

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA – IZTAPALAPA
DIVISIÓN DE CIENCIAS BÁSICAS E INGENIERIA**



**CANCELACIÓN DE INTERFERENCIAS DEL ECG
FETAL POR PROMEDIACIÓN Y ANÁLISIS
MORFOLÓGICO ANTENATAL**

T E S I S
PARA OBTENER EL GRADO DE:
MAESTRO EN CIENCIAS
(INGENIERÍA BIOMÉDICA)

P R E S E N T A:
VICTOR UBALDO MEDINA SÁNCHEZ

ASESORES:

Dr. RAMÓN GONZÁLEZ CAMARENA
Dr. JUAN CARLOS ECHEVERRÍA ARJONILLA

SINODALES:

Dr. CARLOS VARGAS GARCÍA (Presidente)
Dr. JUAN CARLOS ECHEVERRÍA ARJONILLA (Secretario)
Dr. SALVADOR CARRASCO SOSA (Vocal)

23 DE JULIO DEL 2007



Casa abierta al tiempo

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA

Fecha : 19/07/2007

Página : 1/1

CONSTANCIA DE PRESENTACION DE EXAMEN DE GRADO

La Universidad Autónoma Metropolitana extiende la presente CONSTANCIA DE PRESENTACION DE EXAMEN DE GRADO de MAESTRO EN CIENCIAS (INGENIERIA BIOMEDICA) del alumno VICTOR UBALDO MEDINA SANCHEZ, matrícula 203381685, quien cumplió con los 132 créditos correspondientes a las unidades de enseñanza aprendizaje del plan de estudio. Con fecha veintitrés de julio del 2007 presentó la DEFENSA de su IDÓNEA COMUNICACIÓN DE RESULTADOS cuya denominación es:

CANCELACION DE INTERFERENCIAS DEL ECG FETAL POR PROMEDIACION Y ANALISIS MORFOLOGICO ANTENATAL

Cabe mencionar que la aprobación de la Idónea Comunicación de Resultados tiene un valor de 60 créditos y el programa consta de 192 créditos.

El jurado del examen ha tenido a bien otorgarle la calificación de:

APROBAR

JURADO

Presidente

DR. CARLOS VARGAS GARCIA

Secretario

DR. JUAN CARLOS ECHEVERRIA ARJONILLA

Vocal

DR. SALVADOR CARRASCO SOSA

UNIDAD IZTAPALAPA

Coordinación de Sistemas Escolares

Av. San Rafael Atlixco 186 Col. Vicentina, Del. Iztapalapa CP 09340 México, DF Apodo. Postal 555-320-9000

Tels. 5804-4880 y 4883 Fax 5804-4876

INDICE

RESUMEN	1
----------------------	---

CAPITULO I

Introducción

1.1. Introducción.....	4
1.2. Antecedentes.....	6
1.3. Justificación.....	9
1.4. Objetivos.....	10

CAPITULO II

Metodología

2.1. Metodología para la obtención de los parámetros morfológicos del ECGF.....	11
2.2. ECG abdominal y de referencia.....	12
2.2.1. Señales abdominales de ECG.....	12
2.2.2. Señales de referencia de ECG y MCGF.....	14
2.3. Etapa 1.....	15
2.3.1. Generación y suma del ruido simulado.....	15
2.4. Etapa 2.....	17
2.4.1. Obtención de Patrones y Complejos(<i>n</i>) promediados.....	17
2.5. Etapa 3.....	18
2.5.1. Coeficiente de correlación entre Patrón y Complejo(<i>n</i>).....	18
2.6. Etapa 4.....	19
2.6.1. Indicadores de distorsión morfológica.....	19
2.7. Etapa 5.....	20
2.7.1. Mediciones de la relación S/R para señales de referencia y ECG.....	20
abdominal	
2.8. Etapa 6.....	21
2.8.1. Medición de parámetros morfológicos.....	21
2.8.2. Algoritmo de medición de parámetros morfológicos para señales de ...	22
referencia y abdominales.	

CAPITULO III

Resultados

3.1. Generación y suma del ruido simulado.....	24
3.2. Obtención de Patrones y Complejos(<i>n</i>) promediados.....	26
3.3. Coeficiente de correlación entre Patrón y Complejo(<i>n</i>).....	28
3.4. Indicadores de distorsión morfológica.....	30
3.5. Medición de la relación S/R en señales de referencia.....	32
3.6. Medición de la relación S/R en señales de ECG y análisis morfológico.....	38
del ECG fetal.	

CAPITULO IV

Discusión y Conclusión

4.1. Discusión.....	44
4.2. Conclusión.....	47

APENDICE A

Procesamiento Digital de Señales (fundamentos teóricos)

A.1. Señales.....	48
A.1.2. Elementos básicos de un sistema de procesado digital de señales.....	51
A.2. Técnica de promediación.....	52
A.3. Análisis espectral.....	56
A.4. Coeficiente de Correlación y Coeficiente de determinación.....	58
A.4.1. Coeficiente de Correlación.....	58
A.4.2. Coeficiente de determinación.....	59

APENDICE B

Fuentes de ruido en el ECG

B.1. Línea de alimentación de corriente.....	60
B.2. Pérdida de contacto del electrodo con la piel.....	60
B.3. Otros artefactos por movimiento.....	61
B.4. Contracciones musculares (electromiografía, EMG).....	61
B.5. Oscilaciones de la línea base y modulación de la amplitud del ECG con la respiración.....	61
B.6. Artefactos por dispositivos electrónicos utilizados en el registro de señales.....	62
B.7. Artefactos electroquirúrgicos.....	62

APENDICE C

Parámetros morfológicos de la señal de ECG

C.1. Generalidades de la actividad eléctrica del corazón.....	63
C.2. Cambios del ECGF durante la asfíxia.....	64
C.2.1. Onda P.....	65
C.2.2. Segmento PR.....	65
C.2.3. P-Q/R intervalo (animales).....	65
C.2.4. P-Q/R intervalo (humanos).....	66
C.2.5. Cociente R/S.....	66
C.2.6. Duración QRS.....	67
C.2.7. Intervalo QT.....	67
C.2.8. Segmento ST y onda T.....	67
C.2.8.1. Estudios sobre el segmento ST y onda T en animales.....	68
C.2.8.2. Estudios sobre el segmento ST y onda T en humanos.....	69
C.2.9. La relación entre el intervalo PR y FHR.....	70

BIBLIOGRAFIA.....72

APENDICE D.....75

Publicación en Computers in Cardiology 2005 asociada a la presente investigación.

Cancelación de interferencias del ECG Fetal, por promediación para poder hacer análisis morfológico antenatal.

Resumen

Introducción: Existen básicamente dos técnicas que permiten explorar la actividad eléctrica del corazón, la Electrocardiografía (ECG) y la Magnetocardiografía (MCG). En ambas técnicas, el análisis de la forma de onda PQRST de la señal se complica cuando se tiene una baja relación señal a ruido (S/R), pudiendo causar mediciones erróneas en amplitud y/o duración de los componentes morfológicos. En particular los registros de ECG fetal (ECGF) antenatal, obtenidos con la colocación de electrodos sobre la superficie del abdomen, presentan limitaciones para el análisis morfológico, debido a la pequeña amplitud de la señal fetal, fácilmente enmascarada por interferencias o ruidos de diferente tipo. Las principales fuentes de ruido que comúnmente se encuentran en el ECGF son: la actividad eléctrica muscular o electromiografía (EMG), el ruido de la línea de alimentación o de corriente (60 Hz) y las oscilaciones en la línea de base generadas por la respiración materna. En la actualidad, varios autores han promediado desde 10 hasta más de 100 complejos PQRST, a partir de datos derivados del ECGF y del MCG fetal, en un intento por mejorar la relación S/R. Sin embargo, la selección del número de latidos a promediar no ha sido definida con claridad ya que no se han tomado en cuenta las características de la señal misma y las de las interferencias implicadas. **Objetivo:** Evaluar la capacidad de la técnica de promediación para cancelar interferencias en registros de actividad eléctrica del corazón y para determinar la posibilidad de hacer análisis morfológicos de la forma de onda PQRST, tomando en cuenta la naturaleza del registro así como la amplitud y origen de las fuentes de ruido. **Metodología:** Se utilizaron tres señales de referencia; un ECG de adulto (A), un ECG neonatal (N), y un MCG fetal (F). Las dos primeras señales se consideraron como óptimas para analizar la morfología PQRST por su alta relación S/R, mientras que la tercera (F), aun siendo de buena calidad, mostró menor relación S/R debido a su menor amplitud y a la considerable sobreposición de complejos maternos. Para evaluar el impacto de las interferencias, se simularon tres fuentes de ruido; respiración (RESP), señal tipo chirp de 0.1 a 0.5 Hz; línea de alimentación (LA), sinusoidal a 60 Hz; electromiografía (EMG), señal aleatoria con ancho de banda de 0 a

250 Hz. Cada una de las señales utilizadas (A, N, F), fueron contaminadas con las tres fuentes de ruido (RESP, LA, EMG) a diferentes niveles de amplitud (0.1, 0.4 y 0.8) del complejo QRS. Todas estas señales contaminadas fueron sometidas a promediación ciclo a ciclo (C_n) de sus respectivos complejos PQRST, desde n igual a 2 hasta la totalidad de latidos en el registro. Las señales originales, sin contaminación, también fueron promediadas ciclo a ciclo y en toda la longitud del registro, para obtener un único complejo patrón (P) que fue usado como referencia de comparación con respecto a cada uno de los C_n . La similitud o diferencia entre P y C_n se evaluó por medio del coeficiente de correlación de Pearson (r), colocando previamente los complejos en fase con respecto al pico de la onda R. A partir de la gráfica del coeficiente de correlación vs número de latidos promediados, para cada tipo de señal y para cada tipo de ruido, se obtuvieron cuatro indicadores de distorsión morfológica; valor de r a los 100 latidos promediados ($R100$); número de latidos promediados en el que $r=0.95$ ($N95$); número de latidos promediados en el que el valor de la segunda derivada es más cercano a cero (SD) y; valor de r en el intercepto al proyectar la pendiente de la meseta (PI). También fueron analizadas 5 señales reales de ECG abdominal de mujeres embarazadas para determinar el impacto que el tipo de ruido y la magnitud de promediación tienen sobre la morfología del PQRST fetal. Por otra parte, tanto para señales simuladas como para señales reales se obtuvo la relación señal a ruido (S/R) antes de ser promediadas, con la intención de observar el impacto de dicha relación sobre el valor de r alcanzado. Para fines de evaluación, la calidad de una señal se consideró aceptable para medición morfológica si el valor de r entre C_n y P era ≥ 0.95 ; es decir, $r^2 > 0.9$. **Resultados:** En general, a mayor número de latidos promediados el coeficiente de correlación aumentó hasta converger en un valor máximo que varió dependiendo del tipo de señal (A, N, F) y de la fuente y amplitud del ruido (RESP, LA, EMG). En los tres tipos de señal, se observó que a mayor amplitud del ruido menor el valor máximo alcanzado por r . Sin embargo, los valores de los indicadores de distorsión que resultaron más afectados se encontraron para la señal F y para el ruido LA; en tanto que los de menor distorsión resultaron para la señal A y con ruido RESP. Por ejemplo, para el ruido LA a intensidad de 0.4 los indicadores para F fueron, $R100=0.9621$, $N95=47$, $SD=40$ y $PI=0.829$; para N fueron, $R100=0.981$, $N95=41$, $SD=40$ y $PI=0.864$; y para A fueron, $R100=0.989$, $N95=10$, $SD=50$ y $PI=0.837$; en tanto que en la señal A con 0.4 de interferencia por ruido RESP los valores fueron: $R100=0.994$, $N95=1$, $SD=40$ y $PI=0.974$. Aparentemente, los indicadores que mostraron más consistencia con respecto a la

estimación de distorsión fueron $R100$ y $N95$. En las señales de referencia, con ruido simulado, la combinación de la relación S/R con el coeficiente de correlación y con el número de latidos (isográficas) mostró que para las señales fetales siempre se requieren más de 10 latidos de promediación y señales con una relación S/R original por arriba de los 5 dB para hacer un análisis morfológico confiable, independientemente del tipo de ruido. Con la experiencia adquirida sobre las señales de referencia, se realizó la medición de los parámetros morfológicos sobre señales fetales abdominales. Las mediciones morfológicas, con respecto al número de ciclos promediados, mostraron una recuperación o medición adecuada del parámetro morfológico, según valores reportados en la literatura. Sin embargo, debido a la complejidad en la medición de dichos parámetros, la confiabilidad de las mediciones morfológicas sólo fue satisfactoria en la duración del complejo QRS, mientras que no lo fue para la duración de la onda P y aún menos para la onda T, a causa de la ausencia o difícil localización del inicio y fin de estas ondas cuando están presentes en las señales fetales. **Conclusión:** Los resultados de esta tesis sugieren que para el análisis morfológico de la forma de onda PQRST, el tipo y el nivel de ruido así como la naturaleza de la señal deben ser considerados para definir un número óptimo de latidos a promediar. Por otra parte, el ruido LA fue la interferencia que mayor impacto tuvo sobre las señales, en particular sobre F. Conociendo la dificultad para eliminar este tipo de interferencia, se recomienda tener cuidado incluso desde la adquisición y pre-procesamiento del ECG abdominal además de eliminar los complejos maternos.

CAPITULO I

1.1 Introducción

El electrocardiograma (ECG) representa el registro de la actividad eléctrica de las células del corazón. Esta actividad es generada, en condiciones normales, en un pequeño grupo de células conocido como nodo sino-auricular (S-A) ó nódulo de Keith y Flach. Dicho grupo de células es el principal marcapasos del corazón por su capacidad de producir automáticamente un mayor número de despolarizaciones por minuto, de tal manera que en el adulto en reposo oscila entre 55-90 lat/min, mientras que en etapas antenatales en el feto varía desde 110 a 160 lat/min [1].

El estímulo originado en el marcapaso se propaga por todo el miocardio produciendo su contracción. Asumiendo al cuerpo humano como un volumen conductor, la actividad eléctrica del corazón se propaga hasta la superficie del cuerpo en un patrón definido, cuya morfología depende del valor de voltaje que se tome como referencia y del punto que se esté registrando. Así, la referencia se puede tomar contra un voltaje cero o contra un determinado voltaje en un punto o área diferente a la del registro, de forma que la construcción del registro se dice que puede ser monopolar o bipolar, respectivamente [1].

Dadas las condiciones de normalidad o anormalidad en la generación y propagación de la actividad eléctrica, el ECG presenta patrones morfológicos característicos de suma utilidad en la evaluación clínica de un paciente, lo cual constituye la base de diagnóstico y seguimiento de algunas enfermedades cardiacas por medio de la electrocardiografía [1].

En particular el electrocardiograma fetal (ECGF) se considera como una herramienta necesaria en la práctica médica. Al igual que en el ECG del adulto, el ECGF puede reflejar la oxigenación y el metabolismo celular del miocardio y las fibras de conducción cardiacas especializadas. De esta forma, el ECG tiene un uso potencial en la detección de los cambios en el estado ácido-base sanguíneo para mejorar la especificidad en la valoración del bienestar fetal [2]. Sin embargo, y en contraste al ECG de adulto, el ECGF no ha recibido atención por varios años, debido a las dificultades técnicas en la adquisición y el procesamiento de su señal [3,4].

Por ello, en tanto que el análisis de la forma de onda del ECG constituye un estudio fundamental para cualquier adulto con sospecha de tener problemas cardiovasculares, dicho análisis ha tenido escasa aplicación clínica en la valoración actual del bienestar fetal. Cabe señalar, sin embargo, que de los parámetros a medir sobre el ECGF, el intervalo RR ha mostrado gran relevancia clínica, ya que éste ha sido ampliamente utilizado para la determinación y registro de la frecuencia cardiaca, en el llamado cardiotacograma fetal (CTGF). El resto de los parámetros derivados del ECGF (ver Apéndice C) han mostrado inconsistencias en su medición y en su asociación con condiciones clínicas particulares [1,2].

En nuestros días existen dos formas de obtener un registro de ECGF, la directa y la indirecta. [2,4]. El registro directo del ECGF se realiza colocando el electrodo explorador dentro del cuero cabelludo del feto (o la parte expuesta) y tomando como referencia el voltaje registrado en una de las piernas de la madre. No obstante su aparente sencillez, el registro directo presenta limitaciones temporales y múltiples interferencias derivadas de las condiciones mismas al momento del registro. Así, el ECGF directo sólo es posible cuando las membranas amnióticas se han roto, lo cual generalmente sucede durante el trabajo de parto, y se tiene acceso directo al bebé, ya sea el cuero cabelludo en la cabeza u otra parte expuesta a la salida del canal de parto. Debe notarse que de estar presente el trabajo de parto, la madre tendrá contracciones periódicas ya sea uterinas o musculoesqueléticas (durante el “pujo”). De esta manera, la probabilidad de interferencias por “ruido” electrohisterográfico o electromiográfico es elevada [5].

La técnica de registro indirecta es de mayor complejidad y se obtiene a partir del ECG abdominal de la madre (ECGa) debido a que se efectúa, en cualquier momento, antes del trabajo de parto, por medio de la colocación de electrodos en el abdomen de la madre [6]. Así, se presentan complejos electrocardiográficos fetales empalmados con los complejos maternos entre un 27 a 47% de las ocasiones, [7]. Aún cuando en el registro indirecto anteparto se asume que no existen contracciones uterinas ni pujos maternos, la morfología de los complejos fetales muestra también múltiples interferencias que hacen difícil su análisis. Los factores de interferencia son por un lado los propios complejos electrocardiográficos maternos que, como se ha mencionado, se empalman con los fetales, así como las fuentes de ruido generado por diferentes razones como las contracciones de musculatura abdominal y corporal maternas y la conductividad eléctrica en las capas de tejido materno [2,6,7,8]. Evidentemente los

patrones morfológicos fetales, registrados en la superficie abdominal materna, también dependerán de la posición fetal en el útero materno y de los continuos cambios por movimientos corporales del feto. De esta forma, en las condiciones de un registro de ECGa, difícilmente se puede pensar en una morfología típica sin interferencias.

Ya que en ambas formas de registro electrocardiográfico, tanto el directo como el indirecto, se tienen en mayor o menor grado diversos tipos de interferencias, frecuentemente se aplica la técnica de promediación para atenuar dichas interferencias [9,10,11,12]. Sin embargo, en la aplicación de dicha técnica los investigadores no han considerado que las diversas interferencias podrían corresponder a ruidos de banda estrecha y de carácter no estacionario, características con las cuales la promediación difícilmente contiene. Por otra parte, y debido a que las interferencias no son totalmente eliminadas por la promediación, cada autor propone de manera empírica un número determinado de ciclos cardiacos a promediar, número que ha variado desde 10 [13] hasta más de 100 [14] ciclos promediados.

1.2 Antecedentes

El primer registro en el que se observaron complejos electrocardiográficos fetales se atribuye a Cremer [2,3,4] quien, en 1906, los identificó y reportó dentro de un ECGa materno. Sin embargo, su uso clínico no fue inmediato, debido a que los complejos fetales se encontraban sumergidos en ruido eléctrico que hacía difícil la evaluación de la morfología del ECGF (Figura 1).

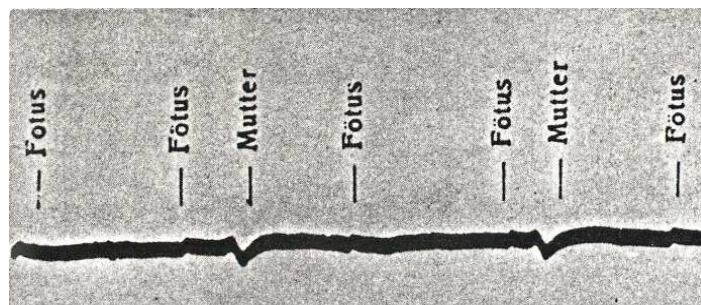


Figura 1. Primer electrocardiograma abdominal, en una mujer embarazada (Mutter), reportado por Cremer en 1906 (*Cremer. Ueber die direkte Ableitung der Aktionströme des menschlichen Herzens vom Oesophagus und über das Elektrokardiogramm des Fötus. Munch. Med. Wochenschr. 1906;53:811*). Nótese la presencia de complejos electrocardiográficos fetales (Fötus) y la baja relación señal a ruido. (Figura copiada de Goodlin RC. History of fetal monitoring. *Am J Obstet Gynecol* 1979;133:323-52)

Hubo que esperar tres décadas para que Strassmann, en 1936, empleara el sistema de derivaciones estándar de las extremidades durante el embarazo, y observara nuevamente la presencia de complejos fetales [15]. No obstante la mejor calidad de los registros, el análisis de los complejos fetales continuó siendo problemático debido a la inestabilidad de la línea de base y a la magnitud del ruido eléctrico presente. En 1953 Smyth realizó un análisis espectral de complejos QRS fetal y reportó la existencia de componentes en un rango de 20 a 40 ciclos por segundo [16].

Desde un punto de vista más funcional, Southern remarcó la importancia de la morfología del ECGF y su relación con la saturación del oxígeno, ya que demostró que ante una menor saturación se incrementaba la amplitud de la onda P, el intervalo PR se prolongaba y el segmento ST mostraba desniveles significativos [17].

Fueron Hon y Lee, en 1963, los primeros en usar técnicas de computación para el análisis del ECGF. De hecho, estos autores utilizaron por primera vez la técnica de promediación para la cancelación de interferencias por medio de una computadora convencional [9]. Unos años más tarde, en 1965, Larks introdujo un nuevo concepto en el análisis del ECGF para estimar el eje del corazón fetal por medio de la medición de la suma de las deflexiones negativas y positivas del complejo QRS en las lecturas de las imágenes abdominales del ECGF [18].

En los 70s Symonds publicó una comparación de los datos de la señal de ECGF con las mediciones continuas sobre el cuero cabelludo o las mediciones del ácido base en sangre del cordón umbilical. Ésta fue sistemáticamente la primera tentativa de relacionar los cambios en el registro del ECG contra las mediciones simultáneas de la condición ácido-base. Sin embargo, la dificultad más importante observada en este estudio fue la estimación de la longitud del segmento QT al no poder precisar los límites de la onda T. De cualquier forma, aún con esta limitación, es interesante ver que el estudio sugirió la posible prolongación del intervalo QT en la presencia de un bajo pH en sangre venosa del cordón umbilical, cuando el intervalo QT fue corregido por la frecuencia cardíaca. Las prolongaciones en el QT también fueron asociadas con hiperkalemia, en tanto que las depresiones e inversión de la onda T se asociaron con acidosis fetal. Por esta misma época se consideró que el traslape en los valores morfológicos del ECGF entre grupos control y patológicos, y consecuentemente de dudosa aplicación clínica, podían ser debidos a limitaciones en las propias mediciones de la morfología del ECGF. Estos estudios subrayan la necesidad de desarrollar un

sistema confiable para hacer mediciones morfológicas y de cambios temporales en el ECGF [4].

En 1974 Pardi, usando un grupo de técnicas de promediación en el análisis de la obtención del ECGF por un electrodo directo en el cuero cabelludo, encontró pequeñas duraciones en el intervalo PQ y ondas P bifásicas o ausentes en fetos con desaceleraciones variables severas. Este grupo de investigación también observó depresión en el segmento ST y en la onda T en 17 de 35 casos que mostraban desaceleraciones tardías [4].

Hioki, también en 1974, estudio los cambios en el ECG con un grupo de técnicas de promediación, pero la determinación de la reacción fetal fue basada únicamente en la frecuencia cardíaca fetal y sobre las medidas del equilibrio ácido base. Sus datos sugirieron desniveles en el segmento ST y una reducción en la duración de la onda T [4].

Una serie de estudios posteriores realizados en animales han ayudado a clarificar los cambios previstos en el ECG fetal. Myers estudio la asfixia parcial y total en monos y enfatiza que los cambios en el ECGF son variables y poco confiables [4]. Yeh, reporta alargamiento del segmento PR en la asfixia fetal, junto con una elevación del segmento ST e incremento en la altura de la onda T [4]. En 1975 Rosen y Kjellmer corroboran dicha elevación del segmento ST y el incremento en la altura de la onda T, cambios que ocurrieron antes que alteraciones en la frecuencia cardíaca. Estos trabajos también han establecido una correlación lineal entre los cambios del segmento ST y la onda T y los niveles de glucosa cardíaca, creatinina y fosfato [4]. El problema acerca de todas estas observaciones ha sido la dificultad en analizar datos en tiempo real y de presentar los datos de forma que puedan ser leídos sin dificultad. El proyecto de Nottingham ha procurado alcanzar este objetivo que comenzó en 1973. El sistema original desarrollado por Shield y Kirk en 1977 consistió en un sistema de adquisición de datos incluyendo un método para almacenar y procesar señales [4]. Estas técnicas fueron mejoradas posteriormente por Marvell y el adelanto adicional de estas técnicas han incluido el desarrollo de software que ha permitido reconocer los complejos del ECGF, realzarlos y medirlos [4]. El realce de las formas de onda determinantes ha sido basado en la promediación continua con ventanas móviles, y la determinación es hecha cada 15 segundos. La forma de onda en los componentes de tiempo son calculados por un software desarrollado por Marvell y Kirk en 1980 y modificado en 1983 por Smith [4]. Los 18 diferentes parámetros incluidos en este estudio son entonces presentados en

forma digital o gráfica. El formato digital archiva las medias y las desviaciones estándares, aunque el formato analógico es mucho más claro y fácil de interpretarlo visualmente. Ahora es razonable decir que los estudios de Jenkins en fetos asfixiados humanos siguen un patrón similar al modelo de animales documentados previamente [4].

1.3 Justificación

Es importante resaltar dos aspectos fundamentales del análisis morfológico del ECGF; en primer lugar, la relevancia clínica que tiene la electrocardiografía en la detección de problemas diversos, incluso en el feto antes del nacimiento; en segundo lugar, la gran dificultad en la identificación y medición de los componentes morfológicos del ECGF, debido a su baja relación señal a ruido (S/R). Los complejos electrocardiográficos registrados en el abdomen materno tienen una amplitud significativamente menor. Así, el QRS materno presenta valores alrededor de los 100 a 500 microVolts (μV), en tanto que el QRS fetal raramente rebasa los 30 μV [33]. Aunado, por lo tanto, al frecuente enmascaramiento de los complejos fetales por los complejos maternos, la presencia de interferencias de diversos orígenes es casi la regla, limitando así la confiabilidad de las mediciones morfológicas sobre el ECGF. No obstante que desde la década de los 60s y hasta nuestros días se ha implementado la promediación de complejos para resolver la baja relación S/R, la solución ha sido incompleta. Es posible que esta solución incompleta sea debida a dos factores: a) Las diferentes fuentes de interferencia pueden tener características que no son manejables por la promediación, b) La intensidad de promediación (número de latidos promediados) no necesariamente ha sido la adecuada. Evidentemente, la promediación aumenta la relación S/R, pero mientras algunos autores usan 20 a 30 latidos de promediación, otros utilizan 100 o más latidos. En la revisión hecha en la presente tesis no se encontraron estudios que desglosaran de manera detallada las diferentes interferencias encontradas en el ECGF. Además, se desconoce el impacto que cada una de estas interferencias tiene sobre la morfología del electrocardiograma, la capacidad de atenuación de las interferencias mediante la técnica de promediación y la magnitud de recuperación de parámetros morfológicos del ECGF después de dicha promediación. Dadas estas dificultades, los resultados hasta ahora obtenidos sobre el análisis morfológico del ECGF, han sido controversiales.

1.4 Objetivos

General.

Analizar la cancelación de interferencias en el ECG abdominal aplicando una promediación de complejos fetales PQRST, para determinar la posibilidad de hacer análisis morfológico del ECG fetal anteparto.

Específicos.

- 1) Evaluar el impacto de las interferencias por movimientos respiratorios, electromiografía y línea de alimentación, sobre la morfología de señales ECG “ideales” de un adulto, de un neonato y de un feto, con una alta relación S/R original.
- 2) Evaluar el impacto de diferentes niveles de promediación sobre cada tipo de interferencia, con base en la mejoría de la relación S/R de las señales de ECG ideales.
- 3) Determinar la promediación más adecuada de acuerdo a las características de la relación S/R del ECGF.
- 4) Evaluar la factibilidad de recuperar parámetros electrocardiográficos específicos a partir de una cancelación de interferencias por promediación.
- 5) Obtener parámetros morfológicos de señales reales de ECGF.

CAPITULO II

Metodología

2.1 Metodología para la obtención de los parámetros morfológicos del ECGF.

La figura 2.1 muestra un diagrama a bloques que resume los elementos y las etapas consideradas para la cancelación de interferencias y lograr finalmente la medición de parámetros morfológicos en las señales estudiadas. Dos fueron los tipos de señales analizadas; las de ECG abdominal y las de ECG de referencia. Las de ECGa corresponden a señales provenientes de madres embarazadas en las que la relación S/R no puede ser controlada. Las señales de referencia corresponden a dos señales de ECG y una de MCG que fueron seleccionadas por tener una alta relación S/R (>10 dB), con la intención de que la promediación completa de todos los complejos electrocardiográficos de la señal resultara en un único complejo Patrón de fácil medición de parámetros. Estas señales de referencia fueron "contaminadas" con diferentes proporciones de ruido simulado, para observar el efecto de diferentes tipos de ruido sobre las características morfológicas. La promediación de las señales "contaminadas" resulta en un Complejo con n número de complejos promediados, donde n iba desde 2 hasta el número total de complejos en la señal. En este sentido, la comparación entre el Patrón y el Complejo(n) permite determinar la magnitud de distorsión de la morfología por efecto del tipo e intensidad de ruido y número de complejos promediados.

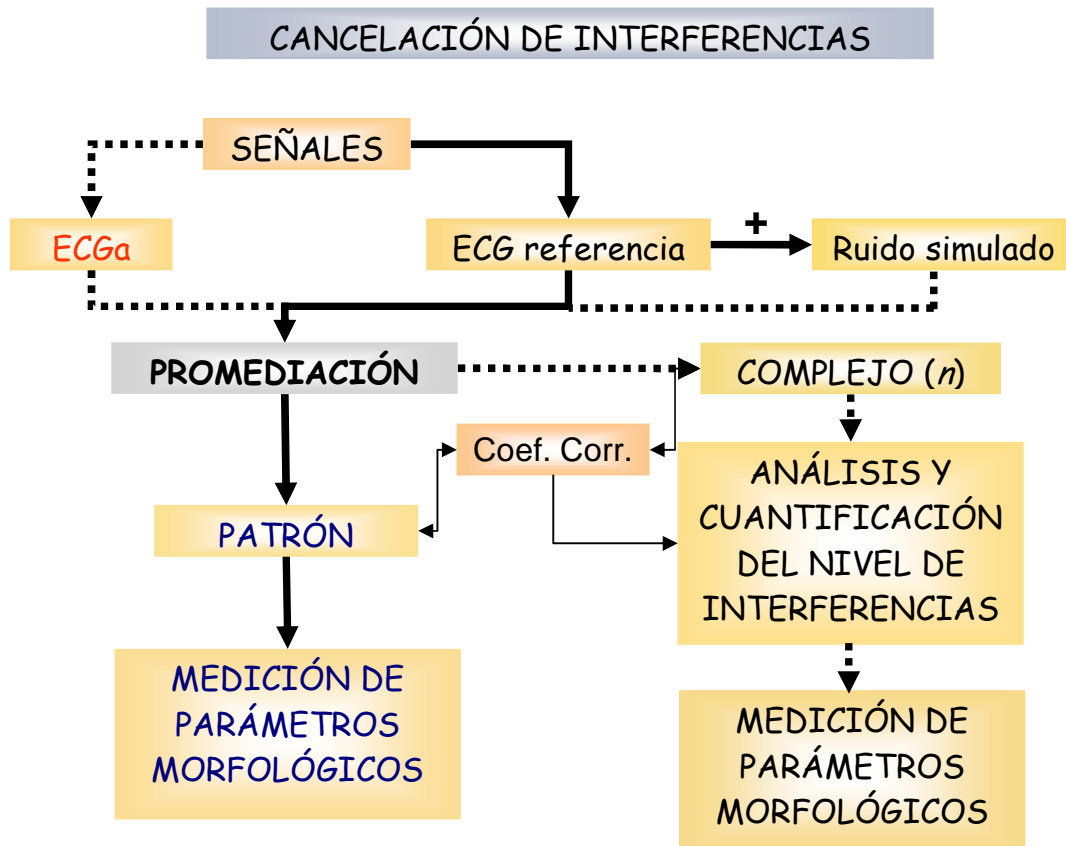


Figura 2.1 Diagrama a bloques del procedimiento que se siguió para llegar a la medición de parámetros morfológicos. PATRÓN se refiere a la morfología del ECG que se obtiene al promediar todos los complejos presentes en la longitud total del registro, mientras que Complejo(n) es la morfología correspondiente a la promediación de n número de latidos en secuencia a partir del inicio del registro.

Veamos ahora los detalles de los elementos, etapas y métodos utilizados.

2.2 ECG abdominal y de referencia

2.2.1 Señales abdominales de ECG

Las señales de ECG abdominal fueron registradas en el Centro de Investigación Materno Infantil-Grupo de Estudios al Nacimiento (CIMIGen) con un amplificador bioeléctrico (Nihon Kohden) y digitalizadas por medio de un convertidor A/D de 16 bits (BIOPAC Systems Inc, MP100, USA), a una frecuencia de muestreo de 500 Hz y 5 minutos de duración. Se utilizaron tres electrodos exploradores en la superficie abdominal de la madre y un electrodo de referencia en la pierna derecha, todos ellos colocados previo limpiado de la piel. Las características de los 5 registros de ECG abdominal, que se utilizaron en la presente tesis, se muestran en la siguiente Tabla.

TABLA 2.1 Características generales de las señales utilizadas de ECG abdominal

<i>Señal*</i>	<i>Edad (sdg)</i>	<i>Sexo</i>	<i>Situación</i>	<i>Presentación</i>	<i>Posición</i>	<i>Relación S/R (dB)</i>
1(BERD1s)	22	Masc	Transversa	Hombro	Occipito derecha anterior	8.275
2 (IGG3s)	23	Fem	Longitudinal	Cefálica	Occipito izquierda anterior	8.792
3 (AAV1s)	22	Fem	Longitudinal	Cefálica	Occipito derecha anterior	3.238
4 (AAV2s)	22	Fem	Longitudinal	Cefálica	Occipito derecha anterior	4.923
5 (SAO1s)	25	Masc	Transversa	Hombro	Occipito izquierda anterior	9.972

* La terminación "s" de cada registro, significa que se realizó con la mamá en posición supina. La abreviatura "sdg" significa semanas de gestación. S/R, relación señal a ruido en decibeles (dB), ver en texto, sección 2.7 Etapa 5.

La Figura 2.2, a manera de ejemplo, muestra un segmento del ECG abdominal de una de las madres. Obsérvese la presencia tanto de complejos electrocardiográficos maternos (m) como fetales (f), así como la presencia de ruido de baja y alta frecuencia en la señal. Dado la alta superposición en el ECGa entre los complejos QRS maternos y los complejos QRS fetales, se empleo un algoritmo para la eliminación de los complejos maternos, de manera que el procesamiento posterior se realizó únicamente sobre los complejos de fetales separados.

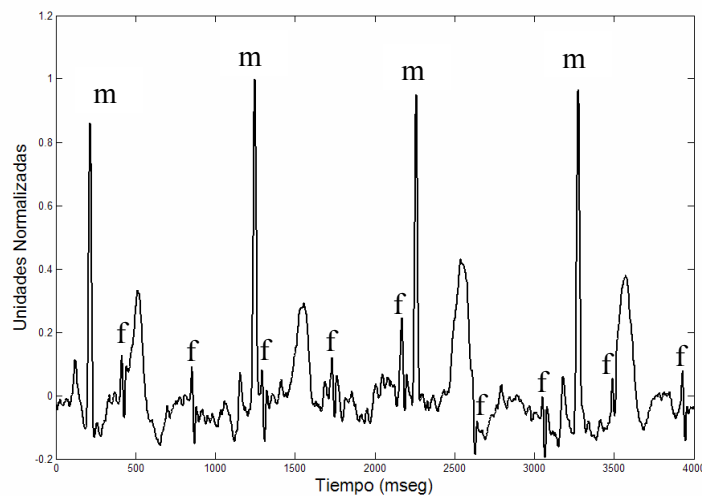


Figura 2.2 Segmento de señal abdominal de ECG de una mujer embarazada. (m) complejo QRS materno; (f) complejo QRS fetal.

2.2.2 Señales de referencia de ECG y MCG*

Se utilizaron 3 señales de referencia (2 de ECG y 1 de MCG) con una duración de 1 a 5 minutos (Figura 2.3). Dichas señales tenían una relación S/R mayor a 12 decibeles (dB). Las señales de ECG fueron obtenidas de un Adulto (A) y de un neonato (N). La señal A se adquirió a una frecuencia de muestreo de 500 Hz y provino de un joven sano con 21 años de edad, mientras que la señal N se adquirió a 300 Hz a partir de un neonato a los 5 minutos de haber nacido. La señal de MCG se obtuvo de un Feto (F) a las 34 semanas de gestación con una frecuencia de muestreo de 312.5 Hz, según se reporta en [19]; ésta señal se considera equivalente a un ECG abdominal de una mujer embarazada [1,10], pero con una mejor relación S/R. La técnica no-invasiva de magnetocardiografía permite la medición de las variaciones del campo magnético producidas por la actividad eléctrica cardíaca por medio de sensores superconductores (Della Penna, 2000) [20]. La magnetocardiografía fetal (MCGF) consiste en la realización de registros sobre el abdomen de una mujer embarazada, registros que combinan complejos generados por ambos corazones, fetal y materno. Los campos magnéticos no se ven alterados por las propiedades de aislamiento del vernix caseosa y el MCGF puede ser utilizado entonces para monitorear la actividad eléctrica del feto durante el periodo prenatal (Peters, 2001) [20]. A estas señales se les aplicó la técnica de promediación obteniéndose un Patrón como se muestra en la figura 2.3. Se seleccionaron estas señales para explorar las diferentes morfologías a partir de una alta relación señal a ruido que permitiera simular señales abdominales con una forma de onda PQRST clara [21]. Estas señales fueron posteriormente contaminadas con tres tipos de interferencias a diferentes niveles.

* Se agradecen los apoyos de los Doctores H. Preissl y D Gutiérrez por proporcionar las señales de magnetocardiografía fetal, y del Doctor C Vargas por permitirnos el acceso para registrar la señal neonatal en el Centro de Investigación Materno-Infantil del Grupo de Estudios al Nacimiento.

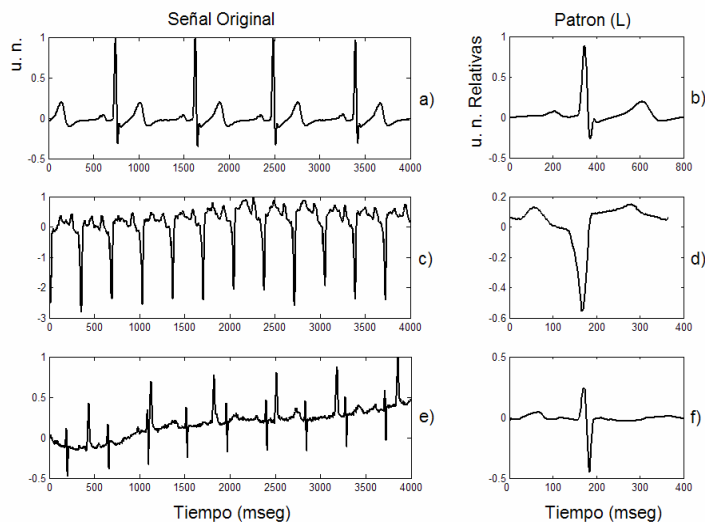


Figura 2.3. Segmentos de (a) ECG adulto, (c) ECG Neonato y (e) MCG Fetal, con sus respectivos patrones (b, d, f), respectivamente, obtenidos por promediación de todos los complejos presentes en la señal correspondiente. “u. n.” unidades normalizadas.

2.3 Etapa 1

2.3.1 Generación y suma del ruido simulado.

Se simularon tres fuentes de ruido que normalmente se presentan en un ECGF: a) respiración de la madre (señal tipo chirp, 0.1 a 0.5 Hz), b) electromiografía (señal aleatoria, 0 a 250 Hz), y c) línea de alimentación o de corriente (señal sinusoidal a 60 Hz) [22]. La figura 2.4 muestra gráficamente los tipos de ruido simulado, en unidades normalizadas. Cualquiera de los ruidos se puede agregar de manera individual o hacer combinaciones entre ellos. Se realizó una combinación de todas las señales de referencia con variaciones en los niveles y tipos de ruido de tal manera que se cuenta con un banco de señales simuladas.

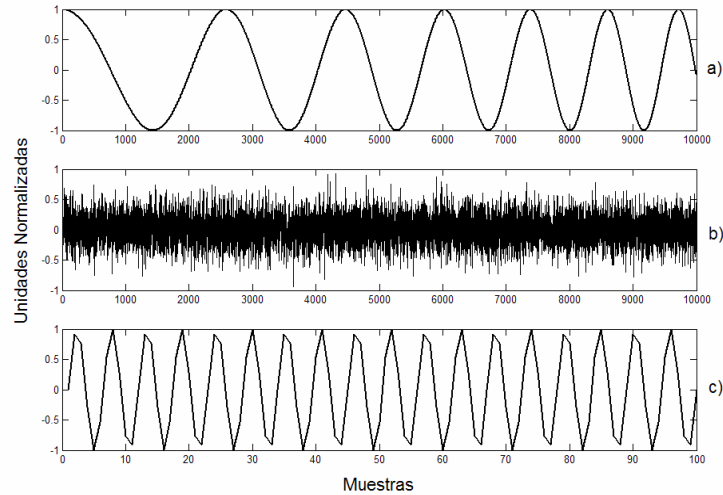


Figura 2.4. Tres tipos de ruido simulado: a) fluctuaciones por respiración con chirp de 0.1 a 0.5 Hz; b) de electromiografía con ruido rosa entre 0 y 250 Hz, y c) línea de corriente con 60 Hz .

La contaminación de las señales de referencia se efectuó de la siguiente manera:

$$\text{Señal contaminada} = \text{ECG referencia} + \text{Ruido total} \quad (2.1)$$

donde (2.1) es la ecuación general y el ruido total se consideró a partir de unidades normalizadas de acuerdo a la siguiente ecuación,

$$\text{Ruido total} = (At) \times (\text{ruido}) \quad (2.2)$$

Cada uno de los ruidos se varió con diferentes niveles en relación con la amplitud del QRS en unidades normalizadas $At=(0, 0.1, 0.4, 0.8)$.

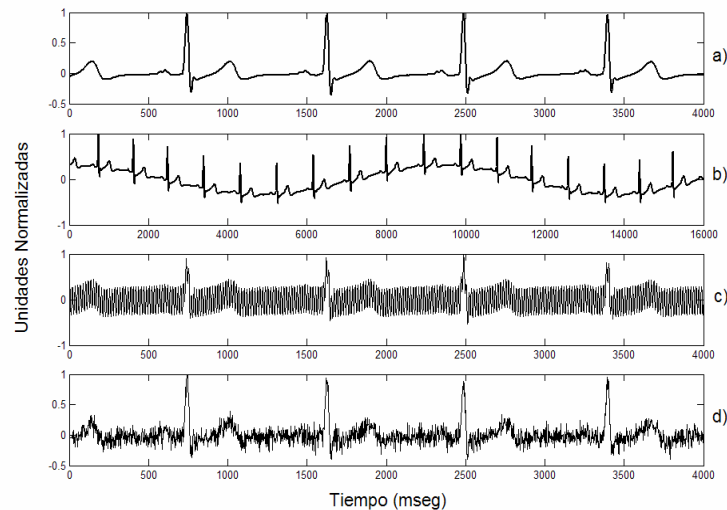


Figura 2.5. (a) Representación de ECG adulto antes de "contaminar" y después de "contaminar" con (b) ruido de respiración, (c) ruido de 60 hz, y (d) ruido de EMG todos estos a un 40% de la amplitud del QRS.

En la figura 2.5 se muestran ejemplos de interferencias tanto de alta como de baja frecuencia distorsionando la señal original del ECG de adulto. Nótese como la morfología PQRST visualmente se altera en mayor proporción con la línea de corriente (figura 2.5.c) y con ruido electromiográfico (figura 2.5.d), por lo que el PQRST en estos dos casos es de difícil cuantificación.

2.4 Etapa 2.

2.4.1 Obtención de Patrones y Complejos(n) promediados.

Ya que era necesario implementar alguna herramienta para el procesamiento digital de señales para eliminar interferencias, se utilizó la técnica de promediación que tiene como característica principal la de reducir o eliminar dichas interferencias sin dañar o modificar la morfología original. Dicha técnica se utilizó para todas las señales de referencia contaminadas y no contaminadas obteniendo un Complejo(n) y un Patrón respectivamente. La promediación de la señal fue realizada latido a latido por medio de un programa que primero localiza y alinea los picos de las ondas R (Apéndice A.2).

Partiendo de la alineación de los picos R, se tomaron cierto número de muestras hacia atrás y cierto número de muestras hacia adelante, de manera tal que el número de muestras abarcara la totalidad de cada complejo PQRST. Por lo tanto, el rango de las muestras varió de acuerdo a cada señal en particular. Por otro lado, también se definió el número de latidos (n) o ciclos cardiacos a promediar.

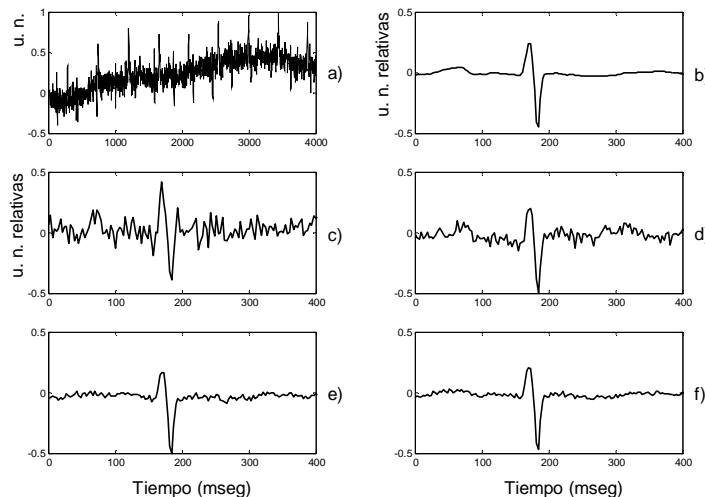


Figura 2.6. a) Segmento de MCG fetal "contaminado" con ruido electromiográfico a 0.4 de la amplitud del QRS. b) Patrón que representa la morfología PQRST de la señal sin corromper. Los complejos PQRST obtenidos de la promediación con 2, 10, 50 y 100 latidos, se muestran en c), d), e) y f), respectivamente. Nótese el efecto de la promediación con 50 y 100 latidos en los que es evidente la mejoría en la relación S/R.

En la figura 2.6 se ilustra un ejemplo de la técnica propuesta sobre la señal de referencia del MCGF contaminada con ruido de EMG a un nivel de 0.4 sobre la amplitud del complejo QRS, sustentando la ecuación A.2.4 (del Apéndice A.2), la cual predice el aumento en la relación S/R conforme N aumenta.

2.5 Etapa 3.

2.5.1 Coeficiente de correlación entre Patrón y Complejo(n).

Como se mencionó anteriormente, para cada señal se obtuvieron el Patrón y el Complejo(n), los cuales fueron comparados por medio del coeficiente de correlación de Pearson (r), para indicar la magnitud de la relación o acercamiento entre la señal de referencia promediada (Patrón) y el Complejo(n). A menor coeficiente de correlación se asumió una mayor interferencia y distorsión morfológica de la señal [18]. Igualmente, para fines de interpretación, se asumieron los siguientes valores de r : 1.0, distorsión nula; ≥ 0.95 , distorsión leve pero adecuada para análisis morfológico del PQRST; entre 0.94 y 0.7, distorsión moderada pero dudosa para análisis morfológico del PQRST y; < 0.7 , distorsión severa e inaceptable para análisis morfológico del PQRST. Cabe mencionar que un coeficiente mayor o igual a 0.95 se consideró como uno de los indicadores de una señal adecuada para análisis morfológico, ya que representa un coeficiente de determinación (r^2) superior al 90% (Apéndice A.4) [25].

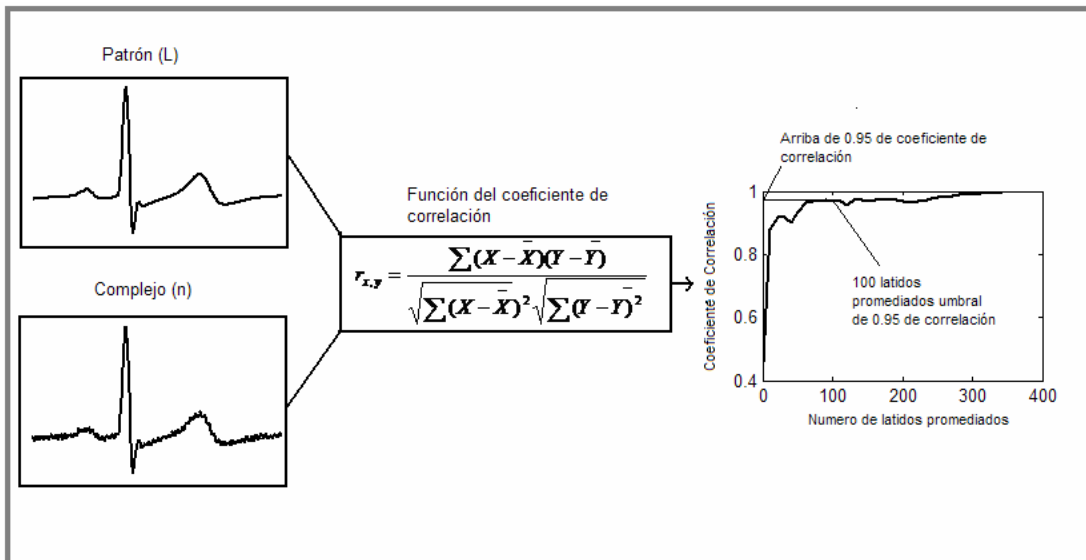


Figura 2.7 Representación grafica de un ECG de adulto para la comparación entre el Patrón y el complejo (n) por medio de la función del coeficiente de correlación lineal de Pearson.

En la figura 2.7 se muestra todo el proceso de comparación entre el Patrón y el Complejo(n) por medio de r . También se muestra la respuesta gráfica entre el r vs n (número de latidos promediados) donde se observa un crecimiento de tipo asintótico hasta alcanzar una meseta con un valor de r muy aproximado a “1”.

2.6 Etapa 4.

2.6.1 Indicadores de distorsión morfológica.

Uno de los principales problemas de la promediación, es definir el número de latidos a promediar para considerar la recuperación morfológica como "adecuada". Por tal motivo, y con fines comparativos, se estudiaron cuatro posibles medidores o indicadores básicos.

1. Coeficiente de correlación (r) a 100 latidos promediados (R100).
2. Número de latidos promediados para alcanzar un valor r de 0.95 (N95).
3. Intersección en y (donde y puede ser r o la relación S/R) de una recta proyectada sobre la meseta (PI).
4. Número de latidos promediados cuando la segunda derivada se aproxima a cero (SD).

En la figura 2.8 se observa un comportamiento típico de r con respecto a n y los cuatro indicadores propuestos que potencialmente indican cuando parar la promediación, ya que, con fines de análisis morfológico, las características de la señal no mejorarían en caso de continuar.

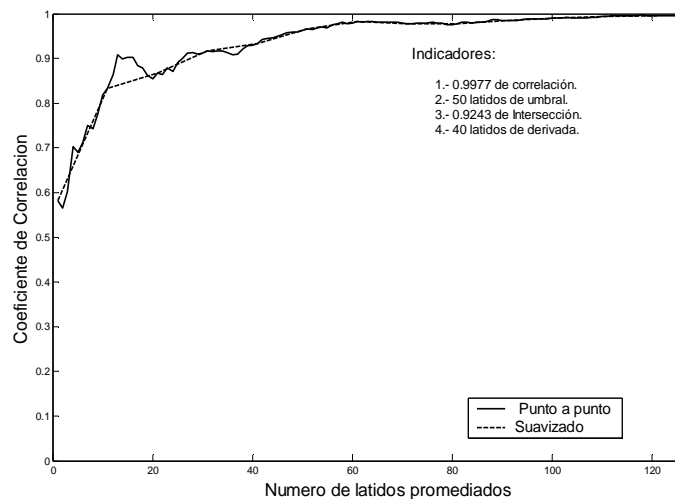


Figura 2.8 Coeficiente de correlación (r) entre el Patrón y los Complejo(n) de la señal de MCG fetal de la figura 2.6 que muestra los valores de los cuatro indicadores propuestos para valorar la distorsión morfológica.

Los indicadores se calcularon con base en programas específicos desarrollados en MATLAB. El primer indicador pretende analizar el coeficiente de correlación que existe en un valor estándar de 100 latidos promediados, debido a que este número de latidos es el más utilizado en la literatura por diversos autores [11,14,36]. El segundo indicador representa el número de latidos promediados con los cuales se alcanzó el valor r de 0.95; es decir, un coeficiente de determinación r^2 de al menos 0.9. El tercer indicador corresponde al r obtenido por proyección de una recta sobre el eje "y" tomando dos puntos de referencia en la meseta (el último punto en la meseta y el punto en 100 latidos promediados). El cuarto indicador consiste en aplicarle la segunda derivada a la gráfica del coeficiente de correlación y observar una aproximación a cero indicando que se llegó a una meseta y que ya no está teniendo un comportamiento de crecimiento. La medición de todos estos indicadores se hizo para gráficas de correlación punto a punto (latido a latido promediado) o con un suavizado cada 10 latidos promediados por medio de la función spline de MATLAB (Figura 2.8)

2.7 Etapa 5.

2.7.1 Mediciones de la relación S/R para señales de referencia y ECG abdominal.

Tanto en las señales de referencia, como en las señales contaminadas se evaluó la relación S/R para determinar las condiciones iniciales de las señales y la mejoría en dicha relación conforme se incrementaba el número de latidos promediados. Para el análisis de la relación S/R (SNR, de las siglas en inglés signal to noise ratio) se usó la siguiente ecuación [26] y las unidades de expresión fueron en decibeles (dB).

$$SNR = 10 * \log_{10} \frac{S_{\sigma}}{N_{\sigma}} \quad (2.3)$$

donde S (signal) es la señal de interés con longitud L, N (noise) es un vector del ruido de longitud L y la varianza X_{σ} es definida como:

$$X_{\sigma} = \sum_{l=0}^{L-1} (X(l) - \mu_x)^2 \quad (2.4)$$

Donde μ_x es la media de la señal X.

2.8 Etapa 6.

2.8.1 Medición de parámetros morfológicos.

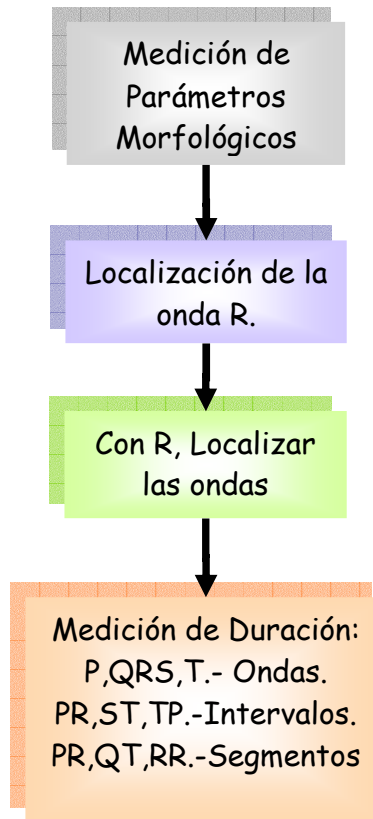


Figura 2.9 Diagrama de la medición de duraciones de los parámetros morfológicos.

Para la identificación y medición de parámetros morfológicos se siguió el esquema de la Figura 2.9, por medio del cual se valoraron ondas, segmentos e intervalos del electrocardiograma de interés. Aunque las amplitudes de las ondas del ECG en valores absolutos son importantes con fines diagnósticos, en la presente tesis las amplitudes fueron normalizadas y se manejaron más con fines de localización y referencia para hacer mediciones de duración. El punto central de referencia para las mediciones fue el pico de la onda R; sin embargo, tomando en cuenta que varios registros pueden tener un comportamiento diferente al que se muestra en la figura 2.10 (morfología de PQRST claramente definida), también se consideraron otras posibilidades. Por ejemplo, el sistema inicia preguntando si existe una onda R en un rango donde es posible encontrarla; si la respuesta es "NO" se pregunta si existe la onda S también en un rango donde es posible localizarla, en caso de que no la encuentre el sistema alertará al técnico de que no es posible estudiar dicha señal. Ahora bien, si el

sistema encuentra S, entonces busca la primera deflexión que existe antes del pico S y a ese punto le llamaremos R. Una vez que se cuente con la localización de R el sistema comienza a hacer la medición de los parámetros morfológicos.

Una descripción más detallada del procedimiento utilizado para realizar el análisis morfológico del PQRST aparece en la siguiente sección.

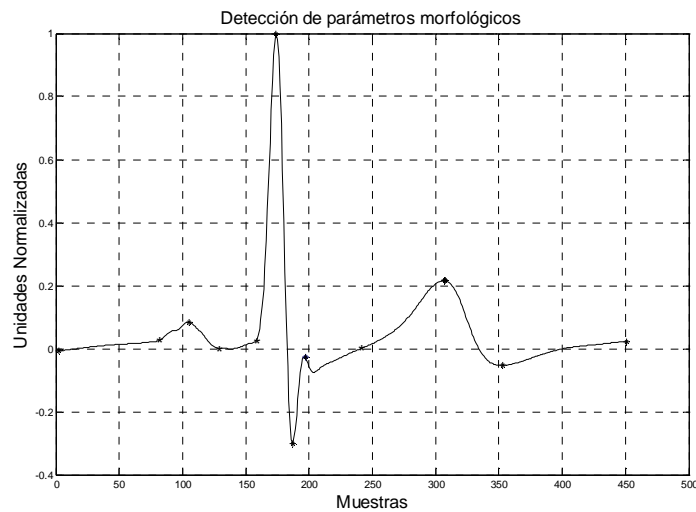


Figura 2.10 Localización de todos los picos del ECG a partir del pico de la onda R .

2.8.2 Algoritmo de medición de parámetros morfológicos para señales de referencia y abdominales.

1.- Contando con un banco de señales (referencia y abdominales) con ruido debidamente cuantificado se desarrolló un sistema automático que efectúa la medición de los parámetros morfológicos de acuerdo al esquema de la Figura 2.9. Se comenzó por localizar el punto temporal del pico de la onda R, expresado en número de muestras de la señal. A partir de R fue posible localizar los picos de las ondas P, Q, S y T, haciendo uso de los rangos expresados en la tabla 2.2 [27].

2.- El sistema evalúa cual es el valor máximo absoluto posible de las ondas P, Q, S y T con objeto de localizar el pico de cada una de ellas, como se ilustra en la figura 2.10.

3.- Ya localizado el pico de cada onda se tomaron algunas muestras hacia atrás y hacia adelante, considerando los rangos de la tabla 2.2.

4.- Se emplearon dos métodos para encontrar el inicio y el fin de cada onda. Un método fue llevando el segmento PR a la línea base 0 y por lo tanto se esperaba que cada onda tenga cruces por cero para así detectar los inicios y fines de cada una de ellas. El segundo método empleado fue detectando los picos de la derivada de complejo PQRST, considerando picos hacia arriba o hacia abajo dependiendo de la onda que se esté detectando. El valor de la derivada que más se aproximaba a cero o que mostraba un cambio de signo se consideró como el inicio o fin de la onda.

5.- La medición de los distintos parámetros morfológicos se realizó como se indica en la Figura C.1 del Apéndice C.

6.- Conversión a milisegundos del número de muestras entre inicio y final de cada onda, segmento o intervalo.

7.- Estimación de validez de las mediciones por comparación con la literatura [2,14,28].

TABLA 2.2 Rangos para localizar los picos de la forma de onda PQRST [27].

Componentes de onda	Rango en (mseg)		
	De	→	Hasta
R*	190		210
Q	R-26		R-6
S	R+6		R+26
P	R-140		R-60
T	R+70		R+210

Una forma de evaluar el efecto del ruido sobre la morfología de la forma de onda PQRST fue evaluando el comportamiento del parámetro morfológico en función al número de latidos promediados. Lo esperado era que cada parámetro morfológico tuviera un crecimiento hasta llegar a una meseta, la cual indicaría que ya se llegó al valor máximo de promediaciones que mejora la relación S/R. Cuando se llega a este valor máximo, la medición en milisegundos del parámetro no cambiará, pues se habrá llegado al máximo. Sin embargo, hay que observar que llegar al máximo no necesariamente significa que la medición es correcta, sólo que se llegó al máximo de mejoría para esa medición.

CAPITULO III

RESULTADOS

Resultados etapa 1

3.1 Generación y suma del ruido simulado.

La fuente o tipo de contaminación tuvo un evidente impacto visual sobre las tres señales utilizadas como referencia (ECG adulto, ECG neonatal y MCG materno-fetal), particularmente sobre la fetal. Las figuras 3.1, 3.2, y 3.3 muestran gráficamente la distorsión de las señales ante la combinación de los tres diferentes tipos de ruido (Respiratorio, EMG y Línea de Corriente) con igual magnitud de interferencia cada uno de ellos. La señal ECG adulto a la máxima intensidad de interferencia del 80% (Figura 3.1.d) conservó un poco de las características de la onda R y la onda T; en tanto que la neonatal ((Figura 3.2.d) y más aún la fetal (3.3.d) perdieron totalmente sus características. De hecho, en estas dos últimas señales aún a niveles de 10% y 40% de ruido parece imposible realizar una medición morfológica confiable si no se hace un procesamiento previo adecuado para atenuar las interferencias.

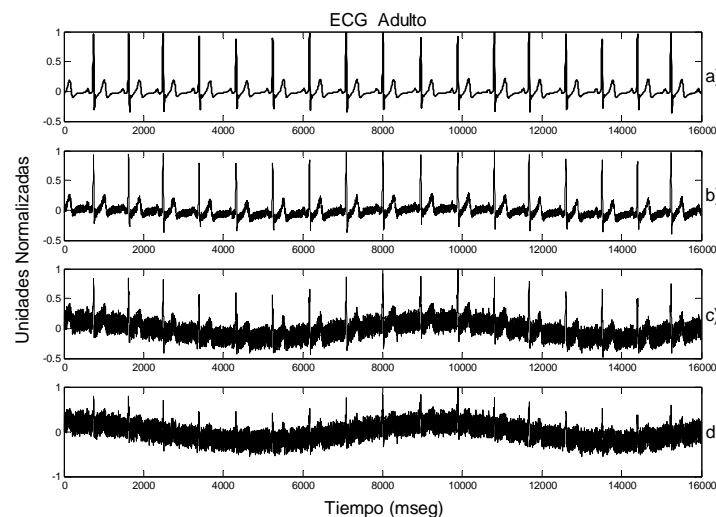


Figura 3.1. ECG típico de adulto con derivación estándar (DII) y mínimo ruido (a). Hacia abajo, mismo ECG pero se agrega ruido combinado (Respiración, EMG, Línea), en la misma proporción, a 10 % (b), 40% (c) y 80% (d) de la amplitud del QRS.

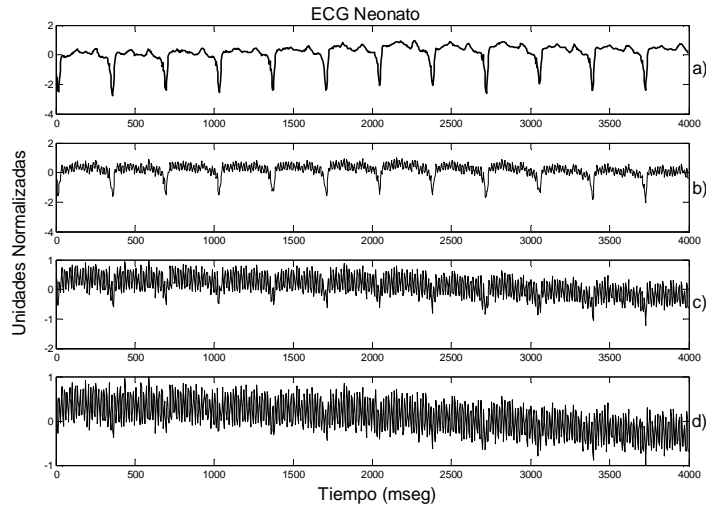


Figura 3.2. ECG de neonato con derivación precordial y mínimo ruido (a). Hacia abajo, mismo ECG pero se agrega ruido combinado (Respiración, EMG, Línea), en la misma proporción, a 10 % (b), 40% (c) y 80% (d) de la amplitud del QRS.

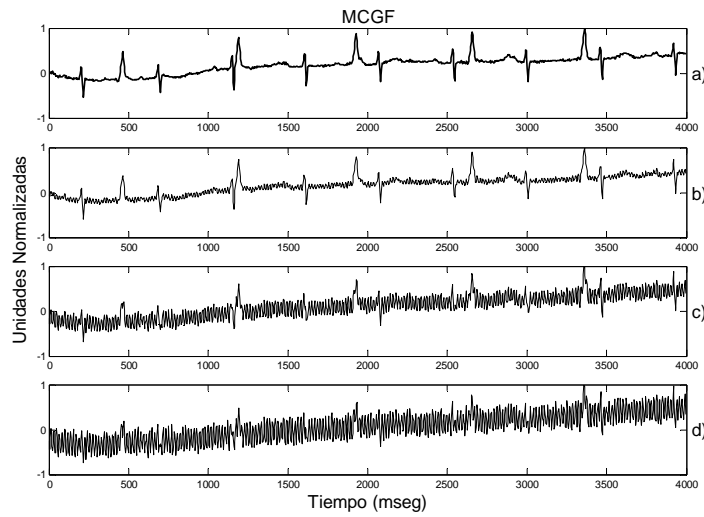


Figura 3.3. MCG materno-fetal con mínimo ruido (a). Hacia abajo, mismo MCG pero se agrega ruido combinado (Respiración, EMG, Línea), en la misma proporción, a 10 % (b), 40% (c) y 80% (d) de la amplitud del QRS fetal.

Resultados de la etapa 2

3.2 Obtención de Patrones y Complejos(n) promediados.

La técnica de promediación es una herramienta básica de procesamiento de señales. Las figuras 3.4 (ECG adulto), 3.5 (ECG neonatal), y 3.6 (MCG materno-fetal) muestran ejemplos visuales del impacto de la promediación sobre las señales contaminadas con la combinación de los tres tipos de ruido al 40% de la amplitud del QRS. Obsérvese como la técnica de promediación va eliminando las interferencias en las tres señales y se recupera parte de la señal de referencia al incrementar el número de latidos promediados. Sin embargo, la recuperación no es completa aún con 100 latidos promediados (Complejo(100)) y quedan residuos de ruido que limitan la cuantificación confiable de las morfologías. La posible causa de estos residuos podría ser que no se ha llegado al suficiente número de latidos por promediar o a que algunos de los ruidos están correlacionados temporalmente con las características de la señal de interés.

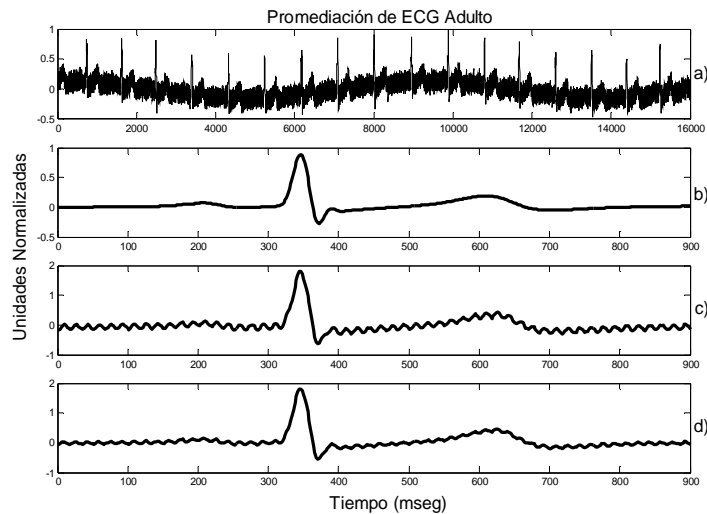


Figura 3.4. a) ECG de adulto contaminado con un nivel de 40% de los tres ruidos combinados; b) Patrón; c) Complejo(50) y; d) Complejo(100).

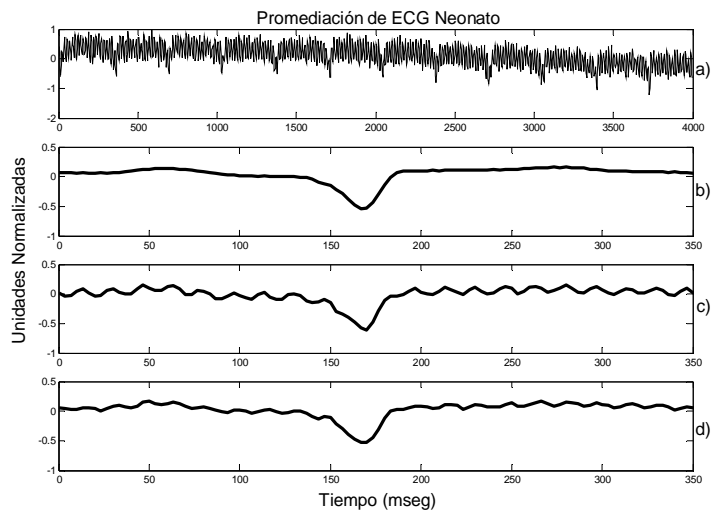


Figura 3.5. a) ECG neonatal contaminado con un nivel de 40% de los tres ruidos combinados; b) Patrón; c) Complejo(50) y; d) Complejo(100).

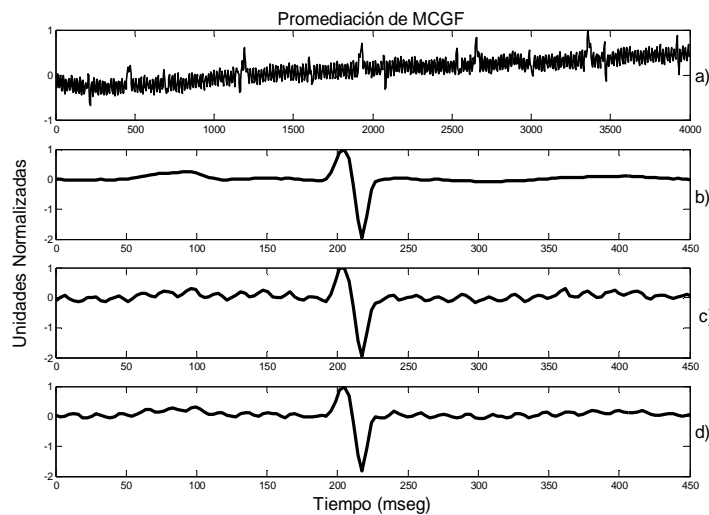


Figura 3.6. a) MCG materno-fetal contaminado con un nivel de 40% de los tres ruidos combinados; b) Patrón; c) Complejo(50) y; d) Complejo(100).

Resultados de la etapa 3

3.3 Coeficiente de Correlación entre Patrón y Complejo(n).

El efecto del incremento en el número de latidos promediados sobre el coeficiente de correlación (r) entre Patrón y Complejo(n), para la señal de MCG materno-fetal contaminada por un único tipo de ruido a diferentes fracciones del QRS (0.1, 0.4 y 0.8) se puede observar en la figura 3.7. Se presenta sólo el caso del MCG por ser el de peor recuperación de la morfología del PQRST.

Aunque de menor intensidad, prácticamente en las señales de adulto y de neonato el efecto es similar. El comportamiento de r para el ruido de respiración con diferente magnitud fue un crecimiento donde finalmente r confluía en valores cercanos a 1.0 conforme se incrementaba el número de latidos. En el caso de EMG, r también aumentó con respecto al número de latidos promediados, pero la confluencia fue menor y se obtuvieron valores más bajos de r al final de la promediación. Finalmente, para la línea de corriente, el comportamiento de r fue notoriamente irregular y sólo para una magnitud de ruido de 0.1 se pudieron alcanzar valores de r arriba de 0.95. De hecho, en la meseta el valor de r para el ruido de 0.4 y 0.8 fue siempre menor a 0.95 aún con la promediación de todos los latidos de la señal; en consecuencia, la promediación no pudo eliminar el ruido de 60 Hz cuando la magnitud de la interferencia era igual o mayor a 40% de la amplitud del QRS.

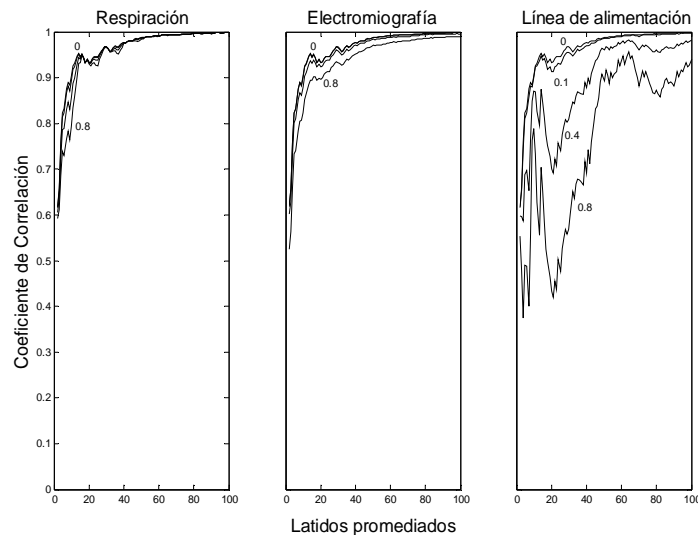


Figura 3.7. Relación entre el coeficiente de correlación (Patrón vs Complejo(n)) y número de latidos promediados para una señal de MCG materno-fetal contaminada por separado con ruido de respiración, electromiografía y línea de corriente a intensidades relativas de 0, 0.1, 0.4 y 0.8 de la amplitud del QRS fetal.

La menor capacidad de contender con ruido de 60 Hz se observó en las tres señales consideradas en esta tesis; sin embargo, existieron diferencias entre ellas. Como muestra la Figura 3.8, para señales con 0.4 de ruido de línea (60Hz) en relación con la amplitud del QRS, se encontró que la señal de MCG definitivamente no es procesable para análisis morfológico ya que aún con una promediación de 100 latidos el coeficiente r siempre estuvo por debajo de 0.95. Pero cuando analizamos la señal de ECG neonatal, paulatinamente alcanzó una meseta alrededor de 60 latidos promediados, con una r mayor que 0.95. No obstante que el ruido de 60 Hz fue también el más deletéreo en la señal de ECG de adulto, alcanzó una meseta con r mayor a 0.95 aproximadamente a los 10 latidos promediados. De acuerdo a esto, es de esperar que, independientemente de la proporción de ruido de 60 Hz agregado, los efectos de distorsión sean más evidentes en las señales de ECG abdominal, las cuales seguramente requerirán mayor número de ciclos cardiacos a promediar.

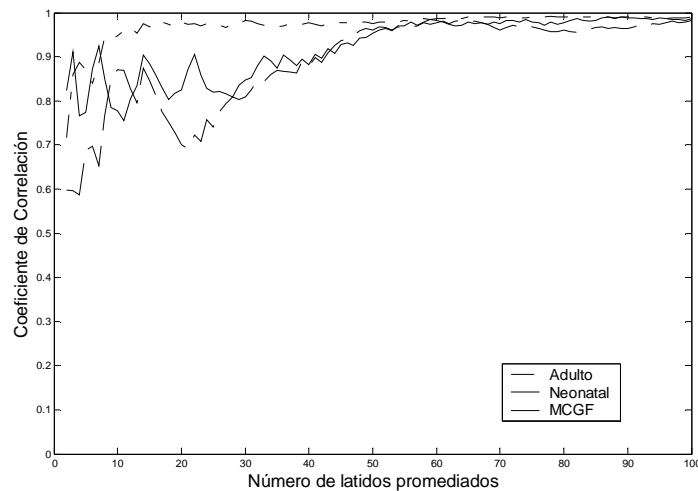


Figura 3.8. Grado de distorsión evaluado por coeficiente de correlación (Patrón vs Complejo(n)) de las señales de ECG de adulto y neonatal y MCG fetal contaminadas con ruido de 60 Hz, en una proporción de 0.4 de la amplitud del QRS correspondiente. Nótese la mayor irregularidad y valores más bajos en el coeficiente de correlación obtenidos con la señal fetal.

Resultados de la etapa 4

3.4 Indicadores de distorsión morfológica.

A partir del comportamiento del coeficiente de correlación (Patrón vs Complejo(n)) con respecto al incremento en el número de latidos promediados, se seleccionaron algunos indicadores del grado de distorsión que pudiesen ser utilizados con fines comparativos. Las Tablas 3.1. a 3.3. detalla los resultados obtenidos con estos indicadores para las tres señales utilizadas (ECG adulto, ECG neonato y MCF materno-fetal) y cada uno de los ruidos agregados (Respiración, EMG y Línea) a diferentes niveles de intensidad relativa (0, 0.1, 0.4, 0.8 de la amplitud del QRS). En la tabla 3.4.1 se puede observar que en el ECG de adulto la interferencia de 60 Hz fue la de mayor impacto, ya que requirió mayor número de latidos (N95=57) para lograr coeficientes de correlación altos (≥ 0.95); sin embargo, aún con interferencia de 0.8 fue posible recuperar la señal relativamente "limpia" para análisis morfológico (R100=0.975; N95=57; SD=50; PI=0.797). La interferencia que menor distorsión provocó fue la generada por la respiración, incluso a niveles de 0.8 (R100=0.995; N95=5; SD=50; PI=0.918), seguida por la electromiografía con algunos valores iguales y otros valores ligeramente menores a los de respiración (R100=0.983; PI=0.931).

TABLA 3.1. Resultados de indicadores de distorsión de la señal de ECG adulto con interferencia de ruido por Respiración, por electromiografía (EMG) y por línea de alimentación (60Hz), a diferentes niveles de intensidad relativa.

Nivel	0	0.1	0.4	0.8
Respiración				
R100	0.995	0.995	0.994	0.995
N95	1	1	1	5
SD	1	40	40	50
PI	0.997	0.996	0.974	0.918
60 Hz.				
R100	0.995	0.9947	0.989	0.975
N95	1	1	10	57
SD	50	50	50	50
PI	0.997	0.977	0.837	0.797
EMG				
R100	0.995	0.994	0.994	0.983
N95	1	1	1	5
SD	1	50	50	50
PI	0.997	0.996	0.983	0.931

R100 = Coeficiente de correlación (r) con 100 latidos promediados; N95 = Número de latidos promediados en el que $r = 0.95$; SD = Número de latidos promediados en el que la segunda derivada es más próxima a cero; PI = r en el intercepto en Y al proyectar la pendiente de la meseta.

La Tabla 3.2 despliega los resultados para la señal de ECG neonatal, en la que se observa que la respiración no representó ningún problema de distorsión significativa que limitara el análisis morfológico, ya que los coeficientes de correlación son altos (>0.95) y el número de latidos a promediar relativamente bajo incluso a nivel de ruido de 0.8 (N95=1). Con respecto a los ruidos por electromiografía y Línea de alimentación en el ECG neonatal, por una parte, también mostraron valores altos en los indicadores relacionados con el coeficiente de correlación, excepto para 60 Hz a 0.8 de nivel de ruido (R100=0.951); por la otra el número de latidos a promediar resultó más alto que en respiración y el de peor comportamiento fue el ruido de 60 Hz, el cual requirió un N95 de 61 latidos a 0.8 de nivel de ruido.

TABLA 3.2. Resultados de indicadores de distorsión de la señal de ECG neonatal con interferencia de ruido por respiración, electromiografía (EMG) y línea de alimentación (60 Hz), a diferentes niveles de intensidad relativa.

Nivel	0	0.1	0.4	0.8
<i>Respiración</i>				
R100	0.998	0.998	0.998	0.998
N95	1	1	1	1
SD	40	40	60	25
PI	0.982	0.986	0.982	0.975
<i>60 Hz</i>				
R100	0.998	0.988	0.981	0.951
N95	1	1	41	61
SD	40	50	40	40
PI	0.992	0.975	0.864	0.811
<i>EMG</i>				
R100	0.998	0.998	0.997	0.977
N95	1	1	5	17
SD	40	40	40	40
PI	0.992	0.970	0.886	0.802

R100 = Coeficiente de correlación (r) con 100 latidos promediados; N95 = Número de latidos promediados en el que $r = 0.95$; SD = Número de latidos promediados en el que la segunda derivada es más próxima a cero; PI = r en el intercepto en Y al proyectar la pendiente de la meseta.

La tendencia de los indicadores para la señal de MCG fue similar al de las señales de ECG adulto y neonatal; es decir, al aumentar el nivel de ruido R100 y PI tienden a disminuir, en tanto que N95 y SD tienden a aumentar; sin embargo, el comportamiento de SD y PI fue más irregular. Nuevamente, la respiración a cualquier nivel de ruido mantuvo una R100 arriba de 0.95 y una N95 de 26 latidos. Con ruido de electromiografía, ya en 0.4 de nivel de ruido, R100 fue menor a 0.95, en tanto que N95 fue de 26 latidos y subió al doble en el nivel de ruido de 0.8. Si se observa ahora el

efecto de los 60 Hz, al nivel de ruido de 0.4 y 0.8, entonces R100 fue menor a 0.95, N95 fue de 47 latidos en 0.4 y a 0.8 se alcanzó el coeficiente de 0.95 a 70 latidos. Finalmente PI para cualquiera de los tres tipos de ruido fue siempre menor a 0.95, con oscilaciones no relacionadas con los diferentes niveles de ruido.

TABLA 3.3. Resultados de indicadores de distorsión de la señal de MCG materno-fetal con interferencia de ruido por respiración, electromiografía (EMG) y línea de alimentación (60 Hz), a diferentes niveles de intensidad relativa.

Nivel	0	0.1	0.4	0.8
Respiración				
R100	0.998	0.998	0.997	0.994
N95	13	13	15	26
SD	40	40	40	45
PI	0.813	0.803	0.802	0.801
60 Hz				
R100	0.998	0.992	0.962	0.941
N95	13	13	47	70
SD	40	40	40	25
PI	0.813	0.801	0.829	0.805
EMG				
R100	0.998	0.992	0.986	0.948
N95	13	13	26	38
SD	40	40	40	40
PI	0.813	0.810	0.789	0.790

R100 = Coeficiente de correlación (r) con 100 latidos promediados; N95 = Número de latidos promediados en el que $r = 0.95$; SD = Número de latidos promediados en el que la segunda derivada es más próxima a cero; PI = r en el intercepto en Y al proyectar la pendiente de la meseta.

Resultados de la etapa 5

3.5. Medición de la relación S/R en señales de referencia

Los coeficientes de correlación vs relación S/R original en dB, obtenida a 10, 50 y 100 latidos promediados de las tres señales de referencia se muestran en las figuras 3.9. a 3.17. Las señales de referencia fueron contaminadas por las tres fuentes de interferencias por separado, a diferentes niveles que van desde 0.1, con incrementos de 0.1 hasta llegar a 1.0; es decir, la misma magnitud del complejo QRS de referencia. En las figuras, cada proporción de ruido agregado se expresa como relación S/R en decibeles. Considero que estas mediciones pueden ser de gran utilidad, debido a que permiten por una parte anticipar las posibilidades de poder hacer mediciones morfológicas si se conoce la relación S/R de la señal original y por otra el número

óptimo de latidos necesarios para dichas mediciones. Tal situación resulta particularmente útil en el caso de señales de ECG abdominal pues en éstas no es posible tener una señal de referencia. Sin embargo, existe la posibilidad de obtener la relación S/R y compararla con el valor de las gráficas medido en decibeles y así estimar si es posible recuperar su morfología o si es necesario volver a tomar el registro con más cuidado.

En el ECG de adulto, el comportamiento del coeficiente de correlación a diferente número de latidos al incrementar la relación S/R con interferencias por respiración (Figura 3.9.) por 60 Hz (Figura 3.10.) y por electromiografía (Figura 3.11) mostraron una tendencia convergente en 1.0. De esta forma, el valor de los coeficientes aumentó conforme aumentaba la relación S/R. Particularmente en las interferencias por respiración y por electromiografía las correlaciones (r) desde 10 hasta 100 latidos promediados fueron superiores a 0.95, por lo que se asumió que era factible realizar mediciones morfológicas confiables, independientemente de los niveles de ruido. Sin embargo, para obtener mediciones aceptables del PQRST con la interferencia por la línea de alimentación a 60 Hz, se requiere promediar al menos 10 latidos si la relación S/R es de 0 dB, 50 latidos cuando la relación S/R es de -4 dB y al menos 100 complejos cuando la señal tiene una relación de -8.0 dB.

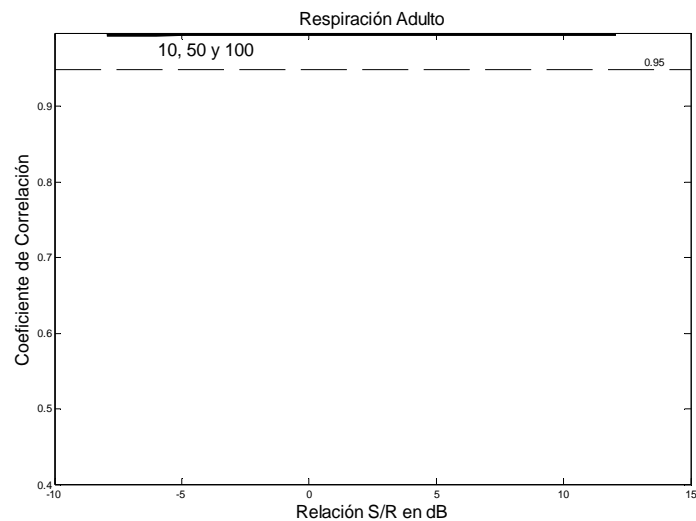


Figura 3.9. Comportamiento del coeficiente de correlación (con respecto a un complejo PQRST patrón) a diferente número de complejos promediados (10, 50 y 100), al incrementar la relación S/R con interferencia en el ECG de adulto debida a oscilaciones por respiración.

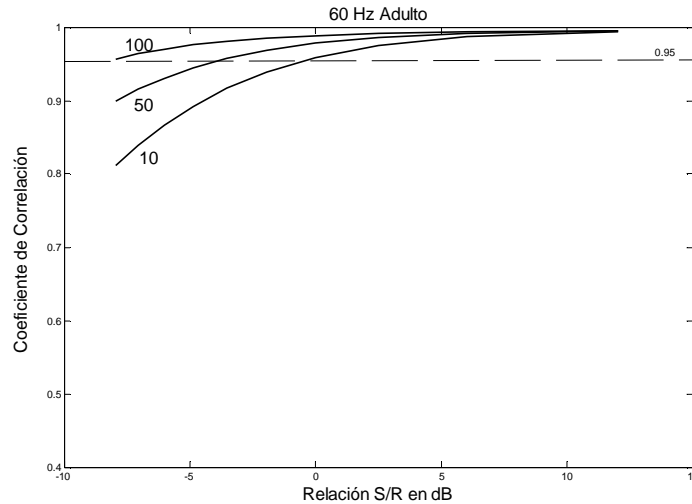


Figura 3.10. Comportamiento del coeficiente de correlación (con respecto a un complejo PQRS patrón) a diferente número de complejos promediados (10, 50 y 100) al incrementar la relación S/R con interferencia en el ECG de adulto por electromiografía.

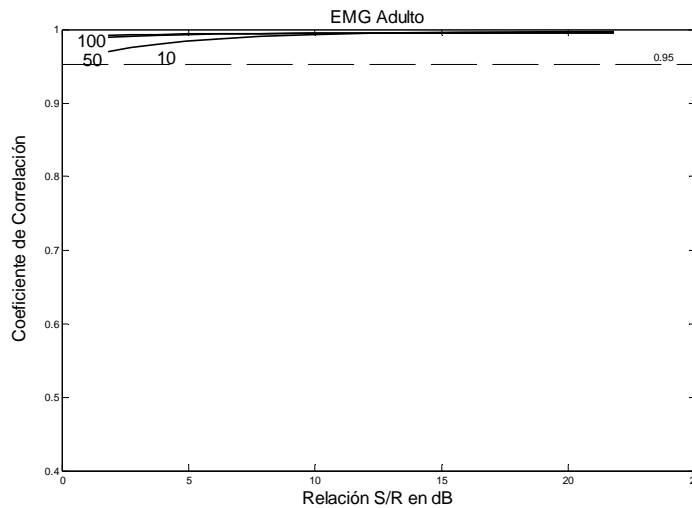


Figura 3.11. Comportamiento del coeficiente de correlación (con respecto a un complejo PQRS patrón) a diferente número de complejos promediados (10, 50 y 100) al incrementar la relación S/R con interferencia en el ECG de adulto por línea de corriente con 60 Hz.

En el ECG del neonato también se observó un comportamiento creciente con convergencia del coeficiente de correlación (r) cuando se mejoraba la relación S/R. De esta manera, las interferencias por respiración (Figura 3.12) y por electromiografía (Figura 3.13) resultaron de relativa facilidad y confiabilidad para hacer mediciones morfológicas con 50 y 100 latidos promediados; sin embargo, para lograr un coeficiente superior a 0.95 con 10 latidos promediados se requirieron señales con una relación S/R de al menos -3 dB para respiración y de 8 dB para electromiografía. En el caso de interferencia con 60 Hz (Figura 3.13) la distorsión del ECG neonatal fue mayor, ya que

para 10, 50 y 100 complejos promediados se necesitó señales con al menos 12 dB, 2 dB y -3 dB de relación S/R, respectivamente.

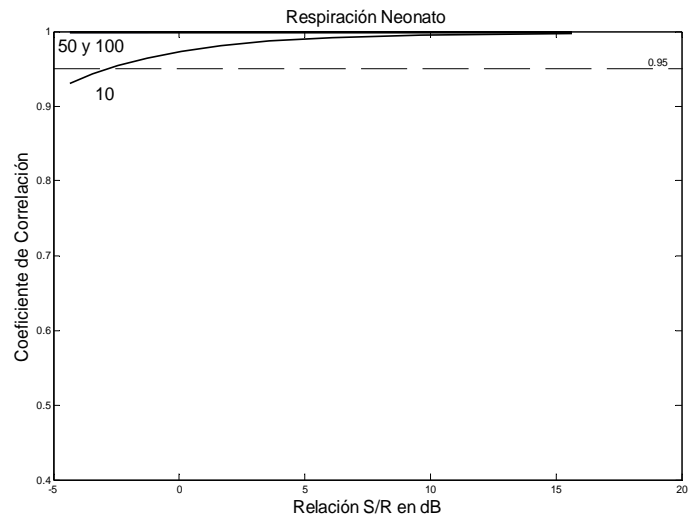


Figura 3.12. Comportamiento del coeficiente de correlación (con respecto a un complejo PQRS patrón) a diferente número de complejos promediados (10, 50 y 100), al incrementar la relación S/R con interferencia en el ECG de neonato, debida a oscilaciones por respiración.

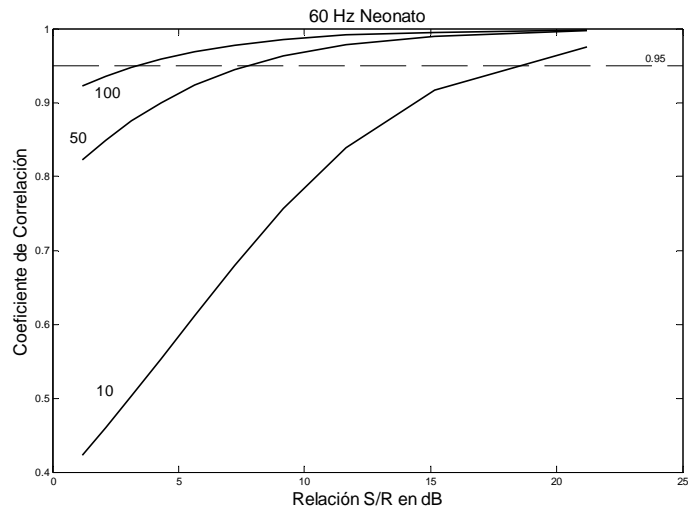


Figura 3.13. Comportamiento del coeficiente de correlación (con respecto a un complejo PQRS patrón) a diferente número de complejos promediados (10, 50 y 100), al incrementar la relación S/R con interferencia en el ECG de neonato, por línea de alimentación a 60 Hz.

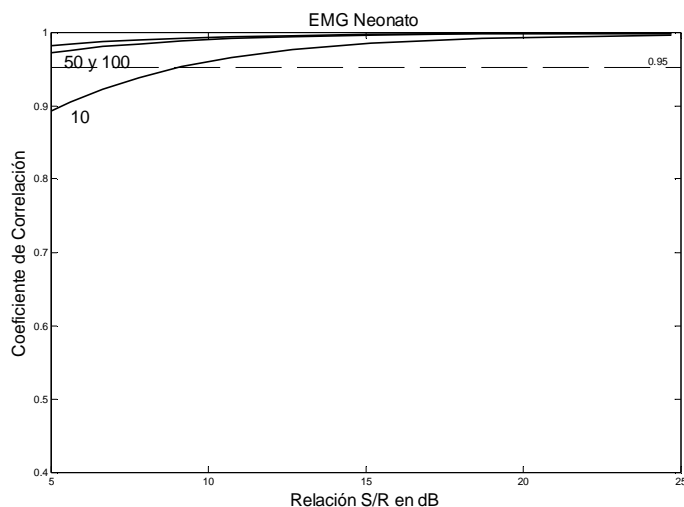


Figura 3.14. Comportamiento del coeficiente de correlación (con respecto a un complejo PQRS patrón) a diferente número de complejos promediados (10, 50 y 100), al incrementar la relación S/R con interferencia en el ECG de neonato, por electromiografía.

Finalmente, los complejos fetales derivados del ECG abdominal fueron las señales que mayor distorsión presentaron en todos los tres tipos de interferencia explorados, respiración (Figura 3.15.), línea de alimentación (Figura 3.16.) y electromiografía (3.17.). De hecho, en ninguna de las interferencias fue posible obtener correlaciones arriba de 0.95 cuando se utilizaron 10 latidos de promediación.

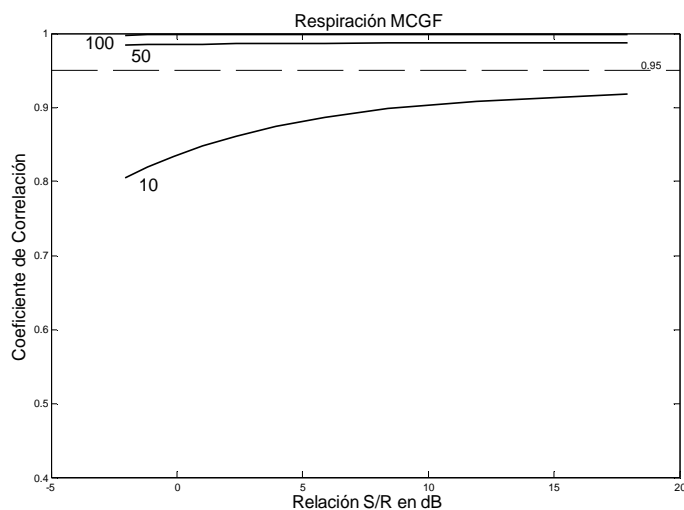


Figura 3.15. Comportamiento del coeficiente de correlación (con respecto a un complejo PQRS patrón) a diferente número de complejos promediados (10, 50 y 100), al incrementar la relación S/R con interferencia en el ECG fetal, debido a oscilaciones por respiración.

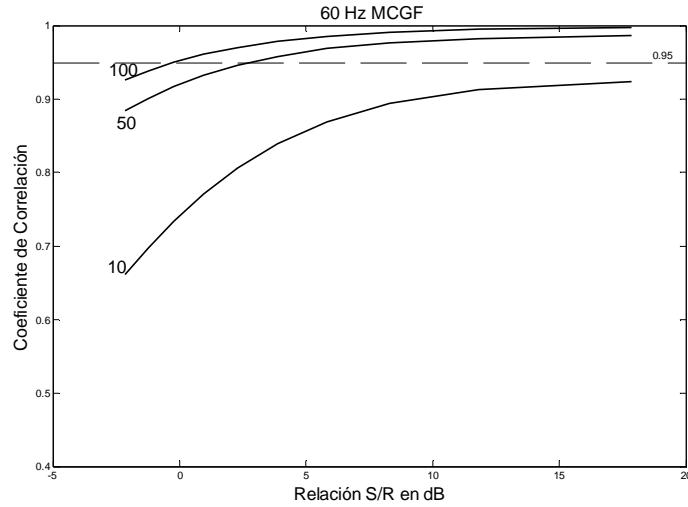


Figura 3.16. Comportamiento del coeficiente de correlación (con respecto a un complejo PQRST patrón) a diferente número de complejos promediados (10, 50 y 100), al incrementar la relación S/R con interferencia en el ECG fetal, debido a interferencia por la línea de alimentación.

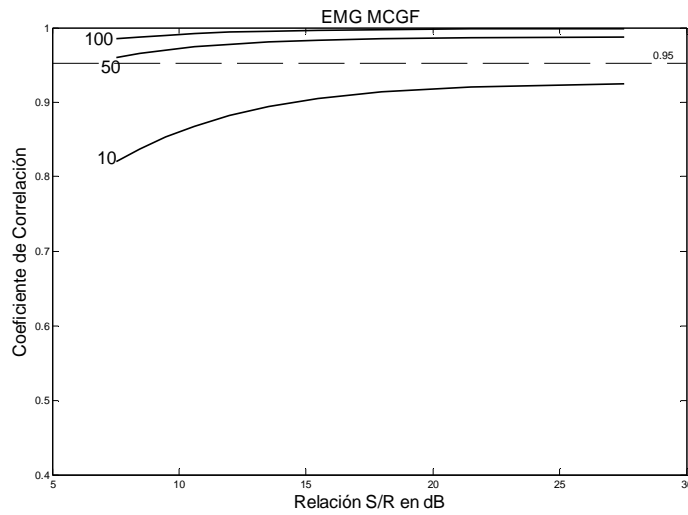


Figura 3.17. Comportamiento del coeficiente de correlación (con respecto a un complejo PQRST patrón) a diferente número de complejos promediados (10, 50 y 100), al incrementar la relación S/R con interferencia en el ECG fetal, debido a interferencia por electromiografía.

Es de notar que la interferencia por línea de alimentación fue la que causó mayor distorsión en el ECG fetal, lo cual se hace evidente por el mayor número de latidos promediados, requeridos para obtener una medición del PQRST aceptable. Así, para señales a 0 y a 2.5 dB se requirieron 100 y 50 latidos promediados, respectivamente.

Resultados de la etapa 6

3.6. Medición de la relación S/R en señales de ECG y análisis morfológico del ECG fetal

En comparación con señales simuladas, existen dos problemas frecuentes de las señales de ECG abdominal reales. En primer lugar, no es posible contar con un patrón fetal PQRST de referencia a partir del cual obtener una estimación del grado de distorsión (coeficiente de correlación entre el complejo actual y el complejo patrón) y, en segundo, particularmente en el ECG fetal derivado del ECG abdominal no son distinguibles todos los componentes de ondas, segmentos e intervalos característicos de la morfología del ECG típico. De hecho, en las señales reales de ECG abdominal que se evaluaron resultó extraordinariamente complicado detectar las ondas P y T fetales de forma automática y consecuentemente los segmentos e intervalos derivados. Por ello, en esta tesis se reportan únicamente los resultados de las mediciones morfológicas del QRS fetal, el cual fue el componente morfológico más confiable para medir.

Cabe señalar que en las señales reales, conforme se aumentaba el número de latidos promediados, se esperaba tener un comportamiento creciente y convergente en la relación S/R, muy similar al del coeficiente de correlación de las señales simuladas, en el que se llegara a un valor máximo, indicando una medición confiable de los parámetros. Tal situación es posible verla en las señales reales de adulto que se muestran en las Figuras 3.18 y 3.19. La primera con únicamente promediación sucesiva sin agregar ningún tipo de interferencia, y la segunda con promediación sucesiva pero cuando a la señal se le agregó interferencia de línea de alimentación en una proporción de 0.4 con respecto a la amplitud del QRS.

Obsérvese como la señal sin ruido (Figura 3.18) presenta un intervalo QRS constante de 76 mseg y con varianza de cero; en tanto que la segunda (Figura 3.19) varió su media (de 74 a 78 mseg) en 4 milisegundos, con una variación relativamente pequeña (de 0 a 2.5 mseg) en la desviación estándar cuando la promediación fue mayor a 50 latidos. Nótese en ésta misma figura con ruido la dificultad para distinguir y medir las ondas P y T y, consecuentemente, los segmentos e intervalos del PQRST.

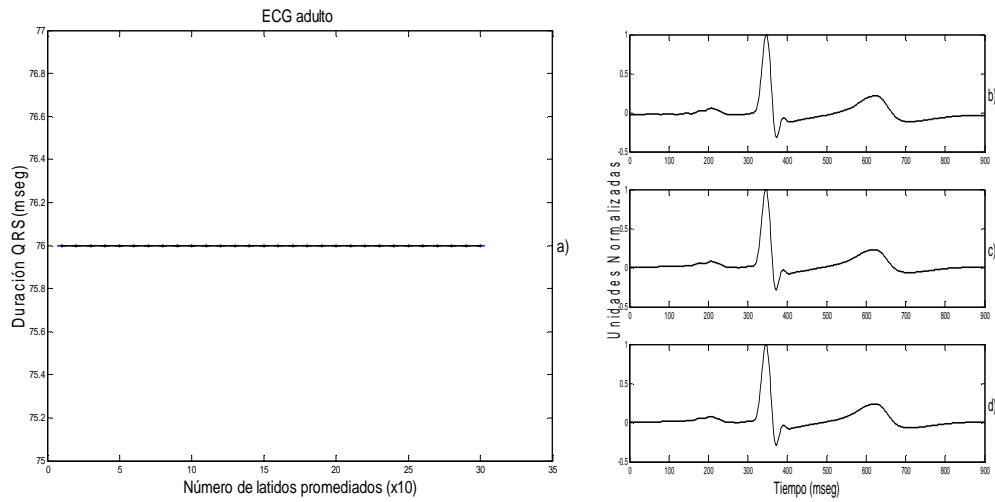


Figura 3.18. (a) Comportamiento en la medición del intervalo QRS (en mseg) de adulto al aumentar el número de latidos promediados en una señal con relación S/R de 12 dB y sin interferencias de ningún tipo. A la derecha aparecen las morfologías (b) patrón, (c) con 100 latidos promediados y (d) con 50 latidos promediados. Nótese la similitud de las morfologías.

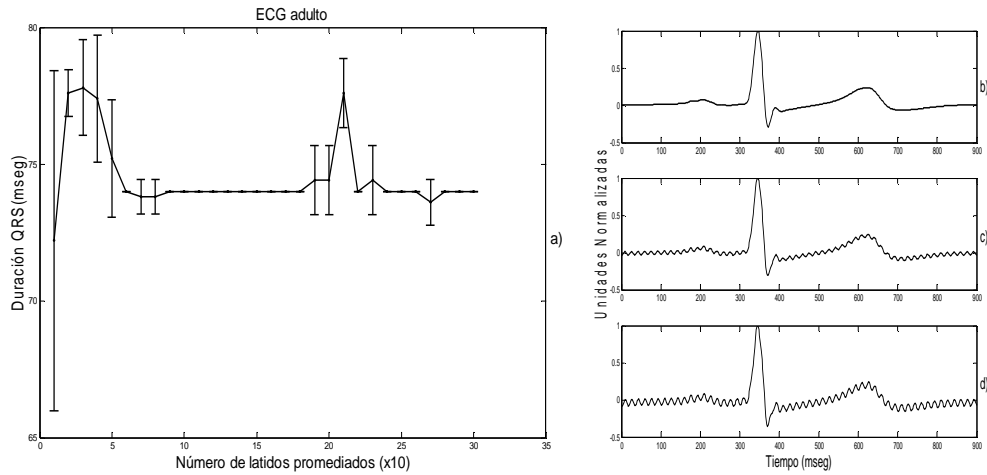


Figura 3.19. (a) Comportamiento en la medición del intervalo QRS del mismo ECG adulto de la Figura 3.6.1 al aumentar el número de latidos promediados, pero ahora con 0.4 de ruido por línea de alimentación (a 60 Hz). A la derecha aparecen las morfologías (b) patrón, (c) con 100 latidos promediados y (d) con 50 latidos promediados.

Las figuras siguientes (3.20 a 3.24) muestran el comportamiento de la duración (en mseg) del QRS fetal con respecto al número de latidos promediados, en cinco señales reales diferentes cuyas relaciones S/R se indican en la Tabla 2.1. Al parecer, y de acuerdo a los resultados en 3.5, las relaciones S/R fetales fueron relativamente altas; sin embargo, estas relaciones no consideran la interferencia por los complejos maternos, además de que es altamente probable que la interferencia principal sea por línea de alimentación y por componentes aleatorios dentro de la misma banda espectral del PQRST.

Los valores en la duración del intervalo QRS en cada figura se indican como media y desviación estándar en ventanas sucesivas de diez latidos hasta terminar de valorar la señal completa en la que suponemos se obtiene la mejor relación S/R. Obsérvese como en todas las señales reales, desde 1 hasta 5 (Figuras 3.20 a Figura 3.24), la definición del intervalo QRS alcanza un valor casi en meseta, similar a la de la señal de ECG adulto, que se asume como el valor óptimo logrado; para las señales fetales analizadas el valor óptimo se logró entre 30 a 60 latidos. Sin embargo, dicho valor puede presentar errores porque aún con 100 latidos promediados los complejos PQRST continúan mostrando interferencias. Llama la atención también que en todas las señales la desviación estándar del intervalo QRS tiende a disminuir paulatinamente, conforme se incrementa el número de latidos promediados. Veamos en particular cada una de las señales (véase Tabla 2.1 para mayor detalle de las características generales de las señales utilizadas):

SEÑAL 1 (Figura 3.20). Con relación S/R original de 8.28 dB se requirieron aproximadamente 30 latidos de promediación para lograr el valor de meseta en el intervalo QRS alrededor de 44 a 48 mseg. Nótese la similitud entre los complejos PQRST a 60 y 100 latidos promediados, la ausencia de onda P y la vaga definición de la onda T.

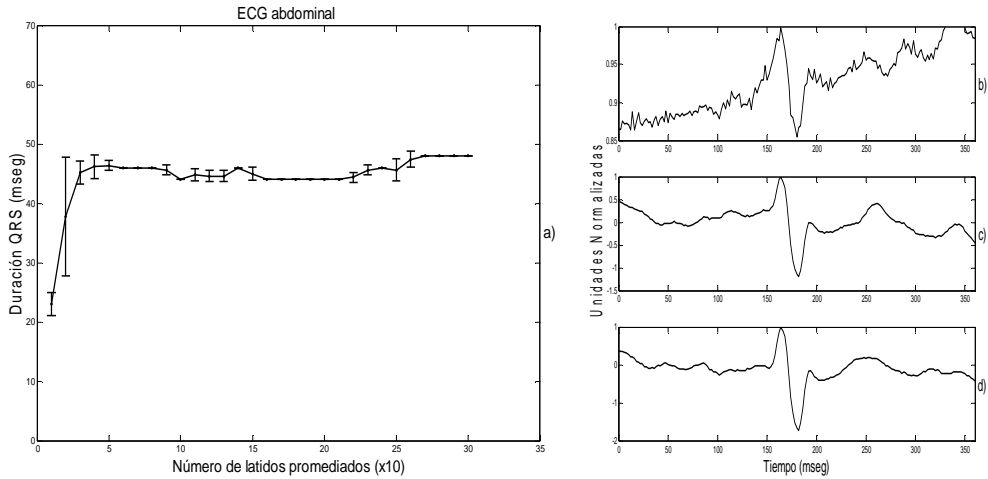


Figura 3.20. (a) Comportamiento de la medición del intervalo QRS fetal de la señal 1 al incrementar el número de latidos promediados. Morfologías del ECG fetal (b) sin promediar, (c) con 30 latidos promediados y (d) con 100 latidos promediados.

SEÑAL 2 (Figura 3.21). Con relación S/R original de 8.79 dB se requirieron aproximadamente 10-20 latidos de promediación para mantener la meseta en el intervalo QRS, cuyo valor promedio se mantuvo relativamente constante y con muy poca varianza. Nótese la similitud de los complejos PQRST fetales con 60 y 100 latidos promediados, la vaga definición de la onda P y ausencia de onda T. El valor de meseta alcanzado para el intervalo QRS fetal está entre 53 y a 65 mseg.

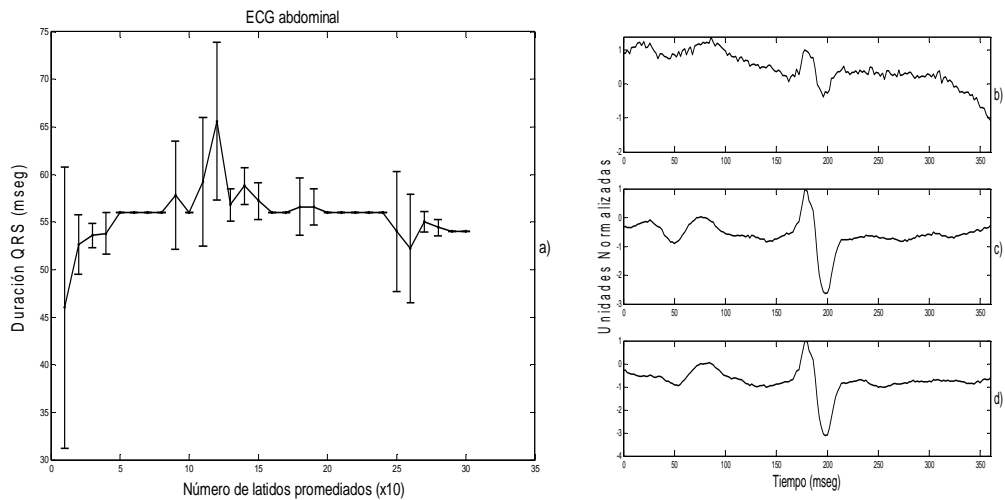


Figura 3.21. (a) Comportamiento de la medición del intervalo QRS fetal de la señal 2 al incrementar el número de latidos promediados. Morfologías del ECG fetal (b) sin promediar, (c) con 60 latidos promediados y (d) con 100 latidos promediados.

SEÑAL 3 (Figura 3.22). Con relación S/R original de 3.24 dB se requirieron aproximadamente 60 latidos de promediación para mantener la meseta en el intervalo QRS, cuyo valor promedio fluctuó entre 42 y 52 mseg y su varianza tendió a disminuir al aumentar el número de latidos promediados. Nótese nuevamente la similitud de los complejos PQRST fetales, la ausencia de onda T y la presencia de interferencias de baja amplitud aún con 100 latidos promediados.

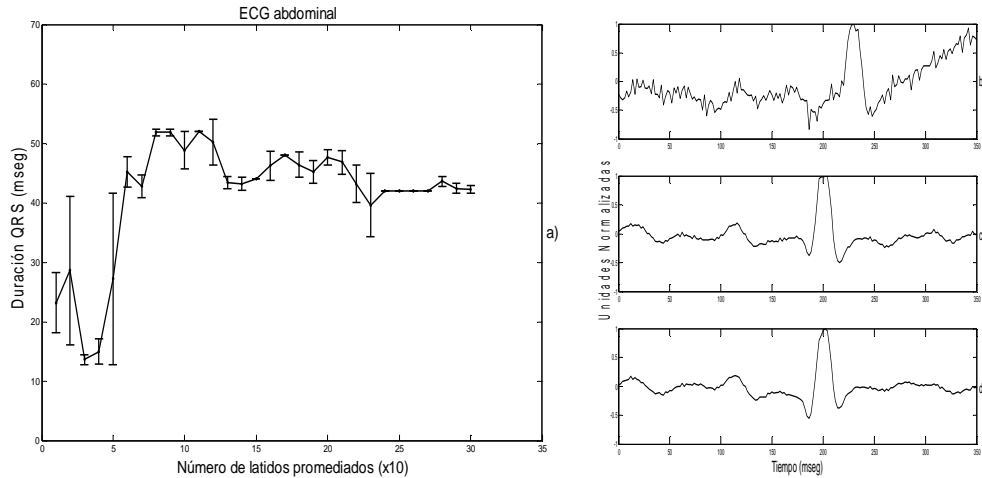


Figura 3.22. (a) Comportamiento de la medición del intervalo QRS fetal de la señal 3 al incrementar el número de latidos promediados. Morfologías del ECG fetal (b) sin promediar, (c) con 60 latidos promediados y (d) con 100 latidos promediados.

SEÑAL 4 (Figura 3.23). Con relación S/R original de 4.92 dB se requirieron aproximadamente 60 latidos de promediación para mantener la meseta en el intervalo QRS, cuyo valor promedio fluctuó entre 40 y 46 mseg y su varianza tendió a oscilar al aumentar el número de latidos promediados. Nótese nuevamente la similitud de los complejos PQRST fetales a 60 y 100 latidos promediados y la ausencia de onda T en ambos.

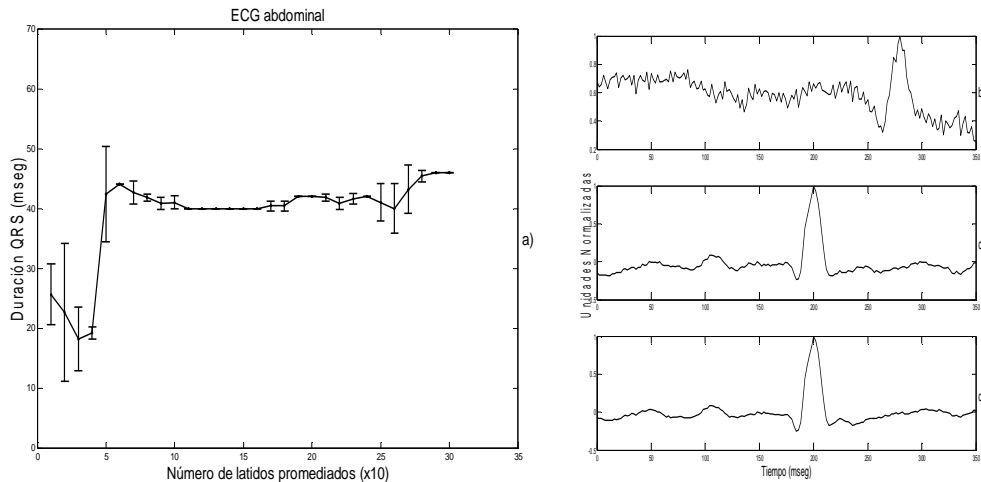


Figura 3.23. (a) Comportamiento de la medición del intervalo QRS fetal de la señal 4 al incrementar el número de latidos promediados. Morfologías del ECG fetal (b) sin promediar, (c) con 60 latidos promediados y (d) con 100 latidos promediados.

SEÑAL 5 (Figura 3.24). Con relación S/R original de 9.97 dB se requirieron aproximadamente 30 latidos de promediación para dar un valor de 30 mseg, pero la media aumentó paulatinamente hasta 42 mseg y su varianza, aunque en menor grado, mostró fluctuaciones al aumentar el número de latidos promediados. Nótese la similitud de los complejos fetales a 30 y 100 latidos promediados, la gran onda P y la ausencia de onda T más evidente a 100 latidos de promediación.

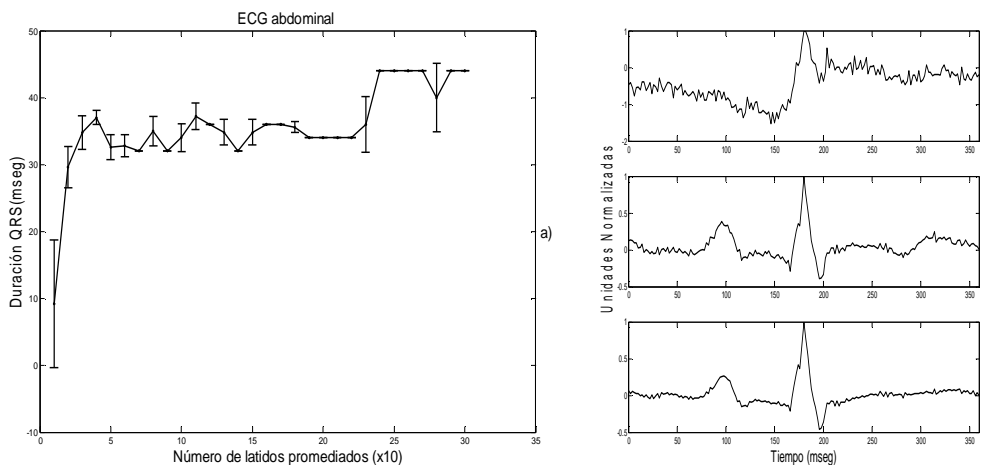


Figura 3.24. (a) Comportamiento de la medición del intervalo QRS fetal de la señal 5 al incrementar el número de latidos promediados. Morfologías del ECG fetal (b) sin promediar, (c) con 30 latidos promediados y (d) con 100 latidos promediados.

CAPITULO IV

DISCUSIÓN Y CONCLUSIÓN

4.1 Discusión

Al igual que en esta investigación, algunos autores han reportado mediciones morfológicas del ECG fetal y MCG fetal obtenidos por medio de la técnica de promediación; sin embargo, ellos no han considerado el tipo y el nivel de ruido [11,14]. Comúnmente estos autores promedian 100 o más complejos PQRST, sin que el número óptimo de promediaciones haya sido completamente definido. No existe una verdadera explicación del porque utilizar 100 o más o tal vez menos ya que si se promedian pocos complejos se puede tener una gran imprecisión en la medición morfológica o en caso contrario tener una pérdida transitoria de información al excederse en el número de complejos utilizados. Aunque conocer la naturaleza de la señal es importante, de acuerdo con los resultados de la presente tesis, se considera que el número de complejos a promediar no puede ser predeterminado pues dependería claramente del nivel y tipo de interferencia de ruido.

Claramente, el número de latidos promediados necesarios para recuperar la forma de onda PQRST debe aumentar para niveles de ruido altos, sin perder de vista el tipo de ruido como se ha reportado en [9]. Con respecto a las fuentes de ruido, el efecto sobre la forma de onda PQRST fue diferente para cada uno, a pesar de valores altos de r que se alcanzaron con un número particular de latidos promediados. Esto indica que la forma de onda buscada puede ser obtenida después de promediar un número diferente de latidos, el cual depende del tipo de ruido. Por ejemplo, la señal F (fetal) contaminada con un nivel de 0.4, requirió de 28 latidos promediados para obtener una morfología conveniente ($r^2 > 0.9$); con respecto a la respiración, 42 latidos promediados para EMG, mientras que para la interferencia de 60 Hz fue necesario promediar un número mayor a 111 latidos.

La naturaleza de la señal también tendrá que ser considerada, como es el caso de la señal fetal en donde fue necesario promediar más latidos en comparación con la señal de adulto e incluso del neonato. Por ejemplo en las tres señales de referencia contaminadas con ruido de 60 Hz a un alto nivel de amplitud (i.e. 0.4), para obtener una morfología adecuada ($r^2 > 0.9$) fue necesario promediar 10, 58 y 111 latidos para el ECG

del adulto, del neonato y el fetal, respectivamente. Esto puede estar relacionado con las características distintivas de las señales fetales tal como la relación S/R y su contenido en frecuencia más cercano a los 60 Hz, siendo más alto que lo reportado en adultos [29,30].

En esta tesis también se introduce una forma de analizar las señales abdominales para establecer si es o no conveniente estudiarlas por promediación de acuerdo a la relación S/R original de la señal. Así, se encuentra que para ciertos valores de ésta relación, las características de las interferencias y la naturaleza de la señal parece ser posible determinar a priori la factibilidad de obtener un complejo PQRST promediado confiable para poder realizar un análisis morfológico. La utilidad de esto radica en señalar la necesidad de prestar mayor atención a las condiciones empleadas para la adquisición de registros electrocardiográficos, ya que las mismas podrían definitivamente imposibilitar el análisis morfológico a partir de una cancelación de interferencias con la técnica de promediación.

Cabe mencionar que la mayoría de la literatura consultada en esta tesis hace énfasis en la detección de la forma de onda PQRST para la medición de parámetros morfológicos sin tomar en cuenta las condiciones o la relación S/R original de las señales involucradas, asumiendo entonces que los métodos de procesamiento de señales podrán eliminar todo tipo de interferencias.

En la actual tesis, para la medición de los parámetros morfológicos de las señales abdominales se esperaba tener un comportamiento similar al del coeficiente de correlación en función al número de latidos promediados estudiado en las señales simuladas. Es decir, al observar la evolución del parámetro con respecto a la promediación se podría identificar la presencia de un crecimiento y convergencia del mismo. Esto indicaría la posibilidad de obtener una medición confiable del parámetro como consecuencia de una adecuada cancelación de interferencias con la técnica de promediación. Los resultados de esta tesis confirmaron esta posibilidad para el parámetro QRS que es convencionalmente explorado en un análisis morfológico, ya que los valores de este intervalo fetal, obtenidos en esta tesis, coinciden con los reportados por otros autores [14,21,24], quienes encuentran valores de duración del QRS entre 36 y 54 mseg, para fetos de 20 a 40 semanas de gestación. Para otros parámetros se considera que esto no fue factible debido a la ambigüedad y limitaciones del procedimiento para la detección de las ondas P y T. Por ejemplo, se ha reportado que hasta en un 70% de los registros de magnetocardiografía fetal no es posible realizar una adecuada detección del

inicio y terminación de dichas ondas, dificultando de esta manera la medición de los parámetros morfológicos asociados [14,21,35,36].

Otra característica importante que influye en la medición de los parámetros morfológicos es la etapa de gestación en la que se registran las señales, ya que a mayor edad gestacional la calidad de las mismas mejora, debido probablemente al aumento de la masa muscular del corazón.

Limitaciones

Podría argumentarse que el coeficiente de correlación presenta limitaciones para mostrar similitudes morfológicas entre los patrones y complejos estudiados. Estas se relacionan con el hecho de que dicho coeficiente sólo puede exhibir un comportamiento lineal entre las variables, de manera que es difícil encontrar la presencia de sesgos en amplitud entre las variables. Sin embargo, es posible asumir que para ciertos parámetros morfológicos del ECGF, principalmente los relacionados con la duración de los eventos (ondas, segmentos e intervalos), la presencia de sesgos en amplitud no debe afectar la cuantificación de dichos parámetros. De cualquier manera sería favorable para exploraciones futuras evaluar otros métodos para la comparación de morfologías, tales como las primitivas de Nalwa [34].

Por otra parte es importante señalar las limitaciones propias de la promediación hacen perder información valiosa. Es decir, las variaciones latido a latido, en la duración de cada evento electrocardiográfico, no se reflejan en los valores promediados, no obstante que estas variaciones pueden ser de gran utilidad con fines diagnósticos. Estas variaciones latido a latido pueden acontecer en condiciones normales como la arritmia sinusal respiratoria o anormales como las observadas en bloqueos aurículo-ventriculares y en bloqueos de rama.

4.2 Conclusión

Los resultados sugieren que para el desarrollo del análisis morfológico de la forma de onda PQRST, el tipo y nivel de ruido así como la naturaleza de la señal deben ser considerados para definir un número adecuado de latidos a promediar. Por otra parte, el ruido de 60 Hz debido a que puede ser considerado como determinista y con contenido en frecuencia que podría estar más cercano a las señales analizadas resultó ser la interferencia que mayor distorsión ocasionó sobre la morfología, en particular para la señal F. Una vez sabiendo la dificultad para eliminar este tipo de interferencia de la misma, se recomienda tener cuidado desde la adquisición del ECG abdominal para procurar evitarla, además de realizar un pre-procesamiento que elimine los complejos maternos.

Es posible realizar mediciones morfológicas en el ECGF de forma semiautomática tomando en cuenta los resultados propuestos en esta tesis quedando esta investigación como una base para seguir explorando nuevas alternativas (diferentes técnicas para la eliminación de interferencias).

En la justificación de esta tesis se planteó que la promediación de complejos para resolver la baja relación S/R del ECGF ha sido incompleta en estudios previos, debido a dos posibles razones. Por un lado se propuso que dicha técnica podría ser inadecuada para cancelar las diferentes fuentes de interferencia. Los resultados de esta tesis parecen confirmar esta afirmación puesto que para interferencias de tipo determinista y con contenido en frecuencia similar a la señal de interés, la técnica muestra un desempeño favorable en la cancelación solamente cuando el nivel de las mismas es relativamente bajo. Por otro lado, se sugirió que, en dichos estudios, el número de latidos promediados no necesariamente ha sido el adecuado. Nuevamente los resultados de la tesis apoyan en esta dirección ya que el número depende de la naturaleza de la señal, así como del nivel y tipo de ruido. De esta manera no es posible definir a priori un número óptimo de latidos y es conveniente adoptar esquemas como los aquí propuestos para encontrar un número adecuado de promediaciones de acuerdo a las características particulares de las señales de interés.

APÉNDICE A

Procesamiento Digital de Señales (fundamentos teóricos)

En este apéndice se presentarán algunos fundamentos teóricos sobre procesamiento digital de señales, que son relevantes para el desarrollo de la presente tesis. La siguiente información fue obtenida a partir de Proakis y Monolakis [31].

A.1 Señales

Una señal se define como una cantidad física que varía con el tiempo, el espacio o cualquier otra variable o variables independientes. Matemáticamente, describimos una señal como una función de una o más variables independientes. Por ejemplo, las funciones

$$s_1(t) = 5t \quad (\text{A.1.1})$$

$$s_2(t) = 20t^2$$

Describen dos señales, una que varía linealmente con la variable independiente t (tiempo) y una segunda que varía cuadráticamente con t . Como otro ejemplo considere la función

$$s(x,y) = 3x + 2xy + 10y^2 \quad (\text{A.1.2})$$

ésta función describe una señal con dos variables independientes x e y que puede representar las coordenadas espaciales en un plano.

Las señales descritas en (A.1.1) y (A.1.2) pertenecen a la clase de señales que quedan perfectamente definidas especificando la dependencia funcional con la variable independiente. Sin embargo, existen casos en los que dicha relación funcional es desconocida o demasiado complicada como para tener utilidad práctica.

Por ejemplo, una señal de voz no se puede describir funcionalmente mediante expresiones como (A.1.1). En general, un segmento de voz puede representarse con un

alto grado de exactitud como la suma de varias sinusoides de diferentes amplitudes y frecuencias, esto es, como

$$\sum_{i=1}^N A_i(t) \text{sen}[2\pi F_i(t)t + \theta_i(t)] \quad (\text{A.1.3})$$

donde $\{A_i(t)\}$, $\{F_i(t)\}$, y $\{\theta_i(t)\}$ son conjuntos (probablemente variables con el tiempo) de amplitudes, frecuencias y fases, respectivamente, de las sinusoides. De hecho, una manera de interpretar la información o el mensaje contenido en un segmento corto de una señal de voz es medir las amplitudes, frecuencias y fases contenidas en el segmento corto de la señal.

Otro ejemplo de señal natural es el electrocardiograma (ECG), la cual proporciona información sobre la actividad eléctrica del corazón. De forma similar, un electroencefalograma proporciona información sobre la actividad eléctrica cerebral.

Las señales de voz, los electrocardiogramas y los electroencefalogramas son ejemplos de señales que llevan información y que varían como funciones de una única variable independiente, el tiempo. Una imagen constituye un ejemplo de señal que varía con dos variables independientes. Las dos variables independientes en este caso son las coordenadas espaciales. Estos son unos pocos ejemplos del incontable número de señales naturales que se pueden encontrar en la práctica.

Asociados a las señales naturales se encuentran los medios con los que se generan. Por ejemplo, las señales de voz se generan al forzar el paso del aire a través de las cuerdas vocales. Las imágenes se obtiene exponiendo película fotográfica ante un paisaje u objeto. Por lo tanto, la forma en la que se generan las señales se encuentran asociada con un sistema que responde ante un estímulo o fuerza. En una señal de voz, el sistema está constituido por las cuerdas vocales y el tracto bucal, también cavidad bucal. El estímulo en combinación con el sistema se llama fuente de señal. Por lo tanto, tenemos fuentes de voz, de imágenes y otros tipos de señal.

Un sistema se puede definir también como un dispositivo físico que realiza una operación sobre una señal. Por ejemplo, un filtro que se usa para reducir el ruido y las interferencias que corrompen la señal conteniendo la información deseada se denomina sistema. En este caso, el filtro realiza algunas operaciones sobre la señal, cuyo efecto es reducir (filtrar) el ruido y la interferencia presentes en la señal deseada.

Cuando pasamos una señal a través de un sistema, como en el caso del filtrado, decimos que hemos procesado la señal. En este caso, el procesado de la señal implica la separación de la señal deseada del ruido y la interferencia. En general, el sistema se caracteriza por el tipo de operación que realiza sobre la señal. Por ejemplo, si la operación es lineal, el sistema se denomina lineal, si la operación es no lineal, el sistema se dice no lineal. Tales operaciones se denominan habitualmente como procesado de señal.

Para nuestros fines, es conveniente ampliar la definición de sistema para incluir no sólo dispositivos físicos, sino también realizaciones software de operaciones sobre una señal. En el procesado digital de señales en un sistema de cómputo, las tareas realizadas sobre una señal constan de varias operaciones matemáticas especificadas por un programa. En este caso, el programa representa una implementación del sistema en software. Así, tenemos un sistema realizado en una computadora mediante operaciones matemáticas, es decir, tenemos un sistema de procesado digital de señales realizado en software. Por ejemplo, se puede programar un ordenador digital para hacer filtrado lineal. Alternativamente, el procesado digital de señales se puede efectuar mediante hardware digital (circuitos lógicos) configurado para ejecutar las operaciones deseadas especificadas. En tal realización, tenemos un dispositivo físico que realiza las operaciones especificadas. En un sentido más amplio, un sistema digital se puede

implementar como una combinación de hardware digital y software, cada uno de los cuales desempeña su propio conjunto de funciones.

A.1.1 Elementos básicos de un sistema de procesamiento digital de señales

La mayor parte de las señales que aparecen en los ámbitos de la ciencia y la ingeniería son de naturaleza analógica, es decir, las señales son funciones de una variable continua, como el tiempo o el espacio, y normalmente toman valores en un rango continuo. Tales señales pueden ser procesadas directamente por sistemas analógicos adecuados (como filtros o analizadores de frecuencia) o multiplicadores de frecuencia con el propósito de cambiar sus características o extraer cualquier información deseada. En tal caso, decimos que la señal ha sido procesada directamente en forma analógica, como se ilustra en la Fig. A.1 Tanto la señal de entrada como la señal de salida están en forma analógica.

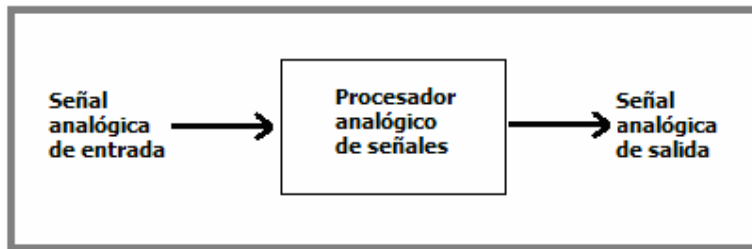


Figura A.1 Procesador de señales analógicas

El procesamiento digital de señales proporciona un método alternativo para procesar una señal analógica, como se ilustra en la Fig. A.2. Para realizar el procesamiento digitalmente, se necesita una interfaz entre la señal analógica y el procesador digital. Este interfaz se denomina convertidor analógico-digital (A/D). La salida del convertidor analógico-digital es una señal adecuada como entrada al procesador digital.

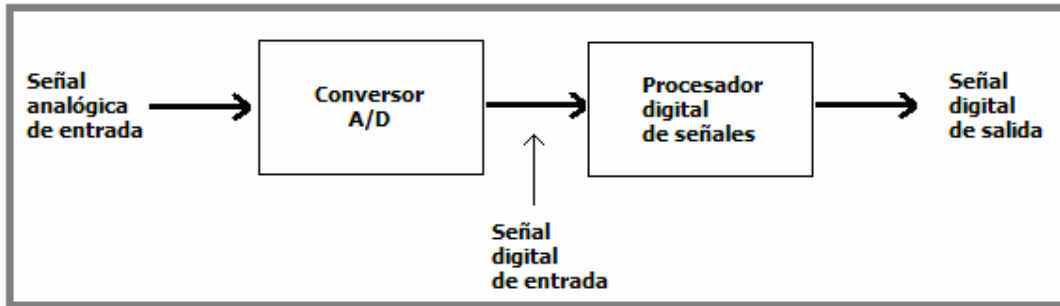


Figura A.2 Procesado digital de la señal.

A.2 Técnica de promediación

La siguiente información fue obtenida a partir de Proakis JG y Monolakis DG [31] y de Bronzino JD [32].

El filtrado tradicional se realiza cuando el contenido en frecuencia de la señal y el ruido se traslapan. Cuando el ancho de banda del ruido es completamente separado del ancho de banda de la señal, el ruido puede ser disminuido fácilmente por medio de un filtro lineal. Por otra parte, cuando el ancho de banda de la señal y del ruido se traslapan y la amplitud del ruido es bastante seria como para corromper la señal puede utilizarse un filtro tradicional diseñado para cancelar el ruido pero también puede cancelar la señal o por lo menos la distorsionará.

Un ejemplo típico es la detección de potenciales ventriculares tardíos (VLP) en las señales de ECG. Estos potenciales son muy pequeños en amplitud y son comparados con el ruido superpuesto sobre la señal que también se refiere al contenido en frecuencia. En tales casos, un incremento en la relación S/R puede ser conseguido sobre la base de las diferentes propiedades estáticas de la señal y el ruido.

Cuando las repeticiones de la señal sean idénticas en cada iteración, la técnica de promediación puede resolver problemas como es la cancelación de interferencias de la señal. Esta técnica suma un conjunto de épocas temporales de la señal junto con el ruido superpuesto. Si las épocas del tiempo se alinean correctamente a través de un reconocimiento eficiente del punto del disparador, la forma de onda de la señal se suma directamente al mismo tiempo. Si la señal y el ruido son caracterizados por las siguientes propiedades estáticas:

1.- Todas las épocas de la señal contienen un componente de señal determinista $x(n)$ que no varía para todas las épocas.

2.- El ruido superpuesto $w(n)$ es un proceso estacionario de banda ancha con media cero y varianza σ^2 de modo que

$$\begin{aligned} E[w(n)] &= 0 \\ E[w^2(n)] &= \sigma^2 \end{aligned} \tag{A.2.1}$$

3.- La señal $x(n)$ y el ruido $w(n)$ no son correlacionados de modo que el registro de la señal $y(n)$ en el número de iteración puede ser expresado como

$$y(n)_i = x(n) + w_i(n) \tag{A.2.2}$$

Entonces el producto del proceso promediado y_t es:

$$y_t(n) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_i = x(n) + \sum_{i=1}^N w_i(n) \tag{A.2.3}$$

El término ruido es un estimado de la media del promedio de N realizaciones. Tal que una promediación es una nueva variable aleatoria que tiene la misma media de la suma de los términos (cero en este caso) y el cual tiene una varianza σ^2/N . El efecto de un procedimiento de promediación coherente es mantener la amplitud de la señal y reducir la varianza del ruido por un factor de N . Evaluando SNR:

$$\text{SNR} = \text{SNR}_i \cdot \sqrt{N} \tag{A.2.4}$$

Así la señal promediada aumentará el valor de SNR por un factor de \sqrt{N} en valores rms.

Un procedimiento de promediación puede ser visto como un proceso de filtrado digital, y las características de la frecuencia pueden ser investigadas a través de la transformada z .

$$H(z) = \frac{1 + z^{-h} + z^{-2h} + \dots + z^{-(N-1)h}}{N} \quad (\text{A.2.5})$$

donde N es el número de elementos en la promediación, y h es el número de muestras en cada respuesta. Una expresión alternativa de $H(z)$ es

$$H(z) = \frac{1}{N} \frac{1 - z^{-Nh}}{1 - z^{-h}} \quad (\text{A.2.6})$$

Esto es un promedio móvil de un filtro pasa bajas, donde la salida es una función de un valor precedente con un retraso de h muestras. En la práctica, el filtro no opera sobre la secuencia de tiempo sino en la secuencia de barrido sobre muestras correspondientes.

La respuesta en frecuencia del filtro se muestra en la figura A.3 para valores diferentes del parámetro N . En este caso, la frecuencia de muestreo f_s es la frecuencia de repeticiones de los barridos, y nosotros podemos asumir que es 1 sin pérdida de generalidad. La respuesta en frecuencia es caracterizada por un primer lóbulo con el primer cero correspondiente para $f=1/N$ y lóbulos secundarios sucesivos separados por ceros en intervalos $1/N$. El ancho de banda de cada diente disminuye, así como la amplitud de los lóbulos secundarios cuando N , el número de barridos, se incrementa.

La señal deseada es un barrido invariante, y se verá afectada por el filtro, mientras que el ruido de banda ancha será disminuido. Algunas fugas de energía del ruido toman lugar en el centro de los lóbulos laterales y por lo tanto son de frecuencia cero. Bajo la hipótesis de que el ruido es un proceso estacionario de media cero, el componente de corriente directa no tiene efecto y la disminución de la amplitud de los lóbulos laterales implica que el efecto de fuga no será relevante para las altas frecuencias. Esto es importante para recalcar que la filtración media es basada sobre la hipótesis de distribución del ruido de banda ancha y la falta de correlación entre la señal y el ruido. Desafortunadamente esta suposición no siempre es comprobada en señales biológicas. Por ejemplo la suposición de independencia del EEG y los potenciales evocados pueden no ser completamente realistas. Además se debe prestar mucha atención a los barridos, ya que pequeñas faltas de alineación llevarán a un efecto de filtro pasa bajas del resultado final.

Ejemplo

Como se mencionó anteriormente, uno de los campos en el cual es empleada la técnica de promediación de señales es la evaluación en la respuesta de los potenciales evocados cerebrales después de una estimulación sensorial. La figura A.4 muestra un registro del cuero cabelludo EEG de un sujeto normal después de una estimulación somatosensorial liberada en el momento $t=0$. Los potenciales evocados ($N = 1$) no son visibles porque se ocultan en el fondo del EEG (panel superior). En los paneles sucesivos son los mismos potenciales evocados después de un número diferente de promediaciones de los barridos correspondientes a la respuesta de las frecuencias, como se muestra en la figura A.4. Conforme N aumenta SNR mejora por un factor \sqrt{N} , y la morfología de los potenciales evocados llega a ser más reconocible mientras que la contribución del EEG es notablemente disminuida. De esta manera es fácil evaluar índices cuantitativos de interés clínico como la amplitud y latencia de las ondas relevantes.

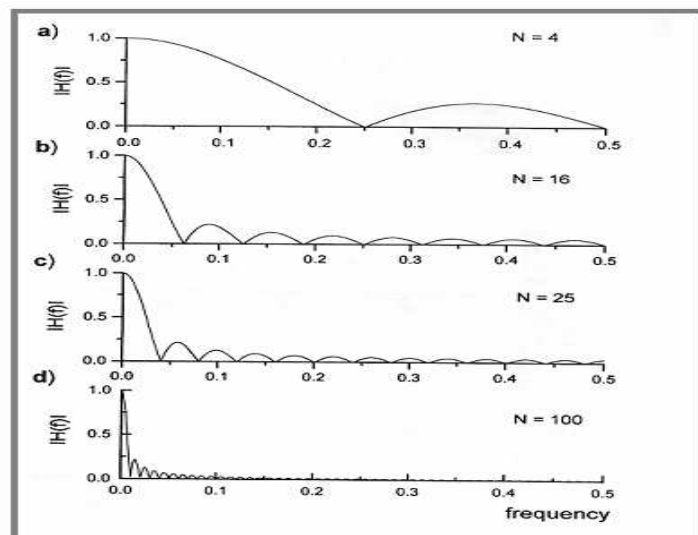


Figura A.3 Respuesta de una frecuencia equivalente para el procedimiento de promediación de señales para diferentes valores de N .

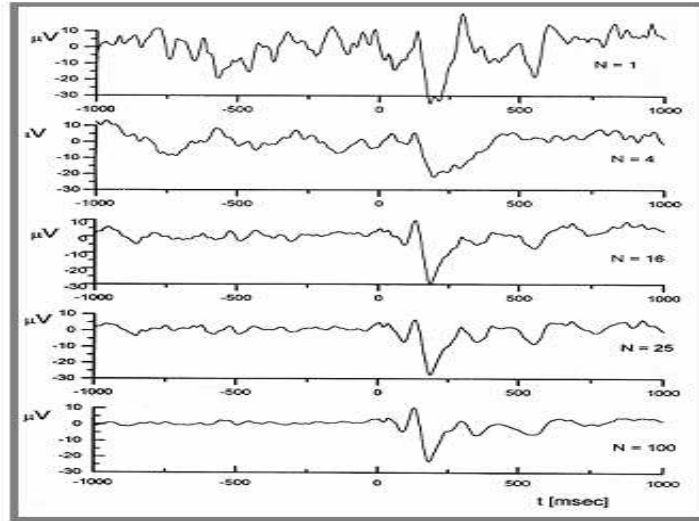


Figura A.4 Potenciales evocados (EP) por la técnica de promediación. El número de promediaciones reduce el ruido progresivamente por un incremento en N

A.3 Análisis espectral

Este es un método tradicional de análisis de frecuencia basado sobre la transformada de Fourier que puede ser evaluada fácilmente a través del algoritmo de la transformada rápida de Fourier (FFT). La expresión de la densidad espectral de potencia (PSD) como función de la frecuencia $P(f)$ puede ser obtenida directamente de la serie de tiempo $y(n)$ usando la expresión del periodograma

$$P(f) = \frac{1}{T_s} \left| T_s \sum_{k=0}^{N-1} y(k) e^{-j2\pi k T_s f} \right|^2 = \frac{1}{N T_s} |Y(f)|^2 \quad (\text{A.3.1})$$

donde T_s es el periodo de muestreo, N es el número de muestras y $Y(f)$ es la transformada discreta de Fourier de $y(n)$.

Sobre la base del teorema de Winer-Khintchin, PSD también es obtenido en dos pasos de la FFT de la función de autocorrelación $R_{yy}(k)$ de la señal, donde $R_{yy}(k)$ es estimada por medio de la siguiente expresión:

$$\hat{R}_{yy}(k) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-k-1} y(i) y^*(i+k) \quad (\text{A.3.2})$$

donde $*$ está denotando el complejo conjugado. Así, PSD se expresa como

$$P(f) = T_s \sum_{k=-N}^N R_{yy}(k) e^{-j2\pi f k T_s} \quad (\text{A.4.3})$$

de acuerdo con las estimaciones de retraso $\hat{R}_{yy}(k)$ donde $-(1/2T_s) \leq (1/2T_s)$

El método de Fourier es el método que se utilizó para algunos estudios en esta tesis. Métodos basados en la FFT son extensamente utilizados para aplicaciones sencillas, que requieren rapidez computacional e interpretación directa de resultados. Los parámetros cuantitativos son obtenidos para evaluar el poder de contribución en diferentes bandas de frecuencias, lo cual se logra al dividir los ejes de frecuencia en rangos de interés y por integración del PSD en tales intervalos. El área bajo ésta porción del espectro es la fracción de la varianza total de la señal debido a las frecuencias específicas. Sin embargo, la función de autocorrelación y la transformada de Fourier son teóricamente definidas sobre secuencias de datos infinitas. Así, los errores son introducidos por la necesidad de operar sobre archivos de datos finitos para obtener funciones reales. Además, para poner datos finitos es necesario hacer suposiciones, algunas veces no realistas acerca de la salida de los datos en la ventana registrada; ya que comúnmente estos son considerados como cero fuera de la ventana. Así, el ventaneo rectangular está implícito en los datos resultantes, generando una fuga espectral en PSD. Diversas ventanas que se conectan suavemente con las muestras laterales a cero son a menudo más usadas para resolver este problema, incluso se puede introducir una reducción en la resolución de la frecuencia. Además, el estimador de la señal de PSD no es estáticamente estable y diferentes técnicas son necesarias para mejorar el desempeño estadístico. Existen diferentes métodos que han sido descritos en la literatura, así se mencionan los métodos de Dariell (1946), de Bartlett (1948), y de Welch (1970).

A.4 Coeficiente de Correlación y Coeficiente de determinación

La siguiente información fue obtenida de Saunders BD, Trapp RG [25]

A.4.1 Coeficiente de correlación

El coeficiente de correlación de Pearson (r) es una medida de la relación lineal entre dos variables medidas en una escala numérica.

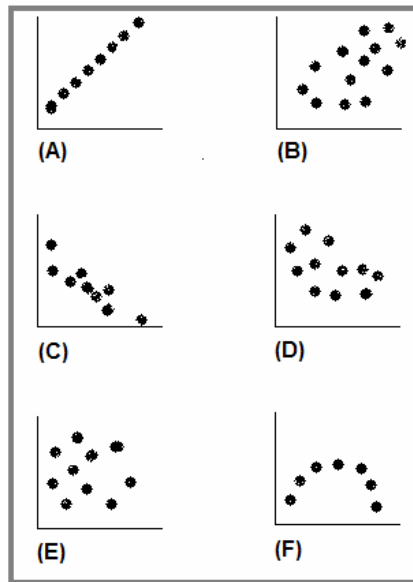


Figura A.5. Gráficas de puntos dispersos (A) $r=+1.0$ (B) $r\approx-0.7$. (C) $r\approx-0.9$. (D) $r\approx-0.4$. (E) $r\approx 0.0$ (F) $r\approx 0.0$.

La figura A.5 ilustra varias gráficas de dispersión hipotéticas de datos para demostrar la relación entre el tamaño del coeficiente de correlación r y la forma de gráfica. Cuando la correlación casi no existe, como en la figura A.5E, el patrón de dispersión de los puntos graficados es en cierta forma circular. Cuando hay un grado pequeño de relación, lo más probable es que el patrón de dispersión de los datos sea oval, como en las figuras A.5D y A.5B. Cuando el valor de la correlación se aproxima a $+1$ o -1 como en la figura A.5C la gráfica de los datos tiene una forma alargada y estrecha, con mínima dispersión; en tanto que exactamente en $+1$ y -1 , las observaciones caen directamente en una línea, como en la figura A.5A.

La gráfica de la figura A.5F ilustra una situación donde hay una relación importante, pero ésta no es lineal. Por ejemplo, con temperaturas menores de 10 a 15°C , una fibra nerviosa fría genera pocos impulsos; conforme la temperatura aumenta, el número de

impulsos por segundo también aumenta hasta que la temperatura alcanza alrededor de 25°C. Si la temperatura sigue en aumento, el número de impulsos por segundo decrece hasta que cesa de 40 a 45°C. Sin embargo, el coeficiente de correlación r sólo mide una relación lineal y en esta situación tiene un valor próximo a cero.

La ecuación del coeficiente de correlación puede ser expresado como:

$$r_{x,y} = \frac{\sum (X - \bar{X})(Y - \bar{Y})}{\sqrt{\sum (X - \bar{X})^2} \sqrt{\sum (Y - \bar{Y})^2}} \quad (\text{A.5.1})$$

A.4.1 Coeficiente de determinación

El coeficiente de correlación puede elevarse al cuadrado para formar la medida estadística llamada coeficiente de determinación. Supongamos que el coeficiente de determinación de un conjunto de datos es $(0.91)^2$ o 0.83; este resultado significaría que se tiene un 83% de confiabilidad en la correlación lineal r , o que el 83% de los cambios en una variable se pueden explicar por los cambios en la otra.

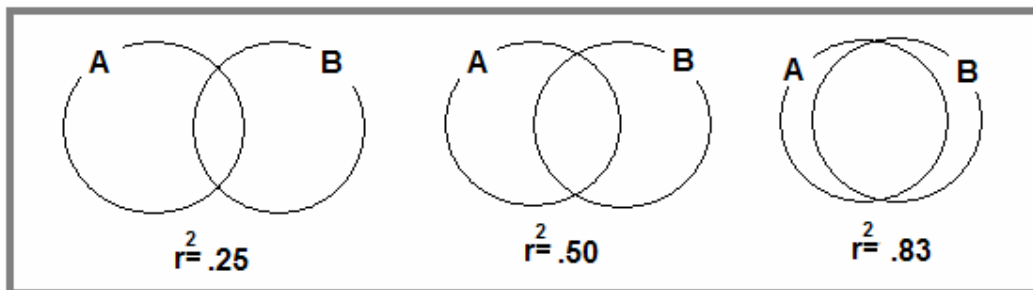


Figura A.6. Ilustración de r^2 , concepto que demuestra los diagramas de Venn, para el diagrama de la izquierda, $r^2=0.25$; de modo que el 25% de la variación de A puede explicarse conociendo B o viceversa). El diagrama central ilustra a $r^2=0.50$ y el derecho representa a $r^2=0.83$.

APÉNDICE B

Fuentes de ruido en el ECG

La siguiente información fue obtenida de Friersen y Cols. [22].

A continuación se hace una breve descripción de las posibles fuentes de ruido y sus características generales, con el propósito de identificar los diferentes tipos de ruido que pueden observarse en una señal de ECG.

B.1. Línea de alimentación de corriente.

Esta interferencia consiste en una frecuencia de 60 Hz (en México) y armónicos que se pueden simular como cosenoidales

Parámetros típicos:

*Contenido en frecuencia, 60 Hz (fundamental) con armónicos.

*Amplitud, variable en relación a la amplitud pico a pico del ECG.

B.2. Pérdida de contacto del electrodo con la piel.

Este ruido es una interferencia transitoria causada por pérdidas de contacto entre el electrodo y la piel. La pérdida del contacto puede ser permanente o puede ser intermitente, podría ser el caso de un electrodo suelto que esta fuera del contacto con la piel como resultado de movimientos y vibraciones. Esta interferencia puede ser modelada como un proceso de transición rápida aleatoria en la línea de fondo que ocurre cuando decae exponencialmente para los valores de la línea base y tiene un componente sobrepuesto de 60 Hz. Esta transición puede ocurrir sólo una vez o puede ocurrir rápidamente varias veces en la sucesión. Las características de esta señal de ruido incluyen la amplitud de la transición inicial, la amplitud del componente de 60 Hz y el tiempo constante del decaimiento.

Parámetros típicos:

*Duración-1segundo.

*Amplitud-salida máxima del registro.

*Frecuencia-60 Hz tiempo constante-cerca de 1segundo.

B.3. Otros artefactos por movimiento.

Los artefactos por movimiento son transitorios y generan cambios en la línea base debido a cambios en la impedancia de los electrodos colocados sobre la piel. La forma de la alteración de la línea base causada por artefactos de movimientos puede ser asumida para ser una señal bifásica parecida a un ciclo de un onda senoidal. La amplitud del pico y la duración de los artefactos son variables.

Parámetros típicos:

*Duración-100-500 milisegundos.

*Amplitud-500% de pico a pico en la amplitud del ECG.

B.4. Contracciones musculares (electromiografía, EMG).

Los artefactos causados por contracciones musculares se encuentran en niveles de milivolts. Las señales resultantes de las contracciones del músculo pueden ser asumidas como ráfagas transitorias de media cero y un ruido Gaussiano de banda limitada. La varianza de la distribución y la duración de la ráfaga pueden ser estimadas.

Parámetros típicos:

*Desviación estándar-10% de pico a pico en la amplitud del ECG.

*Duración-50 milisegundos.

*Contenido en frecuencia-dc a 10 000 Hz.

B.5. Oscilaciones de la línea base y modulación de la amplitud del ECG con la respiración.

La derivación de la línea base con la respiración puede ser representada como un componente senoidal con la frecuencia de respiración sumada a la señal de ECG. La amplitud y la frecuencia de los componentes senoidales podrían ser variables. Además la amplitud de la señal de ECG varía cerca del 15% con respecto a la respiración. La variación puede ser reproducida por la modulación de la amplitud del ECG, por los componentes senoidales cuando se suma a la línea base.

Parámetros típicos:

*Variación de la amplitud-15% de pico a pico en la amplitud del ECG.

*Variación de la línea base-15% de p-p en la variación de la amplitud del ECG

*Contenido en frecuencia- de 0.15 a 0.3 Hz.

B.6. Artefactos por dispositivos electrónicos utilizados en el registro de señales.

Los artefactos generados por dispositivos electrónicos en el sistema de instrumentación no pueden ser corregidos por un algoritmo de detección del QRS. Tiene saturada la entrada del amplificador y ninguna información sobre el ECG puede ser detectada. Generalmente en este caso suena una alarma para alertar al técnico y tomar una acción correctiva.

B.7. Artefactos electroquirúrgicos

El ruido electroquirúrgico destruye completamente el ECG y puede ser representado por una larga amplitud senoidal con frecuencias aproximadamente entre 100 kHz y 1 MHz. Ya que la frecuencia de muestreo de un ECG es de 250 a 1000 Hz, se podría introducir una superposición espectral en la señal de ECG con este tipo de interferencia. La amplitud, la duración y la posibilidad de la superposición espectral podrían ser variables.

Parámetros típicos:

*Amplitud-200% de pico a pico en la amplitud del ECG.

*Contenido en frecuencia- 100 kHz a 1 MHz duración-1-10s.

APÉNDICE C

Parámetros morfológicos de la señal de ECG

La siguiente información fue obtenida de van Wijngaarden WJ et al [2], Stinstra J et al [14], Horigome H, et al [21], Leuthold A, et al [24] y Amer-Wáhlin [37].

Con fines de referencia, la Tabla C.1 muestra los valores promedio de algunos parámetros morfológicos obtenidos por magnetocardiografía (MCG) a partir de fetos normales [21]. En particular la MCG fetal ha resultado una herramienta de gran ayuda para análisis del PQRST fetal, debido a su mejor relación S/R comparada con el ECGF.

Tabla C.1. Tasa de éxito y parámetros morfológicos medidos en magnetocardiogramas de fetos clínicamente sanos a diferentes edades gestacionales*.

Gestational age (wk)	Success rate of recording of QRS	D ^a (mm)	RR (ms)	PQ (ms)	QRS (ms)	QT (ms)	QTc
37-41 (n = 36)	32/36 (89%)	22-72 47 ± 12	374-490 427 ± 28.3	66-136 101 ± 17.0	43-74 54 ± 8.2	180-300 247 ± 30.5	270-467 379 ± 45.5
32-36 (n = 58)	54/58 (93%)	15-75 45 ± 12	346-501 423 ± 30.5	72-143 101 ± 15.1	36-67 51 ± 7.1	184-302 247 ± 34.4	301-477 381 ± 52.3
27-31 (n = 37)	29/37 (78%)	23-83 45 ± 13	368-448 411 ± 20.8	67-130 99 ± 17	34-55 44 ± 5.1	210-288 248 ± 31.6	317-475 392 ± 57.2
20-26 (n = 19)	13/19 (68%)	28-56 43 ± 7.5	383-459 421 ± 20.9	74-116 95 ± 16	32-50 41 ± 5.7	185-270 223 ± 38.7	282-409 333 ± 51.6
Total (n = 150)	129/150 (86%)	15-83 45 ± 12	346-501 421 ± 27.4	66-143 100 ± 15.9	32-74 49 ± 8.2	180-302 223 ± 38.7	270-477 378 ± 51.7

D^a Distancia mínima entre la pared abdominal materna y el corazón fetal.

* Datos obtenidos a partir de Horigome H et al [21]

C.1. Generalidades sobre la actividad eléctrica del corazón.

La onda P (ver figura C.1) se produce por la despolarización de las aurículas y es la primera deflexión eléctrica de cada ciclo cardíaco. Durante el intervalo PR que sigue a la despolarización auricular, el impulso se propaga hacia y hasta el nodo AV, para finalmente alcanzar el tronco del Haz de His y sus ramas derecha e izquierda. La despolarización subsecuente de ambos ventrículos y la repolarización de las aurículas se reflejan en el complejo QRS, donde R es la deflexión positiva, y Q y S corresponden a las deflexiones negativas anterior y posterior a R, respectivamente. Normalmente, durante la duración del complejo QRS ocurre también la repolarización auricular (Ta), pero el fenómeno eléctrico auricular es enmascarado por el fenómeno ventricular. El segmento ST se extiende desde el final del complejo QRS al comienzo de la onda T y representa la fase de repolarización inicial en ambos ventrículos, el punto en que el

segmento ST se une al complejo QRS se denomina punto J. La fase tardía de la repolarización de ambos ventrículos corresponde a la onda T. El segmento ST y la onda T son indicadores ampliamente usados para evaluar el estado del miocardio ventricular; sin embargo, el fenómeno eléctrico ventricular completo (despolarización y repolarización) se analiza en el intervalo QT; es decir, desde el inicio del complejo QRS hasta el final de la onda T.

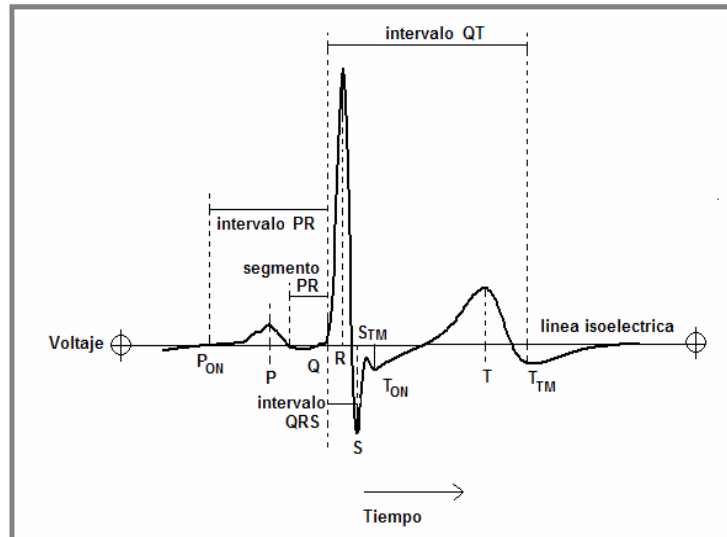


Figura C.1 Electrocardiograma fetal de diferentes posibles medidas. El sufijo ON indica inicio (onset) y TM fin (terminal).

El análisis de los parámetros morfológicos del ECG fetal (ECGF) ha sido estudiado desde hace muchos años para tratar de comprender el significado clínico de sus alteraciones. A continuación se describe lo que se ha hecho y la importancia de estudiar debidamente la forma de onda PQRST debido a que cada medición contiene información substancial del feto, con lo que podemos estudiar algunas patologías que pueden presentarse durante el embarazo y el parto y así poderlas detectar y tratar clínicamente.

C.2. Cambios del ECGF durante la asfixia.

El análisis de la forma de onda del ECGF se realiza observando amplitudes y duraciones de las ondas componentes, así como las duraciones de sus segmentos e intervalos.

C.2.1. Onda P

El incremento en la duración de la onda P a las 17 semanas de gestación, depende del crecimiento anatómico. Los cambios morfológicos en la onda P, así como su completa desaparición, algunas veces instantáneamente, han sido reportados en gran número de casos con desaceleraciones en los que no se detectaron alteraciones del equilibrio ácido base. También se ha observado que la duración de la onda P también puede variar durante la acidemia y parece estar relacionada con disminución en los niveles de noradrenalina en la vena umbilical. Sin embargo, la correlación de los gases en la sangre de la arteria umbilical y los cambios en la duración de los intervalos en la onda P, durante la última hora del parto, se ha encontrado que es relativamente baja ($r=0.13$), como para tener un uso clínico confiable.

C.2.2. Segmento PR

Existen cambios en la amplitud del segmento PR durante el proceso de parto y, al parecer, no están relacionados con cambios bioquímicos. La determinación de la amplitud del segmento PR es importante debido a que puede influir en las mediciones de otros parámetros morfológicos, cuando éste es usado como referencia de la línea isoelectrica.

C.2.3. P-Q/R intervalo (animales)

Trabajos experimentales han reportado prolongaciones del intervalo PQ que se presentan durante hipoxemia en borregos y un alargamiento del intervalo PR después de la oclusión del cordón en mandriles.

Después de oclusión completa por 60 segundos en la aorta materna se ha observado prolongación inicial del intervalo PR que, después de liberarse de la obstrucción, fue seguida de acortamiento del intervalo PR. Considerando el incremento inicial en el intervalo PR, que se ha sugerido que es causado por incremento en el tono vagal secundario en la simulación del quimiorreceptor, la siguiente disminución se suscribe a una creciente actividad simpático-suprarrenal. La hipoxemia crónica aguda inducida en borregos fetales con y sin atropina inhibe la actividad vagal, demostrando una abolición en el inicio de la reducción del PR después de la obstrucción aórtica aguda materna con la pre-medicación de atropina. En el mismo estudio, un decremento en el intervalo PR

durante normoxia fue acompañada por decremento en el intervalo RR después de premedicación con isoprenalina imitando una sobrecarga adrenérgica.

C.2.4. P-Q/R intervalo (humanos)

El intervalo PQ en fetos humanos se acorta durante desaceleraciones variables (DIP 3) y se alarga o acorta en las desaceleraciones tardías (DIP 2). La disminución del intervalo PR fue vista tanto durante desaceleraciones tempranas (DIP 1) y como en las variables.

En un estudio que abarcó 309 pacientes en trabajo de parto, se encontraron pequeños cambios en la media de la duración del intervalo PR durante la última hora de parto. En particular, el 59% de los casos presentan un acortamiento significativo en la duración media y el 13% de los casos estuvieron dentro de las medidas normales del error estándar. Los cambios en la duración media del intervalo PR durante la última hora de parto fueron correlacionados significativamente ($r=0.2$) con las medidas de gas en la arteria del cordón umbilical pero la correlación se ha considerado baja para uso clínico. La promediación de la duración del intervalo PR en los últimos 15 minutos del trabajo de parto ha mostrado estar inversamente relacionada con los niveles de noradrenalina ($r_{\text{adr}}=-0.47$; $P<0.001$). Las desaceleraciones tardías (DIP 2) fueron acompañadas casi siempre por acortamiento del intervalo PR, mientras que en las desaceleraciones variables (DIP 3) el intervalo PR se acortó después de un incremento inicial.

C.2.5. Cociente R/S

Se ha sugerido que el cociente S/R representa al eje eléctrico cardíaco fetal, el cual cambia hacia la izquierda en presencia de acidemia e hipokalemia en la vena umbilical. Sin embargo, con el incremento de la acidosis, medido por muestreo fetal de sangre tomada del cuero cabelludo, se observó una tendencia del eje eléctrico a desviarse hacia la derecha. Los resultados anteriores han planteado la posibilidad de que el eje eléctrico cambie hacia la derecha siempre y cuando el feto se encuentre bajo condiciones de oxigenación deteriorada. Ningún cambio en el cociente R/S se ha visto durante o entre contracciones normales.

C.2.6. Duración del QRS

La duración del QRS está relacionada con el peso al nacimiento ($r=0.38$; $P<0.001$). No se ha encontrado ninguna relación entre la duración de QRS y el compromiso fetal durante trabajo de parto, aunque durante la desaceleración temprana (DIP 1) y variable (DIP 3) el intervalo QRS se acorta (Lee y Blackwell, 1974). No se han observado cambios en la duración del QRS durante las contracciones normales y se ha visto que es significativamente más largo en fetos masculinos que en femeninos.

Las medidas del QRS, adquiridas vía transabdominal, indican que su duración está asociada con la oxigenación. La hipertrofia del músculo cardíaco resultó también en mayor duración del QRS. Se han sugerido medidas prenatales seriales sobre la duración del QRS para poder mejorar la detección del retraso del crecimiento fetal con una sensibilidad reportada del 82% y especificidad del 93% en su identificación.

C.2.7. Intervalo QT

El intervalo QT esta fuertemente correlacionado con la duración del intervalo RR. Los reportes sobre los cambios en la duración del intervalo QT durante episodios de hipoxia son inciertos. En conejos se ha reportado un decremento en la duración durante la hipoxia, cambios no significativos durante la separación de la placenta y prolongación significativa durante la acidosis. Durante las desaceleraciones tempranas y variables, la duración del intervalo QT se acorta.

C.2.8. Segmento ST y onda T

La duración de la onda T puede ser difícil de medir debido a amplitudes pequeñas que limitan saber donde comienza y donde termina la onda. Además un grupo de técnicas de promediación pueden afectar la longitud de la onda T debido a los cambios en la duración RT que ocurren en todas partes durante el trabajo de parto como un resultado de los cambios en el intervalo RR latido a latido. No se ha encontrado relación entre la duración de la onda T y el equilibrio ácido base.

Los cambios en la forma de onda ST ocurren durante episodios de hipoxemia miocárdica en adultos, y la extrapolación de estos cambios para la hipoxia en fetos forma el fondo de los estudios del segmento ST. La morfología de la forma de onda ST depende del estado metabólico local, de la influencia de la bomba Na^+/K^+ y la secuencia

de la despolarización ventricular. La reducción de la eficiencia de la bomba Na/K causa liberación del potasio resultando en un cambio del potencial en la membrana y en elevación del segmento ST.

C.2.8.1. Estudios sobre el segmento ST y la onda T (animales)

Experimentos en borregos fetales mostraron una elevación del segmento ST durante la hipoxemia, fenómeno que no pudo ser repetido en monos durante oclusión de la aorta materna. Experimentos en cuyos también mostraron cambios en el nivel del segmento ST y un progresivo incremento en la amplitud de la onda T antes de que ocurriera bradicardia. Varios estudios en fetos de borregas sobre el metabolismo miocárdico en biopsias superficiales epicardiacas mostraron cambios en los niveles de glucógeno, creatinina, fosfato, ATP y lactato durante la hipoxia con una disminución de sustancias de alta energía que fueron asociadas con una disminución en la amplitud de la onda T, cuando ocurre un fracaso en la función cardiovascular (Hokegard, 1981). Sin embargo, se encontró que la proporción de glucogenolisis está correlacionada ($r=0.73$; $P<0.001$) con incremento en la amplitud de la onda T, indicando la existencia de una relación entre la utilización del glucógeno miocárdico y la amplitud de la onda T.

Las mediciones cuantitativas de la onda T son comúnmente expresadas como el cociente T/QRS para eliminar los cambios de los factores de amplificación. La reducción del consumo de oxígeno materno en la oveja mostró una relación lineal con el incremento en el cociente T/QRS y la acidosis, que fue principalmente un resultado de un incremento en los niveles de lactato en la sangre actuando como un indicador del metabolismo anaeróbico.

En estudios sobre ovejas fetales crónicamente instrumentados, el cociente T/QRS presentó correlación significativa para los niveles de lactato en la sangre ($r=0.78$) y los niveles de adrenalina ($r=0.77$). Los cambios ocurridos en la onda T indican que hay una liberación de adrenalina sin disminución en el contenido del oxígeno. La correlación en los niveles de lactato, sugieren que los cambios en el segmento ST ocurren cuando se activa el miocardio fetal para un metabolismo anaeróbico y la elevación en la onda T ocurre cuando hay una adaptación a la hipoxemia fetal con incremento en el flujo sanguíneo coronario.

Sin embargo, varios trabajos en animales sobre los cambios del segmento ST durante la hipoxia han resultado contradictorios. En un estudio con 5 casos en borregos crónicamente instrumentados muestran una correlación significativa entre el cociente

T/QRS, el pH en la arteria fetal, en los niveles de noradrenalina y la presión sanguínea durante la condensación del cordón umbilical. Sin embargo, el estudio más grande en animales consta de 47 borregos crónicamente canulados que fueron sometidos a niveles profundos de hipoxia, y no se observó correlación entre el cociente T/QRS y el estado bioquímico fetal, por lo que se concluyó que el cociente T/QRS es un parámetro morfológico pobremente predecible para el estudio fetal.

C.2.8.2. Estudios sobre el segmento ST y la onda T (humanos)

Estudios en humanos sobre los cambios en el segmento ST durante la hipoxia son quizás más contradictorios que los estudios en animales. La depresión del segmento ST y la inversión de la onda T fueron observadas cuando ocurren incrementos de hipoxia, pero no se observaron cambios en las desaceleraciones tardías siguientes.

El incremento en el cociente T/QRS encontrado en recién nacidos con bajos APGAR y un patrón de ritmo de la frecuencia cardíaca anormal fue acompañado con incremento en el cociente T/QRS en 14 de 27 pacientes en trabajo de parto, analizado y medido por el sistema STAN. Utilizando el analizador de ECGF de Nottingham, los cambios en el nivel del segmento ST se encontraron cuando el pH del cordón arterial fue significativamente más bajo que el normal.

Dos estudios (de 25 y 105 pacientes embarazadas normales respectivamente), usando una técnica de medición desarrollada sobre 1 de cada 4 complejos no promediados, no pudieron demostrar relación entre la asfixia al nacimiento y el cociente T/QRS. Estas observaciones han sido confirmadas en dos estudios posteriores que utilizaron el sistema STAN, uno de ellos con 86 embarazos de alto riesgo y el otro con 113 pacientes en trabajo de parto.

Los cocientes T/QRS durante el trabajo de parto normal parecen variar fuertemente durante las contracciones y durante el trabajo de parto (10 a 26%). La detección de la línea isoelectrica puede ser responsable por esas diferencias. Hay estudios que sugieren que el cociente T/QRS podría estar directamente correlacionado con la amplitud del complejo QRS.

La variación en el cociente T/QRS durante las contracciones se ha reportado con un rango de -3.07% a 10.0% en un estudio de 46 registros. Esta variación fue significativamente alta en complejos "crudos", indicando el peligro de las mediciones del cociente T/QRS en datos ruidosos.

C.2.9. La relación entre intervalo PR y FC

La Normoxemia fetal, los niños saludables y los adultos físicamente activos presentan una relación inversa entre el intervalo PR y el ritmo de la frecuencia cardiaca. El acortamiento del intervalo PR durante desaceleraciones, pensando que sea mediado por el parasimpático, es un hallazgo crucial en el entendimiento patofisiológico de los cambios en los intervalos de tiempo del ECGF. Como esto está en contradicción con el modo en que el nodo AV responde a la estimulación del parasimpático, es más probable que bajo condiciones de bradicardia, como resultado de hipoxia fetal, el acortamiento del intervalo PR se explique por incremento en los niveles de catecolamina asociado con la hipoxemia.

Estudios clínicos han demostrado cambios en la correlación de la relación PR-FC fetal durante el trabajo de parto asociados a acidemia al nacimiento (figura C.2), particularmente si se sostuvo por 20 minutos o más. En experimentos sobre ovejas crónicamente instrumentadas se ha demostrado que la relación cambia simultáneamente con la acumulación de lactato en la circulación fetal a un ritmo menor a 5 mmol/l por 30 minutos.

Los efectos de analgesia epidural sobre la FC en relación al intervalo PR han sido estudiados en mujeres en trabajo de parto y el resultado sugiere la posibilidad de que los anestésicos locales transitorios afecten el sistema de conducción cardiaco fetal. Es consecuencia, se requieren estudios para evaluar el impacto de analgesia epidural sobre el ECGF durante el trabajo de parto.

En un estudio retrospectivo, usando el analizador Nottingham del ECGF, se observó que el uso de dos parámetros del ECGF (‘índice del cociente PR-FC’ y el ‘índice de conducción’), en conjunción con la interpretación del CTG, podría resultar en un 50% de reducción de la acidosis insospechada al nacimiento y un 60% de reducción innecesaria en el muestreo fetal sin un incremento en el ritmo de la frecuencia cardiaca [2].

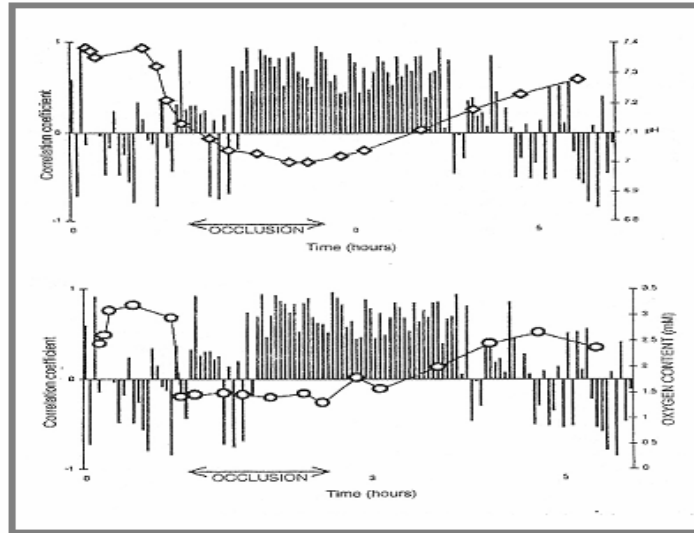


Figura C.2. Cambios en la relación PR-FC en ovejas fetales induciendo hipoxemia y acidosis.

Referencias

- [1] Surawicz B, Knilans T. Chou's Electrocardiography in Clinical Practice: Adult and Pediatric. Saunders W B Co, quinta edición, 2001.
- [2] van Wijngaarden WJ, James DK, Symods EM. The fetal electrocardiogram. *Baillieres Clin Obstet Gynaecol* 1996; 10:273-94.
- [3] Jenkins D, Gerred S. ECG Library: A brief history of electrocardiography. (www.ecglibrary.com/echhist.htm), consultada el 3 de enero del 2006.
- [4] Symonds EM. Fetal electrocardiographic monitoring: past, present and future - a historical perspective. *J Perinat Med* 1986;14:385-390.
- [5] Cockburn JE, Pearce JM, Chamberlain G. Problems in the clinical use of intrapartum fetal ECG monitoring. *J Perinat Med* 1994;22:195-204.
- [6] Eisenberg de Smoler P, Karchmer S. Four leads in fetal electrocardiography. *Am J Obstet Gynecol* 1972;112:239-45.
- [7] Solum T, Ingemarsson I, Nygren A. The accuracy of abdominal ECG for fetal electronic monitoring. *J Perinat Med* 1980;8:142-9.
- [8] Stinstra J, Peters M. The influence of fetoabdominal tissues on fetal ECGs and MCGs. *Arch Physiol Biochem* 2002;110:165-76.
- [9] Hon H, Lee S. Noise reduction in fetal electrocardiography II. Averaging techniques. *Am J Obstet Gynecol* 1963;87:1086-96.
- [10] Brambati B, Pardi G. The intraventricular conduction time of fetal heart in uncomplicated pregnancies. *Brit J Obstet Gynaecol* 1980;87:941-8.
- [11] Abboud S, Barkal G, Mashiach S, Sadeh D. Quantification of the fetal electrocardiogram using averaging technique. *Comput Biol Med* 1990;20:147-55.
- [12] Huang XB, Crowe J, Herbert J, Woolfson M. A windows application for real-time fetal ECG analysis. *Comput Biomed Res* 1994;27:419-33.
- [13] Loh FH, Arulkumaran S. ECG waveform analysis in intrapartum fetal monitoring. *Aust NZ J Obstet Gynaecol* 1993;33:39-44
- [14] Stinstra J, Golbach E, van Leeuwen P, Lange S, Menendez T, Moshage W, Schleussner E, Kaehler C, Horigome H, Shigemitsu S, Peters M. Multicentre study of fetal cardiac time intervals using magnetocardiography. *Brit J Obstet Gynaecol* 2002;109:1235-43.
- [15] Strassmann EO. The fetal electrocardiogram in late pregnancy. *Proc Staff Meetings, Mayo Clinic II* 1936:778-85.

- [16] Smyth CN. Experimental electrocardiography of the fetus. *Lancet* 1953;6749:1124-31.
- [17] Southern EM. Fetal anoxia and its possible relation to changes in the prenatal fetal electrocardiogram. *Am J Obstet Gynecol* 1957;73:233-40.
- [18] Larks SD, Larks GG. The electrical axis of the fetal heart. A new criterion for fetal well-being or distress. *Am J Obstet Gynecol* 1965;93:975-83.
- [19] Gutierrez D, Nehorai A, McKenzie D, Eswaran H, Lowery CL, Preissl H. On-line fetal heart rate monitoring using SQUID sensor arrays. En Proceedings of the 14th Biennial BIOMAG Conference. Boston Massachusetts, USA, 2004;315-6.
- [20] Comani S, Mantini D, Lagatta A, Esposito F, Di Luzio S, Romani GL. Time course reconstruction of fetal cardiac signals from fMCG: independent component analysis versus adaptive maternal beat subtraction. *Physiol Meas* 2004;25:1305-1321.
- [21] Horigome H, Takahashi MI, Asaka M, Shigemitsu S, Kandori A, Tsukada K. Magnetocardiographic determination of the developmental changes in PQ, QRS y QT intervals in the foetus. *Acta Paediatr.* 2000;89:64-67.
- [22] Friesen GM, Jannett TC, Jadallah MA, Yates SL, Quint SR, Nagle HT. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection Algorithms. *IEEE Trans Biomed Eng* 1990;37:85-98.
- [23] Quinn A, Weir A, Shahani U, Bain R, Maas P, Donaldson G. Antenatal fetal magnetocardiography: a new method for fetal surveillance? *Brit J Obstet Gynaecol* 1994;101:866-870.
- [24] Leuthold A, Wakai R, Martin C. Noninvasive in utero assessment of PR and QRS intervals from the fetal magnetocardiogram. *Early Hum Dev* 1999;54:235-43.
- [25] Saunders BD, Trapp RG. *Bioestadística Médica. Manual Moderno, segunda edición, 1997.*
- [26] Afonso VX, Tompkins WJ, Nguyen TQ, Michler K, Shen Luo. Comparing stress ECG enhancement algorithms. *IEEE Eng Med Biol Mag* 1996 15:37-44.
- [27] Kirk DL, Smith PR. Techniques for the routine on-line processing of the fetal electrocardiogram. *J Perinat Med* 1986;14:391-397.
- [28] Michelucci A, Mortara D, Lazzer C, Barletta G, Capalbo A, Badia T, Del Bene R, Bano C, Gensini GF, Franchi F. Simultaneous assessment of electrocardiographic parameters for risk stratification: validation in healthy subjects. *Italian Heart Journal* 2002;3:308-317.
- [29] Abboud S, Sadeh D. Spectral analysis of the fetal electrocardiogram. *Comput Biol Med* 1989;19:409-15.

- [30] Piéri JF, Crowe JA, Hayes-Gill BR, Spencer CJ, Bhogal K, James DK. Compact long-term recorder for the transabdominal foetal and maternal electrocardiogram. *Med Biol Eng Comput* 2001;39:118–25.
- [31] Proakis JG, Monolakis DG. *Tratamiento digital de señales*. Prentice Hall. 1998.
- [32] Bronzino JD. *The Biomedical Engineering Handbook*. IEEE. 1995.
- [33] Wheeler T, Murrills A, Shelley T. Measurement of the fetal heart rate during pregnancy by a new electrocardiographic technique. *Brit J Obstet Gynaecol* 1978;85:12-18
- [34] Nalwa S. Automatic on line signature verification. *IEEE Transaction on image processing*. 1997;85:215-239.
- [35] Jayne EC, Malcolm P and Geoffrey VP. Problems in the clinical use of intrapartum fetal ECG monitoring. *J Perinat Med* 1994;22:195-204.
- [36] Macfarlane PW, Devine B, Clark E. The university of Glasgow (Uni-G) ECG Analysis Program. *Computers in Cardiology* 2005; 32: 451-454.
- [37] Amer-Wählin, B Yli, S Arulkumaran. Foetal ECG and STAN technology - a review. *Eur Clin Obstet Gynaecol* 2005;1(2):61-73.