

**HERRAMIENTA SOFTWARE PROTOTIPO PARA EL ANALISIS Y
CORRELACIÓN DE LAS SEÑALES ELECTROCARDIOGRAFICAS EN
NEONATOS “EN EL AREA METROPOLITANA DE BUCARAMANGA”**

**EDDIE RAFAEL LÓPEZ ARROYO
MARIO FERNANDO GÓMEZ REYES**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISICO-MECANICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA DE SISTEMAS E INFORMATICA
BUCARAMANGA**

2006

**HERRAMIENTA SOFTWARE PROTOTIPO PARA EL ANALISIS Y
CORRELACIÓN DE LAS SEÑALES ELECTROCARDIOGRAFICAS EN
NEONATOS “EN EL AREA METROPOLITANA DE BUCARAMANGA”**

**EDDIE RAFAEL LÓPEZ ARROYO
MARIO FERNANDO GÓMEZ REYES**

**Trabajo de grado presentado como
requisito para optar al título
de Ingeniero de Sistemas**

Director

ALFONSO MENDOZA CASTELLANOS BS, DEA

Codirector

OSCAR LEONEL RUEDA OCHOA MD

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISICO-MECANICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA DE SISTEMAS E INFORMATICA
BUCARAMANGA**

2006

A Dios por darme la vida y permitirme alcanzar esta meta

A mis padres Irma Rosa y Eddie Rafael, por que sin su sacrificio nada de esto hubiera sido posible

A mis hermanos por confiar siempre en mí

A Paola por su apoyo y paciencia

A Mario por su amistad y trabajo en equipo

Eddie Rafael López Arroyo

*A mis padres Mario Gómez - Teresa Reyes y mis hermanas por la
oportunidad e incondicional apoyo que me brindaron,*

A mis tíos por ayudarme a culminar este sueño.

A Elizabeth por su paciencia.

A Eddie López por su amistad

Mario Fernando Gómez

AGRADECIMIENTOS

Los autores expresan su agradecimiento...

A nuestros padres porque nos lo han dado todo, siendo nuestro principal apoyo moral y material en todos los momentos de nuestra vida.

A la Universidad Industrial de Santander por la formación técnica y humana adquirida durante nuestra estadía en ella.

Al profesor ALFONSO MENDOZA CASTELLANOS, director de este proyecto y del Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica, por el gran apoyo y respaldo técnico y humano que nos ha brindado gracias a sus conocimientos y experiencia en el área, y sobre todo por haber creído en nosotros.

Al Dr. OSCAR LEONEL RUEDA OCHOA, codirector del proyecto y director del Grupo de Electrocardiografía, quien desinteresadamente nos dio la propuesta del proyecto y nos brindó orientación y asesoría en el área médica.

A los estudiantes de Ingeniería de Sistemas miembros del Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica por toda la amistad y apoyo que nos brindaron en nuestros años de formación como ingenieros.

CONTENIDO

	pág
INTRODUCCIÓN	20
1 PRESENTACIÓN DEL PROYECTO	22
1.1 OBJETIVO GENERAL	22
1.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS	22
1.3 JUSTIFICACIÓN	23
1.4 ANTECEDENTES	23
1.5 ALCANCES DEL PROYECTO	24
2 ANATOMÍA DEL CORAZÓN	26
2.1 ANATOMIA CARDIOVASCULAR NEONATAL	27
2.1.1 Enfoque sistemático.	27
2.1.2 Circulación Neonatal.	28
2.1.3 Electrocardiograma.	30
3 ELECTROFISIOLOGÍA BASICA DEL CORAZON	33
3.1 ELECTROFISIOLOGÍA CELULAR	33
4 ELECTROCARDIOGRAFIA BASICA	37
4.1 HISTORIA DE LA ELECTROCARDIOGRAFÍA	37
4.2 EL ELECTROCARDIÓGRAFO	38

4.3 DERIVACIONES ELECTROCARDIOGRAFICAS	40
4.4 EL CONCEPTO DE VECTOR ESPACIAL Y SU APLICACIÓN CLINICA	42
4.5 GENERACIÓN Y REGISTRO DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRAFICA	45
4.6 TÉCNICA ELECTROCARDIOGRÁFICA EN NEONATOS	48
4.6.1 Lectura del Electrocardiograma.	49
4.6.1.1 Ritmo.	49
4.6.1.2 Frecuencia.	49
4.6.1.3 Eje eléctrico.	50
4.6.1.4 Onda P	51
4.6.1.5 Intervalo PR.	51
4.6.1.6 Complejo QRS.	51
4.6.1.7 Segmento ST.	53
4.6.1.8 Onda T.	54
4.6.1.9 Intervalo QT.	55
5 TRANSFORMADA DE WAVELET (WT “WAVELET TRANSFORMS”)	56
5.1 INTRODUCCIÓN	56
5.2 ¿POR QUÉ WAVELET?	57
5.2.1 Función Periódica.	57
5.2.2 Series de Fourier.	57
5.2.3 Teorema de Nyquist o Teorema del muestreo.	58
5.2.4 Transformada de Fourier (FT-“Fourier Transforms”).	60
5.2.4.1 Propiedades de la Transformada de Fourier	60
5.2.5 Transformada de Fourier de Tiempo Corto (STFT).	63
5.3 GENERALIDADES DE LA TRANSFORMADA DE WAVELET	65
5.4 PROPIEDADES DE LA TRANSFORMADA DE WAVELET	67

5.5 TRANSFORMADA CONTINÚA DE WAVELET (CWT- “CONTINUE WAVELET TRANSFORMS”)	68
5.6 RESOLUCION TIEMPO - FRECUENCIA.	72
5.7 TEORÍA DE WAVELET, UN ENFOQUE MATEMÁTICO	73
5.7.1 Vectores base.	73
5.7.2 Producto interno, Ortogonalidad, y Ortonormalidad.	74
5.7.3 Síntesis de Wavelet.	76
5.8 DISCRETIZACIÓN DE LA CWT.	77
5.9 LA TRANSFORMADA DISCRETA DE WAVELET (DWT- “DISCRETE WAVELET TRANSFORMS”)	78
5.10 DESCOMPOSICIÓN MULTI-NIVEL	80
5.11 RECONSTRUCCIÓN WAVELET.	82
5.12 VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LA TRANSFORMADA DE WAVELET	83
6 PREPROCESAMIENTO Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS	84
6.1 PREPROCESAMIENTO DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA	85
6.1.1 Ruido.	85
6.1.1.1 Métodos basados en técnicas clásicas de filtrado.	85
6.1.1.2 Métodos basados en el promedio de latidos.	86
6.1.1.3 Métodos basados en la aproximación mediante funciones.	86
6.1.1.4 Métodos basados en la transformada de Wavelet.	86
6.1.2 Interferencia de la red.	86
6.1.3 Variaciones de la línea base.	87
6.1.3.1 Filtros clásicos.	87
6.1.3.2 Aproximación mediante funciones.	88
6.1.3.3 Filtros Variantes en el tiempo.	88

6.2 PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA	88
6.2.1 Detección De Las Ondas P y T.	88
6.2.2 Detección del Complejo QRS.	89
6.2.2.1 Algoritmos basados en el tratamiento digital de señales.	89
6.2.2.2 Algoritmos basados en la amplitud y en la primera derivada.	89
6.2.2.3 Algoritmos basados únicamente en la primera derivada.	89
6.3 APLICACIÓN DE LA TRANSFORMADA DE WAVELET EN EL PROCESAMIENTO DE SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS	89
6.3.1 Reducción de ruido en las señales electrocardiográficas.	89
6.3.2 Eliminación de las variaciones de línea base.	93
6.3.3 Detección de complejo QRS.	96
6.3.4 Detección de la onda P y de la onda T.	98
7 METODOLOGIA Y DESARROLLO DEL SISTEMA	100
7.1 PUESTA EN MARCHA DEL PROYECTO	103
7.1.1 Modelo de Casos de Uso.	103
7.1.1.1 Actores del sistema.	104
7.1.1.2 Casos de uso.	104
7.2 ELABORACIÓN DEL SISTEMA	111
7.3 CONSTRUCCIÓN DE LA HERRAMIENTA	114
7.4 FASE DE TRANSICIÓN	116
8 RESULTADOS	117
8.1 VALORES CALCULADOS PARA LAS DISTINTAS VARIABLES DEL ELECTROCARDIOGRAMA	118
8.2 MORFOLOGÍA	122
8.3 ANÁLISIS DE LA VARIANZA POR DERIVACION	123

8.4 COMPARACIÓN RESULTADOS DEL SOFTWARE VS. LA LITERATURA	132
9 CONCLUSIONES	136
10 RECOMENDACIONES	138
BIBLIOGRAFIA	139
ANEXOS	142

LISTA DE CUADROS

	pág
Cuadro 1. Relación entre las divisiones y la frecuencia del electrocardiograma.	50
Cuadro 2. Relación entre la edad y la frecuencia cardiaca.	50
Cuadro 3. Relación entre la edad y el eje eléctrico del corazón	51
Cuadro 4. Valores de las ondas del complejo en diferentes etapas	52
Cuadro 5. Referencia del QRS etapas	52
Cuadro 6. Duración de las ondas del complejo	53
Cuadro 7. Evolución de la onda T en el neonato.	54
Cuadro 8. Transformaciones básicas aplicadas al cálculo de la CWT	68
Cuadro 9. Familias Wavelet utilizadas	69
Cuadro 10. Comparación entre el nivel de Ruido y la familia Wavelet utilizada	92
Cuadro 11. Frecuencias asociadas con cada nivel de descomposición	96
Cuadro 12. Duración onda P (seg)	118
Cuadro 13. Amplitud onda P (mv)	118
Cuadro 14. Duración Intervalo PR (seg)	118
Cuadro 15. Duración onda Q (seg)	118
Cuadro 16. Amplitud onda Q (mv)	118
Cuadro 17. Duración onda R (seg)	119
Cuadro 18. Amplitud onda R (mv)	119
Cuadro 19. Duración onda S (seg)	119
Cuadro 20. Amplitud onda S (mv)	119
Cuadro 21. Duración onda R' (seg)	119
Cuadro 22. Amplitud onda R' (seg)	120
Cuadro 23. Duración Complejo QRS (seg)	120
Cuadro 24. Duración Complejo RSR' (seg)	120
Cuadro 25. Duración Complejo RS (seg)	120
Cuadro 26. Duración RR (seg)	120
Cuadro 27. Duración Deflexión Preintrinsicoides (seg)	121
Cuadro 28. Duración Intervalo QT (seg)	121

Cuadro 29. Duración Segmento ST (seg)	121
Cuadro 30. Duración onda T (seg)	121
Cuadro 31. Amplitud onda T (seg)	121
Cuadro 32. Polaridad de la onda P (por grupo de Edad)	122
Cuadro 33. Morfología del complejo QRS (por grupo de Edad)	122
Cuadro 34. Polaridad de la onda T (por grupo de Edad)	122
Cuadro 35. Análisis de la varianza realizado a la Duración de la onda P	123
Cuadro 36. Análisis de la varianza realizado a la Amplitud de la onda P	123
Cuadro 37. Análisis de la varianza realizado a la Duración del intervalo PR	124
Cuadro 38. Probabilidad de que el complejo adopte el patrón QRS	124
Cuadro 39. Análisis de la varianza realizado a la Duración de la onda Q	125
Cuadro 40. Análisis de la varianza realizado a la Amplitud de la onda Q	125
Cuadro 41. Análisis de la varianza realizado a la Duración de la onda R	125
Cuadro 42. Análisis de la varianza realizado a la Amplitud de la onda R	126
Cuadro 43. Análisis de la varianza realizado a la Duración de la onda S	126
Cuadro 44. Análisis de la varianza realizado a la Amplitud de la onda S	126
Cuadro 45. Probabilidad de que el complejo adopte el patrón RSR'	127
Cuadro 46. Análisis de la varianza realizado a la Duración de la onda R'	127
Cuadro 47. Análisis de la varianza realizado a la Amplitud de la onda R'	128
Cuadro 48. Análisis de la varianza realizado a la Duración del Complejo	128
Cuadro 49. Análisis de la varianza realizado a la Duración del Intervalo RR	129
Cuadro 50. Análisis de la varianza realizado a la Duración de la Deflexión Preintrinsicóide	129
Cuadro 51. Análisis de la varianza realizado a la Duración del Intervalo QT	130
Cuadro 52. Análisis de la varianza realizado a la Duración del Segmento ST	130
Cuadro 53. Análisis de la varianza realizado a la Duración de la onda T	131
Cuadro 54. Análisis de la varianza realizado a la Amplitud de la onda T	131

LISTA DE FIGURAS

	pág
Figura 1. Vista interior del corazón	26
Figura 2: polarización y despolarización de la membrana	33
Figura 3: fases del potencial de membrana de la célula no marcapaso	34
Figura 4 secuencia de despolarización de los miocitos ventriculares	35
Figura 5. Fases del potencial de membrana de las células marcapaso	36
Figura 6: registro de potenciales eléctricos, con el método de los tubos electrómeros capilares de lippman	38
Figura 7. Electrocardiógrafo	38
Figura 8. Características del papel utilizado en electrocardiografía.	39
Figura 9. Derivaciones bipolares	40
Figura 10. Derivaciones unipolares	41
Figura 11. Posición de los electrodos en las derivaciones precordiales	42
Figura 12. Fuerza mecánica representada como un vector.	42
Figura 13 representación de la actividad eléctrica del corazón mediante un dipolo eléctrico	43
Figura 14. Leyes de la despolarización y la repolarización	44
Figura 15. Representación esquemática del sistema de conducción cardíaco.	45
Figura 16 despolarización auricular	45
Figura 17 despolarización del nodo AV	46
Figura 18. Despolarización ventricular	47
Figura 19. Segmento ST	47
Figura 20. Repolarización ventricular	48
Figura 21. Ondas, intervalos y segmentos que representan la actividad eléctrica del corazón	48
Figura 22. Función $x(t)$	59
Figura 23. Función delta	59
Figura 24. Espectro resultante de muestrear la función $x(t)$	59
Figura 25. Efecto aliasing	59
Figura 26. Señal estacionaria y su respectiva FT	62
Figura 27. Señal no estacionaria y su respectiva FT	63

Figura 28. Transformada de Fourier de tiempo corto de la señal no estacionaria	64
Figura 29. Transformada continua de wavelet	66
Figura 30. Transformada de wavelet discreta en el tiempo.	67
Figura 31. Wavelet a diferentes escalas	69
Figura 32. Wavelet trasladada	69
Figura 33. Coeficiente wavelet	70
Figura 34. Proceso de traslación de la wavelet	70
Figura 35. Proceso de escalamiento de la wavelet	71
Figura 36. Calculo de la transformada de wavelet a escala 1.	71
Figura 37. Calculo de la transformada de wavelet a escala 5	71
Figura 38. Calculo de la transformada de wavelet a escala 20	72
Figura 39. Resolución tiempo-frecuencia de la transformada de wavelet	72
Figura 40. Señal no estacionaria.	76
Figura 41. Transformada de wavelet de la señal de la figura 40.	76
Figura 42. Secuencias de descomposición	79
Figura 43. Señal ejemplo	79
Figura 44. Señales resultantes	80
Figura 45. Árbol de descomposición de wavelet	80
Figura 46. Proceso de filtraje	81
Figura 47. Obtención de los coeficientes de la DWT	82
Figura 48. Reconstrucción multinivel	82
Figura 49. Señal electrocardiográfica con ruido superpuesto.	85
Figura 50. Señal con interferencia de red	87
Figura 51. Señal con variaciones de línea base.	87
Figura 52. Función de soft-thresholding	91
Figura 53. Detalle de primer nivel obtenido mediante la transformada wavelet, y la variación de su energía.	92
Figura 54. Señal con ruido superpuesto	93
Figura 55. Señal anterior después de filtrarla	93
Figura 56. Representación gráfica de los vectores de σ , varianza y dispersión espectral del cálculo automático del nivel de descomposición.	95
Figura 57. Señal con variaciones de línea base	95

Figura 58. Señal anterior después de pasarla por el algoritmo de eliminación de variaciones de la línea base	96
Figura 59. Ubicación de la línea de módulos máximos dentro de la transformada y la señal.	97
Figura 60. Señal caracterizada mediante la implementación de los algoritmos descritos.	99
Figura 61. Diagrama de casos de uso generales	105
Figura 62. Menú principal con los casos de uso generales	106
Figura 63. Diagrama uml del caso de uso verificación_usuarios	106
Figura 64. Interfaz de la verificación de usuarios	107
Figura 65. Diagrama uml del registro de datos	108
Figura 66. Interfaz de registrar neonato	108
Figura 67. Diagrama uml del análisis de la señal	109
Figura 68. Abrir señal	109
Figura 69. Paciente a analizar	109
Figura 70. Cuadro de diálogo abrir archivo	110
Figura 71. Visualización global de las derivaciones	110
Figura 72. Menú para filtrar y eliminar variaciones de la línea base	111
Figura 73: visualiza-análisis de la señal	111
Figura 74 diagrama entidad-relación de la base de datos	113

LISTA DE ANEXOS

	pág
ANEXO A. Manual de Usuario NEWBORN	142
ANEXO B. Protocolo Médico	159
ANEXO C. Consentimiento Informado	163
ANEXO D. Formato de Registro	164
ANEXO E. Unidad de adquisición de datos BIOPAC MP30	165
ANEXO F. Neonatología	167
ANEXO G. Wavelet Spline Cuadrática	177
ANEXO H. Análisis de la Varianza	180
ANEXO I. Variables Electrocardiográficas Neonatales	192
ANEXO J. Filtros Digitales	194

TITULO: HERRAMIENTA SOFTWARE PROTOTIPO PARA EL ANALISIS Y CORRELACIÓN DE LAS SEÑALES ELECTROCARDIOGRAFICAS EN NEONATOS “EN EL AREA METROPOLITANA DE BUCARAMANGA”

AUTORES: Mario Fernando Gómez Reyes, Eddie Rafael López Arroyo**.

PALABRAS CLAVES: Ingeniería Biomédica, Tratamiento de señales, Estandarización, Electrocardiografía, Neonatos, Transformada Wavelet.

RESUMEN:

Este proyecto esta orientado al establecimiento de normalidad para los valores de las diferentes ondas, segmentos, complejos e intervalos de las señales electrocardiográficas del neonato; con un monitoreo durante el primer mes de vida del neonato, tomando la señal cardiaca durante las primeras 8 horas de nacido, 8 días y finalmente a los 30 días, con el diseño de una herramienta software Prototipo implementada en MATLAB 7.1.

La herramienta software prototipo tiene opciones para el filtrado, ajuste a la línea base, y la caracterización de las señal, implementando algoritmos y modelos matemáticos basados en la transformada Wavelet, con el fin de obtener los valores paramétricos.

Adicionalmente se diseño e implemento una base de datos, donde se almacenó la información del paciente y los valores calculados; seguido por un análisis estadístico, basado en el método ANOVA con corrección BONFERRONI, el cual permite estudiar la variación de diferentes momentos o etapas de una población y, por promedios, los parámetros característicos de la señal fueron estandarizados.

Como resultado, los valores obtenidos se encuentran dentro de los estándares internacionales pero, se encontraron diferencias significativas entre las etapas estudiadas en la duracion y amplitud; La Onda Q descrita en la derivación V4; la amplitud de la onda S encontrada en DII; la duracion y amplitud de R' en V4 y DI respectivamente; la amplitud de la onda T en DI, DIII, AVF, V1; y Duracion del RR en todas las derivaciones.

Aparece una herramienta computacional, con capacidad de calcular la amplitud y duración de las diferentes ondas, intervalos y segmentos, cuyos resultados están acordes con las tendencias de la información internacional especializada, también presenta una significativa aproximación a la estandarización de los parámetros del electrocardiograma en dicha población.

La prueba experimental se basa con una muestra de nueve pacientes, que cumplen todos los requerimientos del protocolo, se recomienda una muestra más significativa.

** Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas, Escuela de Ingeniería de Sistemas e Informática, Alfonso Mendoza Castellanos BS, DEA. Facultad de Salud, Escuela de Medicina, Oscar Leonel Rueda Ochoa M.D.

TITLE: PROTOTYPE SOFTWARE TOOL FOR ANALYSIS AND CORRELATION OF THE ELECTROCARDIOGRAM IN NEWBORNS "IN THE BUCARAMANGA METROPOLITAN AREA"

AUTORS: Mario Fernando Gómez Reyes, Eddie Rafael López Arroyo**.

KEYWORDS: Standarization, Electrocardiography, Neonates, Wavelet Transform.

SUMMARY:

This project is oriented to characterization and to establishing normality values to some waves, segments, complexes and intervals from electrocardiography signal for the newborn; with a monitored during the first month of life of the newborn is required, taking the signal for the first 8 hours of been born, 8 days and finally up to 30 days, with the design a software tool prototype implemented in MATLAB 7.1.

The software tool prototype, has an option to filter in order to fit the line base and to characterize the signal, implementing algorithms and mathematical models from wavelet transform, with the purpose of obtaining parametric values.

Additionally design to implement a data base, to storage information about patients and the calculated values; following a statistical analysis is made, based on the ANOVA method and correction BONFERRONI, which allows to analyze the variation of different moments or stages for a specific population, and by averages the parameters characteristic of the signal were standardized.

As a result, the values obtained are within the international standards, but, finding significant differences between study stages in the duration and amplitude of wave Q described in v4, the amplitude of wave S finding in DIII, the duration and amplitude of R' in v4 and DI respectively, the amplitude for wave t in DI, DIII, AVF, V1; and the duration for RR in all derivations.

A computational tool appears, with capacity to calculate the amplitude and duration of the different waves, intervals and segments, whose results agreed with the tendencies of the international information specialized, also, presents a significant approach to the standardization of the parameters of the electrocardiogram in this population.

The experimental test is based with a sample of nine patients, who fulfill all the requirements of the protocol, it is important to recommend a more significant sample.

** Physics and Mechanics Engineering Faculty, Department of System Engineering, Alfonso Mendoza Castellanos B.S., D.E.A. Health Faculty, Department of Medicine, Oscar Leonel Rueda Ochoa M.D.

INTRODUCCIÓN

Actualmente el área de la electrocardiografía¹ neonatal en Colombia, no se ha desarrollado estudios con presenten avances significativos, que permitan establecer un estándar de los diversos parámetros involucrados en el electrocardiograma neonatal.

La Universidad Industrial de Santander con el propósito de seguir avanzando en la búsqueda de nuevas aplicaciones en materia tecnológica y científica, así como la Ingeniería de Sistemas, disciplina que se esta involucrando de manera muy activa en diferentes campos del saber humano y en nuestro caso particular como grupo de investigación en Ingeniería Biomédica, quien cuenta con una gran experiencia y trayectoria en el desarrollo de proyectos y trabajos de investigación en el área de la electrocardiografía de adultos; se esta incursionando en el estudio de el comportamiento de la señal cardiaca en los niños. La presente investigación se constituye como la continuación de un trabajo realizado² en esta área, particularmente enfocada a neonatos.

Con el fin de dar un apoyo a los médicos en la hipótesis de un posible diagnostico de patologías futuras presentadas en la variación del a señal cardiaca en los neonatos durante el primer mes de vida en el área metropolitana de Bucaramanga; se desarrolló una herramienta software Prototipo de la cual trata este libro. Durante el transcurso de la lectura se podrán encontrar los fundamentos teóricos que se utilizaron desde el punto de vista electrofisiológico, del tratamiento de señales, haciendo mención a la Transformada de Wavelet, en comparación con la Transformada de Fourier y explicando porque escogimos Wavelet como la herramienta o modelo matemático en el cual se basaría el

¹ Estudio del comportamiento eléctrico del corazón

² RODRIGUEZ CARLOS, Paez Nestor. Herramienta software para el analisis y estandarizacion del electrocardiograma en recién nacidos normales en la ciudad de Bucaramanga, Bucaramanga: Universidad Industrial de Santander, 2003. 160.p

tratamiento de la señal electrocardiográfica. De la misma forma, se presenta de forma detallada los tipos de algoritmos implementados para el análisis de la señal. Como resultado de la investigación realizada y de la experiencia adquirida durante la planeación y ejecución del estudio, se presentan las conclusiones y recomendaciones que darán un punto de partida para futuros estudios en esta área, además de un nuevo aporte al desarrollo de la electrocardiografía neonatal para la prevención y posible tratamiento de futuras patologías. Finalmente, se podrán encontrar en los anexos, el manual de usuario de la herramienta, así como los protocolos presentados para la ejecución del estudio, autorizaciones y demás trámites que se tuvieron que cumplir para la realización del mismo.

La información presentada en este documento, ha sido recompilado de diversas fuentes con alto grado de experiencia y confiabilidad así como del análisis e interpretación que personalmente se realizó en el desarrollo del trabajo. Dentro de las principales fuentes utilizadas para las consultadas se tienen algunos libros de tratamiento de señales y cardiología, proyectos de grado relacionados con nuestra temática, sitios Web de universidades y hospitales de diferentes partes del mundo, todos ellos referenciados al final del presente documento

1 PRESENTACIÓN DEL PROYECTO

1.1 OBJETIVO GENERAL

Identificar y caracterizar los parámetros de la señal electrocardiográfica que permita Realizar un estudio y una correlación de las variaciones en la morfología de señal cardiaca en el primer mes de vida a una muestra de electrocardiogramas neonatales previamente realizada en la ciudad de Bucaramanga.

1.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS

Siguiendo los pasos del proceso unificado de desarrollo de software, se busca:

- Diseñar un prototipo, implementado algoritmos matemáticos para el tratamiento de la señal cardiaca, con funciones de filtrado, línea base, análisis y correlación que facilitan el análisis estadístico de los parámetros característicos de la señal.
 - Optimizar y/o diseñar algoritmos matemáticos adecuados que permitan el filtrado y la posterior caracterización de los parámetros de las señales Electrocardiográficas en los neonatos.
 - Aplicar un método estadístico adecuado, que permita analizar los parámetros característicos de las señales Cardíacas en neonatos.
 - Utilizar los resultados estadísticos obtenidos como soporte de comparación con otros estudios similares hechos.
- Determinar la variación del electrocardiograma en los neonatos en el primer mes de vida, de acuerdo con los resultados obtenidos en el análisis estadístico.

1.3 JUSTIFICACIÓN

Actualmente el área de la electrocardiografía se han logrado establecer a nivel mundial patrones de lo que se considera un electrocardiograma normal en personas adultas; por el contrario para la población infantil y en especial la neonatal no se cuenta con estudios rigurosos que permitan establecer un estándar de los diversos parámetros involucrados en el electrocardiograma. En Colombia no se ha desarrollado estudios que presenten avances significativos en esta rama de la bioingeniería.

La Universidad Industrial de Santander con el propósito de seguir avanzando en la búsqueda de nuevas aplicaciones en materia tecnológica y científica, pretende dar un apoyo a los médicos en la hipótesis de un posible diagnóstico de patologías futuras, presentadas en la variación de la señal cardíaca en los neonatos durante el primer mes de vida en el área metropolitana de Bucaramanga, debido a los cambios hemodinámicos², y las variaciones de la morfología en la onda T y en la progresión de la onda R.

Como resultado del trabajo de investigación se dará un punto de partida para futuros estudios en esta área, además de un nuevo aporte al desarrollo de la electrocardiografía neonatal, para la prevención y posible tratamiento de futuras patologías, pues el médico podrá implementar de forma más rápida y eficiente los hallazgos electrocardiográficos de sus pacientes. Este estudio se presenta como la continuación de una serie de trabajos en el área de electrocardiografía que se han venido realizando en el Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica de la escuela de Ingeniería de Sistemas e Informática de la Universidad Industrial de Santander.

Este Trabajo se verá respaldado por el aporte significativo que brindará al bienestar de la población infantil de Bucaramanga, y se hace posible gracias a nuestra formación integral como Ingenieros de Sistemas, al intercambio de conocimiento y a la integración con el Grupo de Electrocardiografía de la Facultad de Salud de la Universidad Industrial de Santander.

² Cambios de presión de la sangre.

1.4 ANTECEDENTES

En el área de electrocardiografía neonatal no se han realizado estudios en Colombia, con resultados que contribuyan en esta área, el Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica GIIB, y grupo de Electrocardiografía de la facultad de salud, han venido trabajando, y realizaron el proyecto llamado “Herramienta Software Para el Análisis y Estandarización del Electrocardiograma en Recién Nacidos en la Ciudad de Bucaramanga”, con resultados superficiales.

Según investigaciones previas, se han encontrado estudios en el área de la electrocardiografía infantil en Europa, como se ha constatado en dos artículos publicados en el European Heart Journal, el primero de ellos en abril de 2001 y el segundo en septiembre de 2002. El primer artículo publicado fue realizado por P.R. Rijnbeek, M. Witsenburg, E. Schrama, J. Hess y J. A. Kros, quienes pertenecen a distintas instituciones como la Universidad de Erasmus en Amsterdam, el Hospital Infantil de Sofía en la misma ciudad. En este trabajo se tomo como población de estudio niños entre 11 días y 16 años. El propósito de este trabajo fue mejorar otros estudios que se habían realizado anteriormente por Davignon y Macfarlane. Entre los aspectos mas significativos se tiene el uso de la computadora para el registro de la señal electrocardiográfica en lugar de registros realizados en el papel tradicionalmente usado en electrocardiografía “Polígrafo”.

El segundo artículo publicado por parte de la Sociedad Europea de Cardiología está enfocado principalmente a la interpretación del electrocardiograma neonatal normal y a proporcionar a los cardiólogos que trabajan con adultos un enfoque práctico de la electrocardiografía neonatal y a los pediatras y neonatólogos un instrumento que les facilite la interacción con enfermedades cardiacas, ya que hay diferencias significativas entre el electrocardiograma de adultos y el de neonatos.

Tomando como base el proyecto iniciado por el Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica, se decidió culminar este estudio de la señal cardiaca en neonatos, con el fin de contribuir a la investigación y al mejoramiento de los estudios electrocardiográficos colombianos en busca de estandarizar los parámetros significativos de la señal electrocardiográfica de los neonatos ya que no se encuentra en nuestro país estudios de referencia en esta área. De hecho, se dará un aporte trascendental a la calidad de vida de la población infantil, pues el médico podrá interpretar de forma más rápida y eficiente los hallazgos electrocardiográficos de sus pacientes. Además, se logrará un aumento en la productividad del trabajo realizado por el personal médico que día a día se ve involucrado en situaciones de neonatos con problemas del corazón.

1.5 ALCANCES DEL PROYECTO

Con el desarrollo de un algoritmo computacional se permitirá de manera fácil, efectiva y segura realizar una medición de las distintas variables o parámetros del electrocardiograma de los neonatos. Específicamente, se trata de las amplitudes y duraciones de las diferentes ondas, segmentos e intervalos de dicho registro gráfico.

La medición de dichos parámetros hará posible el establecimiento de un patrón o estándar del electrocardiograma neonatal. Posteriormente será una herramienta de mucha utilidad para el estudio y diagnóstico de cardiopatías que se presentan en la población neonatal, lo cual causa gran preocupación entre los médicos, ya que estas afectan en gran medida el bienestar y la calidad de vida de los niños.

De esta manera logramos cumplir nuestros objetivos, ya que se pone a disposición de todos, una herramienta software de mucha utilidad para la electrocardiografía neonatal y que puede servir para mejorar el bienestar de los recién nacidos en la ciudad y para el país.

2 ANATOMÍA DEL CORAZÓN

El corazón es el músculo mas importante del cuerpo, su función principal es bombear la sangre a los pulmones y al resto del cuerpo, es un órgano hueco que recibe sangre de las venas y la impulsa hacia las arterias. El corazón está dispuesto oblicuamente dentro de la cavidad torácica y rotado hacia adelante, a la izquierda en un ángulo de aproximadamente 45 grados con relación al plano sagital.

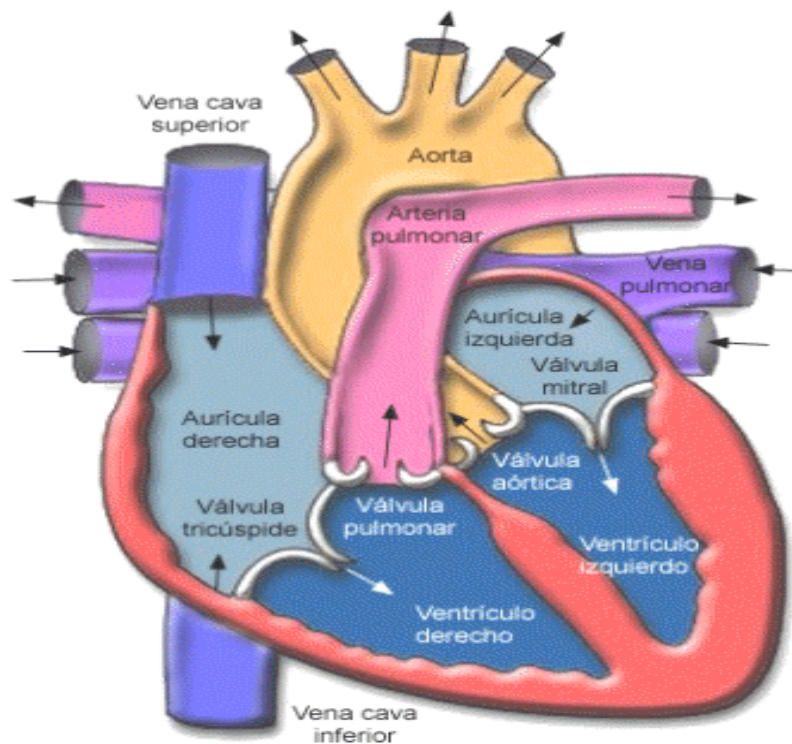


Figura 1. Vista interior del Corazón

Está irrigado por las dos primeras ramas de la aorta, que son: la coronaria izquierda, y la coronaria derecha. El corazón tiene dos lados: izquierdo y derecho, y cada lado esta dividido en dos cámaras: la aurícula y el ventrículo, separados entre si por las válvulas que hacen que la sangre fluya en una sola dirección.

La sangre llega del cuerpo al corazón a través de las venas cavas y entra directamente en la aurícula derecha. La vena cava superior recoge la sangre de la cabeza y extremidades superiores, y la vena cava inferior del abdomen

extremidades inferiores. También llega a la aurícula derecha la sangre que llega de la circulación coronaria a través del seno coronario.

De la aurícula derecha la sangre pasa a través de la válvula tricúspide al ventrículo derecho del que es impulsada a través de la válvula pulmonar a las arterias pulmonares. La sangre llega a los pulmones, donde se oxigena y elimina el dióxido de carbono. De los pulmones, la sangre ya oxigenada se dirige al corazón nuevamente. Entra por las venas pulmonares que convergen en la aurícula izquierda. Esto constituye la circulación menor.

De la aurícula izquierda se dirige la sangre hacia el ventrículo izquierdo a través de la válvula mitral. Una vez en el ventrículo izquierdo la sangre es propulsada a través de la válvula aórtica a la arteria aorta dirigiéndose a todo el organismo. Posteriormente la sangre vuelve al corazón a la aurícula derecha a través de las venas cavas cerrando el círculo y constituyendo la circulación mayor.

2.1 ANATOMIA CARDIOVASCULAR NEONATAL

El conocimiento de la anatomía cardiovascular normal es fundamental para la mayoría de consideraciones de diagnóstico y práctica terapéutica cardiovascular. En el paciente pediátrico, particularmente los recién nacidos e infantes, el corazón normal es una estructura evolutiva que está siendo transformada hacia su configuración adulta. Los cambios de maduración celular y subcelular ocurren simultáneamente con los cambios funcionales. Veamos de manera muy general, aspectos tales como el tamaño normal y la morfología microscópica del sistema cardiovascular pediátrico, incluyendo los cambios en el desarrollo postnatal normal³.

2.1.1 Enfoque sistemático. El punto inicial para la evaluación de la anatomía cardiovascular normal o anormal es la determinación de la *situs* de la asimetría visceral de los órganos. En la situación usual de *situs solitus* normal, el bazo, estómago, páncreas, y la aorta abdominal descendiente son estructuras del lado izquierdo. El lóbulo mayor del hígado, el apéndice, y la vena cava inferior son de lado derecho. Dentro del tórax, el pulmón derecho tiene tres lóbulos y un tallo

³ GARZON, Arthur y BRICKER, Timothy. The science and practice of pediatric cardiology. Vol I. 1990.

corto de los bronquios, que es aproximadamente la mitad de la totalidad de los bronquios izquierdos.

La primera rama de los bronquios derechos esta sobre la arteria pulmonar derecha; esta relación es denominada eparterial. El pulmón izquierdo tiene una primera rama hyperarterial bronquial.

El desarrollo cardiovascular normal resulta en el lado izquierdo del ápice cardiaco con morfología atrial derecha y cavidades ventriculares hacia el lado derecho del cuerpo, y cavidades morfológicas izquierdas hacia la izquierda, como resultado de un dextro-loop (D-loop) del tubo primitivo del corazón. En una condición rara de *situs* inverso, la posición de los órganos viscerales descrita anteriormente, se encuentra invertida. El desarrollo cardiovascular normal en *situs* inverso resulta en un ápice cardiaco de lado derecho con morfología atrial derecha y cavidades ventriculares hacia el lado derecho del cuerpo y cavidades morfológicas izquierdas hacia la derecha como resultado de un levo-loop (L-loop) del tubo primitivo del corazón.

Dado que pueden ocurrir malposiciones aisladas de los órganos viscerales (tal como malformaciones de los intestinos), el *situs* visceral es definitivamente mejor determinado en el sentido anatómico por el patrón de lobulación del hígado.

Un enfoque sistemático sobre la disección (División en partes) y evaluación de las estructuras cardiovasculares es seguir la dirección del flujo sanguíneo en un corazón normal, aunque pueden ser requeridas algunas modificaciones en malformaciones significativas o especies postoperatorios. La atención debe estar dirigida a las características morfológicas específicas de cada cavidad y válvula cardiaca (figura 1), la posición y las conexiones atriales de los ventrículos (es decir, concordancia o discordancia atrioventricular) y la posición de las conexiones ventriculares de las grandes arterias (es decir, concordancia o discordancia ventriculoarterial) son determinadas. El origen y la distribución de la mayoría de los vasos coronarios, la dirección del arco aórtico, el origen de los vasos del arco aórtico y el estado del ducto arterioso necesitan ser comprobados. La identificación específica de las ramas del arco aórtico es realizada de mejor forma en el *situ*.

2.1.2 Circulación Neonatal. Al nacer ocurren importantes adaptaciones circulatorias, ya que la circulación de la sangre fetal a través de la placenta cesa, y los pulmones del niño se expanden y comienzan a funcionar. Los tres cortocircuitos que permitieron que gran parte de la sangre derivara al hígado y los pulmones dejan de funcionar. En cuanto nace el niño, ya no se requiere el agujero oval, el conducto arterioso, el conducto venoso ni los vasos umbilicales. El esfínter del conducto venoso se contrae de tal manera que toda la sangre que penetra en el hígado pasa a través de las sinusoides hepáticas. La oclusión de la circulación

placentaria causa la caída inmediata de la presión arterial en la vci y la aurícula derecha.

Debido al incremento del flujo sanguíneo pulmonar la presión aumenta en la aurícula izquierda más que en la derecha; este incremento cierra el agujero oval. Como la resistencia vascular pulmonar es menor que la sistémica, el flujo en el conducto arterioso se invierte y pasa desde la aorta hacia el tronco de la pulmonar.

Al nacer se contrae el conducto arterioso; sin embargo, con frecuencia hay una derivación pequeña de la sangre de la aorta hacia la arteria pulmonar izquierda durante 24-48 horas en un lactante a término, sano, normal. Después de 24 horas, el 20% de los conductos están cerrados funcionalmente, el 82% hacia las 48 horas y el 100% a las 96 horas.

Las arterias umbilicales se contraen al nacer lo que evita pérdida de sangre al niño. No se liga el cordón umbilical durante un minuto más o menos; en consecuencia, continúa en flujo sanguíneo a través de la vena umbilical, lo que transfunde sangre fetal de la placenta al feto. El cambio de circulación sanguínea fetal a la del adulto no sucede de manera súbita. Algunos cambios se presentan con la primera respiración y otros se llevan a cabo en hora o días. En la etapa de transición puede haber un flujo de derecha a izquierda a través del agujero oval. El cierre de los vasos fetales y del agujero oval es un cambio funcional inicial. Después ocurre cierre anatómico por proliferación de tejidos endoteliales y fibrosos.

El conducto arterioso está funcionalmente cerrado al finalizar el primer día de vida y la obliteración (obstrucción de un conducto) anatómica ocurre alrededor de 10 días. Este cierre es el resultado de la exposición directa de la sangre muy oxigenada, no se conoce muy bien el mecanismo del cierre del conducto.

Al nacer, el ventrículo izquierdo se transforma bruscamente en el único responsable del flujo sanguíneo sistémico. Aunque este aumento en la tensión se detiene en el ventrículo izquierdo, la magnitud de estas cargas adquiridas en forma súbita, no es tan grande, por lo cual en condiciones normales no se observa dificultad detectable en el ventrículo izquierdo, sin embargo, esta puede magnificarse y llevar a una alteración de la función miocárdica.

En el nacimiento, el volumen de sangre bombeado por el ventrículo derecho disminuye hasta el nivel del flujo sanguíneo sistémico. De esta forma a medida que aumenta el trabajo del ventrículo izquierdo, disminuye el ventrículo derecho. Antes del nacimiento ambos ventrículos comparten la tarea del flujo sanguíneo sistémico, después del nacimiento los dos ventrículos manejan de forma independiente todo el gasto cardíaco. El cierre funcional del foramen oval se produce poco tiempo después del nacimiento, principalmente como resultado del

aumento del volumen y de la presión de la aurícula izquierda, este demora de meses a años.

El tamaño del corazón en el neonato es difícil de apreciar debido a las variaciones normales de la forma y del tamaño del tórax. A veces se puede oír soplos transitorios; las cardiopatías congénitas a veces no van acompañadas inicialmente de un soplo, que sin embargo, aparecen más tarde; solo hay una probabilidad de 1:12 que un soplo que se oye en el nacimiento corresponda a una cardiopatía congénita. Por lo cual ante la posibilidad de una lesión importante es imprescindible un estudio radiológico, EKG.

La frecuencia cardíaca oscila normalmente entre 90 latidos/minuto en sueño relajado y 180 latidos/minutos en periodos de actividad.

2.1.3 Electrocardiograma. Las alteraciones de la anatomía y de la hemodinámica del corazón que se producen poco después del nacimiento, se reflejan en la evolución del ekg del neonato. Dado que las resistencias vasculares pulmonares y sistémicas son prácticamente iguales en el feto a término, el trabajo realizado por el corazón en la vida intrauterina hace que la masa de ambos ventrículo, derecho e izquierdo, resulte prácticamente igual. Después del nacimiento, la resistencia vascular sistémica se eleva, al anularse la circulación placentaria, y la resistencia vascular pulmonar disminuye al expandirse los pulmones. Estos cambios tienen lugar en un plazo de horas o días, y se reflejan en el ekg, a medida que la pared del ventrículo derecho comienza a adelgazarse.

El EKG pone de manifiesto estas características anatómicas y hemodinámicas, mediante alteraciones en la forma del complejo QRS y la onda T, fundamentalmente. Se recomienda realizar un EKG de 14 derivaciones (detectores que observan la actividad eléctrica desde afuera) en los pacientes pediátricos, incluidas las derivaciones V3R y V4R. Estas derivaciones precordiales derechas son extremadamente importantes, para la valoración de la hipertrofia ventricular derecha durante la infancia. En ocasiones la derivación V1 se sitúa demasiado a la izquierda como para reflejar con exactitud las fuerzas correspondientes al ventrículo derecho de manera que pueda mostrar el patrón R/S típico de las derivaciones precordiales media. Este problema se presenta sobretodo en los niños prematuros, en los cuales el gel de los electrodos puede hacer contacto entre todas las derivaciones precordiales. De la misma forma, V3R y V4R pueden reflejar un patrón de predominio R o S, que también posee importancia desde el punto de vista del diagnóstico.

Durante los primeros días de vida, es frecuente encontrar una desviación del eje a la derecha, onda R grandes y ondas T positivas en las derivaciones precordiales derechas (V3R o V4R y V1). A medida que la resistencia pulmonar disminuye, y la presión del ventrículo derecho alcanza su presión normal, las ondas T precordiales

se vuelven negativas. En la mayor parte de los casos esto sucede durante las primeras 48 horas de vida. Si las ondas T se mantienen positivas en la derivación V3R o V4R y V1 después de la primera semana de vida, esto supone un hallazgo patológico que indica hipertrofia o sobrecarga ventricular derecha, incluso en ausencia de criterios de voltaje en el QRS. La onda T en V1 no debe ser nunca positiva antes de los 6 años de edad, e incluso puede mantenerse negativa durante la adolescencia. Este hallazgo representa una de las diferencias más importantes, aunque sutiles. Entre el EKG pediátrico y el del adulto.

En las derivaciones tomadas en el plano frontal para el EKG estándar, el eje medio del complejo QRS en el recién nacido se encuentra normalmente en un intervalo entre +110 y +180 grados. Las derivaciones torácicas derechas muestran una onda positiva (r) mayor que la onda negativa (S), lo cual puede suceder durante meses o años, ya que el ventrículo derecho se mantiene relativamente grueso durante la infancia. Además, el voltaje registrado por las derivaciones precordiales derechas está influenciado en gran medida por la despolarización del ventrículo derecho, como consecuencia de la proximidad. Las derivaciones izquierdas (V5 y V6) también reflejan el predominio de las cámaras derechas en el periodo prenatal precoz, durante el cual la relación R/S en estas derivaciones puede ser menor de 1. Sin embargo, derivado de que las derivaciones precordiales izquierdas se encuentran en relación directa de proximidad con el ventrículo izquierdo, durante los primeros días de vida se descubre con rapidez una onda R dominante que refleja las fuerzas del ventrículo izquierdo. A lo largo de los años, el eje RS se desvía gradualmente hacia la izquierda, y las fuerzas del ventrículo derecho se reducen lentamente. A medida que el ventrículo izquierdo se vuelve dominante, el EKG evoluciona hacia el patrón típico de un niño mayor. Hasta que se presenta el EKG característico del adulto.

A medida que el lactante crece, se produce una regresión lenta del predominio ventricular derecho y aumentan las fuerzas del ventrículo izquierdo. Las derivaciones V3R o V4R y V1 presentan una onda R prominente hasta los 6 meses a los 8 años de vida. La mayoría de los niños muestran una relación R/S mayor de 1 en la derivación V4R hasta los cuatro años de edad. La onda T se encuentra invertida en V4R, V1 y V2 y V3 durante la lactancia y pueden mantenerse así hasta la mitad del segundo decenio de vida, o incluso más. Los procesos de adelgazamiento del ventrículo derecho y engrosamiento del ventrículo izquierdo se ven reflejados de forma ideal en el patrón QRS-T, a lo largo de las derivaciones precordiales. Por eso, el diagnóstico de hipertrofia ventricular derecha o izquierda en el paciente pediátrico solo puede lograrse mediante el conocimiento del desarrollo normal de dichas cámaras a lo largo de distintas edades, hasta que se alcanza la edad adulta.

La hipertrofia ventricular puede causar un aumento de voltaje de las ondas R y S en las derivaciones torácicas. Sin embargo, la altura de dichas ondas no solo se debe a la hipertrofia del miocardio sino que también varía en función de la

proximidad de cada electrodo a la superficie del corazón, así como de la secuencia de activación eléctrica a lo largo del ventrículo, lo que da como resultado grados variables de cancelación de las fuerzas. Dado que de la pared torácica de los lactantes y los niños, así como la de los adolescentes, puede ser relativamente delgada, durante la edad pediátrica el diagnóstico de hipertrofia ventricular no debe basarse solamente en los cambios de voltaje. El diagnóstico de hipertrofia ventricular derecha patológica resulta, difícil durante la primera semana de vida. Dado que la hipertrofia ventricular derecha fisiológica es un hallazgo habitual. Con frecuencia es necesario realizar trazados seriados para determinar si persiste una desviación notable del eje hacia la derecha, o bien registros precordiales u ondas T derechos anormales, ambos, más allá del periodo neonatal. Por el contrario, la presencia en el neonato de un patrón electrocardiográfico propio de un adulto indica un aumento del tamaño del ventrículo izquierdo. Los niños prematuros representan una excepción ya que, como consecuencia de la menor resistencia vascular pulmonar secundaria a un desarrollo insuficiente de la capa muscular media de las arteriolas pulmonares, pueden mostrar un EKG mas maduro que los recién nacidos a termino. Por ello, el EKG puede parecerse al de un niño mayor, con predominio ventricular izquierdo, representado por una progresión de la onda R mas madura a lo largo del precordio. Algunos niños prematuros muestran un patrón de bajo voltaje generalizado a lo largo de todo el precordio.

3 ELECTROFISIOLOGÍA BASICA DEL CORAZON

Para entender los fenómenos que suceden en el músculo cardiaco, debemos partir del conocimiento de la actividad eléctrica intracelular, la cual es importante en su correlación con los efectos mecánicos que conocemos como la “sístole” (momento de actividad) y la “diástole” (momento de reposo). La electrocardiografía se fundamenta en la recepción de los eventos eléctricos del corazón.

3.1 ELECTROFISIOLOGÍA CELULAR

Para el estudio de la electrofisiología celular, debemos empezar mencionando que las células poseen una membrana, la cual es una bicapa lipídica, cuya función principal es separar los constituyentes internos del intersticio⁴.

Si a la membrana de la célula en estado de reposo, le colocáramos un galvanómetro, encontraríamos la siguiente polaridad: el interior de la célula esta cargado negativamente y el exterior positivamente. Entonces se dice que la célula esta polarizada o en reposo. Pero si por alguna razón se perturbara este estado por algún estímulo ya sea eléctrico, mecánico o químico, la célula pasa a un estado de despolarización en el cual se invierte su polaridad. Estos dos fenómenos podemos observarlos en la siguiente figura:

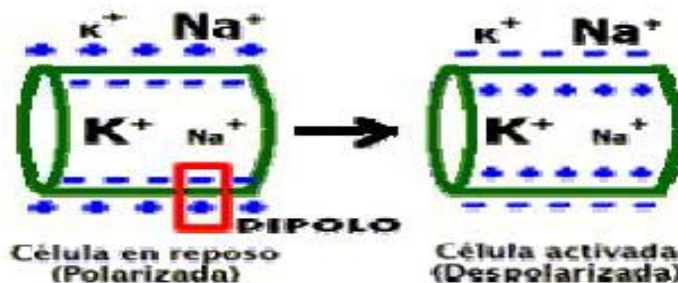


Figura 2: Polarización y Despolarización de la membrana

⁴ Espacio comprendido entre célula y célula.

Para empezar a explicar estos fenómenos, debemos agregar que las células cardiacas se dividen en células cardiacas marcapaso y no marcapaso. Cada una de estas va a presentar diferencias electrofisiológicas.

Célula miocárdica no marcapaso: Estos miocitos⁵ son los que conforman la masa muscular de las aurículas y los ventrículos, y presentan el fenómeno de ser excitables⁶. Este fenómeno se puede descomponer en las siguientes fases:

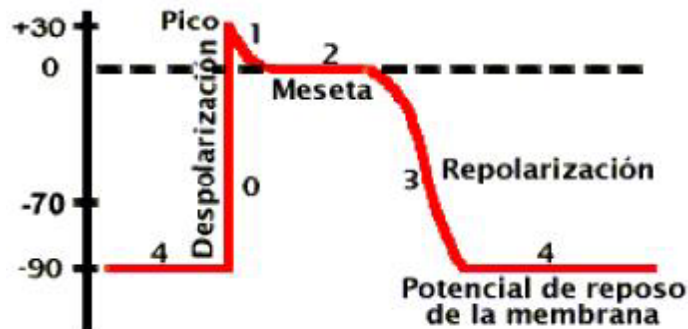


Figura 3: Fases del potencial de membrana de la célula no marcapaso

La célula en **Fase de reposo** posee un potencial intracelular de -90 mv (milivoltios), lo cual se debe a los siguientes eventos:

- Diferencia iónica entre el interior y el exterior celular, hallándose un predominio de potasio (K⁺) intracelularmente y de sodio (Na⁺) y Cloro (Cl⁻) extracelularmente.
- Mayor permeabilidad de la membrana al paso del ión K⁺.
- La existencia de la bomba dependiente de ATP (adenosintrifosfato), que extrae tres iones de Na⁺ e introduce dos iones de K⁺, conocida como la bomba Na⁺ - ATPasa.

En este estado un estímulo de suficiente magnitud, hace que la célula pase a la **Fase de despolarización**, caracterizada por el aumento del potencial de la membrana al valor umbral de -70 mv (milivoltios) para que se produzca la despolarización. Los canales iónicos de Na⁺ se abren produciendo una entrada rápida del ión. De esta manera se pierde la carga interior negativa invirtiéndose la polaridad de la membrana; se obtiene dentro de la célula un voltaje de +30 mV al

⁵ Células de trabajo, su contracción impulsa la sangre para que se distribuya por todo el organismo.

⁶ Capacidad para despolarizarse, si reciben un estímulo de suficiente magnitud.

final de la fase, momento en el cual se cierran todos los canales de Na^+ . El potencial de acción generado se conduce a través del corazón y es el responsable del latido cardíaco.

Fase de repolarización rápida precoz, Los canales de Na^+ permanecen inactivos, pero están saliendo iones de K^+ y entrando iones de Cl^- . La membrana se repolariza rápidamente y en forma transitoria hasta un voltaje de 0 mV.

Fase de meseta, Hay un equilibrio en la conductancia de Na^+ y K^+ , permitiendo la entrada de Ca^{++} y Cl^- . El ingreso de Ca^{++} es fundamental para la contracción muscular.

Fase de repolarización rápida final, es producida por la activación de los canales de K^+ , los cuales conllevan a la salida de este ión desde el interior de la célula para llevar a la negatividad al potencial de membrana. Se mantienen adentro los iones de Na^+ .

Fase de reposo, Hay equilibrio eléctrico pero no químico, por lo cual se activa la bomba $\text{Na}^+ - \text{K}^+$ ATPasa, para volver a las concentraciones electrofisiológicas iniciales e iniciar nuevos potenciales de acción.

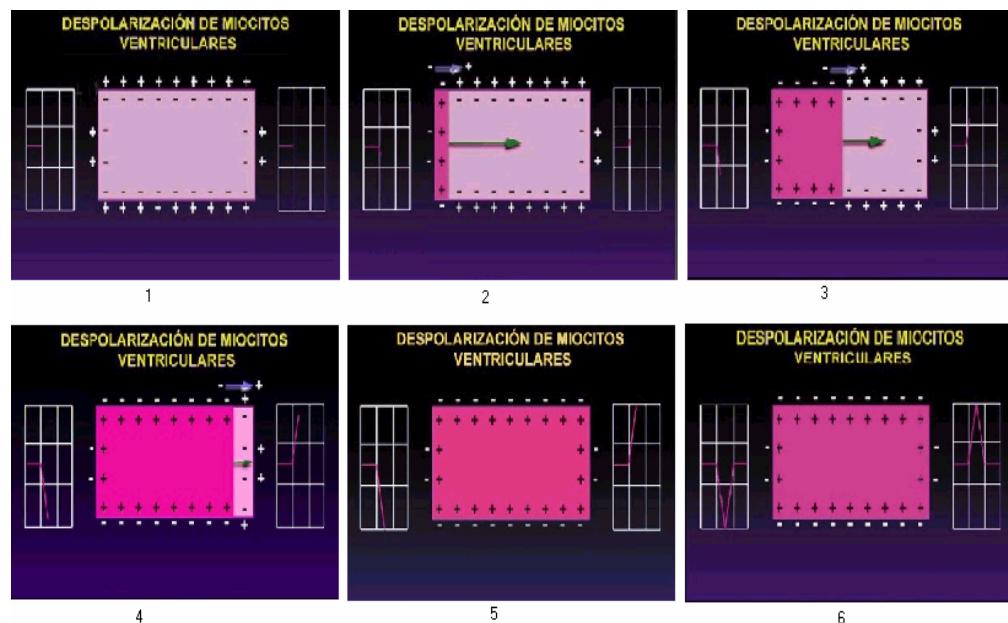


Figura 4 Secuencia de despolarización de los miocitos ventriculares

Células marcapaso: Estas células se encuentran ubicadas tanto en el nodo sinusal como en el nodo auriculoventricular. Tienen la característica de excitarse con facilidad, por esto se despolarizan de manera automática. La diferencia electrofisiológica con las células no marcapaso, se presenta en la fase de reposo o fase 4, donde la membrana no permanece en reposo, ya que periódicamente

alcanza el umbral que desencadena el siguiente potencial de acción (despolarización-repolarización); este momento eléctrico se llama "Fase de prepotencial".

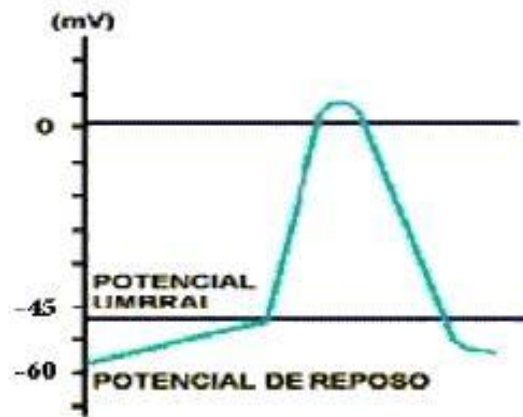


Figura 5. Fases del potencial de membrana de las células marcapaso

El automatismo⁷ en estas células se debe a la apertura de unos canales lentos de Na^+ y Ca^{++} , entre -50 mV y -60 mV, los cuales hacen que el potencial de membrana alcance el umbral, llevando a la apertura de los canales de Ca^{++} , iniciándose una nueva despolarización. A su vez, la repolarización ocurre por la salida de iones Potasio, lo que corresponde a la fase 4 del potencial de acción de estas células.

⁷ capacidad que tienen las células de despolarizarse espontáneamente

4 ELECTROCARDIOGRAFIA BASICA

4.1 HISTORIA DE LA ELECTROCARDIOGRAFÍA

La historia de la Electrocardiografía esta relacionada con el concepto de corriente eléctrica y el desarrollo de herramientas tecnológicas que permitieron la detección de los potenciales eléctricos en tejidos vivos. Es así como en el siglo XVIII *Luigi Galvani*, lanzó la hipótesis que la contracción muscular se debía a una corriente eléctrica; afirmando que: “En los músculos toda desintegración, va acompañada de un estado de negatividad que se transmite por toda la fibra”. Pero fue hasta mediados del siglo XIX, con los trabajos realizados en músculo esquelético por *Carlo Mateucci*, y *Muller y Kollinger* en 1856, quienes con su clásica comprobación de la estimulación del músculo esquelético⁸, dejaron pocas dudas al respecto de la hipótesis de Galvani.

A principios del siglo XIX, no existían métodos adecuados para registrar los potenciales eléctricos de los que hablaba Galvani. Sin embargo a finales de este siglo *Augustus D. Waller* desarrolló un sistema para registrar los potenciales eléctricos producidos en el corazón humano, a nivel de la superficie corporal, utilizando para su experimento tubos electrómeros capilares de Lippmann. Los resultados fueron publicados ese mismo año en el artículo “A demonstration of electromotive changes accompanying the hearts Beat”. Este se considera el primer reporte de las deflexiones eléctricas del corazón humano; sin embargo, este método que consistía en tomar fotografías a los meniscos de las columnas de mercurio de los capilares, seguido por un análisis matemático y reconstrucción en una curva que mostraba las ondas PQRSTU, era un método muy laborioso requería al menos 6 horas para reconstruir las tres derivaciones bipolares (DI, DII, DIII) de las extremidades en cada uno de los pacientes, pero la principal dificultad de este método era la alta sensibilidad del mercurio a las vibraciones dificultando así la obtención de registros de buena calidad.

⁸ Tipo de músculos estriados unidos al esqueleto.

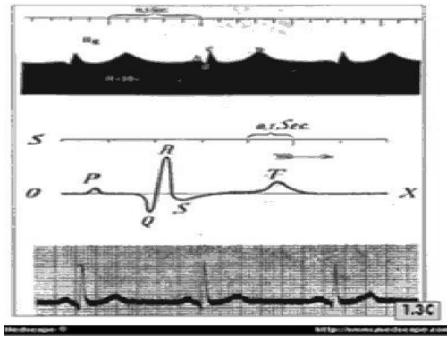


Figura 6: Registro de potenciales eléctricos, con el método de los tubos electrómeros capilares de Lippman

Las mayores contribuciones a la electrocardiografía son debidas a Willem Einthoven, a quien se le conoce como “el padre de la Electrocardiografía”. Einthoven se interesó en la posibilidad de registrar los potenciales eléctricos del corazón humano. Él utilizó inicialmente el método de Lippmann, pero noto la alta sensibilidad que presentaba este método, y empezó a buscar un método mejor, mas exacto para el registro eléctrico cardiaco y que no fuera tan sensible; fue entonces cuando en 1901 se publica su artículo sobre la utilidad del galvanómetro de cuerda ideado por Ader, el cual fue modificado, para poder realizar los registros de la actividad eléctrica del corazón.

4.2 EL ELECTROCARDIÓGRAFO



Figura 7. Electrocardiógrafo

El electrocardiógrafo permite registrar la actividad eléctrica cardiaca a partir de una serie de terminales o electrodos conectados en la superficie de cuerpo del paciente. La señal es amplificada y posteriormente enviada a un oscilógrafo capaz de modificar la posición de un elemento de registro gráfico, que se mueve al paso de un papel milimetrado. Las diferencias de potencial se interpretan con movimientos de la aguja hacia arriba o abajo en consonancia con la polaridad registrada y la magnitud del potencial, mientras que en el papel se obtiene un trazo con ondas positivas y negativas que reflejan la actividad cardiaca observada desde los diferentes terminales o electrodos.

La característica del papel electrocardiográfico es su sensibilidad al calor, es decir, el trazado se realiza por la impresión de una aguja caliente sobre el papel térmico. La superficie del papel está impresa en milímetros y tiene marcada la línea de cada cinco milímetros con una línea gruesa. Debe contener la información básica del paciente. La estandarización del trazado se tiene en cuenta tomando dos variables: la velocidad y el voltaje. La velocidad medida en el eje horizontal, se fija de manera estándar para que corra 25 mm/seg en un adulto y 50 mm/seg en los niños. A 25 mm/seg, cada cuadro de 5 mm corresponde a un tiempo de 0,2 seg y cada 1 mm corresponde a 0,04 seg. El voltaje es medido en el eje vertical. Se calibra el aparato para que 1mV mueva la aguja 10 mm. De acuerdo con esto, cada 1 mm corresponde a 0,1 mV.

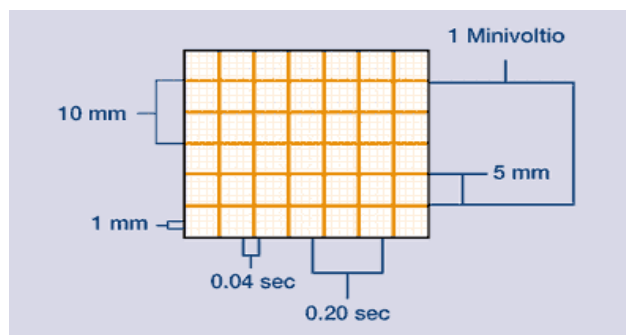


Figura 8. Características del papel utilizado en electrocardiografía.

Los parámetros anteriores son los utilizados de una manera estándar en cualquier electrocardiógrafo y de hecho son los que se utilizan de una manera convencional, pero tanto la velocidad del papel como la calibración del voltaje registrado, en función del potencial, son programables y modificables en los modernos electrocardiógrafos.

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

- **Línea Isoeléctrica:** cuando no existe diferencia de voltaje entre los electrodos de las derivaciones, el registro es una línea recta denominada isoeleétrica.
- **Onda:** toda deflexión de la línea base, 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 (>5 mm). Cuando existe más de una onda positiva (R) en el complejo QRS se denominará R' o r' según corresponda.

4.3 DERIVACIONES ELECTROCARDIOGRAFICAS

Aunque la actividad eléctrica generada por el corazón es posible recogerla desde cualquier punto de la superficie corporal, en la práctica el registro electrocardiográfico se hace desde 12 derivaciones estándar que han sido sistematizadas y universalmente aceptadas. Las derivaciones electrocardiográficas son los diferentes registros de la actividad eléctrica del corazón, la cual es obtenida mediante una serie de electrodos ubicados según normas preestablecidas. Las derivaciones cuyos electrodos se colocan en contacto con el corazón, son llamadas Derivaciones Directas. Cuando están ubicados a una distancia mayor de dos diámetros cardíacos se llaman Derivaciones Indirectas. Finalmente se conocen como Derivaciones Semidirectas cuando uno o ambos electrodos están en estrecha proximidad, pero no en contacto directo con el corazón.

4.3.1 Derivaciones bipolares de Einthoven. Registran la diferencia de potencial eléctrico entre dos puntos del cuerpo.

- **Derivación I:** entre brazo izquierdo (+) y brazo derecho (-).
- **Derivación II:** entre pierna izquierda (+) y brazo derecho (-).
- **Derivación III:** entre pierna izquierda (+) y brazo derecho (-).

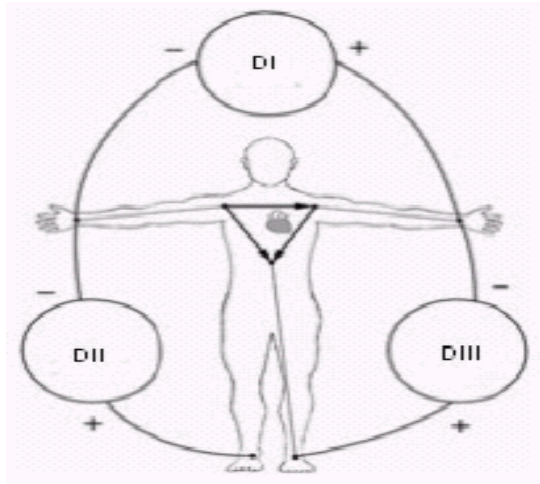


Figura 9. Derivaciones bipolares

4.3.2 Derivaciones unipolares o monopolares de Goldberger. Exploran igualmente la actividad eléctrica en el plano frontal, desde cada miembro por separado en relación a un electrodo indiferente de voltaje igual a 0, construido entre las otras tres derivaciones no exploradas.

- **Derivación aVR:** Potencial del brazo derecho.
- **Derivación aVL:** Potencial del brazo izquierdo.
- **Derivación aVF:** Potencial de la pierna izquierda.

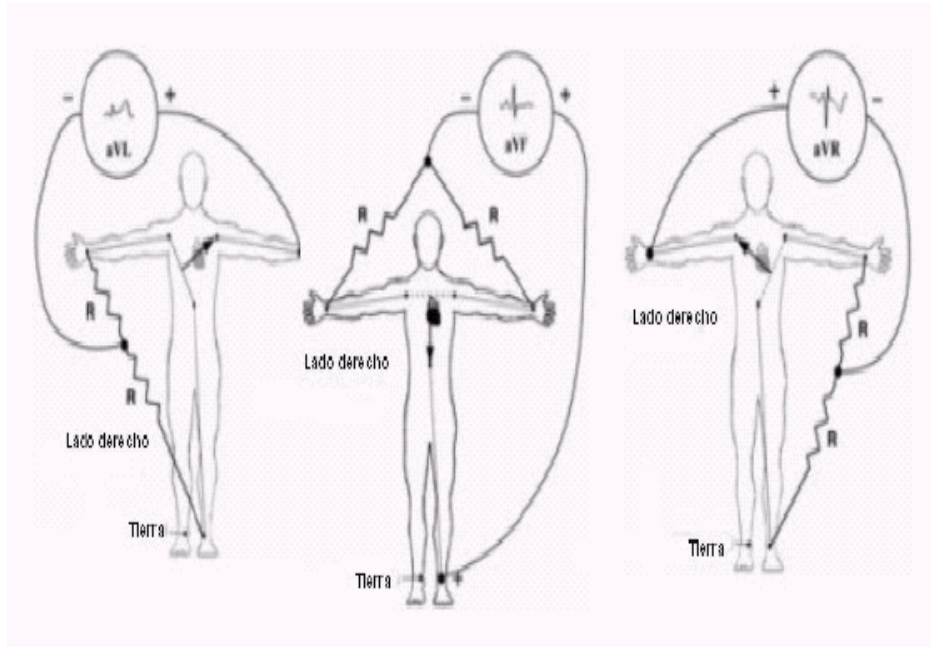


Figura 10. Derivaciones unipolares

4.3.3 Derivaciones unipolares torácicas o precordiales. El plano horizontal como su nombre lo indica, es el cual hace un corte horizontal del sujeto a nivel del tórax, los potenciales eléctricos de estas derivaciones llamadas precordiales son recogidos por medio de los electrodos ubicados en la región anterior del tórax. Estas derivaciones exploran la actividad eléctrica en el plano horizontal, y son denominadas de la siguiente manera de acuerdo a la colocación del electrodo explorador.

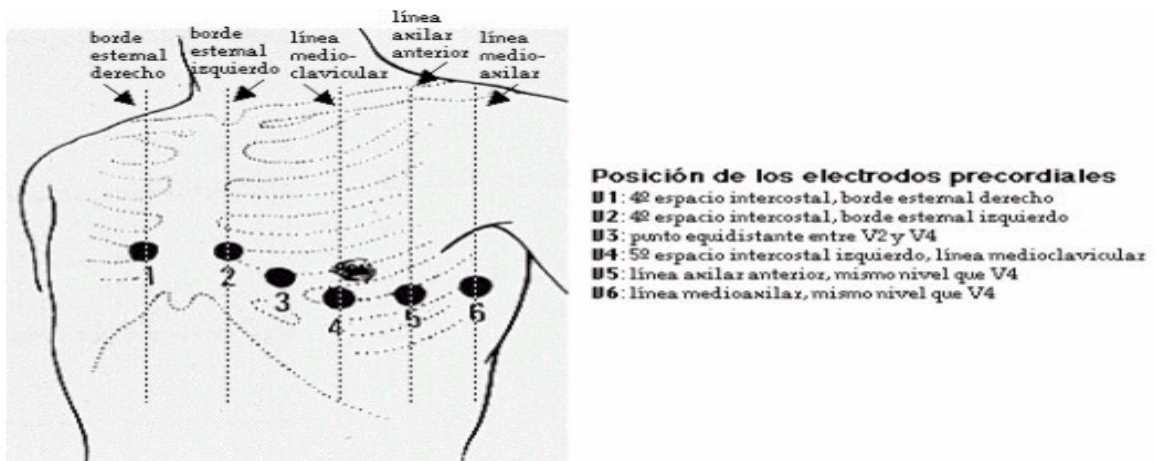


Figura 11. Posición de los electrodos en las Derivaciones precordiales

En algunas ocasiones, estas 12 clásicas derivaciones pueden ser incrementadas a V7, V8, y V9, a través del 5º espacio intercostal izquierdo, ó por otras 3 que discurren por el hemitórax derecho, denominadas V3R, V4R y V5R. Son útiles para detectar infarto de miocardio de localización dorsal (izquierdas) ó para evaluar en mayor detalle crecimiento de las cavidades derechas.

4.4 EL CONCEPTO DE VECTOR ESPACIAL Y SU APLICACIÓN CLINICA

Cualquier fuerza que tiene magnitud y dirección puede considerarse un vector y representarse como una flecha en una grafica. El extremo de la punta de la flecha indica la dirección del vector y la longitud de la misma corresponde a la magnitud de la fuerza.

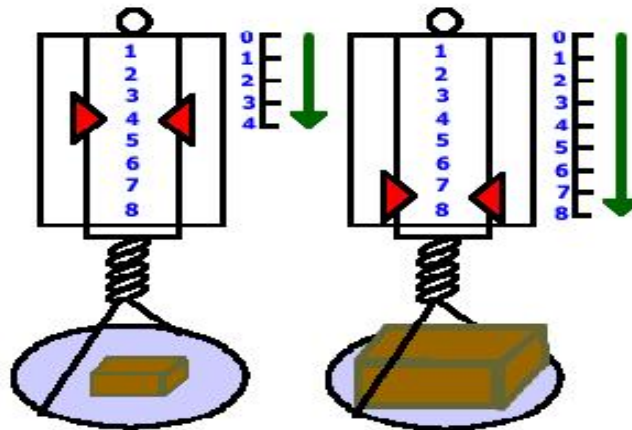


Figura 12. Fuerza mecánica representada como un vector.

Todo fenómeno eléctrico de despolarización y repolarización cardiaca puede ser estudiado por medio de la Teoría Vectorial. En este aspecto los vectores

representan la magnitud, dirección y sentido de la corriente eléctrica producida en el corazón.

En el electrocardiograma se miden los potenciales de acción entre varios puntos de la superficie de un volumen conductor. Para simplificar su medida se ha desarrollado un modelo simple para representar la actividad eléctrica del corazón. En este modelo, el corazón consiste en un dipolo eléctrico (dos cargas eléctricas iguales y opuestas) localizado en el tórax.

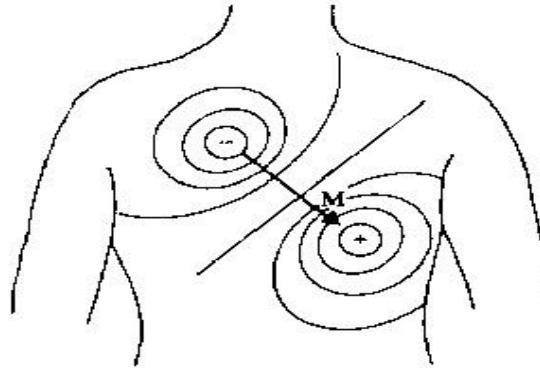


Figura 13 Representación de la actividad eléctrica del corazón mediante un dipolo eléctrico

Este campo particular y el dipolo que produce representan la actividad eléctrica del corazón en un instante específico. En un instante posterior el dipolo puede cambiar su orientación y magnitud, por lo tanto puede causar cambios en el campo eléctrico. Una vez aceptado este modelo, se puede representar este campo eléctrico por el momento **dipolar M**, conocido como vector cardíaco. En el progreso del ciclo cardíaco la magnitud y dirección de M varían porque el dipolo eléctrico varía. En cualquier momento, durante el fenómeno de despolarización, existen muchos vectores instantáneos con magnitud y dirección propias. Para el estudio vectorial de la activación eléctrica del corazón, se requiere en primera instancia conocer las leyes fundamentales de la electrocardiografía, las cuales se presentan a continuación.

Leyes para la despolarización

- El vector de despolarización se representa por una flecha, cuya cabeza es positiva y su cola es negativa.
- La despolarización genera ondas agudas, de corta duración, las cuales a nivel auricular son redondeadas y a nivel ventricular son picudas.
- Cuando se explora desde un plano, como el formado por las derivaciones bipolares (DI -DII-DIII), los vectores que lleven el mismo sentido y orientación registrarán ondas positivas. Igualmente, los vectores que lleven la misma dirección pero sentido opuesto, registrarán ondas negativas. Consecuentemente, un vector perpendicular al plano que explora registrará una onda bifásica.

- Cuando se explora desde un punto, como es el caso de las derivaciones unipolares de los miembros (aVR, aVL, aVF) o las precordiales, entonces: los vectores que se acerquen al sitio de exploración registrarán ondas positivas, las que se alejan lo harán en forma negativa; cuando se cumplen ambos requisitos la onda será bifásica.

Leyes para la repolarización

- El vector de repolarización se inscribe como una flecha de cabeza negativa y cola positiva.
- El fenómeno de repolarización dibuja ondas suaves, de mayor prolongación como es el caso de la onda T.
- Cuando a cualquier electrodo, se le acerque el vector de repolarización, el registro inscribirá una onda negativa.
- Cuando a cualquier electrodo, se le aleje el vector de repolarización, la inscripción mostrará una onda positiva.

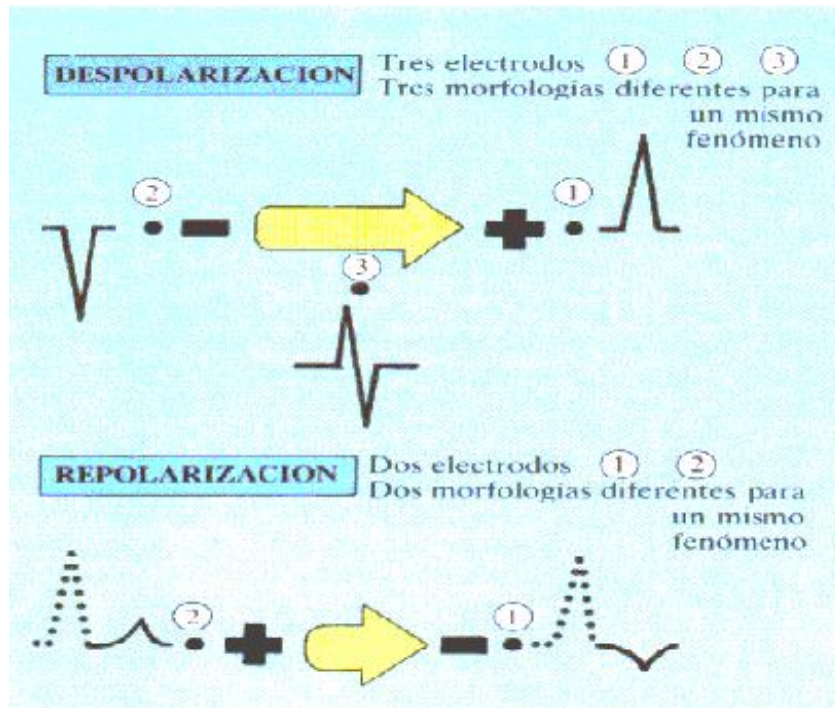


Figura 14. Leyes de la despolarización y la repolarización

4.5 GENERACIÓN Y REGISTRO DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRAFICA

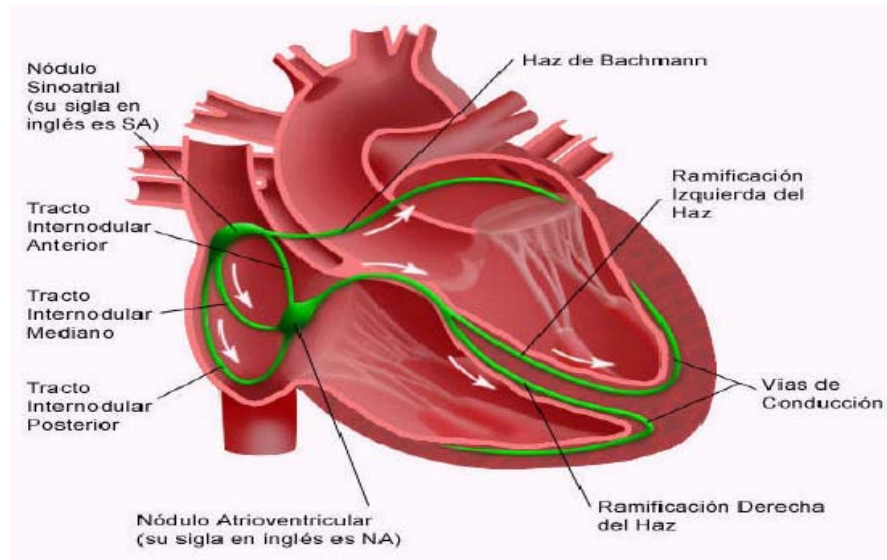


Figura 15. Representación esquemática del sistema de conducción cardíaco.

El impulso eléctrico se origina en el nodo Sinusal (SA), que es el marcapasos cardíaco en condiciones normales. Ello es debido a que sus células son las que se despolarizan de forma más rápida. Está ubicado en la aurícula derecha en el sitio donde se unen la vena cava superior y el atrium y viaja de manera simultánea por los fascículos internodales, despolarizando a su paso las aurículas. Esta activación se puede descomponer en tres eventos:

- La primera, es la despolarización de la aurícula derecha, la cual genera un vector hacia abajo, adelante y discretamente a la izquierda (Figura 16(a)).
- La segunda, es la despolarización de la cara anterior de ambas aurículas, produciendo un vector con un sentido hacia delante, abajo y a la izquierda (Figura 16(b)).
- La tercera, corresponde a la aurícula izquierda, cuyo vector está dirigido hacia la izquierda, atrás y abajo (Figura 16(c)).

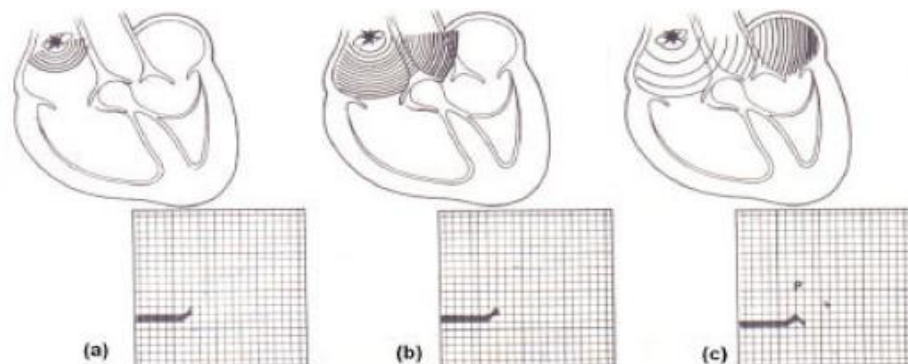


Figura 16 despolarización auricular

El vector resultante de estos tres eventos tendrá las siguientes características, de arriba hacia abajo, de derecha a izquierda, y de atrás hacia delante. La manifestación eléctrica de este vector es la **onda P**. Esta onda se propaga en forma de anillos concéntricos, envolviendo ambas aurículas.

Seguido a la despolarización auricular, el impulso eléctrico llega al nodo auriculoventricular (AV), donde la velocidad de propagación es menor que en las aurículas, por esta razón se presenta un retardo fisiológico. Este retardo en el trazo electrocardiográfico se manifiesta como una línea isoeletrica llamada **segmento PR** (Figura 17).

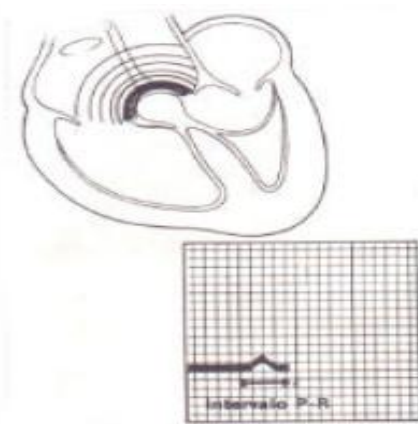


Figura 17 Despolarización del nodo AV

Al salir del nodo auriculoventricular, el impulso se dirige por el tronco común del haz de His, hacia la bifurcación donde se forman tres ramas, dos izquierdas (para el ventrículo izquierdo) y una derecha (para el ventrículo derecho). Una vez en ellos, estas ramas emiten finas prolongaciones, llamadas fibras de purkinje, que se entremezclan finalmente con las fibras musculares cardiacas a las que se comunican la energía eléctrica a fin de lograr su contracción, de esta manera se produce la despolarización de la masa muscular ventricular.

Este fenómeno genera tres grandes vectores, los cuales en el trazo electrocardiográfico están representándose por el **Complejo QRS** (Figura 18). La forma del complejo indica las fuerzas eléctricas desarrolladas en los ventrículos.

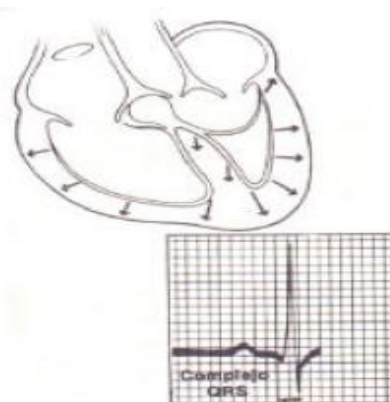


Figura 18. Despolarización ventricular

- El primer vector corresponde a la despolarización del septum ventricular y presenta una dirección hacia abajo, adelante y a la derecha.
- El segundo vector se relaciona con la activación de la pared libre de los ventrículos; por el hecho de ser la masa ventricular izquierda mayor, el vector resultante se dirige hacia la izquierda, adelante y hacia abajo.
- El tercer vector se produce al activarse las paredes libres ventriculares y la porción más elevada del tabique interventricular, con una magnitud pequeña y con dirección hacia la derecha, arriba y atrás.

Luego de lo anterior, se inscribe un nuevo segmento conocido como el **Segmento ST** (Figura 19), el cual representa un retardo en la despolarización del resto de las paredes ventriculares.

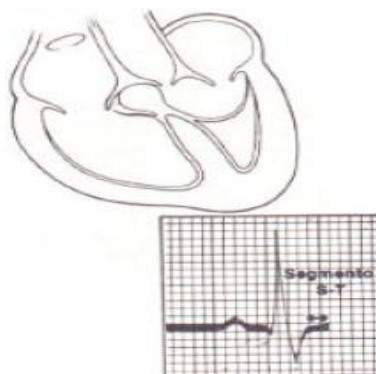


Figura 19. Segmento ST

La repolarización es un fenómeno que se presenta en todas las células previamente estimuladas y como todo fenómeno eléctrico, también va a ser registrado en el electrocardiograma. La repolarización de las aurículas, es un fenómeno que en el trazo va a estar enmascarado, debido a que su ocurrencia es simultánea a la despolarización ventricular (Complejo QRS).

La repolarización de los ventrículos va a tener su representación en vector de cabeza negativa y cola positiva, cuyo sentido es de izquierda a derecha, abajo a arriba y de adelante a atrás, siendo representado por la **onda T** (Figura 20).

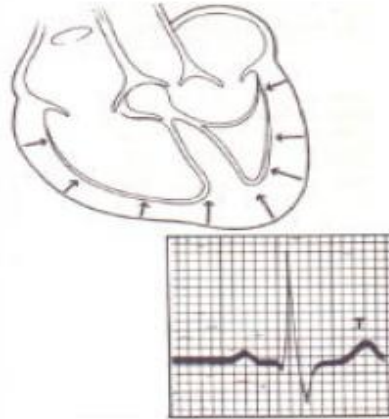


Figura 20. Repolarización Ventricular

En ocasiones se observa una onda de menor tamaño que sigue a la onda T y que presenta la misma tendencia eléctrica, esta es conocida como la onda U, se cree corresponde a la repolarización del Sistema de Purkinje.

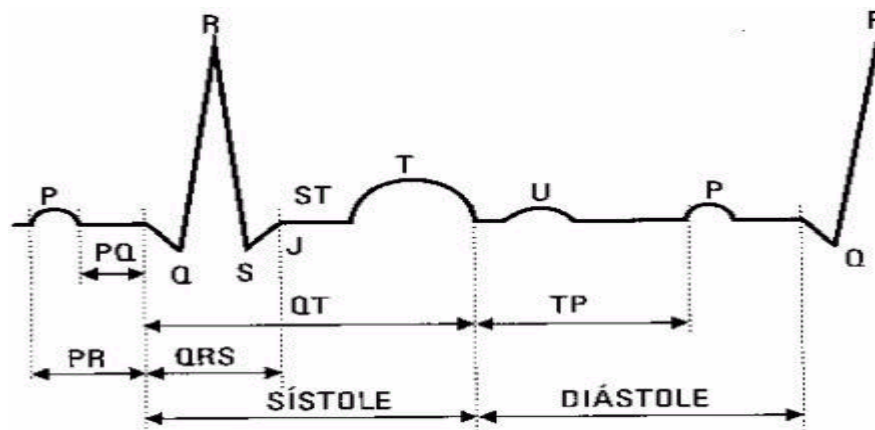


Figura 21. Ondas, intervalos y segmentos que representan la actividad eléctrica del corazón

4.6 TÉCNICA ELECTROCARDIOGRÁFICA EN NEONATOS

Los cambios en el ECG normal ocurren del nacimiento a la adultez. Se relacionan con los cambios del desarrollo en fisiología, tamaño de cuerpo, la posición y el tamaño del corazón, y las variaciones en el tamaño y la posición de los compartimientos cardiacos. Los mayores cambios en electrocardiografía pediátrica suceden en el primer año de vida, presentando en los neonatos valores

anormales en comparación con los valores normales que se presentan en los adultos.

Antiguamente, sólo se tomaban las tres derivaciones clásicas (DI, DII, DIII). Ahora además de las derivaciones clásicas y las precordiales convencionales (V1-V6) son esenciales las derivaciones V3R y V4R para una comprobación exacta de la actividad ventricular derecha., además proveen información adicional, para evaluar posibles lesiones congénitas del corazón

Hay que tener en cuenta para el registro de la actividad eléctrica del corazón, que algunas veces en electrocardiogramas pediátricos se usa una velocidad doble: 50 mm. /seg., debido a la mayor frecuencia cardiaca en los lactantes.

Para la toma del electrocardiograma no debe sedarse al niño; debe sujetarse suavemente, maniatando sus brazos y piernas como en una venisección (Abrigar extremidades superiores e inferiores con una manta). Marcar la posición de los electrodos sirviéndose de la clavícula, porque no se observa en algunos casos el ángulo de Louis para contar los espacios intercostales.

4.6.1 Lectura del Electrocardiograma. El electrocardiograma deberá leerse en forma sistemática (medir ejes e intervalos, ritmo, frecuencia y análisis de la forma de las ondas), interpretarlo conociendo la edad, peso, horario alimenticio, presencia o ausencia de fiebre, si la técnica es adecuada y se deben tener electrocardiogramas previos de comparación. Usar lente de aumento de 5 diámetros por lo menos. Todo debe resumirse en una impresión final, basado en la historia y en la exploración física.

4.6.1.1 Ritmo. Generalmente se encuentra ritmo sinusal, pero puede haber, una alta incidencia de arritmia sinusal.

4.6.1.2 Frecuencia. El electrocardiograma neonatal puede presentar voltajes altos y complejos QRS de corta duración, determinando esto la aparición de un gran porcentaje de componentes de alta frecuencia.

Existen varios métodos para determinar la frecuencia cardiaca, pero en neonatos debe tenerse en cuenta el estado fisiológico del niño, ya que el simple llanto y el estrés pueden acelerar la frecuencia cardiaca a cifras muy altas.

El método mas fácil para determinar la frecuencia cardiaca, con una velocidad de papel milimetrado de 25 mm/seg, donde cada división grande es igual a 0,20 seg y cada división pequeña es igual a 0,04 seg; es por el numero de divisiones grandes entre dos QRS (onda R), así.

Cuadro 1. Relación entre las divisiones y la frecuencia del electrocardiograma.

Número de divisiones	Frecuencia
1	300
2	150
3	100
4	75
5	60
6	50
7	43

Otro método de utilidad es dividiendo 60 por el promedio de por lo menos 10 intervalos R-R.

Cuadro 2. Relación entre la edad y la frecuencia cardiaca.

EDAD	FRECUENCIA CARDIACA	PROMEDIO
0-7 días	90-160	125
1 semana	100-175	138
1 mes	110-180	145

4.6.1.3 Eje eléctrico. El eje eléctrico podría definirse como el vector resultante del conjunto de la actividad eléctrica de cada ciclo cardíaco. Representa la resultante eléctrica determinada por la despolarización de ambos ventrículos. Es de gran utilidad clínica, ya que nos orienta en el diagnóstico electrocardiográfico. En neonatos el eje normal del QRS presenta amplias variaciones dependientes de la edad. En los recién nacidos, cuyo ventrículo derecho está relativamente hipertrofiado debido a su trabajo intrauterino, el eje se dirige a la derecha, generalmente a unos 120 grados. A medida que el ventrículo izquierdo va haciéndose relativamente más dominante en los primeros 6 meses de vida, el eje se desvía gradualmente hacia +60 grados; debiendo situarse a partir de entonces entre unos 0 a noventa grados.

Cuadro 3. Relación entre la edad y el eje eléctrico del corazón.

EDAD	EJE QRS(GRADOS)	PROMEDIO
0-7 días	70-180	125
1 semana	45-160	103
1 mes	10-120	65

4.6.1.4 Onda P

Morfología de la Onda P

Aparece como una cúpula suave en DII; igualmente puede aparecer redondeada o ligeramente mellada, mucho mayor al nacimiento que en la primera semana; luego va aumentando a lo largo de la infancia y la niñez. Observamos P grandes en DI, DII, aVF, V5, V6 y pequeñas en aVR, ondas P isoeléctricas en DIII y aVL. La onda P en neonatos puede aparecer picuda y prolongada, poco a poco hasta la adultez. El niño de bajo peso al nacer presenta ondas P puntiagudas que persisten en la primera semana de vida.

Valores Normales de la onda P

El eje de la onda P oscila entre +45 y +60 grados en un corazón normal de ritmos sinusal. La amplitud máxima de la onda P será 0.25mV. El voltaje promedio de DII, varía entre 0.15 a 0.18mV; además la amplitud no debe ser mayor de 0.25mV porque sería anormal. La duración de la onda P deberá ser menor a 0.07 seg en niños de 0 a 1 año de vida. La duración de la onda P se mide normalmente en DII siendo aproximadamente de 0.04 seg en los dos primeros meses de vida.

4.6.1.5 Intervalo PR. El intervalo PR normal en el neonato va de un mínimo de 0.07 seg a un máximo de 0.14 seg, con una media de 0.1 seg. El intervalo PR está prolongado al nacer y luego disminuye gradualmente durante la primera semana de vida, debido principalmente a la prolongación de la onda P, aunque en algunos casos el segmento PR está también prolongado.

4.6.1.6 Complejo QRS. En el neonato con nacimiento normal tiene un eje entre 55 grados y 200 grados, pero al mes el límite superior normal ha caído a 160 grados o menos. Se podría identificar un eje de 120 grados como desviado a la derecha en un adulto, pero esto es un hallazgo normal en un recién nacido. En un neonato prematuro el eje del complejo QRS está entre 65 y 174 grados

Morfología:

En la infancia: QRS en DI, DII, aVL, V3-V6 (Derivaciones izquierdas).

RS en aVR, DIII, V4R, V2 (Derivaciones derechas).

La duración aumenta con la edad así:

En lactantes: < 0.08 seg.

En mayores de 6 meses: < 0.10 seg.

Cuadro 4. Valores de las ondas del complejo en diferentes etapas.

QRS	0-7 días	1 semana	1 mes
V1 Q (mm)	0	0	0
R	5-25	3-22	3-20
S	0-22	0-16	0-15
V5 Q	0-1	0-3	0-3
R	2-20	3-25	5-30
S	2-19	2-16	1-16
V6 Q	0-2	0-2	0-2
R	1-12	1-17	3-20
S	0-9	0-9	0-9

Al nacimiento se encuentran ondas R altas en aVR, V3R, V4R y V1 con una proporción R/S mayor de 1 en V1. También se presentan S profundas en V5 y V6. En el electrocardiograma al mes de vida, el voltaje de la R en V1 disminuye y presenta patrón de bloqueo de rama derecha.

Cuadro 5. Referencia del QRS en etapas.

QRS	
Al nacer	V1 V5
	R > RS
1 semana	R > QRS
1 mes	R < QRS

Duración del QRS:

Mayor de 0.08 seg. en lactantes.

Mayor de 0.1 seg. en escolares.

Mayor de 0.12 seg. en adolescentes.

La duración del QRS aumenta con la edad y pasa de un valor medio de 0.06 seg. En el RN a 0.08 seg. a los 12 años. Por encima de 0.1 seg. son anormales, la deflexión intrínseca es el tiempo requerido desde el comienzo de la despolarización ventricular hasta que el impulso eléctrico llega a la superficie epicárdica; se mide desde el comienzo de la onda Q hasta la cima de la onda R. El valor de la deflexión intrínseca no varía con la edad en V1, mientras que aumenta ligeramente en V6.

En V1 valores por encima de 0.03 seg. se consideran anormales y en V6 valores por encima de 0.04 seg. a partir de los 6 meses de edad también son anormales.

Configuración del QRS

S dominantes en DI y aVL.

R dominante en aVR pero cambia en las primeras semanas de vida y aparecen ondas R dominantes en DI, aVL y ondas S dominantes en aVR, cuya amplitud a los 6 meses de edad es prácticamente igual a la de un niño mayor.

En las derivaciones precordiales: Patrón RS en precordio derecho y patrón rS en precordio izquierdo en los primeros días. Al año de edad el precordio izquierdo alcanza la configuración del adulto (rS), mientras que el precordio derecho alcanza el patrón del adulto sobre la edad escolar.

La onda Q en V1 siempre es patológica.

La onda Q en V6 esta presente en más del 90% de los niños por encima del primer mes.

Cuadro 6. Valores de las ondas del complejo

Grupo de Edad	QRS Duración V5	Q DIII (mm)	Q V6 (mm)	R V1 (mm)	S V1 (mm)	R/S V1	R V6 (mm)	S V6 (mm)	R/S V6	SV1+RV6 (mm)
De 1 día	.03-.07	4.5	2.0	5-26	0-23	2.2	0-11	0-9.5	2.0	28
1-2 días	.03-.07	6.5	2.5	5-27	0-21	2.0	0-12	0-9.5	2.5	29
3-6 días	.03-.07	5.5	3.0	3-24	0-17	2.7	0.5-1.2	0-10	2.2	24.5
1-3 semanas	.03-.08	6.0	3.0	3-21	0-11	2.9	2.5-16.5	0-10	3.3	21
1-2 meses	.03-.08	7.5	3.0	3-18	0-12	2.3	5-21.5	0-6.5	4.8	29

4.6.1.7 Segmento ST. No debe estar elevado más de 1mm, ni deprimido más de 0.5mm de la línea isoeletrica. Aunque se han encontrado desplazamientos de

hasta 3mm en precordiales y de hasta 2mm en derivaciones de miembros, sin que esto tenga significado patológico.

4.6.1.8 Onda T. Debe seguir la misma dirección que el QRS, de manera que los ejes frontales son similares con más o menos 60 grados.

En los niños desde el nacimiento hasta los 4 a 7 días de edad, la onda T suele ser positiva en todas las derivaciones precordiales. Mas adelante, se hace negativo en el tórax derecho (VR4, V1), permaneciendo positiva en las derivaciones torácicas izquierdas.

Este tipo persiste hasta la adolescencia, época en la que las ondas T tiende a recupera la dirección positiva en todas las derivaciones torácicas. La onda T puede estar positiva en V6 durante toda la vida.

Al momento de nacimiento la onda T esta invertida en V5 y V6 debido al gran esfuerzo ventricular. Es positiva en V1, solo durante las 6 horas y los 3 días después del nacimiento, luego se vuelve negativa hasta aproximadamente los 12 años donde se hace de nuevo positiva.

A la semana la onda T se hace positiva en precordiales izquierdas y sigue negativa en precordio derecho.

Evolución de la onda T en el neonato

Cuadro 7- Evolución de la onda T en el neonato.

Edad	V1	V5
Al nacer	+	-
1 semana	-	+
1 mes	-	+
+ de 1 mes	-	+

La onda T puede ser negativa en DI y positiva en aVR durante los primeros días de vida. Por encima del primer mes de vida siempre es positiva en DI, DII y aVF y negativa en aVR. Puede ser negativa, positiva o bifásica en DIII y aVL. Durante la primera semana de vida existen importantes variaciones en la hemodinámica cardiaca, que no se reflejan en el QRS, pero si en el eje eléctrico de la onda T.

4.6.1.9 Intervalo QT. La dificultad principal queda en identificar correctamente el punto dónde el miembro descendente de la onda T corta la línea isoelectrica. Debido a la frecuencia rápida del corazón en infantes la onda P puede sobreponerse a la onda T, particularmente cuando el intervalo de QT es prolongado.

La duración del intervalo QT cambia con la frecuencia, pero es corregida según la formula Bazett's:

$$QTc = \frac{\sqrt{QTseg}}{RRseg}$$

La corrección del intervalo QT requiere un ritmo sinusal estable sin cambios súbitos en los intervalo RR. Este QTc debe ser menor de 0.45 seg. en lactantes, y de 0.44 seg. en niños. Por definición, se espera en un 2-5% de los recién nacidos normales un QTc mayor que 0.44 seg.

El intervalo QTc es anormal si es mayor de 0.44 seg en todas las edades; algunos RN pueden tener un QTc de 0.45 seg siendo este normal.

5 TRANSFORMADA DE WAVELET (WT “Wavelet Transforms”)

5.1 INTRODUCCIÓN

En el área del Tratamiento de Señales se han venido desarrollando y utilizando herramientas que permiten analizar y caracterizar toda una gama de señales de diversa naturaleza, con el uso de las transformaciones matemáticas.

Las transformaciones matemáticas aplicadas a señales, se hacen con el fin de obtener información complementaria que no es del todo legible a partir de la señal en su forma pura, no refinada. Muchas de las señales que se encuentran en la práctica están representadas en el dominio del tiempo, pero en la mayoría de los casos la información más importante se encuentra escondida en las componentes de frecuencia de la señal.

La Transformada de Wavelet es una herramienta matemática prometedora en el análisis tiempo-frecuencia, se basa en la descomposición de las señales en bloques elementales constituidos y bien localizados en tiempo y frecuencia. Desde el punto de vista histórico, el análisis Wavelet es un método nuevo, de aproximadamente 10 o 15 años, aunque sus bases matemáticas surgieron a partir del trabajo de Joseph Fourier en el siglo XIX con sus teorías del análisis de frecuencias. El concepto de wavelets en su forma teórica actual fue inicialmente propuesta por Jean Morlet y su grupo del Marseille Theoretical Physics Center en Francia. Desde entonces, ha tenido un acelerado desarrollo caracterizado por el fuerte apoyo de la comunidad internacional de investigadores.

Las aplicaciones de la transformada de Wavelet desarrolladas para la señal electrocardiográfica se pueden dividir en 2 grupos: análisis de señales usando únicamente la transformada directa, y análisis de señales utilizando la transformada directa y la transformada inversa. Dentro del primer grupo de aplicaciones se encuentra la clasificación de señales, detección de puntos característicos, detección de ondas, etc. En el segundo grupo se encontrarían principalmente las aplicaciones relacionadas con la supresión de ruido. La característica común de los métodos incluidos en este grupo es que se utiliza la transformada para cambiar el dominio de la señal, en este dominio se llevan a cabo una serie de operaciones sobre los coeficientes, normalmente consistente en una umbralización, y posteriormente se calcula la transformada inversa para devolver la señal al dominio del tiempo una vez ha sido modificada.

5.2 ¿POR QUÉ WAVELET?

Para entender mejor las razones por las que se usa la WT, en vez de la transformada de Fourier. Primero hay que hacer un recuento de la Transformada de Fourier (FT).

Para comenzar miraremos conceptos como el de Función Periódica, series de Fourier y el Teorema Nyquist.

5.2.1 Función Periódica. Una función periódica se puede definir como una función para la cual:

$$f(t) = f(t + T)$$

Para todos los valores de t. La constante mínima T que satisface la relación, se llama el período de la función. Mediante repetición de $f(t) = f(t + T)$, se obtiene:

$$f(t) = f(t + nT), n = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$$

5.2.2 Series de Fourier. Las series de Fourier describen señales periódicas como una combinación de señales armónicas (sinusoides). Con esta herramienta podemos analizar una señal periódica en términos de su contenido frecuencial o espectro de frecuencias.

Sea una función f(t) una función periódica de periodo T, la cual se puede representar por la serie.

$$\begin{aligned} f(t) &= \frac{1}{2}a_0 + a_1 \cos \omega_0 t + a_2 \cos 2\omega_0 t + \dots + b_1 \sen \omega_0 t + b_2 \sen 2\omega_0 t + \dots \\ &= \frac{1}{2}a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} (a_n \cos n\omega_0 t + b_n \sen n\omega_0 t) \end{aligned}$$

Donde, $\omega_0 = 2\pi f_0 = 2\pi / T$

$$a_0 = \frac{1}{T_0} \int_{t_0}^{t_0+T_0} g(t) dt$$

$$a_n = \frac{1}{T_0} \int_{t_0}^{t_0+T_0} g(t) \cos n\omega_0 t dt$$

$$b_n = \frac{1}{T_0} \int_{t_0}^{t_0+T_0} g(t) \sin n\omega_0 t dt$$

Una serie como la representada se llama serie trigonométrica de Fourier. Esta serie también se puede representar así:

$$f(t) = C_0 + \sum_{n=1}^{\infty} C_n \cos(n\omega_0 t - \theta_n)$$

Las series de Fourier de una señal $f(t)$, tienen una interpretación física muy importante. El coeficiente c_n nos dice que tanto de la frecuencia $\omega_0 \cdot n$ existe en la señal. Señales que cambien lentamente en el tiempo, es decir, señales suaves, tienen un gran c_n para pequeñas n , mientras que señales que cambian rápidamente con el tiempo, es decir señales ruidosas tienen una gran c_n para grandes n .

5.2.3 Teorema de Nyquist o Teorema del muestreo. El objetivo fundamental de la adquisición de una señal, es poder reconstruirla de una manera fiel. En general, nosotros quisiéramos determinar la condición necesaria tal que la señal pueda ser reconstruida completamente desde sus muestras del filtrado, o del procesamiento de datos en general. La respuesta a esta pregunta es encontrada en el teorema de muestreo, que puede ser indicado como sigue:

Sea la señal $x(t)$ de valor real y banda limitada sin componentes de señal superiores a F_{max} , esta señal puede ser completamente reconstruida partir de sus muestras tomadas a iguales intervalos de tiempo, si la frecuencia de muestreo es igual o mayor a $2F_{max}$.

Esto quiere decir que si tenemos la señal $x(t)$ y la queremos reconstruir, la frecuencia de muestreo (F_s), deberá ser al menos el doble de la frecuencia máxima (F_{max}) de la señal a medir, es decir $F_s \Rightarrow 2 F_{max}$.

¿Que es muestrear una señal?

Muestrear una señal es equivalente a multiplicarla por un tren de funciones delta.

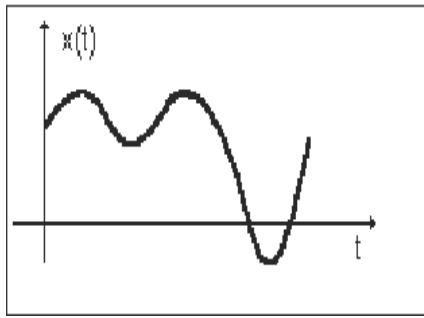


Figura 22. Función $x(t)$

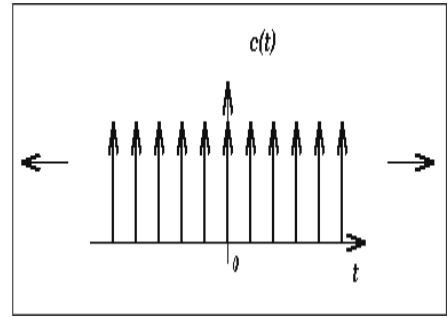


Figura 23. Función Delta

El espectro resultante es periódico

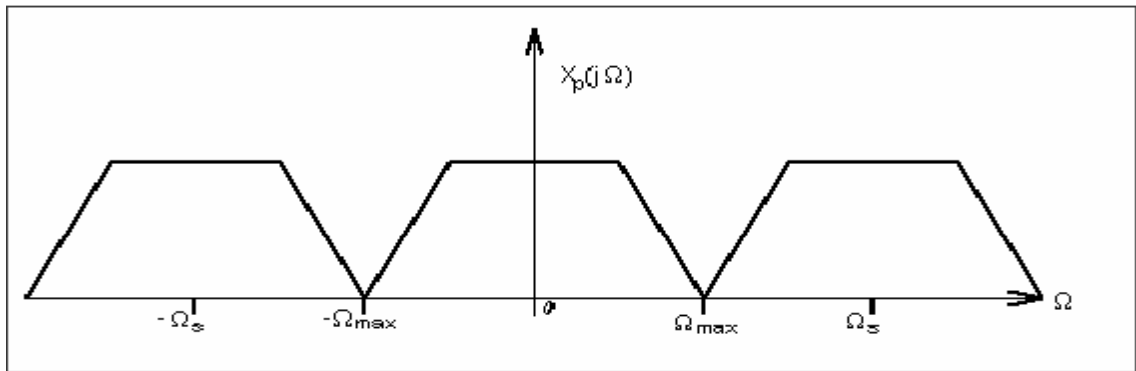


Figura 24. Espectro resultante de muestrear la función $x(t)$

Entre los efectos de una incorrecta frecuencia de muestreo encontramos: El aliasing, este se produce cuando la frecuencia de muestreo es menor que la de la señal que se muestrea, y se refiere al hecho de que podemos interpretar de una manera no exacta la señal, apareciendo un "alias" de la señal (de ahí el término). Este efecto se pone de manifiesto en la siguiente figura:

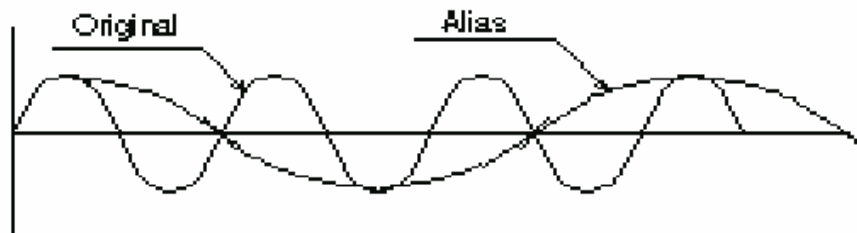


Figura 25. Efecto aliasing

5.2.4 Transformada de Fourier (FT-“Fourier Transforms”). Básicamente la Transformada de Fourier se encarga de transformar una señal del dominio del tiempo, al dominio de la frecuencia, de donde se puede realizar su antitransformada y volverla al dominio temporal. La transformada de Fourier (FT) se emplea con señales periódicas a diferencia de la serie de Fourier. Las condiciones para poder obtener la transformada de Fourier son (Condiciones de Dirichlet):

- Que la señal sea absolutamente integrable.
- Que tenga un grado de oscilación finito.
- Que tenga un número máximo de discontinuidades.

La FT descompone una señal en funciones exponenciales complejas de diferentes frecuencias; esto se define con las siguientes dos ecuaciones:

$$F(\omega) := \mathcal{F}\{f(t)\} := \int_{-\infty}^{\infty} e^{-i\omega t} f(t) dt \quad (1)$$

$$\mathcal{F}^{-1}\{F(\omega)\} := \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} e^{i\omega x} F(\omega) d\omega \quad (2)$$

La ecuación (1) es la Transformada de Fourier de la señal $f(t)$, mientras que la ecuación (2) es la Transformada Inversa de Fourier de $F(\omega)$.

5.2.4.1 Propiedades de la Transformada de Fourier

Linealidad

Si, $\alpha, \beta \in \mathbb{C}$ entonces:

$$\mathcal{F}\{\alpha f(t) + \beta g(t)\} = \alpha \mathcal{F}\{f(t)\} + \beta \mathcal{F}\{g(t)\} = \alpha F(\omega) + \beta G(\omega)$$

Dado que la transformada de Fourier de $f(t)$ y $g(t)$ existe.

Escalado

Si $\mathcal{F}\{f(t)\} = F(\omega)$ y $c \in \mathbb{R}$, entonces: $\mathcal{F}\{ct\} = \frac{1}{|c|} F\left(\frac{\omega}{c}\right)$, $c \neq 0$

Corrimiento en tiempo

Si $\mathcal{F}\{f(t)\} = F(\omega)$ y $t_0 \in \mathbb{R}$, entonces: $\mathcal{F}\{f(t - t_0)\} = e^{-i\omega t_0} F(\omega)$, $t_0 \in \mathbb{R}$

Corrimiento en frecuencia

Si $\mathcal{F}\{f(t)\} = F(\omega)$ y $\omega_0 \in \mathbb{R}$, entonces: $\mathcal{F}\{e^{i\omega_0 t} f(t)\} = F(\omega - \omega_0)$, $\omega_0 \in \mathbb{R}$

Simetría

Si $\mathcal{F}\{f(t)\} = F(\omega)$, entonces: $\mathcal{F}\{F(t)\} = 2\pi f(-\omega)$

Usando la formula de la transformada inversa de Fourier

$$f(t) = \mathcal{F}^{-1}\{F(\omega)\} = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega) e^{i\omega t} d\omega = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(x) e^{ixt} dx$$

Por lo tanto:

$$2\pi f(-\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} F(x) e^{-ix\omega} dx = \int_{-\infty}^{\infty} F(t) e^{-it\omega} dt = \mathcal{F}\{F(t)\}$$

Modulación

Si $\mathcal{F}\{f(t)\} = F(\omega)$ y $\omega_0 \in \mathbb{R}$, entonces:

$$\begin{aligned}\mathcal{F}\{f(t) \cos(\omega_0 t)\} &= \frac{1}{2} [F(\omega + \omega_0) + F(\omega - \omega_0)] \\ \mathcal{F}\{f(t) \sin(\omega_0 t)\} &= \frac{1}{2} [F(\omega + \omega_0) - F(\omega - \omega_0)]\end{aligned}$$

Convolución

Si f y g ambas tienen transformadas de Fourier, entonces la convolución $f * g$ de las funciones f y g se define como:

$$f * g = \int_{-\infty}^{\infty} f(u)g(x - u)du$$

Teorema de convolución

La transformada de Fourier de la convolución de $f(x)$ y $g(x)$ es igual al producto de las transformadas de Fourier de $f(x)$ y $g(x)$.

$$\mathcal{F}\{f * g\} = \mathcal{F}\{f\}\mathcal{F}\{g\} \text{ (convolución en tiempo)}$$

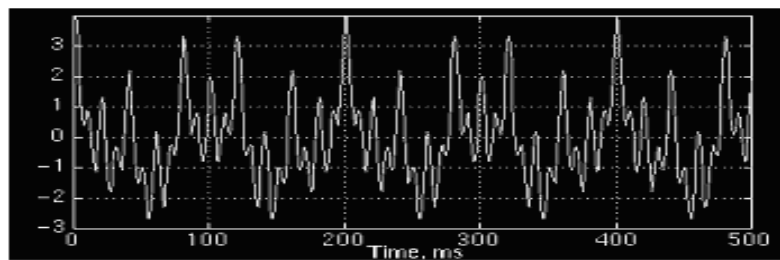
y

$$\mathcal{F}\{f(t)g(t)\} = \frac{1}{2\pi}[F * G](\omega) \text{ (convolución en frecuencia)}$$

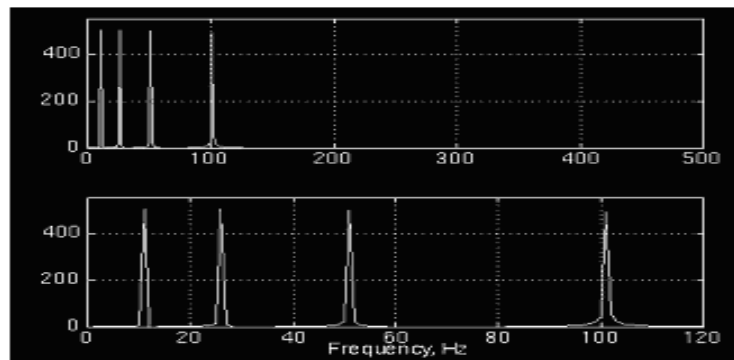
Ahora veamos un ejemplo de lo que podemos realizar con la FT.

Ejemplo: Sea $x(t)=\cos(2\pi*10t)+ \cos(2\pi*25t)+ \cos(2\pi*50t)+ \cos(2\pi*100t)$

$x(t)$ es una señal estacionaria porque tiene sus frecuencias de 10, 25, 50 y 100 Hz en cualquier instante de tiempo.



(a) Señal estacionaria



(b) FT de la señal estacionaria

Figura 26. Señal estacionaria y su respectiva FT

Ahora, se tiene de ejemplo una señal con cuatro diferentes componentes de frecuencia (100, 50, 25, 10 Hz) en cuatro intervalos de tiempo (0-300, 300-600, 600-800, 800-1000 msg), lo que quiere decir que es no estacionaria.

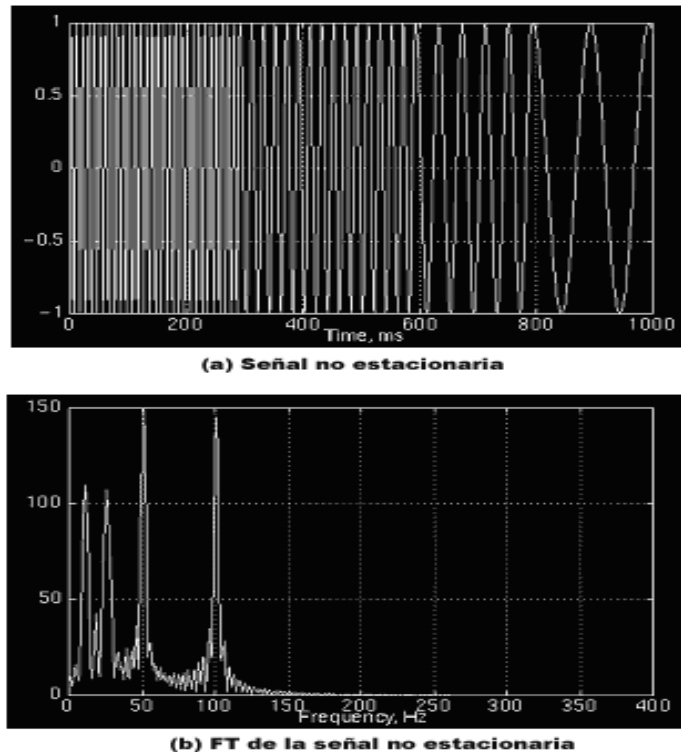


Figura 27. Señal no estacionaria y su respectiva FT

Comparando las figuras anteriores, se puede observar que los espectros de las dos funciones son iguales, ya que presenta exactamente en las mismas frecuencias (10, 25, 50, 100 Hz), excepto que la primera señal tiene dichas frecuencias en cualquier instante, y la segunda en diferentes intervalos; entonces, ¿por qué sus espectros son tan parecidos? Esta es una razón por la que la FT no es una técnica aconsejable para señales no estacionarias, en especial cuando se desea conocer en qué momento aparecen las componentes espectrales.

Para resolver el problema anterior, existe una técnica alternativa a la FT, en la que es posible asumir que cierta porción de la señal es estacionaria, como si la señal se observara desde unas cuantas ventanas angostas. A esta técnica se le conoce como Short-Time Fourier Transform (STFT) o transformada de Fourier de tiempo corto.

5.2.5 Transformada de Fourier de Tiempo Corto (STFT). El siguiente paso es trasladar la función ventana a otra sección de la señal y realizar el procedimiento

anterior hasta llegar al final de la señal. Lo anterior se resume con la siguiente ecuación:

$$STFT_x^\omega(t, f) = \int [x(t)\omega^*(t-t')] e^{-j2\pi f t} dt \quad (3)$$

$\mathbf{x(t)}$ es la señal original, $\mathbf{w(t)}$ es la función ventana, y w^* es la conjugada compleja. Como se puede ver, la STFT es la FT de la señal multiplicada por la función ventana, lo que quiere decir que la STFT está en función del tiempo y la frecuencia. Tómese como ejemplo una señal no estacionaria, con frecuencias de 300, 200, 100 y 50 Hz.

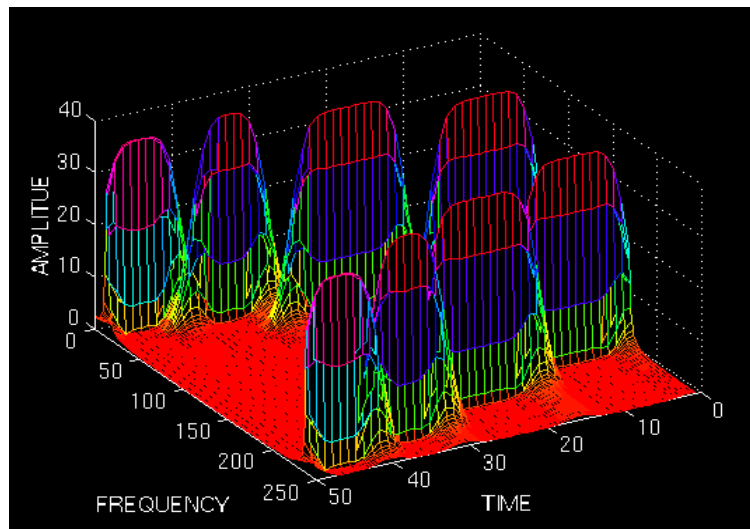


Figura 28. Transformada de Fourier de tiempo corto de la señal no estacionaria

De la Figura anterior, lo más importante son los cuatro picos correspondientes a las cuatro componentes de frecuencia, y a diferencia de la FT, están localizados en diferentes intervalos de tiempo; de esta manera se observa una representación tiempo-frecuencia de la señal.

Sin embargo, existe un problema con la STFT, el cual tiene que ver con el Principio de Incertidumbre de Heisenberg. Este principio originalmente aplicado al momentum y localización de las partículas en movimiento, puede ser aplicado a la información de tiempo-frecuencia de una señal. Este principio establece que *no es posible conocer la representación tiempo-frecuencia de una señal*, es decir, no se puede saber qué componentes espectrales existen en determinados instantes de tiempo; lo que se puede saber son los intervalos de tiempo en los cuales existen ciertas bandas de frecuencia; esto recibe el nombre de *resolución*.

El problema de resolución se debe principalmente porque no se puede establecer exactamente qué ancho de ventana usar en la STFT: ventanas angostas dan buena resolución en el tiempo, pero poca en la frecuencia; si las ventanas son

anchas, hay buena resolución en la frecuencia y poca en el tiempo, además de que se afecta la condición de estacionariedad del trozo de señal que se está analizando. Con el fin de resolver este problema de resolución presente en la STFT se desarrolló la Transformada Wavelet.

5.3 GENERALIDADES DE LA TRANSFORMADA DE WAVELET

El término Wavelet significa onda pequeña. Lo de pequeña se refiere a que la función (ventana) es de longitud finita (compactly supported). El término onda se refiere a la condición de que esta función es oscilatoria. Y el término madre implica que las funciones con diferentes regiones de soporte que son usadas en el proceso de transformación son derivadas de una función principal, o Wavelet madre. En otras palabras, la Wavelet madre es un prototipo para la generación de otras funciones de ventana.

El término traslación es usado en el mismo sentido en que es usado en la STFT; y está relacionada con la localización de la ventana, como la ventana es trasladada a través de la señal. Este término, obviamente, da información del tiempo en el dominio transformado. Sin embargo, no se tiene un parámetro de frecuencia, como se tiene para la STFT. En lugar de ello, se tiene un parámetro de escala el cual es definido como 1/frecuencia. El parámetro escala en el análisis de Wavelet es similar a la escala usada en mapas.

La transformada Wavelet es una descomposición de la señal como combinación de un conjunto de funciones base, que se obtienen por escalado (a) y desplazamiento (b) de una única función prototipo $\psi(t)$. Así la TW de una señal $x(t)$ se define como:

$$W_a x(b) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt$$

La transformada Wavelet descompone una señal sobre un conjunto de funciones básicas Wavelet, obtenidas mediante escalaciones y traslaciones de la Wavelet generadora, produciendo una representación de la señal en tiempo-frecuencia, lo que genera una ventaja sobre el análisis de Fourier.

Wavelet es una técnica con regiones de tamaño variable. El análisis Wavelet permite el uso de intervalos de tiempo largos (altas escalas), para obtener información precisa sobre las bajas frecuencias, y regiones de corto tiempo (bajas escalas) para obtener información sobre las altas frecuencias, por lo que el principio de incertidumbre no interfiere o no es contradicho en este tipo de análisis.

En términos generales, se pasa la señal en el dominio del tiempo a través varios filtros pasa-alto y pasa-bajo (los filtros deben satisfacer algunas condiciones, llamadas condiciones de admisibilidad), los cuales filtran las porciones de altas o bajas frecuencias de la señal. Este procedimiento es repetido varias veces, y en cada una de ellas es removida una porción de la señal correspondiente a algunas frecuencias. A esta operación se le conoce como descomposición.

Entonces se obtiene un conjunto de señales, las cuales actualmente representan la misma señal, pero todas corresponden a diferentes bandas de frecuencia. Se sabe cual señal corresponde a cual banda de frecuencia, y si se ponen todas juntas y se grafican en el espacio, se tendrá el tiempo en un eje, la frecuencia en el segundo eje y la amplitud en el tercero. Esto mostrará cuales frecuencias existen en determinado tiempo.

La principal razón por la que los investigadores usan la WT en lugar de la STFT, es que la STFT da una resolución fija para todos los tiempos, mientras que la WT proporciona una resolución variable, como se explica de manera general a continuación: Las altas frecuencias presentan una mejor resolución en el tiempo, mientras que las bajas frecuencias tienen una mejor resolución en la frecuencia.

Esto significa que, una cierta componente de frecuencia alta puede ser mejor localizada en el tiempo (con un error relativo menor) que una componente de baja frecuencia. Por el contrario, una componente de baja frecuencia puede ser mejor localizada en la frecuencia comparada con una componente de alta frecuencia. Esta situación es ilustrada y ampliada a través de la siguiente grafica.

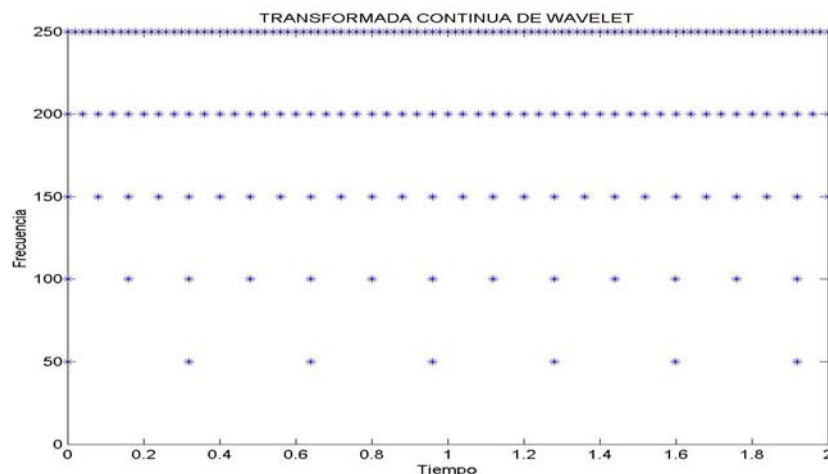


Figura 29. Transformada continua de Wavelet.

Según la grafica, la fila de asteriscos de arriba muestra que en la más alta frecuencia tenemos más muestras correspondientes a intervalos más pequeños de tiempo. En otras palabras, las más altas frecuencias presentan mejor resolución en el tiempo. Las filas de asteriscos de abajo corresponden a las bajas

frecuencias, y hay un menor número de puntos para caracterizar la señal, por lo tanto, las bajas frecuencias no tienen una mejor resolución en el tiempo.

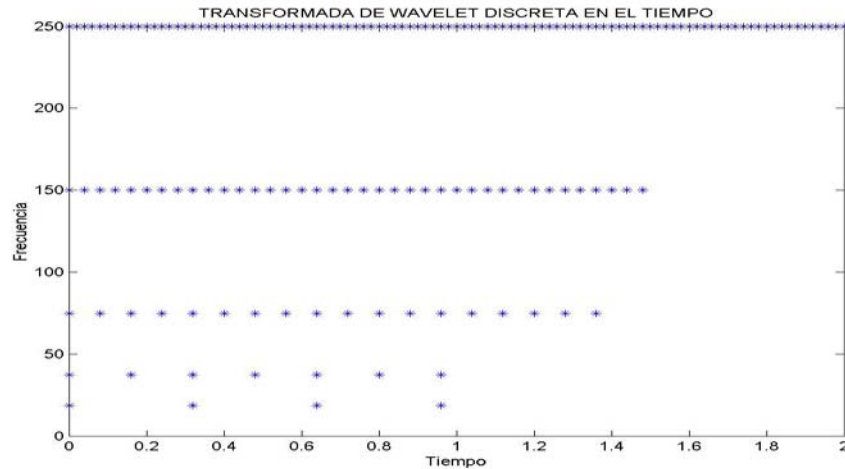


Figura 30. Transformada de Wavelet discreta en el tiempo.

Para el caso discreto, la resolución en el tiempo trabaja lo mismo que en el caso continuo, pero ahora, la información frecuencial tiene diferentes resoluciones en cada estado. Nótese que las bajas frecuencias tienen una mejor resolución en la frecuencia, mientras que las altas frecuencias no. Nótese como el espaciamiento entre los componentes de frecuencias subsecuentes incrementa con el incremento de la frecuencia.

5.4 PROPIEDADES DE LA TRANSFORMADA DE WAVELET

Las propiedades más importantes de la WT son la *admisibilidad* y las condiciones de *regularidad*, y son estas condiciones las que dan a Wavelet su nombre. La condición de admisibilidad es la siguiente:

$$\int \frac{|\Psi(\omega)|^2}{|\omega|} d\omega < +\infty \quad (4)$$

En la ecuación anterior $\Psi(\omega)$ representa la Transformada de Fourier de $\psi(t)$. La condición de admisibilidad implica que al transformación de Fourier de $\psi(t)$ desaparece a la frecuencia cero. Por ejemplo:

$$|\Psi(\omega)|^2 \Big|_{\omega=0} = 0 \quad (5)$$

Esto significa que los Wavelet deben poseer un filtro del tipo pasa-banda. Esta es una observación importante ya que es necesaria para construir una transformación Wavelet eficiente.

También debe cumplirse que:

$$\int \psi(t) dt = 0 \quad (6)$$

Esto a consecuencia de que un Wavelet debe ser oscilatorio. En otras palabras, una onda.

5.5 TRANSFORMADA CONTINÚA DE WAVELET (CWT- “Continue Wavelet Transforms”)

Matemáticamente, el proceso del análisis de Wavelet es representado por la Transformada Continua de Wavelet, definida como la sumatoria sobre todo el tiempo de la señal, multiplicada por versiones escaladas y trasladadas de la función Wavelet Madre Ψ (o función de transformación):

$$C(\text{escala}, \text{posición}) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \Psi(\text{escala}, \text{posición}, t) dt$$

Donde:

$$\Psi_{a,b}(t) = a^{-1/2} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$$

Siendo a el parámetro de escala y b el parámetro de traslación.

Cuadro 8. Transformaciones básicas aplicadas al cálculo de la CWT

Traslación	Cambio de escala	Traslación y cambio de escala
$\Psi(t-b)$	$\frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t}{a}\right)$	$\frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$

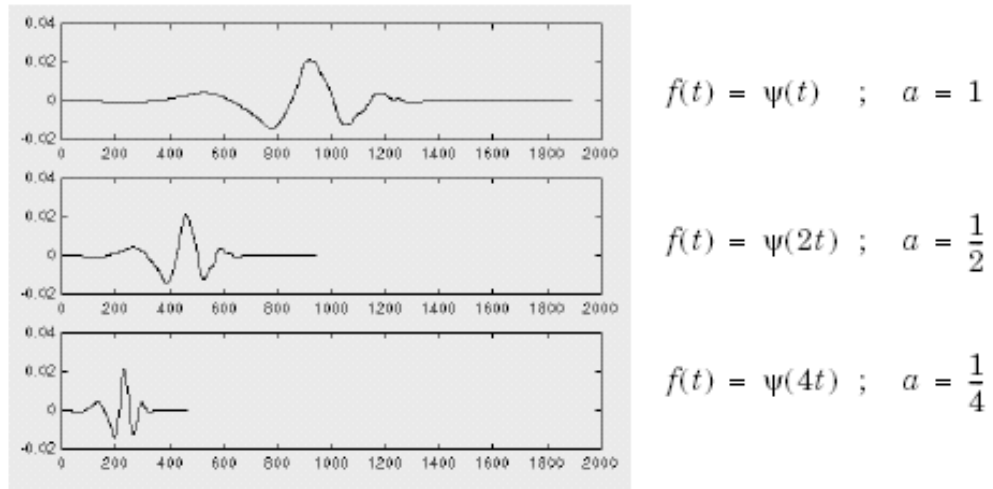


Figura 31. Wavelet a diferentes escalas

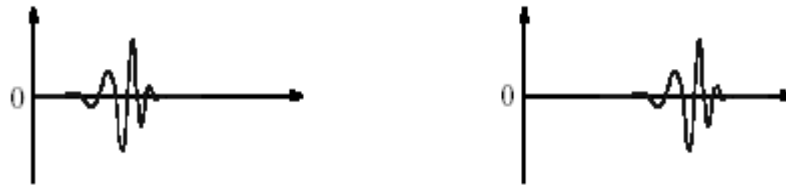


Figura 32. Wavelet trasladada

Cuadro 9. Familias Wavelet utilizadas

Familia	Figura
Daubechies	

Biortogonales	
Coiflets	

Para obtener los coeficientes de la CWT basta con seguir los siguientes pasos:

1. Tomar una Wavelet madre, con valor del parámetro de escala $a=1$ que vendría hacer la Wavelet mas comprimida y compararla con una sección al inicio de la señal original,
2. Calcular por medio de la convolución de la Wavelet madre y la señal original un número C , que significa qué tan correlacionada está la Wavelet con dicha sección de la señal. Entre más grande sea C , mayor es la similitud, pero todo depende de la forma de la Wavelet que se escoge.

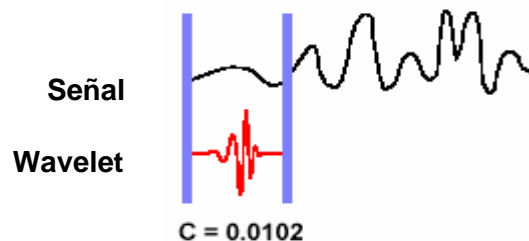


Figura 33. Coeficiente Wavelet

3. Trasladar la Wavelet madre hacia la derecha, y repetir los pasos 1 y 2 hasta que se complete la señal.

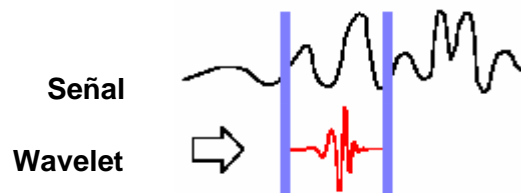


Figura 34. Proceso de traslación de la Wavelet

4. Escalar la Wavelet variar el valor del parámetro a , y repetir los pasos 1 al 3.

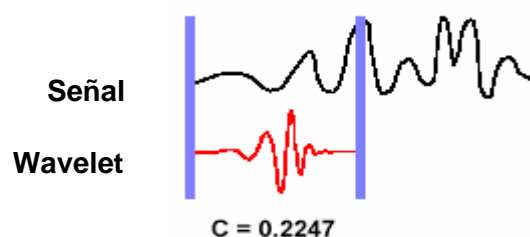


Figura 35. Proceso de escalamiento de la Wavelet

5. Repetir los pasos 1 al 4 para diferentes escalas.

Al terminar se tendrán los coeficientes producidos a diferentes escalas en distintas secciones de la señal.

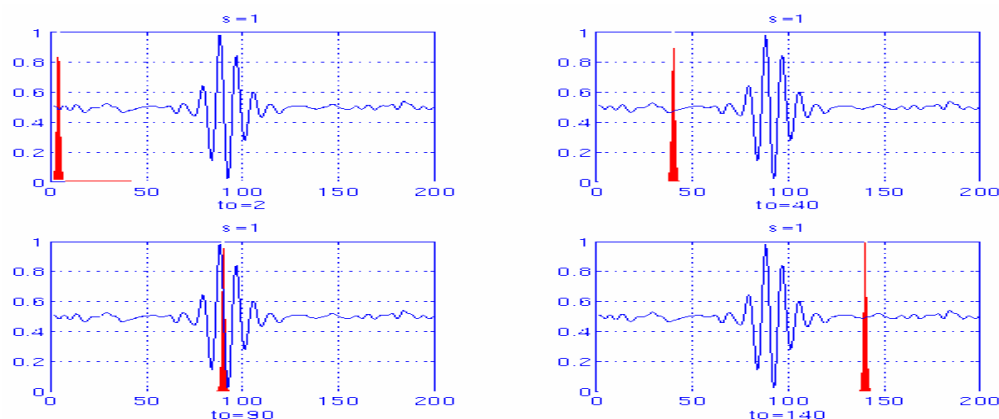


Figura 36. Calculo de la transformada de Wavelet a escala 1.

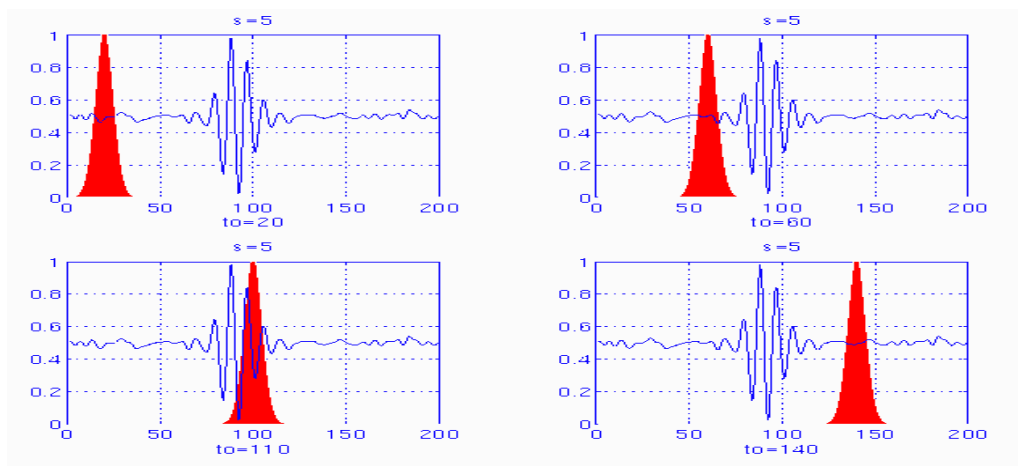


Figura 37. Calculo de la transformada de Wavelet a escala 5

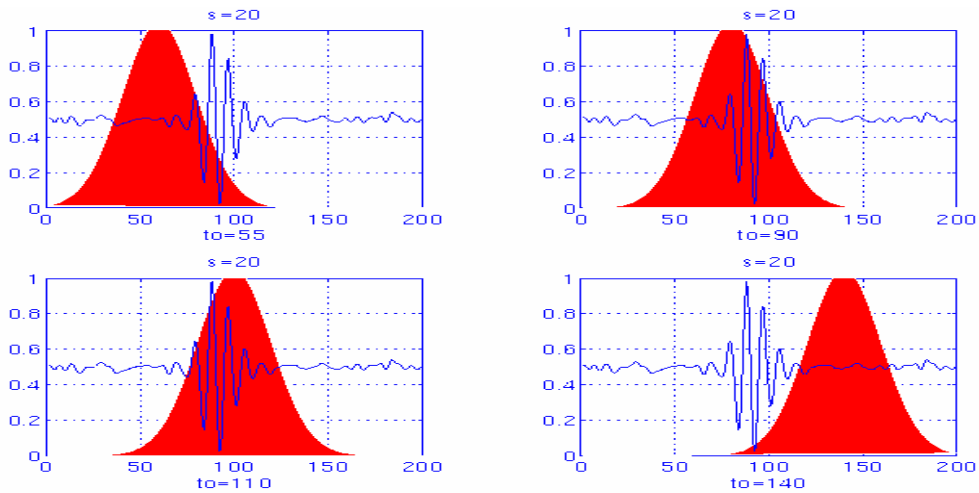


Figura 38. Cálculo de la transformada de Wavelet a escala 20

5.6 RESOLUCION TIEMPO - FRECUENCIA.

Como una de las razones para cambiar de la STFT a la WT fue el problema de resolución, a continuación se explicarán las propiedades de resolución de la Transformada Wavelet.

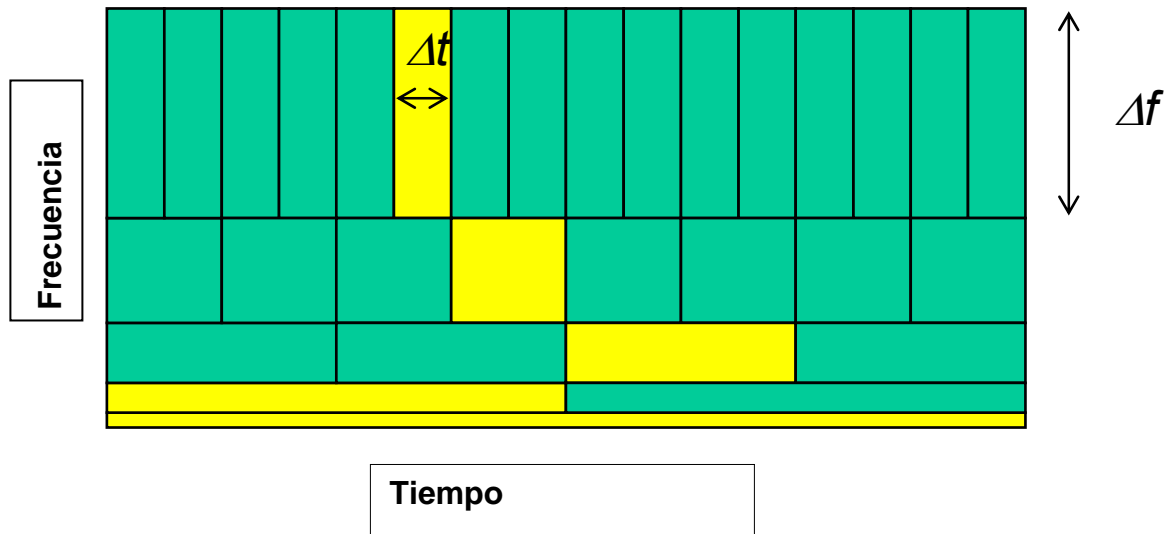


Figura 39. Resolución tiempo-frecuencia de la Transformada de Wavelet

Esta forma de descomponer una señal es bastante natural: los eventos de baja frecuencia suelen durar en el tiempo, mientras que los eventos de frecuencia alta suelen ser breves. Cada una de las “cajas” de la Figura anterior corresponde al valor de la WT en el plano tiempo-frecuencia. Se puede observar que cada caja tiene un área diferente de cero, lo cual implica que el valor de un punto particular

en el plano tiempo-frecuencia no puede ser conocido. Todos los puntos en el plano tiempo-frecuencia que caen dentro de una caja son representados por un único valor de la TW.

Hay que notar que aunque el ancho y largo de las cajas es variable, el área es constante, es decir, cada caja representa la misma porción del plano tiempo-frecuencia, pero dando diferentes proporciones al tiempo y la frecuencia. Nótese que en las frecuencias bajas, la altura de las cajas es más corta (lo cual corresponde a mejores resoluciones de frecuencia), pero sus anchos son más largos (que corresponde a una pobre resolución en el tiempo). En las altas frecuencias, el ancho de las cajas disminuye y las alturas se incrementan.

Las dos operaciones básicas de escalado y traslación definen el enrejado del plano tiempo escala. En caso de tener buena resolución temporal, la *Wavelet* madre, representada en el eje inferior, se estrecha, con lo que se pierde resolución en la frecuencia. Si la *Wavelet* madre se ensancha, se pierde resolución en el tiempo, pero se gana en la frecuencia. Así, variando la anchura y desplazándola por el eje temporal, se calcularía el valor correspondiente a cada celda.

5.7 TEORÍA DE WAVELET, UN ENFOQUE MATEMÁTICO

La transformada de Wavelet usa funciones bases para analizar y reconstruir una función. Cada vector en un espacio vectorial puede ser escrito como una combinación lineal de los vectores base en ese espacio vectorial, es decir, multiplicando los vectores por algún número constante y haciendo posteriormente la suma de estos productos. El análisis de la señal involucra la estimación de estos números constantes (coeficientes de Wavelet). La síntesis, o la reconstrucción, corresponden al cálculo de la ecuación de combinación lineal.

5.7.1 Vectores base. Una base de un espacio vectorial V es un conjunto de vectores linealmente independientes, tal que cualquier vector v perteneciente a V puede ser escrito como una combinación lineal de esos vectores base. Puede haber más de una base para un espacio vectorial. Sin embargo, todas ellas tienen el mismo número de vectores, y este número es conocido como la dimensión del espacio vectorial. Por ejemplo, en un espacio bidimensional la base tendrá dos vectores.

$$v = \sum_k V^k b_k \quad (1)$$

La ecuación anterior muestra como cualquier vector v puede ser escrito como una combinación lineal del vector base b_k y los correspondientes coeficientes V^k .

Este concepto, dado en términos de vectores, puede ser generalizado fácilmente a funciones, reemplazando los vectores base b_k por las funciones base $\phi_k(t)$, y el vector v por una función $f(t)$. La ecuación (1) se transforma entonces en

$$f(t) = \sum_k \mu_k \phi_k(t) \quad (2)$$

Las funciones exponenciales complejas (senos y cosenos) son las funciones base para la transformada de Fourier (FT). Además, son funciones ortogonales, lo cual proporciona algunas propiedades deseables para la reconstrucción.

Sean $f(t)$ y $g(t)$ dos funciones en $L^2[a,b]$. ($L^2[a,b]$ denota el conjunto de funciones doblemente integrables en el intervalo $[a,b]$). El producto interno de dos funciones esta definido por la ecuación (3).

$$\langle f(t), g(t) \rangle = \int_a^b f(t) \cdot g^*(t) dt \quad (3)$$

De acuerdo con la definición anterior de producto interno, la CWT puede ser vista como el producto interno de la señal de estudio con la función base $\psi_{\tau,s}(t)$:

$$CWT_x^\psi(\tau, s) = \Psi_x^\psi(\tau, s) = \int x(t) \cdot \psi_{\tau,s}^*(t) dt \quad (4)$$

Donde

$$\psi_{\tau,s} = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right) \quad (5)$$

Esta definición de la CWT muestra que el análisis de Wavelet es una medida de similitud entre las funciones base (wavelets) y la señal misma. La similitud es en el sentido de contenido frecuencial similar, es decir si la señal tiene una componente mayor de la frecuencia correspondiente a la escala actual, entonces la Wavelet (función base) en la escala actual será similar a la señal en la localización particular donde este componente frecuencial ocurre. Por lo tanto, el coeficiente CWT calculado en este punto en el plano tiempo-escala será un número relativamente grande.

5.7.2 Producto interno, Ortogonalidad, y Ortonormalidad. Dos vectores v, w se dice son ortogonales si su producto interno es igual a cero:

$$\langle v, w \rangle = \sum_n v_n w_n^* = 0 \quad (6)$$

Similarmente, dos funciones f y g se dice son ortogonales la una con la otra si su producto interno es cero:

$$\langle f(t), g(t) \rangle = \int_a^b f(t) \cdot g^*(t) dt = 0 \quad (7)$$

Un conjunto de vectores $\{v_1, v_2, \dots, v_n\}$ se dice es ortonormal, si ellos son ortogonales entre si, y todos tienen longitud o norma 1. Similarmente, un conjunto de funciones $\{\phi_k(t)\}$, $k=1,2,3,\dots$, se dice es ortonormal si

$$\int_a^b \phi_k(t) \phi_l^*(t) dt = 0 \quad k \neq l \quad (7) \text{ (condición de ortogonalidad)}$$

y

$$\int_a^b \{|\phi_k(t)|\}^2 dx = 1 \quad (9)$$

Como se estableció arriba, puede haber más de una conjunto de funciones base (o vectores). Entre ellas, las funciones base ortonormales (o vectores) son de particular importancia, porque con ellas podemos encontrar los coeficientes de análisis. Las bases ortonormales permiten el calculo de esos coeficientes en una forma muy simple y directa usando la propiedad de ortonormalidad.

Para bases ortonormales, los coeficientes, μ_k , pueden ser calculados como

$$\mu_k = \langle f, \phi_k \rangle = \int f(t) \cdot \phi_k^*(t) dt \quad (10)$$

y la función $f(t)$ puede ser entonces reconstruida por la ecuación (2) por sustitución de los coeficiente μ_k . Esto produce

$$f(t) = \sum_k \mu_k \phi_k(t) = \sum_k \langle f, \phi_k \rangle \phi_k(t) \quad (11)$$

Las bases ortonormales pueden no ser disponible para cada tipo de aplicación donde una versión generalizada, de bases biortogonales pueden ser usadas. El término biortogonal se refiere a dos bases diferentes las cuales son ortogonales entre si, pero cada una no forma un conjunto ortogonal.

Ejemplos

Para la siguiente señal de la figura 40 se muestra su CWT en la figura 41.

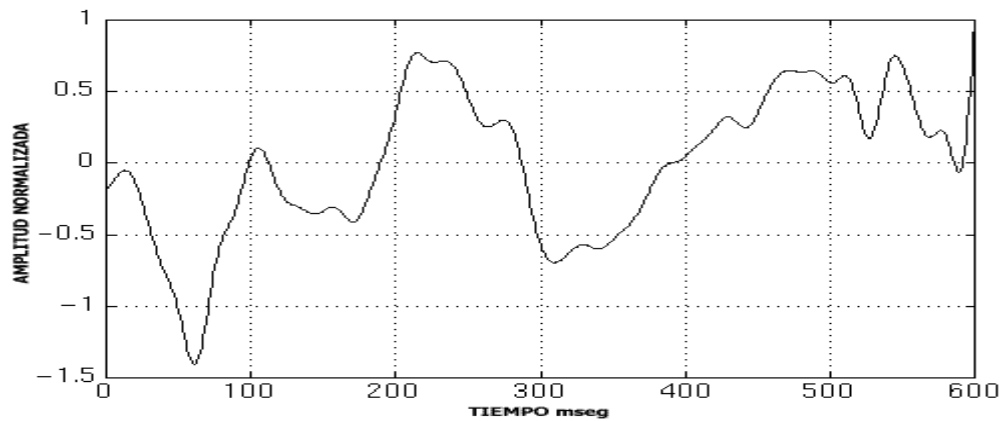


Figura 40. Señal no estacionaria.

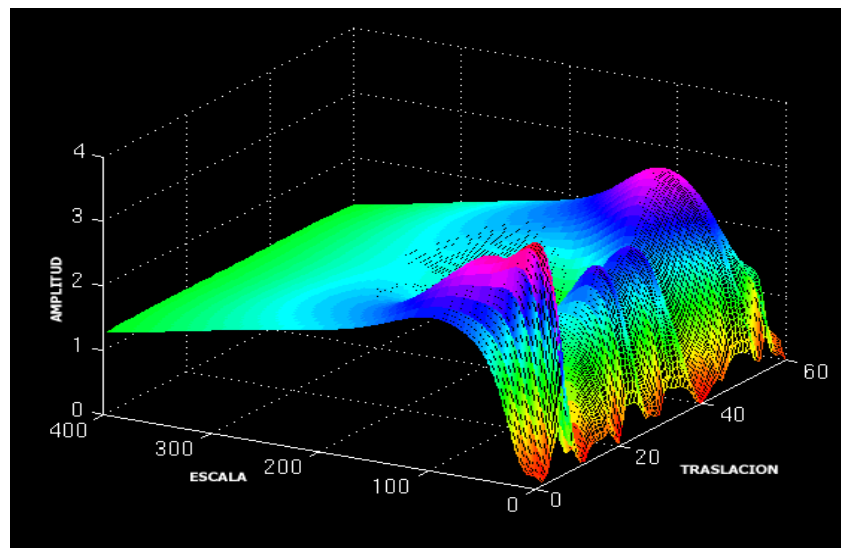


Figura 41. Transformada de Wavelet de la señal de la figura 40.

El cálculo no es verdaderamente una CWT, como aparenta ser debido al cálculo en un número finito de localizaciones. Esto es solo una versión discretizada de la CWT, la cual es explicada más adelante. Sin embargo, no corresponde a la transformada discreta de Wavelet (DWT).

5.7.3 Síntesis de Wavelet. La transformada continua de Wavelet es una transformación reversible, siempre y cuando la ecuación (13) sea satisfecha. La reconstrucción es posible mediante el uso de la siguiente fórmula de reconstrucción:

$$x(t) = \frac{1}{c_{\psi}^2} \iint_{s \tau} \Psi_x^{\psi}(\tau, s) \frac{1}{s^2} \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right) d\tau ds \quad (12)$$

donde c_ψ es una constante que depende de la Wavelet usada. El éxito de la reconstrucción depende de esta constante llamada, constante de admisibilidad, que satisface la siguiente condición de admisibilidad:

$$c_\psi = \left\{ 2\pi \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\hat{\psi}(\xi)|^2}{|\xi|} d\xi \right\}^{1/2} < \infty \quad (13) \text{ (Condición de admisibilidad)}$$

donde $\hat{\psi}(\xi)$ es la transformada de Fourier (FT) de $\psi(t)$. La ecuación (13) implica que $\hat{\psi}(0) = 0$, lo cual es

$$\int \psi(t) dt = 0 \quad (14)$$

Como se estableció anteriormente, la ecuación (14) no es un requerimiento muy restrictivo dado que pueden ser encontradas muchas funciones Wavelet cuya integral sea cero. Para que la ecuación (14) sea satisfecha, la Wavelet tiene que ser oscilatoria.

5.8 DISCRETIZACIÓN DE LA CWT.

Aparentemente ni la FT, ni la STFT, ni la CWT pueden ser calculadas usando ecuaciones analíticas, por lo tanto, es necesario discretizar las transformadas. Tanto en la FT como en la STFT, la manera más intuitiva de hacer esto es muestreando el plano tiempo-frecuencia. Sin embargo, en el caso de la CWT, el cambio de escala puede ser usado para reducir la frecuencia de muestreo.

A grandes escalas (muy bajas frecuencias), la frecuencia de muestreo puede ser disminuida, de acuerdo a la regla de Nyquist. En otras palabras, si el plano tiempo-escala necesita ser muestreado con una frecuencia de muestro de N_1 en la escala s_1 , el mismo plano puede ser muestreado con una frecuencia de muestreo de N_2 en la escala s_2 , siempre y cuando $s_1 < s_2$ (correspondiente a las frecuencias $f_1 > f_2$) y $N_2 < N_1$. Esta relación se expresa de la siguiente manera:

$$N_2 = \frac{s_1}{s_2} N_1 \quad \text{o de la forma:} \quad N_2 = \frac{f_2}{f_1} N_1$$

En otras palabras, al disminuir la frecuencia de muestreo en las muy bajas frecuencias, se ahorra una gran cantidad de tiempo en los cálculos. Sin embargo,

esta discretización no conduce a una verdadera transformada discreta, ya que se produce información que es altamente redundante, lo que a su vez requiere suficiente tiempo en los cálculos. Como una solución a este problema de recursos para el análisis y síntesis de la señal original, se creó la Transformada Wavelet Discreta (DWT).

5.9 LA TRANSFORMADA DISCRETA DE WAVELET (DWT- “Discrete Wavelet Transforms”)

Para muchas señales, las bajas frecuencias representan la mayor parte de la señal. Esto se da por que la señal es idéntica. En cambio las altas frecuencias matizan la señal. Considere la voz Humana, si a esta se le removieran los componentes de alta frecuencia, la voz se escucharía diferente pero todavía se entendería lo que se dice. Sin embargo si usted retira suficiente de los componentes de baja frecuencia, escucharía una charla incoherente.

Matemáticamente, la DWT se expresa de la siguiente manera:

$$C[j, k] = \sum_{n \in Z} f[n] \Psi_{j,k}[n]$$

Donde $\Psi_{j,k}$ es una *Wavelet* discreta definida como:

$$\Psi_{j,k}[n] = 2^{-j/2} \Psi[2^{-j}n - k]$$

Los parámetros a , b están definidos de la forma: $a=2^j$, y $b=2^j k$, lo cual recibe el nombre de escalas y posiciones diádicas (por estar en potencia de dos).

Es frecuente en el análisis Wavelet escuchar de aproximación y detalles. Las aproximaciones son para las escalas altas, componentes de baja frecuencia de la señal. Los detalles son para las escalas bajas, componentes de alta frecuencia de la señal.

La señal original S , es pasada a través de dos filtros complementarios y emerger como dos señales. Desafortunadamente si nosotros realizamos esto a una señal real digital, obtendremos el doble de datos, por ejemplo si nuestra señal S contiene 1000 datos, entonces tendremos dos señales cada una con 1000 datos, para un total de 2000 datos. Estas dos señales son interesantes, pero tendremos 2000 datos en vez de los 1000 datos iniciales. Hay formas más sutiles de realizar la descomposición utilizando Wavelet, para poder hacer un tratamiento adecuado de la señal. Nosotros podemos guardar 1 de 2 puntos de cada uno de los 2000 datos de la señal. Esta es la noción de downsampling, donde se producen dos

secuencias llamadas cA y cD. En este proceso se obtiene los coeficientes de la transformada discreta de wavelet (DWT).

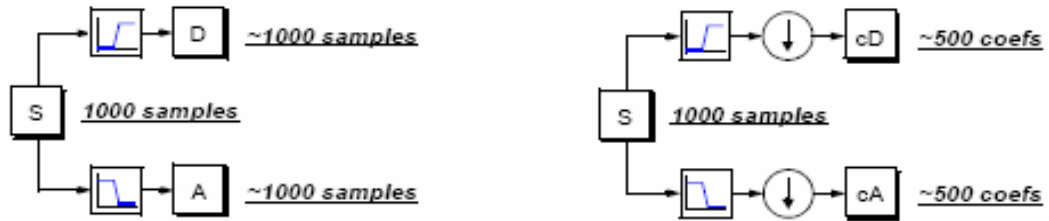


Figura 42. Secuencias de descomposición

Para una mejor apreciación del proceso, veremos el siguiente ejemplo en Matlab.

```
s = sin(20.*linspace(0,pi,1000)) + 0.5.*rand(1,1000);
[cA,cD] = dwt(s,'db2');
```

Donde db2, es el nombre de la Wavelet, que deseamos utilizar.

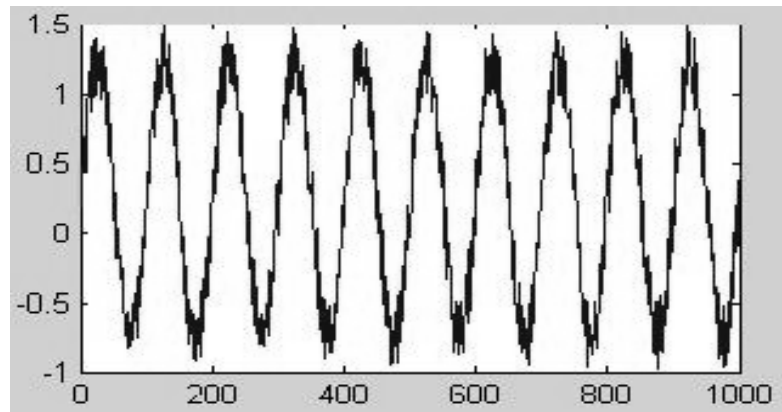


Figura 43. Señal Ejemplo

La anterior es la grafica de la señal S, ahora observemos como se reducen los datos y como quedan las graficas de las dos señales resultantes:

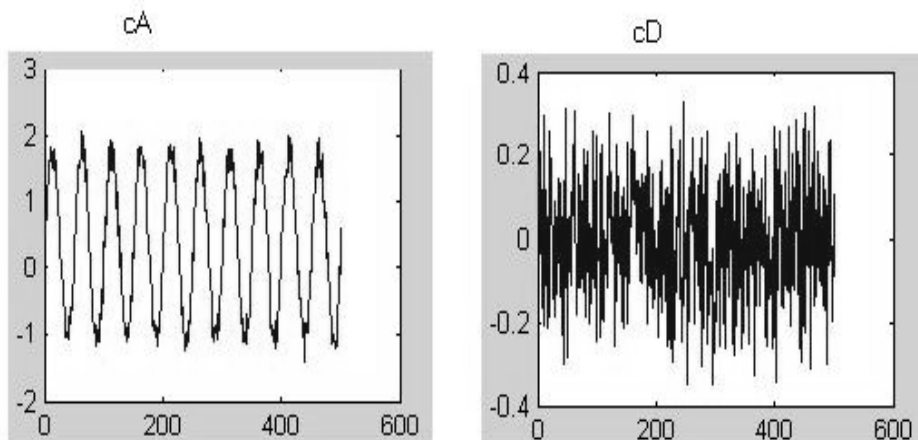


Figura 44. Señales Resultantes

cA=Coeficiente de aproximación.
 cD=Coeficiente de detalle.

La longitud de las señales es 501, se debe anotar que este valor es un poco mayor que la mitad de los datos de la señal S, esto se debe a que el proceso se lleva a cabo, por medio de la convolución de la señal con un filtro. La convolución agranda la señal agregándole algunos datos extras.

5.10 DESCOMPOSICIÓN MULTI-NIVEL

El proceso de descomposición puede ser iterativo, con aproximaciones sucesivas, este es llamado árbol de descomposición.

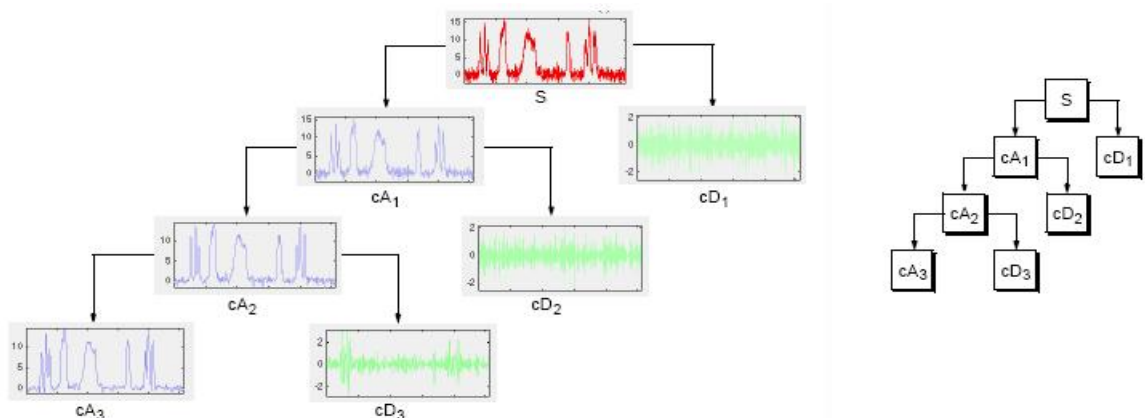


Figura 45. Árbol de descomposición de Wavelet

Analizar el árbol de descomposición puede dar información importante. De esta manera se puede realizar indefinidamente necesitamos, cual es el número óptimo de veces que debemos hacer la descomposición, es decir, conocer el nivel de descomposición óptimo.

Una manera eficiente de implementar este esquema es utilizando algoritmos de filtraje, los cuales permiten que sean obtenidos más rápidamente los coeficientes Wavelet. Este procedimiento recibe el nombre de Algoritmo Piramidal.

Algoritmo Piramidal.

Este algoritmo se desarrolló para descomponer señales de tiempo discreto. La idea es la misma que en la CWT, obtener una representación tiempo-escala de una señal discreta. En este caso, filtros con distintas frecuencias de corte son usados para analizar la señal en diferentes escalas. La señal se pasa a través de filtros paso alto para analizar las componentes de alta frecuencia, llamadas *Detalles (D)*, y se pasa a través de filtros paso bajo para analizar las componentes de baja frecuencia, llamadas Aproximaciones (*A*) como se muestra en la siguiente figura.

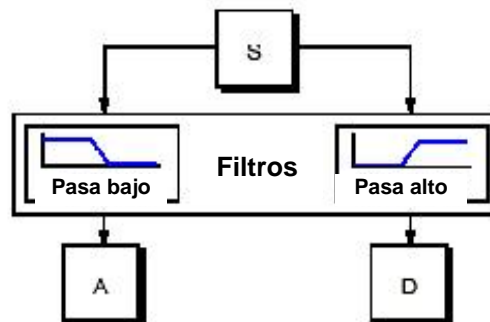


Figura 46. Proceso de filtraje

La señal original S , pasa a través de dos filtros complementarios y emerge como dos señales A y D . Con el fin de obtener los coeficientes de la DWT (cD y cA), al proceso de filtrado se le añade otro llamado DownSampling como se muestra en la siguiente figura.

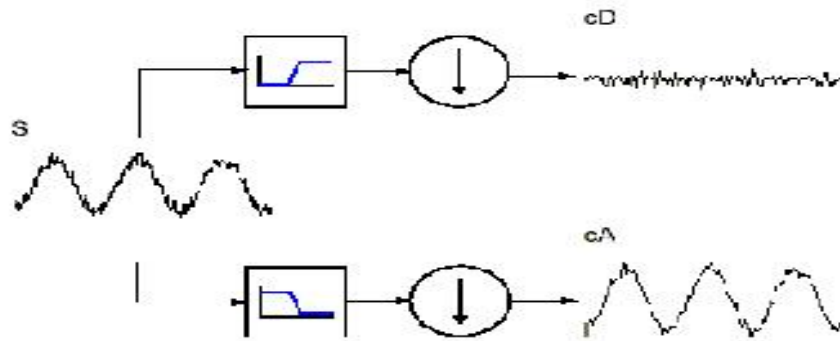


Figura 47. Obtención de los coeficientes de la DWT

El proceso de descomposición puede ser iterativo, con sucesivas descomposiciones de las aproximaciones, de esta manera la señal es dividida en componentes de muy baja resolución.

Las palabras aproximación y detalle están justificadas por el hecho de que A_1 es una aproximación de A_0 teniendo en cuenta las bajas frecuencias de A_0 , mientras que el detalle D_1 corresponde a la corrección en altas frecuencias. El nivel más adecuado se escoge de acuerdo a la naturaleza de la señal o de acuerdo a un determinado criterio.

5.11 RECONSTRUCCIÓN WAVELET.

Cuando se reconstruye A_1 y D_1 , se puede decir que $S = A_1 + D_1$, es decir, mediante este proceso se obtiene nuevamente la señal original. Esta técnica también se puede extender al análisis multinivel visto anteriormente.

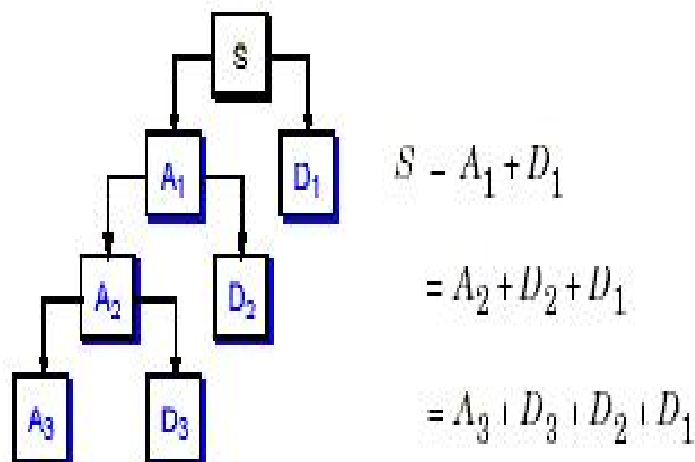


Figura 48. Reconstrucción Multinivel

5.12 VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LA TRANSFORMADA DE WAVELET

- El análisis de wavelet está especialmente indicado para señales con pulsos que ocurran de manera no periódica. Para estas señales, Fourier da muy poca información, al perder casi toda información temporal.
- La Transformada Discreta de Wavelet presenta además claras ventajas frente a su contrapartida de Fourier:
 - Más rápida desde el punto de vista computacional: $O(N)$ [DWT], frente a $O(N\log N)$ [FFT] para una muestra de N datos.
 - En muchos casos proporciona un mejor ajuste a los datos con menos coeficientes. (Permitiendo una mejor compresión de los datos que los métodos basados en Fourier).
 - Las técnicas de filtrado de ruido basadas en wavelet dan mejores resultados.

Entre las desventajas encontramos:

- Es una técnica reciente. Aunque en los últimos años se ha hecho un gran esfuerzo por darle todo el rigor matemático que tiene la transformada de Fourier y unificar métodos y notaciones, el ritmo de aparición de publicaciones sobre el tema hace que no sea tarea fácil.
- No permite realizar algunos cálculos como los relacionados con la convolución.

6 PREPROCESAMIENTO Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS

En cualquier sistema de procesamiento de señales, la adquisición de la señal es la primera etapa. En la práctica, esta adquisición de la señal se realiza mediante diferentes circuitos electrónicos, las señales utilizadas en este trabajo provienen en su totalidad del primer trabajo realizado por el grupo en esta área⁹. A estas señales que fueron adquiridas mediante la unidad de adquisición BIOPAC MP30, se les debió realizar un proceso de auditoria, para poder determinar con cuantas señales se contaba para el estudio y además determinar que pacientes cumplieran con el protocolo medico, es decir, contaban con las tres señales que debían ser tomadas al mismo paciente en tres etapas después del nacimiento (ocho horas, a la semana y al mes).

Una vez obtenidas las señales, se busca la detección automática de las diferentes ondas que componen el electrocardiograma, para poder realizar el diagnostico de enfermedades cardiacas, pero estas señales todavía no deben utilizarse para el diagnóstico ya que presenta una serie de elementos ajenos a ella debido a varios factores como: Ruido, interferencia en la Red y variaciones de la línea base. Cada uno de estos elementos puede ser aislado y estudiado por separado. Así la señal adquirida podrá ser representada como la combinación de todos estos elementos, de la siguiente manera:

$$y[n] = x[n] + r[n] + b[n]$$

donde $y[n]$ representa la señal discreta adquirida, $x[n]$ la señal electrocardiográfica real producida por la actividad cardiaca que se desea registrar, $r[n]$ ruido en general, incluyendo algunos artefactos y la interferencia de la red eléctrica, y $b[n]$ las variaciones de la línea base. En todos los casos n representa el índice temporal discreto, el objetivo de los algoritmos de preprocesamiento es reducir al máximo el ruido y las variaciones de la línea base.

⁹ "Herramienta software para el análisis y estandarización del electrocardiograma en recién nacidos en la ciudad de Bucaramanga". Rodríguez C., Páez N., Mendoza A., Rueda O.

En el campo del procesamiento digital de señales electrocardiográficas se cuenta con una extensa y variada literatura, por esta razón a continuación presentamos un pequeña recopilación de los diferentes métodos y algoritmos que existen para tal efecto. Mas adelante se tratará a fondo la utilización de la transformada de Wavelet como método para llevar a cabo el procesamiento de señales electrocardiográficas.

6.1 PREPROCESAMIENTO DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA

En esta sección entraremos a detallar los elementos que pueden llegar a alterar las señales electrocardiográficas.

6.1.1 Ruido. El ruido es un elemento presente en mayor o menor medida, en todas las señales reales. En este caso concreto, el ruido presente en la señal electrocardiográfica puede ser debido a múltiples factores, por ejemplo: ruido debido al movimiento entre el electrodo y la piel, ruido generado por los aparatos electrónicos destinados a la adquisición, ruido debido a señales eléctricas de los músculos (señales electromiográficas) y en nuestro caso en particular ruido debido a los movimientos y llanto del neonato, el cual provoca que a la señal original se superponga otra señal de cierto nivel que puede enmascarar rasgos significativos de la misma, tal como se muestra en la siguiente figura.

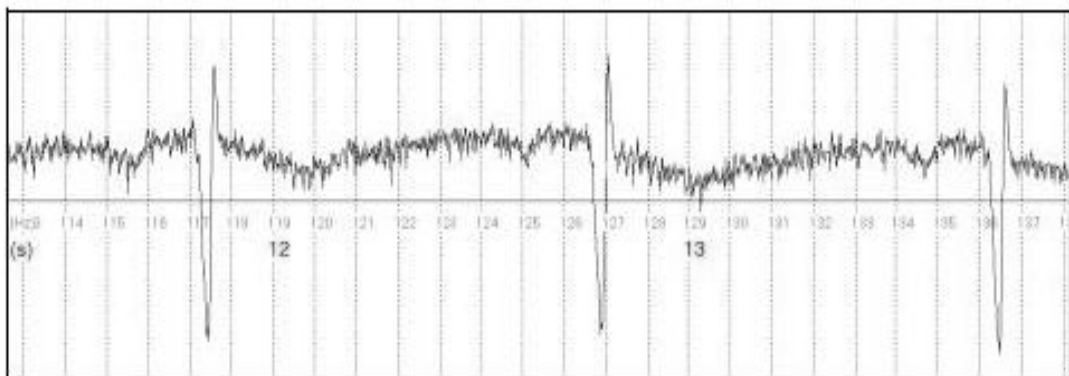


Figura 49. Señal electrocardiográfica con ruido superpuesto.

A continuación se presentan algunos de los métodos mas usados en la actualidad para eliminar este factor de las señales electrocardiográficas.

6.1.1.1 Métodos basados en técnicas clásicas de filtrado. Uno de los métodos más usuales de reducción del ruido presente en una señal es el uso de filtros paso bajo. Este es un método genérico de reducción del ruido de señales de todo tipo y funciona teniendo en cuenta que los componentes frecuenciales del ruido están

por encima de los de la señal, esto no es del todo cierto pues se puede presentar el caso de ruido cuyos componentes frecuenciales sean de bajas y se mezclen con los de la señal. Estos filtros se diseñan utilizando las técnicas clásicas de diseño de filtros FIR e IIR (ver anexo J). Por su escasa selectividad, sobre todo utilizando pocos coeficientes, no suelen usarse en estos casos.

6.1.1.2 Métodos basados en el promedio de latidos. Aprovechando la semejanza entre los latidos de estas señales, su semiperiodicidad, y si la señal es de suficiente duración para poder contar con una cantidad relativamente elevada de periodos, se puede hacer un promedio de varios latidos semejantes para reducir el ruido. Este método exige que en primer lugar se haya aplicado un algoritmo para dividir el registro en sus latidos componentes, y además utilizar alguna función de alineamiento temporal para poder sumar los latidos con distinta duración. El promediado temporal de latidos es una técnica que se utiliza para mejorar la relación señal-ruido de las señales electrocardiográficas de alta resolución. Para ello se hace uso de su característica repetitiva y de la no correlación entre el ruido y la señal.

6.1.1.3 Métodos basados en la aproximación mediante funciones. Otras técnicas, basadas en el reconocimiento de formas utilizan aproximaciones de la señal como un medio de reducir el ruido. Entre estas técnicas estarían el ajuste de una curva mediante segmentos y el ajuste de curvas mediante funciones ortogonales y polinomios, las cuales se utilizan también para la compresión de datos.

6.1.1.4 Métodos basados en la transformada de Wavelet. El efecto de la transformada Wavelet es el de filtrar la señal mediante un banco de filtros de dos tipos, paso alto o detalles, y paso bajo o aproximación. Para llevar a cabo esta reducción, todos los métodos se basan en los siguientes pasos:

- 1) Calcular la transformada Wavelet de una señal hasta el nivel deseado.
- 2) Aplicar un umbral y una función de umbralizado a los coeficientes de detalle (altas frecuencias), para eliminar, en principio, aquellos componentes que representan mayoritariamente al ruido.
- 3) Calcular la transformada inversa para reconstruir la señal, basándose en los coeficientes de aproximación y los coeficientes modificados de detalles. Más adelante se hará una descripción detallada de este método.

6.1.2 Interferencia de la red. Otro efecto que aparece con relativa frecuencia en cualquier señal biomédica, como lo es la señal electrocardiográfica, es la superposición de una interferencia debido a la señal de la red, como se muestra en la siguiente figura.

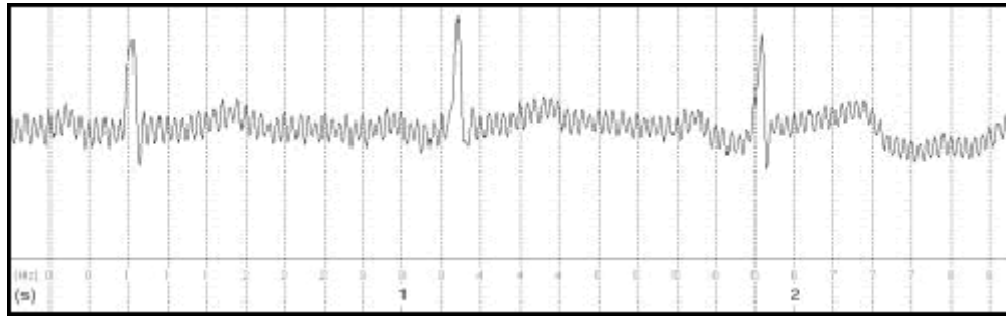


Figura 50. Señal con interferencia de red

Para reducir su efecto, existen una serie de técnicas, basadas principalmente en el diseño de filtros digitales de distintos tipos.

6.1.3 Variaciones de la línea base. Las variaciones de la línea base se producen debido a múltiples factores, como por ejemplo al movimiento del paciente durante la adquisición del electrocardiograma, la respiración, y cambios en la impedancia de los electrodos. Estas variaciones suponen una interferencia de baja frecuencia y de cierta amplitud que debe ser reducida para no alterar el resultado de procesos posteriores.

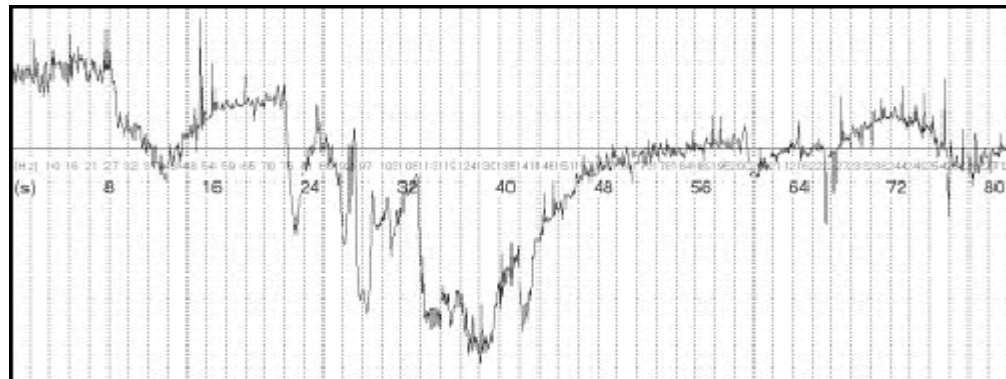


Figura 51. Señal con variaciones de línea base.

Estas componentes de baja frecuencia pueden inducir a un error cuando se realiza una interpretación visual o análisis automático de la señal electrocardiográfica. Por tanto, el primer paso en el procesado de la señal electrocardiográfica es la reducción de las variaciones en la línea base.

A continuación se describen algunas de las técnicas más comunes que se pueden encontrar en la literatura especializada para reducir las variaciones de la línea base.

6.1.3.1 Filtros clásicos. Una primera solución podría ser la utilización de filtros pasa banda de 0.5Hz a 100Hz, o de paso alto con una frecuencia de corte de 0.5Hz, ya que estas interferencias normalmente tienen un contenido frecuencial por debajo de este valor. Sin embargo, esto no cumple las especificaciones de la *American Heart Association*, ya que se modifican componentes de baja frecuencia

como el segmento ST. Además, los filtros lineales tienen un elevado coste computacional.

6.1.3.2 Aproximación mediante funciones. Respecto a los métodos de aproximación mediante funciones, hay que decir que éstos son más exactos, permiten variaciones en la línea base de mayor frecuencia, aunque su coste computacional es mayor.

6.1.3.3 Filtros Variantes en el tiempo. En este caso la frecuencia de corte va variando según el análisis de las componentes frecuenciales de cada latido respecto a un promedio de los mismos.

6.2 PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA

En cualquier tipo de análisis de la señal electrocardiográfica es muy importante la detección de ciertos elementos para obtener la duración y amplitud de las ondas con el fin de realizar el diagnóstico. Por ejemplo, si la contracción de la aurícula es más lenta de lo normal, el segmento PQ se hace más largo y la duración del complejo QRS también. Examinando los intervalos RR se puede obtener el ritmo cardíaco.

Muchos métodos se han desarrollado en los últimos años para llevar a cabo un análisis automático de la señal electrocardiográfica, donde el principal problema es cómo reconocer los principales subpatrones de ésta y cómo calcular los parámetros esenciales, como duración y amplitud.

6.2.1 Detección De Las Ondas P y T. Corresponde a un caso de detección de puntos de cierta complejidad debido a la poca amplitud de estas ondas, lo cual hace que en muchas ocasiones estén enmascaradas por el ruido.

En un trabajo¹⁰ realizado en 1989 se propone un método para llevar a cabo esta tarea. En primer lugar se calcula una transformada longitudinal del EKG. A continuación se detecta el complejo QRS y se elimina de la señal, volviendo a calcular la transformada de la señal original considerando los tramos correspondientes al QRS como nivel isoelectrico. Seguidamente se detecta la onda T utilizando el umbral apropiado, y se procede de la misma manera que con

¹⁰ F.Gritzali, G. Frangakis, G. Papakonstantinou, "Detection of the P and T waves in an EKG", Computers and Biomedical Research, Núm. 22, pp. 83-91, 1989.

el complejo QRS. Finalmente se calcula de nuevo la transformada y se aplica otro umbral para detectar las ondas P.

También se han propuesto métodos basados en redes neuronales y recientemente métodos basados en la transformada de Wavelet. Sobre estos últimos retomaremos mas adelante.

6.2.2 Detección del Complejo QRS. Dentro de la detección de puntos significativos, el caso más relevante es la detección del complejo QRS. Generalmente, estos algoritmos marcan de alguna manera la posición donde se considera que el complejo QRS termina o comienza.

A continuación se describen la mayoría de los algoritmos encontrados en la bibliografía.

6.2.2.1 Algoritmos basados en el tratamiento digital de señales. Estos algoritmos utilizan procedimientos clásicos de teoría de la señal. Debido a la generalidad de estos algoritmos, en la aplicación a señales electrocardiográficas en concreto, son superados por muchos otros, por lo que no se recurre a ellos en la práctica.

6.2.2.2 Algoritmos basados en la amplitud y en la primera derivada. Estos algoritmos hacen referencia a aquellos métodos que detectan la presencia del complejo QRS basándose en la aplicación de umbrales a la amplitud y primera derivada de la señal.

6.2.2.3 Algoritmos basados únicamente en la primera derivada. Al contrario que en el caso anterior, en este caso se omite la amplitud como elemento de decisión. Dentro de este grupo estaría el algoritmo planteado por *Menard* y descrito en el trabajo titulado "A comparison of the Noise Sensitivity of Nine QRS Detection Algorithms", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 31, Núm. 1, pp. 85-98, Enero 1990.

A parte de los algoritmos mencionados anteriormente se encuentra algunos basados en la primera y segunda derivada de la señal, en filtros digitales y en transformaciones no lineales.

6.3 APLICACIÓN DE LA TRANSFORMADA DE WAVELET EN EL PROCESAMIENTO DE SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS.

6.3.1 Reducción de ruido en las señales electrocardiográficas. Dentro de las aplicaciones de la transformada de Wavelet desarrolladas para la señal electrocardiográfica, se encuentran las relacionadas con la eliminación del ruido. En estos métodos se utiliza la transformada para cambiar el dominio de la señal,

pasamos del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia, en este dominio se llevan a cabo una serie de operaciones sobre los coeficientes, normalmente consistente en una umbralización, y posteriormente se calcula la transformada inversa para devolver la señal al dominio del tiempo una vez ha sido modificada. Este proceso sería similar al que se lleva a cabo usando la transformada de Fourier para filtrar una señal en el dominio de la frecuencia.

Como se menciona con anterioridad, las Wavelet son funciones del tipo

$$\Psi_{a,b}(x) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \Psi\left(\frac{x-b}{a}\right)$$

$$WT(f(x)) = f(x) * \Psi(x) = \frac{1}{a} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \Psi\left(\frac{x-t}{a}\right) dt$$

Para llevar a cabo su cálculo rápidamente, se impone que el parámetro de dilatación valga $a=2^j$, con $j \in \mathbb{Z}$, denominando en este caso a la Wavelet diádica. Se utiliza un algoritmo rápido similar al de la FFT para su cálculo en la computadora.

El efecto de la transformada de Wavelet es el de filtrar la señal mediante un banco de filtros de dos tipos, paso alto o detalles, y pasa bajo o aproximación. El número de veces que es filtrada la señal viene determinado por el nivel de la descomposición. Para reducir el ruido de la señal, la idea básica es eliminar los componentes obtenidos en la transformada de Wavelet que están por debajo de un cierto umbral, o multiplicarlos por un cierto factor de ponderación, antes de llevar a cabo la transformada inversa. En estos elementos, el umbral o la ponderación, es donde se encuentran las diferencias más significativas entre la mayoría de métodos propuestos en trabajos relacionados con esta aplicación.

Para la reducción del ruido se utilizará un procedimiento no lineal, denominado soft-thresholding¹¹, en el cual solo aquellos coeficientes de los detalles que estén por debajo de cierto umbral serán eliminados, el resto son ponderados. El umbral se obtiene mediante cálculos estadísticos.

¹¹ Donoho, D.L "De-noising by soft-thresholding" Información teorica IEEE, Volume 41, May 1995
Paginas:613 - 627

En primer lugar, para la reducción del ruido se considera la señal adquirida $y[n]$ como:

$$y[n] = x[n] + \mu e[n] \quad n = 1, 2, \dots, N$$

Donde $x[n]$ es la señal sin ruido, $e[n]$ representa ruido blanco gaussiano con media nula y varianza 1, y μ representa su nivel. Se utiliza la transformada de Wavelet para obtener los detalles de la señal, a distintos niveles, a continuación se aplica el umbral $\delta = \sqrt{2 \text{Log}(N)} \hat{\sigma}$, para llevar a cabo la reducción de ruido en forma no lineal, empleando soft-thresholding, y se calcula la transformada inversa para obtener la señal resultante. La función de soft-thresholding corresponde a la expresión.

$$C_{\delta}(i, j) = \begin{cases} 0, & \text{si } |C(i, j)| < \delta \\ \text{sgn}(C(i, j))(|C(i, j)| - \delta), & \text{si } |C(i, j)| \geq \delta \end{cases}$$

Donde $C(i, j)$ representa los coeficientes de los detalles obtenidos mediante la transformada de Wavelet. El valor de $\hat{\sigma}$ utilizado para este umbral viene dado por la expresión:

$$\hat{\sigma} = \frac{\text{media}(|C(i, j)|)}{0.6745}$$

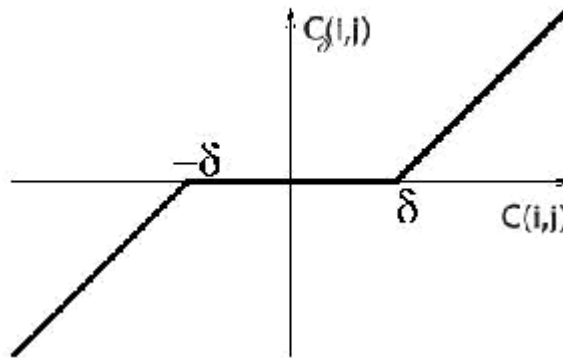


Figura 52. Función de soft-thresholding

Para aplicar este método hay que tener en cuenta que las señales utilizadas son de larga duración. En este caso, los métodos de reducción de ruido aplicados pueden fallar debido a que a lo largo de la señal el nivel de ruido muy probablemente cambiará. Una posible solución es dividir la señal en una serie de intervalos donde el nivel de ruido se considera constante, y procesar cada uno de ellos por separado. Para estimar el nivel de ruido se calcula la energía del detalle

obtenido mediante la transformada de Wavelet, en el primer nivel. En la siguiente figura se puede observar un cambio en el ruido, y como se detecta a partir de la energía.

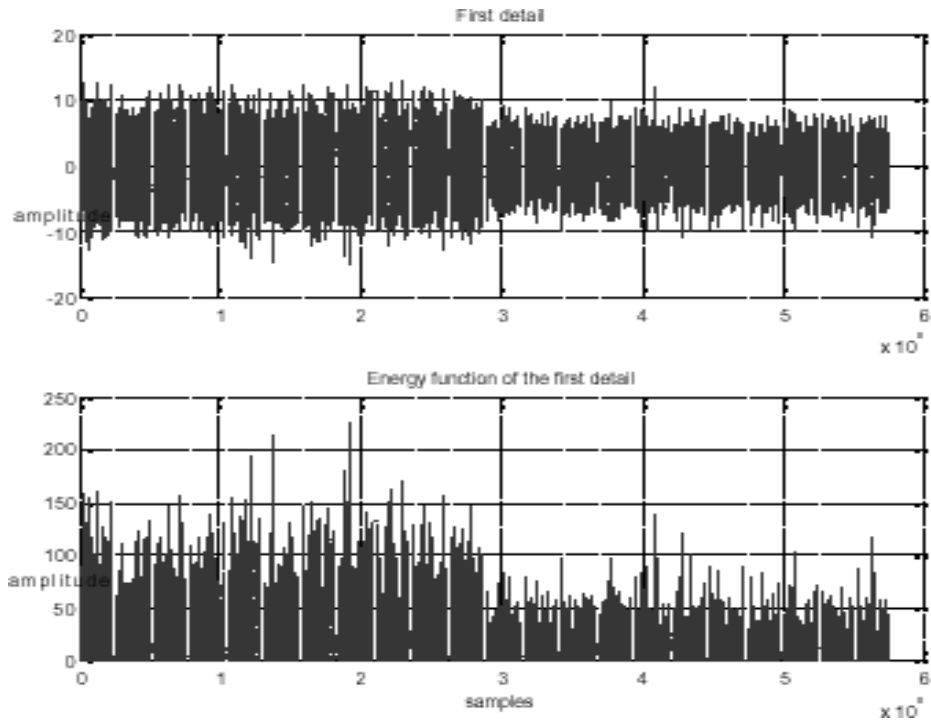


Figura 53. Detalle de primer nivel obtenido mediante la Transformada Wavelet, y la variación de su energía.

Para llevar a cabo el método propuesto, según el nivel de ruido detectado, se utilizó tres filtros pertenecientes a Wavelet, con un nivel de descomposición escogido de manera experimental. Estos parámetros se muestran en el siguiente cuadro.

Cuadro 10. Comparación entre el nivel de Ruido y la familia Wavelet utilizadas

Nivel de ruido	Nivel de descomposición	Familia de Wavelet
Bajo	4	Daubechy 4
Medio	5	Coiflet 4
Alto	6	Biorthogonal 6.8

A continuación se presentan un ejemplo de los resultados obtenidos al filtrar la señal utilizando el algoritmo descrito anteriormente.

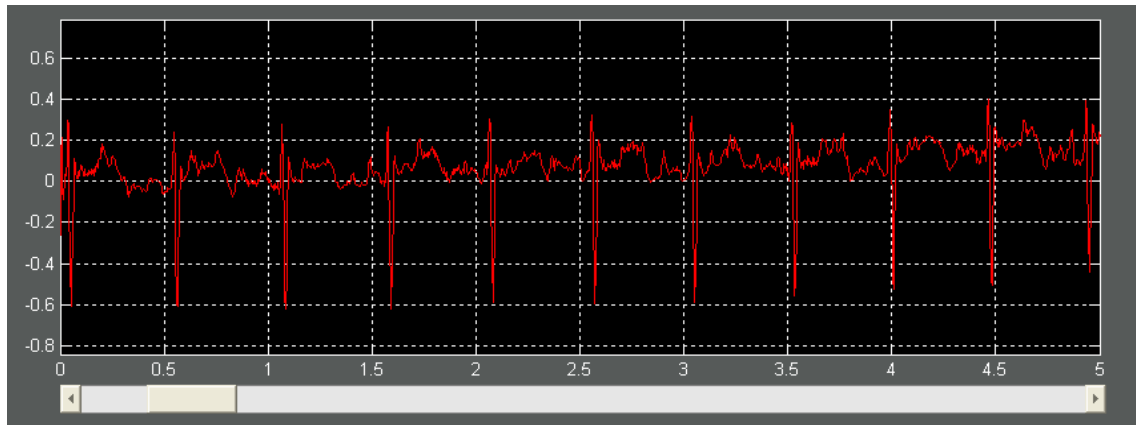


Figura 54. Señal con ruido superpuesto

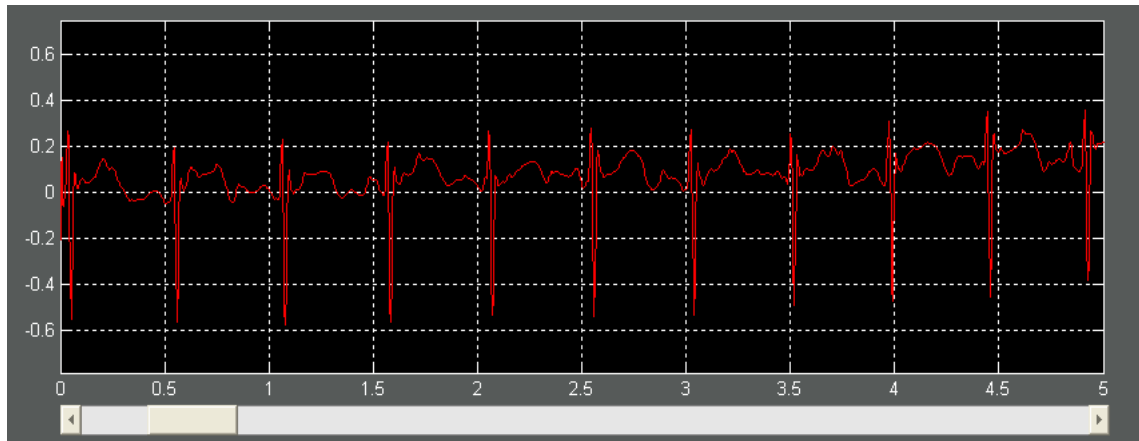


Figura 55. Señal anterior después de filtrarla

6.3.2 Eliminación de las variaciones de línea base. Por otro lado, tal como se ha comentado anteriormente, otra de las aplicaciones de la transformada de Wavelet es la eliminación de las variaciones de la línea base lo cual en este caso se supone la señal adquirida como.

$$y[n] = x[n] + \mu e[n] + s[n]$$

Donde $s[n]$ representa las variaciones de la línea base y el resto de términos coinciden con lo visto anteriormente. El objetivo de este método es obtener una estimación de $\hat{s}[n]$, de tal forma que su substracción de $y[n]$ dé como resultado una señal sin variación en la línea base. En este caso se utilizará un filtrado lineal, de forma que todos los detalles de la transformada Wavelet serán eliminados, quedándose únicamente con la aproximación.

La señal $\hat{s}[n]$ se obtiene directamente del efecto de filtro paso bajo de la aproximación de la señal $y[n]$ de cierto nivel, el cual debe ser establecido a priori. Un nivel demasiado bajo puede provocar una sobre-aproximación de la señal, con lo cual además de la línea base, la estimación incluiría algunas ondas del electrocardiograma. Por el contrario, si el nivel de la aproximación es demasiado elevado, la estimación de la línea base se aleja demasiado y los resultados obtenidos no son satisfactorios. Por todo esto, es evidente que la elección automática del nivel de aproximación adecuado es de vital importancia.

Para llevar a cabo este proceso, en primer lugar se selecciono el nivel en forma manual y se estudiaron algunas características de las señales $y[n]$ y $\hat{s}[n]$. Con el objeto de conocer exactamente el resultado buscado, se utilizaron señales sin ruido ni variaciones en la línea base, a los que se añadía una variación sintética, de manera que $x[n]$ y $s[n]$ eran también conocidas. Tras el análisis comentado anteriormente, haciendo pruebas con distintos niveles de descomposición, se observó lo siguiente: la estimación de la línea base presentaba una dispersión en su espectro de energía cercana al valor mínimo, aunque sin llegar a él en todos los casos. Esta dispersión viene dada por el porcentaje de ancho de banda necesario para contener el 99% de la energía de la señal.

Por otro lado, la varianza de la señal $\hat{y}[n] = y[n] - \hat{s}[n]$ se acercaba también a su valor mínimo si el nivel escogido era el que ofrecía la mejor estimación.

Aunque estas dos propiedades indicaban una tendencia, ninguna de ellas por separado ofrecía resultados definitivos, por lo que se decidió combinarlos. Así, el nivel calculado coincidía en todos los casos con el establecido por expertos. De esta manera, para establecer el nivel automáticamente, el método calcula la dispersión de la estimación y la varianza de la señal resultante para un rango de nivel comprendido entre 6 y 11, con el cual se cubre todos los casos estudiados. Tras esto, el mejor nivel se obtiene del punto de intersección de ambas graficas, tomado como el entero más próximo a dicho punto. Para establecer la exactitud del método, el error obtenido también es presentado, medido como.

$$e[n] = x[n] - \left(y[n] - \hat{s}[n] \right)$$

y calculando su energía relativa respecto a la señal $x[n]$ de la forma:

$$ER = \frac{E(e[n] - \langle e[n] \rangle)}{E(x[n] - \langle x[n] \rangle)} \times 100$$

en los que $s[n]$ y $x[n]$ son conocidas (variación de la línea base sintética). Como ejemplo, en la siguiente figura se representan tres graficas correspondientes a los

valores de ER, varianza, y dispersión espectral, calculado para el rango de valores indicados.

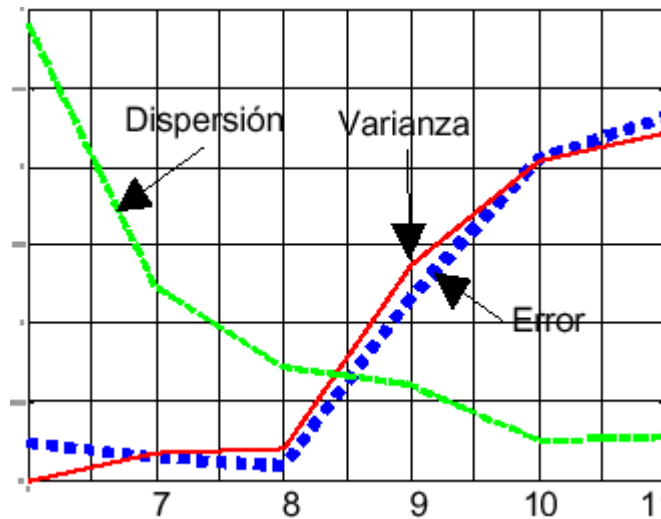


Figura 56. Representación gráfica de los vectores de ER, varianza y Dispersión espectral del cálculo automático del nivel de descomposición.

A continuación se presentan un ejemplo de los resultados obtenidos al eliminarle la variación de la línea base de la señal utilizando el algoritmo descrito anteriormente.

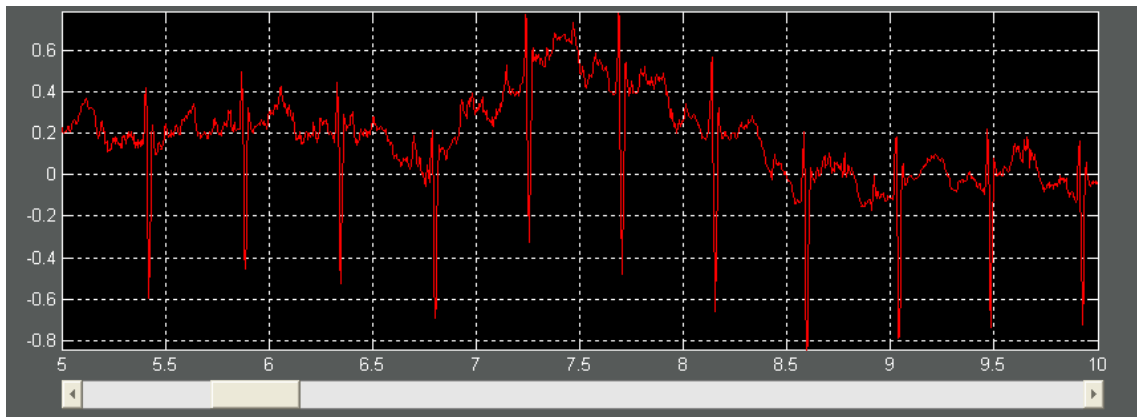


Figura 57. Señal con variaciones de línea base

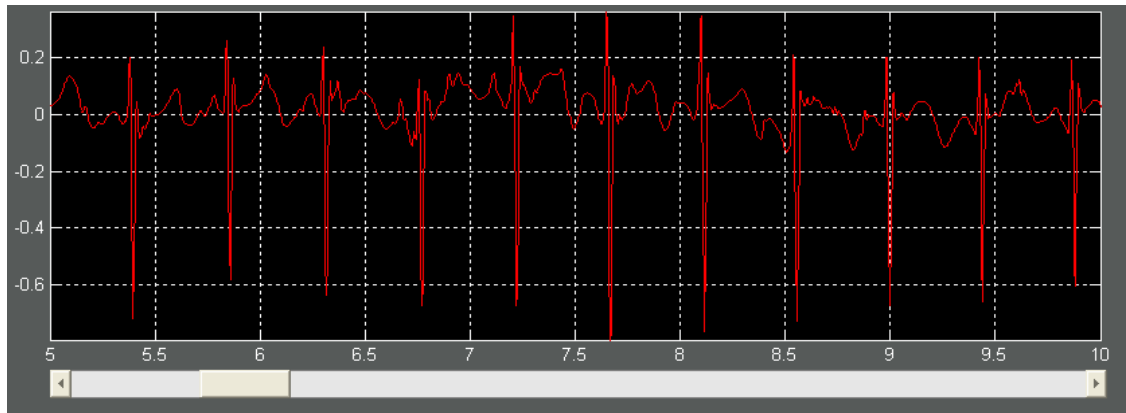


Figura 58. Señal anterior después de pasarla por el algoritmo de eliminación de variaciones de la línea base

6.3.3 Detección de complejo QRS. En el proceso de análisis de una señal electrocardiográfica, la tarea más importante es la correcta detección del complejo QRS, pues dependiendo de que tan exacta sea esta detección se obtendrá un mayor o menor éxito en la detección de las otras ondas y por ende en la correcta medición no solo de las ondas que componen la señal, sino de los diferentes intervalos y segmentos relacionados con estas.

El primer paso en la detección del complejo QRS es detectar el pico más prominente del complejo. Esto se hace basado en el hecho de que toda onda electrocardiográfica, genera en su transformada una línea que une a dos máximos de diferente signo, llamada línea de módulos máximos. Otro aspecto relevante a la hora de iniciar la detección de la ondas, es tener claridad sobre el nivel de descomposición que se le va a aplicar a la señal, para esto nos guiamos por la propiedad de la transformada de Wavelet que nos dice que entre más alto el nivel de descomposición, las frecuencias encontradas en la transformada son más pequeñas, pero las energías son mucho más grandes, y viceversa entre más pequeño el nivel de descomposición encontramos en la transformada frecuencias más altas asociadas a ondas de baja energía. Este aspecto es ilustrado en el siguiente cuadro.

Cuadro 11. Frecuencias asociadas con cada nivel de descomposición.

Escala	Frecuencias (Hz)
2^1	62.5 - 125.0
2^2	18 - 58.5
2^3	8 - 27
2^4	4 - 13.5
2^5	2 - 6.5

Basados en el cuadro anterior, y teniendo en cuenta que las ondas que conforman el complejo, son ondas de frecuencia alta y de energía baja, procedemos a calcular la transformada de la señal al primer nivel de descomposición. Para efectos prácticos, esto se puede llevar a cabo mediante la Wavelet gaus1 del toolbox de Wavelet de Matlab.

La finalidad de aplicarle la transformada a la señal electrocardiográfica, es hacer más visibles las diferentes ondas al algoritmo. A continuación se procede a hallar todas las líneas de módulos máximos presentes en la transformada de la señal, la metodología seguida para tal efecto puede ser la siguiente: se recorre la señal con pequeñas ventanas de tiempo, para cada ventana se calculan la pareja de valores máximos y mínimos presentes y se almacenan sus posiciones dentro de la transformada. Este procedimiento puede optimizarse suponiendo un intervalo de tiempo después de la detección de cada línea de módulos máximos, en el cual no se presentara ningún complejo.

El siguiente paso consiste en la detección del pico más prominente, esto se hace implementado una sencilla regla de decisión basada en las posiciones calculadas en el paso anterior y en el hecho de que cada pareja de máximo y mínimo encierra el pico de la onda. La siguiente es la regla de decisión usada en la detección de los picos.

```
Si (posición_máximo > posición_minimo)  
//el pico de la onda es positivo.  
Sino  
//el pico de la onda es negativo.  
Fin Si
```

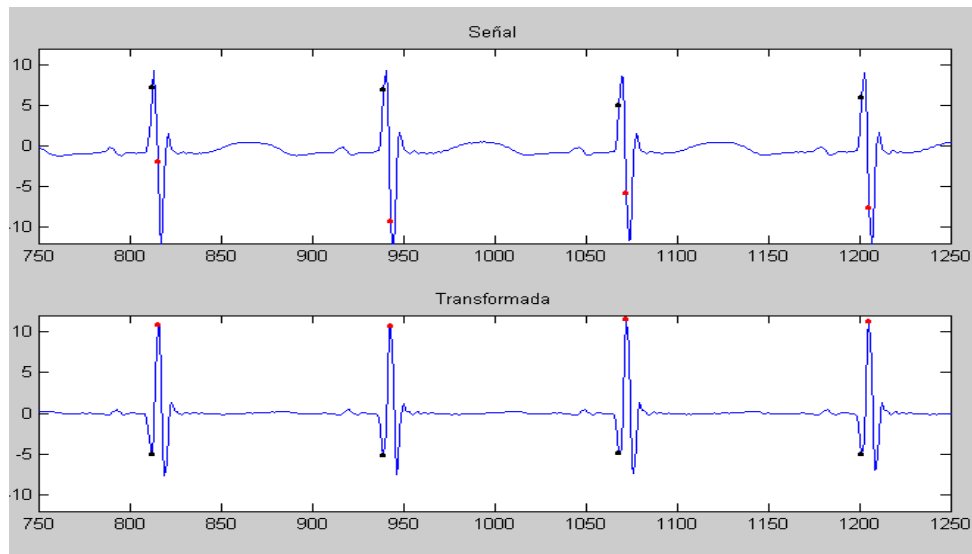


Figura 59. Ubicación de la línea de módulos máximos dentro de la transformada y la señal.

Ya teniendo detectado el pico mas prominente, el siguiente paso es detectar las siguientes ondas del complejo, lo cual resulta fácil, pues cada una de esas ondas genera una línea de módulos máximos, antes y/o después de la ya detectada, por lo tanto lo único es hallar esas líneas de módulos máximos, y aplicando la regla de decisión enunciada anteriormente, hallar el pico de la onda. Es importante tener en cuenta la morfología de la señal que se esta analizando para así obtener mejores resultados, o tratar de deducir mas reglas de decisión que ayuden en este proceso.

Ya detectadas las posiciones de cada una de las ondas que componen el complejo, el siguiente paso es detectar el inicio y fin del complejo, lo cual es sencillo, el inicio del complejo corresponde al inicio de la primera línea de módulos máximos detectada hasta el momento en cada ventana de tiempo, y el fin del complejo corresponde al fin de la ultima línea de módulos máximos detectada hasta el momento en cada ventana de tiempo.

Con el procedimiento descrito anteriormente ya se pueden hacer varios cálculos como lo son amplitudes y duraciones de cada una de las ondas del complejo, duración del complejo y frecuencia cardiaca entre otras.

6.3.4 Detección de la onda P y de la onda T. Detectado el complejo QRS la detección de las ondas P y T es relativamente sencilla, para tal efecto se sigue un procedimiento similar al anterior. La onda T genera una línea de módulos máximos después del fin del complejo, y la onda P genera una línea de módulos máximos después de la onda T. La única diferencia de este procedimiento con el de detección del complejo QRS, es que estas ultimas líneas de módulos máximos se detectan en la transformada de Wavelet a la escala 4 o 5, esto se debe a que estas ondas en contraste con las del complejo, presentan altas energías y bajas frecuencias.

En la siguiente figura se presenta los resultados obtenidos mediante la implementación de los algoritmos descritos anteriormente. Esta señal caracterizada queda lista para medir las duraciones de los diferentes intervalos, segmentos y ondas que componen el electrocardiograma.

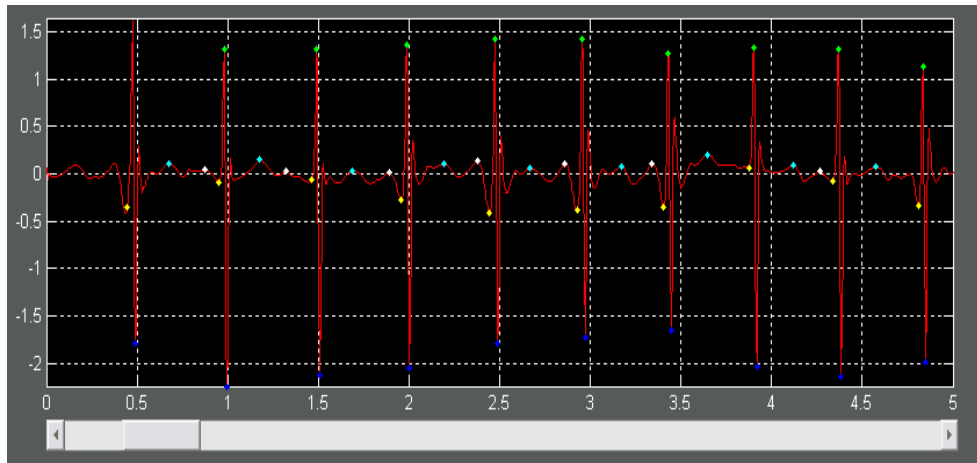


Figura 60. Señal caracterizada mediante la implementación de los algoritmos descritos.

7 METODOLOGIA Y DESARROLLO DEL SISTEMA

La metodología que se va a seguir para el desarrollo de la herramienta software va a ser la del Proceso Unificado de Desarrollo de Software, creada por Ivar Jacobson, Grady Booch y James Rumbaugh, miembros de Rational Software Corporation.

Esta metodología busca guiar de manera lógica y ordenada todas las actividades necesarias para lograr el desarrollo óptimo de un sistema; utiliza el Lenguaje Unificado de Modelado (UML) con el cual se preparan todos los componentes de un sistema software.

El Proceso Unificado está fundamentado en los siguientes tres aspectos: Dirigido por casos de uso, centrado en la arquitectura, iterativo e incremental.

DIRIGIDO POR CASOS DE USO: El desarrollo del software se centra en la importancia del desarrollo para el usuario y no en términos de funciones que debe cumplir el sistema. Los casos de uso dirigen el proceso durante todos los flujos de trabajo de las distintas fases.

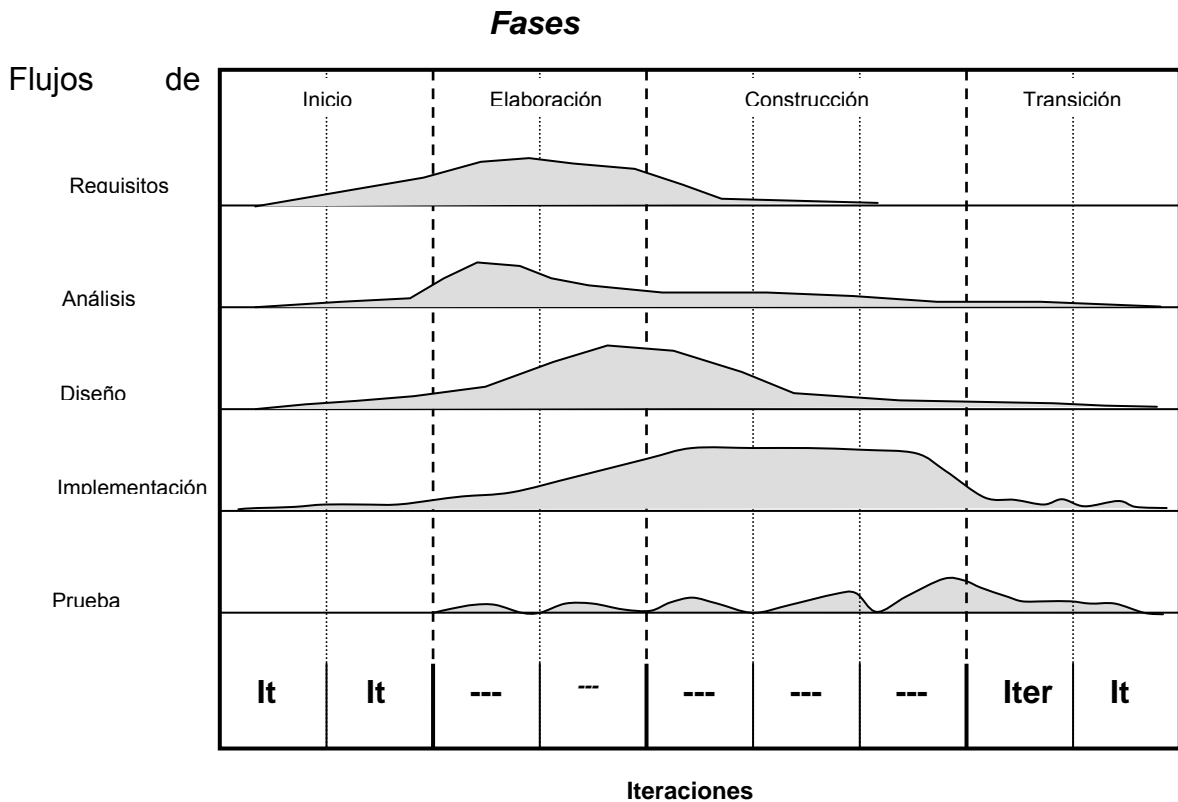
Un caso de uso es una descripción de un conjunto de secuencias de acciones que un sistema lleva a cabo, un fragmento de su funcionalidad y que proporciona a un resultado interés para un actor determinado, donde un actor puede ser un usuario, un sistema o un rol.

CENTRADO EN LA ARQUITECTURA: Al describir la arquitectura se obtiene una mayor comprensión del sistema, se organiza el desarrollo y se fomenta la reutilización. Esta arquitectura abarca la organización del sistema software, los elementos estructurales que compondrán el sistema y sus interfaces, así como su comportamiento y colaboraciones entre elementos.

ES ITERATIVO E INCREMENTAL: Un proceso iterativo permite una comprensión creciente de los requerimientos, a la vez que se va haciendo crecer el sistema abordando las tareas más riesgosas primero. El trabajo de desarrollo se divide de manera planeada en partes más pequeñas llamadas iteraciones lo cual genera progresivamente un incremento en el proyecto total.

En cada iteración, se identifican y especifican los casos de uso relevantes, se crea un diseño utilizando la arquitectura seleccionada como guía, se implementa el diseño mediante componentes, y se verifican que los componentes satisfacen los casos de uso. Si una iteración cumple sus objetivos el desarrollo continúa con la siguiente iteración, en caso contrario, se revisan las decisiones previas y se prueba un nuevo enfoque.

Un desarrollo iterativo, guiado por los casos de uso y centrado en la arquitectura, construye un software mediante pequeños incrementos, y añade cada incremento a la acumulación previa de incrementos de tal forma que siempre se tenga una construcción ejecutable. La arquitectura proporciona la estructura sobre la cual guiar las iteraciones mientras que los casos de uso definen los objetivos y dirigen el trabajo de cada iteración.



De esta manera el proceso reduce el riesgo de grandes retrasos en la entrega de un producto, se fijan metas más inmediatas por lo cual se puede controlar mejor el avance del proyecto.

Para construir una versión del producto siguiendo esta metodología se tienen que realizar cuatro fases, cada una de las cuales se divide en iteraciones o mini-

proyectos, cada iteración pasa por cinco flujos de trabajo como se puede observar en la Figura.

Los flujos de trabajo son:

- **Requisitos:** su propósito es describir los requisitos del sistema, es decir, lo que el sistema debe hacer de acuerdo a lo discutido entre el usuario y el desarrollador.
- **Análisis:** Su objetivo es lograr una comprensión más precisa de los requisitos y obtener una descripción de éstos que permita estructurar el sistema de una manera más fácil.
- **Diseño:** Su propósito fundamental es formular modelos que se centran en los requisitos no funcionales y el dominio de la solución.
- **Implementación:** Su propósito es la construcción del sistema, es decir, la elaboración del código fuente, interfaces, ejecutables, etc.
- **Prueba:** Su objetivo es comprobar el resultado de la implementación mediante pruebas.

Las fases de un ciclo son:

- **Inicio:** En esta fase se desarrolla una descripción del producto final a partir del modelo de casos de uso y un esbozo de la arquitectura provisional del sistema. Además, se planifica en detalle la fase de elaboración.
- **Elaboración:** Se especifican en detalle la mayoría de los casos de uso y se diseña la arquitectura del sistema. Durante esta fase se realizan los casos de uso más críticos detectados en la fase de inicio. Además se planifican las actividades y se estiman los recursos necesarios para terminar el proyecto.
- **Construcción:** Se consolida la arquitectura del sistema, lo que permite construir el sistema de acuerdo a los casos de uso que se habían establecido.
- **Transición:** Se verifica si realmente se cumplió con los objetivos propuestos, de no ser así, se hacen las respectivas correcciones para poder entregar el producto final.

Por las características de esta metodología, se ha analizado que es una buena forma de desarrollar organizadamente este proyecto, debido a que se tiene un control de las actividades con respecto al tiempo; además se acomoda al tipo de investigación que requiere verificaciones durante todo el desarrollo.

Ahora comenzaremos la descripción detallada de cada una de las fases que se cumplieron para el desarrollo del sistema, de acuerdo a lo establecido por la metodología explicada anteriormente. Cada sección corresponde a una de las fases de la metodología.

7.1 PUESTA EN MARCHA DEL PROYECTO

El objetivo de la fase de **Inicio** es desarrollar el análisis hasta el punto necesario, para justificar la puesta en marcha del proyecto. Aquí se debe realizar un análisis, para delimitar el alcance del sistema propuesto.

Con el fin de comprender mejor el contexto del problema que se pretendía solucionar con el desarrollo de la herramienta, se planeó realizar las siguientes actividades:

- Realizar un curso de Electrocardiografía básica para ubicarnos en el contexto del problema.
- Recopilar información bibliográfica con el fin de identificar correctamente las características en lo que respecta a la morfología de la señal electrocardiográfica en los neonatos, y definición de protocolo con el que deben cumplir las señales de la muestra.
- Investigación de estudios realizados en diferentes países, en los cuales se analizan la relación existente en la variación de la señal cardiaca en neonatos y la posible aparición de patologías, y así mismo analizar los procedimientos seguidos en dichos estudios.
- Elaboración del marco con la información recopilada.
- Finalmente se escogen los casos de uso funcionales más relevantes para el sistema.


Generalmente, un sistema tiene muchos tipos de usuarios. Cada tipo de usuario se representa por un actor. Los actores utilizan el sistema interactuando con los casos de uso. Un caso de uso es una secuencia de acciones que el sistema lleva a cabo para ofrecer algún resultado de valor para un actor. El Modelo de casos de uso está compuesto por todos los actores y todos los casos de uso de un sistema.

Al final de la fase de inicio se produce el modelo de casos de uso del sistema.

7.1.1 Modelo de Casos de Uso. Un modelo de casos de uso es un modelo del sistema lenguaje natural, es decir, es accesible por los usuarios., describe como trabaja o como se desea que trabaje, contiene: actores, casos de uso y sus relaciones. Permite que los desarrolladores de software y los clientes lleguen a un acuerdo sobre los requisitos del sistema. Además ayuda a definir los límites del sistema y las relaciones entre el sistema y el entorno.

El diagrama de casos de uso representa la forma en como un Cliente (Actor) opera con el sistema en desarrollo, además de la forma, tipo y orden en como los elementos interactúan (casos de uso).

El Actor es un usuario del sistema, que necesita o usa algunos de los casos de

uso. Se representa mediante un , acompañado de un nombre significativo, si es necesario. No siempre es un ser humano puede ser otro subsistema.

7.1.1.1 Actores del sistema. Durante la captura de requisitos se identificaron los actores que se describen a continuación, especificando la función que cumple cada uno en el funcionamiento del sistema.

- **Experto:** Es aquella persona encargada de hacer el análisis de la señal.
- **Auxiliar:** Es aquella persona con permiso únicamente para diligenciar los datos sociodemográficos y clínicos del paciente.
- **Biopac:** Es el dispositivo con el cual se adquiere la señal electrocardiográfica y el que la almacena en formato *.txt.
- **Base de Datos (BD):** conjunto de tablas relacionadas en las que se almacena los datos sociodemográficos y clínicos, así como los resultados del análisis. Así mismo contiene la información sobre los usuarios para efectuar las validaciones de acceso a las secciones.
- **Newborn:** software especializado en el análisis de la señal electrocardiográfica en neonatos y cálculo de la variabilidad de esta señal en el primer mes de vida.

7.1.1.2 Casos de uso. De acuerdo a los requerimientos de los usuarios finales, durante el desarrollo de la herramienta se detectaron las siguientes funcionalidades fundamentales para el buen desempeño de la misma. Para cada una de las secciones de la herramienta se definirán los casos de uso identificados y se mostrará un diagrama UML¹² para cada una de ellas.

Durante la fase de elaboración se estableció que los casos de uso generales que deberían ser implementados serían:

¹² UML: Unified Modeling Language. Es un lenguaje gráfico para visualizar, especificar, construir y documentar los artefactos de un sistema con gran cantidad de software. UML proporciona una forma estándar de escribir los planos de un sistema, cubriendo tanto las cosas conceptuales, tales como procesos del negocio y funciones del sistema, como las cosas concretas, tales como las clases escritas en un lenguaje de programación específico, esquemas de bases de datos y componentes software reutilizables. BOOCH, Grady; JACOBSON, Ivar; RUMBAUGH, James. El Lenguaje Unificado de Modelado. Madrid: Addison Wesley, 2000. pag. 432.

- **Verificar_Usuario.** Con el fin de establecer permisos de acceso de acuerdo al tipo de actor que desee entrar al sistema, ya sea el Experto o el Auxiliar; al primero se le concede acceso total a cada una de las secciones del programa, mientras que al Auxiliar sólo se le permitirá entrar a las secciones de Registrar Neonato, así como a la de Ayuda.
- **Registrar_Datos.** Diligenciar la ficha de datos del neonato y la madre y almacenar esta información en la base de datos.
- **Analizar_Señal.** Incluye todas las acciones tendientes a hacer arreglos en la señal con el fin de mejorar las detecciones de las distintas ondas del complejo, y de esta manera dar mayor precisión a los cálculos.
- **Mostrar_Resultados.** Generar un informe que pueda ser visualizado tanto en pantalla como en papel, con los resultados obtenidos.
- **Solicitar_Ayuda.** Proporcionar asistencia en el manejo de la herramienta para el usuario final.

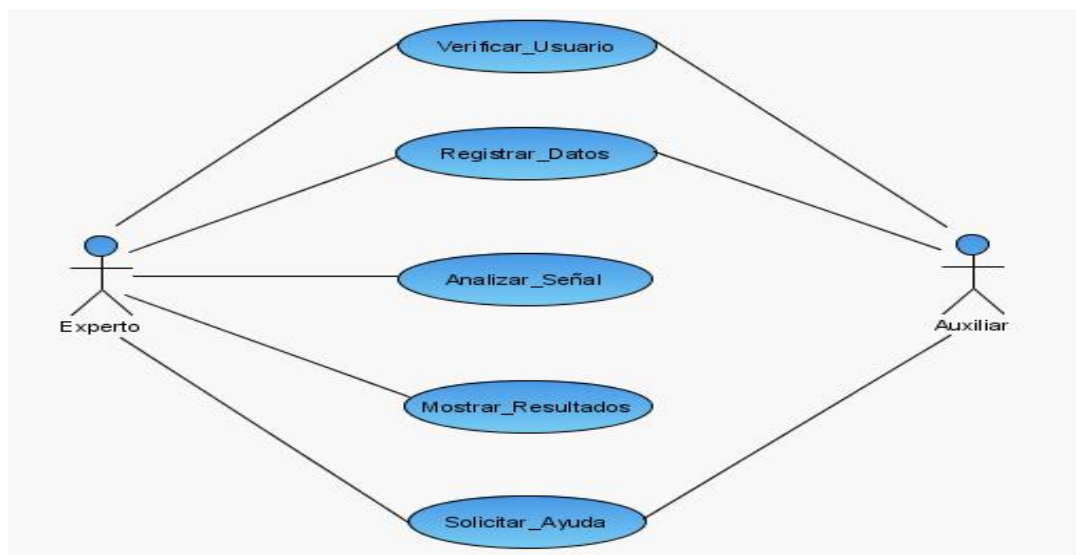


Figura 61. Diagrama de casos de uso generales

La Figura anterior muestra la implementación de estos casos de uso generales en la interfaz del usuario.

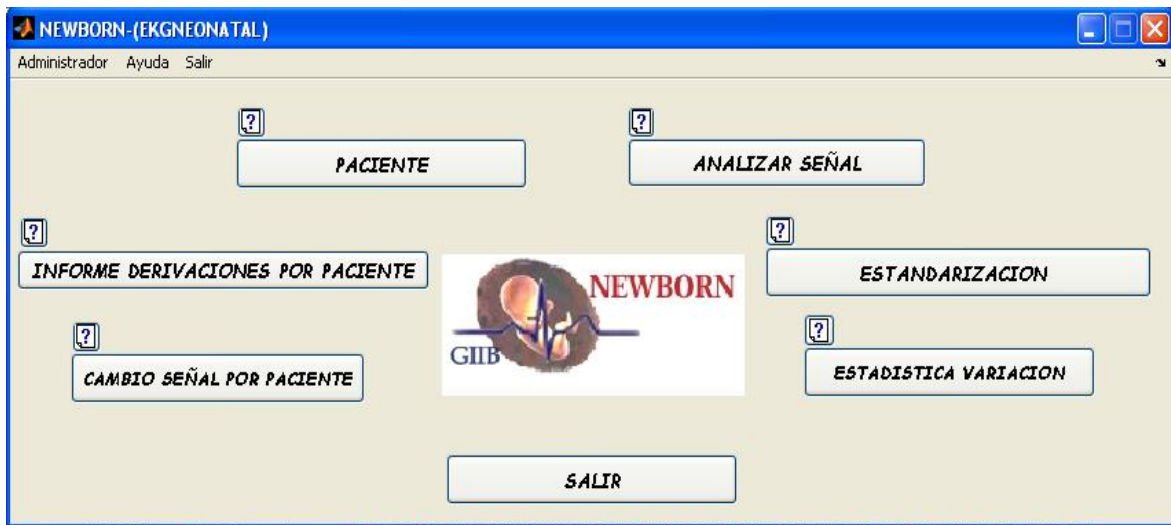


Figura 62. Menú principal con los casos de uso generales

De forma más específica, el caso de uso **Verificación_Usuarios** ha sido diseñado como se muestra en la siguiente figura.

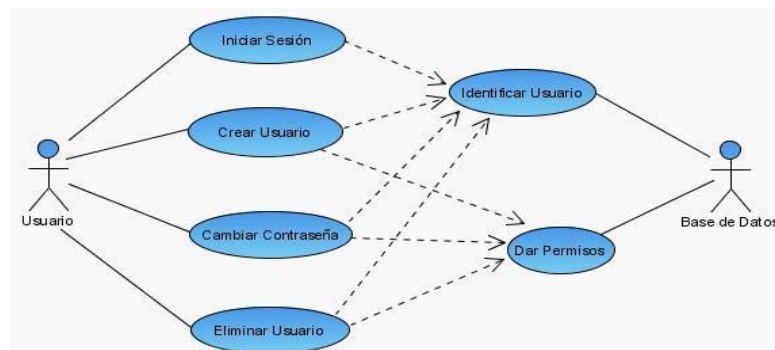


Figura 63. Diagrama UML del caso de uso Verificación_Usuarios

Como ya se mencionó, en el momento en que el Usuario, representado bien sea por el Experto o el Auxiliar, quiera acceder a la herramienta, primero tendrá que entrar a una sección de identificación de usuario para reconocer qué tipo de permiso tiene para el manejo de la herramienta (Figura 64(a)). Así mismo, se tiene la posibilidad de Crear_Usuario (si se quiere autorizar a otra persona para el manejo de la herramienta, Figura 64(c)), Cambiar_Contraseña (para que cada usuario personalice su forma de acceso, Figura 64(b)) o Eliminar_Usuario (en el momento en que un usuario deje de participar en la realización del estudio, Figura 64(d)).

(a) Autorización de Usuarios

(b) Cambiar Contraseña

(c) Creación de Usuarios

(D) Eliminar Usuario

Figura 64. Interfaz de la verificación de usuarios

Del caso de uso **Registrar_Datos**, se derivan los siguientes casos de uso:

- **Crear_Registro:** En este caso se registra la información de un nuevo neonato que va a ser incluido en el estudio.
- **Guardar_Registro:** Almacena en la base de datos la información del neonato.
- **Buscar_Registro:** con una consulta a la base de datos por medio del número de historia clínica del neonato, es posible visualizar la información que le haya sido almacenada.
- **Identificar_Paciente:** consulta a la base de datos con el fin de determinar si el paciente ya ha sido registrado. Se utiliza con el fin de no duplicar información en la base de datos al momento de registrar, así como para permitir el análisis de la señal de dicho paciente.

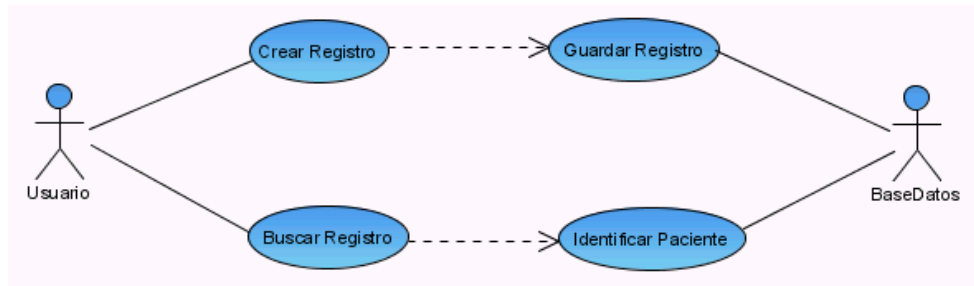


Figura 65. Diagrama UML del registro de datos

Figura 66. Interfaz de registrar Neonato

Luego de que al neonato se le haya registrado su información, se puede realizar el análisis de las señales que le fueron adquiridas. Tanto el análisis como los cálculos son identificados por el caso de uso **Analizar_Señal**, se pueden explicar por medio de los siguientes casos de uso derivados.

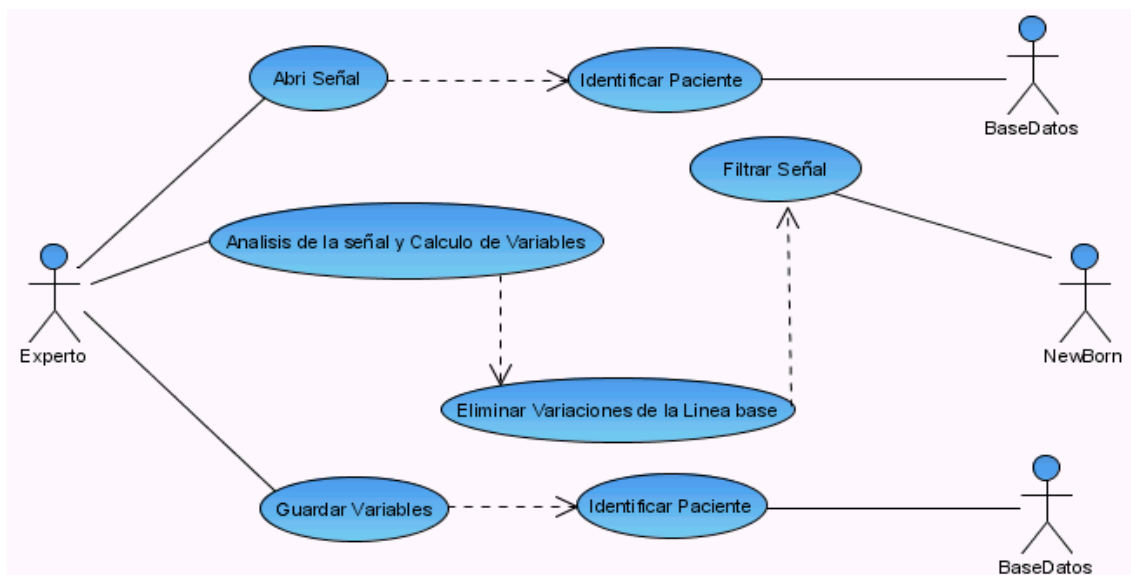


Figura 67. Diagrama UML del análisis de la señal

- Abrir_señal:** cargar en la memoria el archivo *.txt almacenado por el Biopac. Esta acción requiere que se haya verificado si el neonato ya ha sido registrado en la base de datos solicitando el número de la historia clínica. En la herramienta se implementó como se muestra en la Figura anterior. Se accede al modulo principal de análisis de la señal, luego seleccionamos Abrir.

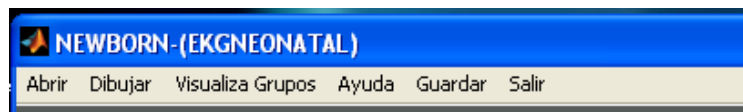


Figura 68. Abrir señal

Inmediatamente emerge una ventana solicitando que se digite el número de la historia clínica del paciente cuya señal se desea analizar. Cuando ya se haya verificado en la base de datos que el neonato si ha sido registrado, aparece un cuadro de diálogo de Abrir archivo para escoger el archivo que contiene la señal a analizar del paciente. Se estableció que el nombre del archivo sería el número de la historia clínica .txt, como se muestra en la Figura 69.

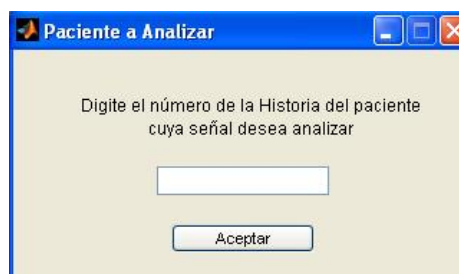


Figura 69. Paciente a Analizar

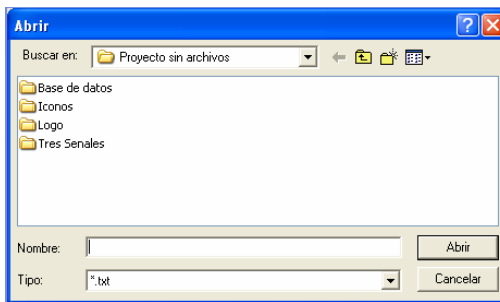


Figura 70. Cuadro de diálogo Abrir Archivo

- **Visualizar señal:** mostrar en la pantalla cada una de las derivaciones de la señal del paciente, con el fin de obtener una mejor impresión del estado de esta. Se implemento tres modos de visualización: En la primera se muestran todas las trece derivaciones.



Figura 71. Visualización global de las derivaciones

Otra forma es la visualización, es la individual. Donde se puede analizar con más detalle una derivación.

- **Filtrar señal:** Eliminar ruido causado por movimientos del paciente que alteran la morfología y componentes de frecuencia de la señal. En esta herramienta fueron implementados tres tipo de filtrados, para escoger el mas adecuado dependiendo del nivel de ruido encontrado en la señal.

- **Eliminar_Variaciones_Linea_Base:** Elimina las posibles variaciones que se puedan presentar en la línea base, causadas por el movimiento del neonato al momento de tomarle el electrocardiograma.



Figura 72. Menú para filtrar y eliminar variaciones de la línea Base

- **Analisis_Señal_Y_Calcular_Variables:** Luego de haber realizado el filtrado de la señal y eliminar las variaciones de la línea base, se realiza el análisis de la señal. En este análisis se detectan las distintas ondas del electro y se calculan otras variables necesarias en el electro. Se debe tener en cuenta que para realizar este análisis, se debe realizar la morfología, con la cual se va a realizar.

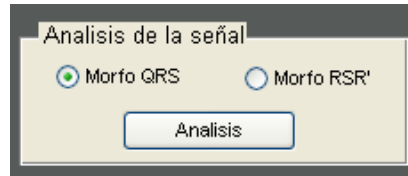


Figura 73: Visualiza-Análisis de la Señal

- **Guardar_Variables:** Después de que se hayan calculado todas las variables del electro, estos valores pueden ser almacenados en la base de datos.

7.2 ELABORACIÓN DEL SISTEMA

La fase de elaboración dentro la metodología del Proceso Unificado de Desarrollo de Software tiene como principal componente la obtención de la arquitectura del sistema, para esto se plantean una serie de objetivos para alcanzar en la fase de elaboración.

- Recopilar la mayor parte de los requisitos que aún quedan pendientes.
- Establecer una base de la arquitectura sólida para guiar el trabajo durante las fases de construcción y transición, así como las posteriores versiones del sistema.

Además, se plantearon unas actividades a seguir en la fase de elaboración que permitieran lograr cumplir los objetivos de la fase. Estas son:

- Hacer un estudio de los posibles lenguajes de programación a utilizar para el desarrollo del sistema, y así escoger el que mas se acomode a la naturaleza del proyecto.

- Estudiar los modelos matemáticos existentes para el tratamiento de la señal, o en su defecto, proponer uno nuevo que satisfaga los requerimientos.
- Diseñar la base de datos que guardara la información de cada paciente estudiado, junto con los resultados obtenidos.
- Auditoria a la señales adquiridas en el proyecto “herramienta software para el análisis y estandarización del electrocardiograma en recién nacidos normales en la ciudad de Bucaramanga”; para trabajar solo con aquellas que cumplen con el protocolo definido¹³.
- Especificar en mayor detalle los casos de uso.

7.2.1 Diseño de la Base de Datos. Al diseñar la base de datos lo que se busca es organizar la información necesaria para el buen funcionamiento de la herramienta, de tal forma que pueda ser utilizada en el momento que se requiera y mantenga la integridad de los datos que se almacenan.

A continuación se explicará detalladamente las tablas que se utilizaron en el diseño y sus respectivas relaciones. La Figura 74 muestra el diagrama entidad-relación.

¹³ El protocolo definido: Se hacen tres tomas de señal por paciente, dividiéndola en tres etapas 1. Antes de haberse cumplido las ocho horas del nacimiento. 2. A los ocho días del nacimiento 3. Al mes de vida. Además que la toma tenga una duración de 70 segundos a 250 muestras/segundo.

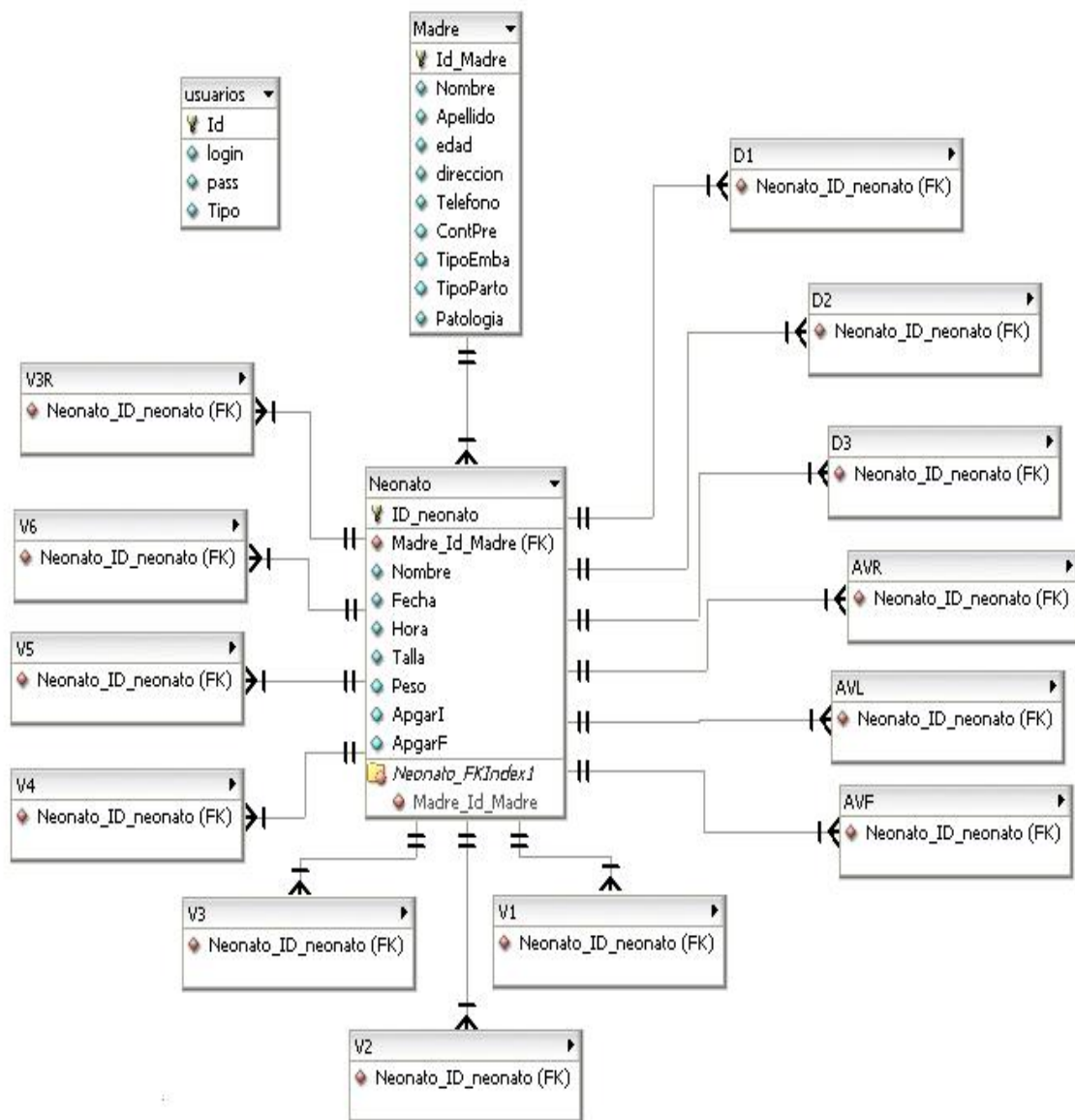


Figura 74 Diagrama entidad-relación de la Base de Datos

- **Neonato.** Almacena información concerniente al neonato y algunas consideraciones clínicas. Los campos de esta tabla comprenden la información que se introduce en el registro del neonato: identificador del neonato (ID_neonato), Identificación de la madre (Id_Madre), Nombre del

neonato(nombre), fecha de nacimiento(Fecha), hora del nacimiento(Hora), Talla del neonato(Talla), peso del neonato(Peso), primer apgar¹⁴(ApgarI), segundo apgar(ApgarF).

- **Madre.** Almacena información de la madre del neonato. Los campos que la conforman son: Cedula de la madre (ID_Madre), nombre, apellidos, edad, dirección, teléfono, tipo de embarazo, tipo de parto, tipo de patología de la madre.
- **Usuarios.** Almacena datos de los usuarios que tienen autorización para ingresar al sistema, ya sea como Experto o Auxiliar. Los campos que la conforman son: identificación, login, password, tipo de permiso.
- **D1, D2,D3,AVR,AVL,AVF,V1,V2,V3,V4,V5,V6,V3R.** Almacena los valores de amplitud y voltaje de las distintas ondas del electrocardiograma, además de otras medidas que son de importancia para el análisis de este.

La base de datos fue implementada en el manejador de bases de datos MYSQL.

7.3 CONSTRUCCIÓN DE LA HERRAMIENTA

En esta fase se desarrollara propiamente la codificación de las acciones que debe realizar el sistema, el resultado es el software en su versión operativa inicial, a veces llamada “versión beta”. El resultado debería tener una calidad adecuada para su aplicación y asegurarse de cumplir con los requisitos.

Los principales objetivos de la implementación son:

- Planificar las integraciones de sistema necesarias en cada iteración.
- Implementar los subsistemas encontrados durante el diseño.
- Probar los componentes individualmente, a continuación integrarlos y llevar a cabo las comprobaciones de sistema.

De acuerdo a lo anterior, las actividades que se realizaron para lograr la capacidad operativa de la herramienta fueron:

- Elaboración de los algoritmos de filtrado, línea base, detección y caracterización de las distintas ondas presentes en el electrocardiograma y cálculo de la variación en la morfología de la señal por medio de correlación.
- Implementación de la base de resultados.
- Construcción de las interfaces de usuario.

¹⁴ Método clínico que permite valorar al niño inmediatamente después del parto, se realiza la rutina al 1 y 5 minuto de vida. Consiste en la valoración de cinco signos clínicos: frecuencia cardiaca, esfuerzo respiratorio, tono muscular, irritabilidad refleja y color.

- Realización del muestreo piloto.

7.3.1 Software y lenguajes de programación utilizados. Para la realización de la herramienta se utilizaron los siguientes lenguajes de programación:

- MATLAB Release 14.

Además también se utilizaron las siguientes herramientas que apoyaron la implementación:

- Manejador de Bases de datos MYSQL.
- Diseñador de Bases de datos DBDesigner 4.

7.3.2 Algoritmo para el filtrado de la señal. Las principales etapas a realizar fueron:

1. Calculo de los coeficientes de la transformada estacionaria discreta de una dimensión de Wavelet, con la cual se lleva a cabo la descomposición de la señal.
2. Aplicación del método de reducción ruido soft-thresholding, descrito en la sección 6.31.
3. Reconstrucción de la señal sin ruido.

7.3.3 Algoritmo para eliminar las variaciones en la línea base. Este proceso consta de las siguientes etapas:

1. Aplicación de un filtrado lineal a la señal.
2. Descomposición multi-nivel de Wavelet en una dimensión a la señal filtrada.
3. Aplicación del método soft-threshold.
4. Reconstrucción de la señal.
5. Calculo de las variaciones de la línea base, por medio de interpolación con la Wavelet de spline cuadrática.
6. Eliminación de las variaciones de la línea base, de la señal original.

7.3.4 Algoritmo para la detección de las ondas del electro. Las principales etapas a realizar fueron:

1. Calculo de los coeficientes de la transformada continua de Wavelet de una dimensión, con un nivel determinado.
2. Calculo de los módulos máximos.
3. Detección de las posibles ondas R, del complejo.
4. Utilización de la regla de decisión, para determinar la polaridad de la onda R.
5. Detección de las otras ondas que conforman el complejo.
6. Utilización de la regla de decisión, para determinar la polaridad de cada una de estas ondas.

7. Cálculo de los coeficientes de la transformada continua de Wavelet de una dimensión, con otro nivel mayor de descomposición.
8. Detección de las ondas P y T.
9. Verificación de la detección de las ondas P y T, mediante la pendiente de la recta que une al máximo y al mínimo.

7.4 FASE DE TRANSICIÓN

Lo primordial en esta etapa, es que el sistema alcanza la capacidad operativa inicial. Se considera que el sistema ofrece la confianza suficiente como para operar en el entorno del usuario, aunque no sea necesariamente perfecto¹⁵. Los objetivos de esta fase son:

- Cumplir los requisitos, hasta la satisfacción de todos los usuarios.
- Gestionar los aspectos relativos a la operación en el entorno del usuario, incluyendo la corrección de los defectos remitidos por los usuarios de la versión beta.

En un principio se planearon las siguientes actividades para verificar las acciones del sistema:

- Realizar el análisis de las señales que cumplen con los requerimientos, al terminar la auditoría de estas.
- Efectuar las pruebas de verificación.
- Construir el manual de usuario.
- Asesorar técnicamente para el manejo del sistema.

Se realizó una prueba piloto en conjunto por el Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica y el Grupo de Electrocardiografía de la Universidad Industrial de Santander. Esta prueba piloto se realizó con el fin de verificar el funcionamiento de la herramienta, en este estudio preliminar se incluyeron 27 señales electrocardiográficas de neonatos que equivalen a 9 pacientes.

¹⁵ BOOCH, Grady; JACO-BSON, Ivar; RUMBAUGH, James. El Proceso Unificado de Desarrollo de Software. Madrid: Addison Wesley, 2000. p. 57-58.

8 RESULTADOS

En este capítulo, se presentarán los resultados obtenidos del análisis de las señales electrocardiográficas adquiridas por medio de la interfaz Biopac MP30. Estos resultados serán mostrados de la siguiente forma:

En la primera parte del capítulo, serán presentados los valores calculados por medio de la herramienta software (NewBorn), para las distintas variables del electrocardiograma.

Seguido se mostrará (para todas las derivaciones y las tres etapas de estudio) las tablas de probabilidades para las morfologías de la onda P (negativa o positiva), onda T (negativa o positiva) y el patrón que adopta el complejo QRS (QRS, RSR', RS).

Al final, se presentará el análisis de varianza (ver anexo H) realizado a los datos del estudio. Este análisis fue realizado utilizando NewBorn.

8.1 VALORES CALCULADOS PARA LAS DISTINTAS VARIABLES DEL ELECTROCARDIOGRAMA

Cuadro 12. Duración onda P (seg)

EDAD	DI	DII	DIII	Avr	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
<Ocho Horas	0,0727	0,0603	0,0606	0,0646	0,0892	0,0558	0,0601	0,0702	0,0708	0,0803	0,0640	0,0604	0,0609
<Una Semana	0,0686	0,0605	0,0643	0,0632	0,0693	0,0618	0,0937	0,0741	0,0720	0,0568	0,0672	0,0675	0,0581
< Un mes	0,0687	0,0553	0,0636	0,0577	0,0886	0,0514	0,0714	0,0757	0,0658	0,0699	0,0908	0,0804	0,0650

Cuadro 13. Amplitud onda P (mv)

EDAD	DI	DII	DIII	Avr	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
<Ocho Horas	0,0376	0,0360	0,0238	-0,0392	0,0451	0,0252	-0,0368	0,0766	0,0914	0,0737	0,0543	0,0655	0,0409
<Una Semana	0,0650	0,0979	0,1726	-0,0587	0,0848	0,1179	-0,0549	0,1200	0,1183	0,1426	0,1585	0,1167	0,1516
< Un mes	0,0639	0,1028	0,1164	-0,0384	-0,0605	0,0810	0,0583	0,0739	0,0812	0,0477	0,0384	0,0333	0,0656

Cuadro 14. Duración Intervalo PR (seg)

EDAD	DI	DII	DIII	Avr	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
<Ocho Horas	0,1190	0,1053	0,1172	0,1022	0,1424	0,1001	0,0733	0,1183	0,1084	0,1229	0,1435	0,1107	0,0952
<Una Semana	0,1244	0,1303	0,1155	0,1101	0,1580	0,1069	0,1373	0,1032	0,0866	0,1014	0,1251	0,1186	0,1152
< Un mes	0,0973	0,0893	0,0888	0,0978	0,1323	0,0916	0,1120	0,1162	0,1047	0,0999	0,1191	0,0820	0,0977

Cuadro 15. Duración onda Q (seg)

EDAD	DI	DII	DIII	Avr	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
<Ocho Horas	0,0123	0,0290	0,0311	0,0279	0,0103	0,0303	0,0317	0,0242	0,0270	0,0315	0,0217	0,0231	0,0304
<Una Semana	0,0204	0,0280	0,0309	0,0308	0,0200	0,0295	0,0299	0,0295	0,0261	0,0258	0,0287	0,0311	0,0255
< Un mes	0,0175	0,0285	0,0304	0,0284	0,0209	0,0289	0,0306	0,0347	0,0285	0,0264	0,0300	0,0274	0,0244

Cuadro 16. Amplitud onda Q (mv)

EDAD	DI	DII	DIII	Avr	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
<Ocho Horas	-0,1872	-0,1300	-0,1161	-0,0964	-0,0451	-0,1048	-0,1122	-0,4272	-0,4721	-0,4737	-0,3700	-0,3511	-0,1195
<Una Semana	-0,0747	-0,2156	-0,2186	-0,2209	-0,0848	-0,1931	-0,1144	-0,5105	-0,3512	-0,6688	-0,5117	-0,3947	-0,2092
< Un mes	-0,1973	-0,1616	-0,1309	-0,1937	-0,0244	-0,1233	-0,0344	-0,4828	-0,3649	-0,2508	-0,3208	-0,3608	-0,1128

Cuadro 17. Duración onda R (seg)

EDAD	DI	DII	DIII	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
<Ocho Horas	0,0372	0,0402	0,0325	0,0366	0,0337	0,0346	0,0413	0,0451	0,0429	0,0490	0,0453	0,0301	0,0352
<Una Semana	0,0320	0,0482	0,0376	0,0385	0,0317	0,0393	0,0433	0,0495	0,0466	0,0467	0,0420	0,0286	0,0385
< Un mes	0,0389	0,0405	0,0333	0,0433	0,0412	0,0370	0,0410	0,0402	0,0423	0,0352	0,0375	0,0313	0,0320

Cuadro 18. Amplitud onda R (mv)

EDAD	DI	DII	DIII	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
<Ocho Horas	0,1263	0,2162	0,5004	0,3348	0,1251	0,3299	0,7229	0,9828	1,1075	0,7661	0,4405	0,2172	0,8459
<Una Semana	0,2907	0,5412	0,8028	0,3612	0,2214	0,6315	0,7310	0,8765	0,9141	0,7499	0,6879	0,4486	1,0007
< Un mes	0,1748	0,4486	0,5916	0,3258	0,1346	0,4832	0,6079	0,8583	1,0657	1,0228	0,6987	0,4172	0,5214

Cuadro 19. Duración onda S (seg)

EDAD	DI	DII	DIII	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
<Ocho Horas	0,0234	0,0140	0,0163	0,0177	0,0263	0,0152	0,0263	0,0193	0,0183	0,0193	0,0128	0,0154	0,0225
<Una Semana	0,0251	0,0109	0,0196	0,0120	0,0250	0,0171	0,0250	0,0275	0,0143	0,0173	0,0142	0,0125	0,0200
< Un mes	0,0175	0,0134	0,0185	0,0113	0,0170	0,0152	0,0170	0,0208	0,0220	0,0198	0,0216	0,0209	0,0222

Cuadro 20. Amplitud onda S (mv)

EDAD	DI	DII	DIII	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
<Ocho Horas	-0,4739	-0,2997	-0,1637	-0,0799	-0,4493	-0,1774	-0,3632	-0,1955	-0,1601	-0,1371	-0,5685	-0,3037	-0,4401
<Una Semana	-0,5662	-0,4112	-0,3288	-0,2044	-0,5286	-0,3074	-0,3110	-0,5297	-0,2945	-0,3752	-0,4297	-0,5522	-0,4040
< Un mes	-0,4973	-0,3750	-0,1860	-0,1369	-0,4850	-0,2258	-0,2077	-0,3050	-0,3499	-0,2305	-0,4051	-0,4369	-0,2769

Cuadro 21. Duración onda R' (seg)

EDAD	DI	DII	DIII	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
<Ocho Horas	0,0292	0,0287	0	0,0496	0,0287	0	0	0,0244	0,0255	0,0263	0,0275	0,0385	0,0391
<Una Semana	0,0300	0	0	0,0321	0,0290	0	0	0,0234	0,0240	0,0248	0,0275	0,0444	0,0412
< Un mes	0,0272	0,0308	0	0,0383	0,0285	0	0,0401	0,0253	0,0251	0,0268	0,0228	0,0303	0,0427

Cuadro 22. Amplitud onda R' (seg)

EDAD	DI	DII	DIII	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
<Ocho Horas	0,1204	0,0876	0	0,0632	0,1166	0	0	0,3456	0,2674	0,3226	0,1494	0,0784	0,0441
<Una Semana	0,1837	0	0	0,0566	0,2084	0	0	0,123	0,2196	0,0859	0,0854	0,0665	0,0218
< Un mes	0,0628	0,0109	0	0,0355	0,0963	0	0,0532	0,1134	0,1077	0,0986	0,0703	0,0266	0,0269

Cuadro 23. Duración Complejo QRS (seg)

EDAD	DI	DII	DIII	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
<Ocho Horas	0,0805	0,0842	0,0804	0,0834	0,0824	0,0873	0,091	0,0919	0,0933	0,0944	0,0831	0,0859	0,0946
<Una Semana	0,0828	0,0854	0,0882	0,0804	0,0846	0,0845	0,1032	0,095	0,0981	0,0854	0,0961	0,0892	0,0861
< Un mes	0,0867	0,0827	0,0819	0,0823	0,0793	0,0834	0,0933	0,0946	0,0812	0,0815	0,0796	0,0960	0,0889

Cuadro 24. Duración Complejo RSR' (seg)

EDAD	DI	DII	DIII	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
<Ocho Horas	0,0894	0,0769	0	0,0698	0,0798	0	0	0,0871	0,0829	0,0914	0,0815	0,0845	0,0793
<Una Semana	0,0862	0	0	0,0847	0,0855	0	0	0,0863	0,0877	0,0846	0,0822	0,0824	0,0855
< Un mes	0,0811	0,0767	0	0,0796	0,0829	0	0,0737	0,0889	0,0886	0,0874	0,0853	0,0809	0,0886

Cuadro 25. Duración Complejo RS (seg)

EDAD	DI	DII	DIII	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
<Ocho Horas	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
<Una Semana	0	0	0	0	0	0	0,0594	0	0	0	0	0	0,0551
< Un mes	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Cuadro 26. Duración RR (seg)

EDAD	DI	DII	DIII	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
<Ocho Horas	0,4756	0,4836	0,4791	0,4842	0,4741	0,4829	0,4553	0,4729	0,477	0,468	0,4741	0,4746	0,4806
<Una Semana	0,4307	0,4209	0,4223	0,4239	0,4226	0,4216	0,414	0,4171	0,406	0,413	0,4239	0,4282	0,4152
< Un mes	0,4007	0,3871	0,388	0,3988	0,3927	0,3868	0,3976	0,3888	0,3981	0,3985	0,3738	0,3751	0,3746

Cuadro 27. Duración Deflexión Preintrinsicoides (seg)

EDAD	DI	DII	DIII	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
<Ocho Horas	0,0681	0,0573	0,0438	0,0538	0,0706	0,0525	0,0483	0,063	0,0635	0,0627	0,0569	0,0622	0,0557
<Una Semana	0,070	0,0518	0,0496	0,0537	0,0686	0,0517	0,0493	0,0637	0,0643	0,0569	0,0642	0,0569	0,0461
< Un mes	0,0615	0,0543	0,0497	0,0565	0,0609	0,0503	0,0561	0,0717	0,0675	0,0676	0,0665	0,0671	0,0622

Cuadro 28. Duración Intervalo QT (seg)

EDAD	DI	DII	DIII	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
<Ocho Horas	0,2517	0,2647	0,2723	0,2974	0,2508	0,2649	0,2885	0,2755	0,267	0,2829	0,2652	0,2834	0,2921
<Una Semana	0,2218	0,2646	0,27	0,272	0,2244	0,2625	0,2892	0,2463	0,2652	0,2629	0,2642	0,272	0,2532
< Un mes	0,2454	0,2566	0,2588	0,2656	0,2641	0,253	0,2547	0,2527	0,2435	0,2538	0,2507	0,2507	0,2311

Cuadro 29. Duración Segmento ST (seg)

EDAD	DI	DII	DIII	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
<Ocho Horas	0,0739	0,079	0,1211	0,1188	0,0551	0,1042	0,1223	0,095	0,1066	0,116	0,0919	0,1122	0,1115
<Una Semana	0,0404	0,0929	0,1156	0,1229	0,0765	0,1066	0,0946	0,0872	0,0842	0,089	0,0841	0,0949	0,0857
< Un mes	0,0691	0,0707	0,1039	0,1053	0,099	0,0785	0,075	0,08	0,0747	0,0598	0,0624	0,0631	0,0678

Cuadro 30. Duración onda T (seg)

EDAD	DI	DII	DIII	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
<Ocho Horas	0,1107	0,1015	0,0675	0,0946	0,0283	0,0706	0,0862	0,0921	0,0729	0,0842	0,0902	0,0893	0,0997
<Una Semana	0,0983	0,0864	0,0661	0,0688	0,0603	0,069	0,0903	0,0727	0,0853	0,0886	0,0928	0,090	0,0859
< Un mes	0,096	0,1038	0,0721	0,078	0,0812	0,0932	0,0864	0,0877	0,0865	0,1071	0,1022	0,1001	0,0825

Cuadro 31. Amplitud onda T (seg)

EDAD	DI	DII	DIII	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
<Ocho Horas	0,0697	0,0617	0,0596	-0,0523	0,0862	0,0589	0,0677	0,0827	0,0553	0,0711	0,0883	0,0508	0,0497
<Una Semana	0,1219	0,1431	0,1938	0,1252	0,1003	0,1761	0,1119	0,2085	0,1393	0,2434	0,2152	0,1411	0,1862
< Un mes	0,127	0,1283	0,0747	-0,1222	0,0854	0,0843	-0,182	0,1285	0,1511	0,1489	0,2077	0,1533	-0,1531

8.2 MORFOLOGÍA

Cuadro 32. Polaridad de la onda P (por grupo de Edad)

	<Ocho Horas		<Una Semana		< Un mes	
	Pro(+)[%]	Pro(-)[%]	Pro(+)[%]	Pro(-)[%]	Pro(+)[%]	Pro(-)[%]
DI	88.89	11.11	88.89	11.11	77.78	22.22
DII	100	0	77.78	22.22	55.56	44.44
DIII	66.67	33.33	55.56	44.44	55.56	44.44
AVR	11.11	88.89	11.11	88.89	22.22	77.78
AVL	100	0	66.67	33.33	44.44	55.56
AVF	100	0	88.89	11.11	55.56	44.44
V1	22.22	77.78	22.22	77.78	66.67	33.33
V2	77.78	22.22	88.89	11.11	100	0
V3	66.67	33.33	100	0	66.67	33.33
V4	77.78	22.22	66.67	33.33	66.67	33.33
V5	88.89	11.11	77.78	22.22	55.56	44.44
V6	77.78	22.22	66.67	33.33	55.56	44.44
V3R	55.56	44.44	66.67	33.33	66.67	33.33

Cuadro 33. Morfología del complejo QRS (por grupo de Edad)

	<Ocho Horas			<Una Semana			< Un mes		
	P(QRS) [%]	P(RSR') [%]	P(RS) [%]	P(QRS) [%]	P(RSR') [%]	P(RS) [%]	P(QRS) [%]	P(RSR') [%]	P(RS) [%]
DI	22.22	77.78	0	11.11	88.89	0	33.33	66.67	0
DII	77.78	22.22	0	100	0	0	88.89	11.11	0
DIII	100	0	0	100	0	0	100	0	0
AVR	88.89	11.11	0	88.89	11.11	0	88.89	11.11	0
AVL	11.11	88.89	0	11.11	88.89	0	44.44	55.56	0
AVF	100	0	0	100	0	0	100	0	0
V1	100	0	0	88.89	0	11.11	88.89	11.11	0
V2	66.67	33.33	0	66.67	33.33	0	22.22	77.78	0
V3	55.56	44.44	0	55.56	44.44	0	33.33	66.67	0
V4	77.78	22.22	0	77.78	22.22	0	11.11	88.89	0
V5	77.78	22.22	0	55.56	44.44	0	66.67	33.33	0
V6	66.67	33.33	0	77.78	22.22	0	33.33	66.67	0
V3R	88.89	11.11	0	77.78	11.11	11.11	66.67	33.33	0

Cuadro 34. Polaridad de la onda T (por grupo de Edad)

	<Ocho Horas		<Una Semana		< Un mes	
	Pro(+)[%]	Pro(-)[%]	Pro(+)[%]	Pro(-)[%]	Pro(+)[%]	Pro(-)[%]
DI	100	0	100	0	100	0
DII	100	0	77.78	22.22	100	0
DIII	100	0	100	0	77.78	22.22
AVR	44.44	55.56	66.67	33.33	22.22	77.78
AVL	100	0	100	0	100	0
AVF	88.89	11.11	88.89	11.11	100	0
V1	77.78	22.22	55.56	44.44	11.11	88.89
V2	66.67	33.33	77.78	22.22	44.44	55.56
V3	55.56	44.44	66.67	33.33	77.78	22.22
V4	77.78	22.22	88.89	11.11	100	0
V5	88.89	11.11	88.89	11.11	100	0
V6	77.78	22.22	88.89	11.11	100	0
V3R	88.89	11.11	66.67	33.33	11.11	88.89

8.3 ANÁLISIS DE LA VARIANZA POR DERIVACION

Cuadro 35. Análisis de la varianza realizado a la Duración de la onda P

DI	No se rechaza Ho P=0.2701
DII	No se rechaza Ho P=0.7682
DIII	No se rechaza Ho P=0.9025
AVR	No se rechaza Ho P=0.8732
AVL	No se rechaza Ho P=0.1204
AVF	No se rechaza Ho P=0.6772
V1	No se rechaza Ho P=0.4883
V2	No se rechaza Ho P=0.2779
V3	No se rechaza Ho P=0.4162
V4	No se rechaza Ho P=0.0784
V5	No se rechaza Ho P=0.6669
V6	No se rechaza Ho P=0.6333
V3R	No se rechaza Ho P=0.4365

En teoría, se espera que a medida que la edad del neonato avanza desde el nacimiento hasta el primer mes se presente crecimiento de las cavidades cardiacas, por ende se espera que la duración de las ondas se modifique hacia una leve prolongación. Los hallazgos que se obtuvieron mostraron que no existen diferencias significativas en la duración de la onda P en los tres momentos de la etapa neonatal estudiada.

Cuadro 36. Análisis de la varianza realizado a la Amplitud de la onda P

DI	No se rechaza Ho P=0.0906
DII	No se rechaza Ho P=0.0964
DIII	No se rechaza Ho P=0.4432
AVR	No se rechaza Ho P=0.1696
AVL	No se rechaza Ho P=0.0947
AVF	No se rechaza Ho P=0.3170
V1	No se rechaza Ho P=0.1094
V2	No se rechaza Ho P=0.3809
V3	No se rechaza Ho P=0.3336
V4	No se rechaza Ho P=0.1424
V5	No se rechaza Ho P=0.4109
V6	No se rechaza Ho P=0.8527
V3R	No se rechaza Ho P=0.9990

En lo que respecta a la amplitud de la onda P, tampoco se encontraron diferencias significativas en los datos analizados.

Cuadro 37. Análisis de la varianza realizado a la Duración del intervalo PR

DI	No se rechaza Ho P=0.3230
DII	No se rechaza Ho P=0.1154
DIII	No se rechaza Ho P=0.3485
AVR	No se rechaza Ho P=0.5463
AVL	No se rechaza Ho P=0.2204
AVF	No se rechaza Ho P=0.2676
V1	No se rechaza Ho P=0.7351
V2	No se rechaza Ho P=0.5077
V3	No se rechaza Ho P=0.1192
V4	No se rechaza Ho P=0.9981
V5	No se rechaza Ho P=0.5125
V6	No se rechaza Ho P=0.0802
V3R	No se rechaza Ho P=0.7219

El intervalo PR va a ser modificado de acuerdo a los cambios en la frecuencia cardiaca, así: aumentos en la frecuencia cardiaca van a ejercer una disminución en todos los intervalos registrados en el electrocardiograma y lo contrario se espera que ocurra con disminuciones de la frecuencia cardiaca. Los datos encontrados para la duración del intervalo PR muestran que no existen diferencias significativas en dicho intervalo durante las etapas de estudio.

La onda Q describe la despolarización del tabique interventricular y en condiciones optimas de posición anatómica del corazón, solo debe ser visualizable en las derivaciones que ven la cola del vector septal, como son: DI, AVL, V5 y V6. En el estudio se presenta una gran variabilidad en la aparición de la onda Q en las diferentes derivaciones electrocardiográficas encontrándose su frecuencia de aparición así:

Cuadro 38. Probabilidad de que el complejo adopte el patrón QRS

	<Ocho Horas	<Una Semana	< Un mes
	P(QRS) [%]	P(QRS) [%]	P(QRS) [%]
DI	22.22	11.11	33.33
DII	77.78	100	88.89
DIII	100	100	100
AVR	88.89	88.89	88.89
AVL	11.11	11.11	44.44
AVF	100	100	100
V1	100	88.89	88.89
V2	66.67	66.67	22.22
V3	55.56	55.56	33.33
V4	77.78	77.78	33.33
V5	77.78	55.56	66.67
V6	66.67	77.78	33.33
V3R	88.89	77.78	66.67

Cuadro 39. Análisis de la varianza realizado a la Duración de la onda Q

DI	No se rechaza Ho P=0.5681
DII	No se rechaza Ho P=0.2816
DIII	No se rechaza Ho P=0.5838
AVR	No se rechaza Ho P=0.8458
AVL	No se rechaza Ho P=0.0750
AVF	No se rechaza Ho P=0.8660
V1	No se rechaza Ho P=0.7644
V2	No se rechaza Ho P=0.2993
V3	No se rechaza Ho P=0.7972
V4	Se rechaza Ho P=0.0071 y Bonferroni encuentra diferencias significativas(RN-1M)
V5	No se rechaza Ho P=0.3649
V6	No se rechaza Ho P=1
V3R	No se rechaza Ho P=0.0919

Cuadro 40. Análisis de la varianza realizado a la Amplitud de la onda Q

DI	No se rechaza Ho P=0.51446
DII	No se rechaza Ho P=0.11886
DIII	No se rechaza Ho P=0.1098
AVR	No se rechaza Ho P=0.1997
AVL	No se rechaza Ho P=0.12519
AVF	No se rechaza Ho P=0.21229
V1	No se rechaza Ho P=0.1262
V2	No se rechaza Ho P=0.10142
V3	No se rechaza Ho P=0.79031
V4	Se rechaza Ho P=0.005040 y Bonferroni encuentra diferencias significativas(1S-1M)
V5	No se rechaza Ho P=0.32971
V6	No se rechaza Ho P=1
V3R	No se rechaza Ho P=0.07781

Las características de las ondas Q (duración y amplitud), no muestran diferencias significativas en cada una de las edades analizadas durante la etapa neonatal con excepción de V4 en la cual se encontró diferencias.

Cuadro 41. Análisis de la varianza realizado a la Duración de la onda R

DI	No se rechaza Ho P=0.3931
DII	No se rechaza Ho P=0.2358
DIII	No se rechaza Ho P=0.4187
AVR	No se rechaza Ho P=0.5520
AVL	No se rechaza Ho P=0.1781
AVF	No se rechaza Ho P=0.6565
V1	No se rechaza Ho P=0.8922
V2	No se rechaza Ho P=0.1427
V3	No se rechaza Ho P=0.6609
V4	Se rechaza Ho P=0.02261 y Bonferroni no encuentra diferencias significativas
V5	No se rechaza Ho P=0.2814
V6	No se rechaza Ho P=0.6905
V3R	No se rechaza Ho P=0.3936

Cuadro 42. Análisis de la varianza realizado a la Amplitud de la onda R

DI	No se rechaza Ho P=0.1076
DII	No se rechaza Ho P=0.0663
DIII	No se rechaza Ho P=0.0865
AVR	No se rechaza Ho P=0.8641
AVL	No se rechaza Ho P=0.1286
AVF	No se rechaza Ho P=0.0842
V1	No se rechaza Ho P=0.5604
V2	No se rechaza Ho P=0.6888
V3	No se rechaza Ho P=0.6535
V4	No se rechaza Ho P=0.8074
V5	No se rechaza Ho P=0.3313
V6	No se rechaza Ho P=0.0829
V3R	Se rechaza Ho P=0.0187 y Bonferroni no encuentra diferencias significativas

La duración y la amplitud de la onda R no muestran diferencias significativas en ningún momento de la etapa neonatal, lo cual puede sugerir que tanto el grosor de las cavidades cardíacas como las características de conductividad intracardiaca no se modifican marcadamente en esta etapa del desarrollo.

Cuadro 43. Análisis de la varianza realizado a la Duración de la onda S

DI	No se rechaza Ho P=0.1705
DII	No se rechaza Ho P=0.5174
DIII	No se rechaza Ho P=0.2317
AVR	No se rechaza Ho P=0.1888
AVL	No se rechaza Ho P=0.0591
AVF	No se rechaza Ho P=0.6235
V1	No se rechaza Ho P=0.2566
V2	No se rechaza Ho P=0.2881
V3	No se rechaza Ho P=0.8471
V4	No se rechaza Ho P=0.0656
V5	No se rechaza Ho P=0.1047
V6	No se rechaza Ho P=0.1237
V3R	No se rechaza Ho P=0.3430

Cuadro 44. Análisis de la varianza realizado a la Amplitud de la onda S

DI	No se rechaza Ho P=0.5702
DII	No se rechaza Ho P=0.3824
DIII	Se rechaza Ho P=0.0085 y Bonferroni encuentra diferencias significativas (RN-1S)
AVR	No se rechaza Ho P=0.1082
AVL	No se rechaza Ho P=0.1691
AVF	No se rechaza Ho P=0.1037
V1	No se rechaza Ho P=0.2175
V2	No se rechaza Ho P=0.2994
V3	No se rechaza Ho P=0.2678
V4	No se rechaza Ho P=0.6616
V5	No se rechaza Ho P=0.8914
V6	No se rechaza Ho P=0.6881
V3R	No se rechaza Ho P=0.1224

La onda S representa la despolarización de las regiones postero vasales del corazón. En el estudio solo se observan diferencias significativas en la amplitud entre las etapas de recién nacido y una semana de vida, vista predominantemente en DIII

En el siguiente cuadro podremos observar la frecuencia de que la morfología del complejo QRS adopto el patrón rsr'.

Cuadro 45. Probabilidad de que el complejo adopte el patrón RSR'

	<Ocho Horas	<Una Semana	< Un mes
	P(RSR')[%]	P(RSR')[%]	P(RSR')[%]
DI	77.78	88.89	66.67
DII	22.22	0	11.11
DIII	0	0	0
AVR	11.11	11.11	11.11
AVL	88.89	88.89	55.56
AVF	0	0	0
V1	0	0	11.11
V2	33.33	33.33	77.78
V3	44.44	44.44	66.67
V4	22.22	22.22	66.67
V5	22.22	44.44	33.33
V6	33.33	22.22	66.67
V3R	11.11	11.11	33.33

Cuadro 46. Análisis de la varianza realizado a la Duración de la onda R'

DI	No se rechaza Ho P=0.3899
DII	No se rechaza Ho P=0.2187
DIII	-----QRS-----
AVR	No se rechaza Ho P=1
AVL	No se rechaza Ho P=0.1572
AVF	-----QRS-----
V1	No se rechaza Ho P=0.7429
V2	No se rechaza Ho P=0.1138
V3	No se rechaza Ho P=0.6189
V4	Se rechaza Ho P=0.0028 y Bonferroni encuentra diferencias significativas (RN-1M)(1S-1M)
V5	No se rechaza Ho P=0.3913
V6	Se rechaza Ho P=0.0451 y Bonferroni no encuentra diferencias significativas
V3R	No se rechaza Ho P=0.0547

Cuadro 47. Análisis de la varianza realizado a la Amplitud de la onda R'

DI	Se rechaza Ho P=0.0082 y Bonferroni encuentra diferencias significativas(1S-1M)
DII	No se rechaza Ho P=0.1421
DIII	-----QRS-----
AVR	No se rechaza Ho P=1
AVL	No se rechaza Ho P=0.1572
AVF	-----QRS-----
V1	No se rechaza Ho P=0.1742
V2	No se rechaza Ho P=0.2787
V3	No se rechaza Ho P=0.4371
V4	No se rechaza Ho P=0.4476
V5	No se rechaza Ho P=0.8449
V6	No se rechaza Ho P=0.0621
V3R	Se rechaza Ho P=0.0398 y Bonferroni no encuentra diferencias significativas.

Al analizar la onda r' con respecto a su duración, se encuentran diferencias significativas en la derivación V4 de los recién nacidos (RN) y de los pacientes de una semana (1S), en comparación con las señales de los pacientes de un mes (1M). La amplitud de esta onda presenta diferencias significativas en las derivaciones DI, entre la primera semana y el primer mes.

Cuadro 48. Análisis de la varianza realizado a la Duración del Complejo

DI	No se rechaza Ho P=0.0744
DII	No se rechaza Ho P=0.6962
DIII	No se rechaza Ho P=0.2649
AVR	No se rechaza Ho P=0.9588
AVL	No se rechaza Ho P=0.4841
AVF	No se rechaza Ho P=0.4188
V1	No se rechaza Ho P=0.7109
V2	No se rechaza Ho P=0.9096
V3	No se rechaza Ho P=0.3924
V4	No se rechaza Ho P=0.0898
V5	No se rechaza Ho P=0.6502
V6	No se rechaza Ho P=0.9045
V3R	No se rechaza Ho P=0.2609

La duración del complejo QRS no mostró diferencias significativas en la etapa neonatal, lo cual esta a favor de que el grosor de las cavidades cardiacas y la velocidad de conducción de la señal eléctrica, no sufre modificaciones importantes durante este periodo de observación.

Cuadro 49. Análisis de la varianza realizado a la Duración del Intervalo RR

DI	Se rechaza Ho P=0.0012 y Bonferroni encuentra diferencias significativas(RN,1M)
DII	Se rechaza Ho P=0.0002 y Bonferroni encuentra diferencias significativas(RN,1M) (RN,1S)
DIII	Se rechaza Ho P=0.0006 y Bonferroni encuentra diferencias significativas(RN,1M)(RN,1S)
AVR	Se rechaza Ho P=0.0005 y Bonferroni encuentra diferencias significativas(RN,1M)(RN,1S)
AVL	Se rechaza Ho P=0.000093 y Bonferroni encuentra diferencias significativas(RN,1M)(RN,1S)
AVF	Se rechaza Ho P=0.000107 y Bonferroni encuentra diferencias significativas(RN,1M)(RN,1S)
V1	Se rechaza Ho P=0.0045 y Bonferroni encuentra diferencias significativas(RN,1M)
V2	Se rechaza Ho P=0.0019 y Bonferroni encuentra diferencias significativas(RN,1M)
V3	Se rechaza Ho P=0.0011 y Bonferroni encuentra diferencias significativas(RN,1M)(RN,1S)
V4	Se rechaza Ho P=0.0029 y Bonferroni encuentra diferencias significativas(RN,1M)
V5	Se rechaza Ho P=0.000034 y Bonferroni encuentra diferencias significativas(RN,1M)
V6	Se rechaza Ho P=0.000216 y Bonferroni encuentra diferencias significativas(RN,1M)
V3R	Se rechaza Ho P=0.000614 y Bonferroni encuentra diferencias significativas(RN,1M)

La duración del intervalo RR, es un parámetro que permite al medico medir la frecuencia cardiaca, se espera que esta disminuya a medida que el recién nacido va aumentando de edad. Los datos obtenidos evidencian diferencias significativas en este parámetro, observándose diferencias en los dos extremos del periodo de estudio (del recién nacido al mes).

Cuadro 50. Análisis de la varianza realizado a la Duración de la Deflexión Preintrinsicoides

DI	No se rechaza Ho P=0.3502
DII	No se rechaza Ho P=0.2661
DIII	No se rechaza Ho P=0.3370
AVR	No se rechaza Ho P=0.5592
AVL	No se rechaza Ho P=0.1872
AVF	No se rechaza Ho P=0.7697
V1	No se rechaza Ho P=0.5073
V2	No se rechaza Ho P=0.2919
V3	No se rechaza Ho P=0.8233
V4	No se rechaza Ho P=0.2328
V5	No se rechaza Ho P=0.3751
V6	No se rechaza Ho P=0.1943
V3R	No se rechaza Ho P=0.0729

La deflexión preintrinsicoides se mide desde el inicio del complejo QRS hasta la cúspide de la onda R. Esta medida nos permite evaluar el tiempo que el estímulo demora en viajar desde el endocardio hasta el epicardio y es modificado cuando el grosor de las paredes ventriculares se modifica. Los resultados mostraron que no existen diferencias significativas en esta medida lo cual de nuevo vuelve a ratificarnos el hallazgo que durante el periodo de observación en la muestra estudiada no se presentaron cambios en el grosor de las paredes ventriculares.

Cuadro 51. Análisis de la varianza realizado a la Duración del Intervalo QT

DI	No se rechaza Ho P=0.10627
DII	Se rechaza Ho P=0.04753 y Bonferroni no encuentra diferencias significativas
DIII	No se rechaza Ho P=0.50966
AVR	No se rechaza Ho P=0.97926
AVL	No se rechaza Ho P=0.15196
AVF	No se rechaza Ho P=0.37698
V1	No se rechaza Ho P=0.39267
V2	No se rechaza Ho P=0.58767
V3	No se rechaza Ho P=0.86368
V4	No se rechaza Ho P=0.60989
V5	No se rechaza Ho P=0.63642
V6	No se rechaza Ho P=0.73089
V3R	No se rechaza Ho P=0.78799

El Intervalo QT nos permite evaluar todo el fenómeno eléctrico intra ventricular que incluye la despolarización y repolarización de los ventrículos. Los datos analizados en el presente estudio no muestran diferencias significativas en la duración de dicho intervalo con lo que podemos concluir que tanto los fenómenos de despolarización como repolarización que ocurren en esta etapa no sufren marcadas diferencias en lo que corresponde a la velocidad de conductividad intraventricular.

Cuadro 52. Análisis de la varianza realizado a la Duración del Segmento ST

DI	No se rechaza Ho P=0.2970
DII	No se rechaza Ho P=0.0599
DIII	No se rechaza Ho P=0.3956
AVR	No se rechaza Ho P=0.7370
AVL	No se rechaza Ho P=0.2819
AVF	No se rechaza Ho P=0.3816
V1	No se rechaza Ho P=0.3038
V2	No se rechaza Ho P=0.5340
V3	No se rechaza Ho P=0.4351
V4	No se rechaza Ho P=0.5586
V5	No se rechaza Ho P=0.4039
V6	No se rechaza Ho P=0.5682
V3R	No se rechaza Ho P=0.4368

La duración del segmento ST es una medida que en electrocardiografía clínica no tiene mucha utilidad, sin embargo en investigación puede arrojar información sobre las características de la despolarización de los ventrículos y la duración de este fenómeno. En este estudio no se encontraron diferencias significativas en esta medida.

Con respecto a la onda T los estudios previos siempre la han mencionado como la onda que más cambios dinámicos presenta en el periodo neonatal en especial en lo relacionado con su polaridad o morfología (Cuadro 34).

Cuadro 53. Análisis de la varianza realizado a la Duración de la onda T

DI	No se rechaza Ho P=0.08148
DII	No se rechaza Ho P=0.11819
DIII	No se rechaza Ho P=0.86629
AVR	No se rechaza Ho P=0.76743
AVL	Se rechaza Ho P=0.033634 y Bonferroni no encuentra diferencias significativas
AVF	No se rechaza Ho P=0.05136
V1	No se rechaza Ho P=0.61788
V2	No se rechaza Ho P=0.37549
V3	No se rechaza Ho P=0.91121
V4	No se rechaza Ho P=0.05621
V5	No se rechaza Ho P=0.90108
V6	No se rechaza Ho P=0.9989
V3R	No se rechaza Ho P=0.89706

Cuadro 54. Análisis de la varianza realizado a la Amplitud de la onda T

DI	Se rechaza Ho P=0.014053 y Bonferroni encuentra diferencias significativas(RN,1M)
DII	No se rechaza Ho P=0.07797
DIII	Se rechaza Ho P=0.0007485 y Bonferroni encuentra diferencias significativas(RN,1S)(1S,1M)
AVR	No se rechaza Ho P=0.09258
AVL	No se rechaza Ho P=0.1218
AVF	Se rechaza Ho P=0.0089 y Bonferroni encuentra diferencias significativas(1S,RN)
V1	Se rechaza Ho P=0.0018 y Bonferroni encuentra diferencias significativas(RN,1M)
V2	No se rechaza Ho P=0.54448
V3	No se rechaza Ho P=0.99025
V4	Se rechaza Ho P=0.03927 y Bonferroni no encuentra diferencias significativas
V5	No se rechaza Ho P=0.40595
V6	Se rechaza Ho P=0.04920 y Bonferroni no encuentra diferencias significativas
V3R	No se rechaza Ho P=0.12833

Además, en lo que respecta a la amplitud de esta onda, se encontró importantes diferencias significativas, en especial en los dos extremos del periodo de observación (recién nacidos – mes).

8.4 COMPARACIÓN RESULTADOS DEL SOFTWARE VS. LA LITERATURA

El electrocardiograma neonatal constituye una herramienta de importancia para el médico ya que permite orientar el diagnóstico de cardiopatías congénitas desde el nacimiento sin embargo su utilidad se ha visto rezagada por el uso de nuevas técnicas diagnósticas como el ecocardiograma doppler color, el cual permite una visualización de las cavidades cardíacas, válvulas cardíacas e incluso del flujo de la sangre en el interior del corazón. Los cambios en el electrocardiograma normal ocurren desde el momento del nacimiento hasta la edad adulta y son la manifestación de cambios en el tamaño corporal, posición y forma del corazón en relación con el cuerpo y en las variaciones del tamaño y posición de las cámaras cardíacas en relación unas con respecto a otras. Los mayores cambios del electrocardiograma pediátrico ocurren en el primer año de vida siendo predominantemente mayores en la época neonatal.

Al revisar la literatura médica internacional con respecto a los hallazgos del electrocardiograma en neonatos sanos, se observan que algunas características del trazo electrocardiográfico no varían significativamente durante la evolución de esta etapa del desarrollo como son: la duración del intervalo PR que se ha descrito entre 0.08 a 0.15 segundos desde el momento del nacimiento incluso hasta los 5 meses de edad.

La duración del complejo QRS va entre 0.03 a 0.08 seg y el tamaño de ondas como la onda S en V6 dura en promedio de 0 a 1 mv. Contrario a lo anterior existen otros parámetros que se modifican como son la frecuencia cardíaca que al nacer se encuentra entre 120 a 160 por minuto a la semana oscila entre 120 a 190 por minuto y finalizando el primer mes 100 a 180 latidos por minuto. El eje eléctrico que predominantemente está desviado a la derecha más allá de 120 grados, a la semana se encuentra cerca de 120 y al mes puede estar encontrándose entre 30 a 135 grados.

El electrocardiograma cambia de manera rápida desde el nacimiento hasta el primer mes de vida observándose según la literatura los siguientes hallazgos predominantes:

Al nacer el eje eléctrico del QRS se encuentra desviado a la derecha hasta cerca de 180 grados se observan predominancia de dominancia ventricular en las derivaciones derechas lo cual se visualiza con la presencia de ondas R altas en las derivaciones aVR, V3R, V4R, V1 y V2. Las ondas T se visualizan de bajo voltaje, dicha onda puede ser positiva en la derivación V1 al momento de nacer pero cerca del final de la primera semana se hace negativa en la mayoría de los casos.

Entre una semana a un mes se observa que el eje eléctrico del QRS persiste desviado a la derecha, aun se encuentra onda R dominante en las derivaciones derechas y se empieza a visualizar también ondas R altas y dominantes en V6, se observa que el voltaje de las ondas T es mayor en las derivaciones del plano

frontal en comparación con el nacimiento, la mayoría de los neonatos en este momento de la vida tienen ondas T negativas en la derivación V1

Existe en la literatura un reporte de consenso (task force) de la sociedad europea de cardiología en relación con los valores de normalidad para el electrocardiograma neonatal que fue inicialmente publicada en el año 2002 y que fue actualizada en el 2004. De este documento se puede extraer la siguiente información en relación con las características normales del electrocardiograma neonatal y compararlas con los resultados del presente estudio

La duración de la onda P en general es menor de 0.10 seg en niños normales y en menores de 1 año de edad es de menos de 0.08 seg. Los hallazgos de nuestro estudio muestran una duración similar de onda p en relación con los reportes de la literatura, encontrándose los siguientes rangos de valores:

Al nacimiento esta entre 0.0558 y 0.0892, a la semana de nacido esta entre 0.0564 y 0.0937, al mes se encuentra entre 0.0514 y 0.0908.

Con respecto a la amplitud de la onda P en cualquiera de las derivaciones electrocardiográficas, la literatura reporta valores que va en un rango 0.15 milivoltios con un máximo de 0.3 milivoltios. Los hallazgos del estudio mostraron:

Al nacimiento esta entre 0.0238 mv y 0.0914 mv, a la semana de nacido esta entre 0.0587 mv y 0.1585 mv, al mes se encuentra entre 0.0333 mv y 0.1164mv.

Llama la atención los valores tan bajos de la amplitud de la onda p al nacimiento en relación con lo descrito en la literatura estos hallazgos podrían estar en relación con la técnica usada para filtrar el ruido o con el algoritmo usado para definir la línea base.

La duración del intervalo PR se describen en la literatura entre 0.07 a 0.16 segundos con un promedio de 0.11 segundos, este intervalo no sufre mayores modificaciones en la etapa neonatal. Los resultados obtenidos para este intervalo fueron los siguientes:

Al nacimiento esta entre 0.0733 y 0.1435 segundos, a la semana de nacido esta entre 0.0866 y 0.1580 segundos, al mes se encuentra entre 0.0820 y 0.1323 segundos.

Para Complejo QRS el task force describe que la duración normal de este complejo se encuentra entre 0.02 ha 0.08 segundos y se mantiene constante durante toda la época neonatal. Los resultados obtenidos en el presente estudio muestran:

Al nacimiento esta entre 0.0804 y 0.0944, a la semana de nacido esta entre 0.0804 y 0.1032, al mes se encuentra entre 0.0793 y 0.096.

En el reporte Europeo se describen de manera independiente algunas medidas de la onda Q en las derivaciones DIII y V6, la onda R en V1 y V6, la onda S en v1 y v6 y la relación RS en v1 y v6.

Con respecto a la amplitud de la onda Q en DIII se describe un rango entre 0.48 a 0.56 milivoltios, este rango se mantiene en toda la época neonatal sin sufrir cambios significativos. Los resultados del presente estudio muestran:
Al nacimiento esta en promedio en 0.1161 mv, a la semana esta 0.2186 mv y al mes esta 0.1309 mv,

En relación con la amplitud de la onda Q en la derivación V6 en la etapa neonatal, la literatura describe un rango entre 0.17 mv a 0.28 mv los resultados obtenidos en el presente estudio muestra:
Al nacimiento un valor de 0.3511 mv, a la semana 0.3947 mv y al mes 0.3608 mv.

Los anteriores resultados con relación a la amplitud de la onda Q se contradicen a lo mencionado en el task force, estos resultados obtenidos deben analizarse con cautela pues pueden ser explicados en parte por el efecto de los valores extremos en un tamaño de muestra pequeño o por el algoritmo que detecta la línea base en registros con marcada variabilidad en dicha línea.

La duración de la onda Q descrita en la literatura es de 0.02 segundos y normalmente no supera los 0.03 segundos. Los resultados obtenidos en la muestra estudiada evidencian una duración de la onda Q así:
Al nacimiento esta entre 0.0103 a 0.0311 segundos, a la semana 0.0200 a 0.0311 segundos y al mes 0.0175 a 0.0347 segundos

Amplitud de la onda R el task force menciona en relación con la amplitud de la onda R en v1 un mayor tamaño desde el nacimiento hasta el tercer día luego de lo cual desciende ligeramente hasta el primer mes, fenómeno contrario al observado en V6 en el cual la onda R se mantiene a la mitad del tamaño de V1 hasta la primera semana luego de lo cual tiene una tendencia aumentar y acercarse al tamaño de dicha onda V1. Los resultados de nuestro estudio muestran una tendencia similar para esta onda, a lo descrita en la literatura

La literatura describe que la onda S tiene una tendencia a mantenerse sin cambios en su amplitud en la derivación V1 desde el nacimiento hasta la primera semana, luego de lo cual tiene tendencia a descender. Con respecto a la derivación V6 no se detectan cambios significativos de la amplitud de esta onda durante el periodo neonatal. Los resultados obtenidos en el presente estudio muestran un comportamiento muy similar en la derivación V1 así:

Al nacimiento 0.3632 mv, a la semana 0.3110 mv y al mes 0.2077 mv.

En la derivación V6 el comportamiento observado no se asemeja en lo descrito en la literatura ya que se ve un comportamiento con ascenso inicial hasta alcanzar un punto máximo en la primera semana y luego un descenso hasta el primer mes.

En lo que respecta al segmento ST no se encuentra información significativa en la literatura que permitan realizar una comparación con los resultados de este estudio, los cuales fueron entre los siguientes rangos:

Al nacimiento de 0.0551 a 0.1223 segundos, a la semana de 0.0404 a 0.1066 segundos y al mes de 0.05098 a 0.1053 segundos

Para la onda T el task force describe una morfología variable durante la primera semana de vida, luego de lo cual define una morfología negativa en V1 y positiva en V5-V6. Los resultados obtenidos en este estudio presentan un comportamiento en la morfología similar en V1, V5 y V6. Sobre la duración y amplitud de esta onda no se encontró información en los escritos. En el presente estudio se obtuvieron los siguientes valores:

La duración de la onda T al nacimiento se encuentra entre 0.0283 y 0.1107 segundos, a la semana entre 0.0603 y 0.0983 segundos, al mes entre 0.078 y 0.1038 segundos; y la amplitud de t al nacimiento se observa de 0.0513 a 0.883 mv, a la semana de 0.1003 a 0.2434 mv, al mes de 0.0854 a 0.2077 mv.

La literatura no describe una duración de QT, pero presenta una duración de QTc ($QTc=QT/\sqrt{RR}$) con un valor de media entre 0.38 y 0.42 segundos. Este estudio muestra duraciones de QT que generan un QTc dentro de los rangos descritos en la literatura. Los resultados obtenidos para el QT son los siguientes:

Al nacimiento entre 0.2508 y 0.2885 segundos, a la semana entre 0.2218 y 0.2892 segundos y al mes entre 0.2311 y 0.2641 segundos.

El reporte europeo task force presenta un comportamiento de aumento en la frecuencia cardiaca del neonato hasta el primer mes de vida, reflejando así una disminución del RR en la etapa neonatal. El presente estudio muestra un comportamiento similar al descrito para el intervalo RR, con valores para cada una de las etapas así:

Al nacimiento de 0.468 a 0.4842 segundos, a la semana de 0.406 a 0.4282 segundos y a mes de 0.3738 a 0.4007 segundos.

Respecto a la Deflexion Preintrinsicoide no se encontró información en la literatura que permita realizar una comparación de los valores. Los resultados del presente estudio son los siguientes:

Al nacimiento entre 0.0438 y 0.0766 segundos, a la semana entre 0.0461 y 0.070 segundos, al mes entre 0.0479 y 0.0717 segundos

9. CONCLUSIONES

- Se diseñó un software prototipo llamado NEWBORN, donde se desarrollaron algoritmos y funciones de filtrado, estabilización de línea base y caracterización de la señal cardiaca neonatal, para aplicar un análisis estadístico que permite obtener los parámetros característicos de dicha señal.
 - Se diseñaron y optimizaron métodos matemáticos basados en la transformada de WAVELET que filtraron, estabilizaron línea base y caracterizaron la señal; presentando dificultad en el proceso debido al ruido y fluctuación de la línea base causado por el movimiento del neonato durante la captura de la señal.
 - Se diseñó e implementó una Base de Datos, que almacena tanto la información clínica de los neonatos, como los resultados de los valores obtenidos mediante el análisis de la señal cardiaca, facilitando así al usuario consultar la información de este estudio, con los datos de registro y análisis de las señales en futuros pacientes.
 - Se aplicó el método estadístico ANOVA, el cual permite analizar el comportamiento de las variables en diferentes etapas. En este proyecto se trabajó sobre una muestra de nueve neonatos, en las etapas Recién Nacido, Una Semana y un mes de vida; hallando la variación de la amplitud y duración en cada una de las ondas, segmentos e intervalos característicos de la señal cardiaca estudiada; tal como se presenta en el capítulo de resultados descrito en este libro.
 - NEWBORN está en capacidad de calcular amplitudes y duraciones en las diferentes ondas, segmentos e intervalos que hacen parte del electrocardiograma, con valores similares a los encontrados en escritos internacionales sobre electrocardiografía neonatal, logrando así un acercamiento hacia la estandarización de dichos valores .
 - NEWBORN cuenta con una interfaz gráfica permitiendo al usuario una fácil interacción con la herramienta durante el proceso de análisis de la señal.
- La transformada Wavelet demostró ser una herramienta matemática óptima para realizar el tratamiento de cualquier tipo de señales, especialmente las no estacionarias característica reflejada en las señales electrocardiográficas.

- Durante el proceso de caracterización y estandarización de los valores en la señal cardiaca, se encontraron alteraciones en los resultados de amplitud y duración de las diferentes ondas, segmentos e intervalos, debido a los valores extremos encontrados y al pequeño tamaño de la muestra analizada. Para solucionar este inconveniente se planteo una función en el calculo de la media que descarta dichos valores extremos especialmente los ceros para acercar los resultados a los encontrados en la literatura, así obteniendo una mejor desenlace para el estudio.

10. RECOMENDACIONES

Aumentar la muestra de señales electrocardiográficas neonatales, donde la herramienta tenga un volumen de información que pruebe todas sus funciones, y pase por una mesa de prueba mas convencional, los análisis estadísticos de valores y variaciones de las diferentes ondas, segmento e intervalos presentados en las señales cardiacas han presentado resultados muy satisfactorios, para presentarlos ante asociaciones nacionales e internacionales.

Analizar los diferentes modelos matemáticos que caracterizan la señal electrocardiográfica, en busca de perfeccionar los algoritmos computacionales existentes y en consecuencia mejorar los resultados obtenidos en el procesamiento de la señal cardiaca en neonatos.

Continuar el estudio y análisis de las señales utilizando la transformada de Wavelet la cual demostró ser una herramienta matemática optima para realizar el tratamiento de cualquier tipo de señal, especialmente las no estacionarias característica reflejada en las señales electrocardiográficas.

Mejorar la técnica de la toma de la señal lo cual redunde menores artefactos y una media basal más acorde con la realidad.

BIBLIOGRAFIA

CUESTA FRAU, D., NOVÁK, D., PEREZ CORTES, J.C., ANDREU GARCIA, G., ECK, V., SASTRE MENGUAL, C. y LLORCA ALCON, M. Reducción del ruido en señales electrocardiográficas mediante la transformada de Wavelet. Universidad Politécnica de Valencia. Czech Technical University in Prague. 2001.

CUESTA FRAU, David. Estudio de métodos para el procesamiento y agrupación de señales electrocardiográficas. Universidad politécnica de valencia, 2001

Database Tolbox for use with MATLAB User`s Guide. The MathWorks, Inc. 2004.

FOWLER, Martin. UML gota a gota. México: Prentice Hall, 1999.

GARZON, Arthur y BRICKER, Timothy. The science and practice of pediatric cardiology. Vol I. 1990.

JACOBSON, Ivar, BOOCH, Grady y RUMBAUGH, James. El proceso unificado de desarrollo de software. Madrid: Pearson Educación, S.A., 2000.

LI, Cuiwei, ZHENG, Chongxun y TAI, Changfeng. Detection of ECG Characteristic Points Using Wavelet Transforms. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. (1995) 42, 21-28.

MARTÍNEZ, Juan y OLMOS, Salvador. Sistema de detección de puntos significativos de la señal ECG basado en la transformada de wavelet. Departamento de Ingeniería Electrónica y Comunicaciones Universidad Industrial de Santander

MENCO OROZCO, Ricardo José y GUALDRÓN DIAZ, Ana Milena. Software Educativo Multimedia para el Aprendizaje de la Electrocardiografía "EKG-Tutor". Bucaramanga: Universidad Industrial de Santander, 2003. 180 p.

MISITI, Michel, MISITI, Yves, OPPENHEIM, Georges y POGGI, Jean-Michel. Wavelet Toolbox for use with MATLAB User`s Guide. The MathWorks, Inc. 1997.

NADAS, Alexander y FYLER, Donald. Cardiología pediátrica. 1975.

NELSON, Waldo E. Tratado de Pediatría. Barcelona: Salvat, 1960.

PAGANO MARCELLO, GAUVREAU KIMBERLEE. Fundamentos de Bioestadística. Editorial Thomson Learning (2001), 2ª edición, paginas (285-301)

PARK, Myungk y GUNTHEROTH, Warren. El electrocardiograma pediátrico. Madrid: Editorial Mosby, 1993.

PRESSMAN, Roger S. Ingeniería del Software Un enfoque práctico 5 ed. Madrid: McGraw Hill, 2002.

RIJNBEEK, PR., WITSENBURG, M., SCHRAMA, E., HESS, J. y KORS, JA. New normal limits for the paediatric electrocardiogram. European Heart Journal. (2001) 22, 702-711.

RODRIGUEZ Carlos, PAEZ Nestor. Herramienta software para el analisis y estandarizacion del electrocardiograma en recién nacidos normales en la ciudad de Bucaramanga, Bucaramanga: Universidad Industrial de Santander, 2003. 160.p

RUEDA OCHOA, Oscar Leonel. Programa de entrenamiento en electrocardiografía. Bucaramanga: Universidad Industrial de Santander, 2003. 150 p.

SANABRIA RIOS, Tomas Alexander y TIBADUISA QUIJANO, Oscar Mauricio. Desarrollo en implementación de un algoritmo para el análisis de la variabilidad de la frecuencia (VFC) por medio de la transformada de Wavelet (WT). Bucaramanga: Universidad Industrial de Santander, 2000. 163 p.

SCHWARTZ, P.J., GARSON, A., PAUL, T., STRAMBA-BADIALE, M., VETTER, V.L., VILLAIN, E. y WREN, C. Guidelines for the interpretation of the neonatal electrocardiogram. A task force of the European Society of Cardiology. European Heart Journal (2002) 23, 1329-1344.

Signal Processing Toolbox for use with MATLAB User`s Guide. The MathWorks, Inc. 2004.

SILBERSCHATZ, Abraham, KORTH, Henry F. y SUDARSHAN, S. Fundamentos de bases de datos. Madrid: McGraw Hill, 1998.

The Language Of Technical Computing, Programming. The MathWorks, Inc. 2004.

The Language Of Technical Computing, Using MATLAB GRAPHICS. The MathWorks, Inc. 2004.

WAYNE W. DANIEL. BIOESTADISTICA base para el analisis de las ciencias de la salud. Editorial Limusa SA. (2002), 4a edición, paginas (295-359).

YANG, Ming-Yao, HU, Wei-Chin y SHYU, Liang-Yu. ECG Events Detection and Classification Using Wavelet and Neural Networks. Proceedings – 19th International Conference – IEEE/EMBS. 1997.

Sitios WEB

<http://www.siveuis.uis.edu.co>

<http://www.medicos.sa.cr/revista.htm>

<http://www.ieee.org>

<http://www.cardiologos.org/electro/general.html>

http://www.guideline.gov/summary/summary.aspx?doc_id=3425

<http://www.revistapediatria.cl/vol2num1/17.htm>

ANEXO A. Manual de Usuario NEWBORN

1. REQUERIMIENTOS

- Microsoft Windows XP o superior.
- 500 MB libres en disco duro.
- Procesador Pentium III mínimo de 500Mhz,
- 256 MB de memoria RAM, recomendado 512 MB.
- Unidad de CD-ROM.
- MySQL.

2. INSTALACIÓN

Inserte el CD-ROM de EKG-NEONATAL (NEWBORN) en la unidad, este se ejecutara automáticamente; si no inicia debes ingresar en el explorador de Windows y buscar la unidad de CD-ROM, abrir la carpeta NEWBORN, dar doble clic en setup.exe y seguir las instrucciones. Adicional a esto, sino se tiene Mysql instalado en el PC, debe ir a la carpeta llamada Mysql e instalar dando doble clic en setup.exe y siguiendo las instrucciones sin reiniciar el equipo. Si tiene Mysql instalado, en la parte inferior derecha de la pantalla encontrara el icono de mysql identificado con un semáforo activado, debe dar clic derecho sobre el semáforo en la opción win NT, escoger "stop the service"; después hacer el mismo procedimiento sobre el semáforo y escoger la opción "shutdown this tool" para cerrar el servicio de mysql. Para que la herramienta funcione correctamente dentro del CD se encuentra una carpeta llamada base de datos y dar doble clic sobre setup.exe y seguir las instrucciones; finalmente debe instalar el parche o patch que se encuentra dentro del CD en la carpeta llamada patch.

NOTA: la herramienta software prototipo no requiere serial en ninguno de sus instaladores.

3. ENTRADA AL SISTEMA

Para ingresar a EKGNEONATAL(NEWBORN) haga clic en INICIO luego en PROGRAMAS luego en EKGNEONATAL y por ultimo en NEWBORN o en el icono llamado NEWBORN que aparece en el escritorio, el sistema responderá mostrando un cuadro de dialogo de datos del sistema, seguida por la solicitud de usuario y contraseña para iniciar sesión.

Figura 1. Inicio del Sistema



En la figura 2, Se muestra la ventana de ingreso de la herramienta, en la cual se solicitara un nombre de usuario y una contraseña para poder ingresar al menú principal.

Figura 2. Entrada del Sistema



En el cuadro de dialogo *Entrada al Sistema* (Figura 2), encontramos las opciones de insertar, modificar y eliminar Usuarios. Adicionalmente se incorporó la de ingresar sin conexión, permitiendo a los usuarios analizar señales sin riesgo a modificar la base de datos.

El proceso de creación de usuarios solo puede ser realizado por un administrador (Figura 3).

Figura 3. Crear Usuario



Para modificar o cambiar un usuario se debe hacer clic en la opción cambiar y digitar los datos requeridos. Al igual que para la creación, solo un administrador puede realizar esta operación.

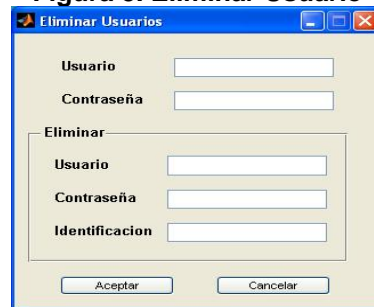
Figura 4. Cambiar Usuario



The screenshot shows a dialog box titled "Cambiar Contraseña". It has a blue title bar with standard window controls. The main area is light beige and contains four text input fields: "Usuario", "Contraseña", "Nueva Contraseña", and "Confirmar". Below the fields are two buttons: "Aceptar" and "Cancelar".

El administrador podrá eliminar usuarios ingresando información sobre este (Nombre de usuario, Contraseña y su identificación).

Figura 5. Eliminar Usuario



The screenshot shows a dialog box titled "Eliminar Usuarios". It has a blue title bar with standard window controls. The main area is light beige and contains three text input fields under the "Eliminar" section: "Usuario", "Contraseña", and "Identificación". Below the fields are two buttons: "Aceptar" and "Cancelar".

Al ingresar correctamente los datos de usuario (nombre y contraseña), el sistema desplegará el menú principal de opciones.

Figura 6. Menú principal

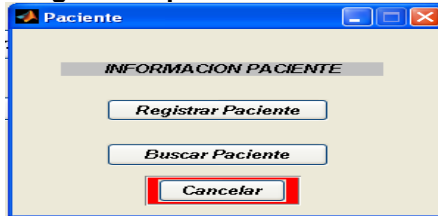


En este menú se presentan siete opciones de trabajo, las cuales se describen a continuación.

3.1 PACIENTE

Esta es la primera opción, en está podremos elegir entre registrar un neonato o buscar alguno que ya se encuentre registrado.

Figura 7. Opciones de Paciente



Si escogemos registrar un paciente, se nos presenta una interfaz donde se solicita información de la madre y del neonato (todos estos datos son obligatorios).

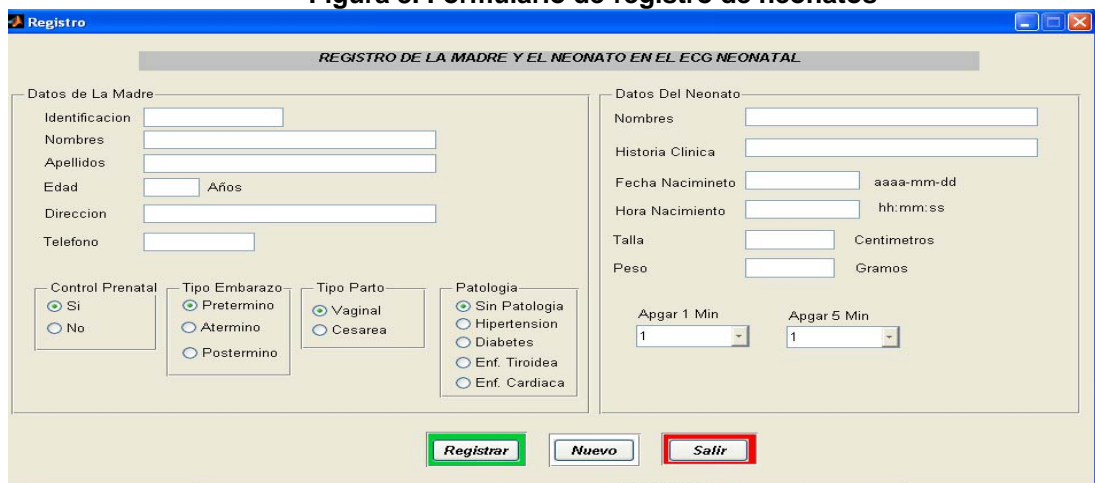
En la figura 8 observamos el formulario de registro de neonatos, en la parte inferior de este encontramos tres botones, que tienen las siguientes funciones:

- **Registrar**, lleva a cabo la validación y registro de los datos.
- **Nuevo**, limpia las casillas de registro permitiendo insertar la información de otro paciente.
- **Salir**, regresa al menú principal.

El sistema despliega un serie de mensajes que le informan al usuario lo que esta ocurriendo en cada momento, lo cual hace mas fácil la interacción.

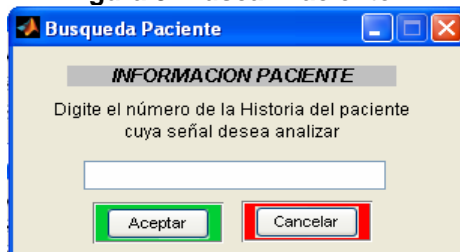
El registro del neonato es necesario para poder llevar a cabo el análisis de los trazos electrocardiográficos.

Figura 8. Formulario de registro de neonatos

A screenshot of a software window titled 'Registro'. The window has a blue title bar with standard Windows window controls. Below the title bar, there is a grey header bar with the text 'REGISTRO DE LA MADRE Y EL NEONATO EN EL ECG NEONATAL'. The main area of the window is divided into two columns: 'Datos de La Madre' on the left and 'Datos Del Neonato' on the right. The 'Datos de La Madre' section includes text input fields for 'Identificación', 'Nombres', 'Apellidos', 'Edad' (with a sub-field for 'Años'), 'Direccion', and 'Telefono'. Below these are four groups of radio buttons: 'Control Prenatal' (Si, No), 'Tipo Embarazo' (Pretermino, Atermino, Posttermino), 'Tipo Parto' (Vaginal, Cesarea), and 'Patologia' (Sin Patologia, Hipertension, Diabetes, Enf. Tiroidea, Enf. Cardiaca). The 'Datos Del Neonato' section includes text input fields for 'Nombres', 'Historia Clinica', 'Fecha Nacimineto' (with a date format 'aaaa-mm-dd'), 'Hora Nacimiento' (with a time format 'hh:mm:ss'), 'Talla' (with a unit 'Centimetros'), and 'Peso' (with a unit 'Gramos'). Below these are two dropdown menus for 'Apgar 1 Min' and 'Apgar 5 Min', both set to '1'. At the bottom of the window, there are three buttons: 'Registrar' (green border), 'Nuevo' (grey border), and 'Salir' (red border).

Si la operación a realizar es buscar un paciente, nos aparecerá un cuadro de dialogo, donde deberemos ingresar la identificación del neonato, para poder extraer la información de la Base de Datos.

Figura 9. Buscar Paciente



Si el Paciente o neonato no esta registrado, aparecerá el siguiente mensaje.

Figura 10. Error Identificación



Si el neonato se encuentra registrado, se visualizara un modulo en el cual al hacer clic en el botón Importar, aparecerán los datos del neonato en pantalla. También se podrá eliminar toda la información del paciente, al hacer clic en el botón eliminar.

Figura 11. Formulario de Búsqueda de neonatos

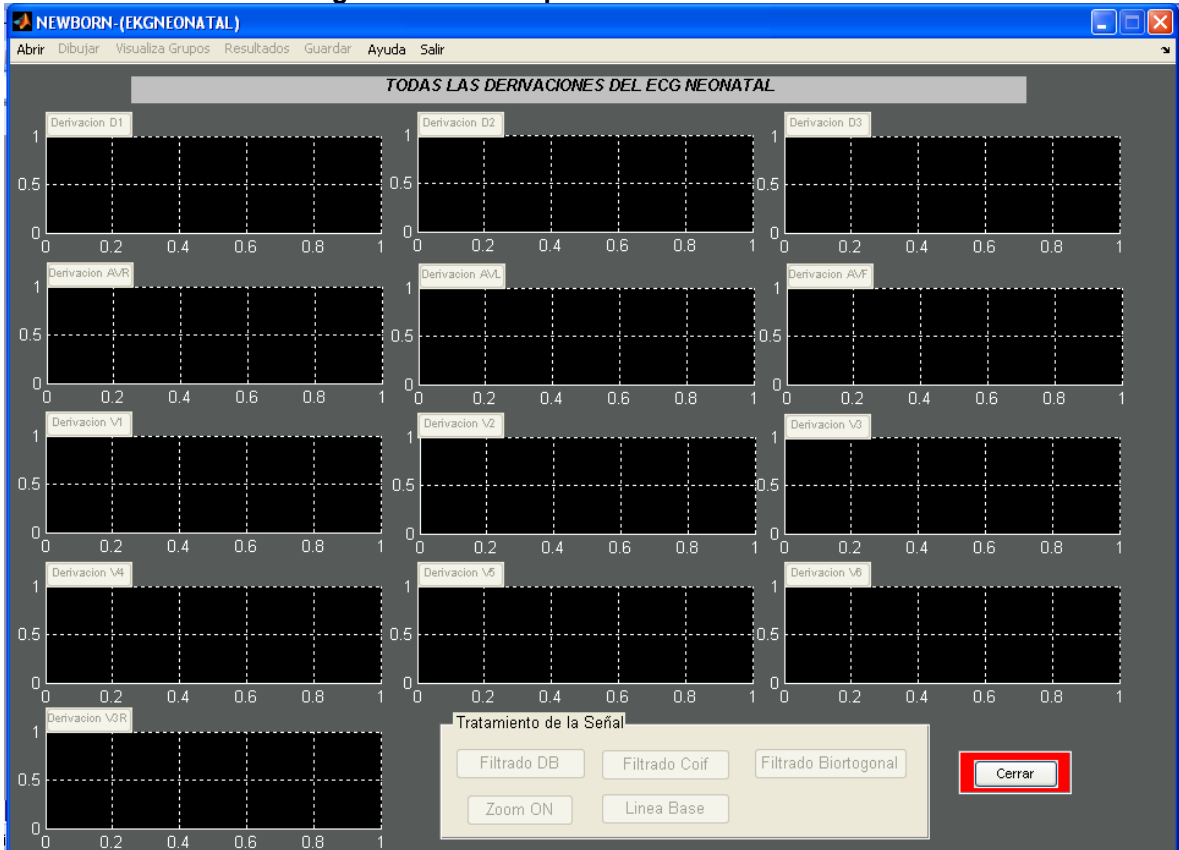


La opción salir nos lleva al menú anterior.

3.2 ANÁLISIS

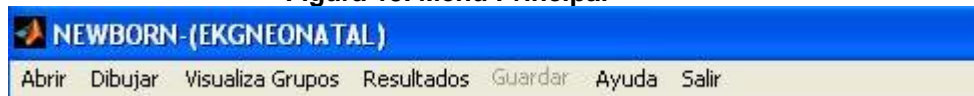
Esta opción se puede considerar como la principal del sistema, ya que es la encargada de llevar a cabo todo el proceso de filtrado, modificación de línea base, caracterización de la señal electrocardiográfica, calculo de los estándares para las diversas variables e inclusión de estos en la base de datos.

Figura 12. Interfaz para el análisis de señales



La figura anterior es la interfaz de análisis, esta nos ofrece varias opciones en el menú de la parte superior o en los botones que se encuentran en la interfaz.

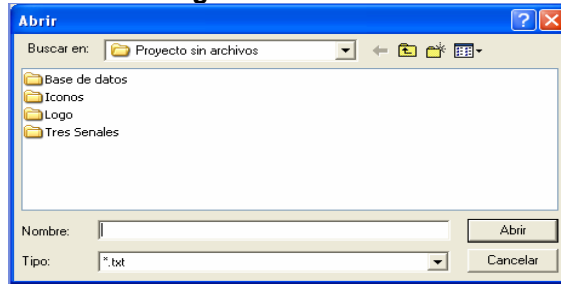
Figura 13. Menú Principal



En el menú de la parte superior encontramos las siguientes opciones:

- **Abrir:** está opción nos permite abrir la señal que vamos a analizar, mostrando una ventana de selección.

Figura 14. Abrir



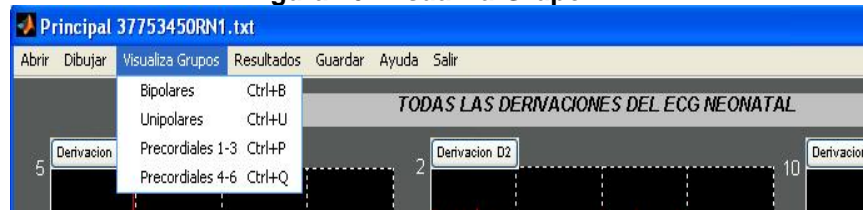
- **Dibujar:** Nos permite visualizar todas las derivaciones de la señal electrocardiográfica.

Figura 15. Dibujar



- **Visualiza Grupo:** aquí se despliega un menú que nos permite escoger el grupo de derivaciones que queremos visualizar (Bipolares, Unipolares, Precordiales V1-V3 y V4-V6).

Figura 16. Visualiza Grupo



Después de seleccionar se visualiza una ventana llamada visualGrupo, está presenta un menú principal que consta de las opciones: Dibujar, Zoom y Salir las cuales nos permiten, visualizar las señales, ampliarlas y trasladarnos por cada una de las derivaciones visualizadas.

Figura 17. Visual Grupo



- **Resultados:** está opción nos presenta una ventana, donde al hacer clic en el botón importar, Aparecerá la información del paciente y una tabla con todos los valores para cada una de de las variables que se están analizando.

Figura 18. Resultados

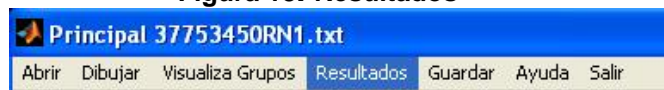


Figura 19. Formulario Resultados

Resultado Por Derivaciones

RESULTADO POR DERIVACIONES

ID Paciente: 37753450 Nombre Madre: Anail Etapa: RN1

Edad Madre: 22 Direccion: ClI21manzCcasa3 Telefono: 6312229 Apgar1: 8 Apgar2: 10

Control Prenatal: Si Tipo Embarazo: Atermينو Tipo Parto: Vaginal Patologia: Sin_Patologia

Der/Var	Dur_P (sg)	Val_P (mV)	Morfo_P	Dur_Q (sg)	Val_Q (mV)	Dur_R (sg)	Val_R (mV)	Dur_S (sg)	Val_S (mV)	Dur_2R(sg)	Val_2R(mV)	Dur_T (sg)	Val_T (mV)
D1	0.070842	-0.039279	1	0.021436	-0.047709	0.063911	0.063562	0.023673	-0.48203	0	0	0.078985	0.0852
DII	0.055875	0.029272	2	0.019692	-0.15524	0.040673	0.25095	0.021613	-0.48451	0	0	0.11624	0.10
DIII	0.057727	0.01262	2	0.022929	-0.15834	0.034422	0.55859	0.01942	-0.29453	0	0	0.095905	0.0901
AVF	0.057046	0.013288	2	0.021181	-0.15701	0.039938	0.3874	0.022934	-0.35613	0	0	0.11977	0.0923
AVL	0	0	2	0	0	0.026285	0.11633	0.024966	-0.4815	0.027502	0.12888	0	0
AVR	0.060815	-0.040336	1	0.0044733	0	0.042839	0.4332	0.025191	-0.094468	0	0	0	0
V1	0.068	0.056974	2	0.027817	-0.047061	0.049238	0.82198	0.020788	-0.45372	0	0	0.10821	0.0880
V2	0	0	2	0	0	0.032055	1.1798	0.029598	-1.4501	0.023964	0.19141	0	0
V3	0.059556	0.10218	2	0.034301	-0.21409	0.05069	1.331	0.026024	-2.0004	0	0	0.10193	0.0728
V4	0.0648	0.061996	2	0	0	0.032068	1.2529	0.031629	-1.9814	0.029507	0.34331	0.11366	0.10
V5	0.065091	0.040581	2	0.025019	-0.090586	0.049682	0.68239	0.026165	-1.3908	0	0	0.14298	0.133
V6	0.065333	0.031412	2	0.022657	-0.051268	0.046452	0.22203	0.022537	-0.63851	0	0	0.11324	0.0889
V3R	0.054222	0.053718	2	0.023254	-0.10398	0.046234	0.89954	0.024572	-0.58449	0	0	0.12179	0.0839

Morfo P: (1) Negativo, (2) Positivo Morfo T: (1) Negativo, (2) Positivo Morfo Complejo: (1) QRS, (2) RSR', (3) RS Descripción: Duracion_Dur_(Seg), Valor_Val_(m.Volt)

Para cargar los valores Dar Clic en IMPORTAR → **IMPORTAR** **Cerrar**

- **Guardar:** Esta opción se activa después de analizar todas las señales y nos permite guardar toda la información de las variables en la base de datos.

Figura 20. Guardar



- **Ayuda:** esta despliega dos opciones: **ayuda**, es un documento html asociado al software, que nos presenta el manual de usuario y los pasos para registro y análisis de los neonatos. Adicionalmente no permite visualizar una ventana con los créditos del programa (**Acerca de**).

Figura 21. Ayuda

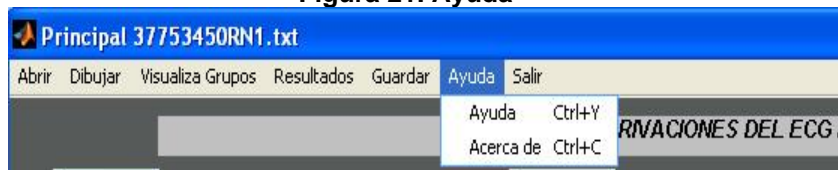


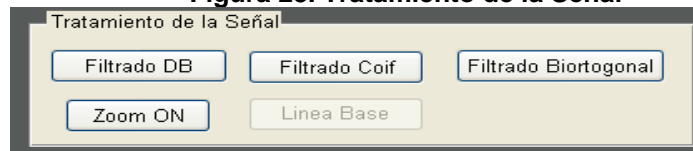
Figura 22. Acerca de



- **Salir:** Nos permite salir de la sección de análisis de la señal.

La ventana de análisis de la señal, presenta botones para el tratamiento de la señal con respecto al filtrado y a la eliminación de las variaciones de la línea base.

Figura 23. Tratamiento de la Señal



Adicionalmente presenta sobre cada una de las áreas de dibujo un botón con el nombre de la derivación, que nos permiten abrir una ventana de visualización, donde al hacer clic en el botón **Moverse Por La Señal** podremos visualizar la Señal de acuerdo a la derivación seleccionada. Adicionalmente se podrá realizar un tratamiento a la misma realizando filtrado, adaptación de la línea base y caracterización dependiendo de la morfología que presenta, determinada por el usuario del sistema quien deberá tener conocimientos sobre cardiología básica.

Figura 24. Derivación

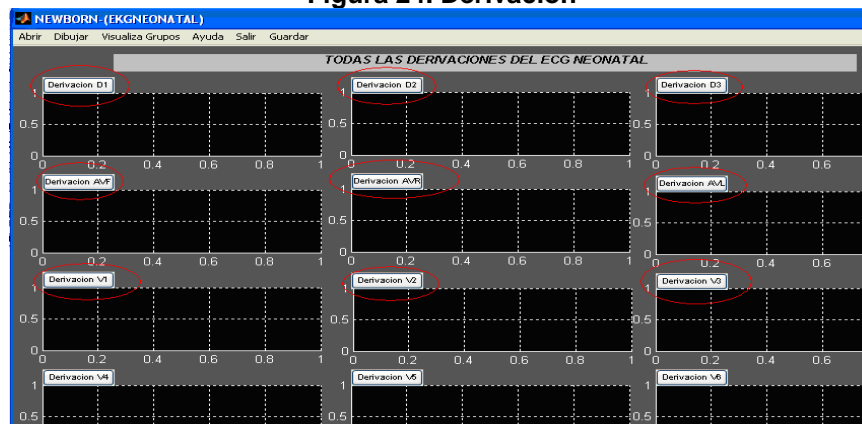


Figura 25. Visualiza



Figura 26. Visualiza-Manejo por la Señal

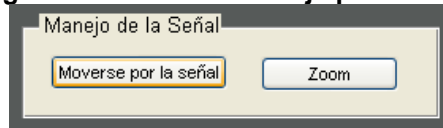
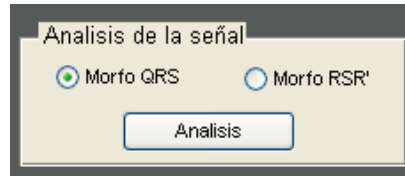


Figura 27. Visualiza-Tratamiento de la Señal



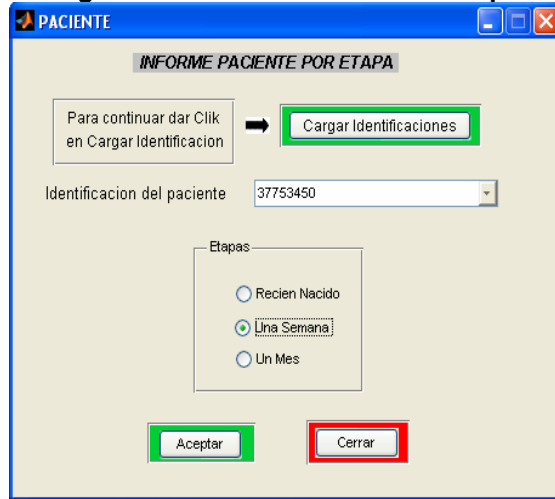
Figura 28. Visualiza-Análisis de la Señal



3.3 INFORME DERIVACIÓN POR PACIENTE:

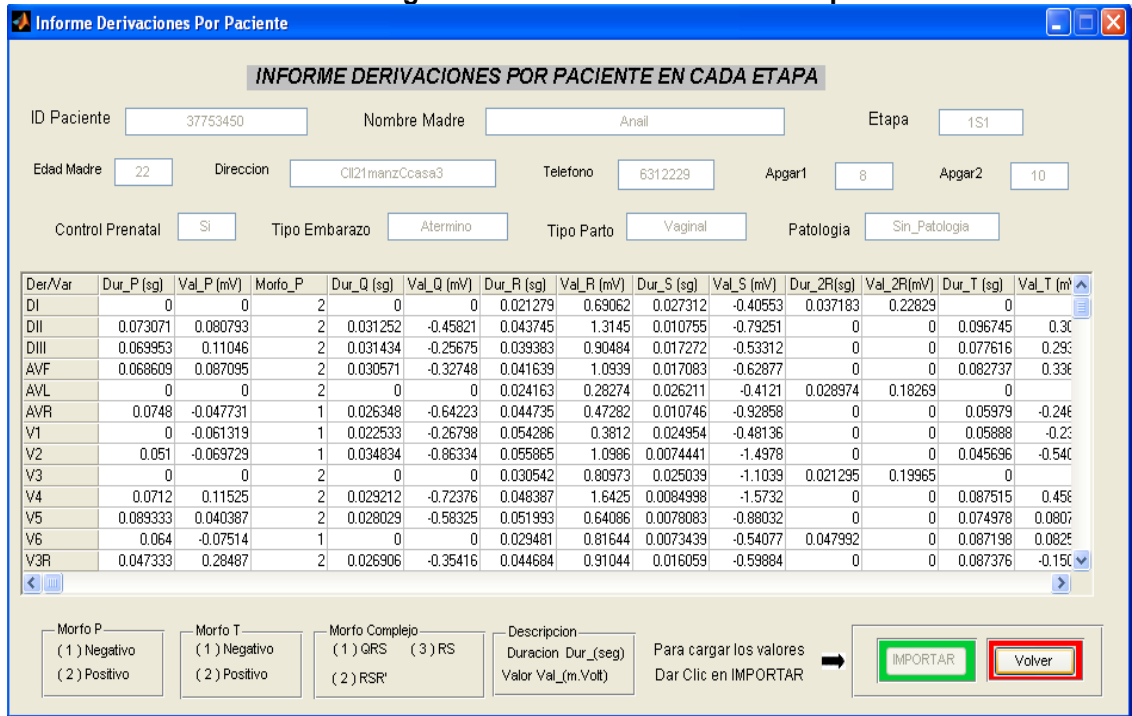
Esta opción, nos muestra un modulo donde se cargaran las identificaciones de los pacientes analizados, posteriormente se deberá elegir el numero de identificación y la etapa (Recién nacido, Una semana y Un mes), para poder revisar la información del paciente.

Figura 29. Modulo Informe Por Etapa



Después de hacer clic en aceptar, nos encontramos con una ventana donde será visualizada la información del paciente, al hacer clic en el botón importar.

Figura 30. Informe Paciente Por Etapa



3.4 CAMBIO SEÑAL POR PACIENTE:

Esta opción nos muestra un modulo donde se encuentran las identificaciones de los pacientes analizados.

Al haber elegido un paciente, podremos visualizar el valor numérico del cambio de la señal entre las diferentes etapas, en este caso encontraremos tres opciones que son la combinatoria de las etapas (“Recién Nacido -1 Semana”, “1 Semana-1 Mes”, “Recién Nacido-1 Mes”).

Figura 31. Modulo Cambio de la señal

CAMBIO SEÑAL POR PACIENTE

Para continuar dar Click en Cargar Identificación → **Cargar Identificaciones**

Identificación del paciente: 37753450

Etapas:

- Recien Nacido -- Una Semana
- Una Semana -- Un Mes
- Recien Nacido -- Un Mes

Aceptar **Cerrar**

Después de hacer clic en aceptar, nos encontramos con una ventana donde será visualizada la información de la variación de la señal en el paciente, al hacer clic en el botón importar.

Figura 32. Informe Cambio de la Señal

INFORME DERIVACIONES POR PACIENTE CAMBIO EN CADA ETAPA

ID Paciente: 37753450 Nombre Madre: Anail Etapa: RN1-1M1

Edad Madre: 22 Direccion: C121manzCcasa3 Telefono: 6312229 Appar1: 8 Appar5: 10

Control Prenatal: SI Tipo Embarazo: Atermino Tipo Parto: Vaginal Patologia: Sin_Patologia

Der/Var	Dur_P (sg)	Val_P (mV)	Morfo_P	Dur_Q (sg)	Val_Q (mV)	Dur_R (sg)	Val_R (mV)	Dur_S (sg)	Val_S (mV)	Dur_2R (sg)	Val_2R (mV)	Dur_T (sg)	Val_T (mV)
DI	0	0	2	0	0	0.002661	0.035893	0.000907	0.06598	0.004779	0.031984	0	0
DII	0.022925	0.13578	1	0.000976	0.04165	0.006879	0.18535	0.0029386	0.01072	0	0	0.020207	0.045
DIII	0.002171	0.12077	1	0.001638	0.04777	0.003892	0.05567	0.010035	0.01117	0	0	0.021093	0.0044
AVF	0.012954	0.13042	1	0.003249	0.02366	0.002748	0.1197	0.0045849	0.01992	0	0	0.026179	0.0172
AVL	0	0	2	0	0	0.001314	0.053836	0.001393	0.04471	0.003783	0.00403	0	0
AVR	0.008108	0.009376	1	0.003639	0.12457	0.000277	0.04184	0.016716	0.040696	0	0	0.020265	0.0493
V1	0.006909	0.017527	2	0.001842	0.11819	0.003475	0.24434	0.004467	0.04744	0	0	0.041778	0.191
V2	0.017333	0.036225	2	0.01632	0.14915	6.2e-005	0.43088	0.0008823	0.3751	0	0	0.045765	0.165
V3	0.059556	0.10218	2	0	0	0.001929	0.74222	0.001191	1.2274	0.001268	0.10347	0.10193	0.0726
V4	0.032655	0.082103	1	0.042466	0.87857	0.007238	0.38818	0.016947	0.5871	0.022818	0.11108	0.00133	0.088
V5	0.065091	0.040581	2	0.014504	0.63793	0.025804	0.11365	0.017276	0.68691	0.020695	0.1141	0.14298	0.133
V6	0.022667	0.049527	1	0	0	0.011998	0.10067	0.018154	0.17401	0.025009	0.03197	0.02024	0.0331
V3R	0.003492	0.025831	2	0.024968	0.17625	0.009601	0.34241	0.000228	0.21355	0.028472	0.024743	0.05199	0.188

Morfo P: (1) Negativo, (2) Positivo

Morfo T: (1) Negativo, (2) Positivo

Morfo Complejo: (1) QRS, (2) RSR', (3) RS

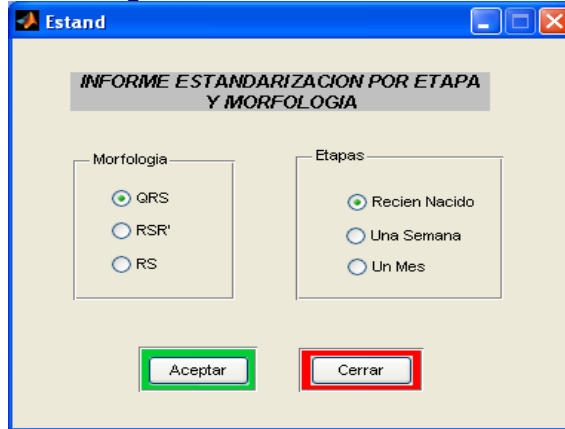
Descripción: Duracion Dur_(seg), Valor Val_(m.Volt)

Para cargar los valores Dar Clic en IMPORTAR → **IMPORTAR** **Volver**

3.5 ESTANDARIZACION:

Esta opción nos muestra un modulo donde se podrá seleccionar un modo de estandarización dividido por morfología y por etapa de la señal, esto se debe a que las morfologías tienen características diferentes entre ellas, no permitiendo realizar una estandarización global de todo el grupo de señales en un solo tratamiento.

Figura 33. Modulo de Estandarización



Después de hacer clic en aceptar, nos encontramos con una ventana donde será visualizada la información de la estandarización, al hacer clic en el botón importar.

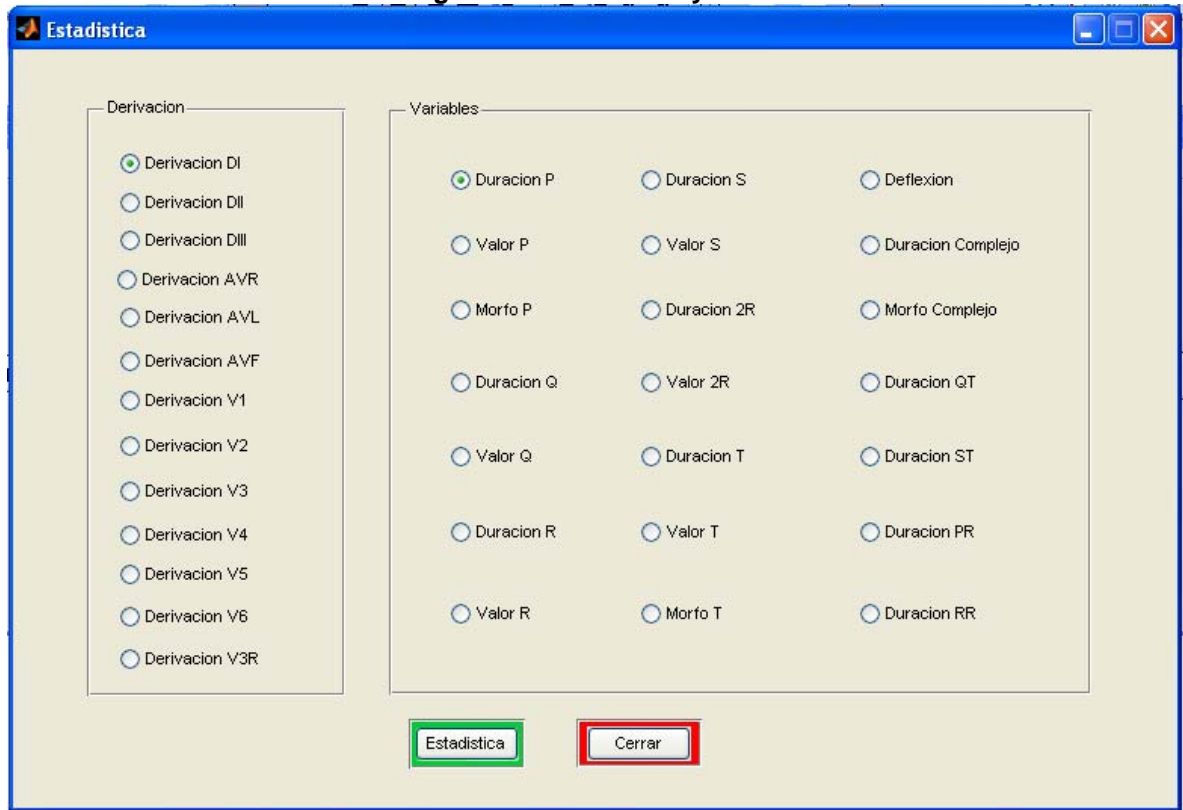
Figura 34. Informe Estandarización

Der/Var	Dur_P (sg)	Val_P (mV)	Morfo_P	Dur_Q (sg)	Val_Q (mV)	Dur_R (sg)	Val_R (mV)	Dur_S (sg)	Val_S (mV)	Dur_2R (sg)	Val_2R (mV)	Dur_T (sg)	Val_T (mV)
DI	0.078893	0.025428	1.5	0.012329	-0.33458	0.056263	0.19159	0.0066809	-0.59071	0	0	0.11069	0.0697
DII	0.061376	0.032509	2	0.028994	-0.15442	0.047125	0.23571	0.0086825	-0.30418	0	0	0.10154	0.0617
DIII	0.062343	0.0010488	1.625	0.031093	-0.13368	0.035911	0.47949	0.016345	-0.18168	0	0	0.067528	0.0596
AVF	0.057103	0.017277	2	0.03031	-0.11508	0.039136	0.3637	0.013098	-0.21747	0	0	0.070599	0.0588
AVL	0.089231	0.045088	2	0.010253	-0.33766	0.054825	0.17608	0.0066443	-0.58717	0	0	0.028317	-0.00962
AVR	0.065495	-0.03629	1	0.034055	-0.10859	0.034639	0.33496	0.015173	-0.07581	0	0	0.094561	-0.0206
V1	0.058751	-0.012391	1.25	0.031708	-0.11789	0.045011	0.71773	0.019325	-0.37563	0	0	0.08616	0.0411
V2	0.0651	0.039072	1.6	0.024242	-0.52827	0.052811	0.82454	0.0083899	-1.1293	0	0	0.085087	0.0288
V3	0.06746	0.01969	1.25	0.026961	-0.62044	0.054239	0.84888	0.0090469	-1.2641	0	0	0.052672	-0.0011
V4	0.083627	0.04533	1.7143	0.031524	-0.56939	0.05263	0.84576	0.0083611	-1.2698	0	0	0.084192	0.0420
V5	0.05997	0.039819	1.8333	0.021661	-0.43987	0.051111	0.47998	0.0063861	-0.87705	0	0	0.082283	0.0600
V6	0.061891	0.0021538	1.6	0	0	0.025545	0.21267	0.0072863	-0.46906	0.046851	0	0.089287	0.0318
V3R	0.060855	0.006249	1.5714	0.030409	-0.13849	0.040329	0.88347	0.021845	-0.47065	0.044858	0	0.099657	0.0497

3.6 ESTADISTICA Y VARIACION:

Esta opción nos presenta una ventana donde se podrá seleccionar, la derivación y la variable, de las cuales queremos saber su comportamiento, en las tres etapas de la toma de la señal.

Figura 35. Estadística y variación



Después de seleccionar la derivación y la variable, se debe hacer clic en el botón estadística, aquí se presentaran tres ventanas que muestran la tabla del análisis de varianza ANOVA (ver anexo H).

Figura 36. Hipótesis Nula aceptada

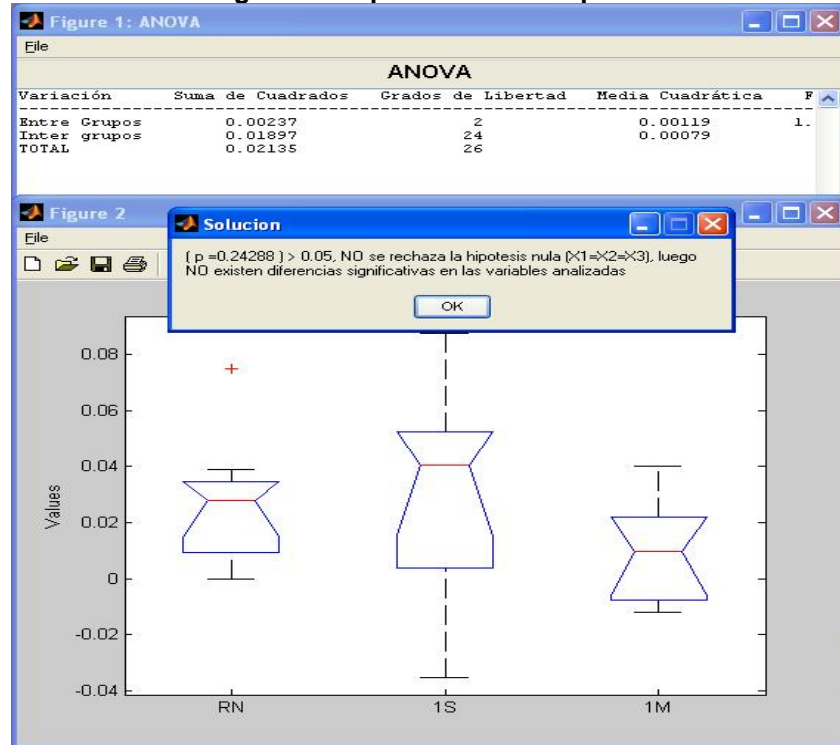
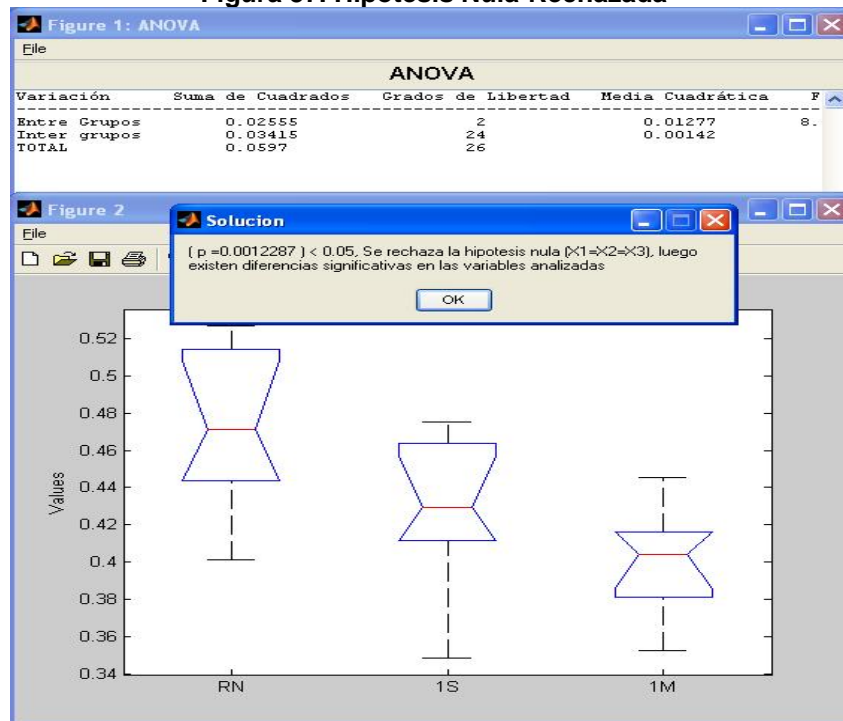
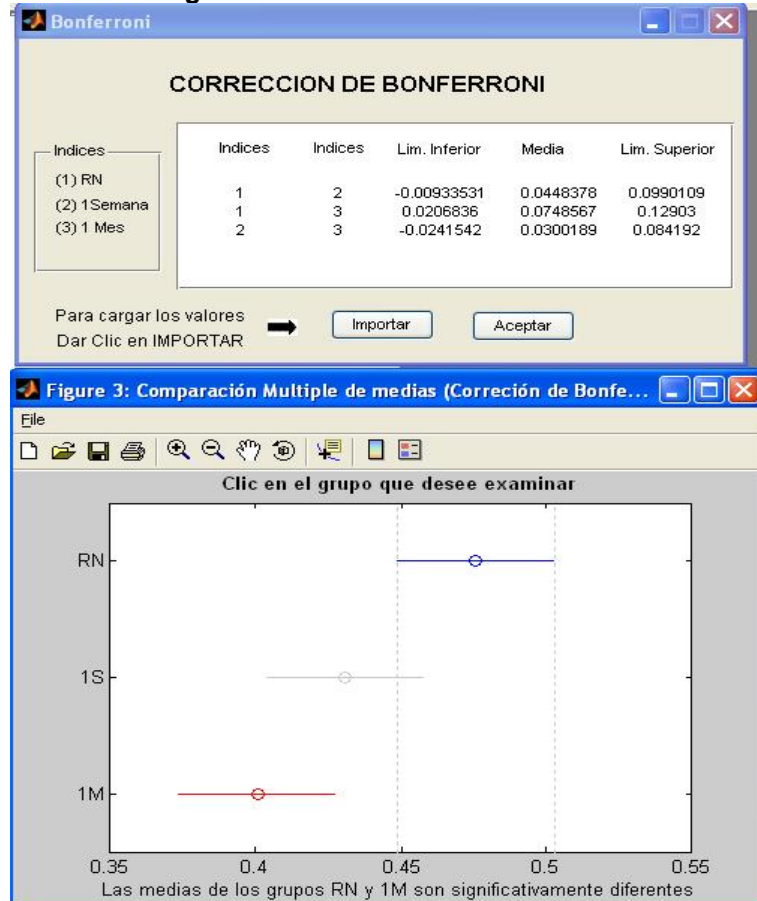


Figura 37. Hipótesis Nula Rechazada



En el caso que la hipótesis nula sea rechazada, es decir que las medias estadísticas presentan diferencias significativas, al hacer clic en el botón OK se presentara una ventana que permiten visualizar la tabla de corrección de Bonferroni y la grafica de la misma. Al hacer clic en las marcas de dicha grafica podremos interactuar con esta, ya que estas marcas representan cada una de las etapas del estudio, y por medio de un mensaje que aparece en la parte inferior de la grafica nos indica si se presenta diferencias y entre que etapas.

Figura 38. Corrección de Bonferroni



3.7 SALIR:

Esta opción termina la sesión en el programa Newborn.

ANEXO B. Protocolo Médico

Título:

Herramienta software prototipo para el análisis y estandarización del electrocardiograma en neonatos “en el área metropolitana de Bucaramanga”

Investigadores Principales:

Alfonso Mendoza Castellanos BS., DEA
Oscar Leonel Rueda Ochoa MD

Coinvestigadores:

Eddie Rafael López Arroyo
Mario Fernando Gómez Reyes

Nombre del Grupo de Investigación:

Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica (GIIB) – UIS.
Grupo de Electrocardiografía – UIS.

Lugar de Ejecución del Proyecto:

Unidad Intermedia Materno Infantil Santa teresita UIMIST.

Ciudad:

Bucaramanga

Departamento:

Santander

Duración del Proyecto:

7 meses

Tipo de investigación:

Investigación clínico – Básica

Descriptores:

Electrocardiografía, neonatos, software diagnóstico, Estandarización

Objetivo General:

Describir las características de la señal electrocardiográfica en el primer mes de vida a una muestra de electrocardiogramas neonatales previamente realizada en la ciudad de Bucaramanga.

Propósito:

Caracterizar el electrocardiograma de los recién nacidos sanos, con el fin de realizar un estudio y una correlación de las variaciones de la morfología que permita evaluar los hallazgos electrocardiográficos en otras situaciones patológicas.

Diseñar un software que permita el análisis del electrocardiograma en Neonatos sanos de la ciudad de Bucaramanga.

Diseño del estudio:

Este es un estudio descriptivo que busca mostrar los hallazgos electrocardiográficos en neonatos sanos.

Población:

Población de referencia: Neonatos sanos

Población Blanco o Diana: Neonatos sanos nacidos en la ciudad de Bucaramanga

Población de Estudio: Neonatos sanos nacidos en la Unidad Intermedia materno Infantil Santa Teresita (UIMIST) en la ciudad de Bucaramanga en el año 2003

Selección de la muestra:

Se realizó un muestreo no probabilístico, con selección de los participantes de manera que cumplieran con el protocolo medico.

Tamaño de la muestra:

Se tomaron 9 nacimientos de neonatos registrados en un año en la UIMIST.

Criterios de inclusión:

- Recién nacidos de madres sin patología de base
- Madres con control prenatal normal
- Embarazo a término (37 – 42 semanas)
- Producto de parto vaginal no complicado
- Apgar del neonato de 8 a 10 a los 5 minutos
- Valoración neonatal normal por pediatría
- Aceptación del consentimiento informado por parte de la madre del neonato

Evaluación Inicial:

Las madres de los neonatos incluidos firmaron un consentimiento informado (Ver anexo C) como prerrequisito para ser incluidos en el estudio. Se llenó además una ficha clínica y de evaluación pediátrica (ver anexo D). Luego de que el neonato cumpliera los criterios de inclusión, se le tomó el electrocardiograma.

Recolección de los datos:

Los electrocardiogramas fueron tomados con el equipo BIOPAC MP30, el cual digitaliza la señal electrocardiográfica y la guarda en un archivo de texto para posterior análisis. (Ver anexo E).

Se diseñará un software para el análisis de las diferentes ondas y segmentos del electrocardiograma con base en diversas variables a analizar (ver anexo I).

Control de calidad de los datos:

El software diseñado para el análisis de la señal electrocardiográfica permite corregir defectos de interferencia producidos por movimiento del paciente y por

interferencia del sistema eléctrico. Todo lo anterior con el fin de depurar la señal electrocardiográfica a partir de la cual se van a obtener las diferentes medidas.

Análisis Estadístico:

Aspectos Éticos:

El presente estudio se realizó sobre una base de datos de neonatos sanos de la ciudad de Bucaramanga cuyas madres firmaron el consentimiento informado para participar en el estudio. Las pruebas que se realizaron en los pacientes son de forma no invasiva y no representaron ningún peligro o riesgo para la integridad física y mental de los pacientes. Estas incluyeron: entrevista personal para indagar por variables sociodemográficas, antecedentes y valoración médica. Toma de registro electrocardiográfico no invasivo. Los datos recolectados solo estarán disponibles para los investigadores y se mantendrá la confidencialidad de los mismos.

Resultados Esperados:

Directos: Con la presente investigación se espera contribuir en el conocimiento de las características electrocardiográficas del neonato normal en el primer mes de vida. Se pretende convalidar los hallazgos obtenidos con la información reportada en la literatura internacional y generar un patrón de normalidad en nuestro medio.

Indirectos: Este estudio permitirá a la vez diseñar un software específico para el análisis de la señal electrocardiográfica en neonatos y a su vez contribuirá en aumentar el interés y el conocimiento de los médicos pediatras y médicos generales en el estudio y la aplicación de la electrocardiografía en la toma de decisiones de tipo médico.

ANEXO C. Consentimiento Informado



GRUPO DE INVESTIGACIÓN EN INGENIERÍA BIOMÉDICA GRUPO DE ELECTROCARDIOGRAFIA

HERRAMIENTA SOFTWARE PROTOTIPO PARA EL ANÁLISIS Y ESTANDARIZACIÓN DEL ELECTROCARDIOGRAMA EN NEONATOS “EN EL ÁREA METROPOLITANA DE BUCARAMANGA”

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Estoy de acuerdo en participar en este estudio sobre la estandarización de los patrones electrocardiográficos de los neonatos sanos de la ciudad de Bucaramanga. Entiendo que se me realizará un cuestionario acerca de mi situación sociodemográfica, antecedentes patológicos, y mi salud y le será realizado a mi hijo(a) una prueba electrocardiográfica, la cual serán utilizadas para obtener la información requerida para realización del presente estudio.

La participación en este estudio tomará cerca de 10 minutos, sin requerir posteriores tomas de electrocardiogramas durante el tiempo de hospitalización. La realización de este procedimiento no generará ningún efecto adverso en mi hijo(a) como paciente y no requerirá de métodos invasivos. No será necesaria la realización de visitas adicionales a las realizadas en la unidad.

Entiendo que mi participación es totalmente voluntaria. Toda la información generada por este estudio será utilizada únicamente por los investigadores del grupo de Electrocardiografía y el Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica de la Universidad Industrial de Santander para estudios relacionados con la estandarización de los patrones electrocardiográficos de los neonatos, siendo estrictamente CONFIDENCIAL no pudiendo ser usada para generar beneficios económicos. No seré identificado en ninguna publicación y soy libre de rehusar a participar a este estudio en cualquier momento sin que esto conlleve a cambios en mi futuro cuidado y el de mi hijo(a). Si tengo alguna pregunta puedo contactar al Dr. Oscar Leonel Rueda Ochoa, quien podrá resolvérmela.

Estoy de acuerdo en participar en este estudio sobre la estandarización del electrocardiograma en los recién nacidos normales de la ciudad de Bucaramanga.

_____	_____	_____
Nombre de la Madre	Firma de la Madre	Fecha

_____	_____	_____
Nombre del acompañante	Firma del acompañante	Fecha

ANEXO D. Formato de Registro

Este formato corresponde al utilizado para el registro de los datos pertenecientes a cada uno de los neonatos incluidos en el estudio, los cuales eran adquiridos en el momento previo a la toma de la señal electrocardiográfico.

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER			
GRUPO DE ELECTROCARDIOGRAFIA—GRUPO DE INVESTIGACION EN INGENIERIA BIOMEDICA-VISIONICA			
ESTANDARIZACION DEL ECG EN LOS RECIEN NACIDOS NORMALES DE BUCARAMANGA-UIMIST			
DATOS DE LA MADRE:			
IDENTIFICACION: _____	NOMBRES: _____	APELLIDOS: _____	
EDAD: _____	DIRECCION: _____	TELEFONO: _____	
CONTROL PRENATAL: SI ___ NO ___		TIPO DE EMBARAZO: PRETERMINO ___ ATERMINNO ___ POSTERMINO ___	
TIPO DE PARTO: VAGINAL ___ CESAREA ___			
PATOLOGIA: SIN PATOLOGIA ___ HIPERTENSION ___ DIABETES ___ ENF TIROIDEA ___ ENF CARDIACA ___			
DATOS DEL NEONATO:			
NOMBRE: _____			
PESO: _____	TALLA: _____	HISTORIA CLINICA: _____	APGAR 1 MIN: _____
FECHA DE NACIMIENTO: _____ (REGISTRO RN)		APGAR 5 MIN: _____	
HORA DE NACIMIENTO: _____		DIAGNOSTICO PEDIATRICO: SANO ___ NO SANO ___	
NOMBRE ARCHIVO (RN): _____ (CC+RN+1/2)			
NOMBRE ARCHIVO (24 HORAS): _____ (CC+ID+1/2)			
REGISTRO 1 SEMANA: FECHA: _____		NOMBRE ARCHIVO: _____	
REGISTRO 1 MES: FECHA: _____		NOMBRE ARCHIVO: _____	
RESPONSABLE: _____			

ANEXO E. Unidad de adquisición de datos BIOPAC MP30

La unidad Biopac MP30 es un sistema hardware diseñado y utilizado para la adquisición de datos en la investigación y educación de ciencias de la vida, especialmente en lo relacionado a señales electrofisiológicas. Esta herramienta es producida por la compañía BIOPAC Systems de los Estados Unidos y fue utilizada para el trabajo de campo o registro del EKG en los niños recién nacidos realizado en las instalaciones de la UIMIST.

Figura 1. Unidad de adquisición de datos BIOPAC MP30



En la figura anterior puede observarse esta unidad junto con algunos de los accesorios requeridos para la adquisición de la señal. Para el caso particular de la señal electrocardiográfica neonatal se usó un cable multiderivación que hace posible la adquisición de las trece derivaciones electrocardiográficas registradas y estudiadas en cada neonato. Este cable puede verse en la siguiente figura.

Figura 2. Cable multiderivación



Esta unidad adquiere la señal directamente del paciente, le realiza ciertos procesos de filtrado y la guarda en la memoria RAM de la computadora para su posterior almacenamiento en cualquier clase de memoria permanente como lo es el disco duro. Una vez almacenada en la computadora la señal es disponible para su respectivo análisis mediante la herramienta software desarrollada en este proyecto de investigación. La unidad MP30 tiene un microprocesador interno para controlar la adquisición de los datos y la comunicación con la computadora. Esta toma las señales de entrada y las convierte en señales digitales que pueden ser procesadas con la computadora. Tiene cuatro canales análogos de entrada y posee una tasa de muestreo que va desde 1 muestra/segundo hasta 2000 muestras/segundo. Se necesita conectar la unidad MP30 al computador y conectar los electrodos. Los electrodos son instrumentos que se colocan sobre la piel y que recogen la señal eléctrica del cuerpo.

ANEXO F. Neonatología

La neonatología es la rama de la medicina que se centra en el cuidado del neonato, especializada en el diagnóstico y el tratamiento de los trastornos del recién nacido.

1. EXAMEN FÍSICO INMEDIATO

Test de Apgar

El apunte de Apgar es un método clínico que permite valorar al niño inmediatamente después del parto. Se realiza la rutina al 1° y 5° minuto de vida. Consiste en la valoración de cinco signos clínicos: frecuencia cardiaca, esfuerzo respiratorio, tono muscular, irritabilidad refleja y color.

Examen Cardiorrespiratorio

El color del Recién Nacido (RN) es un importante indicador de la función cardiorrespiratoria del niño. Lo normal es un color rosado generalizado o a menudo una discreta cianosis (coloración azulada) de manos y pies. El color de las membranas mucosas también es un indicador fidedigno, en especial en los niños de piel oscura. La palidez en el RN puede indicar una posible hemorragia aguda, aunque la hipoxia (disminución en el suministro de oxígeno a los tejidos) puede manifestarse así.

La frecuencia respiratoria normal es entre 40 y 60 por minuto. Los RN son respiradores periódicos más que regulares, especialmente los prematuros, y pueden presentar pequeñas pausas no mayores de 5-10 segundos. En el RN normal no debe existir quejido espiratorio, ni aleteo nasal

La frecuencia cardiaca normal en reposo habitualmente corresponde a 120-160 minutos, pero tiene un rango entre 90-195 por minuto y varía con los cambios de actividad del RN. Las frecuencias mayores o menores de ese rango mantenidas por más de 15 segundos deben ser evaluadas.

La presión arterial debe controlarse en cualquier RN con patología. Es importante conocer los valores normales, los que pueden variar según el peso y edad del RN.

Abdomen: Inmediatamente después del nacimiento es blando y algo escafoides (deprimido), en la medida que el intestino se llena de aire, el abdomen comienza a distenderse. Los órganos abdominales son fácilmente palpables durante este periodo.

Apariencia general: El sexo y su desarrollo en relación a la edad gestacional y la presencia de malformaciones mayores o deformaciones deben ser notados.

Antropometría: El peso, la talla y la circunferencia craneana se miden al momento de nacer de acuerdo a técnicas de enfermería estandarizadas. Estas se evalúan ubicándolas en la curva de crecimiento intrauterina.

2. EXAMEN FÍSICO POSTERIOR

Introducción

Un segundo examen físico posterior debe practicarse dentro de las primeras 12 horas de vida, en condiciones adecuadas de temperatura, comodidad e iluminación. A continuación se detallan los distintos aspectos a evaluar en el examen:

Postura y actividad

El RN de término tiene una actividad variable según su estado de sueño, alerta o llanto. En reposo se presenta con sus extremidades flectadas y manos empuñadas. . La postura también está influida por la posición intrauterina por ejemplo luego de un parto en presentación podálica, presenta sus muslos flectados sobre el abdomen. El prematuro presenta una postura de mayor extensión a menor edad gestacional.

Piel

Color y Textura: Usualmente es de un color rosado y suave, con frecuencia adopta un aspecto marmóreo (semejante al mármol). También puede presentarse cianosis localizada de manos y pies, que normalmente desaparece después de varios días. Es normal una descamación discreta de la piel, pero en el RN de postérmino es mucho más marcada.

Unto sebáceo: Es un material graso, blanquecino que puede cubrir el cuerpo, que es producido por las glándulas sebáceas desde las 20-24 semanas de gestación, disminuyendo a partir de las 36 semanas y desapareciendo a las 41 semanas.

Lanugo: Pelo fino que puede estar presente sobre los hombros y dorso. En el prematuro puede ser más abundante.

Mancha mongólica: Manchas de color azul pizarra, con frecuencias grandes, se ubican en el dorso, nalgas o muslos, no tienen significado patológico

Cabeza

Forma y tamaño: Es grande con relación al resto del cuerpo, habitualmente presenta una deformación plástica (no puede recuperar completamente sus dimensiones originales) con grados variables de cabalgamiento óseo y que se debe a su adaptación al canal del parto, excepto por aquellos nacidos por cesárea.

Fontanelas (orificios naturales en el cráneo en los niños pequeños): La anterior varía en tamaño entre 1 y 4 cm de diámetro mayor; es blanda y levemente deprimida cuando el niño está tranquilo. La posterior es pequeña de forma triangular, habitualmente menor a 1 cm, un tamaño mayor puede asociarse a un retraso en la osificación o hipotiroidismo.

Cara

Ojos: Con frecuencia están cerrados, pero los abre si se le mueve hacia la luz y sombra en forma alternada. El iris es de color grisáceo. La pupila debe responder a la luz. Opacidades de la córnea y el cristalino son anormales y pueden diagnosticarse con la búsqueda del rojo pupilar.

Nariz: El RN es preferentemente respirador nasal y puede presentar dificultad respiratoria por atresia de coanas. Debe confirmarse su permeabilidad pasando una sonda nasogástrica si se sospecha.

Boca: Tiene labios rojos, las encías muestran el relieve dentario pero no tienen dientes, aunque en ocasiones pueden tener pequeños quistes como también dientes supernumerarios (mas del número normal), que deben ser removidos si están sueltos.

Oídos: Los tímpanos son difíciles de visualizar y tienen apariencia opaca.

Cuello

Es corto y simétrico. Debe explorarse movilidad y la presencia de aumento de volumen: bocio, quistes y hematomas del esternocleidomastoideo. Ocasionalmente puede presentarse asimetría con desviación hacia un lado, que

se debe con mayor frecuencia a una postura fetal persistente con la cabeza ladeada.

Torax

Se debe observar su forma y simetría. Presenta movimientos respiratorios normales, 30 a 60 por minuto.

Clavículas: Se palpan de superficie lisa y uniforme. Hay que tratar de descartar fracturas.

Nódulo mamario: Es palpable en los niños maduros, tanto en hombres como mujeres, su tamaño está determinado por la edad gestacional y por una adecuada nutrición.

Pulmones: La respiración del RN es en gran parte abdominal, frecuentemente irregular (periódica). Los pulmones se expanden en forma simétrica y tiene un adecuado murmullo vesicular. Un murmullo vesicular asimétrico o disminuido, deben hacer sospechar patología.

Corazón: Frecuencias cardíacas bajo 90 y sobre 195 por minuto deben estudiarse. Con frecuencia pueden auscultarse soplos sistólicos eyectivos (comienzan luego del primer ruido cardíaco aumentando progresivamente de intensidad hasta el meso-sístole para luego disminuir progresivamente de intensidad) que son transitorios. Todo soplo que persiste a más de 24 horas o que se acompañe de otra sintomatología debe ser estudiado.

Abdomen

Forma: Debe ser ligeramente excavado en las primeras horas para luego distenderse (estirarse) en la medida que el intestino se llena de aire.

Ombigo y cordón umbilical: Debe tener tres vasos: dos arterias y una vena. El cordón comienza a secarse horas después del parto, se suelta de la piel que lo rodea cerca del cuarto a quinto día y cae entre el séptimo y décimo día. En algunos casos la piel se prolonga por la base del cordón umbilical (ombigo cutáneo). Las hernias umbilicales son comunes y habitualmente no tienen significado patológico, aunque se pueden asociar a síndromes, hipotiroidismo, etc.

Ano y recto: Examinar la ubicación y permeabilidad del ano especialmente si no se ha eliminado un meconio (heces del niño formadas durante el tiempo intrauterino) en 48 horas.

Genitales

Masculinos: En el RN de término, el escroto es pendular con arrugas que cubren el saco, pigmentado. Los testículos deben estar descendidos. El tamaño del pene es muy variable, el prepucio está adherido al glande y el meato urinario es pequeño. En el prematuro el escroto está menos pigmentado y los testículos no están descendidos.

Femeninos: Los labios mayores cubren completamente a los menores y el clítoris. El himen debe verse y puede ser protuyente. Durante los primeros días después del nacimiento, puede observarse normalmente una secreción blanquecina mucosa que en ocasiones contienen sangre. Ocasionalmente los labios menores pueden estar fusionados cubriendo la vagina.

Caderas

Deben abducir (Movimiento de rotación externa de las extremidades inferiores a nivel de la cadera) en forma simétrica; sospechar luxación congénita de caderas si hay limitación a la abducción o si se siente un resalte cuando el fémur es dirigido hacia atrás y luego abducido.

Extremidades

Los brazos y piernas deben ser simétricos en anatomía y función. Alteraciones mayores incluyen: ausencia de huesos, deformaciones pueden sugerir síndromes malformativos. En ocasiones puede palparse fracturas.

Examen Neurológico

Actitud general y tono muscular: Debe evaluarse si la simetría de movimientos, postura y tono muscular son asimétricas, entonces pueden indicar lesiones neurológicas.

Reflejos arcaicos: a) Reflejo de Moro: se desencadena en respuesta a un estímulo brusco o a una deflexión brusca de la cabeza; tiene varias fases: primero el RN abduce los brazos para luego aducirlos en actitud de abrazo acompañado de flexión del cuerpo y luego llanto. b) Prehesión palmar y plantar: al aplicar presión en las palmas y plantas de pies, el RN flexiona sus dedos empuñando la mano o flectando los dedos del pie. c) Búsqueda: el RN vuelve su cabeza hacia el lado que se le aplica un estímulo en mejilla o peribucal, buscando el pezón de la madre. d) Succión: movimiento rítmico y coordinado de lengua y boca al colocar un objeto (chupete-dedo), dentro de ella.

3. EL RECIÉN NACIDO NORMAL

Introducción

Lo propio del período neonatal es la adaptación que exige el paso de la vida intrauterina a la extrauterina. Son múltiples los cambios que afectan al niño en esta etapa. La patología neonatal es, en general, un problema de adaptación en alguno de los sistemas del recién nacido. El cuidado del recién nacido normal consiste en supervisar esta adaptación y que no se presenten factores que la alteren, de manera de prevenir o de anticiparse a los problemas. El cuidado del recién nacido normal compete fundamentalmente a la madre, por eso es de especial importancia ayudar a la madre a comprender los fenómenos fisiológicos que se presentan en él y reforzar aspectos educativos en relación a su crecimiento y desarrollo.

El cuidado de todo recién nacido comprende su evaluación al menos en cuatro etapas durante los primeros días de vida: al nacer, durante el periodo de transición (primeras horas de vida), al cumplir 24 horas y previo a ser dado de alta con su madre del hospital.

Atención inmediata

La atención inmediata es el cuidado que recibe el recién nacido al nacer. El objetivo más importante de ésta es detectar y evaluar oportunamente situaciones de emergencia vital para el recién nacido. La más frecuente es la depresión cardiorrespiratoria que requiere que siempre se cuente con los medios y personal entrenado para efectuar una buena y oportuna reanimación. Se requiere de un lugar apropiado, adyacente o en la misma sala de partos. El recién nacido se enfría con facilidad si no se toman las precauciones correspondientes. Idealmente se debe usar una cuna con calor radiante que permite examinar al niño sin que se enfríe.

Desde el punto de vista médico cabe destacar los siguientes aspectos:
Anticipación de posibles problemas mediante un conocimiento completo de los antecedentes maternos, del embarazo y del parto.

Primera evaluación y examen del recién nacido que incluye: a) evaluación de su vitalidad: test de Apgar. b) Descartar malformaciones mayores, especialmente aquellas que son una emergencia vital y que es importante detectar oportunamente como: atresia de coanas, hernia diafragmática, atresia esofágica, hipoplasia pulmonar, malformaciones renales, disrafias espinales, genitales ambiguos, e imperforación anal.

Efectuar una primera evaluación de la edad gestacional y de la adecuación del peso a la edad personal.

Según el resultado de esta primera evaluación inmediata se indicará que el recién nacido: quede en el cuidado de transición habitual; en cuidado de transición con determinada orientación, como sería el solicitar algunos exámenes, como hematocrito y hemoglobina en caso de sangramientos previo al parto; glicemia en un RTN hijo de madre diabética; o bien que se le indique hospitalización.

Cuidado de transición

Durante las primeras horas de vida se producen los cambios más importantes en la adaptación del RN al medio extrauterino. Hay variaciones en su frecuencia respiratoria, cardíaca, en su estado de alerta y actividad motora. Durante los primeros 15 a 30 minutos de vida es normal una taquicardia de hasta 180/min (primeros 3 minutos), una respiración de 60 a 80/min, a veces algo irregular y con cierta retracción costal y aleteo nasal. Es frecuente la presencia de mucus y secreciones en la boca. La temperatura corporal y especialmente la cutánea siempre desciende. Esta primera etapa se ha llamado primer periodo de reactividad. En las horas siguientes, disminuye la frecuencia cardíaca a márgenes de 120-140/min y la respiración a cifras de menos de 60/min (cifras son válidas sin llanto). El niño se ve más tranquilo y tiende a dormirse.

Aparecen de nuevo secreciones y mucus en la boca, ocasionalmente puede vomitar. Se escuchan ruidos intestinales. Hay cierta labilidad en la frecuencia cardíaca en respuesta a estímulos exógenos con taquicardia transitoria. * “El paso de meconio” puede producir taquicardia o braquicardia transitoria. La aspiración nasogástrica, generalmente produce braquicardia.

4. CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DEL RECIÉN NACIDO

Un recién nacido promedio, o neonato, mide cerca de 50,8 cms. y pesa alrededor de 3,175 Kgs. En el momento del nacimiento, 95% de los bebés pesan entre 2,2 y 4 Kgs, y miden entre 45,7 y 55,8 centímetros. El tamaño en el momento de nacer está relacionado con factores tales como, raza, sexo, talla de los padres, nutrición y salud de la madre; los varones tienden a ser un poco más altos y pesados que las mujeres y es posible que un primogénito pese menos en el momento del nacimiento que los que nazcan después. El tamaño en el momento del nacimiento se halla relacionado con el tamaño durante la infancia.

Durante los primeros días los neonatos pierden el 10% del peso del cuerpo, primordialmente debido a la pérdida de fluidos; cerca del quinto día, empiezan a

recuperarlos y, generalmente, lo han logrado totalmente entre el décimo y decimocuarto día. Los bebés livianos pierden menos pesos que los pesados, y los primogénitos menos que los que nacen después.

Los recién nacidos son bastantes pálidos, incluso los bebés de raza negra que más tarde serán más oscuros tienen un aspecto rosáceo debido a la delgada piel que escasamente les cubre la sangre que fluye a través de los diminutos capilares.

Sistemas corporales

Antes del nacimiento, la circulación de la sangre del feto, la respiración, la alimentación, la eliminación y la regulación de la temperatura se cumplen todas a través de su conexión con el cuerpo de la madre. Después del nacimiento, los infantes deben llevar a cabo todas estas funciones por sí mismos; la transición de la vida intrauterina a la vida exterior ejerce mayores demandas sobre los sistemas del cuerpo y son, en casi todos los casos, suficientes para responder a ellas. Los neonatos pasan la mayor parte durmiendo, pero despiertan con hambre cada 2 a 3 horas.

Sistema circulatorio

Antes del nacimiento, la madre y el bebé tienen sistemas circulatorios independientes y latidos del corazón separados, pero la sangre del feto se depura a través del cordón umbilical, el cual transporta sangre hacia la placenta y desde esta. Después del nacimiento, el propio sistema del bebé debe hacerse cargo de hacer circular la sangre a través del cuerpo; el latido del corazón del neonato es aún acelerado e irregular y la presión sanguínea no se estabiliza sino hasta el décimo día.

Sistema respiratorio

El cordón umbilical trae oxígeno al feto y extrae gas carbónico; el recién nacido necesita mucho más oxígeno y ahora debe obtenerlo por sí mismo. La mayoría de los infantes empiezan a respirar tan pronto como emergen al aire; por tanto, un bebé que no empieza a respirar dos minutos después del nacimiento, está en problemas, si la respiración no ha empezado más o menos a los cinco minutos después del nacimiento, puede haber algún grado de daño cerebral debido a la anoxia o falta de oxígeno.

Sistema gastrointestinal

En el útero, el feto depende del cordón umbilical que le proporciona comida proveniente de la madre y lleva los residuos del cuerpo. Después del nacimiento el infante tiene un fuerte reflejo succionador para ingerir la leche así como las secreciones gastrointestinales para digerirla. El meconio (material de

desecho viscoso de color verde negruzco que se forma en el tracto intestinal del feto) se excreta aproximadamente durante los primeros dos días del nacimiento.

El cerebro y las conductas reflejas

¿Qué hace que un recién nacido responda al contacto con un pezón? ¿Qué le dice que empiece los movimientos de succión que le permiten controlar la propia ingestión de alimento?

Estas son funciones del sistema nervioso el cual consta del cerebro, la médula espinal (un manojito de nervios que se aloja en la espina dorsal) y una creciente red de nervios que eventualmente alcanza todas las partes del cuerpo. A través de esta red, los mensajes sensoriales viajan al cerebro, y las órdenes motrices viajan en sentido inverso. Este sistema complejo de comunicación gobierna lo que un bebé, o un adulto, puede hacer tanto física como mentalmente. Debido a que el cerebro controla la conducta humana, su crecimiento normal antes y después del nacimiento es fundamental para el desarrollo.

Crecimiento del cerebro

El cerebro humano crece más rápidamente durante la gestación y la vida primera postnatal.

Los reflejos de un recién nacido

Cuando los bebés (o los adultos) parpadean ante una luz brillante, están actuando involuntariamente; tales respuestas automáticas a estímulos externos se llaman conductas reflejas.

Los seres humanos tienen una gama de reflejos, muchos de los cuales están presentes antes, durante o ligeramente después del nacimiento. Algunos de ellos estimulan la supervivencia u ofrecen protección. En el curso normal del desarrollo neurológico, los reflejos primitivos desaparecen durante el primer año de vida. Reflejos protectores tales como el parpadeo, el bostezo, la tos, la provocación de náusea, el estornudo y el reflejo de la pupila, no desaparecen. Debido a que la subcorteza controla los reflejos primitivos, su desaparición es un signo del desarrollo de la corteza y el cambio al control voluntario de la conducta. Una de las primeras cosas que hace un médico cuando nace un bebé es poner a prueba los reflejos normales.

5. ALIMENTACIÓN NATURAL

La leche materna

La leche materna es insustituible, la madre debe tener un conocimiento apropiado de esto y ser tranquilizada con respecto a problemas frecuentes que se presentan en el amamantamiento. A las madres se les puede dar las siguientes recomendaciones para el amamantamiento:

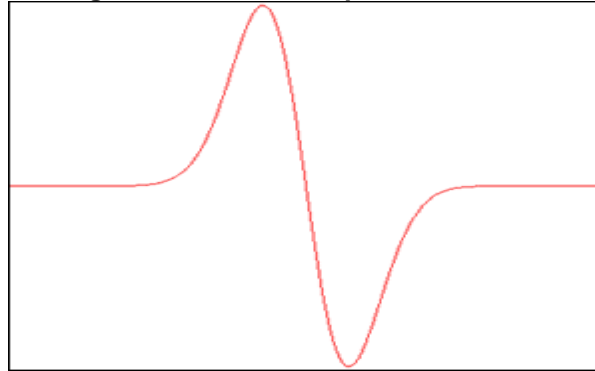
- Siéntese o recuéstese cómoda, con la espalda apoyada.
- Recueste al niño sobre su brazo, con la cabeza en el ángulo del codo, tomándole el pañal con la mano.
- Tome su pecho con los cuatro dedos por abajo y el pulgar por arriba, ofreciendo el pecho. No con los dedos en tijera.
- Con el pezón toque el labio inferior del niño hasta que abra ampliamente la boca.
- Atráigalo hacia usted rápidamente, ayudándolo a que el pezón y la areola quede dentro de su boca.
- Trate de ponerlo siempre en ambos pechos. Si se le queda dormido, ayúdele a eliminar los “flatos” y déjelo con menos ropa, eso ayudará a despertarlo.
- Póngalo al pecho cada vez que el niño le pida, que usted sienta los pechos muy llenos o hayan pasado más de 3 a 4 horas, aunque el siga durmiendo.
- Los primeros 2 a 3 días usted producirá una escasa cantidad de calostro, éste es muy concentrado y especialmente adecuado para proteger a su hijo.

Aspecto del meconio y deposiciones de transición.

Las deposiciones de los primeros días van cambiando de color, consistencia y frecuencia. El meconio, al comienzo es de color café verdoso muy oscuro, casi negro, va cambiando a un color café mas claro, hasta llegar a las típicas deposiciones color amarillo oro de la alimentación al pecho.

ANEXO G. Wavelet Spline Cuadrática

Figura 1. Wavelet de spline cuadrático



Se define una clase de Wavelet que puede ser utilizada en la implementación rápida de algoritmos. Primero que todo se define una función de suaviamiento $\phi(x)$, con esto definimos a $\psi(x)$ como una Wavelet cuya reconstrucción viene dada por $\chi(x)$.

A continuación se define la transformada de Fourier de la función $\phi(x)$ como el siguiente producto infinito.

$$\hat{\phi}(x) = e^{-iw\omega} \prod_{p=1}^{+\infty} H(2^{-p}\omega) \quad (1)$$

Donde $H(\omega)$ es una función con periodo 2π y diferenciable tal que:

$$|H(\omega)|^2 + |H(\omega + \pi)|^2 \leq 1 \quad |H(0)| = 1 \quad (2)$$

Se puede probar que las condiciones descritas en 2 son suficientes para que 1 describa a una función de suaviamiento $\phi(x)$, la cual esta en $L^2(\mathbb{R})$. La ecuación 1 implica que:

$$\hat{\phi}(2\omega) = e^{-iw\omega} H(\omega) \hat{\phi}(\omega) \quad (3)$$

Definimos la Wavelet $\psi(x)$ cuya transformada de Fourier esta dada por:

$$\hat{\psi}(2\omega) = e^{-iw\omega} G(\omega) \hat{\phi}(\omega) \quad (4)$$

$$\left| \hat{\phi}(\omega) \right|^2 - \left| \hat{\phi}(2^j \omega) \right|^2 = \sum_{j=1}^j \psi(2^j \omega) \hat{\chi}(2^j \omega) \quad (5)$$

Donde $G(\omega)$, es una función con periodo 2π , haciendo $j=1$ en la ecuación 5 se comprueba que $\hat{\chi}(\omega), \hat{\psi}(\omega), \hat{\phi}(\omega)$ deben satisfacer:

$$\hat{\psi}(2\omega) \hat{\chi}(2\omega) = \left| \hat{\phi}(\omega) \right|^2 - \left| \hat{\phi}(2\omega) \right|^2 \quad (6)$$

$\hat{\chi}(\omega)$, puede ser escrito de la siguiente forma:

$$\hat{\chi}(2\omega) = e^{-i\omega} K(\omega) \hat{\phi}(\omega) \quad (7)$$

donde $K(\omega)$ es una función con periodo 2π , si reemplazamos 3 y 7 en 6 obtenemos:

$$\left| H(\omega) \right|^2 + G(\omega) K(\omega) = 1 \quad (8)$$

Se puede probar que 8 es suficiente para definir $K(\omega)$ tal que $\hat{\chi}(\omega)$ es la transformada de Fourier de la Wavelet reconstruida.

Nosotros deseamos obtener una Wavelet igual a la primera derivada de la función de suavizado $\phi(x)$. Esto implica que $\hat{\psi}(\omega)$ debe tener un cero de orden 1 en $\omega=0$. Desde $\left| \hat{\phi}(0) \right|=1$, produce que $G(\omega)$ tenga un cero de orden 1 en $\omega=0$.

Nosotros escogimos $H(\omega)$ con el fin de obtener un $\psi(\omega)$ antisimétrica, tan regular como sea posible y con un pequeño soporte compacto. Una familia de funciones con periodo 2π y que satisfacen las anteriores condiciones, son dadas por:

$$H(\omega) = e^{\frac{i\omega}{2}} \left(\cos\left(\frac{\omega}{2}\right) \right)^2 \quad (9)$$

$$G(\omega) = 4ie^{\frac{i\omega}{2}} \left(\sin\left(\frac{\omega}{2}\right) \right) \quad (10)$$

$$K(\omega) = \frac{1 - |H(\omega)|^2}{G(\omega)} \quad (11)$$

de 1 y 3 se deduce que:

$$\hat{\phi}(\omega) = \left(\frac{\sin(\omega/2)}{\omega/2} \right)^{2n+1} \quad (12)$$

$$\hat{\psi}(\omega) = i\omega \left(\frac{\sin(\omega/4)}{\omega/4} \right)^{2n+2} \quad (13)$$

La transformada de Fourier $\hat{\phi}(\omega)$ de la primitiva es por consiguiente:

$$\hat{\phi}(\omega) = \left(\frac{\sin(\omega/4)}{\omega/4} \right)^2 \quad (14)$$

Para nuestro caso escogimos $2n+1=3$ con el fin de obtener una Wavelet antisimétrica con respecto a cero y una función de suavizado simétrica con respecto a cero. La ecuación 13 prueba que la Wavelet es de spline cuadrático y que tiene soporte compacto, las funciones de periodo 2π , $H(\omega)$, $K(\omega)$, $G(\omega)$ puede ser vistas como las funciones transferencia de filtros discretos con respuesta al impulso finito. En la siguiente tabla se presentan los coeficientes de esos filtros.

Cuadro 1. Respuesta al impulso finito H,G,K y L, que corresponden a la Wavelet de spline cuadrático de la figura1

n	H	G	K	L
-3			0.0078125	0.0078125
-2			0.0546875	0.046875
-1	0.125		0.171875	0.1171875
0	0.375	-2.0	-0.171875	0.65625
1	0.375	2.0	-0.0546875	0.1171875
2	0.125		-0.0078125	0.046875
3				0.0078125

ANEXO H. Análisis de la Varianza

El análisis de la varianza tiene amplia aplicación en el análisis de datos derivados de experimentos. Este se utiliza para cumplir objetivos: 1) estimar y probar hipótesis respecto a las variancias poblaciones y 2) estimar y probar hipótesis respecto a las medias de las poblaciones.

En la presentación del análisis de varianza para diferentes diseños se sigue el procedimiento de ANOVA, el cuál consta de las siguientes etapas:

1. DESCRIPCIÓN DE DATOS:

Además de escribir los datos de las muestras en forma usual estos se despliegan de forma tabular. Las mediciones que resultan de un diseño experimental completamente aleatorizado, junto con las medias y los totales que puedan calcularse a partir de los datos, pueden presentarse, si así conviene, en la forma que se muestra en la tabla 1. Los símbolos utilizados en esta tabla se definen así:

Tabla 1. Valores de la muestra para el diseño completamente aleatorizado

		Tratamiento				
		1	2	3	...	k
	X_{11}	X_{12}	X_{13}	...	X_{1k}	
	X_{21}	X_{22}	X_{23}	...	X_{2k}	
	X_{31}	X_{32}	X_{33}	...	X_{3k}	
	X_{41}	X_{42}	X_{43}	...	X_{4k}	
	
	
	
	$X_{n,1}$	$X_{n,2}$	$X_{n,4}$...	$X_{n,k}$	
Total	$T_{.1}$	$T_{.2}$	$T_{.3}$		$T_{.k}$ $T_{...}$	
Media	$X_{.1}$	$X_{.2}$	$X_{.3}$...	$X_{.k}$ $X_{..}$	

X_{ij} = la i-ésima observación resultante a partir del j-ésimo tratamiento (en total existen k tratamientos)

$$i = 1, 2, \dots, n \quad j = 1, 2, \dots, k$$

$$T_{.j} = \sum_{i=1}^{n_j} X_{ij} = \text{total } j\text{-ésimo tratamiento}$$

$$\bar{X}_{.j} = \frac{T_{.j}}{n_j} = \text{medida del } j\text{-ésimo tratamiento}$$

$$T_{..} = \sum_{i=1}^k T_{.j} = \sum_{j=1}^k \sum_{i=1}^{n_j} X_{ij} = \text{total de todas las observaciones}$$

$$\bar{X} = \frac{T_{..}}{N}, N = \sum_{j=1}^k n_j$$

2. SUPUESTOS:

Junto con las suposiciones que fundamentan el análisis, se presenta el modelo de cada diseño estudiado. El modelo se compone de una representación simbólica de un valor representativo de los datos que se han de analizar.

El modelo: Tal como se habrá notado, un modelo es una representación simbólica de un valor representativo del conjunto de datos. Para escribir el modelo para el diseño experimental completamente aleatorizado, se debe identificar el valor representativo a partir de los datos presentados por la muestra desplegada en la tabla 1. Se utiliza el símbolo X_{ij} para representar dicho valor.

El análisis de varianza unilateral.

$$X_{ij} = \mu + \tau_j + e_{ij}; i = 1, 2, \dots, n, j = 1, 2, \dots, k$$

Los términos en este modelo se definen de la siguiente forma:

- μ representa la media de todas las k-medias poblacionales, y se le conoce como la *gran media*.
- τ representa la diferencia entre la media de j-ésima población y la gran media. Se le conoce como *efecto del tratamiento*.
- e representa la cantidad en que difieren una medición individual de la media poblacional a la pertenece. Se le conoce como *termino error*.

Componentes del modelo: Al revisar el modelo es posible apreciar, que una observación representativa a partir del conjunto completo de datos esta compuesto de: 1) la gran media, 2) efecto tratamiento, 3) Termino del error que representa la desviación de la observación a partir de su media grupal.

En la mayoría de las situaciones, el interés esta solamente en los k-tratamiento. Cualquier inferencia que se haga, se aplica únicamente a estos tratamientos y no se puede ampliar la diferencia a cualquier otro conjunto mayor de tratamiento.

Cuando se establecen tales restricciones para los objetivos inferenciales, el modelo se conoce como *modelo I*, o *modelo de efectos fijos*.

Supuestos del modelo: Las suposiciones para el modelo de efectos fijos son las siguientes:

- los k conjuntos de datos observados forman k muestras aleatorias simples a partir de las poblaciones respectivas.
- Cada una de las poblaciones de las que se extraen las muestras siguen una distribución normal con media μ_j y varianza σ^2_j .
- Cada una de las poblaciones tienen la misma varianza $\sigma^2_1 = \sigma^2_2 = \dots = \sigma^2_k = \sigma^2$, varianza común.
- Las τ_j son constantes desconocidas y $\sum \tau_j = 0$, puesto que la suma de todas las desviaciones de μ_j a partir de su media μ , es cero.
- Las e_{ij} tienen una media igual a cero, por que la media de X_{ij} es μ .
- Las e_{ij} tiene varianza igual a la varianza de las X_{ij} , porque las e_{ij} y las X_{ij} difieren sólo por una constante, es decir, la variancia del error es igual a σ^2 , la variancia común, especificada anteriormente.
- Las e_{ij} siguen una distribución normal (e independiente).

3. HIPÓTESIS:

Pruebe la hipótesis que dice que todas las poblaciones o tratamientos tienen medias iguales contra la hipótesis alternativa, que dice que al menos un par de poblaciones no tiene medias iguales. La hipótesis se redacta como sigue:

$$H_0 : \mu_1 = \mu_2 = \mu_3 = \dots = \mu_k$$
$$H_A : \text{no todas las } \mu_j \text{ son iguales}$$

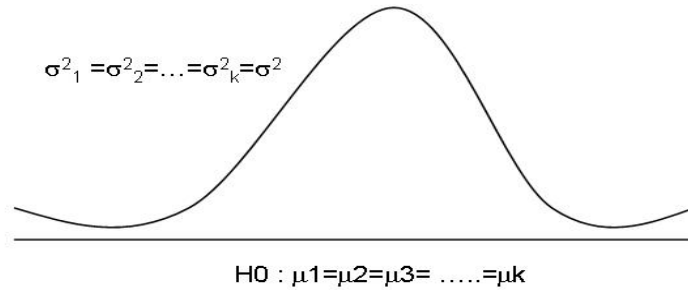
Si las medias de las poblaciones son iguales, y el efecto de cada tratamiento es igual a cero, de tal manera que, alternamente las hipótesis pueden escribirse como sigue:

$$H_0 : \tau_j = 0, j=1,2,\dots,k$$
$$H_A : \text{no todas las } \tau_j = 0$$

Si H_0 es verdadero y las suposiciones se cumplen respecto a que las variaciones son iguales y que las poblaciones siguen una distribución normal, entonces es posible apreciar una fotografía de las poblaciones como se muestra en la figura 1. Cuando H_0 es verdadera, las medias de la población son todas iguales y las poblaciones están centradas sobre el mismo punto (la media común) en eje

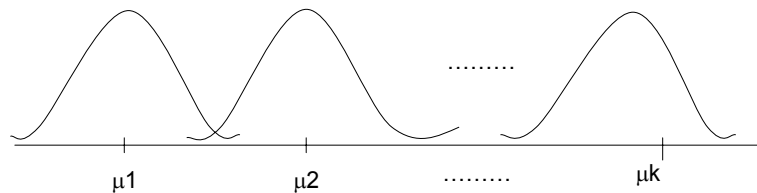
horizontal. Si todas las poblaciones siguen una distribución normal con varianzas iguales, la distribución es idéntica, de tal manera que en la fotografía cada una de ellas esta sobrepuesta sobre las otras y una sola fotografía es suficiente para representarlas a todas.

Figura 1. Descripción de las poblaciones presentadas cuando H_0 es verdadero



Cuando H_0 es falsa, probablemente lo es por que la media de una de las poblaciones es diferente de las demás que si pueden ser iguales. O, tal vez todas las medias poblacionales son diferentes. Estas son únicamente dos de las posibilidades cuando H_0 es falsa. Existen muchas otras posibles combinaciones de medias iguales y medias diferentes. La figura 2. Muestra las poblaciones cuando cumplen las posiciones, pero H_0 es falsa por que no hay dos medias de poblaciones que sean iguales.

Figura 2. Descripción de las poblaciones presentadas cuando H_0 es falso



4. ESTADÍSTICA DE PRUEBA:

La estadística de prueba para el análisis de la variancia unilateral es el cálculo de la razón, designada como R.V. Las dos variancias con las que se calcula R.V. son las mismas variancias calculadas a partir de la muestra.

5. DISTRIBUCIÓN DE LA ESTADÍSTICA DE PRUEBA:

R.V. sigue la distribución F cuando H_0 es verdadera y se cumplen las suposiciones.

6. REGLA DE DECISIÓN :

En general la regla de decisión es rechazar la hipótesis nula si el valor calculado para R.V. es mayor o igual que el valor crítico de F con nivel α .

7. CALCULO DE LA ESTADÍSTICA DE PRUEBA:

Se definió el análisis de la variancia como un proceso donde, la variación total presente en el conjunto de datos se divide en componentes que son atribuibles a diferentes fuentes. El termino *variación* se utiliza en este contexto para referirse a la *suma de desviaciones al cuadrado de las observaciones de su media o suma de cuadrados*.

Los cálculos iniciales aplicados para una ANOVA unilateral consistente en la división de la variación total presente en el conjunto de datos observados dentro de sus componentes básicos, cada uno de los cuales es atribuible a una fuente identificable.

Suma total de Cuadrados: Antes de hacer cualquier división, primero es necesario calcular la suma total de cuadrados. La suma total de cuadrados es la suma de los cuadrados de las desviaciones de las observaciones individuales a partir de la media de todas las observaciones tomadas juntas. La *suma total de cuadrados* (SC_{total}) se define como:

$$SC_{total} = \sum_{j=1}^k \sum_{i=1}^{n_j} (X_{ij} - \bar{X}_{..})^2$$

Donde $\sum_{i=1}^n$ indica que hay que sumar las desviaciones al cuadrado para cada grupo de tratamiento y $\sum_{j=1}^k$ indica que hay que sumar los totales de los k grupos que se obtienen al aplicar $\sum_{i=1}^n$. Entonces se puede identificar la ecuación como el numerador de la variancia que puede calcularse a partir del conjunto completo de observaciones juntas.

Suma de cuadrados dentro de los grupos: Ahora se muestra como calcular los primeros dos componentes de la suma total de cuadrados.

El primer paso para calcular estos componentes es realizar ciertos cálculos dentro de cada grupo. Estos cálculos implican realizar dentro de cada grupo, la suma de las desviaciones al cuadrado de las observaciones individuales, a partir de su

media. Después de realizar estos cálculos dentro de cada grupo, se obtiene la suma de los resultados individuales del grupo. A este componente de variación se le llama *suma de cuadrados dentro de los grupos* y se le designa como SC_{dentro} . A esta cantidad algunas veces se le conoce como suma de cuadrados *residuales* o de errores. La expresión matemática para estos cálculos es la siguiente:

$$SC_{dentro} = \sum_{j=1}^k \sum_{i=1}^{n_j} (X_{ij} - \bar{X}_{.j})^2$$

Suma de cuadrados entre los grupos: Para obtener el segundo componente de la suma total de cuadrados, se calcula para cada grupo la desviación al cuadrado de la media del grupo a partir de la gran media, y se multiplica el resultado por el tamaño del grupo. Finalmente, se suman los resultados de todos los grupos. Esta cantidad es una medida de variación entre los grupos y se conoce como *suma de cuadrados entre grupos* o SC_{entre} . La forma para calcular esta cantidad es la siguiente:

$$SC_{entre} = \sum_{i=1}^k n(\bar{X}_{ij} - \bar{X}_{..})^2$$

Entonces, para resumir, se encuentra que la suma total de cuadrados es igual a la suma de cuadrados entre los grupos más la suma de los cuadrados dentro de los grupos. Esta relación se expresa así:

$$SC_{total} = SC_{entre} + SC_{dentro}$$

Con la suma de cuadrados, recién descrita, es posible calcular dos estimaciones de variancia común de la población, σ^2 . Puede demostrarse que cuando las suposiciones se cumplen, las medias de las poblaciones son todas iguales, tanto la suma de cuadrados dentro de los grupos como la suma de cuadrados entre grupos, si se dividen entre su respectivo grado de libertad, producen estimación de σ^2 insesgada e independiente.

Primera estimación de σ^2 : dentro de cualquier muestra, la expresión matemática:

$$\frac{\sum_{i=1}^{n_j} (X_{ij} - \bar{X}_{.j})^2}{n_j - 1}$$

Proporciona una estimación insesgada de la variancia real para la población de la que proviene la muestra. Bajo la suposición de que todas las variancias de la población son iguales, es posible continuar las k estimaciones para obtener

$$\frac{\sum_{j=1}^k \sum_{i=1}^n (X_{ij} - \bar{X}_{.j})^2}{\sum_{j=1}^k (n_j - 1)}$$

Esta es la primera estimación de σ^2 y se le puede llamar *variancia dentro de los grupos*, dado que la expresión corresponde a la suma de cuadrados dentro de los grupos de la ecuación de suma de cuadrados entre grupos dividida entre los respectivos grados de libertad. A la cantidad de la ecuación casi siempre se le llama *cuadrado medio* dentro de los grupos en lugar de variancia dentro de los grupos.

El cuadrado medio dentro de los grupos es una estimación válida de σ^2 solo si las variancias de las poblaciones son iguales. Sin embargo, no es necesario que H_0 sea verdadera para que el cuadrado medio dentro de los grupos sea una estimación válida de σ^2 . Esto es, el cuadrado medio dentro de los grupos estima a σ^2 sin importar si H_0 es verdadero o falso, siempre que las variancias de las poblaciones sean iguales.

Segunda estimación de σ^2 : La segunda estimación de σ^2 puede obtenerse a partir de la fórmula ya conocida para la variancia de las medias de la muestra, $\sigma_{\bar{x}}^2 = \frac{\sigma^2}{n}$. Si la ecuación es resuelta, σ^2 es la variancia de la población a la cual se le extrajo las muestras, se tiene:

$$\sigma^2 = n \frac{2}{x}$$

Una estimación insesgada de σ^2/x , calculada a partir de los datos de la muestra, es proporcionada por

$$\frac{\sum_{j=1}^k (\bar{X}_{.j} - \bar{X})^2}{k-1}$$

Si esta cantidad se sustituye en la ecuación anterior obteniendo la estimación para σ^2

$$\frac{n \sum_{j=1}^k (\bar{X}_{.j} - \bar{X}_{..})^2}{k-1}$$

El numerador de esta ecuación se conocerá como la suma de los cuadrados entre grupos para el caso especial en que todos los tamaños de la muestras son iguales. Cuando se divide esta suma en cuadrados, entre los grados de libertad asociados $k-1$, se obtienen lo que se conoce como el *cuadrado medio entre los grupos*.

Cuando no todos los tamaños de la muestra son iguales, una estimación de σ^2 con base en la variabilidad entre las medias de las muestras se obtiene mediante:

$$\frac{\sum_{j=1}^k (\bar{X}_{.j} - \bar{X}_{..})^2}{k-1}$$

Si además, la hipótesis nula es verdadera, puede esperarse que esas dos estimaciones de σ^2 tenga una magnitud muy semejante. Si la hipótesis es falsa, esto es si todas las medidas de las poblaciones son diferentes, se puede esperar que el cuadro medio entre los grupos, que es calculado mediante el uso de las desviaciones al cuadrado de las medias de las muestras a partir de toda media, sea mayor que el cuadrado medio dentro de los grupos.

Para comprender el análisis de la variancia es necesario tener en cuenta que el cuadrado medio entre grupos proporciona una estimación valida de σ^2 cuando la suposición de igualdad de las variancias de las poblaciones se cumple y cuando H_0 es verdadera. Ambas condiciones, una hipótesis nula verdadera y variancias iguales en las poblaciones, se deben cumplir para que el cuadrado medio entre grupos sea una estimación valida para σ^2 .

Razón de variancias: Lo que se necesita ahora es comparar las 2 estimaciones de σ^2 mediante el cálculo de la siguiente relacione de variancia, que representa la estadística de prueba requerida.

$$R.V. = \frac{\text{cuadrado medio entre los grupos}}{\text{cuadrado medio dentro de los grupos}}$$

Si las dos estimaciones son aproximadamente iguales, la R.V. será casi igual a uno (1). Una razón próxima a uno (1) tiende a apoyar la hipótesis de que las medias son iguales para las poblaciones. Por otra parte, si el cuadrado medio entre de los grupos es considerablemente mayor que el cuadrado medio dentro de los grupos, la R.V. será, a su vez, considerablemente mayor a uno (1). Un valor

de R.V. con esta característica ocasionara dudas sobre la hipótesis de igualdad de las medias de las poblaciones.

Se sabe que debido a la variabilidad del muestreo, aun cuando la hipótesis nula es verdadera, es poco probable la igualdad de los cuadrados medios entre y dentro de los grupos. Por lo tanto, antes de concluir que las diferencias no se deban a la fluctuación del muestreo, es necesario decidir que tan grande debe ser la diferencia observada. ¿Qué tan grande debe ser un valor de R.V. para concluir que la diferencia observada entre las dos estimaciones de σ^2 no es resultado únicamente al azar?

Prueba de F: Para responder la pregunta anterior se debe considerar la distribución muestral de la razón de las variancias para dos muestras. La cantidad $(S^2_1/\sigma^2_1)/(S^2_2/\sigma^2_2)$ sigue una distribución F cuando las variancias de las muestras se calculan a partir de muestras extraídas de forma independiente y aleatoria de una población que sigue una distribución normal. La distribución F, presentada por R.A Fisher a principios de la década de 1920, se ha convertido en una de las distribuciones de mayor uso en la estadística moderna. Ya se tiene conocimientos de su uso en la construcción de intervalos de confianza para las variancias de la población y para probar hipótesis acerca de estas.

La distribución F es realmente una familia de distribuciones, y la distribución f que se utiliza en una situación determinada depende del número de grados de libertad asociados en la variancia muestral del numerador (*grados de libertad del numerador*) y el número de grados de libertad asociados con la variancia muestral en el denominador (*grados de libertad del denominador*).

Una vez que se determina la distribución F adecuada, el tamaño de la R.V. observada que causara el rechazo de la hipótesis de la igualdad de las medias de la población depende del nivel de significancia elegido. El nivel de significación elegido determina el valor crítico de F, que es el valor que separa la región de aceptación de la región de rechazo.

Como se ha visto el R.V. se calcula, en situaciones de este tipo, colocando el cuadrado medio entre los grupos en el numerador y el cuadro medio dentro de los grupos en el denominador; por lo que el valor de los grado de libertad del numerador es igual al numero de grupos menos 1, $(k-1)$ y el valor de los grados del denominador es igual a:

$$\sum_{j=1}^k (n_j - 1) = \sum_{j=1}^k n_j - 1 = N - k$$

Los cálculos que se han efectuado se pueden resumir y mostrar en una tabla.

Tabla 2. Análisis de la varianza, para el diseño completamente aleatorio

Fuente de variación	Suma de Cuadrados	Grados de libertad	Cuadrado medio	Razón de la Variación
	$SC_{entre} = \sum_{i=1}^k n(\bar{X}_{ij} - \bar{X}_{..})^2$			$RV = \frac{CM_{entre}}{CM_{dentro}}$
Entre muestras		k-1	$CM_{entre} = SC_{entre} / (k-1)$	
	$SC_{dentro} = \sum_{j=1}^k \sum_{i=1}^{n_j} (X_{ij} - \bar{X}_{.j})^2$			
Dentro de las muestras		N-k	$CM_{dentro} = SC_{dentro} / (N-k)$	
Total	$SC_{total} = SC_{entre} + SC_{dentro}$	N-1		

8. DECISIÓN ESTADÍSTICA:

Para tomar una decisión es necesario comparar la R.V. calculada contra el valor crítico de F, que puede obtenerse con los correspondientes grados de libertad k-1 en el numerador y N-k en el denominador.

Si el valor calculado de R.V. es mayor o igual al valor crítico de F, la hipótesis nula es rechazada; pero si es menor que el valor crítico de F, no se rechaza la hipótesis nula.

Explicación de por que se rechaza la hipótesis nula: Existen dos posibles explicaciones de por que puede ser rechazada la hipótesis nula. Si la hipótesis nula es verdadera, es decir, si las variancias de las dos muestras son estimaciones de una varianza común, se sabe que la probabilidad de obtener un valor para R.V. mayor o igual que el valor crítico de F es igual al nivel de significancia. Es posible concluir, si se desea, que la hipótesis nula es verdadera y suponer que debido a la casualidad se obtuvo un conjunto de datos que originaron un evento extraño. Por otro lado, posiblemente se prefiera suponer que el valor calculado de R.V. no representa un evento extraño producto del azar, sino que, en lugar de ello, refleja el hecho de que existe algo que actúa y que no es el azar. Se concluye que ese otro “algo” es una hipótesis nula falsa.

Esta última es la explicación que en general se da para los valores de R.V. que son mayores que el valor crítico de F. Dicho de otra forma, si el valor calculado de R.V. es mayor que el valor crítico de F, la hipótesis nula se rechaza.

Vale la pena recordar que la hipótesis original que se desea probar es:

$$H_0 : \mu_1 = \mu_2 = \mu_3 = \dots = \mu_k$$

¿El rechazo de la hipótesis acerca de las variancias implica un rechazo de la hipótesis de la igualdad de las medias poblacionales? La respuesta es afirmativa. Un valor grande de R.V. resulto del hecho de que el cuadrado medio entre los grupos era considerablemente mayor que el cuadrado medio dentro de los grupos. Dado que el cuadrado medio entre los grupos se basa en la dispersión de las medias muestrales en torno a su media, esta cantidad será grande cuando exista una gran discrepancia entre los tamaños de las medias muestrales. Debido a esto, un valor significativo de la R.V. indica que se rechace la hipótesis nula de la igualdad de las medias poblacionales.

9. CONCLUSIÓN:

Cuando se rechaza H_0 se concluye que no todas las medias poblacionales son iguales. Cuando no se rechaza H_0 se concluye que probablemente todas las medias poblacionales son iguales.

10. **CALCULO DEL VALOR P:** esto se realiza finalmente para determinar el valor estadístico que nos ayudara a rechazar o no rechazar la hipótesis nula con respecto al punto crítico F.

Si finalmente se rechaza la hipótesis nula, es conveniente calcular las poblaciones en las que se encuentran las diferencias significativas en pares individuales de medias, la forma de realizar esta operación será descrita a continuación

PROCEDIMIENTO DE COMPARACIONES MÚLTIPLES

Aunque con el análisis anterior concluyamos que las medias poblacionales no son todas iguales, no podemos ser más específicos. No sabemos si todas las medias son diferentes entre si o solo algunas de ellas son diferentes. Por tanto, una vez rechazada la hipótesis nula a menudo deseamos llevar a cabo pruebas adicionales para determinar donde se encuentran las diferencias.

Existen muchas diferentes técnicas para llevar a cabo comparaciones múltiples, que tradicionalmente implican probar individualmente cada par de medias. Una aproximación posible consiste en llevar a cabo una serie $\binom{k}{2}$ de pruebas t para

dos muestras. Sin embargo, como hemos notado, llevar a cabo pruebas múltiples incrementa la probabilidad de cometer error de tipo I. Podemos evitar el problema si somos más cautos en nuestras comparaciones individuales. Si reducimos los niveles individuales α nos aseguraremos de que el nivel total de significancia se mantenga en un nivel predeterminado.

El nivel de significancia de cada comparación individual depende del número de pruebas que se efectúan. Mientras más grande sea la cantidad de pruebas, menor debe ser. Por ejemplo, para fijar la probabilidad total de cometer un error de tipo I en 0.05, deberíamos utilizar:

$$\alpha^* = \frac{0.05}{\binom{k}{2}}$$

Como nivel de significancia para una comparación individual. Esta modificación recibe el nombre de *corrección Bonferroni*.

Para llevar a cabo una prueba de la hipótesis nula

$$H_0 : \mu_1 = \mu_2$$

Calculamos

$$t_{ij} = \frac{\bar{X}_i - \bar{X}_j}{\sqrt{S_w^2 \left[(1/n_i) + (1/n_j) \right]}}$$

El estadístico de prueba para una prueba t para dos muestras. Observe que, en lugar de utilizar los datos de sólo dos muestras para calcular la variancia común σ^2 , aprovechamos la información adicional disponible y utilizamos el total, k , de muestras. De acuerdo con la hipótesis nula, t_{ij} tiene una distribución t con $n-k$ grados de libertad.

Una desventaja del procedimiento de comparaciones bonferroni es su grado de precisión. Es sumamente conservador y puede no detectar una diferencia en medias que realidad exista. Sin embargo, hay muchos otros procedimientos de comparaciones múltiples que podrías utilizarse en su lugar. La técnica apropiada que ha de aplicarse en una situación determinada depende de una variedad de factores, que incluyen los tipos de comparación que deben hacerse (¿se lleva a cabo todas las posibles pruebas parejas, se comparan dos o mas grupos de tratamiento con un solo grupo de control?), la diferencia entre que las comparaciones se hayan especificado antes de recoger y resumir los datos o después, y que todas las muestras contengan o no cantidades iguales de observación.

ANEXO I. Variables Electrocardiográficas Neonatales

1. ONDA P

P	DI	DII	DIII	AVR	AVL	AVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
DURACION													
PROMEDIO													
VOLTAJE													
PROMEDIO													
POLARIDAD													

2. INTERVALO PR

PR	DI	DII	DIII	AVR	AVL	AVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
DURACION													
PROMEDIO													

3. ONDA Q

Q	DI	DII	DIII	AVR	AVL	AVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
VOLTAJE													
PROMEDIO													
DURACION													
PROMEDIO													

4. ONDA R

R	DI	DII	DIII	AVR	AVL	AVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
VOLTAJE													
PROMEDIO													

5. ONDA S

S	DI	DII	DIII	AVR	AVL	AVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
VOLTAJE													
PROMEDIO													

6. MORFOLOGIA DEL QRS

QRS	DI	DII	DIII	AVR	AVL	AVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
MORFOLOGIA													
PROMEDIO													
DURACION													
PROMEDIO													

7. DEFLEXION PREINTRINSECOIDE

PREINTRINS	DI	DII	DIII	AVR	AVL	AVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
DURACION													
PROMEDIO													

8. SEGMENTO ST

ST	DI	DII	DIII	AVR	AVL	AVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
PROMEDIO													
DURACION													

10. ONDA T

T	DI	DII	DIII	AVR	AVL	AVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
DURACION													
PROMEDIO													
VOLTAJE													
PROMEDIO													
POLARIDAD													
EJE													

11. INTERVALO QT

QT	DI	DII	DIII	AVR	AVL	AVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
DURACION													
PROMEDIO													

12. DISTANCIA R-R (FRECUENCIA)

R-R	DI	DII	DIII	AVR	AVL	AVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V3R
DURACION													
PROMEDIO													

ANEXO J. Filtros Digitales

Un filtro es un sistema que, dependiendo de algunos parámetros, realiza un proceso de discriminación de una señal de entrada obteniendo variaciones en su salida.

El filtrado digital es parte del procesado de señal digital. Se le da la denominación de digital más por su funcionamiento interno que por su dependencia del tipo de señal a filtrar, así podríamos llamar filtro digital tanto a un filtro que realiza el procesado de señales digitales como a otro que lo haga de señales analógicas.

El filtrado digital consiste en la realización interna de un procesado de datos de entrada. El valor de la muestra de la entrada actual y algunas muestras anteriores (que previamente habían sido almacenadas) son multiplicados por unos coeficientes definidos. También podría tomar valores de la salida en instantes pasados y multiplicarlos por otros coeficientes. Finalmente todos los resultados de todas estas multiplicaciones son sumados, dando una salida para el instante actual. Esto implica que internamente tanto la salida como la entrada del filtro serán digitales, por lo que puede ser necesaria una conversión analógico-digital o digital-analógico para uso de filtros digitales en señales analógicas. En otras palabras el término filtro digital se define como cualquier procesamiento realizado en una señal de entrada digital.

Los filtros digitales se usan frecuentemente para tratamiento digital de la imagen, para tratamiento del sonido digital o para bioseñales.

Estos filtros digitales presentan ciertas ventajas entre las que encontramos:

- Alta inmunidad al ruido
- Alta precisión (limitada por los errores de redondeo en la aritmética empleada)
- Fácil modificación de las características del filtro
- Muy bajo coste (y bajando)

Por estas razones, los filtros digitales están reemplazando rápidamente a los filtros analógicos.

Hay muchas formas de representar un filtro. Por ejemplo, en función de w (frecuencia digital), en función de z y en función de n (número de muestra). Todas son equivalentes, pero a la hora de trabajar a veces conviene más una u otra. Como regla general se suele dejar el término $a_0=0$.

Si se expresa en función de z y en forma de fracción:

$$H(z) = \frac{\sum_{k=0}^M b_k \cdot z^{-k}}{\sum_{k=0}^N a_k \cdot z^{-k}}$$

Y en dominio de n:

$$y(n) = \sum_{k=0}^N b_k \cdot x(n - k) - \sum_{k=1}^M a_k \cdot y(n - k)$$

Los coeficientes son la a y el b, quienes son los que definen el filtro, por lo tanto el diseño consiste en calcularlos.

Hay varios tipos de filtros así como distintas clasificaciones para estos filtros:

- De acuerdo con la parte del espectro que dejan pasar y que atenúan:
 - Filtros pasa alto.
 - Filtros pasa bajo.
 - Filtros pasa banda.
- De acuerdo con su orden:
 - primer orden
 - segundo orden
 - ...
- De acuerdo con el tipo de respuesta ante entrada unitaria:
 - FIR (*Finite Impulse Response*)
 - IIR (*Infinite Impulse Response*)

A continuación se describirán algunos de estos filtros

De acuerdo con la parte del espectro.

• **FILTRO PASO ALTO**

Un filtro paso alto es un tipo de filtro electrónico en cuya respuesta en frecuencia se atenúan las componentes de baja frecuencia pero no las de alta frecuencia, éstas incluso pueden amplificarse en los filtros activos. La alta o baja frecuencia es un término relativo que dependerá del diseño y de la aplicación.

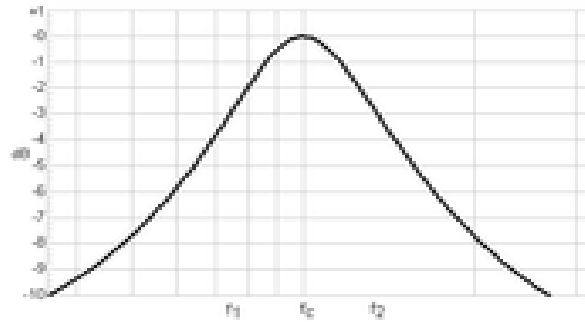
• **FILTRO PASA BAJO**

Un filtro paso bajo atenúa las componentes de alta frecuencia pero no las de baja frecuencia.

También es llamado filtro promediador, debido a que promedia las muestras de la entrada y por lo tanto suprime variaciones rápidas, característica que le otorga el carácter de pasa-bajos. Su transformada Z es:

$$H(Z) = \frac{1}{2}(1 + Z^{-1})$$

- **FILTRO PASO BANDA**



Este tipo de filtros permite el paso de frecuencias que se encuentran en una banda delimitada por una frecuencia de corte inferior y otra superior, como es lógico las frecuencias situadas por fuera de ésta banda quedan atenuadas

De acuerdo con el tipo de respuesta ante entrada unitaria

- **Filtros FIR (Finite Impulse Response)**

FIR es un acrónimo en inglés para *Finite Impulse Response* o *Respuesta finita al impulso*. Se trata de un tipo de filtros digitales en el que, como su nombre indica, si la entrada es una señal impulso, la salida tendrá un número finito de términos no nulos.

EXPRESIÓN MATEMÁTICA DE LOS FILTROS FIR

Para obtener la salida sólo se basan en entradas actuales y anteriores. Su expresión en el dominio n es:

$$y_n = \sum_{k=0}^{N-1} b_k x(n - k)$$

En la expresión anterior N es el orden del filtro, que también coincide con el número de términos no nulos y con el número de coeficientes del filtro. Los coeficientes son b_k .

La salida también puede expresarse como la convolución de la señal de entrada $x(n)$ con la respuesta de impulsos $h(n)$:

$$y_n = \sum_{k=0}^{N-1} h_k x_{n-k}$$

Aplicando la transformada Z a la expresión anterior:

$$H(z) = \sum_{k=0}^{N-1} h_k z^{-k} = h_0 + h_1 z^{-1} + \dots + h_{N-1} z^{-(N-1)}$$

DISEÑO DE FILTROS FIR

Hay tres métodos básicos para diseñar este tipo de filtros:

- Método de las ventanas.
- Muestreo en frecuencia.
- Rizado constante.

El diseño de filtros FIR requieren la selección de la secuencia que mejor representa la respuesta a impulso de un filtro ideal.

Los filtros FIR son siempre estables y son capaces de tener una respuesta de fase que es lineal, lo que equivale a decir que su respuesta tiene un retraso constante.

Un filtro FIR de longitud M con entrada $x[n]$ y salida $y[n]$ se describe mediante la ecuación diferencia:

$$y[n] = b_0 x[n] + b_1 x[n-1] + \dots + b_{M-1} x[n-M+1] = \sum_{k=0}^{M-1} b_k x[n-k]$$

Donde b_k son los coeficientes del filtro.

Por otra parte podemos expresar la salida del filtro $y[n]$ como una convolución de la entrada $x[n]$ con la respuesta a impulso del filtro $h[n]$:

Ya que estas dos ecuaciones son idénticas, y por tanto, los coeficientes $b_k = h[k]$.

$$y[n] = \sum_{k=0}^{M-1} h[k].x[n-k]$$

Se puede demostrar que la respuesta de un filtro FIR es de fase lineal si los coeficientes $h[n]$ cumplen:

$$h[n] \stackrel{+}{=} h[M-1-n] \quad n=0,1,\dots,M-1$$

Es decir los coeficientes tienen algún tipo de simetría.

La función de Transferencia Z del filtro FIR, aplicando esta condición es:

$$H(z) = \sum_{k=0}^{M-1} h[k].z^{-k} = h[0] + h[1].z^{-1} + h[2].z^{-2} + \dots + h[M-2].z^{-(M-2)} + h[M-1].z^{-(M-1)}$$

$$\left. \begin{array}{l} z^{-(M-1)/2} \left\{ h\left[\frac{M-1}{2}\right] + \sum_{k=0}^{(M-3)/2} h[k] \left[z^{(M-1-2k)/2} \underset{-}{z}^{- (M-1-2k)/2} \right] \right\} M \text{ impar} \\ z^{-(M-1)/2} \sum_{k=0}^{(M-1)/2} h[k] \left[z^{(m-1-2k)/2} \underset{-}{z}^{- (m-1-2k)/2} \right] M \text{ par} \end{array} \right\}$$

De esta última expresión se deduce que

$$z^{-(M-1)} H(z^{-1}) \stackrel{+}{=} H(z)$$

Lo que significa que las raíces de $H(z)$ son las mismas que las de $H(z^{-1})$. Es decir las raíces (en este caso, los ceros) ocurren en pares recíprocos. Si z_1 es un cero de $H(z)$, $1/z_1$ es también un cero.

Par o impar. Esto significa que el punto medio cae en un punto de la secuencia si N es impar y entre dos puntos si N es par. Como tengo dos tipos de simetría (par o impar), tendré cuatro posibles tipos de secuencias simétricas, las cuales se muestran en la siguiente Tabla.

Secuencias Simétricas					
$L = \frac{1}{2}(N-1)$, $M = \frac{1}{2}N$, F es la frecuencia digital = ff_s , donde f_s es la frecuencia de muestreo					
Tipo	Simetría	N	$H(F)$	$ H(0) $	$ H(\frac{1}{2}) $
1	Par	Impar	$h[0] + 2 \sum_{k=1}^L h[k] \cos(2k\pi F)$	$h[0] + 2 \sum_{k=1}^L h[k]$	$h[0] + 2 \sum_{k=1}^L (-1)^k h[k]$
2	Par	Par	$2 \sum_{k=1}^M h[k] \cos[2\pi F(k - \frac{1}{2})]$	$2 \sum_{k=1}^L h[k]$	0
3	Impar	Impar	$-j 2 \sum_{k=1}^L h[k] \sin(2k\pi F)$	0	0
4	Impar	Par	$-j 2 \sum_{k=1}^M h[k] \sin[2\pi F(k - \frac{1}{2})]$	0	$-2 \sum_{k=1}^M (-1)^k h[k]$

• **Filtros IIR (Infinite Impulse Response)**

IIR es un acrónimo en inglés para *Infinite Impulse Response* o *Respuesta infinita al impulso*. Se trata de un tipo de filtros digitales en el que, como su nombre indica, si la entrada es una señal impulso, la salida tendrá un número infinito de términos no nulos, es decir, nunca vuelve al reposo, no son de fase lineal.

EXPRESIÓN MATEMÁTICA DE LOS FILTROS IIR

La salida de los filtros IIR depende de las entradas actuales y pasadas, y además de las salidas en instantes anteriores. Esto se consigue mediante el uso de realimentación de la salida.

$$y_n = b_0 x_n + b_1 x_{n-1} + \dots + b_N x_{n-N} + a_1 y_{n-1} + a_2 y_{n-2} + \dots + a_M y_{n-M}$$

Donde los a y b son los coeficientes del filtro. El orden es el máximo entre los valores de M y N.

Aplicando la transformada Z a la expresión anterior:

$$H(z) = \frac{\sum_{k=0}^M b_k z^{-k}}{1 - \sum_{k=1}^N a_k z^{-k}}$$

DISEÑO DE FILTROS IIR

Las formas habituales de diseñar este tipo de filtros son:

- Indirecta (a partir de prototipos analógicos)
- Directa

Ventajas y desventajas de filtros IIR y FIR.

- ◆ Los filtros FIR pueden tener una respuesta lineal en fase, los filtros IIR tienen una respuesta no lineal.
- ◆ Los filtros FIR que son realizados sin recursividad son siempre estables porque no tienen polos. En los IIR esto no siempre se puede garantizar.
- ◆ Los efectos de la longitud de palabra finita son menos en los filtros FIR que en los filtros IIR.
- ◆ Los filtros IIR requieren menos coeficientes, menos cálculos y son más eficientes, Los FIR requieren más procesamiento y memoria.
- ◆ Los filtros analógicos pueden ser transformados en su equivalente IIR, los FIR no tienen equivalente analógico.
- ◆ Los filtros FIR son más difíciles de sintetizar, en los IIR se logra más fácilmente la respuesta arbitraria en frecuencia.