

**DETECCIÓN DE SINGULARIDADES Y PUNTOS
CARACTERÍSTICOS DE LA SEÑAL
ELECTROCARDIOGRÁFICA NEONATAL POR MEDIO
DE LA TRANSFORMADA WAVELET.**

**NANCY STELLA PÁEZ ARAQUE
JULIO ENRIQUE SALGAR CHAPARRO**

**ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES**

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL SANTANDER

Bucaramanga – 2006

**DETECCIÓN DE SINGULARIDADES Y PUNTOS
CARACTERÍSTICOS DE LA SEÑAL
ELECTROCARDIOGRÁFICA NEONATAL POR MEDIO
DE LA TRANSFORMADA WAVELET.**

NANCY STELLA PÁEZ ARAQUE
JULIO ENRIQUE SALGAR CHAPARRO

Trabajo de grado para optar por el título de Ingeniero Electrónico

Director

MPE. CÉSAR ANTONIO DUARTE GUALDRÓN

Co-Director

MD. OSCAR LEONEL RUEDA OCHOA

ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL SANTANDER

Bucaramanga–Octubre de 2006

A mis padres Hernán y Flor, a mi hermano Hernán Mauricio, a mi gran amor Luis Gabriel Becarías y a mis amigos, que siempre han sido mi apoyo y motivación para alcanzar todas mis metas.

Nancy

*A mi familia y a mis amigos, que
son la fuente de mi inspiración.*

Julio

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos con nuestros corazones a Dios por guiarnos e inspirarnos en nuestras vidas.

Expresamos especialmente nuestra gratitud a Carolina Gómez Galvis, Liliana Patricia Montero y Paul Trigos, médicos cirujanos pertenecientes al grupo de *residentes de pediatría* por su colaboración, incondicionalidad y aportes en el desarrollo del presente trabajo. Al Dr. Oscar Leonel Rueda por sus grandes ideas y soporte médico, a nuestro querido profesor César Duarte por su apoyo, aporte de conocimientos, enseñanzas y por ser un gran ejemplo a seguir.

A nuestras familias, amigos y a todos los que nos acompañaron en la travesía de este largo camino...gracias.

Nancy Páez y Julio Salgar.

RESUMEN

TÍTULO¹: DETECCIÓN DE SINGULARIDADES Y PUNTOS CARACTERÍSTICOS DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA NEONATAL POR MEDIO DE TRANSFORMADA WAVELET.

AUTORES² : Nancy Stella Páez Araque y Julio Enrique Salgar Chaparro.

PALABRAS CLAVE: ECG neonatal, Transformada Wavelet, detección automática, módulos máximos, energía y umbralización.

DESCRIPCIÓN:

En el presente trabajo de grado se aborda el diseño de una herramienta de detección y medición automática de los puntos característicos del ECG neonatal para *señales reales*, por medio de la Transformada Wavelet diádica. Este algoritmo tiene la capacidad de localizar, detectar y medir, tanto amplitudes, como duraciones de las ondas, segmentos e intervalos relevantes de ECG's neonatales multiderivación de tres periodos de tiempo diferentes en los que hay evidencia de alta variabilidad electrocardiográfica. También se crea una base de datos que contiene 360 electrocardiogramas de 120 recién nacidos sanos. A cada neonato se le tomaron 3 ECG: en las primeras 24 horas después del nacimiento, en la primera semana y al primer mes. En total fueron analizadas por la herramienta diseñada 4680 señales las cuales se preprocesan para eliminar la fuerte contaminación de ruido y desviación de la línea de base para tener mayor precisión en la medición de los picos de las ondas del ECG neonatal. El algoritmo de procesamiento utiliza el análisis multiresolución por medio de la Wavelet spline cuadrática para hallar la relación entre los módulos máximos y los puntos característicos del ECG neonatal. La herramienta diseñada posee alta confiabilidad en la exactitud de las medidas, ya que tiene una sensibilidad de detección del complejo QRS del 99% y un valor predictivo positivo del 99.2%.

Como resultado del análisis se concluye que el espectro de energía del ECG neonatal se distribuye de manera diferente a lo largo de las escalas de descomposición Wavelet, con respecto al ECG de adultos, por tanto, los métodos, umbrales, reglas de decisión y escalas de búsqueda, tanto de detección, como de delineación de los parámetros del ECG, poseen valores distintos.

¹Proyecto de Grado

²Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones. Director MPE.César Antonio Duarte Gualdrón. Codirector MD.Oscar Leonel Rueda Ochoa.

ABSTRACT

TITLE³: SINGULARITY AND CHARACTERISTIC POINTS DETECTION TO THE NEONATAL ECG SIGNALS USING WAVELET TRANSFORM.

AUTHORS⁴ : Nancy Stella Páez Araque and Julio Enrique Salgar Chaparro

Index Terms : neonatal ECG, Wavelet Transform, automatic detection, modulus maximum, energy y thresholds.

DESCRIPTION :

This research is about the design of an automatic detection and measurement tool of the neonatal ECG characteristic points, using the Dyadic Wavelet Transform, for *real signs*. The tool is able to locate, detect and measure the amplitude as much as the duration of the most outstanding waves, segments and intervals in the multiderivation neonatal ECG's of three different time periods in which there is evidence of high electrocardiography variability. Also, in this work a Data Base is created with 360 electrocardiograms belonging to 120 healthy new born. Three ECG's were taken to each one: in the first 24 hours, in the first week and in the first month after birth. Finally, 4680 signals were analyzed by the automatic detection and measurement tool; these signals were pre-processed to eliminate the strong noise contamination and wandering line base to have bigger precision in the measurement of the neonatal ECG wave peaks. This tool is implemented by an algorithm that uses the multiresolution analysis through the wavelet quadratic Spline to estimate the relation between the *modulus maximum* and the ECG characteristic points. The designed tool has high reliability in the accuracy of the measures, since it has a QRS detection sensibility of 99 % and a QRS positive predictive value of 99.2 %.

In conclusion, in this research is found that energy spectrum of neonatal ECG is distributed in a different way through the scales, related to the mature ECG; therefore the methods, thresholds, decision rules and search scales, in detection as much as in delineation, have different values.

³Pre-grade proyect (Thesis)

⁴Physical-Mechanic Engineering School. Electric, Electronic and Telecommunication Engineering School. Director MPE. César Antonio Duarte Gualdrón. Co-director MD. Oscar Leonel Rueda Ochoa.

Índice general

1. Introducción	1
1.1. Diseño del estudio	4
1.1.1. Población	4
1.1.2. Selección de los Participantes	4
2. El Electrocardiograma Pediátrico	7
2.1. Motivación	7
2.2. El Electrocardiograma normal en Pediatría	9
2.3. Puntos característicos del ECG	10
2.3.1. Nomenclatura	10
2.3.2. Descripción de los puntos característicos del ECG	11
2.3.3. El complejo QRS, su eje y sus morfologías	14
3. La Transformada Wavelet y sus aplicaciones en Electrocardiografía	19
3.1. Definición de la TW	20
3.2. Descomposición multiescala de la señal por medio de la TWD	21
3.3. Caracterización del ECG por medio de TWD	23
3.3.1. Materiales y Métodos	23
3.3.2. Método de módulos máximos	26
3.3.3. Reducción del ruido	27
3.3.4. Reducción de la desviación de la línea de base	27
4. Adquisición y Acondicionamiento de la señal ECG Neonatal	29
4.1. Los electrodos columna	30
4.2. Unidad de adquisición de datos	32
4.2.1. Proceso de adquisición de la señal	33
4.2.2. Acondicionamiento de la señal	35
4.2.3. Recolección de datos ECG en neonatos	36

5. Diseño de los algoritmos de preprocesado y procesado de la señal ECG neonatal	37
5.1. Algoritmos del preprocesado	37
5.1.1. Etapas del preprocesamiento	38
5.2. Algoritmos para el procesamiento del ECG neonatal	44
5.2.1. Etapas de procesamiento	45
6. Descripción de la herramienta software de delineación y medición automática de los puntos característicos del ECG neonatal NEO	71
7. Evaluación de desempeño y resultados de aplicación	73
7.1. Parámetros de desempeño	73
7.1.1. Sensibilidad	73
7.1.2. Valor predictivo positivo	74
7.1.3. Procedimiento para el cálculo de la sensibilidad y el valor predictivo positivo de la herramienta software	74
7.2. Resultados de aplicación	76
8. Conclusiones y Trabajos Futuros	85
8.1. Conclusiones	85
8.2. Trabajos futuros	87
A. Algunos Fundamentos de Electrocardiografía	89
A.1. El Electrocardiograma	89
A.1.1. El sistema de conducción del corazón y su correlación con el ECG	90
A.1.2. Derivaciones en Electrocardiografía	92
A.1.3. Derivaciones horizontales	93
B. Los Bioelectrodos y algunas Consideraciones de Calibración	97
B.1. Los bioelectrodos	97
B.1.1. El problema en el registro de los potenciales de media celda	97
B.1.2. Consideraciones para la calibración del equipo de adquisición de señales ECG	98
C. Manual de uso de NEO	101
C.1. Instalación	101
C.2. Manejo de la herramienta	101
C.2.1. Preprocesamiento	102

C.2.2. Procesamiento	106
--------------------------------	-----

Índice de figuras

1.1. Diagrama de bloques general de las etapas llevadas a cabo para detectar singularidades y puntos característicos de la señal ECG neonatal	4
2.1. Puntos característicos del ECG	10
3.1. Dos diferentes bancos de filtros de la TWD. (a) Algoritmo de mallat. (b) Implementacion sin decimación(<i>algoritmo a trous</i>)	24
3.2. Wavelet prototipo $\psi(t)$ y la funcion suavizada $\theta(t)$	25
3.3. La respuesta frecuencia-amplitud de los filtros equivalentes $Q^j(\omega)$ a diferentes escalas correspondientes a un muestreo de 1200 Hz. Donde k el cada escala de descomposición.	26
3.4. Módulos máximos	27
3.5. (a) Señal contaminada de ruido y (b) Señal con atenuación de ruido	28
3.6. (a) Señal con desviación de la línea de base y (b) Señal con desviación atenuada de línea de base	28
4.1. Diagrama de bloques a seguir en la etapa de adquisición.	29
4.2. Electrodo columna	31
4.3. Diagrama de bloques de la unidad de adquisición de datos	33
4.4. Diagrama de bloques de la etapa analógica llevada a cabo por la unidad de adquisición de datos.	33
4.5. Diagrama de bloques de la etapa digital	34
5.1. Diagrama de bloques del preprocesamiento de la señal ECG neonatal.	37
5.2. Diagrama de bloques de las etapas del preprocesamiento de la señal ECG neonatal.	38
5.3. Eliminación de repeticiones	39
5.4. Elecciones posibles según los criterios de ruido y de energía	40
5.5. Opciones para la elección de las derivaciones D1 y D2	41

5.6. (a) Señal contaminada de ruido y (b) Señal con atenuación de ruido	42
5.7. (a) Señal con desviación de la línea de base y (b) Señal con desviación atenuada de línea de base	43
5.8. Diagrama de bloques del procesamiento de la señal ECG neonatal.	44
5.9. Diagrama de bloques de las etapas de procesado de la señal ECG neonatal. . .	45
5.10. Cálculo de la TWD en 5 escalas de descomposición del ECG neonatal	46
5.11. Máximos y mínimos en la escala 2^5 del ECG neonatal	47
5.12. Máximos y mínimos significativos del QRS del ECG neonatal	48
5.13. Máximos menores del umbral	50
5.14. Eliminación de los falsos máximos y mínimos significativos del QRS	51
5.15. Inicio y final del QRS	53
5.16. Detección de la línea isoeletrica	54
5.17. Detección y medición de picos de las ondas individuales del QRS	55
5.18. Ventanas de tiempo para la búsqueda de las ondas T y P	56
5.19. Morfología QRS	60
5.20. Morfología RSR'	61
5.21. Morfología RS	62
5.22. Morfología QR	62
5.23. Morfología R	63
5.24. Morfología de la onda T positiva	64
5.25. Morfología de la onda T negativa	65
5.26. Morfología de la onda T bifásica $(-/+)$	65
5.27. Morfología de la onda T bifásica $(-/+)$	66
A.1. Sistema conductor del corazón y su correlación con el ECG	90
A.2. Derivaciones frontales	93
A.3. Derivaciones precordiales	94
A.4. Derivaciones de los planos horizontal y frontal	95
A.5. Sistema de referencia Hexoaxial	95
B.1. Circuito del bioelectrodo	99
C.1. Current Directory	101
C.2. Menu principal de NEO	102
C.3. Ventana de parámetros para el preprocesamiento	102
C.4. Precordiales	103
C.5. Precordiales reducidas	103

C.6. Revisión	104
C.7. Elección del mejor tramo	104
C.8. Elección de la mejor DI y DII	105
C.9. Resultados del preprocesamiento	106
C.10. Ventana de Parámetros para el procesamiento	107
C.11. Procesamiento	107
C.12. Barra de herramientas	108
C.13. Resultados del Procesamiento	108
C.14. Opciones de la herramienta para mostrar puntos característicos de la señal ECG	109

Índice de cuadros

2.1. Morfologías del QRS	17
5.1. Diferencias entre el algoritmo de delineación de ECG de adultos y el algoritmo diseñado de delineación y medición del ECG neonatal.	70
7.1. Evaluación general de desempeño en registros ECG neonatales.	74
7.2. Evaluación de desempeño en registros ECG neonatales de 24 horas	75
7.3. Evaluación de desempeño en registros ECG neonatales del primer mes	75
7.4. Evaluación de desempeño en registros ECG neonatales de 1 semana.	76
7.5. Promedio de las mediciones hechas por la herramienta automática de detección de los puntos característicos del ECG neonatal.	78
7.6. Promedio de las mediciones hechas por la herramienta automática de detección de los puntos característicos del ECG neonatal.	79
7.7. Promedio de las mediciones hechas por la herramienta automática de detección de los puntos característicos del ECG neonatal.	80
7.8. Promedio de las mediciones hechas por la herramienta automática de detección de los puntos característicos del ECG neonatal.	81
7.9. Promedio de las mediciones hechas por la herramienta automática de detección de los puntos característicos del ECG neonatal.	82
7.10. Promedio de las mediciones hechas por la herramienta automática de detección de los puntos característicos del ECG neonatal.	83
A.1. Definición del ECG de 12 derivaciones	92

Capítulo 1

Introducción

Las enfermedades cardiovasculares en Colombia, incrementan cada vez más la demanda de servicios médicos y ocasionan severas repercusiones socio-económicas, por tanto, se hace necesario, el uso del *electrocardiograma (ECG) pediátrico* como herramienta de detección temprana de cardiopatías, pues éstas se manifiestan a menudo en la infancia y se agravan en la edad adulta. De este modo, es posible disminuir los índices de morbilidad y de mortalidad en nuestro país.

El Electrocardiograma (ECG) es un registro ampliamente utilizado para valorar la condición del corazón, en forma *no invasiva* y cumple una función relevante en el cribado y la diagnosis de las enfermedades cardiovasculares en adultos, tanto por inspección visual, como por medio de herramientas computarizadas, pero no ha tenido una aplicabilidad práctica contundente en recién nacidos e infantes. La solicitud de este examen, en niños, como herramienta diagnóstica en la práctica clínica se ha dejado de lado, en primer lugar, por las dificultades técnicas en la toma del registro; en segundo lugar, por la carencia de equipos y aditamentos para su realización; en tercer lugar, por la falta de patrones guía en nuestro medio para su correcta interpretación, por la falta de entrenamiento del personal médico en su lectura y finalmente, por la errada concepción de las limitaciones en cuanto a su utilidad clínica.

La descripción de las características morfológicas de la señal electrocardiográfica neonatal requiere de estudios estadísticos de las mediciones, de un conjunto completo de derivaciones relevantes para la evaluación clínica, en una muestra representativa de la población. La información útil se encuentra en las características de los *puntos significativos* del ECG, como las amplitudes y límites de sus ondas, intervalos y segmentos

(complejo QRS, onda P, intervalo QT, segmento ST, etc.).

La medición de los *puntos significativos* del ECG demanda la construcción de métodos precisos y robustos para su delineación automática, basados en técnicas de procesamiento digital de señales. Los algoritmos de delineación constan básicamente de: algoritmos de detección del complejo QRS y algoritmos de delineación de las ondas individuales (P, Q, R, S y T) [19].

El buen desempeño de los sistemas de análisis automático del ECG, depende, en gran parte, de la exactitud en la detección del complejo QRS, ya que éste, es el punto de referencia, a partir del cual se identifican y se miden: la frecuencia cardiaca, el eje eléctrico del corazón y el resto de las ondas, segmentos e intervalos que forman el ECG. Para la detección del QRS se han propuesto variados métodos (sintácticos, no-sintácticos, híbridos, etc.) en diferentes estudios [26]- [29] pero no arrojan resultados óptimos, debido a que están limitados por la variabilidad de las componentes del QRS, incluso para diferentes latidos del mismo sujeto [22].

La Transformada Wavelet (TW) puede caracterizar la variabilidad local de la señal ECG [20] y brindar una localización de parámetros en frecuencia y en tiempo, en cada una de las escalas de descomposición. Por tanto, La TW facilita tanto la eliminación del ruido y de los componentes no deseados en la señal ECG (artefactos), como el análisis de sus puntos significativos. Gran diversidad de algoritmos, basados en la TW [20]- [22], han sido propuestos en la literatura para la identificación de las variables electrocardiográficas en adultos; no obstante hasta el momento, no se ha presentado una herramienta de delineación y detección automática aplicada específicamente al ECG neonatal de 13 derivaciones, el cual presenta cambios evolutivos en tres periodos de tiempo diferentes. En [19] se presenta una generalización del método propuesto en [20] de detección multiescala del complejo QRS para ECGs registrados en adultos, por medio de TW. Además, se incluye la determinación de las ondas individuales del QRS y una robusta delineación del complejo QRS, onda P y onda T para un amplio rango de morfologías. El desempeño de este método fue evaluado usando bases de datos como la MIT-BIT y se obtuvo un 99,8 % de sensibilidad en el detector QRS.

En este trabajo de grado se presenta la adaptación del método propuesto en [19] al ECG neonatal, mediante un algoritmo que permite la detección, identificación y medición de las singularidades y de los puntos característicos de 360 electrocardiogramas, cada uno con 13 derivaciones, en una población muestra de 120 recién nacidos sanos¹.

¹Este estudio se realizó en conjunto con la Facultad de Salud de la Universidad Industrial de Santander,

A cada paciente se le registraron tres ECG teniendo en cuenta los periodos en los que se presenta alta variabilidad fisiológica. La consideración de diseño más importante, tomada en cuenta para adaptar el método propuesto en [19], es que entre el ECG en recién nacidos y el ECG del adulto existen diferencias muy significativas [1]. Los valores normales en las medidas del ECG en los recién nacidos pueden ser anormales en el ECG del adulto y viceversa. Por tal razón, los métodos, umbrales y reglas de decisión, tanto de detección, como de delineación de los parámetros del ECG tienen también diferencias significativas.

El rango de las componentes frecuenciales del ECG neonatal (0.5 - 300 Hz) también difiere con respecto al del ECG del adulto (0.05 - 100 Hz), lo que acarrea, entre otros aspectos, la infiltración de un número mayor de componentes indeseables en la señal (ruido e interferencia) ya que se muestrea a razón de 1200 Hz, la cual, es mayor a la utilizada en registros ECG de adultos. Por esto fue necesario crear una etapa de preprocesado que redujera tanto el ruido, como la desviación de la línea de base del ECG neonatal. El sistema de delineación hace parte de la etapa de procesado y básicamente consiste en: realizar la detección del complejo QRS; luego éste se delinea para detectar e identificar los picos de sus ondas individuales (Q, R y S) y el principio y fin del complejo. Después, se determinan las ondas P y T con su respectivo inicio y fin; y por último, se procede a tomar las medidas.

Las medidas realizadas por el sistema automático de delineación del ECG neonatal son: la frecuencia cardíaca del recién nacido; el eje eléctrico del QRS; la cantidad de complejos QRS, de ondas P y de ondas T detectadas en cada señal; la amplitud de las ondas individuales del complejo QRS, de la onda T y de la onda P; la duración de los intervalos RR, QT y PQ; de los segmentos ST y PR; del complejo QRS y de las ondas T y P. El sistema también identifica la morfología de las ondas P y T y las 26 clases de morfologías del complejo QRS.

En general, este estudio consta de tres etapas: la primera de adquisición, la segunda de preprocesado y finalmente, la etapa de procesado de la señal ECG neonatal como se muestra a continuación:



Figura 1.1: Diagrama de bloques general de las etapas llevadas a cabo para detectar singularidades y puntos característicos de la señal ECG neonatal

1.1. Diseño del estudio

Este es un estudio de cohorte prospectivo en un grupo de 120 neonatos normales, en el Hospital Universitario de Santander (HUS), de la ciudad de Bucaramanga. En total fueron tomados 360 electrocardiogramas, cada uno de 13 derivaciones. A cada paciente se le registraron 3 ECGs en los siguientes periodos de tiempo: el primero, a las 24 horas del nacimiento; el segundo, a la semana; y el tercero, al mes.

1.1.1. Población

Población de Referencia: Recién nacidos (neonatos) sanos.

Población Blanco: Recién nacidos sanos de la Ciudad de Bucaramanga.

Población de Estudio: Neonatos sanos nacidos en el Hospital Universitario de Santander de la ciudad de Bucaramanga entre Febrero y Julio del 2006.

1.1.2. Selección de los Participantes

Se incluyeron en el estudio los recién nacidos sanos atendidos en el HUS durante un periodo de 6 meses. Se realizó un muestreo no probabilístico, durante este período de estudio, con una selección de la muestra por casos consecutivos.

Criterios de Inclusión

Se han incluido en el estudio los neonatos que cumplen los siguientes criterios:

- Madre sin patología de base.
- Control Prenatal.
- Embarazo a término (37-42 semanas).
- Parto no complicado.

- Valoración neonatal normal por pediatría.

Al cumplir con los anteriores requisitos y el consentimiento previo de la madre, se llena la ficha materna y la valoración neonatal, y se toma el electrocardiograma con la debida inspección del personal médico (Residentes de pediatría de II año).

Recolección de los datos

Los trazos electrocardiográficos se recolectan usando un equipo de instrumentación biomédica, de referencia Biopac MP35, el cual toma la señal electrocardiográfica directamente del paciente, la filtra y la digitaliza. Este equipo debe ser previamente ajustado para poder así *adquirir y acondicionar* la señal de forma más adecuada (ver cap. 4), ya que los parámetros de muestreo y de digitalización de la señal electrocardiográfica neonatal difieren, considerablemente, de la señal electrocardiográfica para la cual viene ajustado, por defecto, el equipo.

Medición de patrones

La medición de los patrones de cada uno los trazos electrocardiográficos se lleva a cabo por medio de la herramienta automática de delineación y medición de los puntos característicos del ECG neonatal, desarrollada en Matlab, que hace parte de la etapa de procesamiento del algoritmo descrito en la sección 5.2.

Aspectos éticos

Como este estudio es realizado con recién nacidos se solicitó la aprobación de un consentimiento previo a los padres, por escrito, para que participaran en él.

Capítulo 2

El Electrocardiograma Pediátrico

2.1. Motivación

La población infantil, como en cualquier otra edad, puede presentar patologías cardiacas que deben ser estudiadas, con el fin de descubrir prontamente la presencia de las mismas y direccionar así su tratamiento. De acuerdo con esta presunción, algunos países europeos han considerado el ECG, en el primer mes de vida, como una herramienta de estudio para ser incluida en la evaluación neonatal, en los servicios nacionales de salud como examen rutinario [1]. Las ventajas de dicha evaluación son múltiples, permite: la detección anticipada de desórdenes arritmogénicos y cardiopatías congénitas, la realización de una evaluación inicial de pacientes con enfermedad cardiaca conocida, la observación de la prolongación del intervalo QT en niños con *Síndrome de muerte súbita* [2], [3]; además es importante destacar que el ECG pediátrico juega un papel elemental en la evaluación de recién nacidos con antecedentes familiares de enfermedad cardiaca, en el control y seguimiento de los neonatos bajo el uso de medicamentos con efectos en la electrofisiología del corazón [4], entre otras.

Es reconocido que el ECG pediátrico puede ser usado por practicantes de medicina sin una particular experiencia en cardiología; y aunque sea evaluado por cardiólogos de adultos, la mayoría no tiene un amplio manejo en la evaluación particular del ECG en niños. Por tal razón, para la correcta interpretación del ECG es imperativo tener en cuenta que existen diferencias significativas entre el ECG en infantes y el ECG del adulto [1]. Esto se debe a los cambios dinámicos en el desarrollo fisiológico, ocurridos desde el momento del nacimiento hasta la adolescencia, tales como: el tamaño y peso del cuerpo, la posición y tamaño del corazón, relativo al cuerpo y las variaciones en el

tamaño y posición de las cámaras cardiacas unas respecto de las otras. Los cambios más drásticos se observan en el primer año de vida, sobretodo durante el primer mes, debido a la adaptación extrauterina, donde se observa que los valores normales en las medidas del ECG en los recién nacidos pueden ser anormales en el ECG del adulto y viceversa. La duración del complejo QRS y de sus amplitudes difieren de manera significativa, lo que conlleva a que se modifiquen algunos parámetros característicos del ECG infantil, tales como el intervalo PR, el segmento ST y la onda T. En contraste con la frecuencia cardiaca normal en un paciente mayor, que va de 60 a 100 latidos por minuto (lpm) aproximadamente, en un neonato sano en reposo, la frecuencia cardiaca puede encontrarse en el rango de 150 a 230 lpm; además, el segmento ST puede presentar elevaciones y depresiones, la onda T puede presentar inversiones de polaridad, etc., siendo estos valores indicadores de anormalidad en el paciente adulto.

Partiendo de estos preceptos, es relevante establecer los *valores normales* de referencia *por edad*, para definir un *patrón electrocardiográfico*, estableciendo los lineamientos propios en cada población y verificando, así, si hay variaciones locales con respecto a los referentes internacionales. Previos estudios han determinado los límites normales del ECG pediátrico [1] - [10], muchos de éstos con algunas imperfecciones que hacen que el criterio diagnóstico no sea el más adecuado. Por ejemplo, se han presentado los límites de normalidad para un conjunto incompleto de parámetros, muchos de ellos obtenidos manualmente a partir de trazos electrocardiográficos en papel lo que genera mayor gasto de tiempo y menor exactitud en las medidas [5]. Otro factor de error en algunos estudios se da en la etapa de adquisición, pues los ECGs han sido muestreados a una frecuencia poco apropiada para el caso específico de los recién nacidos, o han sido utilizados amplificadores de la señal cardiaca con un ancho de banda muy corto para esta particular aplicación. En [10] se encuentran corregidas las imperfecciones mencionadas anteriormente, pero el grupo de 0-1 mes contiene una baja muestra y no se encuentran ECGs grabados durante los primeros 10 días de vida.

La Sociedad Europea de Cardiología, teniendo en cuenta los lineamientos anteriores, ha publicado una guía para la interpretación del ECG neonatal [1] aunque se toma como población de estudio solamente a niños naturales de Europa. No existen estudios en nuestro medio que convaliden dichos patrones o hay muy poca evidencia de estos estudios. Las diferencias morfológicas y socio-demográficas en la población colombiana podrían contribuir a marcar distinción entre los resultados o validarlos. Para esto, es

necesario dar el paso que inicie el *Primer Estudio Colombiano de Electrocardiografía Neonatal* describiendo las características morfológicas de la señal eléctrica cardiaca en el primer mes de vida, haciendo un estudio progresivo del mismo paciente donde se presentan grandes cambios en la lectura del ECG (24 horas, 1 semana y 1 mes), en una muestra de recién nacidos sanos. Con lo anterior, se busca contribuir con el uso de esta herramienta diagnóstica de anormalidades en la cardiología pediátrica.

2.2. El Electrocardiograma normal en Pediatría

Como se mencionó en el apartado anterior, el ECG en la edad pediátrica es diferente del ECG del adulto. El predominio del ventrículo derecho (VD) en neonatos y lactantes es el resultado de la circulación fetal. Por esta razón, se tomaron en cuenta las 12 derivaciones estándar más la precordial frontal derecha V3R, en los 360 ECGs recolectados, ya que puede proveer información adicional para evaluar posibles lesiones congénitas del corazón. *El ECG pediátrico normal presenta las siguientes características:*¹

1. La frecuencia cardiaca es más rápida que la del adulto.
2. Todas las duraciones e intervalos (PR, QRS, QT) son más cortas que en el adulto y aumentan de *forma progresiva con la edad*.
3. La dominancia del ventrículo derecho en el neonato y lactante se manifiesta en el ECG de la siguiente manera:
 - a) Desviación del eje de QRS a la derecha.
 - b) Ondas R altas en aVR y precordiales derechas en las derivaciones precordiales V1 y V2. Ondas S profundas en la derivación frontal DI y en las derivaciones precordiales izquierdas V5, V6.
 - c) La relación de las ondas R/S es grande en las precordiales derechas y pequeña en las izquierdas.
 - d) La onda T es negativa (-) en V1 en lactantes y niños pequeños, excepto en los 3 primeros días de vida que puede ser positiva (+).

¹Para los lectores que no se encuentren familiarizados con los términos de electrocardiografía, se recomienda remitirse al Anexo A

2.3. Puntos característicos del ECG

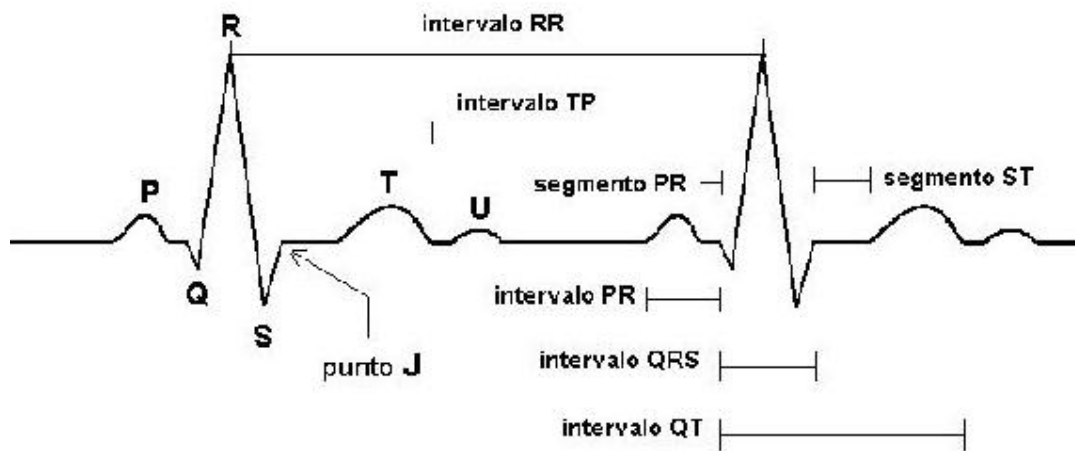


Figura 2.1: Puntos característicos del ECG

Los intervalos de tiempo entre las diferentes ondas del ECG son importantes en el diagnóstico electrocardiográfico, pues reflejan procesos electrofisiológicos y tienen implicaciones clínicas cuando están fuera del margen de variación normal [12]. Un ciclo cardíaco es representado por una sucesión de ondas en el trazado del ECG: la onda P, el complejo QRS y la onda T. Estas ondas producen 2 intervalos importantes el intervalo PR y el intervalo QT, y dos segmentos: el segmento PQ y el segmento ST [15]. En la figura 2.1 se muestran los intervalos, segmentos y ondas del ECG que en conjunto conforman los denominados *puntos característicos del ECG* y son los parámetros detectados, identificados y medidos por el algoritmo de delineación automática en el ECG neonatal.

2.3.1. Nomenclatura

Para la lectura o interpretación de un trazo electrocardiográfico es necesario conocer algunos conceptos referentes a la morfología presentada [13].

Línea isoeleétrica: cuando no existe diferencia de voltaje entre los electrodos de las derivaciones, el registro es una línea recta denominada *isoeleétrica* o *línea de base*. Esta es la referencia utilizada para tomar las medidas de las amplitudes de todas las ondas individuales del ECG neonatal (P, Q, R, S y T) y está relacionada con

el segmento PQ. Si no existe Q, entonces se toma el segmento PR.

Onda: toda deflexión de la línea isoeleétrica, sea hacia arriba (positiva) o hacia abajo (negativa). Si tiene dos componentes: uno positivo y otro negativo, se llama *bifásica*.

Segmento: línea isobifásica que une dos ondas.

Intervalo: corresponde a una línea isobifásica y las ondas que lo delimitan.

Complejo: conjunto de varias ondas consecutivas que corresponde a un mismo fenómeno eléctrico. Una onda se denomina con letra mayúscula cuando tiene un voltaje mayor de 0,5 mV. Cuando existe más de una onda positiva (R) en el complejo QRS se denominará R' o r' según corresponda.

Punto singular o singularidad: pico máximo o mínimo de onda.

2.3.2. Descripción de los puntos característicos del ECG

A continuación se hace una descripción de los puntos característicos del ECG junto con sus singularidades y su *correlación con el sistema eléctrico de conducción del corazón*. Es importante tener presente los conceptos presentados a continuación, ya que son el fundamento de los algoritmos construidos para la delineación del electrocardiograma en neonatos. También se presentan los casos en que los valores normales para recién nacidos o lactantes representan una patología en los adultos.

La onda P La amplitud de la onda P es normal hasta 0.3 mV en adultos. La duración es < 0.07 seg. en lactantes y < 0.09 seg. en niños mayores. Ondas P altas ($>0.3\text{mV}$) en adultos, indican hipertrofia auricular derecha (HAD) y ondas P prolongadas (anchas) (bifásicas en V1) ($>0,08$ lactantes; $0,10\text{seg.}$ mayores) sugieren una hipertrofia auricular izquierda (HAI).

El intervalo PR refleja en parte, el tiempo de conducción auriculoventricular e incluye el tiempo necesario para la despolarización auricular, el retardo normal de la conducción en el nodo AV² y el paso del impulso a través del haz de His y sus dos ramas hasta el principio de la despolarización ventricular. Se mide desde el inicio de la onda P al inicio del complejo QRS y su valor *depende de la frecuencia cardiaca*; si es mayor de 0,2 s en adultos puede indicar un bloqueo del nodo AV. Un intervalo PR alargado (también llamado bloqueo de primer grado) puede verse en niños normales, miocarditis. etc. Un intervalo PR corto en adultos está presente en un Síndrome de WPW, Síndrome de Lown-Ganong-Levine (PR corto sin onda delta). Un intervalo PR variable es visto en "marcapasos migratorio" y en el bloqueo de segundo grado con Wenckebach [6], [11] y [15].

El intervalo QRS representa el tiempo de despolarización ventricular y se mide desde el inicio de la onda Q (o de la onda R si no existe onda Q) hasta el final de la onda S (o la onda R si no existe onda S). **La duración del QRS** *varía con la edad*. Un QRS ancho es característico de alteraciones de la conducción ventricular; un complejo QRS mayor de 0,11 s en adultos puede deberse a bloqueo de rama, conducción intraventricular anormal, síndrome de preexcitación o hipertrofia ventricular; si tiene forma de M sobre todo en derivaciones precordiales, suele indicar bloqueo de rama derecha en V1 y V2, y bloqueo de rama izquierda en V5 y V6 [12]. **La amplitud del QRS** *varía con la edad*. QRS amplios (altos) se encuentran en hipertrofia ventriculares y alteraciones de la conducción ventricular. QRS de bajos voltajes pueden ser vistos en **neonatos normales**, miocarditis, pericarditis, hipotiroidismo,... etc. [6], [11] y [15].

El intervalo QT es el tiempo que transcurre entre el inicio del complejo QRS y el final de la onda T. Este intervalo refleja el período total de los procesos de despolarización y repolarización ventricular y se mide desde el inicio de la onda Q hasta el final de la onda T. Es importante seleccionar para la medición una derivación con ondas T bien definidas y que no tengan una onda U superpuesta a la onda T. Los valores normales del intervalo QT dependen principalmente de la frecuencia cardiaca, y del sistema nervioso autónomo. Para corregirlo en función de la frecuencia cardiaca, normalmente se utiliza la fórmula de Bazett: $QTc = QT/(RR)^{1/2}$. Una de las anomalías del intervalo QT es su prolongación, que se presenta cuando el QTc es mayor de 0,44 s. Según se ha mencionado, esta prolongación puede ser primaria

²Revisar su definición en el Anexo A si no se está familiarizado con el tema.

(idiopática) o secundaria debida a fármacos, trastornos metabólicos, bloqueo de rama, enfermedad miocárdica, lesiones del sistema nervioso central, disfunción del ANS y otros trastornos, además de que está asociada a un alto riesgo de arritmias ventriculares malignas y muerte súbita [6], [1], [11] y [15].

El intervalo RR es aquel comprendido entre dos ondas R consecutivas y dividido entre 60 s representa la frecuencia cardiaca por minuto (f_c) con un ritmo ventricular regular. La f_c en reposo de un ritmo cardiaco normal en adultos oscila entre 60 y 100 latidos por minuto, aunque es normal que disminuya con el descanso y el sueño, y que aumente con fiebre, estrés, ejercicio, etc. La frecuencia cardiaca en los niños *cambia con la edad* [15], según el momento del registro del ECG (llorando, durmiendo), estado febril... etc. La Taquicardia es una frecuencia más rápida que el rango superior de la normalidad para la edad y la Bradicardia es una frecuencia más lenta que el rango inferior de la normalidad para su edad [12].

Rangos normales de la frecuencia cardiaca en reposo:

- Neonato: 110-150 lpm.
- 2 años de edad: 85-125 lpm.
- 4 años de edad: 75-115 lpm.
- Mayores de 6 años de edad 60-100 lpm.

El segmento PR es el intervalo entre el final de la onda P y el inicio del complejo QRS; normalmente es isoelectrico. **El segmento TP** es el intervalo entre el final de la onda T y el inicio de la siguiente onda P. Para frecuencias cardíacas normales, este segmento suele ser isoelectrico, pero para frecuencias rápidas la onda P se superpone a la onda T, por lo que este segmento desaparece. **El punto J** es la unión entre el complejo QRS y el segmento ST. Es el punto donde termina la última onda del complejo QRS e inicia el segmento ST. Su valor en la interpretación electrocardiográfica consiste en determinar su descenso (*infradesnivel*) o ascenso (*supradesnivel*) con respecto a la línea de base o línea isoelectrica. Teniendo en cuenta que es normal una oscilación hasta de 0.1 mV [12].

El segmento ST se mide desde el final del complejo QRS hasta el inicio de la onda T. Se manifiesta como una línea isoelectrica de base y representa el final de la despolarización y el inicio de la repolarización ventriculares. Se define como *elevado*

o *deprimido* al relacionarlo con el segmento TP o el segmento PR. Los cambios en el segmento ST en adultos pueden indicar lesión miocárdica, sin embargo, en lactantes y niños, las elevaciones o depresiones del segmento ST de 0.1mV en las derivaciones de los miembros y de 0.2 mV en las derivaciones precordiales no necesariamente son patológicas. La depresión del punto J no es patológica si no hay depresión del ST. Una depresión del ST anormal asume: o bien un "slope" (caída) hacia abajo del segmento ST seguido de una onda T bifásica invertida, o un segmento ST descendido horizontal "sostenido" (>0.08 segundos).

La onda T es la indicadora de la repolarización del músculo ventricular [12]. Su morfología es asimétrica [13], siendo su parte ascendente más suave y de mayor duración que la parte descendente que es brusca; la altura normalmente no debe exceder los 0.5 mV en las derivaciones estándar, y no más de 1 mV en las derivaciones precordiales en adultos. Su voltaje no debe exceder a las dos terceras partes de la onda R. Su presentación variará de acuerdo a la derivación que se observe. Ondas T planas o bajas pueden ocurrir en neonatos normales [15] o en pericarditis, hipotiroidismo, hipokaliemia, etc.

2.3.3. El complejo QRS, su eje y sus morfologías

La nomenclatura de las ondas del complejo QRS se ha establecido en forma independiente del vector que represente, por ejemplo, el vector septal/footnote**Vector septal - Onda Q**: Se dirige hacia adelante, hacia abajo y de izquierda a derecha (ver Anexo A). Es la primera parte del ventrículo que se despolariza; está representado por la primera onda del complejo QRS puede ser positivo o negativo dependiendo de la ubicación del electrodo registrante y de acuerdo con esto se denominará de una u otra forma, rigiéndose por las siguientes características:

Onda Q

Es la primera deflexión negativa del complejo, que precede a la onda R. Las ondas Q están normalmente ausentes en las derivaciones derechas. Normalmente en adultos, dura menos de 0.04 seg, su voltaje no es mayor de 0.2 mV y corresponde a menos del 25% del tamaño de la onda R. En niños menores de 3 años en ocasiones puede ser normal encontrar ondas "q" de hasta 0.8 mV en DIII. Una onda "q" puede ser vista en V1 en el RN en los primeros días de vida, en la hipertrofia ventricular derecha severa,

L-TGV, Ventrículo Único. Una onda "q" ausente en V6 puede verse en el bloqueo de rama izquierda, L-TGV... etc.

Onda R

Se denomina así a toda deflexión positiva del complejo. Cuando hay más de una onda R, la subsiguiente se denominará R prima (R'). Su duración es menor de 0.07 seg y su voltaje varía entre 0.4 y 1.2 mV. En las derivaciones precordiales es importante observar la progresión en tamaño de V1 a V6. El tamaño promedio en las derivaciones frontales es de 0.5 mV, mientras que para las precordiales es de 1 mV; cuando no es así se considera que los complejos son de bajo voltaje.

Onda S

En toda derivación es cualquier deflexión negativa posterior a una onda R. Si hay más de una onda de este tipo, ésta se denominará S prima (S'). Su profundidad límite es de 0.6 mV y puede estar ausente en cualquiera de las derivaciones estándar (Anexo ref).

Relación de las ondas R y S

En recién nacidos y lactantes la relación R/S es mayor en las precordiales derechas. Una relación anormal para la edad será vista en hipertrofias ventriculares y en los trastornos de la conducción ventricular.

El eje del QRS

El eje del complejo QRS indica la dirección del vector QRS medio dentro del corazón. Se refiere a la dirección promedio de la despolarización que se disemina a través de los ventrículos. La forma más conveniente para determinar el eje del QRS es usando el sistema de referencia hexoaxial [15] (ver Anexo A), teniendo presente los siguientes pasos:

1. Se localiza el cuadrante usando las derivaciones DI y aVF.
2. Encontrar una derivación con el QRS isodifásico (la altura de la R es igual que la de la S), el eje del QRS será perpendicular a esa derivación.

El eje normal del QRS varía con la edad [15]:

- 1 semana - 1 mes: +110° (De +30° a +180°)

- 1 mes- 3 meses: $+70^\circ$ (De $+10^\circ$ a $+125^\circ$)
- 3 meses - 3 años: $+60^\circ$ (De $+10^\circ$ a $+120^\circ$)
- ≥ 3 años: $+60^\circ$ (De $+10^\circ$ a $+110^\circ$)
- Adultos : $+50^\circ$ (De -30° a $+105^\circ$).

Morfologías del QRS

Cada una de las formas concretas del complejo QRS son llamadas *morfologías*. Estas dependen de la presencia de cada una de las ondas que componen el QRS. Existen 5 clases básicas de clasificación: *QRS*, *RSR'*, *RS*, *QR* y *R*.

A partir de las 5 morfologías presentadas, se desprenden 21 morfologías más, que se clasifican teniendo en cuenta el valor de la amplitud de cada una de las ondas individuales del complejo. Cuando la amplitud es mayor o igual a 0.5 mV cada onda se marca con una letra mayúscula. Si la amplitud es menor que 0.5 mV se marca con una minúscula. Las 26 morfologías se muestran en la tabla 2.1.

Cuadro 2.1: Morfologías del QRS

Generales		Subcategorías
QRS	1	QRS
	2	QRs
	3	QrS
	4	Qrs
	5	qRS
	6	qRs
	7	qrS
	8	qrs
RSR'	9	RSR'
	10	RSr'
	11	RsR'
	12	Rsr'
	13	rSR'
	14	rSr'
	15	rsR'
	16	rsr'
RS	17	RS
	18	Rs
	19	rS
	20	rs
QR	21	QR
	22	Qr
	23	qR
	24	qr
R	25	R
	26	r

Capítulo 3

La Transformada Wavelet y sus aplicaciones en Electrocardiografía

La Transformada Wavelet (TW) se ha convertido en una herramienta de gran utilidad en el análisis de señales biomédicas [24], [23] y [25], por su gran compatibilidad con los procesos aleatorios no estacionarios. Su excelente combinación entre resolución en tiempo y frecuencia la ha hecho perfectamente aplicable a las señales ECG, ya que en éstas, se presenta una ocurrencia cíclica de patrones, con diferente contenido frecuencial [19]. De hecho, la TW puede caracterizar la variabilidad local de la señal ECG [20] y brindar una localización de parámetros tanto frecuencial, como temporalmente, en cada una de las *escalas de descomposición*. Este tratamiento adquiere un sentido especial cuando las señales tienen componentes de alta frecuencia de corta duración y componentes de baja frecuencia de larga duración, con lo que se puede determinar el intervalo de tiempo en el cual aparecen determinadas componentes espectrales. Además, como la TW presenta covariancia ante retrasos, parece ser la mejor herramienta para estudiar señales de energía no estacionarias, como es el caso del ECG, tanto el de adultos como el pediátrico.

La aplicación de la Transformada Wavelet discreta (TWD), es de gran importancia, en la obtención y clasificación automática de patrones en los registros electrocardiográficos muchas citas [36], ya que por medio de ésta, se pueden revelar aspectos de los datos como tendencias, puntos de quiebre, discontinuidades, etc. La TWD es la herramienta utilizada en el diseño de algoritmos de delineación y de detección de puntos característicos del ECG, implementados en sistemas de análisis computarizados. El análisis Wavelet, puede muchas veces, comprimir o eliminar ruido sin degradación apreciable

de la señal.

A continuación se presentará la definición de la TW, seguido, la descripción de la descomposición de la señal por medio de la TWD y sus aplicaciones más comunes en la Electrocardiografía como son: la disminución de componentes no deseadas en la señal (ruido y desviación de la línea de base) y la caracterización de sus ondas, segmentos e intervalos por medio de los módulos máximos.

3.1. Definición de la TW

La Transformada Wavelet (TW) es una descomposición de la señal como una combinación de funciones bases [19], obtenidas por medio de dilataciones y traslaciones de un simple prototipo Wavelet $\psi(t)$. Así, la TW de una señal $x(t)$ está definida como:

$$W_a x(b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, a > 0 \quad (3.1)$$

Donde ψ es una función de inventanado llamada *Wavelet base* o *Wavelet Madre*, siendo a un parámetro de *escala* y b de *traslación*. $W_a x(b)$ son los coeficientes de $x(t)$ en el espacio de funciones definido por $\psi(t)$.

La *Wavelet Madre* es una función (ventana) de longitud finita (soporte compacto) de naturaleza oscilatoria [14]. El término *Madre* da a entender que las funciones con diferentes regiones de actuación que se usan en el proceso de transformación provienen de una función principal. Es decir, la *Wavelet Madre* es un prototipo para generar las otras funciones ventanas.

El término *traslación* está relacionado con la localización de la ventana, a medida que ésta se desplaza a través de la señal. Obviamente, este término corresponde a la información del tiempo en el dominio transformado. En el caso de la TW se tiene un parámetro de *escala* el que se define como:

$$Escala = \frac{1}{Frecuencia}$$

En el análisis Wavelet el parámetro *escala* es análogo con el parámetro escala utilizado en los mapas [14]. Tal como en este último caso, las altas escalas corresponden

a una visión global no detallada (de la señal) y las bajas escalas corresponden a una vista detallada. De igual manera, en términos de frecuencia, las bajas frecuencias (altas escalas) corresponden a una información global de la señal que comúnmente abarca toda la señal, mientras que las altas frecuencias (escalas bajas) corresponden a una información detallada de una característica oculta en la señal que comúnmente dura un tiempo relativamente pequeño. El escalamiento como operación matemática produce una dilatación o una compresión de una señal; las altas escalas corresponderán a señales dilatadas y las escalas pequeñas corresponden a señales comprimidas.

En términos de funciones matemáticas, si $f(t)$ es una función dada $f(at)$ corresponderá a una versión contraída (comprimida) de $f(t)$ si $a > 1$ y a una versión expandida (dilatada) de $f(t)$ si $a < 1$. Sin embargo, en la definición de la Transformada Wavelet, el término de escalamiento aparece en el denominador y por lo tanto la situación es opuesta a la descrita en el párrafo anterior; es decir escalas $a > 1$ dilatan la señal mientras que escalas $a < 1$ comprimen la señal. Entre más grande es el factor a , más grande es la escala, y es más amplia la función base y por consiguiente, el coeficiente correspondiente $W_a x(b)$ da información sobre los componentes de frecuencia más bajas de la señal y viceversa. De esta manera la resolución temporal es mas alta en frecuencias altas que en frecuencias bajas.

Para el caso en el que a toma valores de 2^j donde $j = 1, 2, 3, 4 \dots$, la TW es llamada Transformada Wavelet *diádica* [33], que es muy utilizada en procesamiento Wavelet de señales digitales. La Transformada Wavelet diádica de una señal digital puede ser calculada con el algoritmo de *Mallat* [31] por medio del *Análisis Multiresolución*, donde los coeficientes Wavelet son calculados por medio del uso de filtros pasa bajas y pasa altos, que progresivamente van descomponiendo la señal en diferentes escalas, que contienen información de bandas de frecuencia específica.

3.2. Descomposición multiescala de la señal por medio de la TWD

La TWD se evalúa de la siguiente manera: La TWD analiza la señal descomponiéndola en una **aproximación** y en un **detalle** (nivel), considerando diferentes bandas de frecuencias con distintas resoluciones para cada nivel. Con este propósito se

Capítulo 3. La Transformada Wavelet y sus aplicaciones en Electrocardiografía

emplean dos conjuntos de funciones denominadas: *funciones de escalamiento y funciones Wavelet*, las que están asociadas a filtros pasa bajos y pasa altos, respectivamente.

La descomposición de la señal en diferentes bandas de frecuencia se obtiene mediante un sucesivo filtrado de pasa bajos y pasa altos. Por lo tanto la señal original $x[n]$ se pasa a través de un filtro pasa altos de media banda $g[n]$ y de un filtro pasa bajos $h[n]$; después de este filtrado pueden eliminarse la mitad de las muestras, para ello se eliminan una de cada dos muestras (submuestreo por 2). De esta manera se ha constituido el primer nivel de descomposición, lo que matemáticamente puede expresarse como:

$$(GF)_k = y_{altos}[k] = \sum_n x[n] \cdot g[2k - n] \quad (3.2)$$

$$(HF)_k = y_{bajos}[k] = \sum_n x[n] \cdot h[2k - n] \quad (3.3)$$

La forma más compacta de describir este proceso, así como de representar los procesos para determinar los coeficientes Wavelet, es la representación de los filtros en forma de operador G y H .

Estas ecuaciones representan el filtrado de la señal mediante los filtros digitales $h[n]$, $g[n]$. El factor $2k$ representa el submuestreo. Los operadores H y G corresponden a un paso en la descomposición Wavelet.

Esta descomposición reduce a la mitad la resolución en el tiempo, como consecuencia de la reducción a la mitad del número de muestras originales que caracterizan a la señal. Sin embargo, esta misma operación duplica la resolución en frecuencia, ya que ahora, la banda de frecuencia de la señal abarca solamente la mitad de la banda de frecuencias anteriores, lo que efectivamente reduce la incertidumbre en la frecuencia a la mitad. El procedimiento anterior se denomina codificación de sub-bandas y puede repetirse para conseguir una mayor descomposición, en este caso en cada etapa, el filtrado y el submuestreo darán como resultado una disminución a la mitad del número de muestras (resolución en el tiempo dividida) y de la banda de frecuencias abarcada (resolución en frecuencia duplicada).

Las bandas de frecuencia que no son muy dominantes en la señal $x[n]$ darán origen a coeficientes de la TWD muy pequeños, los cuales pueden despreciarse sin mayor pérdida de información, pero si con una importante reducción de los datos.

Una propiedad importante de la TWD es la relación entre las respuestas impulso de los filtros pasa altos y pasa bajos. Estos filtros no son independientes entre sí y están relacionados a través de la siguiente ecuación:

$$g[L - 1 - n] = (-1)^n \cdot h[n] \quad (3.4)$$

donde $g[n]$ es el filtro pasa altos, $h[n]$ es el filtro pasa bajos y L es la longitud del filtro expresada en número de puntos. La conversión de pasa bajos a pasa altos se hace a través del factor $(-1)^n$, los filtros que satisfacen esta característica se conocen como *Filtros espejos en cuadratura (QMF)*.

En resumen, el procedimiento descrito ofrece una buena resolución en el tiempo para las altas frecuencias y una buena resolución en frecuencia para las bajas frecuencias.

3.3. Caracterización del ECG por medio de TWD

3.3.1. Materiales y Métodos

Algoritmos de descomposición multiescala

El algoritmo de Mallat fig. 3.1(a), es una descomposición multiescala y consiste en un banco de filtros. Este puede ser implementado como una cascada de celdas idénticas (filtros pasa bajo y filtros pasa altos) como se describió en la sección anterior, obteniendo los coeficientes $W_{2^k x}[2^k l]$ y el residuo pasa bajas. El submuestreo o diezmado después de cada filtro remueve la redundancia de la representación de la señal, esta operación reduce la resolución temporal de los coeficientes wavelet con el incremento de las escalas.

Si se desea la misma resolución para todas las escalas se interpola las respuestas al impulso de los filtros de la escala previa. Este algoritmo es llamado *algorithme à trous* fig. 3.1(b). Este algoritmo está basado en el *análisis multiresolución*, con características muy similares al algoritmo de Mallat, con la diferencia que no se realiza un diezmado después que la señal pasa por los filtros. El *algorithme à trous* escala los filtros en frecuencia realizando un sobremuestreo en el tiempo insertando ceros entre cada uno de sus coeficientes, con el fin de mantener la resolución en tiempo de las descomposiciones Wavelet de la señal ECG a través de las escalas. De esta forma se obtiene un sistema invariante en el tiempo [34], [19]. El algoritmo que se implementó para el cálculo de la TWD de la señal ECG neonatal se basó en [31] en el Apéndice B. En este algoritmo el filtrado de la señal corresponde a la operación de *convolución* de esta con la respuesta

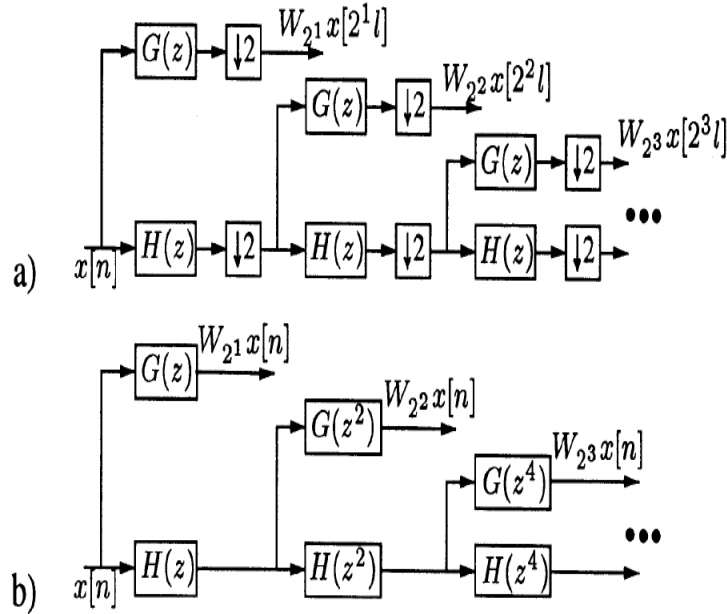


Figura 3.1: Dos diferentes bancos de filtros de la TWD. (a) Algoritmo de mallat. (b) Implementacion sin decimación(*algoritmo a trous*)

al impulso de cada filtro. Esta operación acarrea un *problema de bordes* y un adelanto de la transformada con respecto a la señal. Lo que se hizo al respecto fue no tomar en cuenta las primeras muestras de la transformada a lo largo de todas las escalas. Este número de muestras varía para cada escala¹.

Wavelet prototipo

La Wavelet más utilizada para realizar la caracterización del ECG es la Spline Cuadrática de soporte compacto fig. 3.2, cuya transformada de fourier es:

$$\Psi(\Omega) = j\Omega \left(\frac{\sin\left(\frac{\Omega}{4}\right)}{\left(\frac{\Omega}{4}\right)} \right)^4. \quad (3.5)$$

La Wavelet Spline cuadrática de soporte compacto fue utilizada en la descomposición multiescala de la señal ECG, porque posee fase lineal generalizada, lo cual permite

¹ver sección 5.2.1

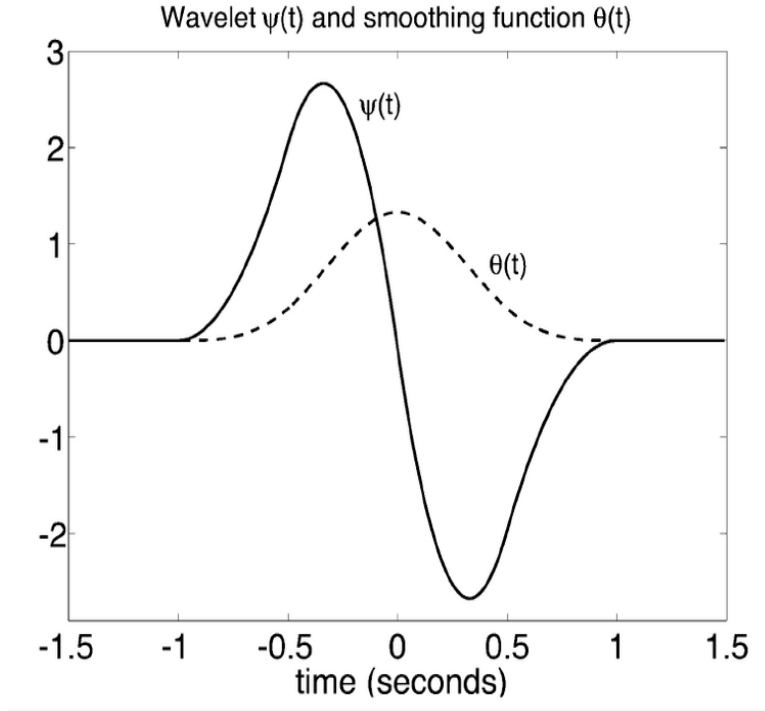


Figura 3.2: Wavelet prototipo $\psi(t)$ y la función suavizada $\theta(t)$.

determinar la relación entre los puntos característicos del ECG neonatal y los módulos máximos con sus respectivos cruces por cero, con un corto tiempo de cómputo y buena precisión en la detección. Para éste análisis, es posible utilizar Splines de mayor orden con resultados de detección muy similares, ya que los filtros equivalentes de la transformada Wavelet tienen un ancho de banda aproximado al de la Spline cuadrática [20], pero las series de coeficientes de los filtros son mucho más largas, lo que se traduce en mayor tiempo de procesamiento. Las Wavelet que no posean fase lineal generalizada no arrojan buenos resultados de detección [27].

Para la wavelet seleccionada los filtros $H(z)$ y $G(z)$ a implementar la TWD son:

$$\begin{aligned} H(e^{j\omega}) &= e^{j\omega/2} \left(\cos \frac{\omega}{2} \right)^3 \\ G(e^{j\omega}) &= 4je^{j\omega/2} \left(\sin \frac{\omega}{2} \right), \end{aligned} \quad (3.6)$$

Son filtros con respuesta al impulso FIR:

$$\begin{aligned} h[n] &= \frac{1}{8} \cdot \{\delta[n+2] + 3\delta[n+1] + 3\delta[n] + \delta[n-1]\} \\ g[n] &= 2 \cdot \{\delta[n+1] - \delta[n]\}. \end{aligned} \quad (3.7)$$

Filtro FIR digital con fase lineal generalizada tiene como propiedad que es antisimétrico y presenta un retardo de su punto central de $2^{j-1} - 1$. La respuesta en frecuencia de los filtros, implementados especialmente para el ECG neonatal es el siguiente:

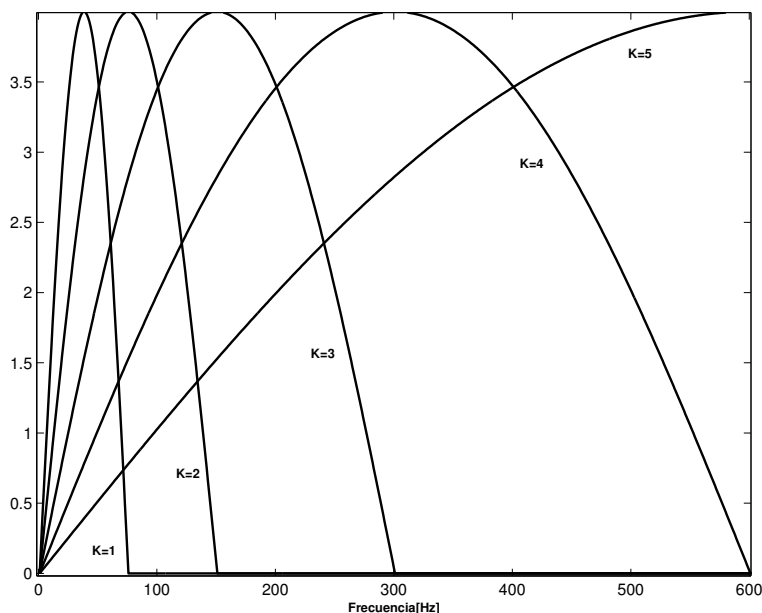


Figura 3.3: La respuesta frecuencia-amplitud de los filtros equivalentes $Q^j(\omega)$ a diferentes escalas correspondientes a un muestreo de 1200 Hz. Donde k el cada escala de descomposición.

3.3.2. Método de módulos máximos

En el ECG la distribución de los módulos máximos de los coeficientes Wavelet a través del tiempo da información sobre los principales puntos característicos de la señal. Cuando a la señal ECG se le efectúa la descomposición multiescala, se tienen en cuenta los máximos absolutos (máximos positivos y los mínimos negativos) de la transformada éstos son llamados *módulos máximos*. Los máximos absolutos de la TWD, son asociados con las máximas inclinaciones o pendientes de la señal ECG como se muestra en la figura 3.4. Para una onda monofásica (como es el caso de la R o P en el ECG) se presentan a lo largo de las escalas, un par de módulos máximos consecutivos con signo contrario con un cruce por cero entre ellos. Este es el parámetro más importante a tener en cuenta para la detección de todas las ondas componentes del QRS. Para la medición de las amplitudes de cada una de las ondas, es pertinente tener en cuenta los cruces por cero en las diferentes escalas de la TWD ya que éstos corresponden a los máximos

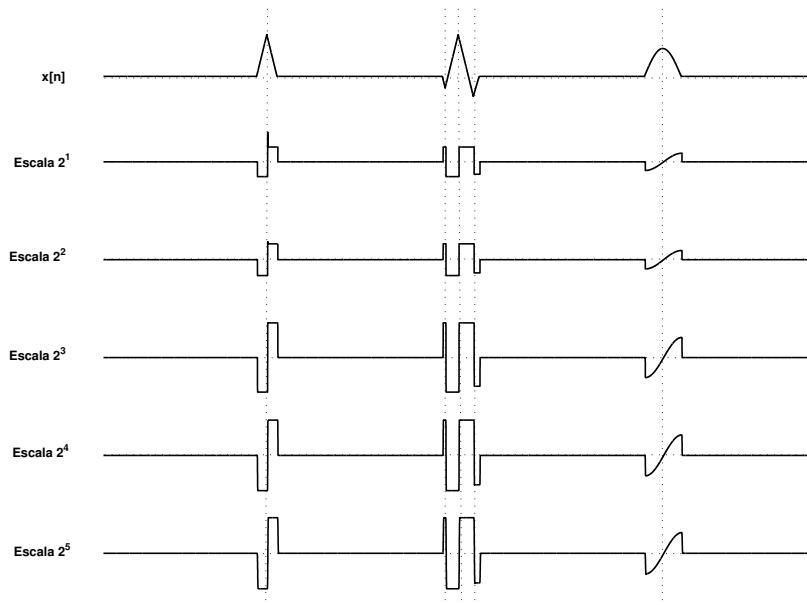


Figura 3.4: Módulos máximos

o mínimos locales en la señal ECG.

3.3.3. Reducción del ruido

Para la reducción del ruido en la señal ECG, se utiliza la TW en el procedimiento denominado soft-thresholding [32]. El objetivo principal es eliminar los coeficientes de los detalles que estén por debajo de cierto *umbral*, el resto son ponderados. El *umbral* se obtiene por medio de cálculos estadísticos [32]. La reducción de ruido se realiza con una muy suave umbralización, minimizando así la pérdida de información.

Dependiendo de las características de la señal, se escoge la Wavelet con mejor desempeño y que presente el mínimo coeficiente de error.

3.3.4. Reducción de la desviación de la línea de base

El objetivo de este método es obtener una estimación de la línea de base de los coeficientes de aproximación de la TW en cierto nivel establecido a priori, de tal manera que sustrayéndola de la señal original el resultado sea una señal sin variaciones de este tipo [32].

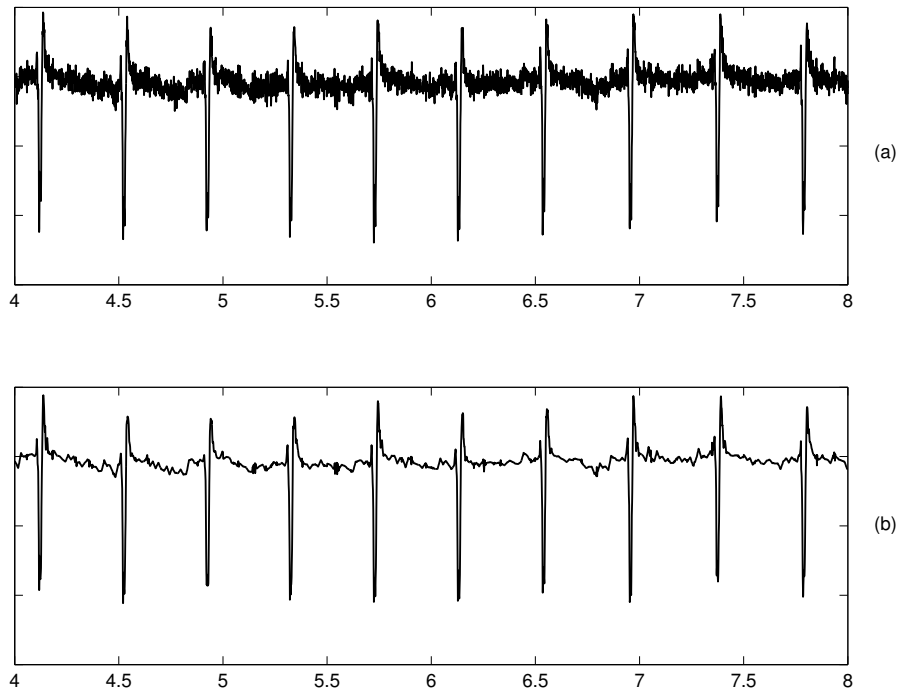


Figura 3.5: (a) Señal contaminada de ruido y (b) Señal con atenuación de ruido

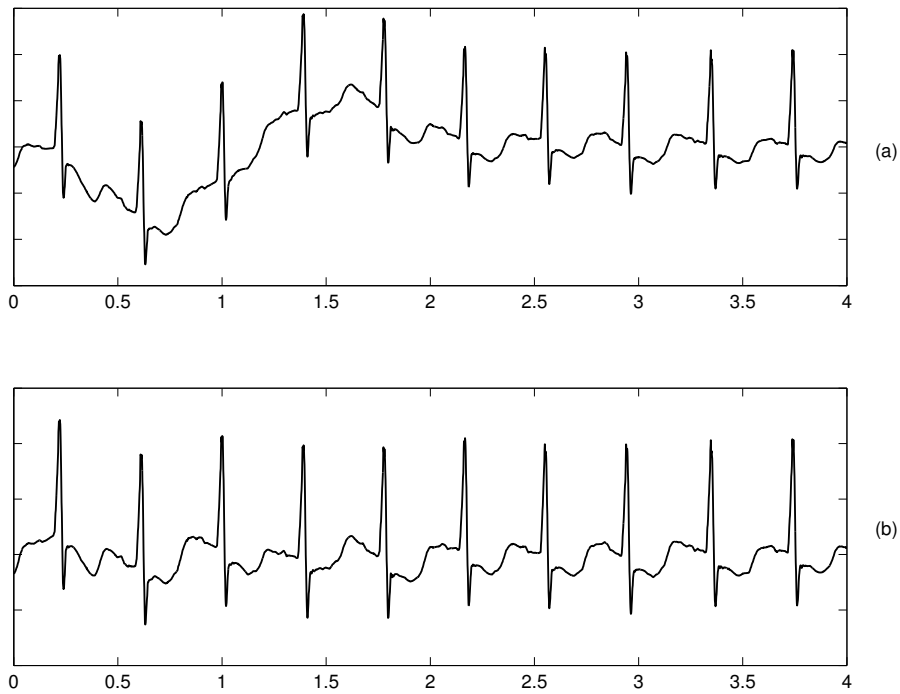


Figura 3.6: (a) Señal con desviación de la línea de base y (b) Señal con desviación atenuada de línea de base

Capítulo 4

Adquisición y Acondicionamiento de la señal ECG Neonatal



Figura 4.1: Diagrama de bloques a seguir en la etapa de adquisición.

La adquisición de la señal electrocardiográfica neonatal comienza desde el momento en que se trasduce la diferencia de potencial iónica del corazón del recién nacido a conducción electrónica, por medio de los bioelectrodos,¹ hasta que se obtiene la señal ECG del neonato digitalizada y acondicionada en una matriz de datos compuesta por las derivaciones relevantes para el análisis subsecuente de preprocesamiento fig. 4.1.

Al neonato que cumple con los criterios de inclusión presentados en la sección 1.1 y tiene el consentimiento previo de sus padres, se le realiza el procedimiento de la toma del registro electrocardiográfico, por parte del residente de pediatría, siguiendo el protocolo médico. Este proceso es supervisado por los autores del presente trabajo, con el fin, de asegurar que las especificaciones técnicas de la adquisición, se cumplan para obtener así una señal de buena calidad a tratar.

En algunas aplicaciones biomédicas como en el caso de la Electrocardiografía neonatal, las componentes de la señal están cercanas a la componente DC: tanto las componentes intrínsecas (ej. ondas P y T) como la extrínsecas (ej. desviación en la línea

¹Para tener un conocimiento más detallado de este proceso, remitirse al Anexo B

de base). El complejo QRS posee mayores valores de amplitud y una menor duración, resultando así en un espectro compuesto por un gran porcentaje de altas frecuencias. Por ejemplo, el contenido frecuencial de una señal ECG en adultos puede ir de los 0.05 Hz hasta los 100 Hz y en neonatos de 0.5 Hz a 300 Hz; Lo que también implica un mayor número de componentes indeseables como ruido, interferencia y *artefactos por movimiento*. Además, se puede esperar que la *línea de base* sufra variaciones con cada movimiento del paciente, lo que ocurre comunmente con los pacientes son recién nacidos.

Para la remoción de los fenómenos que perjudican la adquisición de la bioseñal como los *potenciales de media celda de los electrodos*², offset DC , artefactos, interferencia de 60 Hz, etc., es necesario, conocer las estrategias de diseño utilizadas en los amplificadores de biopotenciales para poder realizar una correcta calibración de la unidad de adquisición de datos y así fijar adecuadamente la frecuencia de muestreo, la ganancia del amplificador de la señal, la frecuencia de corte de los filtros pasa altos y la frecuencia de corte de los filtros pasa bajos para acondicionarla de la mejor forma posible. Igualmente, hay que tener en cuenta la interferencia de tipo zumbido, que es causada por campos eléctricos y magnéticos de las líneas de potencia y transformadores que afectan también a los electrodos del ECG y al paciente.

En el presente capítulo se realizará la descripción de los electrodos utilizados en las tomas de los registros electrocardiográficos en los recién nacidos y se describirá uno de los mayores problemas que afectan la señal denominados *artefactos*. En este apartado se presentan las características más importantes de la unidad de adquisición de datos utilizada para tomar los 360 ECGs en la población muestra de recién nacidos (ver capítulo 1). También se mostrará el procesamiento interno del equipo en un diagrama de bloques, la calibración realizada para un óptimo acondicionamiento de la señal ECG neonatal³ y finalmente, el proceso de recolección de los datos.

4.1. Los electrodos columna

En la figura 4.2 se muestra un típico *electrodo columna*, especial para niños, utilizado en la toma de ECG a los recién nacidos del presente trabajo. Éste, es un tipo de electrodo de superficie y consiste en un botón de contacto hecho del metal Ag-AgCl

²En el Anexo B se encuentra la descripción de este problema

³teniendo en cuenta las estrategias del Anexo B

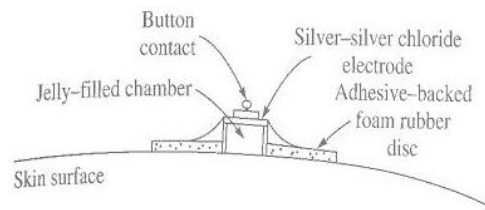


Figura 4.2: Electrodo columna

(plata-cloruro de plata) colocado en la parte superior de una columna hueca que es llenada con una pasta o un gel conductor. Este armazón es sostenido en su lugar por un disco de goma de espuma adhesiva.

El uso del gel o pasta de relleno de la columna que sostiene el electrodo metálico fuera de contacto con la superficie, reduce los *artefactos*. *Artefactos* son aquellas variaciones en la señal **no originadas** por el órgano cuya actividad se desea registrar (corazón). Existen dos clases de artefactos que afectan considerablemente la señal ECG neonatal, estos son los *artefactos por movimiento*⁴ y los *artefactos somáticos*⁵ Por eso, entre otras razones, los electrodos columna son comúnmente utilizados en pacientes hospitalizados, en tomas de ECG tipo Holter, en el registro del ECG en la prueba de esfuerzo y en la toma de *ECG a niños y recién nacidos*.

Problemas con los electrodos de columna

Una dificultad que presentan los electrodos columna es que el adhesivo no se fije en una piel sudorosa o pegajosa durante mucho tiempo.

El *artefacto de movimiento* (espurios de la señal), constituye uno de los problemas más significativos de los electrodos de superficie, el cual es generado por movimientos del recién nacido al cual se le toma el ECG y consiste en una pequeña componente de las señales bioeléctricas y de los músculos esqueléticos del neonato⁶ y una gran componente derivada del cambio en la interfaz entre el electrodo y la piel. El artefacto de movimiento empeora a medida que pasa el tiempo y la pasta o gel se secan.

⁴Son causados por el movimiento relativo entre el bioelectrodo y el paciente.

⁵Producidos por órganos distintos al cual se le desea registrar su actividad eléctrica. Ej. músculos esqueléticos.

⁶Artefactos somáticos

El mecanismo más común para generar las señales artefacto es el *desprendimiento del electrodo*. Si el electrodo se desliza o se despega de su posición inicial, entonces, el grosor de la capa gelatinosa cambia abruptamente y esto se ve reflejado en variaciones tanto de la impedancia como en el potencial offset del electrodo. Este efecto externo produce artefactos en el registro que pueden posiblemente oscurecer la señal real o ser interpretados como eventos bioeléctricos y por tanto se presta para la mala interpretación de la información relevante de las formas de onda de estudio. Para atenuar los artefactos, en algunos casos se utilizó cinta adhesiva para mantener el electrodo en su lugar; esta estrategia sirve por un momento, pero inevitablemente los electrodos se vuelven a soltar.

4.2. Unidad de adquisición de datos

La unidad de adquisición de datos Mp35 es el corazón del sistema Biopac Student Lab PRO (BSL). El Sistema Biopac Student Lab PRO está diseñado por *Biopac Systems* para la adquisición y el análisis de señales biológicas; está dotado con las herramientas necesarias para realizar una toma y un estudio de las señales electrocardiográficas con una buena precisión⁷. El sistema BSL PRO esta conformado por dos componentes, el primero de ellos es el sistema hardware el cual se encarga de la adquisición de la señal (puede ser analógica o digital) y el segundo el software que es el que permite la visualización de los datos y además que el usuario ajuste el equipo según sus necesidades y gustos. El MP35 posee un microprocesador interno para controlar la adquisición de los datos y la comunicación con el computador. Este dispositivo tiene cuatro canales de entrada, uno de ellos puede ser usado como una entrada de disparo.

A la unidad de adquisición es conectada la señal bioeléctrica de entrada por medio de tres canales (DI, DII y precordial), el cuarto no se utiliza en esta aplicación. Se emplean los cinco potenciales estándar conectados a los respectivos electrodos: brazo derecho (RA), brazo Izquierdo (LA), pierna Izquierda (LL), pierna derecha (RL) y el electrodo precordial (C)⁸. Se pueden obtener al mismo tiempo siete derivaciones: las tres bipolares I, II, III, las tres unipolares aVL, avR y avF y una precordial. Si se desean

⁷Este equipo es utilizado en el Hospital Universitario de Santander para registrar biopotenciales en forma digital

⁸Las derivaciones DI y DII equivalen a operaciones matemáticas entre las medidas de los electrodos. Ver cuadro A.1

visualizar las 13 derivaciones, se debe rotar el electrodo del pecho a través de cada una de las otras 6 posiciones precordiales.

4.2.1. Proceso de adquisición de la señal

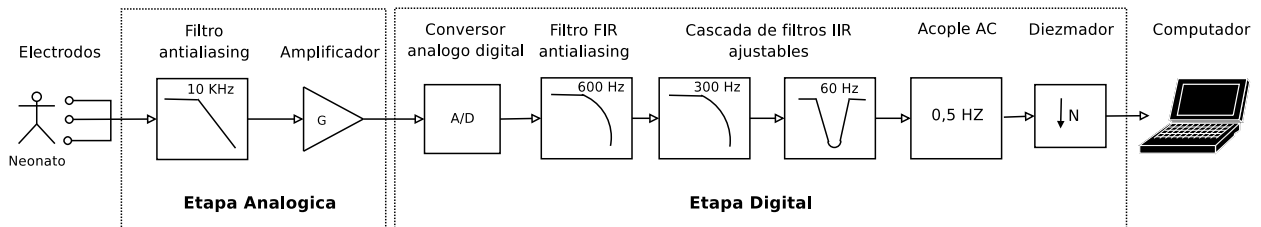


Figura 4.3: Diagrama de bloques de la unidad de adquisición de datos

En la figura 4.3 se muestra el diagrama de bloques de los procesos internos llevados a cabo por el mp35 para adquirir la señal. Consta de dos etapas, la *analógica* y la *digital*. La primera está compuesta por un filtro pasabajos de 20kHz⁹ y el amplificador de biopotenciales de ganancia ajustable; la etapa digital consta de: un convertor Analógico/Digital, un filtro FIR pasa bajos, seguido de una cascada compuesta por dos filtros IIR de segundo orden y un diezmador. La salida de esta etapa se convierte en la entrada del ordenador para el procesamiento de la señal biomédica adquirida.

Etapa analógica

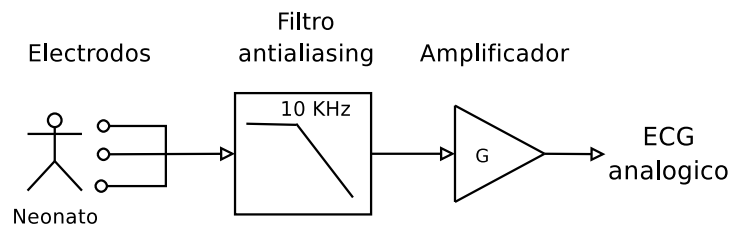


Figura 4.4: Diagrama de bloques de la etapa analógica llevada a cabo por la unidad de adquisición de datos.

La señal bioeléctrica entra al filtro pasabajos analógico¹⁰ para realizar una acotación del rango de la señal a la entrada del amplificador, ya que la frecuencia de muestreo inicial de la señal es de 20 kHz, lo que implica, que el valor de sus componentes frecuenciales no debe exceder 10 kHz para que no ocurra aliasing. Luego, la señal entra a

⁹De línea de banda

¹⁰frecuencia máxima de línea de banda 20 kHz y ancho de banda -3 dB menor de 10 KHz.

la etapa de amplificación. El software ofrece una variedad de valores de ganancia que se pueden aplicar a las señales de entrada para que sean amplificadas como el usuario desee, teniendo en cuenta que tanto el rango de la señal de entrada como su resolución depende la selección de la ganancia. En este equipo el valor mínimo de ganancia es de 10, el rango de la señal de entrada es de 2 V pp y la resolución es de 1.192 uV/bit; La ganancia máxima es de 50000 con un rango de 400 uV pp y una resolución de 0.024 nV/bit. Para adquirir la señal ECG en neonatos se utilizó una ganancia de 2000 ya que el rango de estas señales es de 0.5 mV a 1.5 mV aproximadamente. Ahora la señal está lista para su conversión de analógica a digital A/D.

Etapa digital

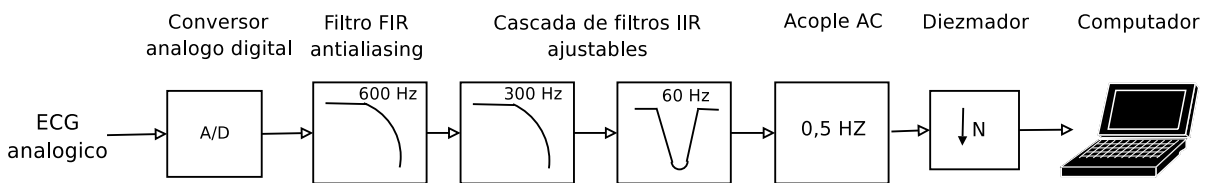


Figura 4.5: Diagrama de bloques de la etapa digital

La conversión A/D es la primera tarea llevada a cabo por el DSP. El conversor tiene una resolución de 24 bits¹¹. Internamente el MP35 muestrea todos los datos de entrada a 20kHz, 25kHz, 50kHz o a 100kHz, valores que pueden ser seleccionados en el software BSL. Para todas las frecuencias de muestreo menores a 20kHz, como en el caso del ECG neonatal en el que la *frecuencia de muestreo* f_s es ajustada 1200 Hz, las señales se muestrean inicialmente a 20kHz, luego serán submuestreadas a la frecuencia deseada, después de haber sido procesadas por los filtros IIR internos y luego son enviadas al software de aplicación BSL. Para asegurar que en los datos de entrada del MP35 no ocurra aliasing, se implementa un filtro pasa bajos FIR de orden alto, que tiene una frecuencia de corte del 45 % de la frecuencia de muestreo interna usada por el MP35. Para la selección de la frecuencia de muestreo, se tuvo en cuenta la recomendación de la Sociedad Europea de Cardiología según la cual el valor de la f_s debe ser al menos 4 veces el máximo valor del rango frecuencial de ECG en recién nacidos (0.5 a 300 Hz), es decir, a 1200 Hz. Para adultos normalmente es de 333 a 500 Hz.

¹¹En una etapa posterior, la señal pasará por un filtrado digital y cambiará su resolución a 12 bits.

4.2.2. Acondicionamiento de la señal

Esta etapa es la encargada del acondicionamiento de la señal ECG ¹². Este acondicionamiento se realiza por medio de una cascada de dos filtros de segundo orden que pueden ser ajustados independientemente. Estos filtros están implementados con 32 bits, coma fija, por medio del Procesador de Señales Digitales (DSP) interno. Para calibrar estos filtros es necesario tener en cuenta los tipos de interferencia que afectan la señal, como lo son: el potencial de offset en el electrodo¹³, la interferencia AC de 60Hz o interferencia tipo zumbido, artefactos somáticos¹⁴, artefactos de movimiento, el ruido intrínseco de los componentes electrónicos, el ruido electroquirúrgico, etc. La *interferencia de tipo zumbido* es causada por campos eléctricos y magnéticos de las líneas de potencia y transformadores que afectan los electrodos del ECG y al paciente. Las corrientes de interferencia fluyen a través de los cables de señal, comunes, y tierra por medio de acoples capacitivos entre los campos y el sistema [16]. Este tipo de ruido está siempre presente, y la batalla por eliminarlo parece nunca terminar. Afortunadamente, los esquemas modernos de reducción de ruido son muy exitosos minimizando la interferencia que causa una especie de zumbido en los registros del ECG. Se ajustaron los dos filtros FIR de segundo orden de la siguiente manera: el primero se implementó como filtro pasabajos de frecuencia de corte -3 dB en 300Hz aproximadamente, cumpliendo con la especificación de rango frecuencial de ECG neonatal¹⁵ [1]. El segundo filtro, se ajustó como para banda de 60Hz para eliminar la interferencia AC de 60 Hz.

La unidad de adquisición del ECG posee también un acople de AC para que los artefactos del potencial offset del electrodo y los de media celda¹⁶ sean eliminados¹⁷. La respuesta de baja frecuencia del amplificador, entonces, no debe extenderse por debajo de la componente DC, pero ciertas características de la forma de onda del ECG tienen muy bajas componentes de frecuencia, en consecuencia, la respuesta es muy cercana a 0.5 Hz. Por tanto, el acople AC para acondicionar la señal ECG neonatal fue fijado en 0.5 Hz.

¹²acotar el rango frecuencial, eliminar la componente de 60 Hz, el ruido, etc.

¹³descrito en el Anexo B

¹⁴ruido electromiográfico

¹⁵Recomendación de la Sociedad Europea de cardiología.

¹⁶Definido en el Anexo B

¹⁷ver Anexo B

4.2.3. Recolección de datos ECG en neonatos

La recolección de datos involucra la toma de las señales y el envío de ellas al computador, donde son visualizadas en una pantalla, y grabadas en la memoria.

Para este estudio fueron tomados 360 electrocardiogramas en 120 recién nacidos sanos. A cada paciente se le registraron tres ECG: el primero, a las 24 horas del nacimiento; el segundo, a la semana; y el tercero, al mes, siguiendo el protocolo médico. En cada ECG se registran en tiempo real siete derivaciones precordiales: V1, V2, V3, V4, V5, V6, y V3R y dos derivaciones bipolares: DI y DII. Debido a que las derivaciones precordiales se toman en un solo canal, al mismo tiempo solo pueden ser registradas 3 derivaciones: DI, DII y V1; luego DI, DII y V2 y así sucesivamente. La duración de cada registro es de 15 segundos. Las otras seis derivaciones se definen a partir de las anteriores¹⁸.

Las derivaciones registradas en tiempo real se guardan en una matriz de 3 columnas en formato *.txt*. La primera columna corresponde a DI, la segunda a DII y la tercera a las precordiales. La designación del nombre de cada matriz se realiza de la siguiente manera: *A####*, *B####* y *C####*. La primera letra indica el periodo de tiempo del recién nacido; *A*: primeras 24 horas, *B*: 1 semana y *C*: un mes de vida. *###* es el número del paciente. Entonces, *A001* indicará que es el ECG paciente número 001 a las 24 horas del nacimiento, *B001* es el ECG del paciente 001 a la semana y *C001* es el ECG del mismo paciente al mes.

Es posible que en el momento de la toma se presenten serios problemas de interferencia, alterando la información relevante de la señal, y se deban ejecutar repeticiones hasta obtenerlo adecuadamente.

En resumen, el equipo de adquisición de datos se ajustó de la siguiente manera: $f_s = 1200$ Hz, la ganancia del amplificador en 2000 V/V, el acople AC en 0,5 Hz, un filtro IIR pasa bajos de frecuencia de corte de 300 Hz, seguido de un filtro IIR para banda de 60 Hz. El resultado final del proceso de adquisición de la señal ECG neonatal es una matriz de datos de 3 columnas; La primera columna corresponde a la derivación DI, la segunda a DII y la tercera a las derivaciones precordiales V1, V2, V3, V4, V5, V6 y V3R. La duración de cada registro precordial es de 15 segundos.

¹⁸ ver Anexo A cuadro *tabladerivaciones* en la etapa de preprocesado ver sección *preprocesamiento*

Capítulo 5

Diseño de los algoritmos de preprocesado y procesado de la señal ECG neonatal

5.1. Algoritmos del preprocesado



Figura 5.1: Diagrama de bloques del preprocesamiento de la señal ECG neonatal.

Se incluyó la etapa de preprocesamiento en el análisis del ECG neonatal, para obtener una mayor precisión en las mediciones de los picos de sus ondas características (P, Q, R, S y T). Las reducciones tanto de ruido, como de las variaciones de la línea de base se llevaron a cabo por medio de técnicas basadas en Transformada Wavelet. La entrada de esta etapa es la señal ECG digitalizada, representada en una matriz de datos de 9 derivaciones¹, resultante de la etapa de adquisición² fig. 5.1. La salida del preprocesamiento es una señal de 9 derivaciones, de 10 segundos de duración cada una, con una disminución significativa de ruido y artefactos.

Los *artefactos*³ son generados por movimientos bruscos del recién nacido como lo

¹ con 2 derivaciones frontales (DI y DII) y siete derivaciones precordiales

² Descrita en el capítulo 4

³ Definidos previamente en la sección 4.1

son el llanto, el hipo, la agitación, el movimiento de los miembros, etc. Otros factores de interferencia que se convierten en componentes de frecuencia indeseables presentes en la señal adquirida, como son: el contacto con el médico, el posicionamiento incorrecto de los electrodos y la desviación de la línea de base, que se presenta en varias oportunidades con movimientos lentos, como por ejemplo, la respiración.

Es pertinente notar que todos los tipos de interferencia y artefactos no afectan el ritmo intrínseco del paciente sino que dificultan la lectura y medición de los puntos significativos del ECG. De aquí surge la necesidad de diseñar un procedimiento que reduzca el efecto negativo producido en la señal por estos fenómenos, y que además, en este proceso no se presente pérdida de información significativa. Para cumplir estos objetivos se diseñó una etapa de preprocesamiento donde se atenúan las componentes no deseadas de las señales adquiridas y se eliminan las señales de las derivaciones que se repitieron en la adquisición. Cada una de las etapas de este diseño lleva a cabo una función que será explicada en el siguiente apartado.

5.1.1. Etapas del preprocesamiento

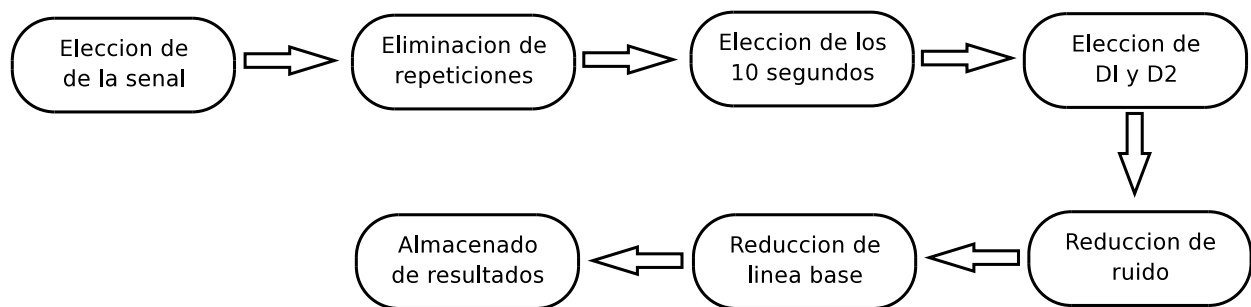


Figura 5.2: Diagrama de bloques de las etapas del preprocesamiento de la señal ECG neonatal.

Elección de la señal

En esta primera etapa, el usuario realiza la elección de la señal a tratar, teniendo la opción de escoger una de las 120 señales de cada uno de los tres periodos (24 horas, 1 semana y un mes). A continuación, el algoritmo busca y carga en el sistema los datos de la señal escogida dejándolos disponibles para su uso y modificación.

Eliminación de repeticiones

Es posible que durante el proceso de adquisición haya sido necesario realizar alguna repetición de una o varias de las derivaciones precordiales como se comentó en la sección 4.2.3. En esta etapa, el usuario indica, de forma ordenada, cuáles son las derivaciones precordiales que se repitieron, para que el algoritmo las busque y las elimine. De esta forma se obtienen en la matriz las siete derivaciones a procesar. Por ejemplo, en la figura 5.3(a) se muestra el registro electrocardiográfico de un neonato, de las 7 derivaciones precordiales tomadas en 8 tramos de tiempo, puesto que, se debió repetir la toma de la derivación V1, ya que en la primera se presentaron fuertes artefactos de movimiento. En figura 5.3(b) se observan 7 tramos de registro porque se ha eliminado la primera toma.

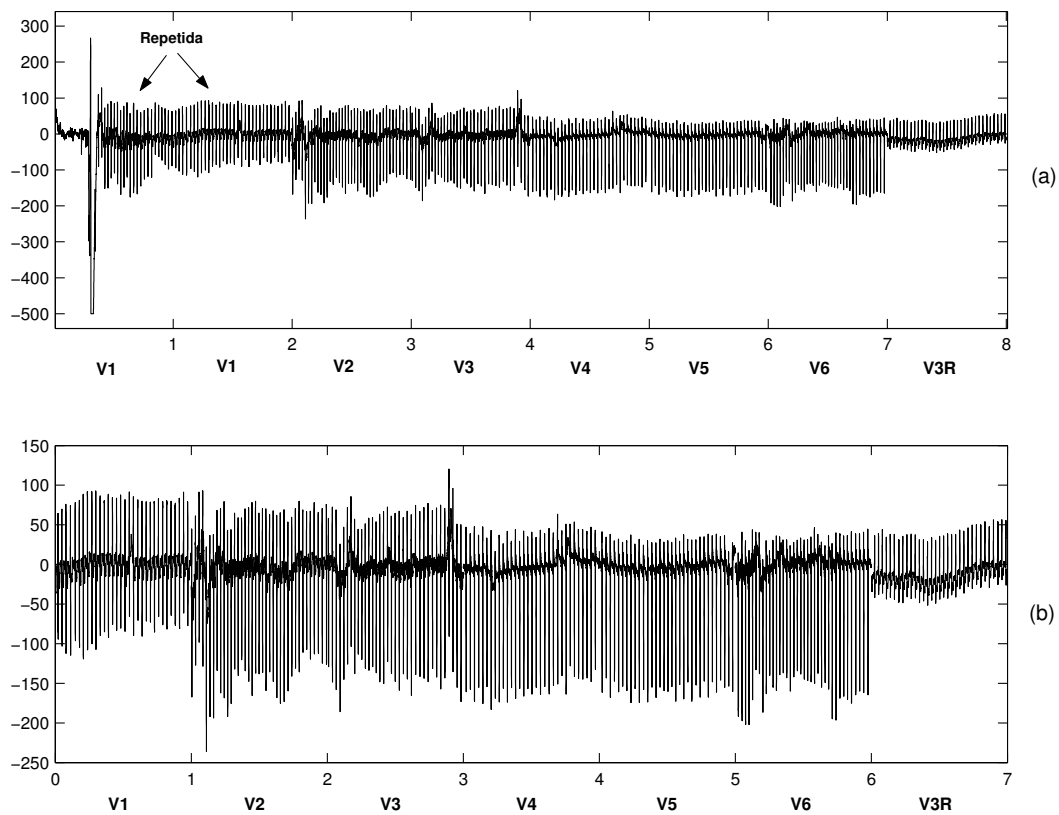


Figura 5.3: Eliminación de repeticiones

Como para la adquisición de cada derivación precordial se registran simultáneamente las derivaciones bipolares DI y DII, los registros de estas correspondientes a las repeticiones también son eliminados, dejando como resultado 7 registros de DI y DII en la matriz (ver sección 4.2.3).

Elección de los mejores 10 segundos de cada señal

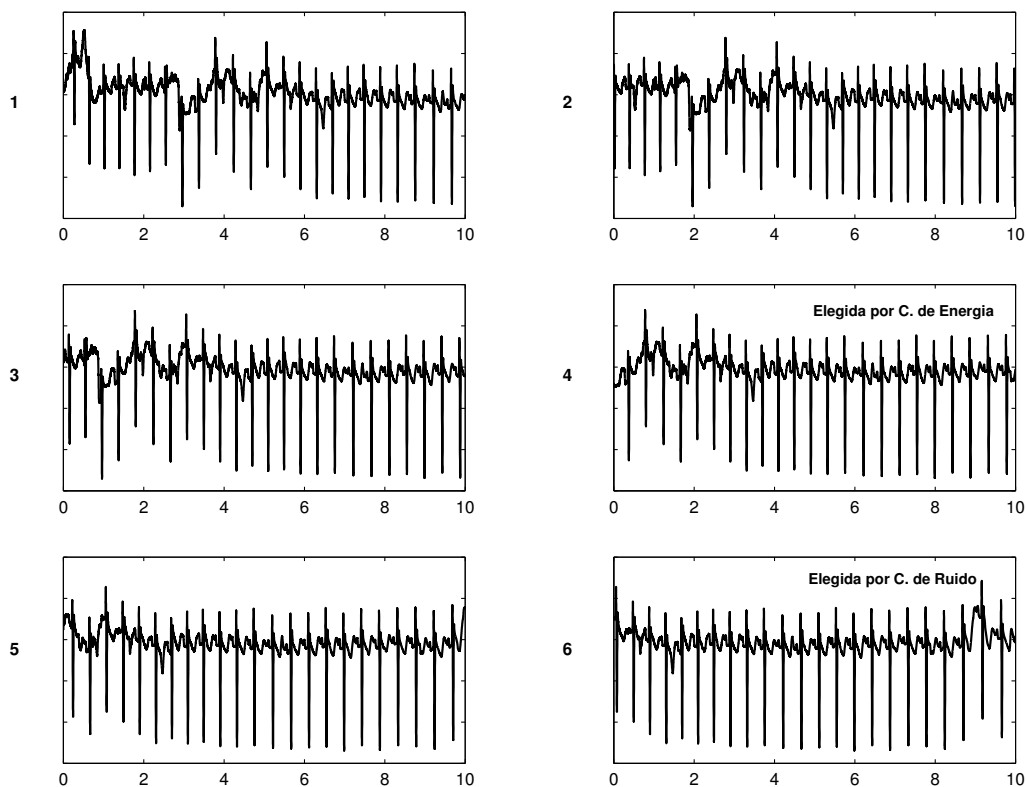


Figura 5.4: Elecciones posibles según los criterios de ruido y de energía

Teniendo en cuenta que cada derivación se adquiere con un tiempo de duración de 15 segundos y de éstos, solo algunos son los utilizados en la delineación de la señal, el algoritmo escoge aquellos 10 segundos de cada derivación que menos componentes indeseables posean. Para tal elección se tienen en cuenta dos criterios: el *criterio de energía* y el *criterio de ruido*. El *criterio de energía* consiste en calcular la energía de la señal en cada una de las seis elecciones posibles (1-10, 2-11, 3-12, 4-13, 5-14 y 6-15 segundos); el intervalo en el cual la energía sea menor, será el elegido. Que la energía sea menor indica que la desviación de la línea de base es menor. El *criterio de ruido* consiste en calcular el coeficiente de ruido por medio de la TW (ver sección 3.5) de cada uno de los seis intervalos, eligiendo el que tenga el menor valor de coeficiente. En algunas ocasiones los dos criterios no coinciden en la elección de los mejores 10 segundos. Por tal razón, el usuario tiene la posibilidad de escoger el *criterio* que desee aplicar. Por ejemplo, en la figura 5.4 se muestran las elecciones posibles enumeradas de 1 a 6 (1-10, 2-11, 3-12, 4-13, 5-14 y 6-15 segundos) y aquellas que el sistema escogió según los criterios de energía (elección 4) y de ruido (elección 6).

Como resultado final de esta etapa se tienen 10 segundos de cada una de las 7 derivaciones precordiales con los respectivos 10 segundos de las derivaciones bipolares DI y DII. Es decir, 10 segundos de cada derivación V1, DI y DII, otros 10 seg. De V2, DI y DII y así sucesivamente hasta V3R, DI y DII.

Elección de la mejor señal de las derivaciones D1 y D2

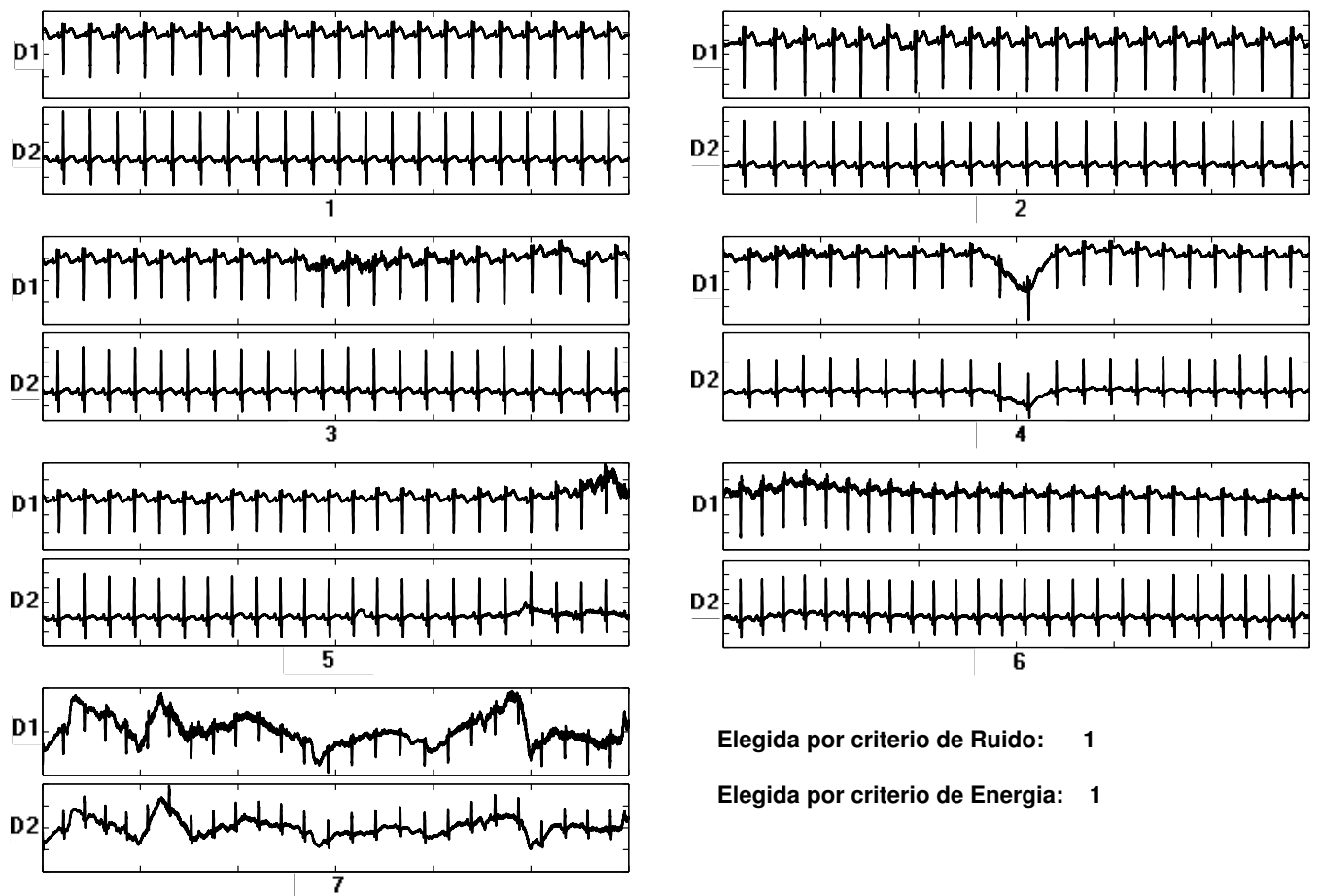


Figura 5.5: Opciones para la elección de las derivaciones D1 y D2

Basándonos en los criterios mencionados en el párrafo anterior, se realiza la elección de la mejor señal de D1 y la mejor señal de D2 de las 7 que se tienen. Es necesario que las dos pertenezcan al mismo registro, ya que de la suma o la sustracción de estas dos derivaciones se obtendrán las derivaciones faltantes (DIII, aVR, aVL y aVF) como se mencionó en la sección 4.2.3. Por lo anterior, la energía y los coeficientes de ruido de las dos derivaciones DI y DII son sumados para cada trazado. Se elige la menor suma de cada uno de los criterios. El usuario elige el criterio a aplicar dependiendo del

comportamiento de la señal. Por ejemplo, en la figura 5.5 se muestran los 7 registros adquiridos de las derivaciones frontales DI y DII para la adquisición de cada precordial, DI(1) y DII(1) para V1, DI(2) y DII(2) para V2, y así sucesivamente, hasta DI(7) y DII(7) para V3R. En la parte inferior de la figura se muestra la sugerencia que da la herramienta para la selección, según los criterios de ruido y de energía.

Reducción de ruido por medio de TW

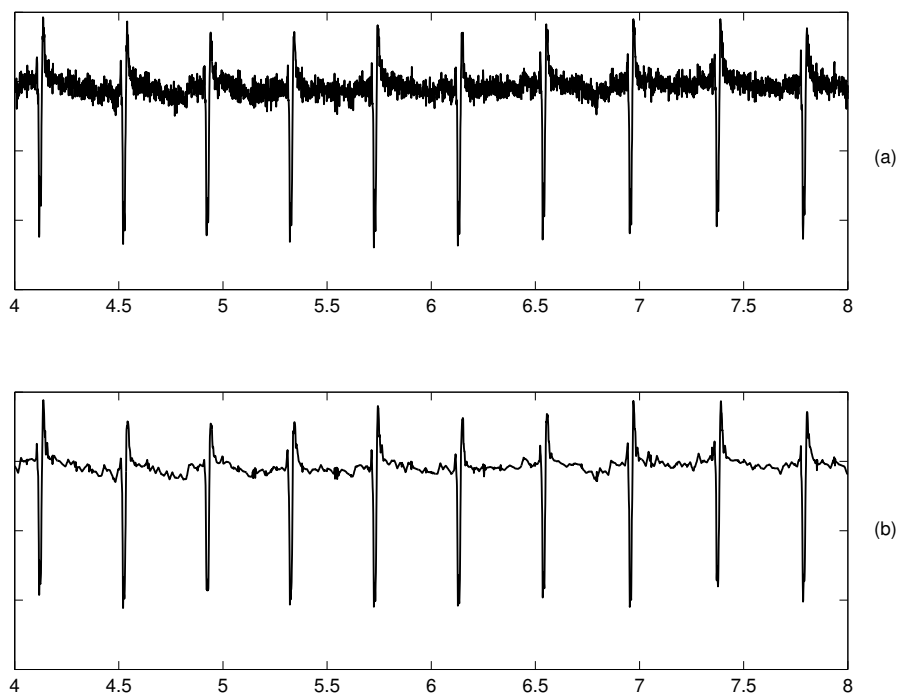


Figura 5.6: (a) Señal contaminada de ruido y (b) Señal con atenuación de ruido

Esta etapa, realiza la reducción del ruido de las derivaciones adquiridas en tiempo real (DI, DII, V1-V6 y V3R) por medio de la TW utilizando el método de soft-thresholding descrito en la sección 3.5. Cada uno de los registros se descompone en 4 escalas usando la Wavelet Daubechy 3 [32], [17] y [18]. En la cuarta descomposición se calcula el *umbral* de ruido para llevar a cabo la eliminación de los coeficientes de detalle que son menores del valor calculado. En la figura 5.6(a) se muestra una señal antes de realizar el proceso de reducción de ruido y en la figura 5.6(b) la señal con el ruido atenuado después del procesamiento Wavelet.

Reducción de la variación en la línea de base por medio de TW

Para eliminar componentes no deseadas de baja frecuencia, el algoritmo realiza una descomposición Wavelet (coeficientes de aproximación y detalles) [30] en 9 escalas a cada uno de los trazados ECG, utilizando la Wavelet Biortogonal 6.8 [32]. Esto se hace con el propósito de sustraer de cada una de las derivaciones los coeficientes de aproximación de la última escala de descomposición de las mismas (ver sección multiresolución). Con este procedimiento se logran atenuar las componentes de frecuencia localizadas entre 0 y 2 Hz. En la figura 5.7(a) se muestra una señal con fuertes variaciones de la línea de base y en la figura 5.6(b) se observa la señal con las variaciones de línea de base atenuadas, después del procesamiento Wavelet.

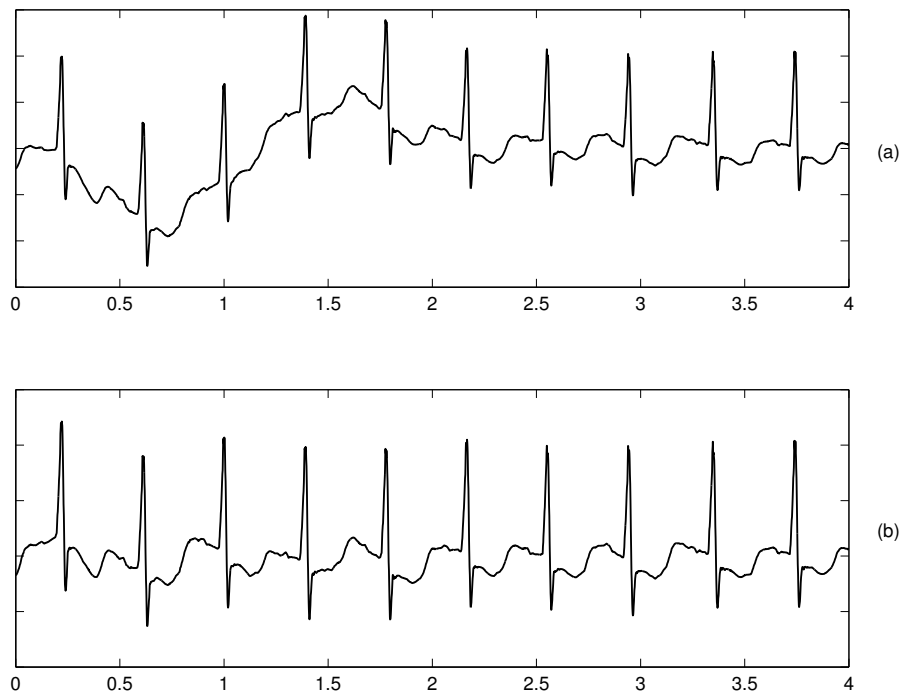


Figura 5.7: (a) Señal con desviación de la línea de base y (b) Señal con desviación atenuada de línea de base

Almacenamiento de los resultados

Después de que cada registro ECG ha superado las etapas descritas anteriormente, se procede a guardar los resultados en un archivo extensión .mat que contiene una matriz que consta de 9 columnas correspondientes a las derivaciones DI, DII, V1, V2, V3, V4, V5, V6 y V3r, cada una de 10 segundos de duración.

5.2. Algoritmos para el procesamiento del ECG neonatal

La etapa de procesamiento de la señal ECG neonatal es la más importante de la herramienta, ya que en ésta, se diseñan los algoritmos de detección y medición de los puntos característicos y de las singularidades del ECG neonatal. La entrada de esta etapa es la matriz de datos de las 9 derivaciones resultante de la etapa de preprocesamiento, a la cual se le han atenuado las componentes de ruido y las variaciones de la línea de base. La salida del procesamiento son las medidas y la visualización de las ondas, segmentos e intervalos de los trazos electrocardiográficos neonatales de 13 derivaciones.



Figura 5.8: Diagrama de bloques del procesamiento de la señal ECG neonatal.

Teniendo en cuenta [19], en el cual, se presenta una completa delineación y detección de los puntos significativos del ECG en adultos, basados en la TW [20], [33] y [31], por el método de los módulos máximos, se diseñaron los algoritmos de detección y medición para el ECG neonatal, presentados en el presente apartado.

De acuerdo al espectro de la señal ECG neonatal, la mayoría de la energía de la señal se encuentra dentro de las escalas 2^1 a 2^6 . El espectro de energía de la señal ECG neonatal se distribuye de manera diferente a lo largo de las escalas de descomposición Wavelet en relación con la señal de adultos [19] y por tanto, los módulos máximos de sus puntos característicos también lo hacen, ya que el espectro de frecuencias del ECG neonatal es mucho más amplio que el ECG de adultos y en consecuencia la frecuencia de muestreo también es mayor. Para las escalas mayores a 2^6 la energía del complejo QRS es muy pequeña. Las ondas T y P tienen sus componentes significativas en la escala 2^5 y 2^6 aunque la influencia de la desviación de la línea de base es importante en esta escala. Las primeras cinco escalas están ejemplificadas por: ondas monofásicas que producen un par mínimo máximo negativo positivo a lo largo de las descomposiciones, con un cero cruzado entre ellas. Cada cambio repentino en la señal es asociado a la línea de máximos y mínimos a través de las escalas concernientes. En el complejo QRS los picos pequeños de las ondas Q y S tienen cruces por cero en la TW en las escalas 2^1 y 2^2 . La variación de la línea base afecta a las escalas mayores de 2^6 .

Usando la información obtenida por la TW de la señal ECG neonatal y observando la relación de los puntos característicos con los máximos y mínimos locales y los cruces por cero de la TW a diferentes escalas, el algoritmo identifica los puntos singulares en los siguientes pasos:

5.2.1. Etapas de procesamiento

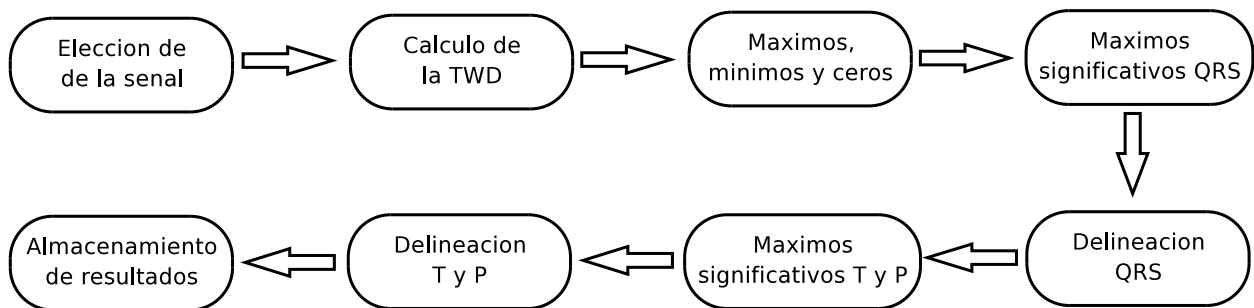


Figura 5.9: Diagrama de bloques de las etapas de procesado de la señal ECG neonatal.

Elección de la señal y cálculo de las derivaciones DIII, aVR, aVL y aVF

En esta etapa el usuario elige el periodo (24 horas, 1 semana o 1 mes) y el número (de 1 a 120) de la señal a tratar. A continuación se carga en el sistema el archivo de extensión .mat de la respectiva señal, obtenido previamente en la etapa de preprocesamiento descrita en la sección 5.1.1. Con esto se calcula la derivación bipolar DIII y las derivaciones unipolares aVR, aVL y aVF de la siguiente manera:

$$\rightarrow DIII = DII - DI$$

$$\rightarrow aVR = \frac{-(DI+DII)}{2}$$

$$\rightarrow aVL = \frac{(DI-DIII)}{2}$$

$$\rightarrow aVF = \frac{(DIII+DII)}{2}$$

Como resultado, la matriz inicial de 9 columnas se convierte en una matriz de 13 columnas correspondientes a las derivaciones del ECG de la siguiente manera: DI, DII, DIII, aVR, aVL aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6 y V3R.

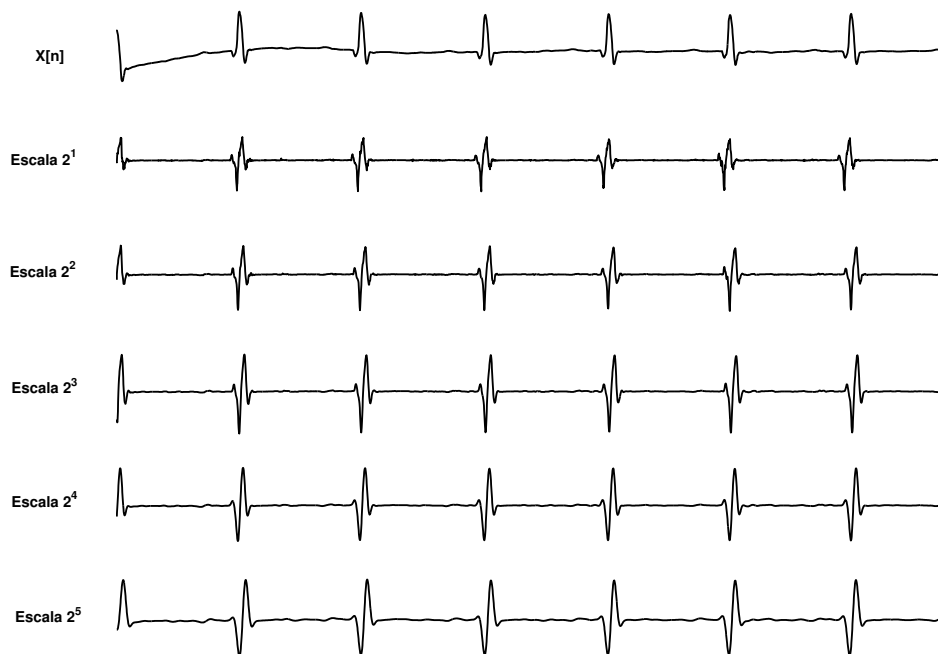


Figura 5.10: Cálculo de la TWD en 5 escalas de descomposición del ECG neonatal

Cálculo de la DTW

El primer paso para la detección de los puntos característicos de la señal ECG en neonatos es realizar su descomposición en escalas por medio de la TWD, para poder analizar el espectro de potencias de la señal, el ruido y los artefactos [35]. El número de escalas significativas de descomposición se escoge según la cantidad de energía concentrada en cada una de ellas, teniendo presente el momento en el que la energía contenida deja de aumentar y empieza a decrecer. Para este caso, después de analizar 30 señales ECG neonatales, se concluye que en la quinta escala la energía es mayor que para las otras escalas. En consecuencia, el algoritmo descompone la señal en 5 escalas (2^1 , 2^2 , 2^3 , 2^4 y 2^5) como se muestra en la figura 5.10. El algoritmo que se implementó para el cálculo de la TWD de la señal ECG neonatal fue el *algorithme à trous*⁴ explicado en [31] Apéndice B. En este algoritmo el filtrado de la señal corresponde a la operación de *convolución* con la respuesta al impulso de cada filtro. Esta operación acarrea un *problema de bordes* y un adelanto de la transformada con respecto a la señal. En consecuencia, no se tienen en cuenta las primeras muestras de cada una de las escalas de descomposición de la señal ECG neonatal, de la siguiente manera: 4 muestras para la escala 2^1 , 11 muestras para 2^2 , 24 para 2^3 , 49 para 2^4 y finalmente, 98 para la escala 2^5 .

⁴Definido en el capítulo 3

A continuación a cada una de las escalas de descomposición se le calcula su valor RMS ($RMS(W_{2^1}x[n])$, $RMS(W_{2^2}x[n])$, $RMS(W_{2^3}x[n])$, $RMS(W_{2^4}x[n])$ y $RMS(W_{2^5}x[n])$), para realizar la umbralización y efectuar así, la detección de las ondas.

Detección de máximos, mínimos y ceros

En esta etapa son detectadas las posiciones de los puntos máximos positivos y mínimos negativos de las escalas 2^3 y 2^5 . Estos máximos y mínimos son utilizados en la detección del complejo QRS, la onda T y la onda P como se muestra en el diagrama de bloques 5.9 general del procedimiento. También son localizadas en esta etapa, las posiciones de los cruces por cero presentes en las escalas 2^1 y 2^2 , que serán necesarios en una de las siguientes etapas para la delineación de los picos de las ondas ECG neonatales. En la figura 5.11 se observan los máximos positivos y los mínimos negativos en la escala de descomposición 2^5 .

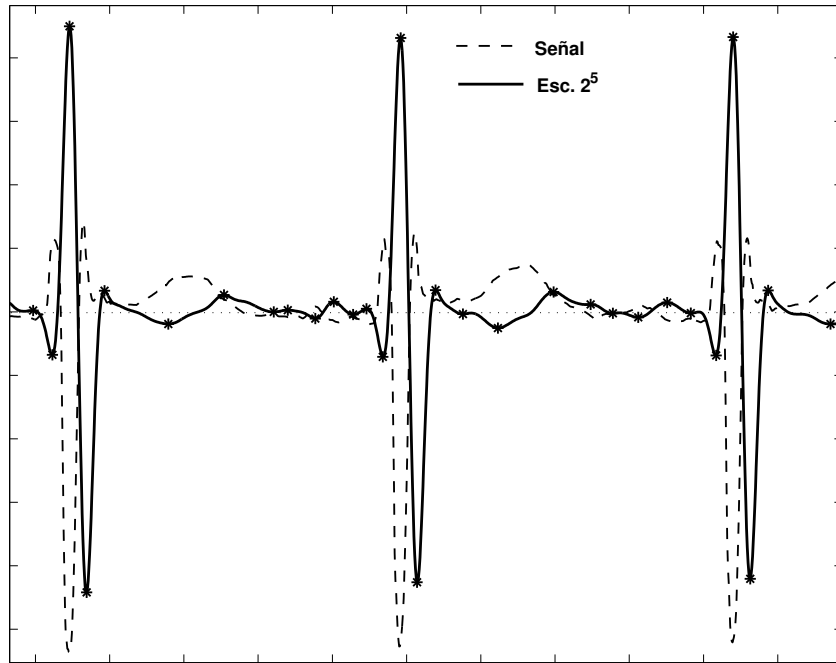


Figura 5.11: Máximos y mínimos en la escala 2^5 del ECG neonatal

Los valores y la posición de los máximos positivos y mínimos negativos de las escalas 2^3 y 2^5 son almacenados en una matriz para cada escala (M_{max2^3} y M_{max2^5}), la cual posee dos columnas, una columna es la posición del máximo y la otra su valor. De la misma forma son almacenadas las localizaciones de los ceros de las escalas 2^1 y 2^2

$(M_{cer2^1}$ y M_{cer2^2}).

Detección de máximos y mínimos significativos del QRS

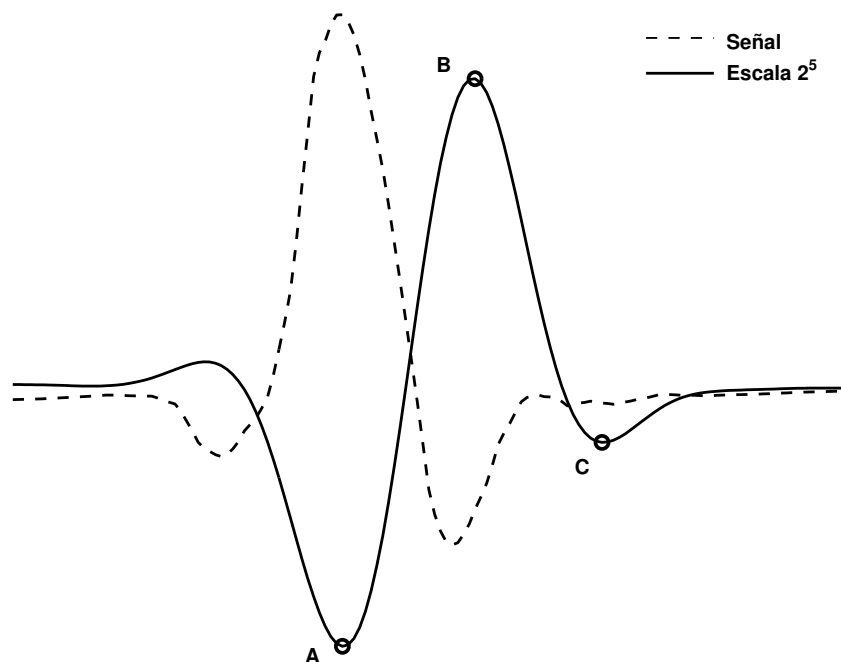


Figura 5.12: Máximos y mínimos significativos del QRS del ECG neonatal

La detección del complejo QRS es el punto de partida para la delineación automática de todas las ondas y los intervalos que componen las señales electrocardiográficas. El primer paso en esta etapa es la detección de los máximos positivos que excedan un umbral establecido $\epsilon_{QRS}^5 = 2RMS(W_{2^5}x[n])$ en la escala de descomposición 2^5 . Esta es la escala donde se encuentra la mayor cantidad de energía de la señal ECG neonatal de la transformada Wavelet. El umbral establecido, difiere del umbral presentado en [19] tanto en la escala como en el valor⁵. Luego de que los máximos positivos son hallados se promedian. Este promedio ($\bar{\rho}$) es tomado como referencia para determinar los umbrales de búsqueda ($\epsilon_{max_{QRS}}^5$ y $\epsilon_{min_{QRS}}^5$). Estos umbrales varían dependiendo del valor de ($\bar{\rho}$). Es necesario que estos umbrales sean distintos para cada caso, ya que dependiendo de la cantidad de energía que contiene el QRS de la energía total de la señal, los valores máximos RMS varían. Por ejemplo, para una señal en la que la energía de la onda P y la onda T es mínima, el valor RMS de los maximos del QRS es mayor que en el caso en el que la energía de las ondas T y P es significativa. El valor de los umbrales

⁵ver cuadro 5.1

utilizados con el fin de encontrar los máximos positivos significativos del complejo QRS estan clasificados de la siguiente manera:

$$\text{Si } \bar{\varrho} \geq 5RMS(W_{2^5}x[n]) \Rightarrow \begin{cases} \epsilon_{maxQRS}^5 = \bar{\varrho} + 1,3RMS(W_{2^5}x[n]) \\ \epsilon_{minQRS}^5 = \bar{\varrho} - 2,86RMS(W_{2^5}x[n]) \end{cases}$$

$$\text{Si } 5RMS(W_{2^5}x[n]) > \bar{\varrho} \geq 3RMS(W_{2^5}x[n]) \Rightarrow \begin{cases} \epsilon_{maxQRS}^5 = \bar{\varrho} + 3,15RMS(W_{2^5}x[n]) \\ \epsilon_{minQRS}^5 = \bar{\varrho} - 1,3RMS(W_{2^5}x[n]) \end{cases}$$

$$\text{Si } \bar{\varrho} < 3RMS(W_{2^5}x[n]) \Rightarrow \begin{cases} \epsilon_{maxQRS}^5 = \bar{\varrho} + 3RMS(W_{2^5}x[n]) \\ \epsilon_{minQRS}^5 = \bar{\varrho} - 0,6RMS(W_{2^5}x[n]) \end{cases}$$

A medida que el algoritmo va buscando en la matriz M_{max2^5} los máximos positivos que obedezcan con alguna de las anteriores condiciones según sea el caso, se verifica que este máximo cumpla con el término de *Módulo Significativo*(sección 3.3.2), revisando en la matriz M_{max2^5} si una de las posiciones adyacentes a este máximo es un mínimo negativo. Si se satisface esta condición este máximo (B_{QRS}^5) y sus mínimos adyacentes (A_{QRS}^5 y C_{QRS}^5)son almacenados como máximos y mínimos significativos del complejo QRS. Como se muestra en la figura 5.12 B es el máximo positivo a partir del cual, se hallan los mínimos adyacentes A y C que cumplan con la definición de módulo significativo.

La posición y el valor de los *Módulos máximos Significativos* del QRS de la escala 2^5 son guardados en una matriz distribuida de la siguiente manera:

$$M_{QRS}^5 = \begin{bmatrix} A_{1QRS}^5 & A_{2QRS}^5 & \dots & A_{nQRS}^5 \\ B_{1QRS}^5 & B_{2QRS}^5 & \dots & B_{nQRS}^5 \\ C_{1QRS}^5 & C_{2QRS}^5 & \dots & C_{nQRS}^5 \end{bmatrix}$$

Siendo n el número de máximos encontrados en toda la quinta descomposición.

Búsqueda de máximos y mínimos significativos menores del umbral

Con la posición de cada uno de los máximos positivos ($B_{1QRS}^5, B_{2QRS}^5, \dots, B_{nQRS}^5$) se calcula el promedio de separación entre ellos ($\bar{\tau}$), teniendo así una aproximación de la frecuencia del complejo QRS. Este promedio es utilizado para la detección de máximos que sean componentes de un QRS que no haya cumplido las condiciones de los umbrales ϵ_{minQRS}^5 y ϵ_{maxQRS}^5 , realizando una búsqueda entre los máximos positivos cuya su separación exceda $1,3\bar{\tau}$. En la figura 5.13 se muestra el caso en el que uno de los máximos del QRS no excede el umbral ϵ_{minQRS}^5 .

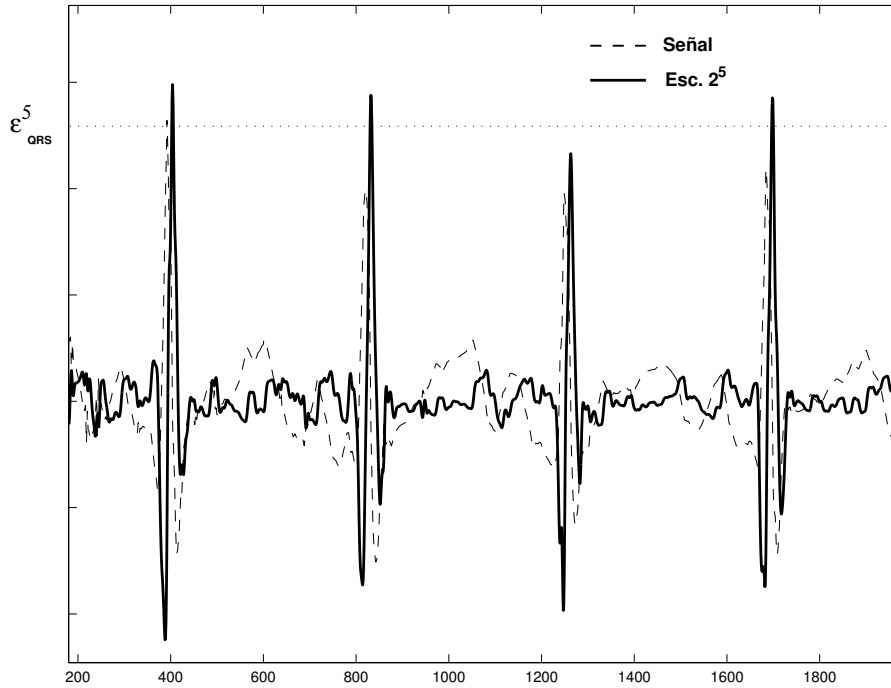


Figura 5.13: Máximos menores del umbral

Eliminación de los falsos máximos y mínimos significativos del QRS

En esta parte, se realiza la eliminación de falsos máximos y mínimos significativos del QRS, detectados en las anteriores etapas, estos falsos son aquellos provocados por movimientos bruscos del neonato u ondas T de gran amplitud (que no hacen parte de los máximos significativos del QRS). Esta eliminación, se lleva a cabo buscando los máximos positivos ($B_{1QRS}^5, B_{2QRS}^5, \dots, B_{nQRS}^5$) que no cumplan con la condición de que exista una separación entre ellos de al menos $0,6\bar{7}$. En la figura 5.14 se muestra un máximo que no corresponde a los máximos del QRS.

Búsqueda de los máximos y mínimos significativos del QRS en la escala 2^3

Dado que la escala de descomposición 2^3 , posee componentes de frecuencia mayores a las encontradas en la escala 2^5 y por tanto contiene mayor información relevante de la señal ECG, sobretodo, del complejo QRS, se puede tener una mejor estimación del comportamiento del mismo, tal como lo es su forma (morfología). Es importante aclarar, que para cada uno de los máximos y mínimos significativos de la escala 2^5 (A_{QRS}^5, B_{QRS}^5 y C_{QRS}^5) existen sus homólogos respectivos en la escala 2^3 (A_{QRS}^3, B_{QRS}^3 y C_{QRS}^3), con un adelanto que varía dependiendo de las componentes de

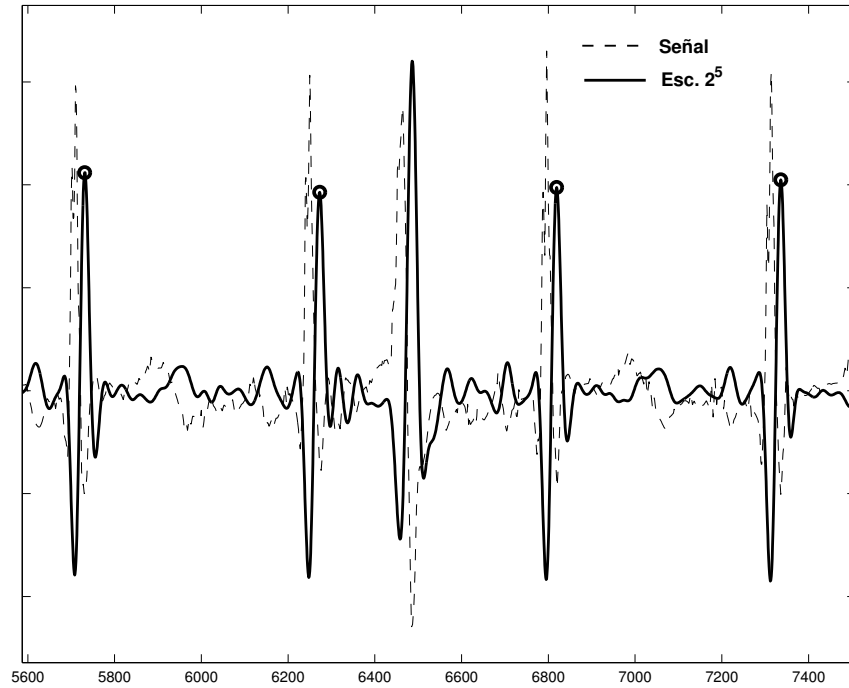


Figura 5.14: Eliminación de los falsos máximos y mínimos significativos del QRS

frecuencia de la señal [20]. Este adelanto de la escala 2^3 , con respecto a la escala 2^5 , no excede más de 30 muestras en el ECG neonatal. Teniendo esta consideración, el máximo y mínimo significativo de la escala 2^3 se puede ubicar en este espacio de tiempo.

La posición y el valor de los *Módulos máximos Significativos* del QRS de la escala 2^3 son guardados en una matriz distribuida de la misma manera que en la sección 5.2.1:

$$M_{QRS}^3 = \begin{bmatrix} A_{1_{QRS}}^3 & A_{2_{QRS}}^3 & \dots & A_{n_{QRS}}^3 \\ B_{1_{QRS}}^3 & B_{2_{QRS}}^3 & \dots & B_{n_{QRS}}^3 \\ C_{1_{QRS}}^3 & C_{2_{QRS}}^3 & \dots & C_{n_{QRS}}^3 \end{bmatrix}$$

Siendo n el número de máximos encontrados en toda la tercera descomposición.

Búsqueda de máximos y mínimos significativos adicionales del QRS en la escala 2^3

Dependiendo del número de ondas individuales componentes del complejo QRS (ver sección 2.3.3) se presentará un número de máximos y mínimos significativos en la escala 2^3 . Cuando el complejo tiene 3 ondas individuales, se presentan 4 máximos y mínimos significativos. En la figura 5.12 en la que se presentan 2 ondas individuales únicamente,

se encuentran 3 máximos y mínimos significativos. Por esta razón se hace indispensable verificar, si existe o no, la presencia de un cuarto máximo o mínimo significativo del complejo QRS, en la tercera descomposición llamado D_{QRS}^3 . Este acontecimiento, se busca antes y después del primer (A_{QRS}^3) y el tercer (C_{QRS}^3) máximo o mínimo significativo, detectados en la escala 2^3 , en la etapa anterior. Para esto se examina en la matriz M_{max2^3} la posición anterior y posterior de cada A_{QRS}^3 y de C_{QRS}^3 para encontrar un máximo que exceda el umbral $\epsilon_{QRS}^3 = 0,03RMS(W_{2^5}x[n])$. Si el valor de uno de los máximos ubicado, en alguna de las posiciones nombradas anteriormente, cumple con el criterio propuesto, se concluye, que se tiene un complejo QRS con 4 ondas individuales. Si los dos máximos ubicados en alguna de las posiciones nombradas, cumplen con el criterio, se toma como significativo el de mayor amplitud. Este procedimiento se aplica en todos los máximos y mínimos significativos del QRS y se toma como resultado el comportamiento más ocurrente en todos los complejos. Por ejemplo, si en una señal hay 20 complejos QRS de los cuales 15 corresponden a la forma compuesta por los siguientes máx. mín. A_{QRS}^3 , B_{QRS}^3 , C_{QRS}^3 y D_{QRS}^3 y los otros 5 complejos corresponden a A_{QRS}^3 , B_{QRS}^3 , C_{QRS}^3 ; entonces el comportamiento elegido para este QRS particular será el que se presentó 15 veces.

Detección del inicio y el final del QRS

Tanto el final como el inicio del QRS, son detectados buscando el punto anterior al primer (A_{QRS}^3 o D_{QRS}^3) y el punto posterior al último (C_{QRS}^3 o D_{QRS}^3) máximo significativo de cada complejo en la TW, en la escala 2^3 que crucen los umbrales de inicio ($\xi_{ini_{QRS}}$) y de fin ($\xi_{fin_{QRS}}$), respectivamente [19]. Los límites del QRS son marcados, cuando la transformada decrece hasta el valor del umbral, lo que indica, que antes y después de estos puntos la energía del complejo ya no es significativa. Los umbrales se definen de la siguiente manera:

$$\xi_{ini_{QRS}} = 0,07W_{2^3}x[\eta_{ini}]$$

$$\xi_{fin_{QRS}} = 0,125W_{2^3}x[\eta_{fin}]$$

Donde η_{ini} corresponde a la posición del primer máx. o mín. significativo del QRS y η_{fin} al último.

Las posiciones obtenidas en este procedimiento, son ubicadas en la señal para medir así la amplitud para cada inicio y fin de todos los QRS del ECG neonatal. Las amplitudes y las posiciones obtenidas son almacenadas de la siguiente manera:

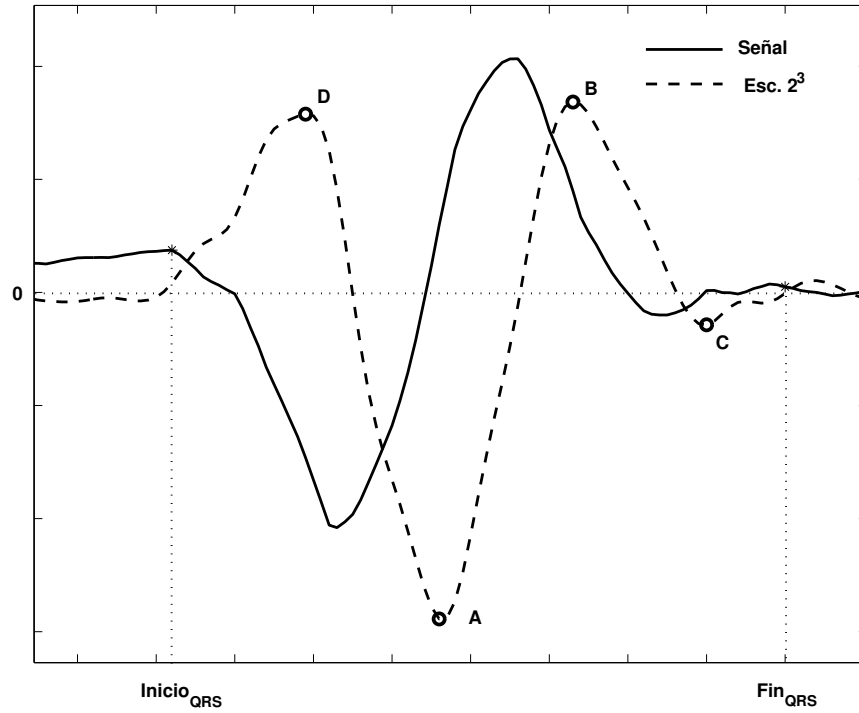


Figura 5.15: Inicio y final del QRS

$$M_{ini_{QRS}} = \begin{bmatrix} ini_{1_{QRS}} & ini_{2_{QRS}} & \dots & ini_{n_{QRS}} \end{bmatrix}$$

$$M_{fin_{QRS}} = \begin{bmatrix} fin_{1_{QRS}} & fin_{2_{QRS}} & \dots & fin_{n_{QRS}} \end{bmatrix}$$

Detección de la línea isoelectrica

Es necesario detectar la línea isoelectrica, ya que es la referencia utilizada para tomar las medidas de las amplitudes de todas las ondas individuales del ECG neonatal (P, Q, R, S, y T). Para determinar esta línea, se debe ubicar el segmento PQ (ver sección 2.3.2) en toda la señal. El segmento PQ, está ubicado después del final de la onda P y antes del inicio del complejo QRS. La localización de este segmento, se realiza tomando una muestra de la señal ECG 12.5 msec antes del inicio del QRS (12.5 ms = 15 muestras). Esta muestra se toma, antes del inicio de cada complejo QRS formando un vector de la siguiente manera: $V_{\mu} = \mu_1 \mu_2 \dots \mu_n$. La línea isoelectrica se forma, con la unión de los puntos de este vector. El usuario de este software de detección de los puntos característicos del ECG neonatal, tiene la posibilidad de elegir si esta línea se toma en cuenta o no, al de realizar las medidas. Si se tiene en cuenta, la línea isoelectrica es

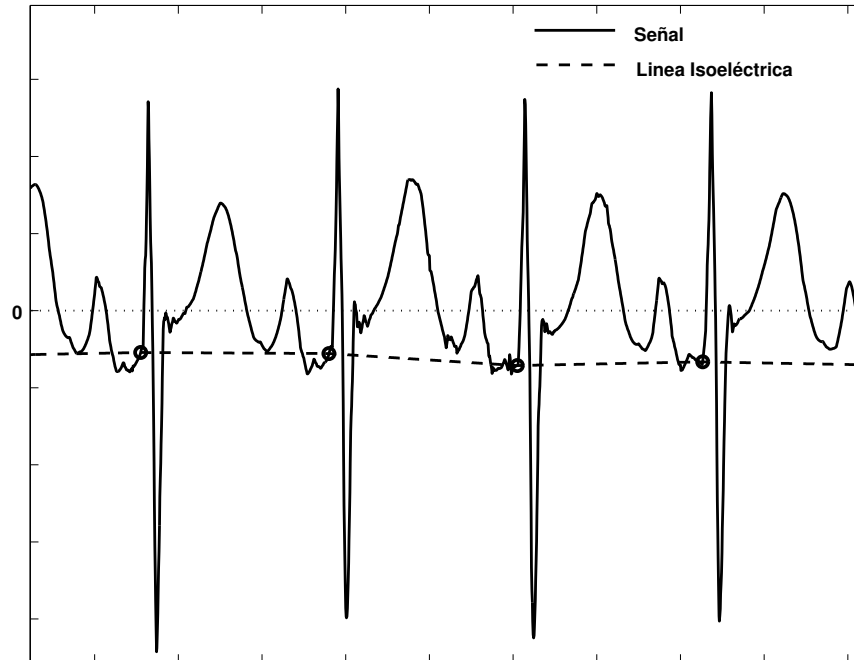


Figura 5.16: Detección de la línea isoeletrica

restada de la señal original y a partir de ello se miden las ondas características, si no, la señal ECG no es modificada.

Detección y medición de las ondas individuales del QRS

Para ubicar cada uno de los picos de las ondas componentes del QRS (singularidades), se buscan en la matriz M_{cer2^1} , los cruces por cero que se presenten entre las posiciones de cada máximo y mínimo significativo de todo QRS. El cruce por cero entre un par máximo mínimo, indica que en la señal se presentó una singularidad como se describió en la sección 5.2.1. Dado que en la escala 2^1 no se presenta retraso alguno por la descomposición, las características encontradas en ella, estarán ubicadas en la misma posición de la señal ECG. Por esto, ubicar el cruce por cero, significa tener la posición del pico de onda en la señal ECG y de esta forma se proceder con la medición, como se explicó en la sección anterior. Este desarrollo se realiza entre todos los pares máximo mínimo significativos de todos los QRS detectados.

Los resultados de la medición de las amplitudes del complejo QRS son guardados en una matriz denominada M_{QRS} de la siguiente forma:

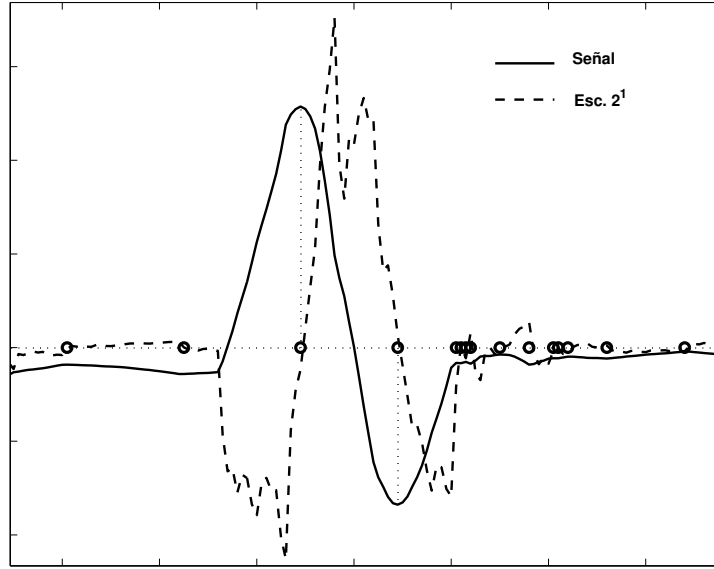


Figura 5.17: Detección y medición de picos de las ondas individuales del QRS

$$M_{QRS} = \begin{bmatrix} QRS_{1,1} & QRS_{1,2} & \dots & QRS_{1,n} \\ QRS_{2,1} & QRS_{2,2} & \dots & QRS_{2,n} \\ \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ QRS_{m,1} & QRS_{m,2} & \dots & QRS_{m,n} \end{bmatrix}$$

Donde n es el número de complejos presentes en la señal y m los picos de onda que contienen cada uno de ellos.

Detección de máximos y mínimos significativos de las ondas T y P

En esta etapa se realiza el mismo procedimiento utilizado en la detección del QRS, pero ahora se buscan los máximos positivos en la escala 2^5 que excedan el umbral ϵ_T para la onda T y ϵ_P para la onda P. Estos máximos son buscados entre el último máximo significativo del QRS y el primer máximo significativo del siguiente complejo QRS, teniendo así, una ventana de búsqueda que se define para cada onda de la siguiente forma: primero que todo se mide el espacio comprendido entre el último máximo del QRS ($\eta_{fin}(k)$) y el primer máximo del siguiente complejo ($\eta_{ini}(k+1)$) de la escala 2^5 . Este espacio de tiempo es llamado ℓ y es calculado para todos los segmentos entre los QRS detectados, obteniendo así un vector $V_\ell = \ell_1, \ell_2, \dots, \ell_{n-1}$ donde n es el número de complejos detectados. Con este vector (V_ℓ) se define la ventana de búsqueda para cada onda (T o P).

- Para la *onda T* la ventana de tiempo (Ven_{OndaT}) en la cual se examina la existencia de tal onda, está definida por siguiente condición:

$$\eta_{fin}(k) + 50_{muestras} < Ven_{OndaT} < \eta_{fin}(k) + 0,65\ell T(k) \quad (5.1)$$

Donde $k = 1, 2, \dots, n - 1$ corresponde al ℓ que se este analizado.

- Para la *onda P* la ventana de tiempo (Ven_{OndaP}) en la cual se examina la existencia de tal onda, esta definida por siguiente condición:

$$\eta_{fin}(k) + 0,7\ell P(k) < Ven_{OndaP} < \eta_{ini}(k + 1) - 38_{muestras} \quad (5.2)$$

Donde $k = 1, 2, \dots, n - 1$ corresponde al ℓ que se este analizado.

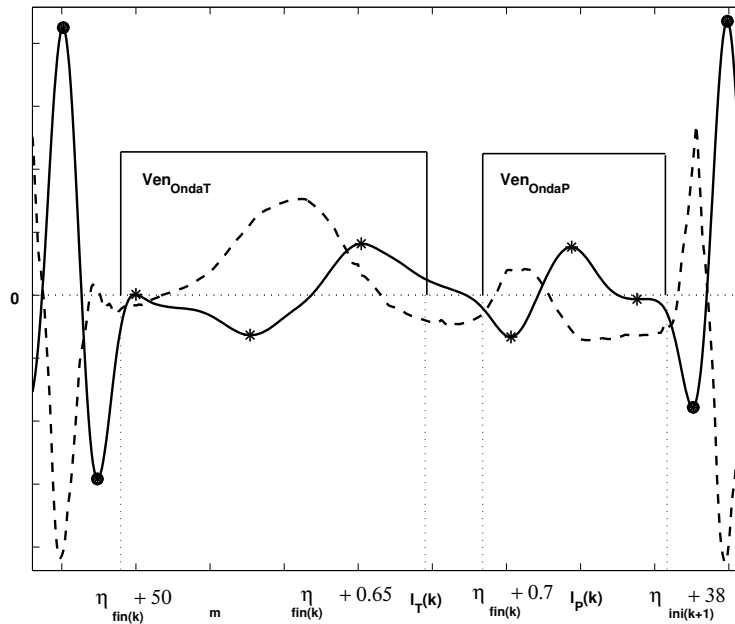


Figura 5.18: Ventanas de tiempo para la búsqueda de las ondas T y P

El siguiente paso a seguir es hacer la medición del valor RMS de los segmentos RR (ver sección 2.3.2) en la escala 2^5 . Es decir, teniendo la posición de las ondas R en toda la señal, se realiza el cálculo del valor RMS para cada segmento comprendido entre una posición de onda R y la siguiente, teniendo así un valor $RMS(W_{2^5x}[RR])$ para cada intervalo RR en la escala 2^5 , obteniendo un vector de valores $RMS V_{RMS_{RR}}^5 =$

$RMS(W_{2^5}x[RR_1]), RMS(W_{2^5}x[RR_2]), \dots, RMS(W_{2^5}x[RR_{n-1}])$ donde n es el número de complejos detectados.

Después de realizado el cálculo de los valores RMS_{RR} se establece el valor de los umbrales de la ondas T y P para cada intervalo RR :

$$\epsilon_T = 0,2RMS(W_{2^5}x[RR_k])$$

$$\epsilon_P = 0,02RMS(W_{2^5}x[RR_k])$$

Donde $k = 1, 2, \dots, n - 1$

Luego, se realiza un barrido con las ventanas de búsqueda de las ondas T y P en la matriz M_{max2^5} examinando la presencia de máximos o mínimos los cuales su magnitud exceda el umbral correspondiente a cada ventana y además que cumplan con la condición de módulo máximo (sección 3.3.2).

Si en el 50% de los espacios (ℓ) en los que se realiza la búsqueda se encuentran máximos o mínimos que cumplan con las condiciones preestablecidas, se dice que existe la onda P o T en la señal analizada y sus máximos o mínimos (B_T^5 o B_P^5) son almacenados en la matriz M_T^5 o M_P^5 según corresponda. Además de los máximos o mínimos B_T^5 o B_P^5 , también se almacenan en esta matriz los máximos o mínimos (A_T^5 y C_T^5 o A_P^5 o C_P^5) aledaños a ellos, que hacen que los mismos (B_T^5 o B_P^5) cumplan con la condición de módulos máximos (sección 3.3.2). Para la onda P , se almacena solamente el máximo o mínimo aledaño anterior (A_P^5) o posterior (C_P^5), el cual tenga mayor magnitud y sea de signo contrario a B_P^5 . Para la onda T se almacenan los dos máximos o mínimos aledaños anterior (A_T^5) y posterior (C_T^5), solamente, si ambos tienen signo contrario a B_P^5 , si no, se almacena solo el punto aledaño A_T^5 o C_T^5 que cumpla con este criterio.

Detección del inicio y el final de las ondas T y P

El final y el inicio de las ondas P y T son identificados cumpliendo con el mismo procedimiento de detección, descrito en la sección 5.2.1 para el QRS. Buscando el punto anterior al primer y el punto posterior al último máximo o mínimo significativo de cada onda en la TW en la escala 2^5 que crucen los umbrales de inicio (ξ_{ini_T} o ξ_{ini_P}) y de fin (ξ_{fin_T} o ξ_{fin_P}) respectivamente según sea el caso [19]. Los umbrales se definen de la siguiente manera:

- Para la onda T:

$$\xi_{ini_T} = 0,3W_{2^5}x[\eta_{iniT}]$$

$$\xi_{finT} = 0,4W_{2^5}x[\eta_{finT}]$$

Donde η_{iniT} corresponde a la posición del primer máx. o mín. significativo de la onda T y η_{finT} al último, en la escala 2^5 .

- Para la onda P:

$$\xi_{iniP} = 0,5W_{2^5}x[\eta_{iniP}]$$

$$\xi_{finP} = 0,9W_{2^5}x[\eta_{finP}]$$

Donde η_{iniP} corresponde a la posición del primer máx. o mín. significativo de la onda P y η_{finP} al último, en la escala 2^5 .

Las posiciones obtenidas en este procedimiento, son ubicadas en la señal, para medir así, las amplitudes de los respectivos inicio y final de todas las ondas P y T del ECG neonatal. Las amplitudes y las posiciones obtenidas son almacenadas de la siguiente manera:

- Onda T:

- Para el inicio:

$$M_{iniT} = \left[\begin{array}{cccc} ini_{1T} & ini_{2T} & \dots & ini_{nT} \end{array} \right]$$

- Para el final:

$$M_{finT} = \left[\begin{array}{cccc} fin_{1T} & fin_{2T} & \dots & fin_{nT} \end{array} \right]$$

- Onda P:

- Para el inicio:

$$M_{iniP} = \left[\begin{array}{cccc} ini_{1P} & ini_{2P} & \dots & ini_{nP} \end{array} \right]$$

- Para el final:

$$M_{finP} = \left[\begin{array}{cccc} fin_{1P} & fin_{2P} & \dots & fin_{nP} \end{array} \right]$$

Detección de los picos de las ondas T y P

Para ubicar cada uno de los picos de las ondas T y P se busca en la matriz M_{cer2^2} , los cruces por cero que se presenten entre las posiciones de cada máximo y mínimo significativo de toda onda T y P . El cruce por cero entre un par máximo mínimo, indica que en la señal se presentó una singularidad como se describió en las secciones 5.2.1 y 5.2.1. Como la onda P solo puede ser positiva (+) o negativa (-) [13], [6] entonces, la búsqueda se restringe únicamente a un pico. La onda T puede ser: positiva (+), negativa (-) o bifásica (+/-) o (-/+), entonces, dependiendo de la cantidad de máximos y mínimos significativos de cada una de las ondas, detectados según la sección 5.2.1, se identifica la cantidad de picos. Por ejemplo, si son encontrados 3 máx. mín. sig. Entonces, habrán 2 picos ubicados entre sus posiciones en la señal ECG.

Identificación de las morfologías de las ondas componentes del ECG neonatal

Las morfologías de las ondas están directamente asociadas con el número de máximos y mínimos significativos que posee cada onda (QRS , T y P). Aparte de esto, las morfologías también dependen de los valores promedio de las amplitudes de cada una de las ondas. Por lo anterior, se promedian los valores de amplitud de cada onda que se encuentran almacenados en las filas de las matrices M_{QRS} , M_T y M_P ($\overline{\rho_{M_x}} = (M_{x,1} + M_{x,2} + \dots + M_{x,n})/n$ donde $\overline{\rho_{M_x}}$ es el promedio de la fila x). A continuación, se presenta el procedimiento de identificación y clasificación de cada una de las morfologías de las ondas que componen el ECG neonatal (QRS, T y P).

Morfologías del complejo QRS

Dependiendo de la cantidad de máximos y mínimos significativos del QRS en la escala 2^3 y del promedio de las amplitudes del mismo, se tienen 5 categorías para clasificar su morfología, que luego se dividen en subcategorías. Es decir, si una morfología es clasificada en una categoría, después se subclasifica teniendo en cuenta un *criterio de magnitud* para cada una de las ondas que componen la morfología. El *criterio de magnitud* consiste en inspeccionar si la magnitud del promedio $|\overline{\rho_{M_x}}|$ de amplitudes de la onda es mayor o menor que 0.5 mV. Si es mayor o igual, la onda se marcará con una letra mayúscula y si es menor se hace con una letra minúscula.

Las categorías son: QRS , RSR' , RS , QR y R y están descritas a continuación:

1. QRS :

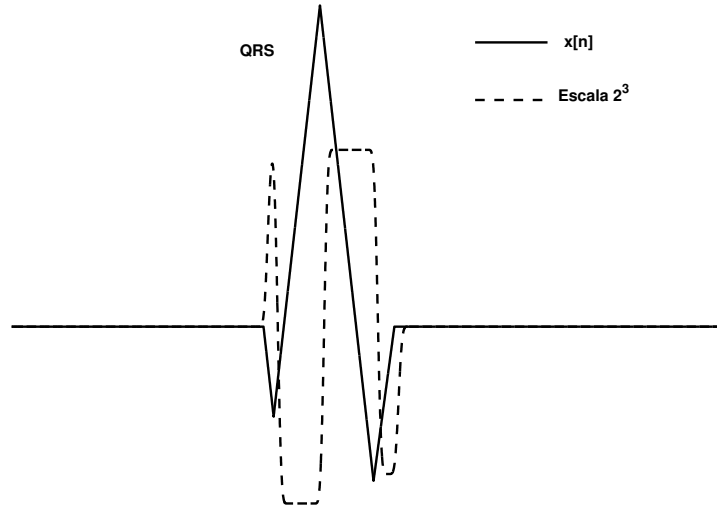


Figura 5.19: Morfología QRS

Esta morfología posee 4 máx. mín. significativos lo que se traduce en 3 picos, por tanto, la matriz de amplitudes M_{QRS} consta de 3 filas. Si el promedio de cada fila de la matriz resulta ser: 1^{era} fila (-), 2^{da} fila (+) y 3^{era} fila (-) entonces se clasifica como una morfología de tipo QRS . A continuación se realiza la subcalsificación así:

Para la Q : Si $|\overline{\rho_{M_{QRS1}}}| \geq 0,5mV \rightarrow$ se marca como una Q .

Si $|\overline{\rho_{M_{QRS1}}}| < 0,5mV \rightarrow$ se marca como una q .

Para la R : Si $|\overline{\rho_{M_{QRS3}}}| \geq 0,5mV \rightarrow$ se marca como una R

Si $|\overline{\rho_{M_{QRS3}}}| < 0,5mV \rightarrow$ se marca como una r

Para la S : Si $|\overline{\rho_{M_{QRS2}}}| \geq 0,5mV \rightarrow$ se marca como una S

Si $|\overline{\rho_{M_{QRS2}}}| < 0,5mV \rightarrow$ se marca como una s

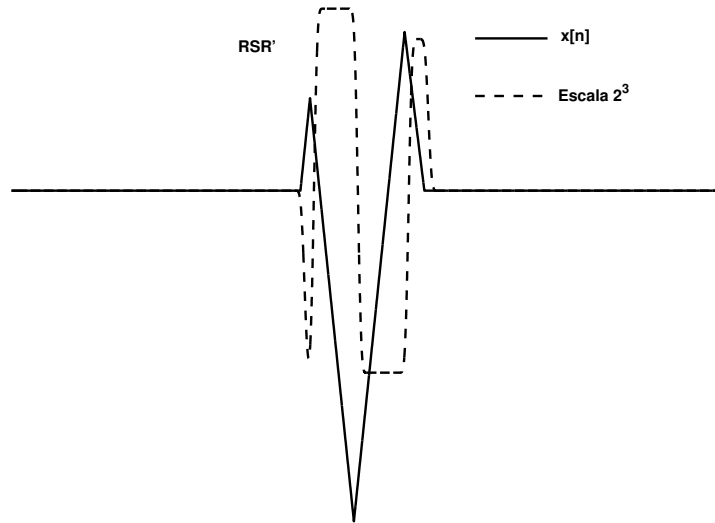
Teniendo en cuenta la subclasificación se pueden formar las siguientes combinaciones: QRS , QRs , QrS' , Qrs , qRS , qRs , qrS , qrs .

2. RSR' :

Esta morfología posee 4 máx. mín. significativos. Si el promedio de cada fila de la matriz resulta ser: 1^{era} fila (+), 2^{da} fila (-) y 3^{era} fila (+) entonces se clasifica como una morfología de tipo RSR' . A continuación se realiza la subcalsificación así:

Para la R :

Si $|\overline{\rho_{M_{RS1}}}| \geq 0,5mV \rightarrow$ se marca como una R .

Figura 5.20: Morfología RSR'

Si $|\overline{\rho_{M_{QRS1}}}| < 0,5mV \longrightarrow$ se marca como una r .

Para la S :

Si $|\overline{\rho_{M_{QRS2}}}| \geq 0,5mV \longrightarrow$ se marca como una S

Si $|\overline{\rho_{M_{QRS2}}}| < 0,5mV \longrightarrow$ se marca como una s

Para la R' :

Si $|\overline{\rho_{M_{QRS3}}}| \geq 0,5mV \longrightarrow$ se marca como una R'

Si $|\overline{\rho_{M_{QRS3}}}| < 0,5mV \longrightarrow$ se marca como una r'

Teniendo en cuenta la subclasificación se pueden formar las siguientes combinaciones: RSR , RSr' , RsR' , Rsr' , rSR' , rSr' , rsR' , rsr' .

3. RS :

Esta morfología posee 3 máx. mín. significativos lo que se traduce en 2 picos, por tanto, la matriz de amplitudes M_{QRS} consta de 2 filas a diferencia de las morfologías anteriores. Si el promedio de cada fila de la matriz resulta ser: 1^{era} fila (+) y 2^{da} fila (-) entonces se clasifica como una morfología de tipo RS . A continuación se realiza la subclasificación así:

Para la R :

Si $|\overline{\rho_{M_{QRS1}}}| \geq 0,5mV \longrightarrow$ se marca como una R .

Si $|\overline{\rho_{M_{QRS1}}}| < 0,5mV \longrightarrow$ se marca como una r .

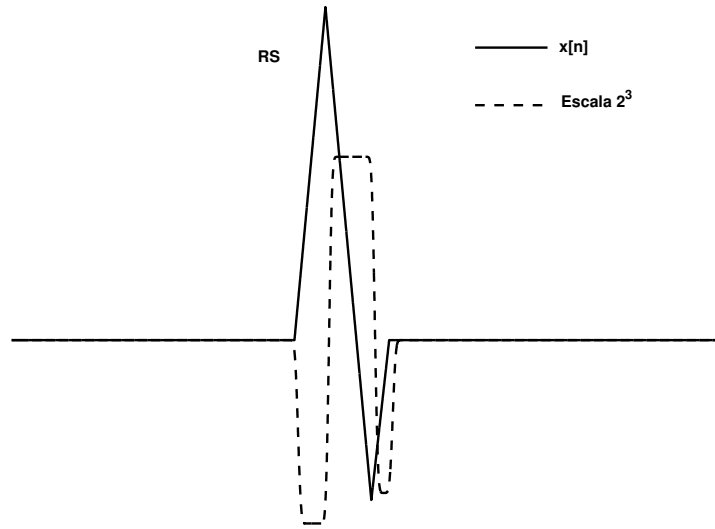


Figura 5.21: Morfología RS

Para la S :

Si $|\overline{\rho_{M_{QRS2}}}| \geq 0,5mV \rightarrow$ se marca como una S

Si $|\overline{\rho_{M_{QRS2}}}| < 0,5mV \rightarrow$ se marca como una s

Teniendo en cuenta la subclasificación se pueden formar las siguientes combinaciones: RS , Rs , rS y rs .

4. QR :

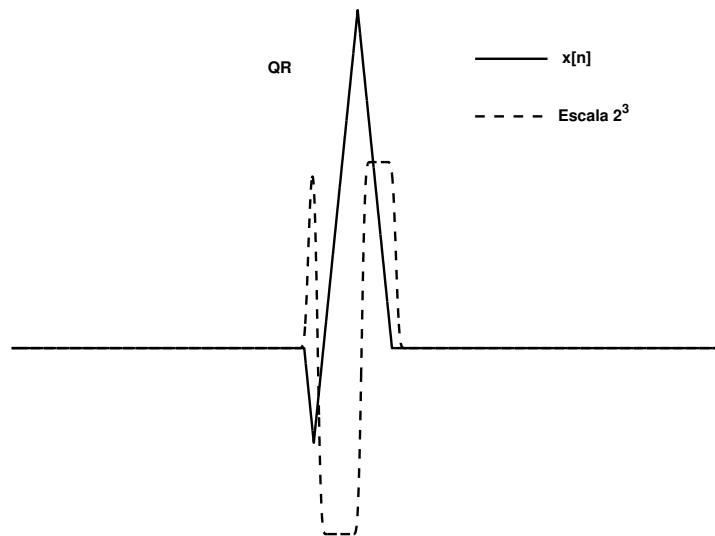


Figura 5.22: Morfología QR

Esta morfología posee 4 máx. mín. significativos, por tanto, la matriz de ampli-

tudes M_{QRS} consta de 3 filas. Si el promedio de cada fila de la matriz resulta ser: 1^{era} fila (-), 2^{da} fila (+) y 3^{era} fila (+) entonces elimina la 3^{era} fila y se clasifica como una morfología de tipo QR . A continuación se realiza la subclasificación así:

Para la Q :

Si $|\overline{\rho_{M_{QRS1}}}| \geq 0,5mV \rightarrow$ se marca como una Q .

Si $|\overline{\rho_{M_{QRS1}}}| < 0,5mV \rightarrow$ se marca como una q .

Para la R :

Si $|\overline{\rho_{M_{QRS2}}}| \geq 0,5mV \rightarrow$ se marca como una R .

Si $|\overline{\rho_{M_{QRS2}}}| < 0,5mV \rightarrow$ se marca como una r .

Teniendo en cuenta la subclasificación se pueden formar las siguientes combinaciones: QR , Qr , qR y qr .

5. R :

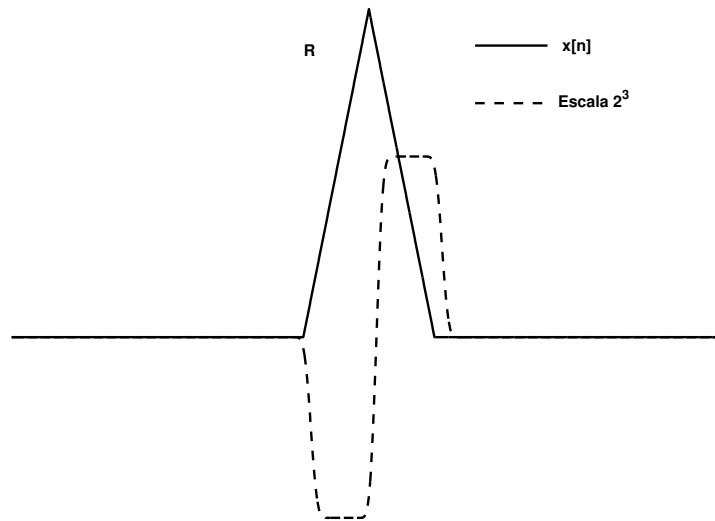


Figura 5.23: Morfología R

Esta morfología posee 3 máx. mín. significativos, por tanto, la matriz de amplitudes M_{QRS} consta de 2 filas. Si el promedio de cada fila de la matriz resulta ser: 1^{era} fila (+) y 2^{da} fila (+) entonces se elimina la fila cuyo promedio $|\overline{\rho_{M_x}}|$ sea menor y se clasifica como una morfología de tipo R . A continuación se realiza la subclasificación así:

Para la R :

Si $|\overline{\rho_{M_{QRS1}}}| \geq 0,5mV \rightarrow$ se marca como una R .

Si $|\overline{\rho_{M_{QRS1}}}| < 0,5mV \rightarrow$ se marca como una r .

Teniendo en cuenta la subclasificación se puede obtener: R y r .

De esta manera se tendrá el complejo QRS clasificado en 5 tipos de morfologías generales: QRS , RSR' , RS , QR , y R , o si se desea ser más específico se puede clasificar el QRS en 26 tipos de morfologías⁶: QRS , QRs , QrS , Qrs , qRS , qRs , qrS , qrs , RSR' , RSr' , RsR' , Rsr' , rSR' , rSr' , rsR' , rsr' , RS , Rs , rS , rs , QR , Qr , qR , qr , R , r .

Morfologías de la onda T

Dependiendo de la cantidad de máximos y mínimos significativos de la onda T en la escala 2^5 y del promedio de las amplitudes de ella $|\overline{\rho_{M_x}}|$, se tienen 4 categorías para clasificar su morfología.

Las categorías son: (+), (-), (+/-) y (-/+) descritas a continuación:

1. Onda T positiva (+):

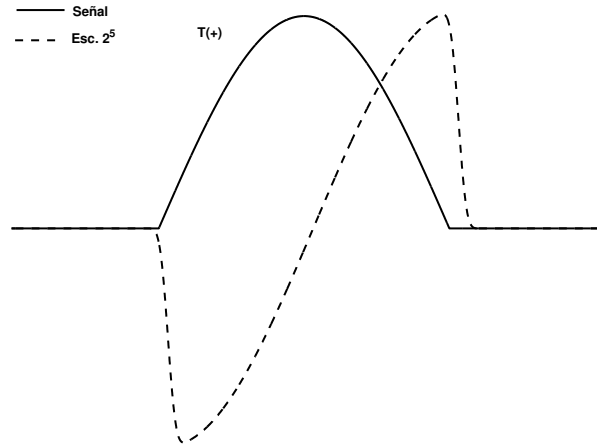


Figura 5.24: Morfología de la onda T positiva

Esta morfología posee 2 máx. mín. significativos, por tanto, la matriz de amplitudes M_T consta de 1 fila. Si el promedio de la fila de la matriz resulta ser (+) entonces se clasifica como una morfología de tipo (+).

2. Onda T negativa (-):

Esta morfología posee también 2 máx. mín. significativos, por tanto, si el promedio de la fila de la matriz resulta ser (-) entonces se clasifica como una morfología de tipo (-).

3. Onda T bifásica (+/-) o (-/+):

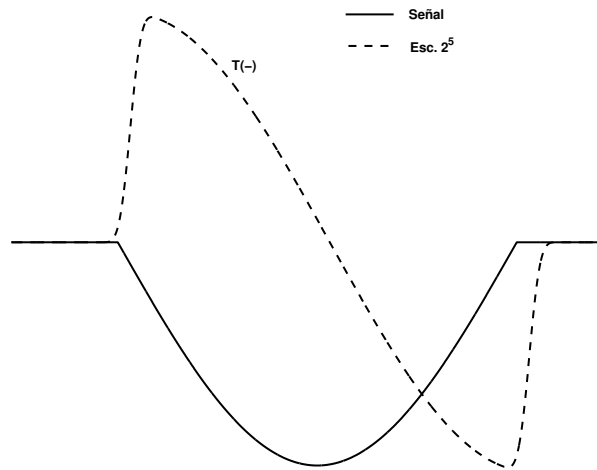


Figura 5.25: Morfología de la onda T negativa

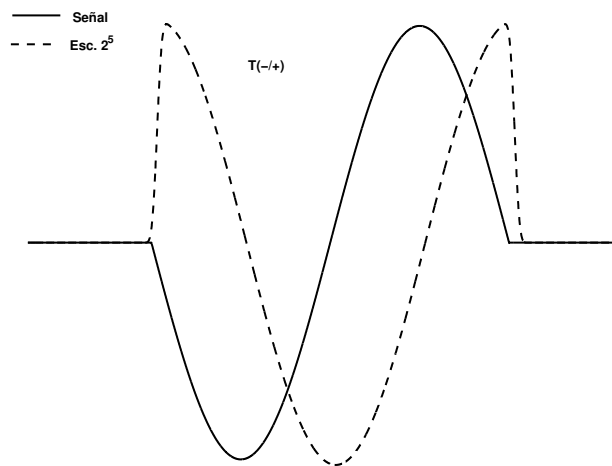


Figura 5.26: Morfología de la onda T bifásica (-/+)

Esta morfología posee 3 máx. mín. significativos, por tanto, la matriz de amplitudes M_T consta de 2 filas. Si el promedio de cada fila de la matriz resulta ser: 1^{era} fila (+) y la 2^{da} fila (-), entonces se clasifica como una morfología bifásica tipo (+/-). Si el promedio de cada fila de la matriz resulta ser: 1^{era} fila (-) y la 2^{da} fila (+) entonces se clasifica como una morfología bifásica tipo (-/+).

Morfologías de la onda P

El proceso de selección de la morfología de la onda P es muy similar al de la onda T. La cantidad de máximos y mínimos significativos de la onda P en la escala 2^5 son

⁶Estas morfologías se presentan enumeradas en la tabla de la sección 2.3.3

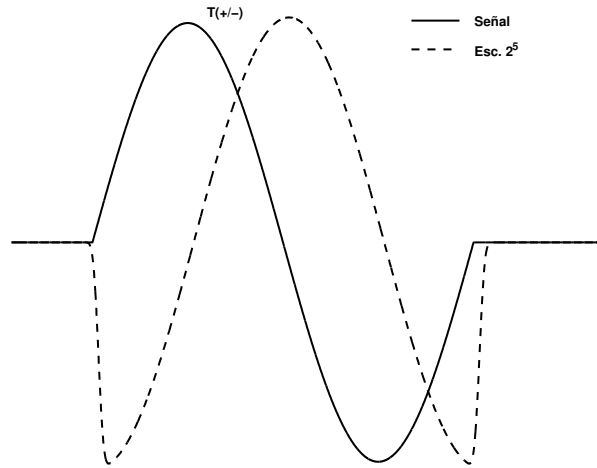


Figura 5.27: Morfología de la onda T bifásica (-/+)

solo 2. Entonces dependiendo del promedio de las amplitudes de esta onda $|\overline{\rho_{M_x}}|$, se tienen 2 categorías para clasificar su morfología.

Las categorías son: (+) o (-) y se describen a continuación:

1. **Onda P positiva (+):** Si el promedio de la fila de la matriz resulta ser (+) entonces se clasifica como una morfología de tipo (+).
2. **Onda P negativa (-):** Si el promedio de la fila de la matriz resulta ser (-) entonces se clasifica como una morfología de tipo (-).

Parámetros medidos

Con las variables medidas de amplitud, inicio y fin, adquiridas en las anteriores etapas se calculan las medidas que serán el resultado final del algoritmo. Las medidas calculadas son:

Amplitud de las ondas individuales del QRS: Con los promedios de las amplitudes de cada una de las ondas del complejo *QRS*, calculados en la anterior etapa se tiene un valor medio para la amplitud cada onda. De esta manera se tiene un valor en voltios para cada onda que puede estar presente en el complejo(Q, R, S y R'). Si alguna onda no esta presente su valor es 0.

Duración del complejo QRS: Restando las posiciones del inicio del *QRS* almacenadas en la matriz $M_{ini_{QRS}}$ a las posiciones del final del *QRS*, almacenadas en $M_{fin_{QRS}}$, se obtiene el vector de duración del QRS ($V_{dur_{QRS}}$). Este vector contiene el número de

muestras de duración de todos los complejos QRS presentes en la señal. Para dar un solo resultado, se calcula el promedio de todos los componentes del vector $V_{dur_{QRS}}$. De esta manera, se tiene, el número de muestras promedio que dura un complejo QRS . Para obtener el tiempo de duración del complejo se divide este promedio entre la frecuencia de muestreo(1200 Hz).

Amplitud de la onda T: Con los promedios de amplitud de la onda T , calculados anteriormente, se tiene el valor medio en Voltios de la amplitud de la onda. Si esta onda es bifásica se tendrán 2 valores de amplitud, sino, se tendrá uno solo.

Duración de la onda T: Restando las posiciones del inicio de la T almacenadas en la matriz M_{ini_T} a las posiciones del final de la T almacenadas en M_{fin_T} se obtiene el vector de duración de la onda T (V_{dur_T}). Este vector contiene el número de muestras de duración de todos las ondas T presentes en la señal. Para dar un solo resultado se calcula el promedio de todos los componentes del vector V_{dur_T} . De esta manera tenemos el número de muestras promedio de duración de una onda T . Para obtener el tiempo de duración de la onda se divide este promedio entre la frecuencia de muestreo(1200 Hz).

Amplitud de la onda P Con los promedios de amplitud de la onda P calculados en la seccion 5.2.1, se obtiene el valor medio en Voltios de la amplitud de la onda.

Duración de la onda P Restando las posiciones del inicio de la P almacenadas en la matriz M_{ini_P} a las posiciones del final de la P almacenadas en M_{fin_P} , se obtiene, el vector de duración de la onda T (V_{dur_P}). Este vector contiene el número de muestras de duración de todos las ondas P presentes en la señal. Para dar un solo resultado, se calcula el promedio de todos los componentes del vector V_{dur_P} . De esta manera, se obtiene el numero de muestras promedio de duración de una onda P . Para adquirir el tiempo de duración de la onda se divide este promedio entre la frecuencia de muestreo(1200 Hz).

Duración del intervalo RR Con la posición de cada una de las ondas R detectadas en cada complejo QRS y almacenadas en la matriz M_{QRS} , se puede tener una estimación de la separación que existe entre cada una de ellas, a esto se le llama intervalo RR . El calculo de la duración de este intervalo se realiza restando a la posición del pico cada onda R el pico de la onda R anterior a ella. Así se tiene el numero de muestras de separación de entre todas las ondas R detectadas. Luego se promedian estos espacios y

el resultado se divide por la frecuencia de muestreo(1200 Hz), teniendo de esta manera el promedio del intervalo RR a través de toda la señal en segundos.

Duración del intervalo QT_c La formula para el calculo del intervalo QT_c es:

$$QT_c = \frac{QT}{\sqrt{RR}}$$

Donde QT es la duración en segundos del intervalo comprendido desde el inicio del QRS hasta el final de la onda T . Para obtener el valor del intervalo QT corregido (QT_c). Se debe dividir la duración de QT entre la raíz cuadrada de la duración en segundos del intervalo RR correspondiente a el intervalo QT analizado.

Duración del intervalo PQ El cálculo de este intervalo se realiza restando las posiciones de inicio de la onda P almacenadas en la matriz M_{ini_P} a las posiciones de inicio del complejo QRS almacenadas en $M_{ini_{QRS}}$, de esta manera se tiene la cantidad de muestras existentes entre cada uno de los intervalos QT presentes en la señal. Estos valores se promedian y el resultado es dividido en la frecuencia de muestreo(1200 Hz). De esta manera se obtiene el promedio de los intervalos PQ existentes en la señal.

Duración del segmento ST Para obtener el valor del tiempo promedio existente entre el final del complejo QRS y el inicio de la onda T , se restan las posiciones almacenadas en $M_{fin_{QRS}}$ a las posiciones almacenadas en M_{ini_T} , luego se promedian todos los resultados obtenidos y este promedio se divide en la frecuencia de muestreo(1200 Hz).

Duración del segmento PR Para obtener el valor del tiempo promedio existente entre el final de la onda P y el inicio del complejo QRS , se restan las posiciones almacenadas en M_{fin_P} a las posiciones almacenadas en $M_{ini_{QRS}}$, luego se promedian todos los resultados obtenidos y este promedio se divide en la frecuencia de muestreo(1200 Hz).

Cantidad de ondas P , T y complejos QRS detectadas Con el fin de obtener una estimación de la cantidad de singularidades presentes en la señal electrocardiográfica neonatal analizada, a medida que las ondas y los complejos son detectados, se aumenta un contador, que al finalizar el procesamiento dice el número de ondas T y P y el número de complejos QRS existentes en la señal.

En conclusión, se encontraron diferencias significativas entre el algoritmo de delineación de ondas ECG de adultos presentado en [19] y el algoritmo de delineación y medición de ondas ECG de recién nacidos, diseñado en este trabajo. El espectro de energía de la señal ECG neonatal se distribuye de manera diferente a lo largo de las escalas de descomposición Wavelet y por tanto los módulos máximos de sus puntos característicos también lo hacen, ya que el espectro de frecuencias del ECG neonatal es mucho más amplio que el ECG de adultos y en consecuencia la frecuencia de muestreo también es mayor. Lo anterior se ve reflejado en que los valores de umbrales de detección, tanto de amplitud como de tiempo no son los mismos y tampoco las escalas de búsqueda. En el cuadro 5.1 se muestran estas diferencias.

CARACTERÍSTICAS	Delineador ECG	ECG neonatal
Rango frecuencial	0.05 a 100 Hz	0.5 a 300Hz
Frecuencia de muestreo	500 Hz	1200 Hz
Espec. de energía del QRS	$2^1 a 2^5$	$2^1 a 2^6$
Detección QRS	$2^1, 2^2, 2^3, y 2^4$	$2^3, 2^5$
Detec. ondas T y P	$2^4, y 2^5$	$2^5, 2^6$
Detec. ondas individuales QRS	$2^1, y 2^2$	2^3
Línea de base	$> 2^4$	$> 2^6$
Ruido e interferencia	$< 2^2$	$< 2^2$
Complejo QRS	$\epsilon_{QRS}^i = RMS(W_{2^i x}[n]), i = 1, 2 \text{ y } 3$ $\epsilon_{QRS}^4 = 0,5RMS(W_{2^4 x}[n])$	$\epsilon_{QRS}^5 = 2RMS(W_{2^5 x}[n])$
Onda T	$\epsilon_T = 0,25RMS(W_{2^4 x}[n])$	$\epsilon_T = 0,2RMS(W_{2^4 x}[RR_k])$
Onda P	$\epsilon_T = 0,25RMS(W_{2^4 x}[n])$	$\epsilon_T = 0,2RMS(W_{2^4 x}[RR_k])$

Cuadro 5.1: Diferencias entre el algoritmo de delineación de ECG de adultos y el algoritmo diseñado de delineación y medición del ECG neonatal.

Capítulo 6

Descripción de la herramienta software de delineación y medición automática de los puntos característicos del ECG neonatal NEO

La herramienta software de delineación y medición automática del ECG neonatal “NEO” fue diseñada con el objetivo de brindar al personal médico una forma rápida y eficaz de medir las amplitudes de las ondas, los intervalos y los segmentos de tiempo de los trazos electrocardiográficos. Las opciones que la herramienta ofrece para la adecuación e interpretación de las señales eléctricas cardiacas son respectivamente: un *preprocesamiento* y un *procesamiento y medición* de la señal ECG neonatal.

La opción de *preprocesamiento* brinda al usuario la posibilidad de eliminar de un registro, las señales de las derivaciones precordiales, las cuales, hayan sido repetidas en una o mas ocasiones en el proceso de adquisición. Obteniendo de este modo una señal de cada una de las siete precordiales adquiridas. Además, la etapa de *preprocesamiento*, “NEO” también brinda la posibilidad de elegir la cantidad de segundos de cada señal del registro a los que el usuario desee realizar la medición de parámetros. En el caso en el que se desee dejar los segundos de la señal que tengan menores componentes indeseables, “NEO” le da a conocer al usuario cuales son ellos por medio del criterio de energía,

que indica el tramo de la señal que posee menor línea de base, o por medio del criterio de ruido, que expresa el tramo de la señal con menos componentes de ruido. Además, como las derivaciones DI y DII son adquiridas 7 veces, una vez para cada adquisición de cada precordial, “NEO” con el uso de los criterios mencionados anteriormente le muestra al usuario cuál de estas 7 es la mas apta para realizarle posteriormente la medición de parámetros. Después del proceso anterior, “NEO” realiza una reducción de ruido y de línea de base por medio de algoritmos basados en transformada wavelet. Dejando al usuario como resultados las mejores adquisiciones de cada derivación, con los mejores segundos de cada una de ellas, y además con bajas componentes de ruido y de línea de base en cada señal. Estos resultados pueden ser almacenados en formato *.mat* para realizarles el proceso de *procesamiento y medición* si el usuario lo desea.

Si el usuario toma la opción de *procesamiento*, en ella podrá escoger cualquier señal a la que se le realizó el *preprocesamiento* y su resultado fue almacenado previamente. “NEO” toma estos datos y procesa derivación por derivación desde DI hasta V3R para obtener las medidas de los puntos característicos de cada una de ellas. En este proceso “NEO” ofrece al usuario escoger con respecto a que punto de referencia se harán las medidas de amplitud de las ondas, dándole la posibilidad de elegir si desea que las medidas de las amplitudes se realicen con respecto a la línea isoeletrica del segmento *PR* o se mida con respecto a 0. Cada vez que se procesa una de las 13 derivaciones “NEO” le muestra a el usuario los resultados de las medidas de las amplitudes y la duración de los intervalos analizados. Además, dejando la opción de almacenar los datos para un análisis posterior.

Para tener una mejor idea del manejo de la herramienta, se recomienda leer el Anexo C.

Capítulo 7

Evaluación de desempeño y resultados de aplicación

En este capítulo se presentará la evaluación de desempeño con el experto realizada a la herramienta automática de detección y medición de los puntos característicos y singularidades del ECG neonatal llamada **NEO**, diseñada e implementada en el presente trabajo, junto con sus resultados de aplicación.

La variable más importante a evaluar es la detección del complejo QRS, ya que es el punto de referencia, a partir del cual, se identifican y se miden el resto de componentes característicos del ECG neonatal. La evaluación de desempeño consiste en un análisis general de la confiabilidad de los resultados de medición obtenidos por la herramienta, para determinar que tan eficaz es el sistema, calculando, tanto, la probabilidad de que tan bien se está ejecutando la detección de las ondas características, como la probabilidad de que la herramienta no se equivoque al hacer una detección. El análisis anterior se realiza por medio de los parámetros de desempeño utilizados en pruebas diagnósticas como son la sensibilidad Se y el valor predictivo positivo V_{pp} , los cuales se definen a continuación:

7.1. Parámetros de desempeño

7.1.1. Sensibilidad

Es la probabilidad de clasificar correctamente una variable medida (ondas del ECG neonatal), es decir, la probabilidad de que la herramienta detecte bien la ocurrencia de la onda cuando ella está presente. Este parámetro de evaluación está definido como:

$$\text{Sensibilidad} = \frac{VP}{VP + FN} \cdot 100\%$$

Donde VP es el número de *verdaderos positivos* y FN es el número de *falsos negativos*. Un *verdadero positivo* se le llama a el caso cuando la herramienta detecta una variable que el experto también detectó. Y se denomina un *falso negativo* cuando la herramienta no detecta una variable que el experto sí detectó.

7.1.2. Valor predictivo positivo

Es la probabilidad que exista la variable (onda) cuando la herramienta la detecta, es decir, la probabilidad de que la herramienta no se equivoque al hacer una detección. Este parámetro de evaluación esta definido como:

$$Vpp = \frac{VP}{VP + FP} \cdot 100\%$$

Donde FP es el número de *falsos positivos*. Se denomina un *falso positivo* cuando la herramienta detecta una variable que según el criterio del experto no está presente.

7.1.3. Procedimiento para el cálculo de la sensibilidad y el valor predictivo positivo de la herramienta software

Total	Onda P	QRS	Onda T
V.P.	345	406	313
F.N.	44	5	61
F.P.	21	3	8
Sensibilidad	88.7%	99%	83.7%
Vpp	94.3%	99.2%	97.5%

Cuadro 7.1: Evaluación general de desempeño en registros ECG neonatales.

Las variables tomadas en cuenta en la evaluación fueron: la detección del complejo QRS junto con la exactitud de la detección de cada uno de los picos de sus ondas características (Q, R y S) y la exactitud de la detección de los picos, tanto de la onda P, como de la onda T. Se tomaron por lo menos 100 latidos de cada uno de los periodos de tiempo (24 horas, 1 semana y 1 mes), escogiendo tanto las derivaciones como la señal de forma aleatoria.

24 horas	Onda P	QRS	Onda T
V.P.	100	122	71
F.N.	25	2	29
F.P.	17	2	1
Sensibilidad	80 %	98.3 %	71.2 %
Vpp	85.5 %	98.3 %	98.6 %

Cuadro 7.2: Evaluación de desempeño en registros ECG neonatales de 24 horas

Para efectuar la evaluación, se toma un trazo electrocardiográfico de varios latidos. El experto calcula el número de ocurrencias de la onda y se compara con el número de detecciones de la herramienta automática **NEO**. Si **NEO** detecta una variable que el experto también detecta y se encuentra en el lugar donde el experto dicta, se marca como un verdadero positivo *VP*. Por ejemplo, si el experto detecta 155 QRS en determinado ECG, seleccionado al azar, de cualquier derivación y **NEO** detecta 154 de los cuales, 153 coinciden con el experto, se marcan 153 como *VP*, 1 que no corresponde al lugar y 1 que no existe, corresponde entonces a 1 *FP* y a 2 *FN*. En consecuencia, **NEO** detecta el 98.7% de los complejos QRS que el experto detecta (*Se*) y un 99.4% de los complejos QRS que **NEO** detecta, corresponden a QRS verdaderos según el experto (*V_{pp}*).

1 mes	Onda P	QRS	Onda T
V.P.	120	153	143
F.N.	10	1	2
F.P.	4	1	1
Sensibilidad	92.5 %	99.4 %	98.6 %
Vpp	96.7 %	99.4 %	99.3 %

Cuadro 7.3: Evaluación de desempeño en registros ECG neonatales del primer mes

En el cuadro 7.1 se muestran, los resultados generales de la evaluación de desempeño con el experto, aplicada a cada uno de los ECG de neonatos de periodos de tiempo diferentes. El experto dictaminó que esta herramienta de detección y medición de puntos característicos de Electrocardiogramas neonatales (**NEO**) posee un **muy buen desempeño**.

NEO alcanzó una sensibilidad de detección del complejo QRS del 99% y un valor

predictivo positivo del 99.2%. Este particular resultado de confiabilidad tiene una gran importancia, dado, que el buen desempeño de los sistemas de análisis automático del ECG, depende, en gran parte, de la exactitud en la detección del complejo QRS, porque éste, es el punto de referencia, a partir del cual se identifican y se miden: la frecuencia cardiaca, el eje eléctrico del corazón y el resto de las ondas, segmentos e intervalos que forman el ECG neonatal.

A continuación se presentan los resultados de la evaluación de desempeño de **NEO** obtenidos para ECG tomados en recién nacidos sanos de diferentes edades (primeras 24 horas, la primera semana y el primer mes de vida):

1 semana	Onda P	QRS	Onda T
V.P.	125	131	99
F.N.	9	2	30
F.P.	0.1	0.1	7
Sensibilidad	93.2 %	98.5 %	76.7 %
V _{pp}	99.99 %	99.99 %	93 %

Cuadro 7.4: Evaluación de desempeño en registros ECG neonatales de 1 semana.

De todos los registros, se obtuvo la máxima sensibilidad del QRS ($Se_{QRS}=99.4\%$), la máxima sensibilidad de la onda T ($Se_T=98.6\%$) y el mayor valor predictivo positivo de la onda T ($V_{ppT} = 99,3\%$) en los registros ECG de los neonatos de 1 mes de vida. La máxima sensibilidad de la onda P ($Se_P=93.2\%$), el mayor valor predictivo positivo de la onda P ($V_{ppP} = 99,9\%$) y del complejo QRS ($V_{ppQRS} = 99,9\%$) se obtuvieron en los registros ECG de los neonatos de 1 semana de vida. Los valores más bajos de sensibilidad se encontraron en los registros de 24 horas ($Se_{QRS}=98.3\%$). Entonces, la herramienta tiene un mejor desempeño en los registros de neonatos de 1 semana y 1 mes de vida que los ECG de recién nacidos de 24 horas de vida.

7.2. Resultados de aplicación

A continuación se presentan los *valores promedio* de las medidas realizadas de cada uno de los intervalos y amplitudes de los 360 ECGs neonatales en los tres periodos de adquisición en cada recién nacido, para las 13 derivaciones. Estos valores se encuentran consignados en los cuadros 7.5, 7.6, 7.7, 7.8, 7.9 y 7.10. Las amplitudes de las ondas se encuentran en *mV*, y las duraciones en *mseg*. Como observación preliminar éstos

resultados tienen concordancia con los rangos de normalidad del *task force Europeo* [1]. Por ejemplo, se observa que la duración del intervalo PQ es mayor de 70ms y menor de 100ms y el rango de normalidad en neonatos de [1] es de 70ms a 140ms y la duración del complejo QRS no excede los 80ms.

Estos resultados de las medidas la herramienta diseñada **NEO** tienen una amplia aplicabilidad en la medicina, ya que con éstos, será posible establecer las características propias de cada uno de los segmentos del trazado electrocardiográfico de la muestra tomada, para poder evaluar si existen o no, diferencias significativas entre los ECGs de los recién nacidos por edad (primeras 24 horas, la primera semana y el primer mes de vida). Teniendo presente lo anterior, se podrá analizar el *comportamiento evolutivo* de las diferentes variables a través de cada tiempo¹.

¹Los resultados serán analizados por un equipo de médicos generales que se encuentran optando por el título de especialistas en pediatría con la asesoría de epidemiólogos y especialistas en cardiología pediátrica.

N°	Frecuencia Cardíaca	Amp. Onda Q	Amp. Onda R	Amp. Onda S	Amp. Onda R'	Amp. Onda T(+)	Amp. Onda T(-)	Amp. T bif. (+)	Amp. T bif. (-)	Amp. P(+)	Amp. P(-)
DI											
Rnacido	127.23	-0.901	0.052	-0.162	0.054	0.028	-0.007	0.019	-0.005	0.017	-0.0062
semana	138.99	-0.42	0.072	-0.190	0.044	0.072	-0.004	0.043	-0.007	0.027	-0.008
mes	150.61	-0.044	0.113	-0.153	0.035	0.077	-0.049	0.037	-0.01	0.30	-0.015
DII											
Rnacido	127.64	-0.031	0.117	-0.086	0.034	0.027	-0.005	0.016	-0.005	0.025	-0.009
semana	139.34	-0.035	0.152	-0.096	0.028	0.057	-0.011	0.032	-0.003	0.037	-0.006
mes	149.37	-0.031	0.206	-0.097	0.025	0.082	-0.018	0.034	-0.011	0.043	-0.014
DIII											
Rnacido	127.69	-0.054	0.218	-0.073	0.008	0.022	-0.020	0.012	-0.006	0.017	-0.009
semana	139.35	-0.058	0.244	-0.06	—	0.027	-0.034	0.010	-0.022	0.024	-0.013
mes	149.35	-0.056	0.223	-0.052	0.046	0.049	-0.029	0.016	-0.013	0.028	-0.016
aVR											
Rnacido	127.17	-0.049	0.093	-0.042	0.035	0.003	-0.022	0.003	-0.014	0.005	-0.020
semana	138.7	-0.077	0.116	-0.046	0.061	—	-0.062	0.005	-0.036	0.006	-0.003
mes	148.52	-0.131	0.098	-0.073	0.067	—	-0.074	0.011	-0.041	0.016	-0.033
aVL											
Rnacido	127.53	—	0.049	-0.183	0.055	0.025	-0.007	0.009	-0.007	0.009	-0.008
semana	139.33	-0.079	0.058	-0.208	0.044	0.051	-0.004	0.031	-0.007	0.014	-0.011
mes	150.06	-0.040	0.069	-0.161	0.033	0.043	-0.042	0.017	-0.009	0.017	-0.014
aVF											
Rnacido	126.66	-0.037	0.155	-0.067	0.016	0.020	-0.011	0.014	-0.005	0.020	-0.008
semana	139.07	-0.040	0.178	-0.073	0.010	0.032	-0.017	0.017	-0.06	0.026	-0.005
mes	149.16	-0.037	0.196	-0.061	0.018	0.056	-0.008	0.023	-0.009	0.032	-0.017

Cuadro 7.5: Promedio de las mediciones hechas por la herramienta automática de detección de los puntos característicos del ECG neonatal.

Nº	Dur. QRS	Dur. T	Dur. P	Dur. Int. RR	Dur. Int. QTC	Dur. Int. PQ	Dur. Segm. ST	Dur. Segm. PR	QRS Detec.	T Detec.	P Detec.
DI											
Rnacido	73.76	147.18	52.95	480.64	454.45	82.74	99.36	30.54	20.83	15.19	19.094
semana	69.66	175.43	52.89	436.04	449.28	84.25	52.12	32.62	22.86	19.87	21.35
mes	68.31	142.04	56.03	404.25	439.02	87.25	70.23	32.20	24.62	22.02	22.84
DII											
Rnacido	66.64	132.78	50.93	478.23	452.67	88.29	116.36	38.02	20.68	13.86	19.62
semana	69.67	171.61	50.40	435.05	446.77	83.43	55.03	33.61	22.97	16.92	21.72
mes	68.50	146.83	53.78	406.57	438.28	86.39	65.26	33.33	24.45	21.86	22.96
DIII											
Rnacido	69.62	123.37	43.73	479.16	439.44	76.62	113.53	33.54	20.93	16.02	18.88
semana	70.46	147.78	43.01	464.99	430.97	75.57	67.37	33.53	22.96	18.56	20.74
mes	71.14	127.71	46.87	406.45	434.47	80.81	80.70	34.60	24.46	19.65	22.3
aVR											
Rnacido	68.74	141.65	53.53	480.70	456.94	90.36	108.66	37.86	20.86	14.49	19.52
semana	65.95	184.97	52.57	437.25	450.42	89.52	48.39	37.24	22.76	18.17	21.48
mes	67.45	150.49	56.25	408.23	442.63	91.70	65.64	36.57	24.17	21.00	22.45
aVL											
Rnacido	72.77	134.51	41.84	479.73	444.75	70.12	106.76	29.37	20.87	15.80	18.46
semana	71.00	163.24	44.61	435.03	440.85	74.07	57.67	30.36	22.90	20.03	20.38
mes	70.71	125.51	44.91	404.74	435.20	74.79	82.81	31.33	24.45	21.21	21.51
aVF											
Rnacido	68.58	120.98	47.83	483.42	447.57	83.58	126.31	36.57	20.66	14.59	19.29
semana	69.83	141.83	46.60	436.1	431.5	82	75.53	35.81	22.92	17.29	21.38
mes	71.45	136.72	50.75	407.13	435.52	84.82	73.26	34.60	24.18	20.12	22.8

Cuadro 7.6: Promedio de las mediciones hechas por la herramienta automática de detección de los puntos característicos del ECG neonatal.

N°	Frecuencia Cardíaca	Amp. Onda Q	Amp. Onda R	Amp. Onda S	Amp. Onda R'	Amp. Onda T(+)	Amp. Onda T(-)	Amp. T bif. (+)	Amp. T bif. (-)	Amp. P(+)	Amp. P(-)
V1											
Rnacimiento	134.67	---	0.334	-0.245	0.031	0.054	-0.039	0.041	-0.038	0.035	-0.022
semana	148.34	---	0.379	-0.213	0.044	0.069	-0.093	0.040	-0.073	0.048	-0.021
mes	155.42	-0.001	0.296	-0.173	0.045	---	-0.097	0.040	-0.076	0.043	-0.018
V2											
Rnacimiento	134.26	---	0.434	-0.608	0.086	0.090	-0.043	0.074	-0.039	0.043	-0.020
semana	146.99	---	0.459	-0.537	0.062	0.090	-0.074	0.053	-0.047	0.060	---
mes	156.89	---	0.500	-0.481	0.048	0.083	-0.074	0.054	-0.054	0.054	-0.015
V3											
Rnacimiento	132.29	---	0.451	-0.680	0.089	0.090	-0.055	0.074	-0.017	0.047	-0.017
semana	145.71	---	0.474	-0.577	0.082	0.135	-0.073	0.067	-0.027	0.059	---
mes	156.42	---	0.564	-0.558	0.048	0.109	-0.062	0.062	-0.048	0.052	-0.014
V4											
Rnacimiento	132.87	---	0.417	-0.657	0.079	0.085	-0.057	0.079	-0.020	0.047	-0.008
semana	144.25	-0.045	0.442	-0.568	0.085	0.125	-0.060	0.079	-0.028	0.052	---
mes	155.74	-0.064	0.574	-0.541	0.063	0.130	-0.053	0.042	-0.058	0.045	-0.023
V5											
Rnacimiento	132.13	-0.037	0.337	-0.520	0.076	0.074	-0.050	0.050	-0.019	0.041	---
semana	145.75	-0.054	0.389	-0.487	0.075	0.121	-0.068	0.093	-0.022	0.048	---
mes	156.21	-0.060	0.534	-0.456	0.043	0.134	---	0.119	-0.034	0.039	-0.13
V6											
Rnacimiento	132.95	-0.043	0.259	-0.366	0.061	0.066	-0.033	0.049	-0.019	0.037	-0.018
semana	147.46	-0.043	0.323	-0.386	0.064	0.117	-0.045	0.084	-0.025	0.043	-0.013
mes	155.36	-0.059	0.462	-0.354	0.030	0.132	-0.172	0.102	-0.027	0.036	-0.014

Cuadro 7.7: Promedio de las mediciones hechas por la herramienta automática de detección de los puntos característicos del ECG neonatal.

Nº	Dur. QRS	Dur. T	Dur. P	Dur. Int. RR	Dur. Int. QTC	Dur. Int. PQ	Dur. Segm. ST	Dur. Segm. PR	QRS Detec.	T Detec.	P Detec.
V1											
Rnacido	62.131	156.24	45.20	453.22	450	86.69	90.25	41.79	22.01	16.26	17.68
semana	62.04	168.35	44.8	409.22	437.39	88.05	49.86	44.12	24.58	19.65	20.69
mes	66.33	135.39	46.41	130.74	430.89	86.43	68.88	40.82	25.54	22.65	20.30
V2											
Rnacido	66.89	145.61	47.82	456.18	448.75	91.51	94.83	43.99	21.99	16.46	19.51
semana	62.02	162.07	49.84	412.84	433.27	91.04	54.15	41.33	24.30	20.37	22.69
mes	59.31	126.82	52.74	386.98	428.57	94.93	81.62	42.51	25.59	20.37	22.36
V3											
Rnacido	66	153.47	51.24	462.10	461.36	94.12	97.48	43.17	21.72	16.2	19.53
semana	60.92	157.08	53.67	416.67	429.83	93.05	61.24	31.49	24.04	19.1	22.49
mes	57.74	130.15	55.36	388.15	426.83	97.51	79.53	42.36	25.64	20.5	23.34
V4											
Rnacido	64.08	155.1	55.36	460.07	453.47	94.86	93.35	39.98	21.85	16.23	19.28
semana	60.45	160.94	55.60	421.75	429.17	92.27	60.59	36.83	23.77	19.31	21.94
mes	56.52	133.43	56.66	389.79	424.08	94.90	73.76	38.93	25.48	22.27	22.49
V5											
Rnacido	64.74	158.23	60.18	463.32	450.40	96.37	88.38	36.80	21.63	16.83	19.31
semana	60.53	163.44	57.35	417.12	429.87	92.08	54.64	35.04	24.02	20.57	21.70
mes	58.19	140.27	57.25	388.69	428.19	89.35	70.53	33.26	25.5	23.04	22.29
V6											
Rnacido	64.83	158.58	60.21	459.99	450.27	93.51	37.73	34.02	21.84	15.79	19.32
semana	61.1	160.86	56.52	411.89	425	89.65	50.6	33.69	24.38	21.51	21.99
mes	58.94	144.48	56.64	390.85	430.76	88.12	66.81	32.34	25.41	23.18	22.35

Cuadro 7.8: Promedio de las mediciones hechas por la herramienta automática de detección de los puntos característicos del ECG neonatal.

Nº	Frecuencia Cardíaca	Amp. Onda Q	Amp. Onda R	Amp. Onda S	Amp. Onda R'	Amp. Onda T(+)	Amp. Onda T(-)	Amp. T bif. (+)	Amp. T bif. (-)	Amp. P(+)	Amp. P(-)
V3R											
Rnacido	134.37	-0.034	0.312	-0.181	0.019	0.046	-0.048	0.041	-0.045	0.035	-0.028
semana	140.13	-0.007	0.340	-0.146	---	0.095	-0.089	0.035	-0.066	0.045	-0.017
mes	154.65	-0.009	0.237	-0.118	---	0.065	-0.094	0.032	-0.061	0.038	-0.021

Cuadro 7.9: Promedio de las mediciones hechas por la herramienta automática de detección de los puntos característicos del ECG neonatal.

Nº	Dur. QRS	Dur. T	Dur. P	Dur. Int. RR	Dur. Int. QTC	Dur. Int. PQ	Dur. Segm. ST	Dur. Segm. PR	QRS Detec.	T Detec.	P Detec.
V3R											
Rnacido	60.96	159.28	46.59	454.36	449.56	88.73	87.42	43.50	22.07	16.46	18.37
semana	62.78	166.98	45.15	414.32	436.44	88.71	52.77	42.58	24.24	20.79	20.70
mes	66.32	134.68	44.91	392.57	429.24	81.06	68.81	37.34	25.31	22.26	19.45

Cuadro 7.10: Promedio de las mediciones hechas por la herramienta automática de detección de los puntos característicos del ECG neonatal.

Capítulo 8

Conclusiones y Trabajos Futuros

8.1. Conclusiones

1. Se diseñó un algoritmo de detección y medición automática de los puntos característicos del ECG neonatal para señales reales, por medio de la Transformada Wavelet diádica. Este algoritmo tiene la capacidad de localizar, detectar y medir, tanto amplitudes, como duraciones de las ondas, segmentos e intervalos relevantes de ECG's neonatales multiderivación de tres periodos de tiempo diferentes.
2. Se creó una base de datos que contiene 360 electrocardiogramas de 120 recién nacidos sanos. A cada neonato se le tomaron 3 ECG en diferentes periodos de tiempo: en las primeras 24 horas después del nacimiento, en la primera semana y al primer mes. En total fueron analizadas 4680 señales ya que cada ECG contiene 13 derivaciones.
3. La herramienta posee alta confiabilidad en la exactitud de las medidas, ya que se obtuvo una sensibilidad de detección del complejo QRS del 99% y un valor predictivo positivo del 99.2%.
4. Se incluyó la etapa de preprocesamiento en el análisis, ya que la señal presenta una fuerte contaminación de ruido, interferencia y desviación de la línea de base, lo cual afecta considerablemente la medición de los picos de las ondas (P, Q, R, S y T) características del ECG neonatal. Por tanto, se redujo el ruido por medio de Soft-thresholding basado en Transformada Wavelet. Éste método, presentó buenos resultados de eliminación de componentes indeseables de alta frecuencia, sin modificar las componentes intrínsecas del ECG neonatal utilizando la Wavelet Daubechy 3. Para eliminar las componentes no deseadas de baja frecuencia, se

usó la Wavelet Biortogonal 6.8 con la que se logró reducir considerablemente la variación de la línea de base.

5. La Wavelet Spline cuadrática de soporte compacto fue utilizada en la descomposición multiescala porque posee fase lineal generalizada, lo cual permite determinar la relación entre los puntos característicos del ECG neonatal y los módulos máximos con sus respectivos cruces por cero, con un corto tiempo de cómputo y buena precisión en la detección. Para éste análisis, es posible utilizar Splines de mayor orden con resultados de detección muy similares, ya que los filtros equivalentes de la transformada Wavelet tienen un ancho de banda aproximado al de la Spline cuadrática [20], pero las series de coeficientes de los filtros son mucho más largas, lo que se traduce en mayor tiempo de procesamiento.
6. Se encontraron diferencias significativas entre el algoritmo de delineación de ondas ECG de adultos presentado en [19] y el algoritmo de delineación y medición de ondas ECG de recién nacidos, diseñado en este trabajo. El espectro de energía de la señal ECG neonatal se distribuye de manera diferente a lo largo de las escalas de descomposición Wavelet y por tanto los módulos máximos de sus puntos característicos también lo hacen, ya que el espectro de frecuencias del ECG neonatal es mucho más amplio que el ECG de adultos y en consecuencia la frecuencia de muestreo también es mayor. Lo anterior se ve reflejado en que los valores de umbrales de detección, tanto de amplitud como de tiempo no son los mismos y tampoco las escalas de búsqueda. En el cuadro 5.1 se muestran estas diferencias.
7. Las ondas T y P tienen sus componentes significativas en la escala 2^5 y 2^6 aunque la influencia de la desviación de la línea de base es importante en esta escala.
8. El algoritmo diseñado presenta algunas novedades respecto a [19]:
 - a) La búsqueda de los módulos máximos del QRS no se realiza en las escalas 2^1 , 2^2 , 2^3 y 2^4 , sino, en aquellas en donde se encontró más concentrada la energía del QRS del ECG neonatal (2^3 y 2^5). Para esto, se crearon nuevos umbrales de búsqueda de máximos y mínimos significativos del QRS (ϵ_{maxQRS}^5 y ϵ_{minQRS}^5), seleccionados según el valor del promedio de los máximos positivos encontrados, que excedieron el umbral ϵ_{QRS}^5 ¹. Con esto, se logró tener una detección efectiva del complejo QRS y un ahorro en el tiempo de cómputo.

¹Este procedimiento se presentó en la sección 5.2.1

- b) Se tomaron las medidas de las amplitudes y las duraciones de cada una de las ondas componentes del ECG neonatal (P, Q, R, S y T), en contraste con [19] donde únicamente se realiza su delineación y detección en ECG tomados en adultos.
- c) Se realizó la detección de la línea isoeletrica, la cual es tomada como referencia para realizar las medidas de las amplitudes de las ondas características del ECG neonatal, ya que éste es el procedimiento a seguir en la lectura del ECG, según los especialistas. Para la ubicación de las posiciones de los picos máximos de las ondas (P, Q, R, S y T) se utilizó la escala 2^1 como se hizo en [19].
- d) Se detectó un número mayor de morfologías del complejo QRS.²

8.2. Trabajos futuros

- Determinar las características propias de cada uno de los segmentos del trazado electrocardiográfico de la muestra tomada en recién nacidos sanos, para poder establecer un patrón de normalidad local del ECG neonatal.
- Comparar los resultados obtenidos en el presente estudio con los referentes internacionales para verificar si las diferencias morfológicas y socio-demográficas existentes entre los neonatos anglosajones y la población Colombiana se ven reflejadas en los trazos electrocardiográficos normales.
- Diseñar una herramienta de detección de anormalidades cardiacas que ayude con el diagnóstico al especialista.

²Las cuales se muestran en el cuadro 2.1 enumeradas de 1 a 26.

Apéndice A

Algunos Fundamentos de Electrocardiografía

A continuación se presentará una breve revisión de algunos de los conceptos básicos de electrocardiografía y sus definiciones para entender así, los procesos fisiológicos que se asocian con los eventos eléctricos del ECG. Inicialmente se introducirá el concepto del electrocardiograma (ECG) seguido del sistema conductor del corazón y su correlación con el ECG, las derivaciones con su respectiva definición y finalmente el sistema de referencia hexoaxial.

A.1. El Electrocardiograma

El electrocardiograma (ECG) es un gráfico que registra los potenciales eléctricos producidos en asociación con el tejido cardiaco [11]. Para efectuar sus diversas funciones, algunos sistemas del cuerpo humano generan sus propias señales que tienen información útil sobre las funciones asociadas como es el caso del corazón. Estas señales son los *potenciales bioeléctricos*, que son voltajes iónicos producidos como resultado de la actividad electroquímica de ciertas clases de células conocidas como células excitables que son componentes del tejido nervioso, muscular o glandular. Por medio de transductores (electrodos) que convierten los potenciales iónicos en corrientes eléctricas, se pueden medir estas señales de monitorización naturales y presentar los registros de una forma comprensible. La detección automática y el cronometrado de estas ondas son muy importantes para ayudar al médico en el diagnóstico y tratamiento de varias enfermedades. Si se colocan electrodos en sitios diferentes del cuerpo y se conectan a un electrocardiógrafo se obtiene el electrocardiograma.

A.1.1. El sistema de conducción del corazón y su correlación con el ECG

Para bombear sangre e impulsar su circulación, el corazón necesita generar continuamente impulsos eléctricos que son transmitidos por el sistema de conducción cardiaco, haciendo que las cuatro cámaras del corazón (dos aurículas y dos ventrículos) se contraigan en sucesión ordenada de tal forma que la contracción auricular (sístole auricular) va seguida de la contracción de los ventrículos (sístole ventricular) y durante la diástole todas las cámaras están relajadas.

La generación del ECG depende de cuatro procesos electrofisiológicos: la formación del impulso eléctrico en el marcapasos principal del corazón, la transmisión de este impulso a través de las fibras especializadas en la conducción, la activación (despolarización) del miocardio y la recuperación (repolarización) del miocardio. La figura A.1 muestra los potenciales de acción típicos de membrana para las estructuras del sistema de conducción y músculos auriculares y ventriculares junto con la correlación con la actividad eléctrica registrada extracelularmente (ECG).

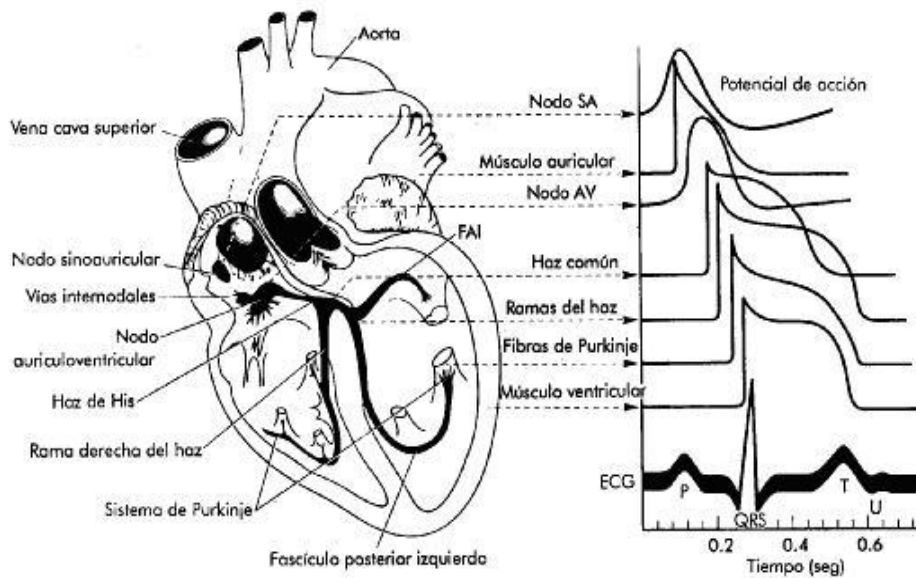


Figura A.1: Sistema conductor del corazón y su correlación con el ECG

Cada potencial de acción en el corazón se origina cerca del extremo superior de la aurícula derecha, en un punto denominado *marcapasos* o *nodo sinuauricular (SA)*.

El marcapasos es un grupo de células especializadas que generan espontáneamente potenciales de acción a un ritmo regular. Para generar el latido cardíaco, el potencial de acción generado por el marcapasos se propaga en todas direcciones a lo largo de la superficie de ambas aurículas. El frente de onda de activación viaja paralelo a la superficie de las aurículas hacia la unión de las aurículas y los ventrículos.

La onda termina en un punto cerca del centro del corazón denominado nodo auriculoventricular (AV). En este punto, unas fibras nerviosas especiales actúan como línea de retardo para lograr una temporización adecuada entre la acción de las aurículas y los ventrículos. Posteriormente, la excitación eléctrica se distribuye en los dos ventrículos por el haz de His y sus ramas derecha e izquierda, y el sistema de Purkinje para despolarizar los ventrículos. La activación ventricular se realiza siguiendo tres secuencias de despolarización consecutivas. En primer lugar se activa el tabique interventricular por medio de la rama izquierda y se despolariza de izquierda a derecha. Después se activan simultáneamente las paredes libres ventriculares, que se despolarizan de endocardio a epicardio, con predominio de la activación ventricular izquierda. Finalmente se activa la base ventricular, predominando la porción basal del ventrículo izquierdo que se despolariza hacia arriba. La recuperación ventricular se efectúa de epicardio a endocardio, siguiendo un camino opuesto a la activación y en secuencia única. La onda de repolarización se produce al volver cada célula a su potencial de reposo independientemente.

Las ondas características del ECG se pueden identificar con eventos relacionados con la forma de propagación del potencial de acción que reflejan el ciclo de despolarización y repolarización del corazón. La onda P representa la despolarización de la musculatura auricular. El complejo QRS es el resultado combinado de la repolarización de las aurículas y la despolarización de los ventrículos que se producen casi simultáneamente. La onda T representa la repolarización ventricular y la onda U parece ser debida a la repolarización del sistema de conducción intraventricular (fibras de Purkinje), pero su mecanismo de producción se desconoce.

En condiciones patológicas se pueden producir los siguientes cambios en el ECG: alteración de las vías de propagación de la excitación en el corazón, cambio de origen de las ondas (latidos ectópicos), alteración de las relaciones (secuencias) entre las componentes, cambios en la magnitud de una o más componentes y diferencias en la duración de las ondas o intervalos.

A.1.2. Derivaciones en Electrocardiografía

El corazón genera un campo eléctrico que se puede representar matemáticamente por un vector con una magnitud y una dirección que va cambiando a lo largo del ciclo cardíaco. Para registrar las diferentes proyecciones de este vector cardíaco, se fijan al cuerpo varios electrodos en distintas localizaciones conocidas como derivaciones. Debido a que cada derivación mide el potencial eléctrico del corazón entre dos puntos desde direcciones distintas, las amplitudes, polaridades, tiempos y duraciones de los distintos componentes del ECG varían entre derivaciones, por lo que éstas se han normalizado. Las combinaciones de electrodos para formar el ECG estándar de 12 derivaciones utilizado en cardiología clínica se describen en la tabla A.1

Cuadro A.1: Definición del ECG de 12 derivaciones

Tipo de derivación	Electrodos	Definición
Bipolares de extremidades (Einthoven)	LA, RA, LL, RL	$I = LA - RA$ $II = LL - RA$ $III = LL - LA$
Aumentadas (Goldberger)	LA, RA, LL, RL	$aVR = RA - 0,5 (LA + LL)$ $aVL = LA - 0,5 (LL + RA)$ $aVF = LL - 0,5 (LA + RA)$
Unipolares precordiales (Wilson)	V1,V2,V3,V4,V5,V6	$V1 = v1 - (LA + RA + LL)/3$ $V2 = v2 - (LA + RA + LL)/3$ $V3 = v3 - (LA + RA + LL)/3$ $V4 = v4 - (LA + RA + LL)/3$ $V5 = v5 - (LA + RA + LL)/3$ $V6 = v6 - (LA + RA + LL)/3$

Derivaciones frontales

Las tres primeras derivaciones propuestas por Einthoven se conocen como derivaciones bipolares I, II y III. Éstas se obtienen a partir de los potenciales del brazo izquierdo

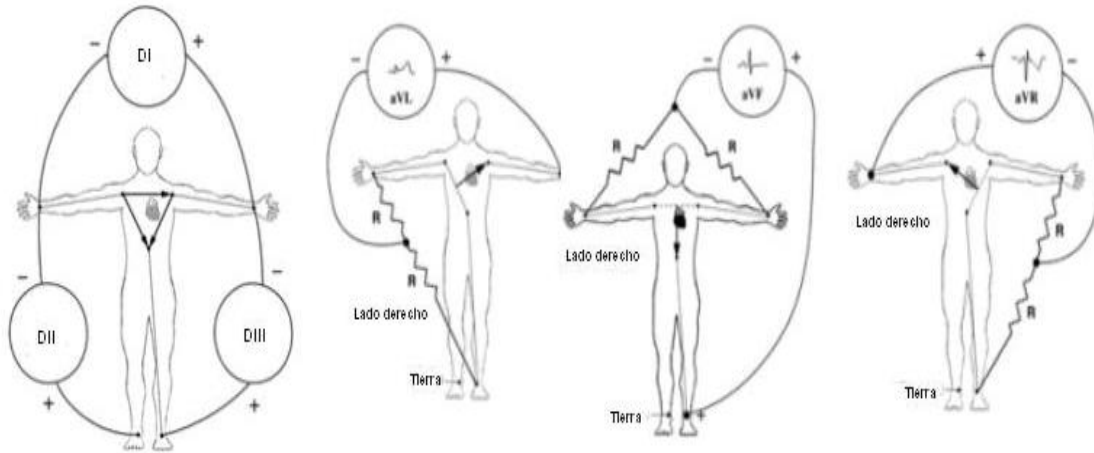


Figura A.2: Derivaciones frontales

(LA), brazo derecho (RA) y pierna izquierda (LL), y se forman por las posibles combinaciones entre pares. La pierna derecha (RL) sirve como referencia de tensión. Las derivaciones unipolares aumentadas aVR, aVL y aVF propuestas por Goldberger se forman a partir de los puntos anteriores (LA, RA y LL) pero la tensión se mide entre una extremidad y el terminal central de Goldberger (CTg). El CTg consiste en unir mediante resistencias las otras dos derivaciones de extremidades a un punto común de modo que se obtiene un promedio de los dos potenciales. Estas seis derivaciones miden la actividad eléctrica cardíaca en el plano frontal.

A.1.3. Derivaciones horizontales

Las derivaciones unipolares precordiales V1 a V6 propuestas por Wilson recogen la actividad eléctrica cardíaca en el plano transversal. En estas derivaciones la tensión se mide entre seis posiciones en el pecho preestablecidas, V1 a V6, y el terminal central de Wilson (CTw). El CTw se forma uniendo los electrodos de las extremidades LA, RA y LL mediante resistencias, propuestas por Wilson, a un punto común de modo que se obtiene un promedio de los tres potenciales. En la figA.3 se muestra la localización sobre el tórax de los electrodos de las derivaciones precordiales.

Regiones exploradas

DI: explora la parte lateral superior del ventrículo izquierdo. aVL: Parte alta del ventrículo izquierdo. DII, DIII, aVF: Cara posteroinferior o diafragmática. aVR: Lado

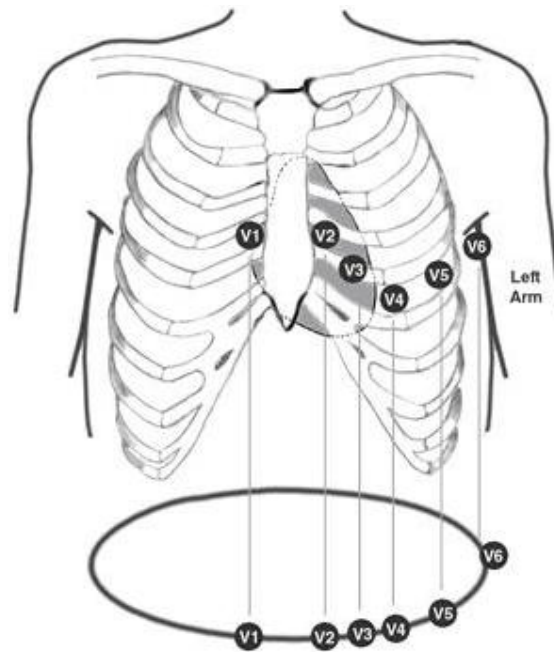


Figura A.3: Derivaciones precordiales

derecho del corazón. V1, V2: Porción anterior del ventrículo derecho y tabique interventricular, segmento basal y medio. V3: Parte anterior del tabique interventricular. V4: Resto del tabique interventricular y punta del corazón. V5, V6: Parte anterior y baja de la pared libre del ventrículo izquierdo.

Derivaciones precordiales derechas

Las derivaciones precordiales derechas son utilizadas en casos de corazones con ejes desviados hacia la derecha, dextrocardias o en recién nacidos ya que en estos se presenta una predominancia del ventrículo derecho. En su nomenclatura se agrega la consonante erre (R), por ejemplo V1R - V2R - V3R, su ubicación es de forma inversa a las precordiales estándar, pero dirigiéndose de medial a lateral en hemitórax derecho.

Sistema de referencia Hexoaxial

Las derivaciones unipolares y bipolares del plano frontal son transportadas a un plano cartesiano con el cual se obtendrá un *sistema hexoaxial* en el que los grados de la circunferencia tienen una diferencia con la nomenclatura geométrica convencional

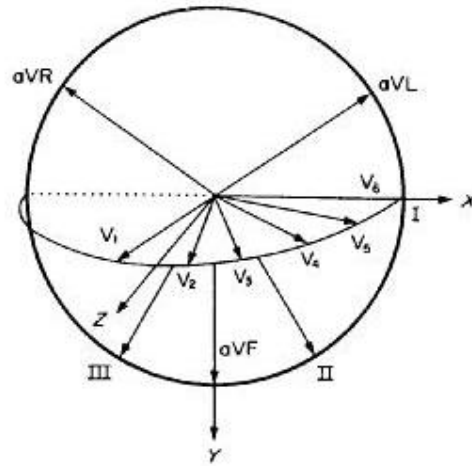


Figura A.4: Derivaciones de los planos horizontal y frontal

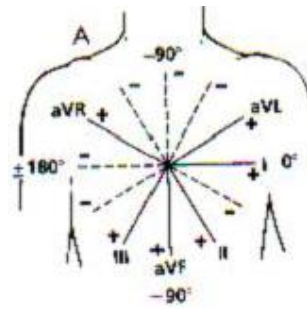


Figura A.5: Sistema de referencia Hexoaxial

porque los dos cuadrantes inferiores son representados positivamente, mientras que los dos superiores son negativos. Esto es debido a la dirección normal del eje eléctrico del corazón. Igualmente el centro del plano corresponde al centro eléctrico del corazón. Con lo anteriormente expresado se puede correlacionar la ubicación de cada derivación y la región del corazón que explora.

Apéndice B

Los Bioelectrodos y algunas Consideraciones de Calibración

A continuación se definirá el *bioelectrodo* o dispositivo utilizado para obtener la señal ECG del paciente y su modelo equivalente en un circuito eléctrico. También se describirá uno de los problemas más serios en la adquisición de las señales bioeléctricas que es *el potencial de media celda* del electrodo y se plantean las estrategias que se deben tener en cuenta en la calibración del equipo de adquisición de señales ECG para eliminar sus efectos adversos.

B.1. Los bioelectrodos

Los bioelectrodos son aquellos dispositivos que transducen la conducción iónica a conducción electrónica para que la señal pueda ser procesada en circuitos electrónicos instrumentación. La *conducción iónica* implica la migración de iones hacia una región, mientras que la *conducción electrónica* involucra el flujo de electrones bajo la influencia de un campo eléctrico. La piel y otros tejidos del ser humano pueden ser modelados como *soluciones electrolíticas*. En una solución electrolítica, los iones están disponibles fácilmente. Las diferencias de potencial ocurren cuando la concentración de iones es diferente entre dos puntos y son las captadas por los bioelectrodos en las regiones cercanas al corazón para el registro electrocardiográfico.

B.1.1. El problema en el registro de los potenciales de media celda

Existe un fenómeno complejo en la interfaz entre el electrodo metálico y el electro-lito. Algunos iones migran de un lado a otro de la región, formando dos capas paralelas

de iones de carga opuesta. Estas diferencias iónicas son la fuente del electrodo o *potencial de media celda*. Los potenciales de media celda de cualquier electrodo dado, son la diferencia de potencial entre el electrodo actual y el electrodo de referencia H-H (hidrógeno-hidrógeno) el cual tiene por convención asignado un potencial de media celda de cero voltios.

El potencial de media celda se convierte en un serio problema en la adquisición de señales bioeléctricas debido a la gran diferencia entre estos potenciales y los biopotenciales. Un valor típico de potencial de media celda para un electrodo biomédico es de 1.5 V, mientras que los biopotenciales son aproximadamente 1000 veces menores que este valor. En registros de ECG las señales oscilan entre 1-2 mV. Así, el voltaje de media celda del electrodo es 1500 veces mayor que el pico más grande del ECG. Por tanto, surge la necesidad de diseñar estrategias para eliminar los efectos adversos de los potenciales de media celda o llamados también *potenciales de electrodo* en la adquisición de las señales bioeléctricas.

B.1.2. Consideraciones para la calibración del equipo de adquisición de señales ECG

A continuación se presentan las estrategias que se deben tener en cuenta en la calibración del equipo de adquisición de señales ECG para eliminar los efectos adversos de los potenciales de media celda de los electrodos:

1. Usar un *amplificador diferencial* para adquirir la señal fig. B.1. Si los electrodos son idénticos, entonces los potenciales de media celda deben ser los mismos. En teoría, potenciales iguales pueden verse como un solo potencial de modo común a la entrada, cancelándose a la salida del amplificador del ECG. El problema es que la ganancia requerida para señales bioeléctricas (diferenciales), también actúa sobre pequeñas diferencias entre dos potenciales de media celda. Una diferencia de 1mV entre dos potenciales de electrodo – Solamente el 0.1% del total – se verá como cualquier otra señal de 1mV DC con ganancia de 1000 en el amplificador ECG.
2. El circuito de adquisición de señales debe estar diseñado para proveer un *voltaje contra-offset* para cancelar el potencial de media celda del electrodo. A pesar de que esta estrategia tiene un gran atractivo, está limitada por el hecho de que los potenciales de media celda cambian con el tiempo y con el movimiento relativo del electrodo con la piel del paciente. El movimiento del electrodo puede causar variaciones abruptas en la *línea de base*.

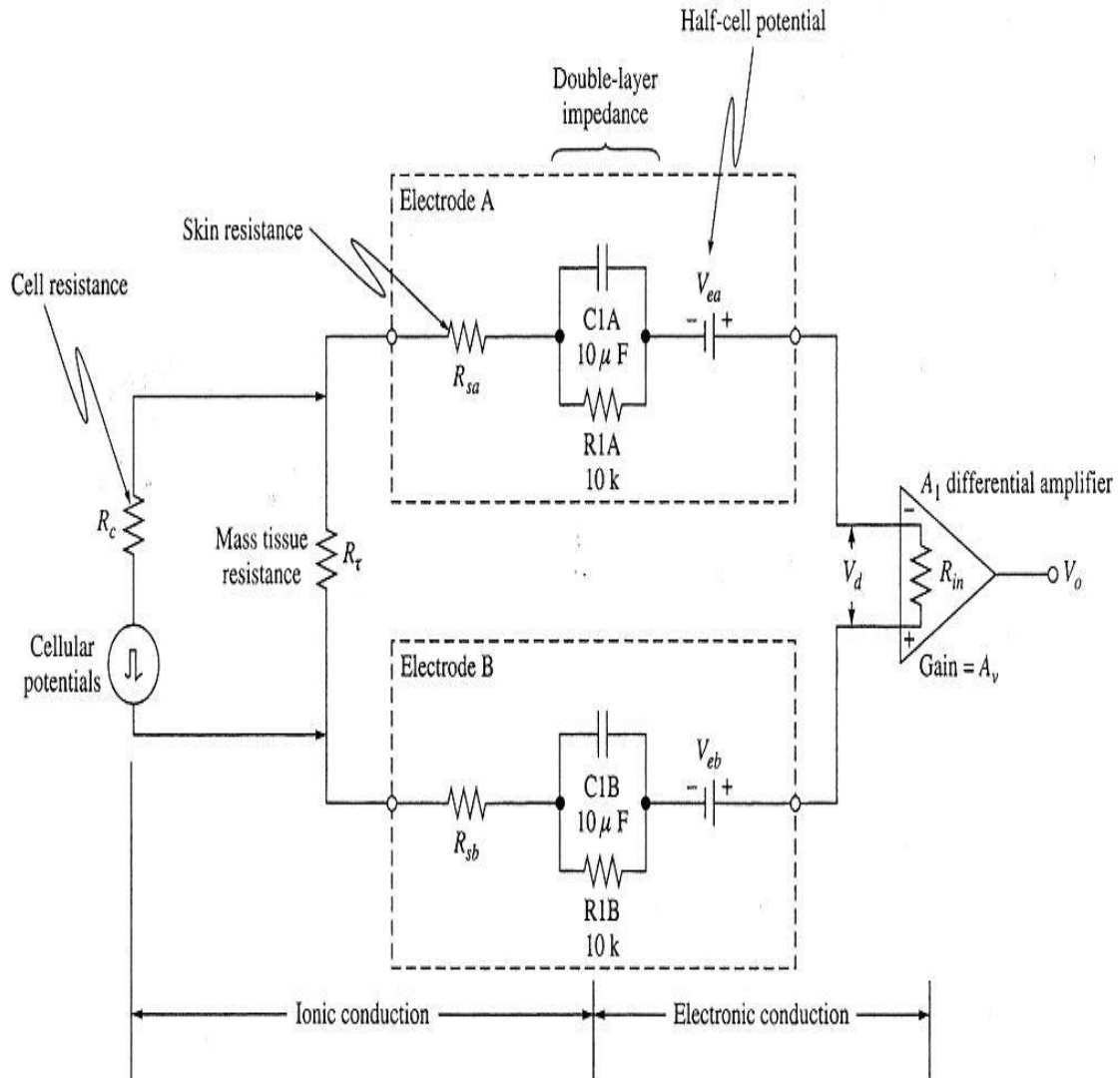


Figura B.1: Circuito del bioelectrodo

- Hacer un acople AC a la entrada del amplificador. Esta estrategia permite remover la componente de offset DC de la señal. Esta opción puede ser la más atractiva, especialmente cuando las variaciones del offset DC son substancialmente de más baja frecuencia que las componentes de frecuencia intrínsecas de la señal. En ese caso, el límite normal de la respuesta en frecuencia -3 dB puede ser usado para realizar la atenuación de las variaciones en el offset DC.

Circuito que modela el bioelectrodo

En la figura B.1 se muestra el circuito que modela un electrodo biomédico de superficie instrumentación. En este circuito es usado un *amplificador diferencial* para el

procesamiento de la señal y también para cancelar los efectos adversos de los potenciales de media celda de los electrodos V_{ea} y V_{eb} . R_t representa la resistencia interna del cuerpo, la cual es típicamente baja. La señal de los biopotenciales es representada como una fuente de voltaje diferencial V_d . Las otras resistencias en el circuito representan el contacto en la interfaz electrodo-piel. Un aspecto sorprendente de este circuito, son los valores asociados al los capacitores C_{1A} y C_{1B} , ya que son estos de varios microfaradios ($10\mu\text{F}$) y representan también el contacto del electrodo con la piel.

La piel humana tiende a tener una muy alta impedancia comparada con otras fuentes de voltaje. La impedancia de la piel *normal* vista por el electrodo varía de $0,5k\Omega$ (para superficies sudadas de piel) hasta $20k\Omega$ (para pieles secas). Para pieles con problemas, especialmente seca, escamosa o enferma, puede alcanzar impedancias hasta de $500k\Omega$. Cualquiera que sea el caso, se deben tratar los *electrodos de superficie* como una fuente de voltaje con una muy alta impedancia, hecho que influye seriamente en el diseño de la circuitería de entrada del amplificador de biopotenciales o amplificador diferencial. En la mayoría de los casos se diseña la impedancia de entrada del amplificador por lo menos 10 veces superior al valor de la impedancia de la fuente ($5M\Omega$ o más grande).

Cuando dos o más electrodos son usados a la vez, como ocurre en el caso de la toma de registros fisiológicos como en el electrocardiográfico, entonces la diferencia de voltaje entre ellos es la suma algebraica de los dos. Entonces $V_d = V_a \pm V_b$.

Apéndice C

Manual de uso de NEO

A continuación se muestra una guía rápida de instalación y manejo de la herramienta software **NEO** para facilitar el uso de la misma. Los interesados en utilizarla deben seguir las instrucciones que se darán, y de esta manera tendrán un buen desempeño de la herramienta.

C.1. Instalación

El primer paso para poder utilizar la herramienta es copiar todos los archivos que se encuentran en la carpeta **NEO** y pegarlos en la carpeta **work**, ubicada dentro de la carpeta de **MATLAB**.(La ubicación de la carpeta **MATLAB** la da el usuario cuando instala **MATLAB**).

C.2. Manejo de la herramienta

El primer paso para usar la herramienta es iniciar **MATLAB** y verificar que el **Current Directory** este ubicado en la carpeta **work**(ver figura C.1).



Figura C.1: Current Directory

Para dar inicio a **NEO**, en el **Command Window** de Matlab de debe digitar *Inicio_Neo* y luego oprimir *Enter*. Cuando este paso se realiza emerge el menú principal de **NEO**(vera figura C.2).

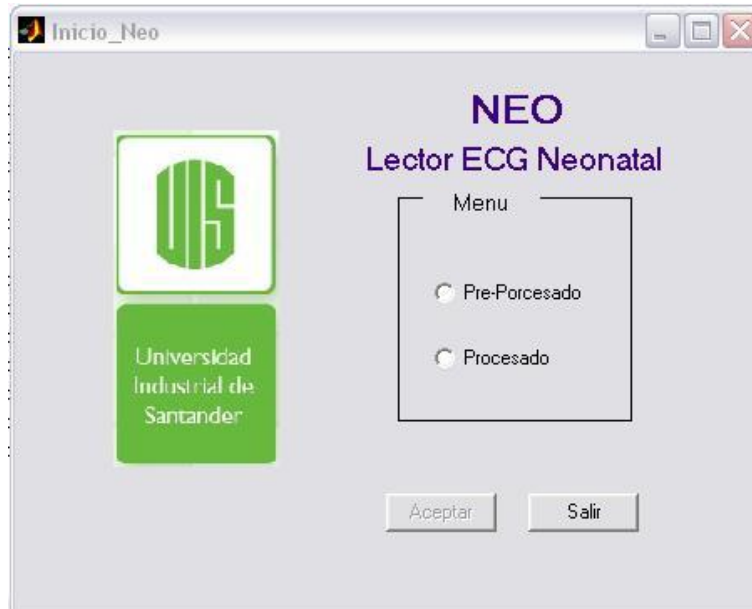


Figura C.2: Menu principal de NEO

En este menú el usuario elegirá cual proceso llevara a cabo, eligiendo **preprocesamiento** o **procesamiento** y luego oprimiendo el botón de *Aceptar*.

C.2.1. Preprocesamiento

En el caso en el que el usuario elige **preprocesamiento**, emerge la ventana donde se dan los parámetros necesarios para realizar el mismo.(ver figura C.3).



Figura C.3: Ventana de parámetros para el preprocesamiento

En esta ventana (figura C.3) se debe especificar el periodo y el número del registro al que se le realizará el preprocesamiento. Además, debe especificarse el tiempo que dura cada adquisición del registro. Para seguir con el preprocesamiento se debe oprimir el botón *Cargar*. Si se desea volver al menú principal se debe oprimir el botón *Volver*.

Cuando se oprime el botón *Cargar*, las derivaciones precordiales del registro elegido

aparecen en la ventana de preprocesamiento(ver figura C.4).

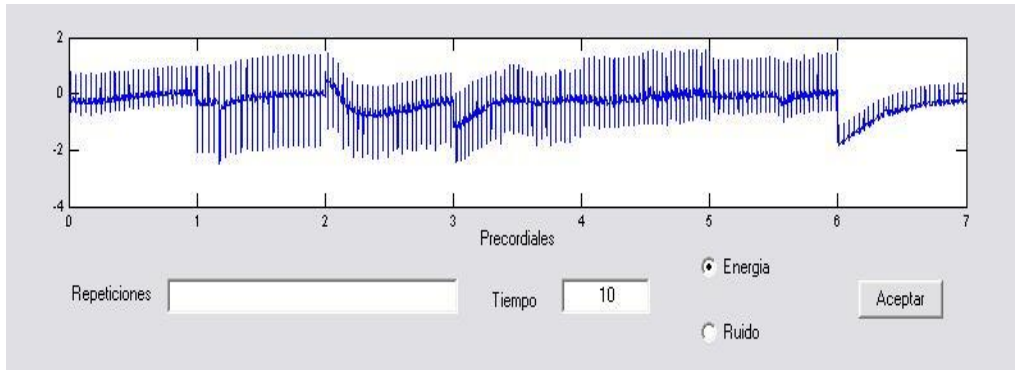


Figura C.4: Precordiales

En la casilla de *Repeticiones* se deben poner en forma ascendente las derivaciones precordiales a las que se le realizó una o más repeticiones. Cada derivación tiene un número de la siguiente manera: $V1 = 1$, $V2 = 2$, $V3 = 3$, $V4 = 4$, $V5 = 5$, $V6 = 6$ y $V3R = 7$. Entonces para una adquisición que se haya realizado de la siguiente manera: $V1 - V2 - V2 - V2 - V3 - V4 - V5 - V5 - V6 - V7$, si se desea eliminar las repeticiones el usuario debe digitar 225 en la casilla de *Repeticiones*. Además, en la casilla de *Tiempo* se debe digitar el tiempo de cada derivación que se desea dejar finalmente. Si el usuario desea elegir el mejor tramo de cada señal debe elegir el criterio con el cual desea que la herramienta lo elija (criterio de energía o criterio de ruido). Cuando el usuario termina de dar toda la información debe oprimir el botón *Aceptar*. Al llevar a cabo esta operación, en la parte inferior de la ventana aparece las derivaciones precordiales, con los cambios ya realizados (ver figura C.5).

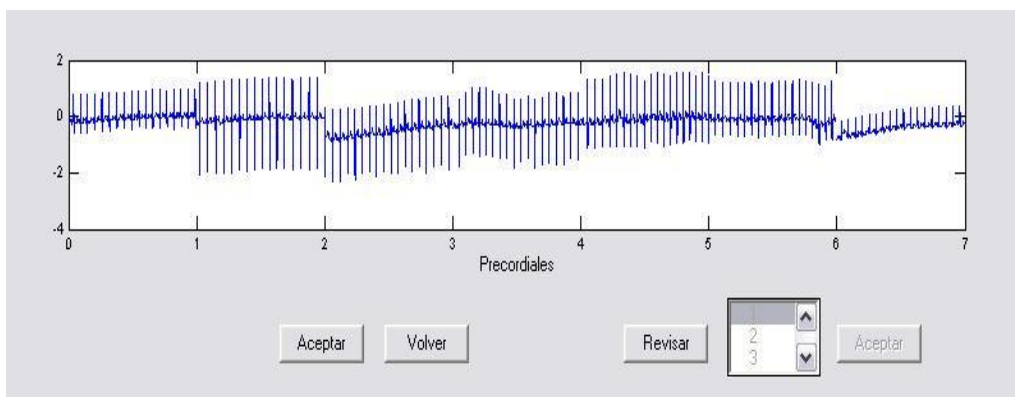


Figura C.5: Precordiales reducidas

Si el usuario está inconforme con alguna de las elecciones que hizo NEO, tiene la

posibilidad de revisar cual de los tramos fue el que se eligió. Para llevar a cabo esta revisión debe oprimir el botón *Revisar*. Al oprimir este botón deberá escoger el numero de la derivación en la cual quiere llevar a cabo la revisión (ver figura C.6)

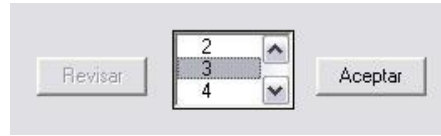


Figura C.6: Revisión

Al elegir la derivación que desea revisar, el usuario debe oprimir el botón *Aceptar*. Luego, aparece una ventana en la que se encuentran todos los posibles tramos de la derivación escogida que se pueden elegir (ver figura C.7).

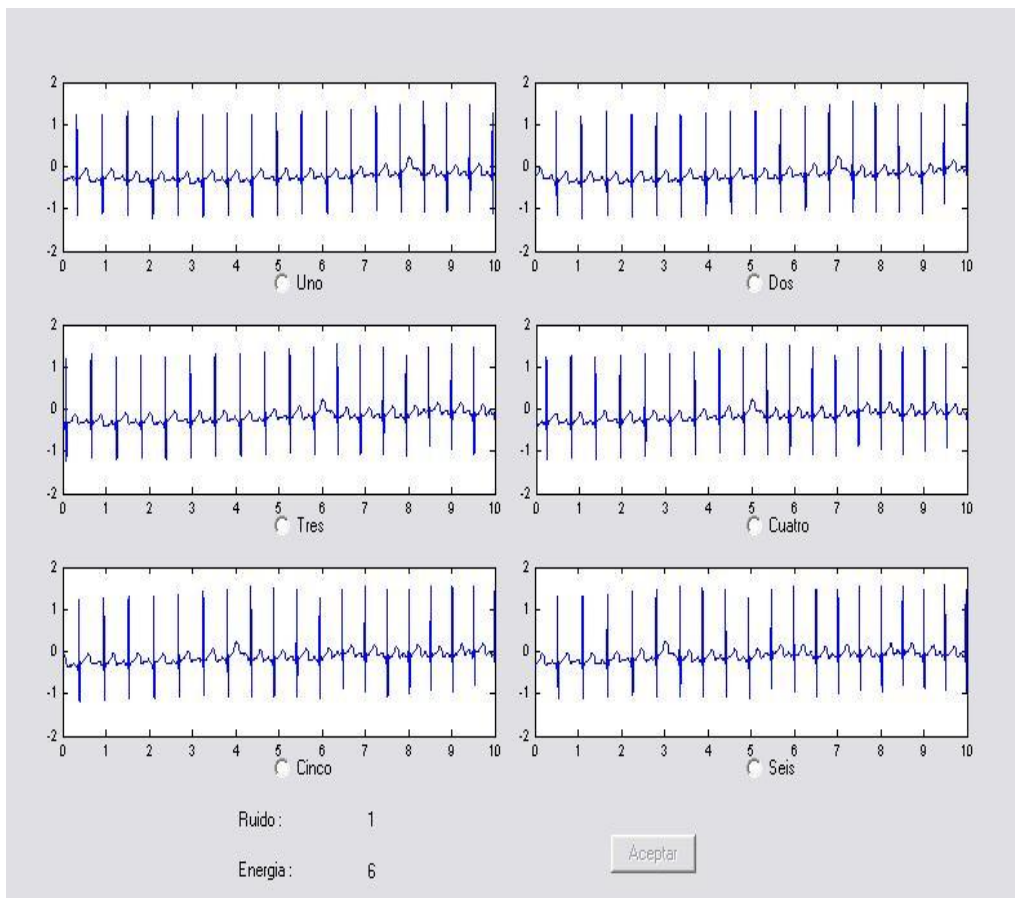


Figura C.7: Elección del mejor tramo

En esta ventana el usuario debe escoger cual de los tramos elegir. En la parte inferior de la ventana aparecen las elecciones que se deberían realizar según el criterio

de línea de base y según el criterio de ruido. Después de que se realiza la elección se debe oprimir el botón *Aceptar* (figura C.5). Al llevar a cabo la anterior operación se retorna a la ventana de **preprocesamiento**. Este proceso se puede llevar a cabo las veces que se desee con todas las derivaciones precordiales.

En el momento en el que el usuario esté de acuerdo con los tramos de las señales elegidas debe oprimir el botón aceptar en la ventana de **textsfpreprocesamiento** (figura C.5).

Después de realizar el procedimiento de eliminación de las repeticiones y de elegir los mejores segundo de cada señal se lleva a cabo la elección de la mejor derivación *DI* y la mejor derivación *D2*. Para esta efectuar esta elección la herramienta muestra las siete posibilidades se tienen (ver figura C.8).

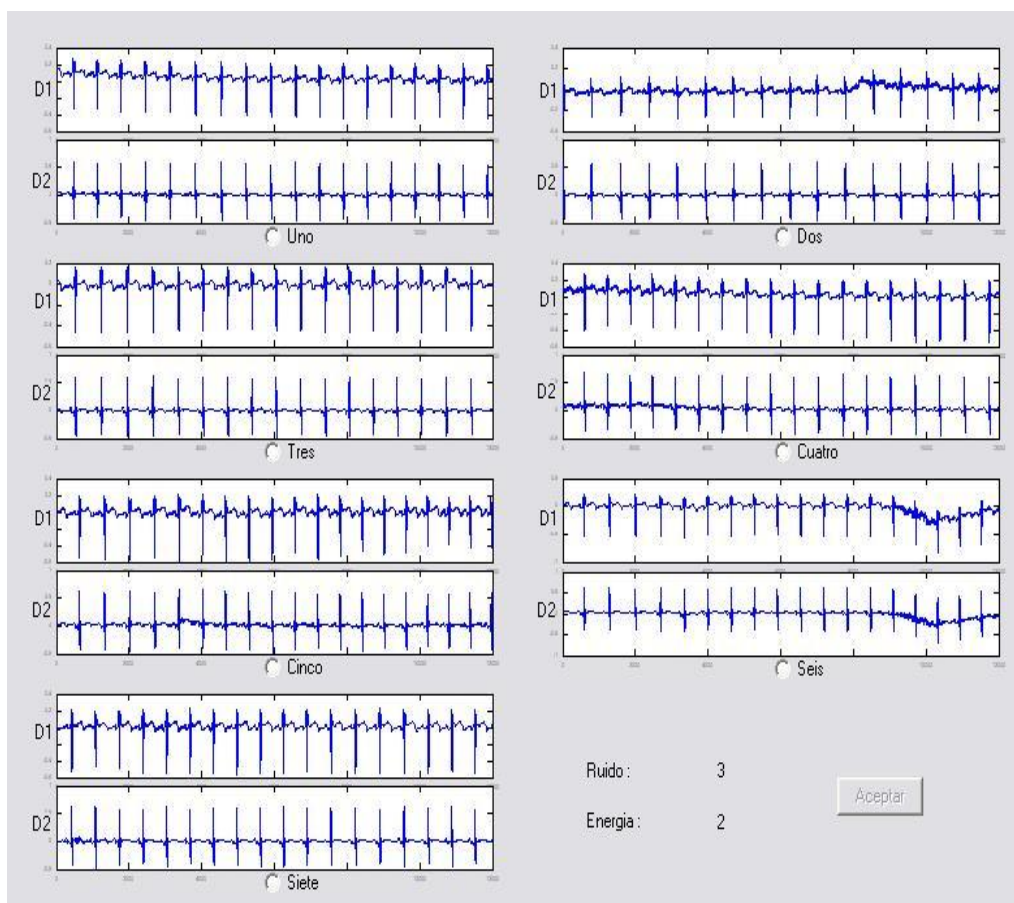


Figura C.8: Elección de la mejor DI y DII

En la parte inferior de esta ventana (figura C.8) aparece según los criterios de ruido y línea de base, cual es la mejor elección para cada criterio. Posteriormente de realizar

la elección, el usuario debe oprimir el botón *Aceptar*.

Inmediatamente después de realizar todos los procedimientos anteriores, aparece una ventana con todas las adquisiciones elegidas de cada una de las derivaciones (*DI*, *DII*, *V1*, *V2*, *V3*, *V4*, *V5*, *V6* y *V3R*)(ver figura C.9).

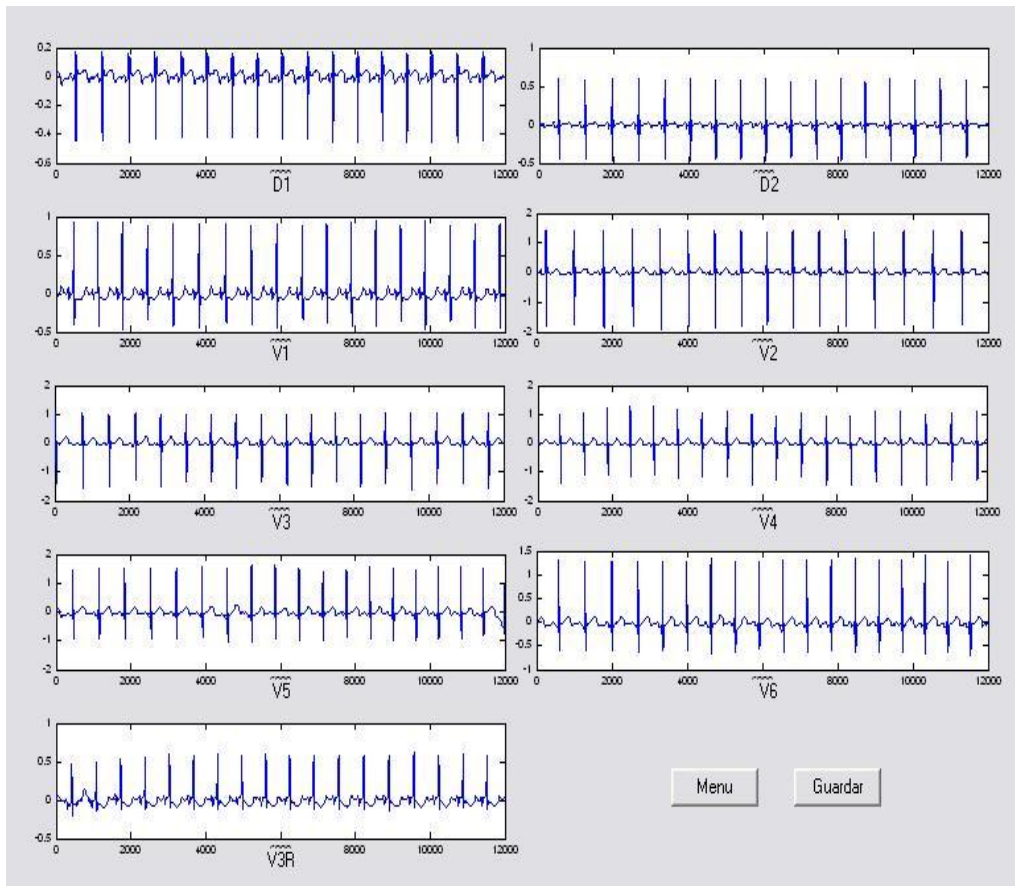


Figura C.9: Resultados del preprocesamiento

En esta ventana (figura C.9), si el usuario desea guardar los resultados obtenidos debe presionar el botón *Guardar* y luego el botón *Menú* para volver al menú principal de NEO(figura C.2). Si el usuario no se desea guardar los resultados solo oprime el botón *Menú* y retornará al menú principal (figura C.2).

C.2.2. Procesamiento

En el caso en el que el usuario elige **procesamiento**, emerge la ventana donde se dan los parámetros necesarios para realizar el mismo.(ver figura C.10).

En esta ventana (figura C.10) se debe especificar el periodo y el número del registro



Figura C.10: Ventana de Parámetros para el procesamiento

al que se le realizará el procesamiento. Además, debe especificarse el tiempo que dura cada derivación del registro y la ganancia con la que se realizó la adquisición. Para seguir con el procesamiento se debe oprimir el botón *Cargar*. Si se desea volver al menú principal se debe oprimir el botón *Salir*. Después de que la herramienta carga la señal elegida se debe oprimir el botón *Procesar*.

Cuando se oprime el botón *Procesar*, la primera derivación (*DI*) del registro elegido aparece en la ventana de procesamiento(ver figura C.11).

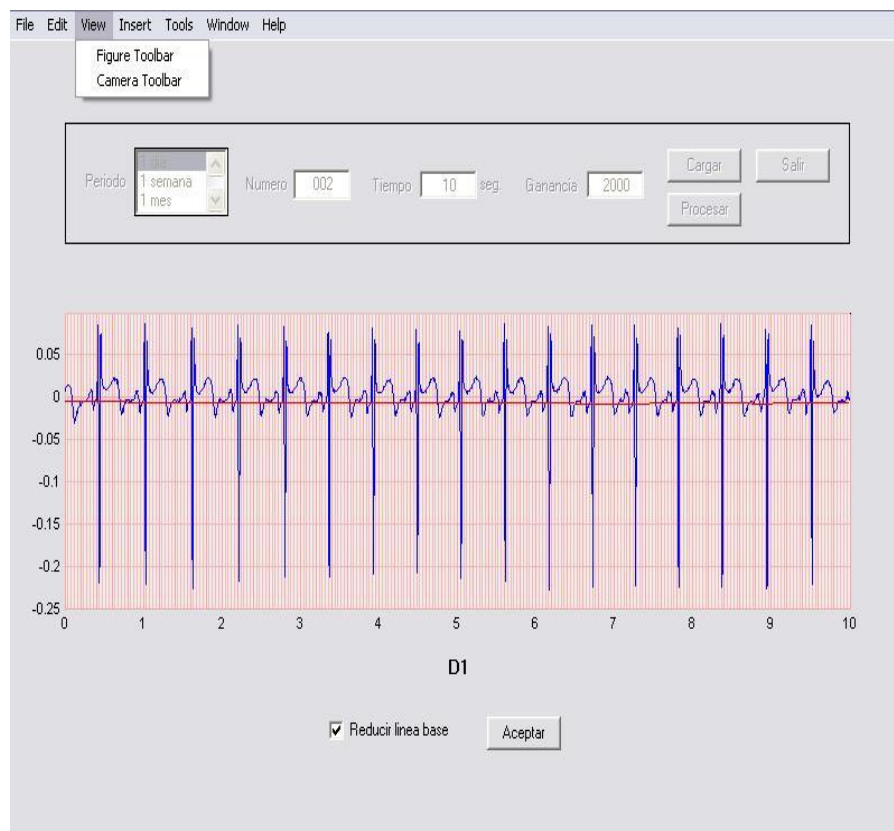


Figura C.11: Procesamiento

Posteriormente la herramienta muestra la grafica de la señal ECG en color azul y la línea isoeleétrica dada por los segmentos *PR* en color rojo (figura C.11). Si el usuario no desea que las medidas de amplitud se realicen con respecto a la línea isoeleétrica, debe desactivar la opción *Reducir línea de base* ubicada en la parte inferior de la ventana (figura C.11), si desea lo contrario, se debe dejar activa. En esta ventana el usuario tiene la oportunidad de hacerle un acercamiento a la señal para verla un poco mejor si lo desea, para esto debe buscar en el menú superior la opción *View* y elegir el submenú *Figure Toolbar*. Al realizar esta operación aparece en la parte superior de la ventana una barra de herramientas que puede utilizar para realizar acercamientos a la señal(ver figura C.12).



Figura C.12: Barra de herramientas

Cuando el usuario decidida seguir con el procesamiento debe oprimir el botón *Aceptar*. Posteriormente **NEO** mostrara una ventana de resultados, donde se muestra la señal con todos sus puntos característicos y también todas las mediciones realizadas (ver figura C.13).

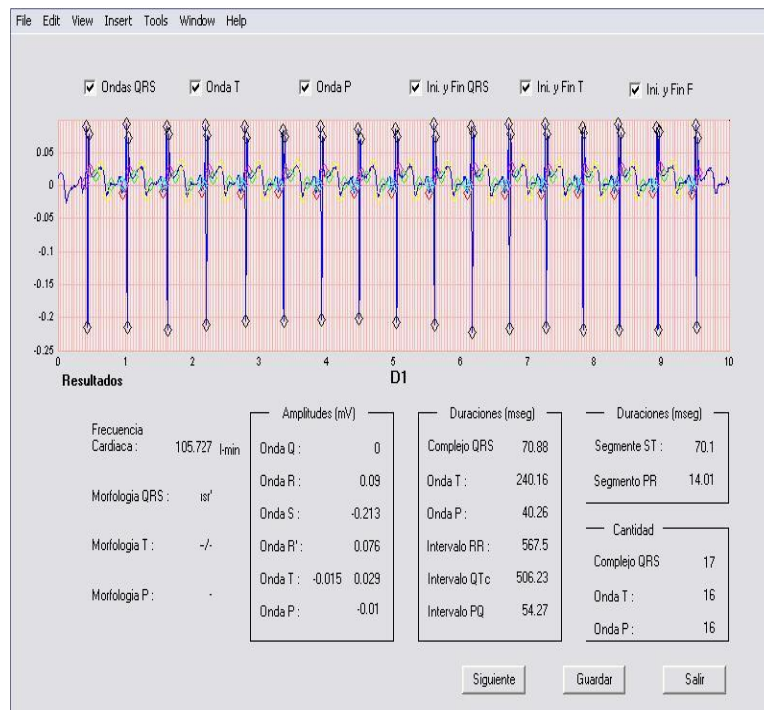


Figura C.13: Resultados del Procesamiento

El usuario tiene la posibilidad de elegir que puntos característicos de la señal desea observar, para esto debe desactivar o activar en las opciones que se encuentran en la parte superior de la ventana cada uno de los eventos que quiere identificar en la señal (ver figura C.14).

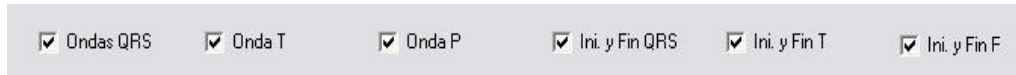


Figura C.14: Opciones de la herramienta para mostrar puntos característicos de la señal ECG

Si se desea realizar un acercamiento en la grafica se puede llevar a cabo siguiendo de la misma manera los pasos explicados anteriormente.

Para finalizar el **procesamiento** de la derivación, el usuario debe oprimir el botón *Guardar*, si no desea guardar los resultados oprime el botón *Siguiente*. Al oprimir cualquiera de los dos botones se repetirá todo el procedimiento de **procesamiento** ya descrito con la siguiente derivación, y así con todas las trece derivaciones adquiridas.

Con todas estas indicaciones se garantiza un buen uso y comprensión de las funciones de la herramienta de delineación y medición de puntos característicos **NEO**.

Bibliografía

- [1] P. J. Schwartz, E. Villain y C. Wren, “Guidelines for the interpretation of the neonatal electrocardiogram”, *European Heart Journal*, 2002.
- [2] Schwartz PJ, Stramba-Badiale M, Segantini A et al, “ Prolongation of the QT interval and the sudden infant death duration in VT less than 0.09 s but clearly different from syndrome, ”, *N Engl J Med*, 1998;
- [3] Schwartz PJ, Priori SG, Bloise R et al. “Molecular diagnosis in the QRS is generally not helpful to distinguish VT from a child with sudden infant death syndrome.” *Lancet 2001; 358: supraventricular tachycardia with aberration*. However, 1342-3.
- [4] Stramba-Badiale M, Nador F, Porta N. “QT interval prolongation and risk of life-threatening arrhythmias during toxoplasmosis prophylaxis with spiramycin in neonates ”. *Am Heart J*. 1997;133:108-111
- [5] Davignon A, Rautaharju P, Boisselle E, Soumis F, Megelas M, Choguette, “ A. Normal ECG standards for infants and children. ”, *Pediatr Cardiol 1979/80*; 1: 123-31.
- [6] Goldschlager N., Goldman M.J. “Principios de electrocardiografía clínica”, Edit. El Manual Moderno, México D.F., 1987.
- [7] Macfarlane P.W., Coleman EN, Pomphrey EO, McLaughlin S, Houston A, Aitchison T. “ Normal limits of the high-fidelity pediatric ECG. Preliminary observations.”, *Electrocardiol 1989*; 22: 162-8.
- [8] Macfarlane P.W. “ Comprehensive electrocardiology. Theory and practice in health and disease.”, *Pergamon Press Vol.1*. 1989.
- [9] Macfarlane P.W., Veitch Lawrie T.D. “ The normal electrocardiogram and vectorcardiogram ”, *Pergamon Press Vol.1*. 1989.
- [10] P. J. Schwartz, M. Witsenburg, E. Schrama, J. Hess y J. A. Kors, “New normal limits for the paediatric electrocardiogram”, *European Heart Journal*, 2001.

-
- [11] Arango, J.J., y colaboradores. “Manual de Electrocardiografía.”, *CIB. Medellín, Colombia. Capítulos 1 - 12. : 1 - 75*, 1996.
- [12] C. Alvarado, “Análisis de la variabilidad de intervalos de tiempo del ECG.”, *Universitat Politècnica de Catalunya* Tesis de grado, 2002.
- [13] O. L. Rueda, “Programa de entrenamiento en electrocardiografía”, *Libro Electrónico*, cap. 4. UIS, 2005.
- [14] H. Díaz y R. de Castro, “Análisis de la teoría de ondículas orientada a las aplicaciones en ingeniería eléctrica: Fundamentos.” E.T.S.I. Industriales, Madrid 2002.
- [15] M. K. Park y W. G. Guntheroth, “El electrocardiograma pediátrico”, *Escuela de Medicina*, Universidad de Washington.
- [16] J. J. Carr and J. M. Brown, “Introduction to biomedical equipment technology”, *book*, 3rd edition.
- [17] Daubechies Y. “Orthonormal bases of compactly supported wavelets”, *Commun. in Pure and Applied Math*, 41, 909-996, 1988.
- [18] I. Daubechies “Orthonormal bases of compactly supported wavelets II”, *SIAM Journal of Mathematical Analysis* , 1993.
- [19] J. P. Martínez, R. Almeida, S. P. Rocha, y P. Laguna, “A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, april 2004.
- [20] C. Li, C. Zheng, y C. Tai, “Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Jan 1995.
- [21] J. S. Sahambi, S. Tandon, and R.K. P. Bhatt, “Using wavelet transform for ECG characterization,” *IEEE Eng. Med. Biol.*, vol. 16, no. 1, pp. 77-83, 1997.
- [22] M. Bahoura, M. Hassani, and M. Hubin, “DSP implementation of wavelet transform for real time ECG waveforms detection and heart rate analysis,” *Comput. Meth. Programs Biomed.*, no. 52, pp. 35-44, 1997.
- [23] M. Unser, A. Aldroubi, “A Review of Wavelets in Biomedical Applications” , *IEEE Proc.*, vol. 84, no. 4, pp. 626-637, Apr. 1996.
- [24] M. Akay “Wavelet applications in medicine”, *IEEE Spectrum Mag.*, , pp. 50-56, May . 1997.

-
- [25] J. Salgar y N. Páez, "Wavelets en la medicina, procesamiento digital de señales biomedicas", *UIS*, Oct. 2005.
- [26] B.-U. Köhler, C. Hennig, y R. Orglmeister, "The principles of software QRS detection," *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 21, pp. 42-57 Jan./Feb. 2002.
- [27] O. Pahlmand L. Sörnmo, "Software QRS detection in ambulatory monitoring –A review," *Med.Biol.Eng.Comp.*, vol.22, pp. 289-297, 1984.
- [28] F. Gritzali, "Toward a generalized scheme for QRS detection in ECG waveforms," *Signal Processing*, vol. 15, pp. 183-192, 1988.
- [29] G. M. Friesenetal., "A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 37, pp. 85-98, Jan. 1990.
- [30] S. Mallat, "A Theory for Multiresolution Signal Decomposition: the Wavelet Transform", *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. 11, Núm. 7, pp.674-683, 1989.
- [31] S. Mallat y S. Zhong, "Characterization of signals from multiescale edges", *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.*, vol. 14, pp. 710-732, July 1992.
- [32] D. Novák, V. Eck, "Processing of ECG signals using Wavelets", *Final thesis, Czech Thechnical University in Prague*, 2000.
- [33] S. Mallat y W. L. Hwang, "Singularity detection and processing with wavelet", *IEEE Trans. Inform. Theory*, vol. 38, pp. 617-643, Feb. 1992.
- [34] A. Cohen y J. Kovacevic, "Wavelets: The mathematical background", *Proc. IEEE*, vol. 84, pp. 514-522, Apr. 1996.
- [35] N. V. Thakor, J. G. Webster y W.J Tompkins, "Estimation of QRS complex power spectra for design of a QRS filter ", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-31, pp.702-705, 1984.
- [36] R. Ayala y A. Rosas, "Interfáz gráfica para la obtención de patrones ECG e hipótesis del vector de despolarización del corazón de una ballena jorobada adulta mediante el tratamiento de imagen y señal en un entorno comparativo con el ser humano", *Proyecto de Pregrado, Universidad Industrial de Santander*, Feb 2004.