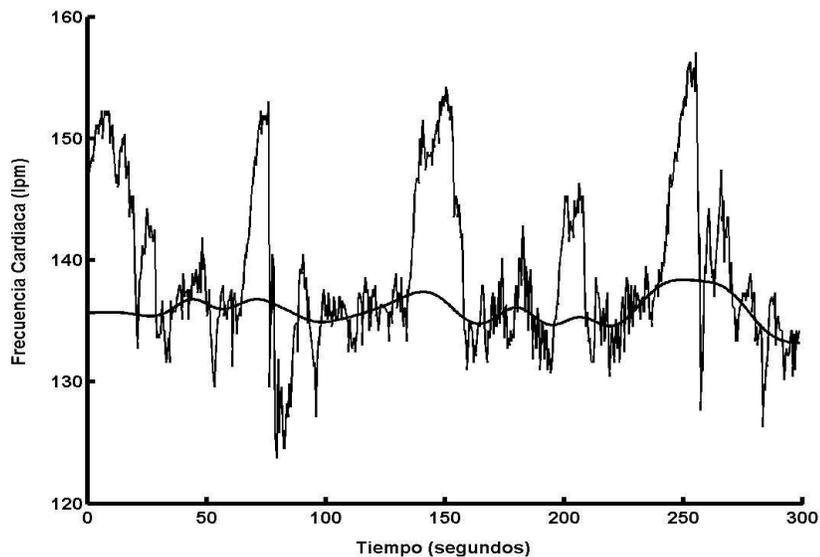


Fig. 11. Resultado de la línea de base estimada por el método propuesto.

### **ADECUACIONES A OTROS ALGORITMOS.**

Los métodos computarizados previamente descritos por otros autores [13-20], se reprodujeron en Matlab® y se realizaron las siguientes adecuaciones para compararlos contra el algoritmo propuesto:

1. No se realizó promediación de los datos de la frecuencia cardíaca fetal de 3.5 y 2.5 segundos como lo hacen los métodos de Dawes [13-15] y de Mantel [16].
2. Los métodos de Ayres [17], Mongelli [18] y Taylor [19] fueron evaluados con datos de la frecuencia cardíaca sin promediar.

3. Todos los registros en los que se estimaron las líneas de base fueron anteparto.

Se realizaron estas adecuaciones debido a que se evaluaron registros de corta duración (5 y 10 minutos) en los que no es posible aplicar totalmente los procedimientos de los métodos analizados.

### EVALUACIÓN DE LA LÍNEA DE BASE POR EXPERTOS.

Para comparar las LB de los métodos computacionales con el trazo manual de expertos, se desarrolló un programa para el registro manual de la LB el cual fue utilizado por 3 expertos en análisis de registros cardiotacográficos. Dos de estos expertos son médicos con especialidad en ginecología y obstetricia del CIMIGEN; el tercero es médico fisiólogo con experiencia en el procesamiento de señales biomédicas de este tipo. La figura 12 muestra la pantalla del programa de registro manual de la LB.

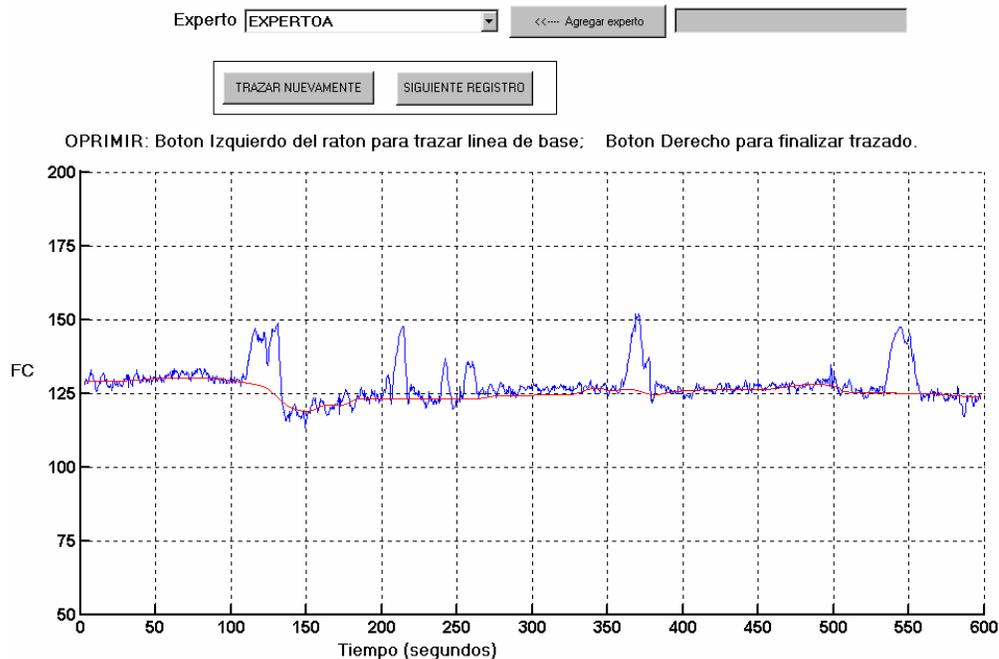


Fig. 12. Sistema de registro manual de la línea de base.

En el método manual, el experto marca la mayor cantidad puntos sobre el CTGF donde estima el valor de la LB. El número de puntos marcados depende directamente de la estimación visual del experto. Cuando el experto ha terminado de marcar, la LB se calcula al interpolar los puntos marcados por medio de un polinomio cúbico. La escala de evaluación del registro es de 50 a 200 latidos por minuto, similar a la proporcionada por los equipos comerciales [15].

El trazo de la LB por los expertos fue realizado únicamente para cada uno de los 37 registros de 10 minutos. Cada registro fue presentado tres veces de manera aleatoria para la evaluación por cada experto.

Cada uno de los expertos realizó la evaluación de la LB en diferentes horarios y no tuvo acceso a revisar los trazos de los demás expertos.

## **ANÁLISIS DEL DESEMPEÑO DE LOS ALGORITMOS.**

### **Cálculo de índices de la línea de base.**

Las líneas de base estimadas por cada método fueron procesadas para calcular los parámetros media, desviación estándar, valor mínimo, valor máximo, rango, ancho de banda y banda de transición.

Para obtener el ancho de banda de cada registro, la LB fue remuestreada a una frecuencia de 4 Hz utilizando una interpolación por splines cúbicos. Posteriormente se estimó la densidad espectral por modelado autorregresivo. Para cada registro se calculó el orden del modelo utilizando el criterio de Akaike. Se seleccionó un orden del modelo igual a 14 debido a que éste fue el valor más frecuente para los 50 registros de 5 minutos de duración. Este valor se repitió al evaluar los registros de 10 minutos. El ancho de banda fue calculado como la

frecuencia a la cual se observó una atenuación de 3 dB del valor máximo de la banda de paso. La banda de transición se calculó como la frecuencia a la cual se tuvo una atenuación de 13 dB, correspondiente al 95% de atenuación del cuadrado de la magnitud.

Para evaluar la dependencia de la duración del registro en la estimación de la LB por el método propuesto, de los 37 CTGF de 10 minutos se tomaron segmentos aleatorios con duraciones de 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 y 10 minutos. Posteriormente se analizó gráficamente el valor promedio de las líneas de base estimadas en estos segmentos, con respecto a la duración del segmento.

### **Cuantificación de aceleraciones y desaceleraciones.**

Para la cuantificación de las aceleraciones y desaceleraciones, se restó la LB correspondiente a cada registro cardiotocográfico, localizando los segmentos de valores sucesivos de la frecuencia cardiaca fetal con una duración de al menos 15 segundos y, que uno o más de los valores, fuera mayor a 15 latidos por minuto o menor a -15 latidos por minuto para aceleraciones y desaceleraciones respectivamente, de acuerdo con los criterios clínicos [11].

### **ANÁLISIS ESTADÍSTICO.**

Este análisis fue aplicado a los parámetros de las LB obtenidas al evaluar registros de 5 y 10 minutos. En las LB derivadas del trazo manual de los expertos, se analizó la variabilidad intraobservador y utilizando el valor promedio de las 3 estimaciones de cada experto se evaluó la variabilidad interobservador.

Para cada uno de los índices evaluados se realizó la prueba de normalidad con el criterio de Shapiro-Wilk y en caso necesario se realizó la transformación adecuada de los datos para cumplir con este requerimiento estadístico.

Se realizaron comparaciones cuantitativas de los parámetros por medio de análisis de varianza de muestras repetidas de un solo factor, seguido por una comparación *post hoc* de Bonferroni, con un nivel de significancia de 0.05.

Se obtuvo la matriz de correlación del promedio de la LB estimada por los métodos computacionales y los expertos con un nivel de significancia de 0.01.

Las ocurrencias de aceleraciones y desaceleraciones fueron analizadas de manera no paramétrica obteniendo el valor kappa que refleja el grado de acuerdo entre observadores. También se obtuvieron proporciones de acuerdo y desacuerdo por cada uno de los métodos. La estadística kappa y las proporciones de acuerdo fueron obtenidas con un intervalo de confianza de 95%. Los valores de las proporciones de acuerdo cuyo límite inferior estuvo por arriba de 0.5 indican una concordancia significativa. Para valores de *kappa* por arriba de 0.75, entre 0.4 y 0.75 y por debajo de 0.4 el acuerdo se consideró como bueno, regular a bueno y pobre respectivamente [27].

## RESULTADOS.

### ANÁLISIS VISUAL DE LAS LÍNEAS DE BASE.

#### Métodos computacionales.

La figura 13 muestra las LB estimadas por los métodos computacionales al evaluar un registro típico de 5 minutos, mientras que la figura 14 ejemplifica las LB estimadas por los métodos computacionales y los expertos al evaluar un registro de 10 minutos.

**Comentario:** Creo que las figuras deberían estar más cerca de su explicación.

Se observa que las LB obtenidas por los métodos de Mantel (LBMan), Mongelli (LBMon) y el Propuesto (LBPP) realizan un mejor seguimiento de los cambios de la FCF al compararlas con las estimadas por los métodos de Dawes (LBDaw) y Taylor (LBTay), cuya respuesta tiende a ser plana ya que presentan menos oscilaciones.

El método de Ayres proporciona un valor único representativo de la LB. Se observa que tiende a ajustarse entre las estimadas por los métodos computacionales.

LBMan tiende responder bien a los cambios abruptos de la FCF; sin embargo, presenta características opuestas a LBDaw, debido a que en presencia de cambios abruptos de la FCF tiende a estar por debajo del CTGF. De hecho, en la mayoría de los registros LBMan se encuentra por debajo de las estimadas por los demás métodos, por lo que puede sobrestimar aceleraciones y subestimar desaceleraciones.

LBMon y LBPp tienden a ajustarse bien a los cambios abruptos de la FCF, sin embargo, en la mayoría de estos cambios abruptos, LBMon se encuentra ligeramente por encima de LBPp.

LBDaw tiene muy pocas oscilaciones, sugiriendo tener un menor ancho de banda en su respuesta en frecuencia. Además, no sigue adecuadamente los cambios de la FCF; presenta incertidumbre al inicio de los trazos y tiende a estar elevada donde se presentan cambios abruptos de la FCF, por lo que puede subestimar aceleraciones y sobrestimar desaceleraciones.

El ajuste de LBTay es muy similar al de LBDaw; sin embargo se observa que LBTay presenta más oscilaciones; sugiriendo con esto un mayor ancho de banda en su distribución en frecuencia. Además, en la presencia de cambios abruptos, el ajuste de la LB tiende a estar elevado, lo que podría resultar en subestimación de aceleraciones y sobrestimación de desaceleraciones.

En general LBPp presenta más oscilaciones en comparación con LBDaw y LBTay, lo que sugiere que sigue mejor los cambios en la FCF tanto en segmentos estables como en los cambios abruptos de la FCF. Aunque realizan un ajuste similar, en la mayoría de los registros, se encuentra delimitado por LBMan, en la parte inferior; y LBMon en la parte superior.

**Comentario:** No entiendo esta frase

### **Expertos.**

Una observación importante es que las LB trazadas por los expertos 1 y 2 (LBExp1 y LBExp2, respectivamente) tienden a estar por debajo de los segmentos estables de la FCF; lo cual puede llevar a subestimar desaceleraciones y sobrestimar aceleraciones. La LB trazada por el experto 3 (LBExp3) realiza un

mejor ajuste en segmentos estables, así como durante cambios abruptos de la FCF. En general, LBExp1 suele estar por debajo de LBExp2; y LBExp2 por debajo de LBExp3.

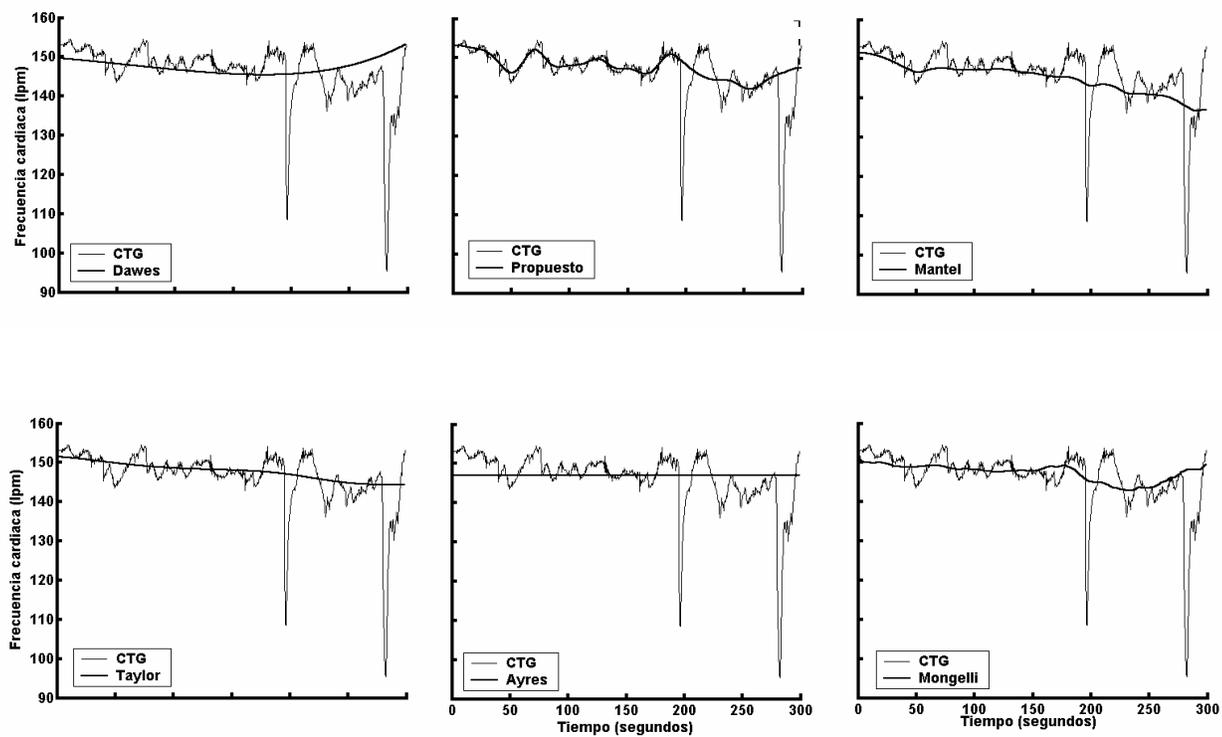


Fig. 13. Línea de base estimada por los métodos computacionales en registros de 5 minutos durante disminuciones abruptas de la frecuencia cardiaca fetal.

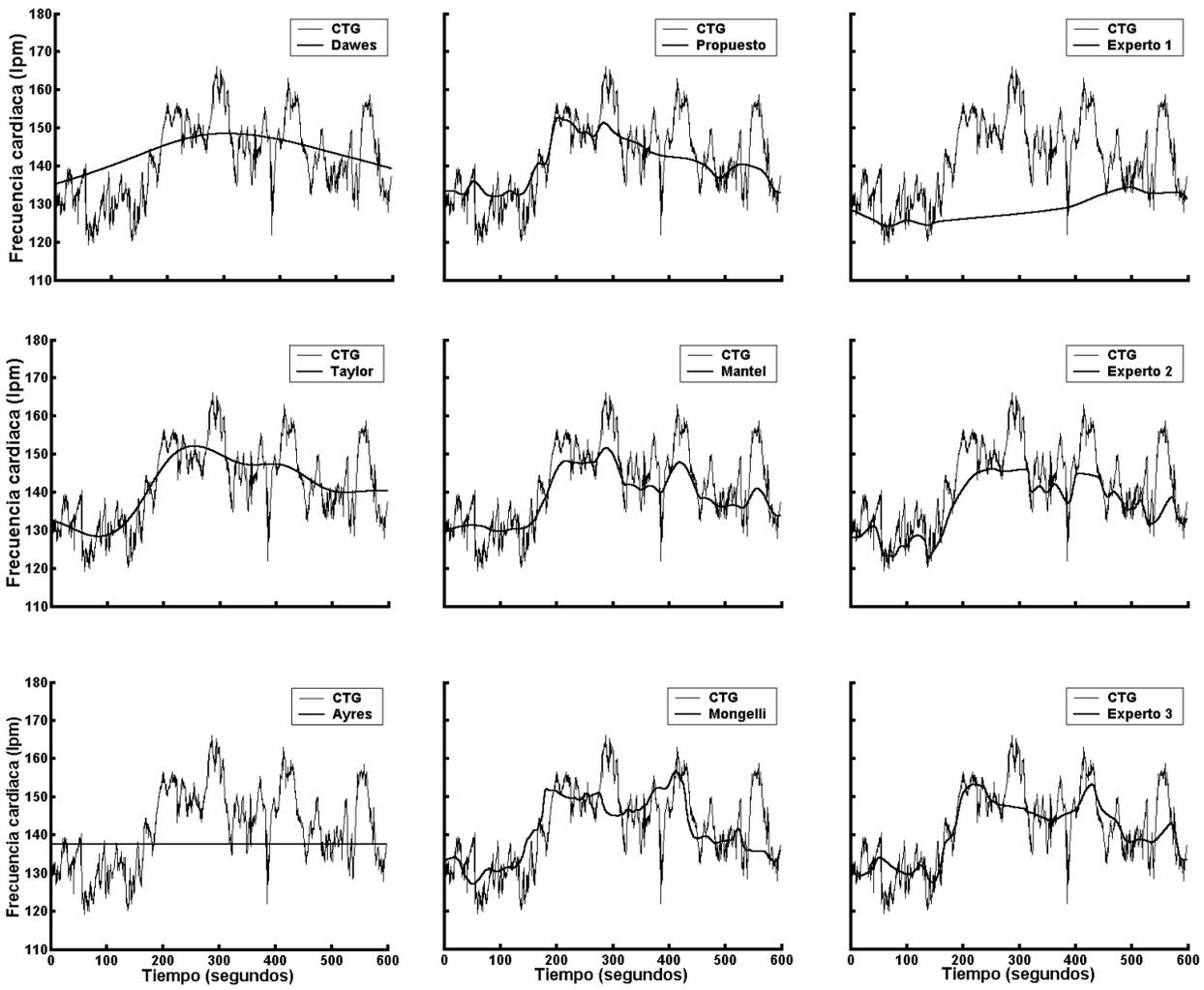


Fig. 14. Línea de base estimada por los métodos computacionales y los expertos en registros de 10 minutos durante incrementos abruptos de la frecuencia cardiaca fetal.

## RESULTADOS DEL ANÁLISIS DE REGISTROS DE 5 MINUTOS.

### Índices de la línea de base.

La tabla 2 muestra el valor de los índices de las LB estimadas por los métodos computacionales evaluando registros de 5 minutos y la tabla 3 indica las diferencias significativas entre ellos. Debido a que el algoritmo de Ayres y colaboradores [17] proporciona un valor único representativo de la LB, solamente se realizó la comparación para el valor promedio.

Tabla 2. Valor de los índices de las líneas de base, derivadas de los algoritmos computacionales evaluando registros de 5 minutos.

	<b>LB Pp</b> <b>1</b>	<b>LB Daw</b> <b>2</b>	<b>LB Man</b> <b>3</b>	<b>LB Mon</b> <b>4</b>	<b>LB Tay</b> <b>5</b>	<b>LB Ayr</b> <b>6</b>
<b>Promedio (lpm)</b>	140.10 (8.43)	140.36 (8.40)	137.79 (8.45)	140.34 (8.25)	140.27 (8.22)	140.34 (8.97)
<b>Desviación Estándar (lpm)</b>	2.70 (1.08)	2.1 (1.62)	2.47 (1.13)	2.43 (1.21)	2.04 (0.98)	N.C.
<b>Valor máximo (lpm)</b>	145.49 (8.57)	144.63 (9.80)	142.15 (9.23)	145.53 (9.32)	143.86 (8.90)	N.C.
<b>Valor mínimo (lpm)</b>	134.70 (8.88)	136.81 (8.24)	133.27 (8.15)	136.06 (8.22)	136.58 (8.94)	N.C.
<b>Rango (lpm)</b>	10.78 (4.06)	7.81 (6.33)	8.88 (3.60)	9.46 (4.92)	7.28 (3.54)	N.C.
<b>Ancho de Banda (mHz)</b>	8.54 (5.38)	2.73 (0.76)	3.43 (1.85)	4.29 (2.80)	2.35 (1.17)	N.C.
<b>Banda de Transición (mHz)</b>	21.40 (8.53)	11.0 (3.14)	12.5.0 (6.0)	15.75 (9.83)	9.13 (5.36)	N.C.

Los valores son mostrados como media (desviación estándar). N.C. parámetro no comparado; lpm, latidos por minuto.

Tabla 3. Diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0.05$ ) entre índices de la línea de base, evaluando registros de 5 minutos.

<b>Promedio</b>	<b>3-1, 3-2, 3-4, 3-5, 3-6</b>
<b>Desviación estándar</b>	<b>5-1, 5-3, 5-4</b>
<b>Valor máximo</b>	<b>3-1, 3-2, 3-4, 3-5, 5-1</b>
<b>Valor mínimo</b>	<b>1-2, 1-3, 1-4, 1-5, 3-2, 3-4, 3-5</b>
<b>Rango</b>	<b>3-1, 5-1, 5-3, 5-4</b>
<b>Ancho de banda</b>	<b>2-1, 3-1, 4-1, 4-2, 5-1, 5-3, 5-4</b>
<b>Banda de transición</b>	<b>2-1, 3-1, 4-1, 4-2, 5-1, 5-3, 5-4</b>

El número indica la línea de base comparada. Véase tabla 2.

Considerando el criterio de Shapiro-Wilk, no se encontraron diferencias significativas al realizar la prueba de normalidad al logaritmo de los índices de las LB en los registros de 5 y 10 minutos.

### **Comparación entre métodos.**

#### **Promedio.**

Los valores se distribuyen entre los calculados para LBDaw, que es la mayor, y LBMan la menor. LBMan tuvo diferencias significativas con todos los demás métodos. De los restantes, LBPp se encuentra ligeramente por debajo.

#### **Desviación estándar.**

LBTay tiene el menor valor y, con excepción de su comparación con LBDaw, presenta diferencias significativas con todas las demás. LBPp es la que presentó el valor más alto, pero no muestra diferencias significativas con las demás.

#### **Valor máximo, mínimo y rango.**

Las LB se distribuyen entre los valores de LBMon con el valor máximo mayor, y LBMan con el valor mínimo menor. LBPp tiene mayor rango de oscilación que todas las demás.

#### **Ancho de banda.**

LBPp tiene el mayor ancho de banda y difiere significativamente con los demás; mientras que LBTay tienen el menor valor y, exceptuando con el ancho de banda de LBDaw, tiene diferencias significativas con todas las otras.

### **Banda de Transición.**

La mayor banda de transición es de LBPp, mostrando diferencias significativas con las demás bandas. Al igual que para el ancho de banda, el valor menor es de LBTay, con diferencias significativas con todas, excepto con LBDaw.

### **Correlación.**

La tabla 4 muestra los valores de correlación máxima y mínima encontrados para cada índice. También se muestran el par de métodos para los que se encontró dicho valor y se indica si existieron diferencias significativas entre ellos.

Ver tabla 3.

Tabla 4. Correlaciones de índices de la línea de base obtenidos por los métodos computacionales al evaluar registros de 5 minutos.

<b>Índice</b>	<b>Correlación máxima</b>	<b>Correlación mínima</b>
<b>Promedio. *</b>	0.996 (LBDaw-LBTay)	0.971 (LBMan-LBAyr) †
<b>Desviación estándar.</b>	0.711 (LBMan-LBMon)	-0.005 (LBPp-LBDaw)
<b>Valor máximo. *</b>	0.968 (LBMan-LBTay) †	0.857 (LBPp-LBDaw)
<b>Valor mínimo. *</b>	0.977 (LBPp-LBMon) †	0.879 (LBDaw-LBMan) †
<b>Rango.</b>	0.675 (LBMan-LBMon)	0.087 (LBPp-LBDaw)
<b>Ancho de banda.</b>	0.416 (LBPp-LBMan) †	-0.115 (LBDaw-LBTay)
<b>Banda de Transición.</b>	0.699 (LBMan-LBMon)	-0.101 (LBDaw-LBTay)

Los valores son mostrados como correlación (Métodos comparados). \* indica correlación significativa ( $P < 0.01$ ) para todas las comparaciones. † indica diferencias significativas ( $P < 0.05$ ) en los índices de la línea de base.

En todas las correlaciones del valor promedio, del valor máximo y del valor mínimo, se tuvieron un nivel de significancia para  $p < 0.01$ .

Las máximas correlaciones se observaron al comparar: LBMan con LBMon en la desviación estándar, el rango y la banda de transición respectivamente; LBTay al compararlo con LBMan y LBDaw en el valor máximo y el promedio respectivamente; y al comparar LBPp con LBMon y LBMan en el valor mínimo y el ancho de banda, respectivamente.

Los menores valores de correlación se obtuvieron en la comparación de: LBPP con LBDaw en la desviación estándar, el máximo y el rango respectivamente; al comparar LBDaw con LBTay en el ancho de banda y la banda de transición; y por último, al comparar LBMan con LBAyr y LBDaw en el valor promedio y el mínimo respectivamente.

### **Cuantificación de aceleraciones y desaceleraciones.**

La tabla 5 muestra el total de aceleraciones y desaceleraciones usando las LB calculadas por los métodos computacionales al evaluar los 50 registros de 5 minutos.

Tabla 5. Total de aceleraciones y desaceleraciones detectadas por cada uno de los métodos al evaluar los 50 registros de 5 minutos.

	<b>Propuesto</b>	<b>Dawes</b>	<b>Mantel</b>	<b>Mongelli</b>	<b>Taylor</b>	<b>Ayres</b>
<b>Aceleraciones</b>	31	29	41	34	27	33
<b>Desaceleraciones</b>	10	31	0	18	23	20

El número total de aceleraciones detectadas se encontró entre los métodos de Mantel (41) y Taylor (27). El método Propuesto fue el cuarto, por debajo de Mantel, Mongelli y Ayres, que detectaron mayor número de aceleraciones.

### **Acuerdo entre métodos.**

La tabla 6 muestra los valores de acuerdo (*kappa*) entre los métodos computacionales para la detección de aceleraciones. Se observó que los valores estuvieron dentro del intervalo de regular a bueno, teniendo el máximo valor de concordancia para Dawes con Taylor (0.705).

La tabla 7 muestra los valores de acuerdo (*kappa*) entre los métodos computacionales para la detección de desaceleraciones.

Tabla 6. Valores de kappa que muestran el acuerdo entre cada método para detectar aceleraciones en registros de 5 minutos.

	<b>Propuesto</b>	<b>Dawes</b>	<b>Mantel</b>	<b>Mongelli</b>	<b>Taylor</b>	<b>Ayres</b>
<b>Propuesto</b>	1.000	0.537	0.577	0.627	0.629	0.536
<b>Dawes</b>		1.000	0.544	0.524	0.705	0.575
<b>Mantel</b>			1.000	0.684	0.601	0.611
<b>Mongelli</b>				1.000	0.511	0.494
<b>Taylor</b>					1.000	0.629
<b>Ayres</b>						1.000

Valores por arriba de 0.75, entre 0.4 y 0.75 y por debajo de 0.4 son considerados como acuerdo bueno, regular a bueno y pobre respectivamente [21].

Se observa que en general el acuerdo entre métodos computacionales fue pobre, exceptuando los acuerdos de regular a bueno que presentaron los métodos de Taylor-Dawes, Taylor-Mongelli, Ayres-Mongelli.

Tabla 7. Valores de kappa que muestran el acuerdo entre cada método para detectar desaceleraciones en registros de 5 minutos.

	<b>Propuesto</b>	<b>Dawes</b>	<b>Mantel</b>	<b>Monguelli</b>	<b>Taylor</b>	<b>Ayres</b>
<b>Propuesto</b>	1.000	0.177	0.000	0.229	0.070	0.382
<b>Dawes</b>		1.000	0.000	0.266	0.454	0.385
<b>Mantel</b>			1.000	0.000	0.000	0.000
<b>Monguelli</b>				1.000	0.410	0.439
<b>Graham</b>					1.000	0.332
<b>Ayres</b>						1.000

Valores por arriba de 0.75, entre 0.4 y 0.75 y por debajo de 0.4 son considerados como acuerdo bueno, regular a bueno y pobre respectivamente [21].

### Proporciones de acuerdo.

La tabla 8 muestra la proporción de acuerdo positivo y negativo entre los métodos para la detección de aceleraciones y desaceleraciones.

Tabla 8. Proporción de acuerdo positivo y negativo de los métodos, en la detección de aceleraciones y desaceleraciones en registros de 5 minutos.

	<b>Proporción de acuerdo positivo</b>	<b>Proporción de acuerdo negativo</b>
<b>Aceleraciones</b>	0.493	0.685
<b>Desaceleraciones</b>	0.164	0.683

Valores mayores a 0.5 indican acuerdo significativo [21].

Se observó que la proporción de acuerdo positivo fue mayor en la detección de aceleraciones (0.493) que en la detección de desaceleraciones (0.164), y fueron muy similares en la proporción de acuerdo negativo (0.685 y 0.683, respectivamente).

## RESULTADOS DEL ANÁLISIS DE REGISTROS DE 10 MINUTOS

### Indices de la línea de base.

La tabla 9 muestra el valor de los índices de las LB estimadas por los métodos computacionales y los expertos al evaluar registros de 10 minutos, mientras que la tabla 10 muestra las diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) para estos índices.

Tabla 9. Valor de los índices de las líneas de base, derivadas de algoritmos computacionales y expertos evaluando registros de 10 minutos.

	LBPp 1	LBDaw 2	LBMan 3	LBMon 4	LBTay 5	LBAyr 6	LBExp1 7	LBExp2 8	LBExp3 9
<b>Promedio (lpm)</b>	141.90 (8.32)	142.71 (9.21)	140.09 (8.49)	142.46 (8.41)	141.72 (8.57)	142.22 (10.02)	138.86 (8.15)	139.38 (7.54)	141.27 (7.65)
<b>Desviación Estándar (lpm)</b>	3.45 (1.22)	2.15 (1.03)	3.50 (1.67)	3.93 (2.73)	4.62 (9.36)	N.C.	1.70 (1.05)	3.46 (1.61)	3.55 (1.69)
<b>Valor máximo (lpm)</b>	149.83 (9.13)	147.09 (10.96)	147.44 (10.16)	151.17 (11.21)	147.91 (9.60)	N.C.	142.14 (8.48)	146.19 (7.89)	149.38 (9.30)
<b>Valor mínimo (lpm)</b>	135.09 (7.84)	138.22 (10.07)	133.83 (7.95)	135.37 (7.46)	129.75 (42.99)	N.C.	135.92 (8.17)	131.16 (8.16)	134.00 (7.37)
<b>Rango (lpm)</b>	14.75 (3.83)	8.87 (4.99)	13.60 (5.67)	15.81 (9.65)	18.16 (43.45)	N.C.	6.14 (3.46)	14.97 (6.08)	15.25 (6.81)
<b>Ancho de Banda (mHz)</b>	5.82 (5.13)	1.67 (0.92)	2.34 (2.12)	3.0 (2.15)	1.15 (0.67)	N.C.	1.48 (0.74)	6.26 (4.63)	4.42 (3.09)
<b>Banda de Transición (mHz)</b>	15.1 (7.65)	6.26 (4.08)	7.62 (4.33)	10.7 (6.67)	4.1 (2.76)	N.C.	5.38 (2.97)	19.5 (10.86)	14.70 (7.19)

Los valores son mostrados como media (desviación estándar). N.C. parámetro no comparado; lpm, latidos por minuto.

Tabla 10. Diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0.05$ ) entre índices de la línea de base, evaluando registros de 10 minutos.

<b>Promedio</b>	3-1, 3-2, 4-3, 6-3, 7-1, 7-2, 7-4, 7-5, 7-6, 8-1, 8-2, 8-4, 8-5, 9-4, 9-7, 9-8
<b>Desviación estándar</b>	2-1, 3-2, 4-2, 7-1, 7-3, 7-4, 8-2, 8-7, 9-2, 9-7
<b>Valor máximo</b>	2-1, 4-2, 4-3, 5-4, 7-1, 7-2, 7-3, 7-4, 7-5, 7-8, 7-9, 8-1, 8-4, 8-7, 9-7, 9-8
<b>Valor mínimo</b>	2-1, 3-1, 3-2, 7-3, 8-1, 8-2, 8-3, 8-4, 8-7, 9-2, 9-4, 9-7, 9-8
<b>Rango</b>	2-1, 3-2, 4-2, 7-1, 7-3, 7-4, 8-2, 8-7, 9-2, 9-7
<b>Ancho de banda</b>	2-1, 3-1, 4-2, 5-1, 5-3, 5-4, 7-1, 7-4, 8-2, 8-3, 8-4, 8-5, 8-7, 9-2, 9-3, 9-5, 9-7
<b>Banda de Transición</b>	2-1, 3-1, 4-2, 4-3, 5-1, 5-3, 5-4, 7-1, 7-4, 8-2, 8-3, 8-4, 8-5, 8-7, 9-1, 9-2, 9-3, 9-5, 9-7, 9-8

El número indica el método comparado. Véase tabla 9.

### **Comparación entre métodos.**

#### **Promedio.**

Los valores se distribuyeron entre los calculados para LBDaw y LBMan, con el mayor y menor valor respectivamente. LBPp se encontró por debajo de todas las demás, con excepción de LBAyr y LBMan. LBMan difiere estadísticamente con todas, excepto con LBAyr.

#### **Desviación estándar.**

LBDaw tuvo el menor valor y, con excepción de la comparación con LBTay, mostró diferencias significativas con todas las demás. LBPp se encontró por debajo de todas las demás, con excepción de LBDaw, que es con la única que mostró diferencias significativas.

#### **Máximo, mínimo y rango.**

Los valores se distribuyeron entre LBMon, con el valor mayor, y LBTay, con el menor valor. LBTay tiene el mayor rango. LBPp tiene diferencias significativas con LBDaw en estos tres índices.

### Ancho de banda.

LBPP tuvo el mayor ancho de banda y presentó diferencias significativas con LBMan, LBDaw y LBTay. LBTay dio el menor valor y, con excepción de LBDaw, mostró diferencias significativas con todas.

### Banda de transición.

LBPP tuvo la mayor banda de transición, con diferencias significativas con LBMan y LBDaw y LBTay. LBTay presentó el menor valor y, con excepción de LBDaw, mostró diferencias significativas con todas.

### Correlación.

La tabla 11 muestra la tabla de correlación de los índices de la LB e indica si existen diferencias significativas entre ellos. Ver la tabla 10.

Tabla 11. Correlaciones de índices de la línea de base obtenidos por los métodos computacionales al evaluar registros de 10 minutos.

Índice	Correlación máxima	Correlación mínima
Promedio. *	0.992 (LBPP-LBMan) <sup>†</sup>	0.896 (LBMon-LBTay)
Desviación estándar.	0.919 (LBMan-LBMon)	0.092 (LBDaw-LBTay)
Valor máximo. *	0.990 (LBMan-LBTay)	0.860 (LBPP-LBMon)
Valor mínimo.	0.975 (LBPP-LBMan) <sup>†</sup>	0.124 (LBDaw-LBTay)
Rango.	0.863 (LBMan-LBMon)	-0.031 (LBDaw-LBTay)
Ancho de banda.	0.414 (LBDaw-LBMon) <sup>†</sup>	-0.014 (LBPP-LBTay) <sup>†</sup>
Banda de Transición.	0.662 (LBMan-LBMon) <sup>†</sup>	0.076 (LBDaw-LBPP) <sup>†</sup>

Los valores son mostrados como correlación (Métodos comparados). \* indica correlación significativa ( $P < 0.01$ ) para todas las comparaciones. † indica diferencias significativas ( $P < 0.05$ ) en los índices de la línea de base de acuerdo a la tabla 10.

En el promedio y el valor máximo, todas las comparaciones tuvieron valores de correlación significativa ( $p < 0.01$ ). LBPP y LBMan presentaron los valores mayores de correlación cuando se comparan en los índices promedio (con diferencias significativas de acuerdo a la tabla 10) y valor mínimo. LBMan y LBMon tuvieron correlación alta cuando se compararon en los índices de desviación estándar, rango y banda de transición, con diferencias significativas en ésta última. En el

índice de valor máximo, fue la comparación entre LBMan y LBTay la que tuvo correlación mayor. En el ancho de banda, la correlación máxima fue en la comparación entre LBDaw con LBMon, sin embargo difirieron estadísticamente de acuerdo con la tabla 10.

Los valores mínimos de correlación se obtuvieron al comparar LBDaw con LBPP en la banda de transición; LBDaw con LBTay en la desviación estándar, el mínimo y el rango; LBMon con LBTay y LBPP en el promedio y el valor máximo respectivamente; y por último en la comparación entre LBDaw y BPP para el ancho de banda.

### **Comparación entre expertos.**

#### **Promedio.**

El valor mayor fue el calculado para LBExp3 y mostró diferencias significativas con LBExp1 y LBExp2. LBExp1 tuvo el menor valor.

#### **Desviación estándar.**

LBExp1 tuvo el menor valor y mostró diferencias significativas con LBExp2 y LBExp3. LBExp3 tuvo el valor mayor.

#### **Máximo, mínimo y rango.**

Los valores estuvieron delimitados por LBExp3, con el valor máximo, y LBExp2, con el valor mínimo. En el valor máximo y mínimo, todas las LB mostraron diferencias significativas. LBExp3 tuvo el mayor rango y fue estadísticamente diferente de LBExp2.

**Ancho de banda**

El mayor ancho de banda lo tuvo LBExp2 y el menor fue para LBExp1. Todos los valores mostraron diferencias significativas.

**Banda de transición.**

El valor mayor fue el calculado para LBExp2, y el menor el de LBExp1. Todos las comparaciones dieron diferencias significativas.

**Correlación.**

La tabla 12 muestra los valores de las correlaciones al comparar los índices de las LB trazadas por los expertos e indica las diferencias significativas encontradas entre ellos. Ver la tabla 10.

Como se puede observar, todas las correlaciones fueron significativas ( $p < 0.01$ ).

Las máximas correlaciones se obtuvieron al comparar todos los índices de las LB trazadas por el experto 2 y el experto 3, con excepción del valor mínimo, y mostraron diferencias significativas en los índices del promedio, el valor máximo y la banda de transición.

Las correlaciones mínimas se obtuvieron al comparar los índices de las LB trazadas por el experto 2 y el experto 1, con excepción del rango. En la mayoría de estas comparaciones se observaron diferencias significativas con excepción del promedio.

Tabla 12. Correlaciones de índices de la línea de base trazadas por expertos al evaluar registros de 10 minutos.

Índice	Correlación máxima	Correlación mínima
<b>Promedio.*</b>	0.969 (LBExp3-LBExp2) <sup>†</sup>	0.929 (LBExp2-LBExp1)
<b>Desviación estándar.*</b>	0.714 (LBExp3-LBExp2)	0.588 (LBExp2-LBExp1) <sup>†</sup>
<b>Valor máximo.*</b>	0.824 (LBExp3-LBExp2) <sup>†</sup>	0.805 (LBExp2-LBExp1) <sup>†</sup>
<b>Valor mínimo.*</b>	0.933 (LBExp3-LBExp1) <sup>†</sup>	0.818 (LBExp2-LBExp1) <sup>†</sup>
<b>Rango.*</b>	0.624 (LBExp3-LBExp2)	0.533 (LBExp3-LBExp1) <sup>†</sup>
<b>Ancho de banda.*</b>	0.510 (LBExp3-LBExp2)	0.244 (LBExp3-LBExp1) <sup>†</sup>
<b>Banda de Transición.*</b>	0.664 (LBExp3-LBExp2) <sup>†</sup>	0.360 (LBExp3-LBExp1) <sup>†</sup>

Los valores son mostrados como correlación (Métodos comparados). \* indica correlación significativa (P<0.01) para todas las comparaciones. † Indica diferencias significativas (P<0.05) en los índices de la línea de base de acuerdo a la tabla 10.

### Comparación de índices intra-experto.

Cada uno de los registros fue evaluado tres veces, en presentaciones aleatorias, por cada experto. La tabla 13 muestra los valores de los índices de las LB trazadas por los expertos en cada una de las evaluaciones en registros de 10 minutos. La tabla 14 muestra las diferencias significativas (p<0.05) entre evaluaciones por experto.

Tabla 13. Valores de los Índices de las líneas de base en cada una de las evaluaciones derivadas del trazo manual de expertos en registros de 10 minutos.

Índice	LBExp1			LBExp2			LBExp3		
	1ª Eval. 1	2ª Eval. 2	3ª Eval. 3	1ª Eval. 4	2ª Eval. 5	3ª Eval. 6	1ª Eval. 7	2ª Eval. 8	3ª Eval. 9
<b>Promedio (lpm)</b>	138.86 (8.14)	138.54 (8.21)	139.24 (8.07)	139.37 (7.54)	139.13 (8.29)	139.00 (8.28)	141.27 (7.64)	141.18 (7.47)	141.10 (7.54)
<b>Desviación Estándar (lpm)</b>	1.708 (1.05)	1.91 (1.13)	2.38 (1.30)	3.46 (1.61)	4.08 (2.50)	3.92 (2.33)	3.55 (1.69)	3.46 (1.46)	3.49 (1.50)
<b>Valor máximo (lpm)</b>	142.13 (8.47)	141.94 (8.83)	143.32 (8.04)	146.18 (7.89)	147.08 (9.91)	147.05 (9.89)	149.37 (9.30)	149.24 (8.71)	149.18 (8.61)
<b>Valor mínimo (lpm)</b>	135.91 (8.16)	134.75 (8.01)	134.56 (8.68)	131.16 (8.16)	129.18 (10.03)	130.40 (8.18)	134.00 (7.37)	133.89 (7.70)	133.70 (7.32)
<b>Rango (lpm)</b>	7.12 (4.06)	8.82 (4.78)	2.24 (1.67)	14.97 (6.08)	17.96 (9.83)	16.77 (8.20)	15.25 (6.81)	15.50 (5.72)	15.40 (5.88)
<b>Ancho de Banda (mHz)</b>	1.53 (0.74)	1.61 (0.83)	1.29 (0.63)	6.02 (4.29)	6.25 (4.67)	6.52 (5.02)	4.22 (3.39)	4.28 (2.66)	4.75 (3.23)
<b>Banda de Transición (mHz)</b>	5.52 (3.05)	5.84 (3.17)	4.75 (2.62)	20.04 (11.65)	18.44 (10.70)	19.95 (10.40)	13.82 (7.21)	14.60 (6.81)	15.57 (7.61)

Los valores son mostrados como media (desviación estándar). lpm indica latidos por minuto.

Tabla 14. Diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0.05$ ) entre evaluaciones por experto.

	<b>L BExp1</b>	<b>L BExp2</b>	<b>L BExp3</b>
<b>Promedio</b>	No hay diferencias	No hay diferencias	No hay diferencias
<b>Desviación</b>	3-1, 3-2	No hay diferencias	No hay diferencias
<b>Valor máximo</b>	3-1, 3-2	No hay diferencias	No hay diferencias
<b>Valor mínimo</b>	1-2, 1-3	No hay diferencias	No hay diferencias
<b>Rango</b>	3-1, 3-2	No hay diferencias	No hay diferencias
<b>Ancho de banda</b>	2-3	No hay diferencias	No hay diferencias
<b>Banda de</b>	No hay diferencias	No hay diferencias	No hay diferencias

El número indica la evaluación de la línea de base del experto comparado (ver tabla 13).

Como se puede observar, el experto 1 es el único que tuvo diferencias intra-experto en la mayoría de los índices, con excepción del promedio y la banda de transición. Los expertos 2 y 3 fueron consistentes en la evaluación de la LB al no tener diferencias significativas en sus evaluaciones.

### **Comparación de índices entre métodos y expertos.**

#### **Promedio.**

Los valores se distribuyeron entre LBDaw, con el mayor valor; y L BExp1 con el menor valor. El valor de LBPp se encontró por debajo de LBDaw, LBMon y LBAyr. LBPp tuvo diferencias significativas con L BExp1 y L BExp2.

#### **Desviación estándar.**

Los valores se distribuyeron entre LBTay, con el mayor valor, y con L BExp1 con el menor valor. LBPp estuvo por debajo de L BExp2 y L BExp3 y mostró diferencias significativas con L BExp1.

#### **Valor máximo, mínimo y rango.**

Los valores de las LB estuvieron entre los calculados para LBMon y LBTay. LBTay tuvo el mayor rango de oscilación. LBPp mostró diferencias significativas con los valores de L BExp1 en el valor máximo y el rango; así como con L BExp2 en el valor máximo y el mínimo.

**Ancho de banda.**

LBExp2 mostró el mayor ancho de banda y LBTay el menor. LBPP se encontró por debajo de LBExp2 y tuvo diferencias significativas con LBExp1.

**Banda de transición.**

LBExp2 tuvo la mayor banda de transición, mientras que LBTay la menor. LBPP se encontró por debajo de LBExp2 y mostró diferencias significativas con LBExp1 y LBExp3.

**Correlación.**

La tabla 15 muestra las correlaciones al comparar los índices de las LB estimadas por métodos computacionales y expertos, al evaluar registros de 10 minutos.

En el promedio y el valor máximo todas las comparaciones de las LB entre métodos y expertos fueron significativas ( $p < 0.01$ ).

Las correlaciones máximas se encontraron al comparar LBExp3 con LBMon, en el promedio y el valor mínimo; LBExp3 con LBPP en el ancho de banda; LBExp3 con LBMan en la banda de transición. LBExp2 con LBMan en la desviación estándar y el rango; LBExp2 con LBPP en el valor máximo.

Las correlaciones mínimas se obtuvieron al comparar LBExp1 con LBTay, en la desviación estándar, el mínimo y el rango; LBExp1 con LBDaw, en el promedio; LBExp3 con LBTay, en el ancho de banda y la banda de transición; LBExp3 con LBMon, en el valor máximo.

Tabla 15. Correlaciones entre los índices de la línea de base trazadas por expertos y las estimadas por los métodos computacionales, al evaluar registros de 10 minutos.

Índice	Correlación máxima	Correlación mínima
<b>Promedio. *</b>	0.977 (LBMon-LBExp3) <sup>†</sup>	0.845 (LBDaw-LBExp1) <sup>†</sup>
<b>Desviación estándar.</b>	0.838 (LBMan-LBExp2)	0.588 (LBTay-LBExp1)
<b>Valor máximo. *</b>	0.869 (LBPp-LBExp2) <sup>†</sup>	0.700 (LBMon-LBExp1) <sup>†</sup>
<b>Valor mínimo.</b>	0.963 (LBMon-LBExp3) <sup>†</sup>	0.213 (LBTay-LBExp1)
<b>Rango.</b>	0.795 (LBMan-LBExp2)	0.070 (LBTay-LBExp1)
<b>Ancho de banda.</b>	0.673 (LBPp-LBExp3)	-0.012 (LBTay-LBExp3) <sup>†</sup>
<b>Banda de Transición.</b>	0.696 (LBMan-LBExp3) <sup>†</sup>	0.109 (LBTay-LBExp3) <sup>†</sup>

Los valores son mostrados como correlación (Métodos comparados). \* indica correlación significativa (P<0.01) para todas las comparaciones. † Indica diferencias significativas (P<0.05) en los índices de la línea de base de acuerdo a la tabla 10.

### Evaluación del método propuesto respecto a la longitud del registro.

Para evaluar la dependencia de la duración del registro en la estimación de la LB por el método propuesto, de cada uno de los 37 RCTG de 10 minutos se tomó un segmento aleatorio con duraciones de uno a diez minutos y se calculó el promedio y la desviación estándar de dichos segmentos. Estos valores se muestran en la tabla 16.

Tabla 16. Valores promedio y desviación estándar de las líneas de base estimadas en segmentos aleatorios de distinta duración.

Duración (minutos)	Promedio (lpm)	Desviación Estándar. (lpm)
1	141.623	8.802
2	141.806	7.595
3	141.746	7.630
4	141.698	7.981
5	141.620	7.606
6	141.417	7.605
7	141.405	7.620
8	141.274	7.621
9	141.318	7.500
10	141.255	7.447

lpm indica latidos por minuto.

Se observó que los valores promedio estuvieron entre los calculados para el minuto 2 (141.80) y el minuto 10 (141.255). Ningún valor tuvo diferencias significativas. Estos valores tendieron a disminuir conforme aumentó la duración

del registro. Respecto a la desviación estándar, se observó que tiende a disminuir conforme aumenta la longitud del registro y sin diferencias significativas entre ellos.

### **Cuantificación de aceleraciones y desaceleraciones.**

La tabla 17 muestra el total de aceleraciones y desaceleraciones detectadas por cada uno de los métodos computacionales y los expertos usando las LB obtenidas al evaluar registros de 10 minutos.

Tabla 17. Total de aceleraciones y desaceleraciones detectadas por los métodos y los expertos al evaluar registros de 10 minutos.

	<b>Propuesto</b>	<b>Dawes</b>	<b>Mantel</b>	<b>Mongelli</b>	<b>Taylor</b>	<b>Ayres</b>	<b>Exp1</b>	<b>Exp2</b>	<b>Exp3</b>
<b>Aceleraciones</b>	52	54	62	43	44	68	83	76	49
<b>Desaceleraciones</b>	15	32	4	19	23	34	6	1	5

Haciendo la evaluación entre métodos, Ayres (68) y Mongelli (43) son los que detectaron el mayor y menor número de aceleraciones, respectivamente. Ayres (34) y Mantel (4) detectaron más y menos desaceleraciones respectivamente.

En la evaluación entre expertos, el Experto 1 (83) y el Experto 3 (49), fueron los que detectaron aceleraciones en mayor y menor número, respectivamente; mientras que el Experto 1 (6) y el Experto 2 (1) detectaron desaceleraciones en mayor y menor número, respectivamente.

El Experto 1 detectó la mayor cantidad de aceleraciones (83), mientras que el método de Mongelli detectó el menor número (43). En las desaceleraciones, el método de Ayres fue el que detectó mayor cantidad (34), y el Experto 2 el menor número (1).

### **Aceleraciones.**

La tabla 18 muestra los valores de acuerdo ( $kappa$ ) en la detección de aceleraciones, entre los métodos computacionales y los expertos.

Tabla 18. Valores de acuerdo ( $kappa$ ) en la detección de aceleraciones, entre los métodos computacionales y los expertos, en registros de 10 minutos.

	Propuesto	Dawes	Mantel	Mongelli	Taylor	Ayres	Exp.1	Exp.2	Exp.3
Propuesto	1.000	0.427	0.573	0.599	0.708	0.319	0.187	0.354	0.712
Dawes		1.000	0.358	0.458	0.602	0.412	0.285	0.358	0.533
Mantel			1.000	0.465	0.500	0.425	0.236	0.528	0.575
Mongelli				1.000	0.481	0.407	0.209	0.283	0.487
Taylor					1.000	0.343	0.111	0.353	0.743
Ayres						1.000	0.313	0.440	0.309
Exp.1							1.000	0.453	0.213
Exp.2								1.000	0.394
Exp.3									1.000

Exp.1, Exp.2, Exp.3; indican experto 1, 2 y 3 respectivamente. Valores por arriba de 0.75, entre 0.4 y 0.75 y por debajo de 0.4 son considerados como acuerdo bueno, regular a bueno y pobre respectivamente [21].

### **Acuerdo entre métodos.**

Se obtuvo un acuerdo entre métodos de regular a bueno, con la excepción en las comparaciones Dawes-Mantel (0.358), Propuesto-Ayres (0.319) y Ayres-Taylor (0.343). El máximo valor de acuerdo fue entre los métodos Propuesto-Taylor (0.708).

### **Acuerdo entre expertos.**

El acuerdo entre expertos fue pobre, con excepción del acuerdo de regular a bueno en la comparación entre el Experto1-Experto 2 (0.453).

### **Acuerdo entre métodos y expertos.**

En la comparación entre métodos y expertos, se observa que el Experto 1 tuvo acuerdos pobres con todos los métodos. Por su parte, el Experto 2 presentó acuerdos pobres, exceptuando al compararse con Mantel (0.528) y con Ayres (0.440), que fue de regular a bueno. En contraste, El Experto 3 tuvo valores de

acuerdo de regular a bueno con todos, excepto con Ayres (0.309), y presentó el máximo valor global con el método Propuesto.

### Desaceleraciones.

La tabla 19 muestra los valores del acuerdo (*kappa*) en la detección de desaceleraciones, entre los métodos computacionales y los expertos, al evaluar registros de 10 minutos.

### Acuerdo entre métodos.

Se observó que el acuerdo entre métodos computacionales fue pobre, exceptuando los acuerdos de regular a bueno que presentaron los métodos Propuesto-Mongelli (0.465), Propuesto-Taylor (0.488) y Dawes-Ayres (0.428).

Tabla 19. Valores de acuerdo (*kappa*) en la detección de desaceleraciones, entre los métodos computacionales y los expertos, al evaluar registros de 10 minutos.

	Propuesto	Dawes	Mantel	Monguelli	Taylor	Ayres	Exp.1	Exp.2	Exp.3
Propuesto	1.000	0.240	0.290	0.465	0.488	0.104	0.276	0.148	0.271
Dawes		1.000	0.038	0.121	0.280	0.428	0.221	0.013	0.267
Mantel			1.000	0.185	0.243	0.031	0.127	0.657	0.123
Monguelli				1.000	0.335	0.158	0.096	0.136	0.171
Graham					1.000	0.177	0.223	0.125	0.086
Ayres						1.000	0.233	0.009	0.183
Exp.1							1.000	0.173	0.728
Exp.2								1.000	0.169
Exp.3									1.000

Exp.1, Exp.2, Exp.3; indican experto 1, 2 y 3. Valores por arriba de 0.75, entre 0.4 y 0.75 y por debajo de 0.4 son considerados como acuerdo bueno, regular a bueno y pobre respectivamente [21].

### Acuerdo entre expertos.

La evaluación de acuerdo entre expertos para la detección de desaceleraciones fue pobre, excepto entre Experto3-Experto 1 (0.728), que fue de regular a bueno.

### **Acuerdo entre métodos y expertos.**

La evaluación de acuerdo entre expertos y métodos computacionales fue pobre, exceptuando el acuerdo de regular a bueno entre Experto 2-Mantel (0.657).

### **Proporciones de acuerdo.**

#### **Entre métodos.**

La tabla 20 muestra la proporción de acuerdo positivo y negativo entre los métodos computacionales para la detección de aceleraciones y desaceleraciones al evaluar registros de 10 minutos.

Tabla 20. Proporciones de acuerdo positivo y negativo de los métodos computacionales en la detección de aceleraciones y desaceleraciones en registros de 10 minutos.

	<b>Proporción de acuerdo positivo</b>	<b>Proporción de acuerdo negativo</b>
<b>Aceleraciones</b>	0.409	0.440
<b>Desaceleraciones</b>	0.170	0.571

Valores mayores a 0.5 indican acuerdo significativo [21].

Se observa que la proporción de acuerdo positivo fue mayor en la detección de aceleraciones (0.409) que en la detección de desaceleraciones (0.170). La proporción de acuerdo negativo en las desaceleraciones fue mayor y significativo (0.571) en comparación a las aceleraciones (0.440).

#### **Entre expertos.**

La tabla 21 muestra la proporción de acuerdo positivo y negativo entre los expertos, en la detección de aceleraciones y desaceleraciones al evaluar registros de 10 minutos.

Se observó que la proporción de acuerdo positivo fue mayor en la detección de aceleraciones (0.352) que en la detección de desaceleraciones (0.188). La

proporción de acuerdo negativo en las desaceleraciones fue mayor (0.883) que en las aceleraciones (0.253).

Tabla 21. Proporciones de acuerdo positivo y negativo de los expertos en la detección de aceleraciones y desaceleraciones en registros de 10 minutos.

	Proporción de acuerdo positivo	Proporción de acuerdo negativo
<b>Aceleraciones</b>	0.352	0.253
<b>Desaceleraciones</b>	0.188	0.883

Valores mayores a 0.5 indican acuerdo significativo [21].

### Entre métodos y expertos.

La tabla 22 muestra la proporción de acuerdo positivo y negativo entre los métodos computacionales y los expertos, en la detección de aceleraciones y desaceleraciones al evaluar registros de 10 minutos.

Se observa que la proporción de acuerdo positivo fue mayor en la detección de aceleraciones (0.378) que en la detección de desaceleraciones (0.137). La proporción de acuerdo negativo en las desaceleraciones fue mayor (0.656) que en las aceleraciones (0.366).

Tabla 22. Proporciones de acuerdo positivo y negativo de los métodos computacionales y los expertos, en la detección de aceleraciones y desaceleraciones en registros de 10 minutos.

	Proporción de acuerdo positivo	Proporción de acuerdo negativo
<b>Aceleraciones</b>	0.378	0.366
<b>Desaceleraciones</b>	0.137	0.656

Valores mayores a 0.5 indican acuerdo significativo [21].

## **DISCUSIONES.**

La estimación precisa de la línea de base en un CTGF es fundamental para la identificación de aceleraciones y desaceleraciones de la FCF. Con esto, es posible realizar un análisis objetivo y cuantitativo que ayude en la valoración de las condiciones del feto antes y durante el nacimiento.

Diversos estudios [26-30] han mostrado que existen diferencias entre expertos e intraexpertos en la estimación de la línea de base y en la cuantificación de aceleraciones y desaceleraciones; por lo que el análisis subjetivo puede ocasionar incertidumbre en la valoración del bienestar fetal. Los resultados del presente estudio corroboran dichos hallazgos, ya que los tres expertos evaluados muestran diferencias en los índices de la línea de base, así como en la cuantificación de aceleraciones y desaceleraciones.

El MEF surge como una herramienta para tratar de evaluar de una manera más objetiva y cuantitativa las aceleraciones y desaceleraciones de la FCF; así como eliminar la variabilidad en la evaluación subjetiva. Debido a esto, se han desarrollado diferentes métodos computacionales para la estimación de la línea de base; sin embargo presentan limitaciones como incertidumbre al inicio de los trazos en presencia de grandes oscilaciones de la FCF, dependencia de la longitud del CTGF, ajuste incorrecto de la LB en segmentos estables y en segmentos que presentan grandes oscilaciones de la FCF.

En este trabajo se propone un método computacional que disminuya dichas limitaciones, y se comparó el acuerdo que tiene con los demás métodos, así como con expertos, en la cuantificación de aceleraciones y desaceleraciones.

De acuerdo a las LB estimadas por los métodos computacionales, se puede identificar a los métodos de Dawes y Taylor como aquellos que presentan un ajuste más plano, es decir, con menos oscilaciones, ya que tienen menor ancho de banda y banda de transición, comparados con los métodos Propuesto, Mantel y Mongelli.

Para explicar este hallazgo, hay que considerar que en el método de Mantel las grandes oscilaciones de la FCF son identificadas, de manera iterativa, como variaciones mayores a umbrales que van desde 20 a 5 latidos por minuto de un valor de referencia, el cual es calculado cada vez que se aplica el filtro. Por lo que, en los segmentos estables la operación del filtro tiene efectos mínimos permitiendo que el ajuste de la LB tenga más oscilaciones.

El método de Mongelli se basa en la identificación de valores que están dentro de  $\pm 8$  latidos por minuto del valor modal; es decir, en segmentos estables permite oscilaciones con amplitudes máximas de 16 latidos por minuto, originando con esto un ancho de banda y una banda de transición más amplios.

El ancho de banda y la banda de transición de la LB del método Propuesto es mayor a la de los otros métodos computacionales. Esto se debe a que identifica y excluye los cambios abruptos o grandes oscilaciones de la FCF, por lo que la LB se ajusta al promedio de los cambios de la FCF en segmentos definidos como estables. Además, la LB sólo está limitada a tener oscilaciones menores a 2 ciclos por minuto, ya que esta es la frecuencia de la variabilidad de la LB [11].

Las oscilaciones de las LB estimadas por el método de Dawes y Taylor, están directamente relacionadas con las características del filtro que utilizan. Dawes utiliza un filtro pasa altas con frecuencia de corte de 2.08 mHz y una banda de

transición de 1.563, filtro con el que separa los componentes de alta y baja frecuencia. Taylor utiliza un filtro pasa bajas de tercer orden con frecuencia de corte de 6 mHz.

En general, comparando visualmente las LB estimadas por los métodos computacionales, se puede considerar al método de Dawes como el extremo superior, debido a que tendió a estimar la LB por arriba de los demás; y al método de Mantel como el extremo inferior, ya que tendió a estimarla por debajo de los demás.

Una posible consecuencia de ser los métodos que ajustan las líneas de base en los extremos es que se subestime o sobreestime, según corresponda, la detección de desaceleraciones. Es decir, estos métodos pueden ser poco sensibles o poco específicos para la evaluación de las condiciones fetales relacionadas con disminuciones de la FCF.

Particularmente en el método de Dawes se observó que tuvo dificultades para el ajuste de la LB al inicio de los CTGF que tuvieron grandes oscilaciones. La causa de esto se debe a la elección del valor modal como punto de inicio. Este mismo comportamiento fue descrito por Mantel y colaboradores [16] al comparar visualmente las LB estimadas por ambos métodos en 50 registros anteparto de bajo riesgo y con duración de 2 horas. También describen que el método de Dawes presenta problemas de desplazamiento de la LB cuando el CTGF tiene una distribución bimodal, ya que existen dos posibles opciones para el valor de referencia.

Una limitación de los métodos que dependen del análisis del histograma (Dawes, Mantel, Mongelli y Ayres), es que requieren de todos los valores de la

FCF para tener un punto de inicio confiable que represente el valor más frecuente, por lo que también dependen de la duración del CTGF. Debido a esto presentan limitaciones para poder realizar un análisis en línea. Además, de acuerdo a la definición clínica, la LB es el promedio de la FCF en segmentos estables, más no el valor más frecuente. Es por esto que, la elección de un valor de referencia para iniciar la estimación de la LB por un método computacional debe considerar un estimador que permita analizar registros en cortos intervalos de tiempo.

En la evaluación realizada por Mantel y colaboradores en 50 registros anteparto de 2 horas [16], consideran que es necesario tener registros mayores de 30 minutos para tener un valor confiable del punto de inicio.

En la evaluación del método de Mongelli [18], utilizaron 60 registros de 40 minutos de duración, con ventanas de evaluación de 6 minutos, encontrando que falló al estimar la línea de base en 4 registros debido a el método no respondió adecuadamente en este intervalo de evaluación a las grandes oscilaciones de la FCF. Además, realizaron la comparación de las líneas de base estimadas por 12 expertos y el sistema, encontrando que existen diferencias de hasta 15 latidos por minuto. Estas diferencias pueden incluir aceleraciones o desaceleraciones de acuerdo a los criterios de la NICHD [11].

El método de Ayres traza una línea horizontal con un valor representativo de la LB, sin embargo, no son convincentes los sustentos fisiológicos considerados para esta estimación. Considerar a la LB como un valor único puede generar incertidumbre en la cuantificación de aceleraciones y desaceleraciones, ya que no considera posibles cambios en la LB y, de acuerdo a los resultados de este estudio, si bien muestra una alta correlación con el valor promedio de los métodos

computacionales y los expertos, tiene un acuerdo pobre en la cuantificación de aceleraciones y desaceleraciones.

El método Propuesto fue desarrollado de acuerdo con las definiciones clínicas de los patrones de la FCF, según los lineamientos de la NICH [11]. Visualmente se observa que la estimación de la LBP se ajusta adecuadamente a los cambios de la FCF tanto en segmentos estables, como en presencia de grandes oscilaciones.

Una característica importante del método propuesto es que no realiza una reducción de la señal como lo hacen otros métodos (Dawes cada 3.75 segundos y Mantel cada 2.5 segundos); por lo que permite aproximar el análisis del CTGF a una evaluación latido a latido de la FCF. Además, para estimar la línea de base, únicamente se condiciona al CTGF a tener un segmento estable con duración mayor a 15 segundos, por lo que resulta muy atractivo para el análisis en registros de corta duración.

En cualquier CTGF que presente grandes oscilaciones al inicio o al final, el ajuste de la LB es dificultoso en estos segmentos. Sin embargo, debido a que el método Propuesto se basa en la identificación de los segmentos estables, se disminuye la incertidumbre al extrapolar, el primer o el último valor estable según corresponda, hacia el extremo del CTGF. Esto se asemeja a lo que se hace comúnmente en la práctica clínica.

Una característica del método Propuesto es que en la estimación de la LB no depende de la longitud del registro, ya que no existen diferencias estadísticamente significativas en los promedios de las líneas de base respecto a la duración del CTGF. La figura 15 muestra la dependencia del promedio de la línea de base,

respecto a la longitud del registro (véase la tabla 16). Además, se observa que la desviación estándar tiende a un valor constante.

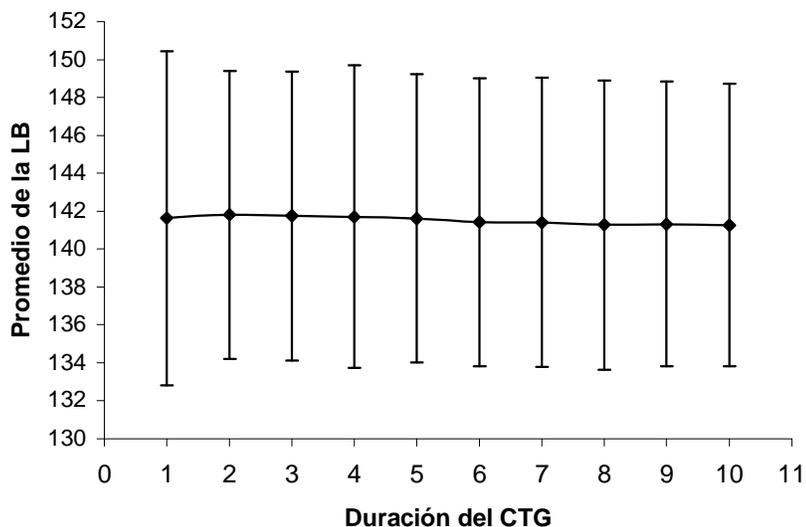


Fig. 15. Dependencia del promedio de la línea de base respecto a la duración del CTGF.

Una de las limitaciones del método se presenta cuando se evalúan registros con oscilaciones constantes; es decir, sin segmentos estables o con segmentos estables menores a 15 segundos. Un ejemplo de esto se observa en la figura 16.

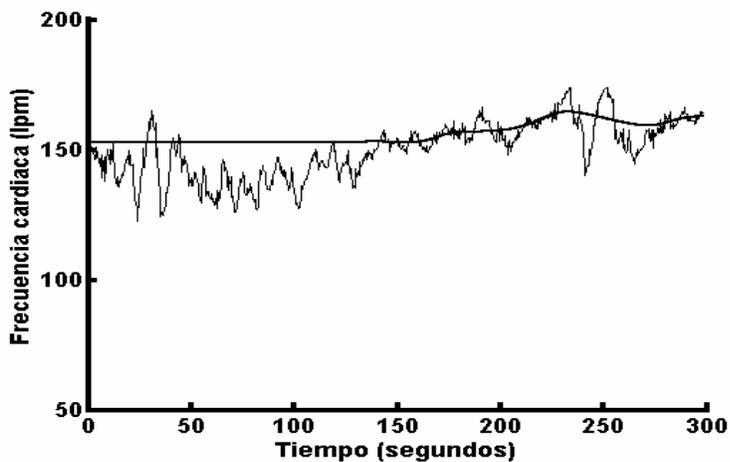


Fig. 16 En la figura se observa que el método Propuesto no es capaz de delimitar los segmentos probables de la línea de base en registros sin segmentos estables o con segmentos estables menores a 15 segundos de duración, por lo que realiza una interpolación lineal hasta encontrar un segmento estable. La línea gruesa representa la línea de base estimada y la línea delgada el registro cardiotacográfico.lpm indica latidos por minuto.

El método no es capaz de delimitar los segmentos probables de la línea de base y por lo tanto realiza una interpolación lineal hasta el final del registro, o hasta encontrar un segmento estable.

El método Propuesto utiliza el promedio de todos los segmentos que son candidatos a ser LB como valor de referencia para la validación de la misma. Esto presenta limitaciones cuando existe un cambio lento en la FCF, que no es aceleración ni desaceleración. Una alternativa de solución es estimar el valor de referencia de manera adaptable; es decir, el cálculo del valor de referencia deberá considerar valores anteriores de segmentos estables de la FCF. En la figura 17 se explica gráficamente esta problemática.

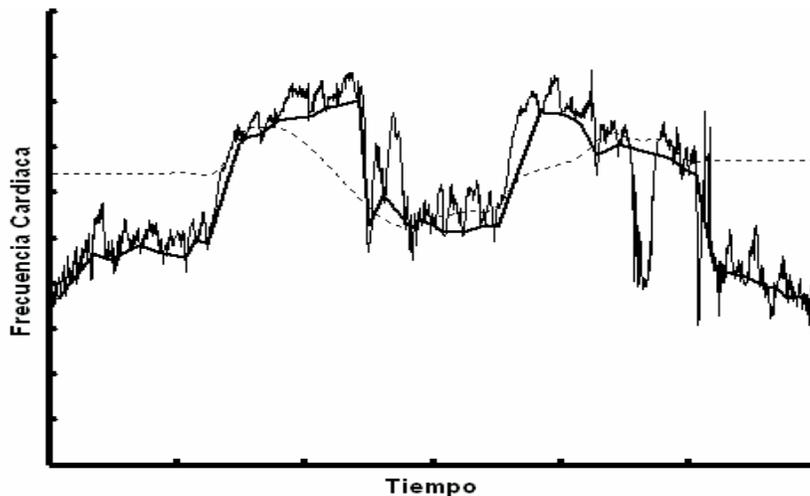


Fig. 17. Ejemplo de la limitación que presenta el método Propuesto (línea punteada) al considerar el valor promedio de todos los segmentos estables para la estimación de la LB (línea continua gruesa), cuando el CTGF (línea continua delgada) presenta cambios en la FCF que no son aceleraciones ni desaceleraciones.

De acuerdo a los resultados de este estudio, se observó que la cantidad de aceleraciones y desaceleraciones depende de las características y la longitud del CTGF, debido a que en registros de corta duración es menos probable encontrar

aceleraciones y desaceleraciones que en registros de mayor duración, así como del método de estimación de la LB; ya que existe variabilidad entre los métodos computacionales y los expertos. En este trabajo se observó que en general existe un acuerdo de regular a bueno en la cuantificación de aceleraciones entre los métodos y los expertos; sin embargo, en la cuantificación de desaceleraciones el acuerdo fue pobre. Estas es una de las principales controversias del análisis computarizado del CTGF, ya que la identificación y cuantificación de desaceleraciones, que pueden ser alteraciones del bienestar fetal, dependen del método utilizado para la estimación de la LB.

Existen estudios previos en los que han comparado el acuerdo entre métodos computacionales y expertos que corroboran los hallazgos de este estudio. Todros y colaboradores [22] encontraron un acuerdo pobre en la determinación de la LB y por lo tanto en la cuantificación de aceleraciones y desaceleraciones, concluyendo que estos resultados se deben a la variabilidad entre expertos. Gagnon y colaboradores [31] describen un acuerdo pobre entre métodos computacionales y expertos en la cuantificación de aceleraciones y desaceleraciones, aún existiendo un acuerdo bueno entre expertos e intraexpertos. Beckman y colaboradores [32] mencionan que el grado de acuerdo entre expertos depende de la experiencia que tienen en la evaluación de CTG. Bracero y colaboradores [33-34] compararon la evaluación de un método computacional, expertos y las condiciones clínicas después del nacimiento, concluyendo que el resultado es ligeramente mejor en la evaluación por un método computacional.

Si bien existe una opinión general de que el método computacional para la estimación de la LB es el responsable de la eficiencia del monitoreo electrónico

fetal, una pequeña variación en la estimación de la LB puede cambiar significativamente la detección de aceleraciones o desaceleraciones que pueden llevar a una falsa interpretación de las observaciones y síntomas clínicos, por lo que resulta necesario desarrollar métodos y criterios que evalúen las estimaciones computacionales de la LB.

## **CONCLUSIONES.**

De acuerdo a los resultados de este trabajo, podemos mencionar cuatro hallazgos principales:

1. Existen diferencias significativas entre expertos en la estimación de la línea de base y por lo tanto en la evaluación de aceleraciones y desaceleraciones.
2. Existen diferencias significativas entre algoritmos computarizados para la estimación de la línea de base y consecuentemente en la detección de aceleraciones y desaceleraciones.
3. Existen diferencias en la estimación de la línea de base, así como en la cuantificación de aceleraciones y desaceleraciones entre métodos computacionales y expertos.
4. El método propuesto en este trabajo disminuye algunas de las limitaciones de los métodos actuales en la estimación de la línea de base. Además, las características de éste método permiten situarlo en un punto intermedio entre los métodos computacionales y los expertos, debido a que con ambos presenta el mayor índice de acuerdo en la cuantificación de aceleraciones y desaceleraciones.

Si bien el método computacional es evaluado al CTGF siempre con el mismo criterio, es el médico obstetra el que toma la última decisión en el manejo del embarazo, por lo que debe tomar en cuenta las limitaciones del MEF.

Se plantean como perspectivas futuras a este estudio validar el método Propuesto con otros métodos que permitan valorar las condiciones clínicas del feto, tales como el perfil biofísico [35], o índices posteriores al nacimiento como el Apgar, Vargas, etc. Así como desarrollar métodos de procesamiento que permitan caracterizar las aceleraciones y desaceleraciones desde otro punto de vista, como el análisis espectral [36-37], y la clasificación de aceleraciones y desaceleraciones utilizando técnicas de reconocimiento de patrones [38].

## REFERENCIAS.

1. Hon EH. The electronic evaluation of the fetal heart rate. *Am J Obstet Gynecol.*1958; 75:1215.
2. Hon EH. Observations on "pathologic" fetal bradycardia. *Am J Obstet Gynecol.*1959; 77:1084.
3. Caldeyro-Barcia R, Mendez-Bauer C, Poseiro JJ, et al. Control of human fetal heart rate during labor. *The Heart and Circulation in the Newborn Infant.* Grune & Stratton Inc. New York 1966.
4. Dawes GS, Moulden M, Redman CWG. The advantages of computerized fetal heart rate analysis. *J Perinat Med.* 1991;19: 39-45.
5. Schiffrin BS, Dame L. Fetal heart rate patterns. Prediction of Apgar score. *JAMA.*1972, 219:1322.
6. Schifferli P, Caldeyro-Barcia R. Effects of atropine and beta adrenergic drugs on the heart rate of the human fetus. *Fetal pharmacology.* Raven Press, New York 1973, p. 259:279.
7. Freeman RK, Garite TJ, Nageotte MP. Physiologic basis of fetal monitoring. *Fetal heart rate monitoring.* Williams and Wilkins, Maryland.1990, 7:20
8. Shenker L. Clinical experiences with fetal heart rate monitoring of one thousand patients in labor. *Am J Obstet Gynecol.*1973; 115:1111.
9. Dalton KJ, Dawson AJ. Baseline: a computer method of calculating baseline in fetal heart rate recordings. *Int J Biom Comp.* 1984;15:311-317.
10. Bernardes J, Costa-Pereira A, Ayres-de-Campos D, van Geijn HP, Pereira-Leite L. Evaluation of interobserver agreement of cardiocograms. *Int J Gynecol Obstet.* 1997;57:33-37.
11. National Institute of Child Health and Human Development Research Planning Workshop. Electronic fetal heart rate monitoring: Research guidelines for interpretation. *Am J Obstet Gynecol.* 1997;177:1385-1390.
12. Searly JR, Lawrence D, Devoe D, Phillips MC, Searle NS. Computerized analysis of resting fetal heart rate tracings. *J Obstet Gynecol.* 1988;71:407:411.
13. Dawes GS, Houghton CRS, Redman CWG. Baseline in human fetal heart-rate records. *Br J Obstet Gynecol.* 1982;89:270-275.
14. 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.
15. Dawes GS, Moulden M, Redman CWG. System 8000: Computerized antenatal FHR analysis. *J Perinat Med.* 1991;19:47-51.
16. Mantel R, van Geijn HP, Caron FJM, Swartjes JM, van Woerden EE, Jongsma HW. Computer analysis of antepartum fetal heart rate. 1. Baseline determination. *Int J Biom Comp.* 1990;25:261-272.
17. Ayres-de-Campos D, Bernardes J, Garrido A, Marques-de-Sá J, Pereira-Leite L. SisPorto 2.0: A program for automated analysis of cardiocograms. *J Mat-Fet Med.* 2000;9:311-318.

18. Mongelli M, Dawkins R, Chung T, Sahota D, Spencer JAD, Chang AMZ. Computerized estimation of the baseline fetal heart rate in labour: the low frequency line. *Br J Obstet Gynecol.* 1997;104:1128-1133.
19. Taylor GM, Mires GJ, Abel EW, Tsantis S, Farrel T, Chien PF, Liu Ying. The development and validation of an algorithm for real time computerised fetal heart rate monitoring in labour. *Br J Obstet Gynecol.* 2000;107: 1130-1137.
20. Ayres-de-Campos D. Development, clinical evaluation and optimisation of a system for automated analysis of cardiotocograms. PhD Thesis. Facultad de Medicina do Porto. 2001.
21. Donker DK, Hasman A, van Geijn HP. Interpretation of the low kappa value. *Int J Biom Comput.* 1993;33:55-63.
22. Todros T, Preve CU, Biolcati M, Lombardo P. Fetal heart rate tracings: observers versus computer assessment. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol.* 1996;168:83-86.
23. Arduini D, Rizzo D, Piana G, Bonalimi A, Brambilla P, Romanini C. Computerized analysis of fetal heart rate: I. Description of the system (2 CTG). *J Matern Fetal Invest* 1993; 3:159-163
24. Rodriguez VR, Pimentel AAB, Carrasco SS, Medina BV, González CR. Sistema para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca materno-fetal a partir del procesamiento del ECG abdominal Asoc Invest Pediat. LXXXV Reunión Reglamentaria. 1997, 43-67.
25. Rodriguez VR, Pimentel AAB, González CR, Carrasco SS, Vargas GC, Medina BV. Variabilidad de la frecuencia cardiaca fetal y materna durante maniobras posturales y ejercicio materno. Asoc Invest Pediat. LXXXV Reunión Reglamentaria. 1997, 43-67.
26. Trimpos JB, Keirse MJNC. Observer variability in assessment of antepartum coardiotocograms. *Br J Obstet Gynaecol.* 1978;85:900-906.
27. Lotgering FK, Wallenburg HCS, Schouten HJA. Interobserver and intraobserver variation in the assessment of antepartum cardiotocograms. *Am J Obstet Gynaecol.* 1982;55s:83-93.
28. Hage ML. Interpretation of the nonstress test. *Am J Obstet Gynaecol.* 1985;153:490-495.
29. Thacker SB, Berkelman RL. Assessing the diagnostic accuracy and efficacy of selected antepartum fetal surveillance. *Obstet Gynaecol Survey.* 1936;41:121-141.
30. Lawrence D, Steven G, Yevgeny K, Debra M, et al. A comparison of visual analyses of intrapartum fetal heart rate tracings according to the new National Institute of Child Health and Human Development guidelines with computer analyses by an automated fetal heart rate monitoring system. *Am J Obstet Gynecol.* 2000;183:361-367.
31. Gagnon R, Campbell MK, Hunse C. A comparison between visual and computer analysis of antepartum fetal heart rate tracings. *Am J Obstet Gynecol.* 1993;168:842-847.
32. Beckman CA, Van Mullem C, Beckman CRB, Broekhuizen FF. Interpreting fetal heart rate tracings. Is there a difference between labor and delivery nurses and obstetricians?. *J Reprod Med.* 1997;42:647-650.
33. Bracero LA, Morgan S, Byrne DW, Comparison of visual and computer interpretation of nonstress test in a randomized controlled trial. *Am J Obstet Gynecol.* 1999;181:1254-1258.
34. Bracero LA, Rashanfekar D, Byrne DW. Analysis of antepartum fetal heart rate tracing by Physician and computer. *J. Mat-Fet Med.* 2000;9:181-185.

35. Chung TKH, Mohajer MP, Yang ZJ, Chang AMZ, Sahota DS. The prediction of fetal acidosis at birth by computerised analysis of intrapartum cardiotocography. *Br J Obst Gynecol.* 1995;102:454-460.
36. Seong-Wong M, Hong K, Chong-Soo Kim. Power spectral analysis of heart rate variability during acute hypoxia in fetal lambs. *Acta Obstet Gynecol Scand.* 2002;81:1001-1005.
37. Kobayashi H, Yoshida A, Kobayashi M, Hamada T, Noguchi Y, Yamada T. A new computerized analysis to precisely evaluate heart rate variability during the nonstress test. *Am J Perinat.* 2003;20:77-85.
38. Maganes G, Signorini MG, Sassi R. Automatic diagnosis of fetal heart rate: comparison of different methodological approaches. *Proceedings of the 23<sup>rd</sup> Annual EMBS International Conference, October 25-28.*

14532

**Estimación Computacional  
De La Línea De Base  
Del Cardiotacograma Fetal.**

**Tesis que presenta el  
Ing. Luis Jiménez Angeles**

**Para la obtención del grado de  
Maestro en Ciencias en Ingeniería Biomédica.**

**Octubre 2003**

**Asesores:**

**Dr. Ramón González Camarena  
M. en I. Jatziri Gaitán González**

**Sinodales:**

**M. en C. Ricardo Noé Rodríguez Vera.  
M. en I. Mercedes Jatziri Gaitán González  
M. en I. Rocio Ortiz Pedroza**



Handwritten signatures of the advisors and sinodales, including a large signature for Jatziri Gaitán González and smaller ones for the other individuals.

**Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa.  
División de Ciencias Básicas e Ingeniería.  
Posgrado en Ingeniería Biomédica.  
México, D.F.**