

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA HERRAMIENTA SOFTWARE PARA  
EL PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE SEÑALES  
ELECTROOCULOGRÁFICAS, ELECTROCARDIOGRÁFICAS Y  
ELECTROENCEFALOGRÁFICAS OBTENIDAS DURANTE LA APLICACIÓN  
DE PRUEBAS DE STROOP**

**JUAN CARLOS MALDONADO BELTRÁN  
NYDIA PAOLA RONDÓN VILLARREAL**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO MECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍA DE SISTEMAS E INFORMÁTICA  
BUCARAMANGA  
2008**

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA HERRAMIENTA SOFTWARE PARA  
EL PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE SEÑALES  
ELECTROOCULOGRÁFICAS, ELECTROCARDIOGRÁFICAS Y  
ELECTROENCEFALOGRÁFICAS OBTENIDAS DURANTE LA APLICACIÓN  
DE PRUEBAS DE STROOP**

**JUAN CARLOS MALDONADO BELTRÁN  
NYDIA PAOLA RONDÓN VILLARREAL**

**Trabajo de grado para optar al título de  
Ingeniero de Sistemas**

**Director  
Mpe. HENRY ARGUELLO FUENTES  
Profesor  
Escuela de Ingeniería de Sistemas e informática - UIS**

**Codirector  
Ph. D CARLOS ARTURO CONDE COTES  
Profesor Titular  
Facultad de Salud - UIS**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO MECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍA DE SISTEMAS E INFORMÁTICA  
BUCARAMANGA  
2008**

*A Dios por ser el pilar fundamental de mi vida.*

*A mis padres Pedro y Mirian por brindarme la oportunidad de disfrutar la travesía de vivir, por su apoyo incondicional. Los amo y hasta mi último día estaré inmensamente agradecido.*

*A mi nona Delia por sus oraciones y bendiciones.*

*A Viviana por ser mi hermana favorita y por escuchar mis consejos.*

*A Idania por el profundo amor que siento por ella, porque se convirtió en la mitad de mi vida, mi compañera y mi amiga. Por llenar mis días con sonrisas, amor y comprensión, porque gracias a su apoyo y su consejo, este sueño se hizo realidad. Por creer en mí, por ser la luz de mi vida, por mostrarme el camino, por nuestros sueños compartidos, por darme su amor incondicional y por tantas cosas que nunca acabaría de nombrar.*

*A Manolo por convertirse en mi hermano mayor, a mi tía Leo por sus innumerables muestras de cariño, a mi tío Federico por ser un admirable ejemplo de rectitud y a toda mi familia.*

*A Carlos Fuentes, Julio Cesar Ruales, Fernando Rodríguez y Diego Hernández, mis amigos, por sus enseñanzas y por todas las jornadas de diversión y esparcimiento.*

*A Álvaro Martínez y Carlos Fernando Estévez por brindarme su amistad y por darme una mano en el momento preciso.*

*A Jonatan Navas, Cesar Ríos, Carlos Rodríguez, Lilitiana Andrade, Sandra Santafé, Edgar Sáenz, Cesar Vargas, Fabián Cardozo y a todos mis amigos de la U.*

*A Yudelman, Jose Leandro, Sandra Rodríguez y a todos mis amigos de nuestro grupo de trabajo, gracias por enseñarme como ser mejor persona.*

*¡Nos vemos en el equipo de presidente!*

**Juan Carlos**

*A Dios por regalarme cada día el milagro de la vida, por ser mi guía y por permitirme alcanzar este nuevo logro*

*A mis queridos padres, por su amor incondicional, por apoyarme y ayudarme a alcanzar cada uno de mis sueños. A ustedes les debo lo que soy y les estaré eternamente agradecida*

*A mi hermana Tatiana por ser esa persona con la que he compartido toda mi vida, por los juegos de niñas, las ayudas de grandes, por sus consejos y por todo su amor, apoyo y comprensión*

*A Luis Carlos, por ser esa personita que hace mi vida más bella y feliz. Por su amor, ayuda, comprensión y apoyo incondicional y por todos los momentos compartidos*

*A mis grandes amigos Irene y Sergio por la amistad tan bonita que tenemos y por todo el apoyo que me han brindado a lo largo de todos estos años*

*A mis amigos de Patinaje, porque por este sueño abandoné nuestro amado deporte, pero sepan que valió la pena*

*A mis amigos de Caminantes por ayudarme en mi crecimiento espiritual y por impulsarme a ser mejor cada día*

*A mis compañeros y amigos de estudio por todos los bellos momentos compartidos*

*Y a todas las demás personas que han estado conmigo a lo largo de este camino*

**Paola**

## **AGRADECIMIENTOS**

Los autores expresan su agradecimiento:

A nuestras familias por el apoyo y amor incondicional que nos han brindado a lo largo de este proceso.

Al profesor HENRY ARGUELLO FUENTES, por ser nuestro director, por la confianza depositada en nosotros, por sus invaluable aportes, por su valioso tiempo, experiencia, amistad, apoyo, disposición y por impulsarnos a ser mejores cada día.

Al profesor CARLOS ARTURO CONDE COTES, por ser nuestro codirector, por sus significativos aportes a la realización de este proyecto, por la invaluable confianza depositada en nosotros, por su valioso tiempo, experiencia, amistad, apoyo y por su disposición siempre que fue necesaria una asesoría.

Al profesor ALFONSO MENDOZA por la confianza que depositó en nosotros.

Al profesor VÍCTOR EDUARDO MARTÍNEZ ABAUNZA, por sus invaluable aportes a la realización de este proyecto, por su amistad, experiencia, criterio, apoyo, por su valioso tiempo y por estar siempre dispuesto a colaborarnos cuando más lo necesitamos.

A nuestros compañeros Cesar, Darío y Fabián por las largas jornadas de trabajo, las aromáticas, las charlas y por su amistad y a los demás integrantes del Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica (GIIB) y del grupo de Neurociencias y Comportamiento (NYC) por los aportes realizados.

A todos nuestros amigos, por acompañarnos en este camino, por su apoyo siempre que fue necesario y por alegrar nuestras vidas y a todas las demás personas que participaron de una u otra forma en la realización de este proyecto.

## CONTENIDO

INTRODUCCIÓN	19
1. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO	22
1.1 OBJETIVO GENERAL	22
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	22
1.3 JUSTIFICACIÓN	22
1.4 ANTECEDENTES	24
1.5 ALCANCES DEL PROYECTO	25
2. MARCO TEÓRICO	26
2.1 PRUEBAS DE STROOP	26
2.1.1 Introducción.	26
2.1.2 Prueba de Stroop Clásico	26
2.1.3 Prueba de Stroop Emocional.	27
2.2 ELECTROOCULOGRAFÍA	27
2.2.1 Introducción.	27
2.2.2 Movimientos Oculares.	29
2.2.3 Electrooculograma.	31
2.3 ELECTROCARDIOGRAFÍA	32
2.3.1 Introducción.	32
2.3.2 Electrocardiograma.	34
2.3.3 Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca.	36
2.4 ELECTROENCEFALOGRAFÍA	40
2.4.1 Introducción.	40

2.4.2 Electroencefalograma.	41
2.4.3 Captación del EEG	42
2.5 ANÁLISIS DE SEÑALES BASADO EN LA TRANSFORMADA WAVELET	43
2.5.1 Introducción.	43
2.5.2 Generalidades	44
2.5.3 Descomposición o análisis de la señal.	46
2.5.4 Reconstrucción o síntesis de la señal.	47
2.6 FILTRADO DE SEÑALES POR MEDIO DE LA TRANSFORMADA WAVELET	48
2.6.1 Conceptos generales.	48
2.6.2 Filtrado de la señal Electrooculográfica.	50
2.6.3 Filtrado de la señal Electrocardiográfica.	52
2.6.4 Filtrado de la señal Electroencefalográfica.	55
2.7 PROCESAMIENTO DE SEÑALES ELECTROOCULOGRÁFICAS, ELECTROCARDIOGRÁFICAS Y ELECTROENCEFALOGRÁFICAS	56
2.7.1 Adquisición de la señal.	56
2.7.2 Señal Electrooculográfica	57
2.7.3 Señal Electrocardiográfica.	60
2.7.4 Señal Electroencefalográfica.	64
3 METODOLOGÍA Y DESARROLLO DE LA HERRAMIENTA SOFTWARE	68
3.1 METODOLOGÍA	68
3.2 FASE DE INICIO	69
3.2.1 Requerimientos	69
3.2.2 Usuarios del Sistema.	71
3.2.3 Casos de Uso	71

3.2.4 Descripción Casos de Uso	73
3.2.5 Diagramas de casos de uso de los usuarios del sistema	73
3.2.6 Interfaces principales	76
3.3 Fase de Elaboración	81
3.3.1 Diseño de la base de datos	81
3.4 Fase de Construcción	82
3.4.1 Software y lenguajes de programación utilizados.	82
3.4.2 Plan de pruebas.	83
3.4.3 Diseño de pruebas basadas en escenarios.	84
3.5 Fase de Transición	86
3.5.1 Reportes de las pruebas.	86
4 RESULTADOS DE LAS PRUEBAS REALIZADAS A LA HERRAMIENTA SOFTWARE	88
4.1 RESULTADOS DE LAS PRUEBAS BASADAS EN ESCENARIOS	88
4.2 RESULTADOS DE LAS PRUEBAS REALIZADAS A LOS PARÁMETROS	88
4.2.1 Resultados pruebas señal EOG.	88
4.2.2 Resultados pruebas señal ECG.	89
4.2.3 Resultados pruebas señal EEG.	94
4.3 RESULTADOS DE LAS PRUEBAS DE SATISFACCIÓN DEL USUARIO FINAL	95
5. AVANCES DEL PROYECTO	97
5.1 SISTEMA DE INFORMACIÓN	97
6. CONCLUSIONES	99
7. RECOMENDACIONES	102



## LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Energía antes y después del filtrado de diez señales electrooculográficas	51
Tabla 2. Relación Escala-Frecuencia para la Wavelet daubechies 8	65
Tabla 3. Correspondencia entre ondas cerebrales y nivel de detalle o aproximación	66
Tabla 4. Resultados obtenidos en la prueba de la señal 1	90
Tabla 5. Resultados obtenidos en la prueba de la señal 2	90
Tabla 6. Resultados obtenidos en la prueba de la señal 3	91
Tabla 7. Resultado del promedio de los errores para los parámetros en el dominio del tiempo	91
Tabla 8. Resultado del promedio de los errores para los parámetros en el dominio de la frecuencia	92

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1. REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LA FORMA COMO SE GENERA LA DIFERENCIA DE POTENCIAL DEL OJO	28
FIGURA 2. VARIACIONES DEL EJE ANTERO-POSTERIOR DEL OJO	28
FIGURA 3. SISTEMAS DE REGISTRO DE LA DIFERENCIA DE POTENCIAL	29
FIGURA 4. MÚSCULOS EXTRAOCULARES DEL OJO Y SU INERVACIÓN.	30
FIGURA 5. EJEMPLO ELECTROOCULOGRAMA	32
FIGURA 6. VISTA INTERIOR DEL CORAZÓN	33
FIGURA 7. SISTEMA ELÉCTRICO DEL CORAZÓN	34
FIGURA 8. REGISTRO DE UN ELECTROCARDIOGRAMA	35
FIGURA 9. MODELO NORMAL DE UN ELECTROCARDIOGRAMA	36
FIGURA 10. COMPONENTES ESPECTRALES DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA	39
FIGURA 11. BÓVEDA DEL CRÁNEO	40
FIGURA 12. DIFERENTES TIPOS DE ONDAS DEL ELECTROENCEFALOGRAMA NORMAL	42
FIGURA 13. PLANO TIEMPO-FRECUENCIA DE UNA BASE WAVELET	45
FIGURA 14. ESQUEMA DE DESCOMPOSICIÓN	46
FIGURA 15. ÁRBOL DE DESCOMPOSICIÓN WAVELET	47
FIGURA 16. RECONSTRUCCIÓN MULTINIVEL	48

FIGURA 17. EJEMPLO FILTRADO SEÑAL EOG	51
FIGURA 18. GRÁFICA DE LA VARIANZA Y LA DISPERSIÓN	53
FIGURA 19. EJEMPLO DE CORRECCIÓN DE LA LÍNEA BASE	53
FIGURA 20. EJEMPLO DE UNA SEÑAL ECG FILTRADA	54
FIGURA 21. EJEMPLO FILTRADO SEÑAL EEG CON DB6	56
FIGURA 22. SEÑAL ELECTROOCULOGRÁFICA PROCESADA	59
FIGURA 23. DENSIDAD ESPECTRAL DE POTENCIA RELATIVA DE COMPLEJOS QRS Y DE LAS FUENTES DE RUIDO QUE APARECEN EN UN ECG, BASADO EN UN PROMEDIO DE 150 LATIDOS	61
FIGURA 24. DIAGRAMA DE BLOQUES DEL ALGORITMO PAN-TOMPKINS. LPF: FILTRO PASA BAJO HPF: FILTRO PASA ALTO.	61
FIGURA 25. EVOLUCIÓN DE LA SEÑAL DE UN ECG DURANTE LA APLICACIÓN DE LOS FILTROS DEL ALGORITMO DE PAN Y TOMPKINS.	62
FIGURA 26. VENTANA MÓVIL USADA PARA LA ESTIMACIÓN DE LA ENERGÍA	63
FIGURA 27. PICOS R DETECTADOS	63
FIGURA 28. DESCOMPOSICIÓN DE UNA SEÑAL EEG CON $FS=200$ Y WAVELET DB8	66
FIGURA 29. DIAGRAMA DE CASO DE USO DEL ADMINISTRADOR	73
FIGURA 30. DIAGRAMA DE CASO DE USO DEL EVALUADOR TIPO PROYECTO	74
FIGURA 31. CASO DIAGRAMA DE CASO DE USO DEL EVALUADOR TIPO CONSULTA MÉDICA	75
FIGURA 32. DIAGRAMA DE CASO DE USO DEL USUARIO PRÁCTICA DOCENTE	75

FIGURA 33. INTERFAZ ADMINISTRADOR	76
FIGURA 34. INTERFAZ PROYECTO	77
FIGURA 35. INTERFAZ CONSULTA MÉDICA	77
FIGURA 36. INTERFAZ PRÁCTICA DOCENTE	78
FIGURA 37. INTERFAZ ANÁLISIS EEG	79
FIGURA 38. INTERFAZ ANÁLISIS ECG	80
FIGURA 39. INTERFAZ ANÁLISIS EOG	80
FIGURA 40. DIAGRAMA ENTIDAD-RELACIÓN	82
FIGURA 41. PROCESO DE DEPURACIÓN	83
FIGURA 42. PLANTILLA DE EVALUACIÓN DE LOS PARÁMETROS ELECTROOCULOGRÁFICOS DILIGENCIADA	89
FIGURA 43. IMAGEN DEL TACOGRAMA Y DE LA DENSIDAD ESPECTRAL DE POTENCIA PARA LA SEÑAL 1 CON WINCPRS	93
FIGURA 44. IMAGEN DEL TACOGRAMA Y DE LA DENSIDAD ESPECTRAL DE POTENCIA PARA LA SEÑAL 1 CON ESDRAS 1.0	93
FIGURA 45. PLANTILLA DE EVALUACIÓN DE LOS PARÁMETROS ELECTROENCEFALOGRAFÍOS DILIGENCIADA	94
FIGURA 46. NIVEL DE SATISFACCIÓN DE LOS USUARIOS FINALES CON LAS ACTIVIDADES EVALUADAS	95

## LISTA DE ANEXOS

ANEXO A. DESCRIPCIÓN DE LOS CASOS DE USO	105
ANEXO B. TABLAS Y CAMPOS DE LA BASE DE DATOS	111
ANEXO C. INSTALACIÓN HERRAMIENTA ESDRAS 1.0	129
ANEXO D. FORMATO DE REGISTRO DE ERRORES	130
ANEXO E. FORMATO DE EVALUACIÓN DE LOS PARÁMETROS EOG	131
ANEXO F. FORMATO DE EVALUACIÓN DE LOS PARÁMETROS ECG	132
ANEXO G. FORMATO DE EVALUACIÓN PARA LOS PARÁMETROS EEG	133
ANEXO H. FORMATO DE EVALUACIÓN DE SATISFACCIÓN DEL USUARIO FINAL	134
ANEXO I. PLANTILLA DE ERRORES CORREGIDOS	136
ANEXO J. IMÁGENES PRUEBAS VFC	137

## RESUMEN

**Título:** DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA HERRAMIENTA SOFTWARE PARA EL PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE SEÑALES ELECTROOCULOGRÁFICAS, ELECTROCARDIOGRÁFICAS Y ELECTROENCEFALOGRAFÍAS OBTENIDAS DURANTE LA APLICACIÓN DE PRUEBAS DE STROOP.\*

**Autores:** Juan Carlos Maldonado Beltrán, Nydia Paola Rondón Villarreal.\*\*

**Palabras Claves:** Transformada Wavelet, Procesamiento Digital de Señales, Electrooculografía, Electroencefalografía, Electrocardiografía, Análisis de señales electrofisiológicas.

**Descripción:** En el presente proyecto se realiza la integración de diferentes áreas de la salud, tales como la electrooculografía, electrocardiografía, electroencefalografía y psicología. Esta integración se lleva a cabo mediante el desarrollo de una herramienta software que permite procesar y analizar los tres tipos de señales electrofisiológicas, anteriormente mencionadas, obtenidas durante la aplicación de un test psicológico, conocido como prueba de Stroop.

La herramienta software fue desarrollada para ser utilizada en diferentes proyectos de investigación que requieran el procesamiento y análisis de las diferentes señales trabajadas en el presente proyecto. Es por esta razón, que el manejo de los datos toma gran importancia y surge la necesidad de un sistema de información que permita convertir los datos en información relevante para cada una de las investigaciones.

El sistema de información desarrollado consta de cuatro módulos: Administrador (maneja los permisos y usuarios del sistema), Consulta Médica (permite realizar el seguimiento del paciente observando el avance o retroceso en su tratamiento), Proyectos (brinda la posibilidad de manejar la información de los proyectos de investigación que se van a realizar) y Práctica Docente (sirve para relacionar al estudiante de las áreas de la salud con el uso de las nuevas tecnologías).

La herramienta matemática más utilizada en el desarrollo del proyecto es la Transformada Wavelet, que está presente en el filtrado y procesamiento de las señales electrofisiológicas.

---

\* Trabajo de Investigación

\*\* Facultad de Ingenierías Físico Mecánicas. Escuela de Ingeniería de Sistemas e Informática. Director: Henry Arguello Fuentes. Codirector: Carlos Arturo Conde Cotes.

## ABSTRACT

**Title:** DESING AND IMPLEMENTATION OF A SOFTWARE TOOL FOR THE PROCESING AND ANALYSIS OF ELECTROOCULOGRAPHIC, ELECTROCARDIOGRAPHIC AND ELECTROENCEPHALOGRAPHIC SIGNALS OBTAINED DURING THE APPLICATION OF THE STROOP TEST. \*

**Authors:** Juan Carlos Maldonado Beltrán, Nydia Paola Rondón Villarreal.\*\*

**Key Words:** Wavelet Transform, Digital processing of electrographic, cardiographic and encephalographic signals, analysis of electrophysiological signals.

**Description:** The presented project makes the integration of different health areas, as the electrooculography, electrocardiography, electroencephalography and psychology. This integration is carried out by the development of a software tool that process and analyze the three kinds of electrophysiological signals mentioned before, obtained during the application of a psychological exam, known as the Stroop test.

The software tool was developed to be used on different investigation projects that required the processing and analysis of the different signals worked in the present project. Is by this reason, that the handle of the data takes big importance and arises the need of an information system that allows the conversion of the data to information relevant to each one of these investigations.

The system of information developed has four modules: Administrator (system users' privileges management), Medical Query (it allows to make patient monitoring by watching evolution or lack of advance treatments), Projects (it offers the possibility of research projects management that will be make) and Docent Training (it matches the health science students with the use of new technologies).

The mathematical tool most used in the development of the Project is the Wavelet transform, which is present in the filtering and processing of the electrophysiological signals.

---

\* Trabajo de Investigación

\*\* Facultad de Ingenierías Físico Mecánicas. Escuela de Ingeniería de Sistemas e Informática. Director: Henry Arguello Fuentes. Codirector: Carlos Arturo Conde Cotes.

## INTRODUCCIÓN

El análisis y procesamiento de señales electrofisiológicas se ha convertido en una herramienta principal en el estudio de patologías y variaciones funcionales en diversas áreas de la salud. Es aquí, en donde la computación entra a jugar un papel importante puesto que permite implementar algoritmos matemáticos que hacen posible la medición de diversos parámetros de las señales, brindando así, un apoyo al diagnóstico que emite el especialista sobre un paciente.

El Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica - GIIB de la UIS ha desarrollado durante los últimos años, investigaciones que han dado como resultado el desarrollo de diversas herramientas software que permiten el análisis y procesamiento de un solo tipo de señal electrofisiológica, como por ejemplo, la señal electrocardiográfica, electroencefalográfica, entre otras<sup>1</sup>.

A través del trabajo interdisciplinario entre el Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica – GIIB y el Grupo de Neurociencias y Comportamiento UIS-UPB, se ha querido desarrollar una herramienta software que integre diversas áreas de la salud, incluyendo la psicología. Para tal efecto, se ha puesto en marcha la implementación de un producto software que permita el análisis de varios tipos de señales que provienen de estudios Psicológicos.

La herramienta permite analizar y procesar las señales electrooculográficas, electrocardiográficas y electroencefalográficas obtenidas durante la realización de pruebas de Stroop Clásico y Stroop Emocional. Estas pruebas se llevan a cabo mediante la utilización del software PsicoStroop 1.0, que es producto del

---

<sup>1</sup> BAUTISTA. Lola, MUÑOZ. Robinson, Herramienta software para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca y de la dispersión del intervalo QT. Pronóstico en pacientes post-infarto agudo al miocardio. 2003. Trabajo de Grado (Ingeniería de sistemas). Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas

ESTEPA. Fredy Procesamiento y análisis de señales electroencefalográficas, obtenidas durante la aplicación de una prueba de memoria emocional. 2005. Trabajo de Grado (Ingeniería de sistemas). Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas

trabajo interdisciplinario entre los grupos de investigación anteriormente mencionados.

Otra funcionalidad importante de esta herramienta, es el manejo de la información de los proyectos de investigación y consultas médicas que surjan del procesamiento de estos tres tipos de señales.

Se espera que el desarrollo de este proyecto permita obtener avances significativos en los estudios que actualmente se llevan a cabo en los grupos de investigación involucrados, puesto que esta nueva herramienta no sólo permite trabajar sobre tres tipos de señales electrofisiológicas, sino que además, brinda las facilidades para el manejo de la información en proyectos de investigación en los que trabajan varios especialistas que estudian las señales de una gran cantidad de pacientes. También se espera que facilite el tratamiento médico mediante el módulo de Consulta Médica, que permite a un especialista almacenar las diferentes sesiones de trabajo con los pacientes, analizarlas y guardar los resultados obtenidos, permitiendo llevar una historia de los parámetros de las señales electrofisiológicas tomadas a un paciente.

En el ámbito educativo, se espera que esta herramienta permita que los estudiantes se relacionen con las nuevas tecnologías y las involucren como herramientas importantes de trabajo en el tratamiento de pacientes. Esto se logra mediante el módulo Práctica Docente, en el cual los estudiantes podrán realizar estudios de las señales electrofisiológicas antes mencionadas.

El desarrollo de esta herramienta software, al igual que las herramientas matemáticas utilizadas en el análisis y procesamiento de las señales, se explicarán a lo largo de este libro. En el primer capítulo se presenta la descripción del proyecto, los objetivos iniciales, justificación, antecedentes y alcances del proyecto. El capítulo 2 ilustra los conceptos básicos de las pruebas de Stroop, electrooculografía, electrocardiografía y electroencefalografía. También se presenta la teoría básica del análisis de señales mediante la transformada Wavelet y el procesamiento de los tres tipos de señales electrofisiológicas trabajadas en este proyecto. En el capítulo 3 se expone la metodología llevada a cabo para el desarrollo de la herramienta software, así como los requerimientos, casos de uso, el diseño de la base de datos y el plan de pruebas. El capítulo 4 presenta los resultados de las pruebas realizadas a la herramienta software y los capítulos 5 y 6 contienen las conclusiones y observaciones respectivamente.

Para obtener información detallada de la herramienta software, se puede recurrir a los anexos, en donde se encuentra la descripción de los casos de uso, las tablas y campos de la base de datos diseñada y los formatos empleados en las pruebas realizadas.

## **1. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO**

### **1.1 OBJETIVO GENERAL**

Desarrollar una herramienta software para el procesamiento y análisis de señales electrooculográficas, electrocardiográficas y electroencefalográficas obtenidas durante la aplicación de pruebas de Stroop. Para tal fin, se implementarán algoritmos computacionales basados en métodos matemáticos, con el fin de brindar apoyo al diagnóstico que emite el especialista sobre un paciente.

### **1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Diseñar e implementar algoritmos que permitan medir diversos parámetros de las señales electroencefalográficas y electrooculográficas.
- Implementar un algoritmo para detectar los picos R de un electrocardiograma y calcular la variabilidad de la frecuencia cardiaca en el dominio del tiempo y la frecuencia.
- Diseñar una herramienta computacional que emplee los algoritmos mencionados y permita el análisis de las señales completas y por secciones.
- Generar una base de datos que permita almacenar información de cada grupo de pacientes en particular, los patrones encontrados y los datos de las señales, para emitir informes y así contribuir al diagnóstico general de cada grupo por parte del especialista.

### **1.3 JUSTIFICACIÓN**

En estudios de patologías neurológicas o patologías psiquiátricas, el registro y procesamiento de la información eléctrica cerebral del paciente, permite elaborar inferencias de mecanismos fisiopatológicos (estructuras, secuencias de activación, latencias y errores en las respuestas, etc.), además de permitir inferencias acerca de la confianza en el diagnóstico propiamente dicho y acerca de la magnitud de la severidad de la patología.

El trabajo interdisciplinario entre el Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica – GIIB y el Grupo de Neurociencias y Comportamiento UIS -UPB, ha permitido el desarrollo de productos alrededor del procesamiento de señales electroencefalográficas que brindan un mejor soporte a los diagnósticos emitidos por los especialistas y es un apoyo para las investigaciones que se llevan a cabo en dichos grupos.

En la actualidad, se están adelantando estudios psicológicos mediante la realización de pruebas de Stroop clásico y Stroop emocional. El efecto Stroop es una demostración de interferencia en el tiempo de reacción de una tarea, en ocasiones en las que la información ofrecida por una palabra escrita o símbolo gráfico es incongruente con el significado semántico.

La realización de las pruebas de Stroop se hace mediante la herramienta PsicoStroop 1.0, que permite capturar mas no procesar, diferentes señales electrofisiológicas del paciente durante el desarrollo de la prueba.

Actualmente, se tienen registros de varias señales, como por ejemplo la señal electrooculográfica, electrocardiográfica y electroencefalográfica, entre otras. Surge entonces la necesidad de una herramienta computacional que permita aprovechar los recursos que se tienen y esto implica el procesamiento y análisis de dichas señales, más concretamente, de las señales mencionadas.

La herramienta software a desarrollar pretende integrar la Psicología a otras áreas de la salud como la electrooculografía, electrocardiografía y por supuesto, la electroencefalografía que es la rama con la que se ha venido trabajando en investigaciones anteriores.

Los resultados que se obtendrán con la herramienta computacional podrán emplearse en diversos estudios tanto psicológicos como médicos, y es aquí, en donde el manejo de la información toma importancia y se convierte en una necesidad que debe satisfacer el producto software.

Por esta razón, la herramienta debe permitir además del análisis y procesamiento de las señales, el manejo de la información de los proyectos de investigación y consultas médicas que se realicen en torno a esta prueba.

Esta herramienta contribuye con las necesidades de los grupos de investigación involucrados en este proyecto.

#### **1.4 ANTECEDENTES**

El grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica – GIIB de la UIS fue fundado en 1992 con el fin de enfocarse en el área de conocimiento de Ingeniería Biomédica. El grupo cuenta con una larga trayectoria en el desarrollo de investigaciones y productos software en esta rama del saber.

GIIB reconoce la importancia del trabajo interdisciplinario y es por esta razón, que ha venido trabajando con diferentes especialistas y grupos de investigación que están interesados en el desarrollo de aplicaciones biomédicas.

Un caso particular es el trabajo interdisciplinario entre el grupo GIIB y el Grupo de Neurociencias y Comportamiento UIS-UPB, que ha dado como resultado herramientas que han permitido la integración de la Psicología con la electroencefalografía y el último trabajo permitió la automatización de la prueba psicológica Stroop<sup>2</sup>.

Es interés de los grupos de investigación mencionados con anterioridad, integrar la Psicología a otras áreas del saber y es por esta razón que se propone una herramienta software que permita la integración de cuatro áreas de la salud como lo son, la Psicología, la electrooculografía, la electrocardiografía y la electroencefalografía, en un mismo producto software.

Hasta el momento no se tiene conocimiento de la existencia de una herramienta que permita el análisis y procesamiento de tres tipos de señales electrofisiológicas, que en este caso particular, son las señales anteriormente mencionadas. Por esta razón, se cree que la herramienta que se va a desarrollar es novedosa, puesto que además permite el manejo de la

---

<sup>2</sup> HERNÁNDEZ. Diego, SAENZ. Edgar. Diseño e implementación de un prototipo de captura de información comportamental y de desempeño neuro-psicológico durante la aplicación de pruebas de “Stroop” y presentación en paralelo de la señal electroencefalográfica y la información adquirida. 2007. Trabajo de Grado (Ingeniería de sistemas). Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas

información que se obtiene del procesamiento de las señales, por medio de tres módulos de trabajo completamente independientes: Módulo de Proyectos de Investigación, Módulo de Consulta Médica y Módulo de Práctica Docente, además de la sesión de Administrador del Sistema.

## **1.5 ALCANCES DEL PROYECTO**

El presente proyecto pretende contribuir en la integración de la Psicología con otras áreas de la salud como la electrocardiografía, la electrooculografía y la electroencefalografía.

La herramienta debe permitir el análisis y procesamiento de las señales electrofisiológicas provenientes de los ojos, del corazón y del cerebro.

Se espera que la herramienta sea un instrumento en futuras investigaciones psicológicas que permitan determinar nuevas relaciones entre la psicología y otras áreas de la salud.

En la parte de consulta médica, el producto software pretende brindar las herramientas necesarias para el seguimiento del paciente, permitiendo ver el avance o retroceso en su tratamiento.

Otro de los alcances del proyecto está enfocado al ámbito educativo, en donde se desea inducir al estudiante de las áreas de la salud al uso de las nuevas tecnologías que brinden soporte al diagnóstico de los pacientes.

Por último, se debe lograr la redacción de al menos un artículo publicable en revistas especializadas<sup>3</sup>.

---

<sup>3</sup> Se elaboró el artículo titulado “Software para el procesamiento de señales EEG, ECG y EOG en pruebas de Stroop”, el cual fue presentado en el Tercer Congreso Colombiano de Bioingeniería e Ingeniería Biomédica, realizado en Pereira – Colombia, los días 3 al 6 de Junio de 2008.

## 2. MARCO TEÓRICO

### 2.1 PRUEBAS DE STROOP

**2.1.1 Introducción.** Las pruebas de Stroop permiten medir la libertad con respecto a la capacidad de distracción, la atención selectiva, la habilidad de resolver la respuesta a un conflicto y la inhibición de respuesta. Estas pruebas se basan en el fenómeno de que una persona se demora más en enumerar los colores que en leer palabras e incluso, tarda más en decir el color de la tinta en la que el nombre de un color está escrito cuando ambos colores son diferentes, es decir, si la palabra “Verde” está escrita en color azul, la persona se demorará más en decir “Azul”.

Una versión típica de la prueba de Stroop debe basarse en tres ensayos: lectura de palabras, denominación de colores e interferencia del ensayo; los dos primeros son una medida basal y el tercero es una medida crítica.

Se ha podido comprobar que la dificultad en la identificación de los colores puede deberse a daños en el hemisferio derecho, mientras que la dificultad al leer las palabras hace referencia a daños en el hemisferio izquierdo.

**2.1.2 Prueba de Stroop Clásico.** Esta prueba consiste en pedir a la persona que pulse el botón del color de la palabra que se le muestra, sin importar el nombre del color escrito, por ejemplo, si la palabra es **VERDE**, el botón a pulsar es el de color azul.<sup>4</sup>

Se ha demostrado que en esta prueba, los sujetos presentan un tiempo de reacción más prolongado, en casi un 50%, con respecto al tiempo que emplean en reaccionar cuando la palabra y el color coinciden.

---

<sup>4</sup> La herramienta PsicoStroop, le brinda la facilidad al paciente de pulsar un botón, en lugar de decir la palabra.

**2.1.3 Prueba de Stroop Emocional.** Esta prueba consiste en la presentación de palabras en los distintos colores: amarillo, azul, verde o rojo. El sujeto debe pulsar, en el menor tiempo posible, el botón del color de la palabra sin hacer caso de su significado.

En esta prueba hay tres tipos de palabras: las emocionales, las neutras y las no-palabras. Las primeras se relacionan con una única categoría emocional, por ejemplo, secuestro.

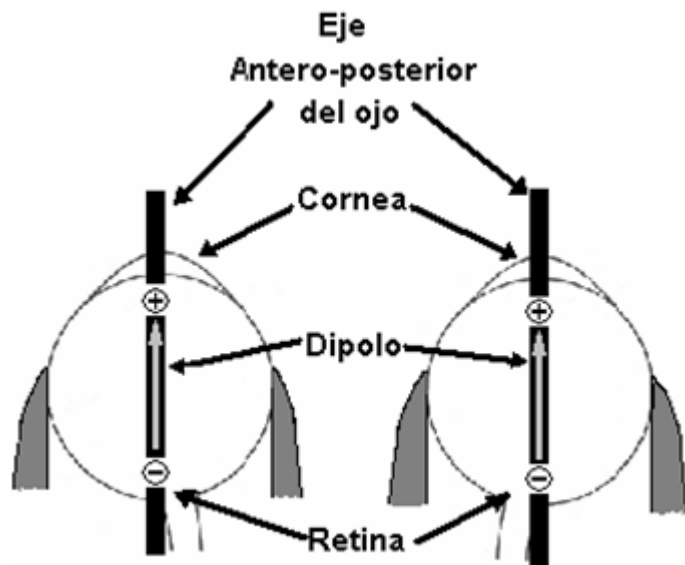
Durante el desarrollo de la prueba, se supone que existe un sesgo atencional si emplea más tiempo en responder cuando aparecen las palabras emocionales, puesto que éstas están relacionadas con un tema de principal intranquilidad para el paciente y esto ocasiona que la atención se dirija más al significado de la palabra que a la acción de pulsar el botón del color correspondiente.

## **2.2 ELECTROOCULOGRAFÍA**

**2.2.1 Introducción.** El ojo humano puede considerarse como un dipolo, debido a que en condiciones habituales existe una diferencia de potencial entre la córnea y la retina. El dipolo puede ser representado por un vector donde la córnea corresponde al extremo positivo, la retina al extremo negativo y el brazo coincide con el eje antero-posterior del globo ocular, como se puede observar en la figura 1.

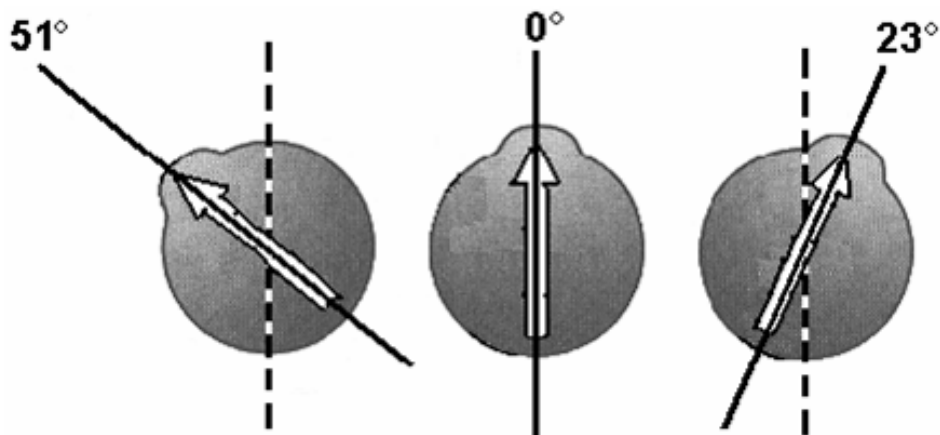
El potencial producido por este dipolo puede ser medido mediante la colocación de electrodos en la piel cercana al ojo. Cuando éste se mueve, también lo hace el eje antero-posterior, ocasionando así un cambio en el dipolo (figura 2), que se ve reflejado en un cambio en el potencial eléctrico que capturan los electrodos. El registro gráfico que se obtiene se denomina Electrooculograma (EOG) y depende de los movimientos que realice el ojo y por lo tanto no tiene una representación única.

Figura 1. Representación gráfica de la forma como se genera la diferencia de potencial en el ojo



Fuente: Manual de Fisiología. Universidad Nacional Autónoma de México. Disponible en internet en: [http://www.facmed.unam.mx/deptos/fisiologia/manual/fisio\\_s\\_2k5\\_2k6.pdf](http://www.facmed.unam.mx/deptos/fisiologia/manual/fisio_s_2k5_2k6.pdf)

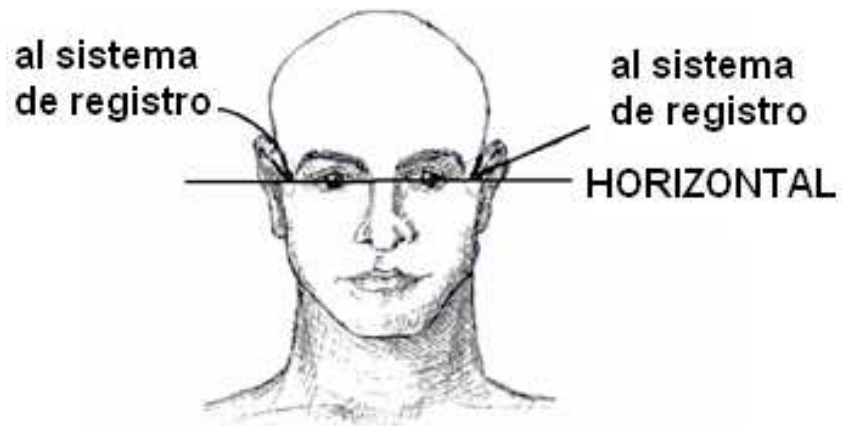
Figura 2. Variaciones del eje antero-posterior del ojo



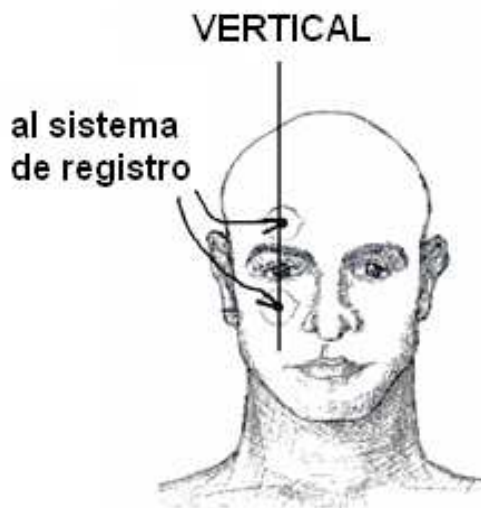
Fuente: Ibid.

La posición de los electrodos depende del tipo de movimiento que se quiera capturar. Para medir el movimiento horizontal de los ojos se ubican los electrodos a lado y lado de éstos y para el registro del movimiento vertical se coloca un electrodo en la parte superior y otro en la parte inferior del ojo, tal como se muestra en la figura 3.

Figura 3. Sistemas de registro de la diferencia de potencial



(a)

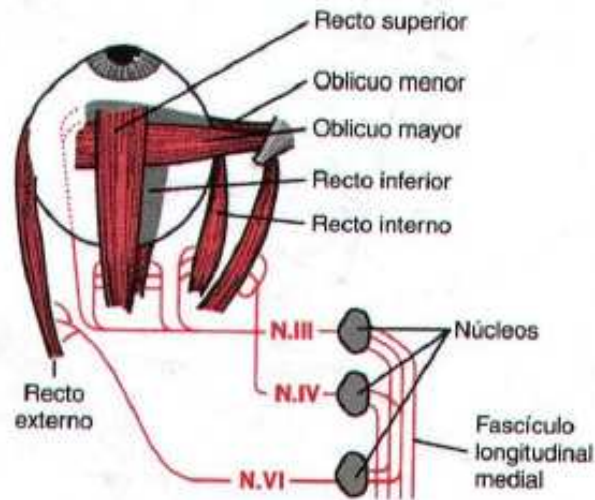


(b)

Fuente: Ibid

**2.2.2 Movimientos Oculares.** Los movimientos oculares son controlados por tres pares de músculos: 1) los rectos superior e inferior; 2) los rectos internos y externos, y 3) los oblicuos mayor y menor del ojo. (figura 4). Los músculos rectos superior e inferior se contraen para mover los globos oculares de arriba abajo y los rectos interno y externo, para moverlos de un lado a otro. Los músculos oblicuos se encargan de rotar los ojos a fin de mantener los campos visuales en posición vertical.

Figura 4. Músculos extraoculares del ojo y su inervación.



Fuente: GUYTON. Arthur, HALL. John. Textbook of Medical Physiology, 11<sup>th</sup> Ed. China, Elsevier, 2006. 1116 p.

- **Movimientos Oculares de Fijación.** Los movimientos de fijación se controlan por dos mecanismos neuronales. El primero se denomina *mecanismo voluntario de fijación* y permite mover los ojos voluntariamente para buscar el objeto sobre el cual se desea fijar la vista. El segundo, denominado *mecanismo involuntario de fijación*, mantiene de forma involuntaria la mirada en el objeto una vez que se ha encontrado.

Para impedir el movimiento de la imagen sobre la retina, los campos corticales posteriores “bloquean” automáticamente los ojos sobre un punto dado del campo visual. Para desbloquear esta fijación, se deben transmitir voluntariamente, impulsos desde los campos oculares “voluntarios” localizados en las áreas frontales de la corteza.

- **Mecanismo de la Fijación Bloqueadora Involuntaria.** En condiciones normales, los ojos disponen de tres tipos de movimientos continuos, aunque casi imperceptibles. Estos movimientos son: 1) Un temblor continuo a una frecuencia de 30-80 ciclos por segundo; 2) una desviación lenta de los globos oculares en una dirección u otra, y 3) movimientos de sacudida instantánea que están controlados por el mecanismo de fijación involuntario.<sup>5</sup>

---

<sup>5</sup>Ibid.

Cuando un punto de luz que se ha fijado sobre la región foveal de la retina se desvía hasta el borde de la misma, se produce una rápida reacción refleja que genera un movimiento de sacudida que traslada el punto hacia el centro foveal, recuperándose así, de forma automática, el punto de visión central.

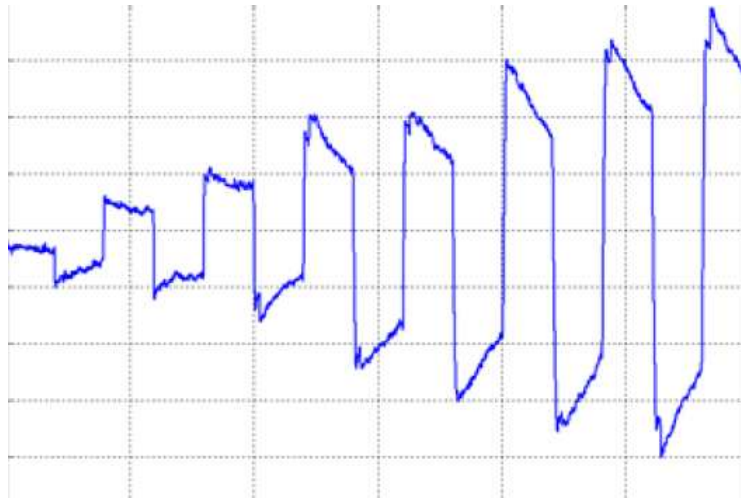
- **Movimientos Sacádicos de los Ojos: Mecanismo de puntos sucesivos de fijación.** Cuando la escena visual se mueve continuamente ante los ojos, éstos se fijan en los puntos destacados del campo visual, saltando de uno a otro a una velocidad de dos o tres saltos por segundo. A estos saltos se les denomina *movimientos sacádicos* u *optocinéticos*. Estos saltos son tan rápidos, que en mover los ojos sólo se invierte el 10% del tiempo, mientras que en localizar los puntos de fijación se invierte el 90% restante.

- **Movimientos de Persecución: Fijación en los objetos en movimiento.** El *movimiento de persecución* permite a los ojos permanecer fijos sobre un objeto en movimiento, mediante un mecanismo cortical muy desarrollado que detecta de forma automática el curso del movimiento de un objeto y desarrolla con rapidez un curso semejante de movimiento de los ojos.

**2.2.3 Electrooculograma.** La forma de la señal electrooculográfica, también llamada electrooculograma, depende del movimiento que realicen los ojos, por lo que este tipo de señales no tiene una forma definida.

En la figura 5 se puede ver un ejemplo de una señal electrooculográfica. Las partes de los saltos de la señal corresponden a los movimientos sacádicos y la parte de la señal que aparece con “ruido” corresponde a los movimientos de fijación.

Figura 5. Ejemplo electrooculograma



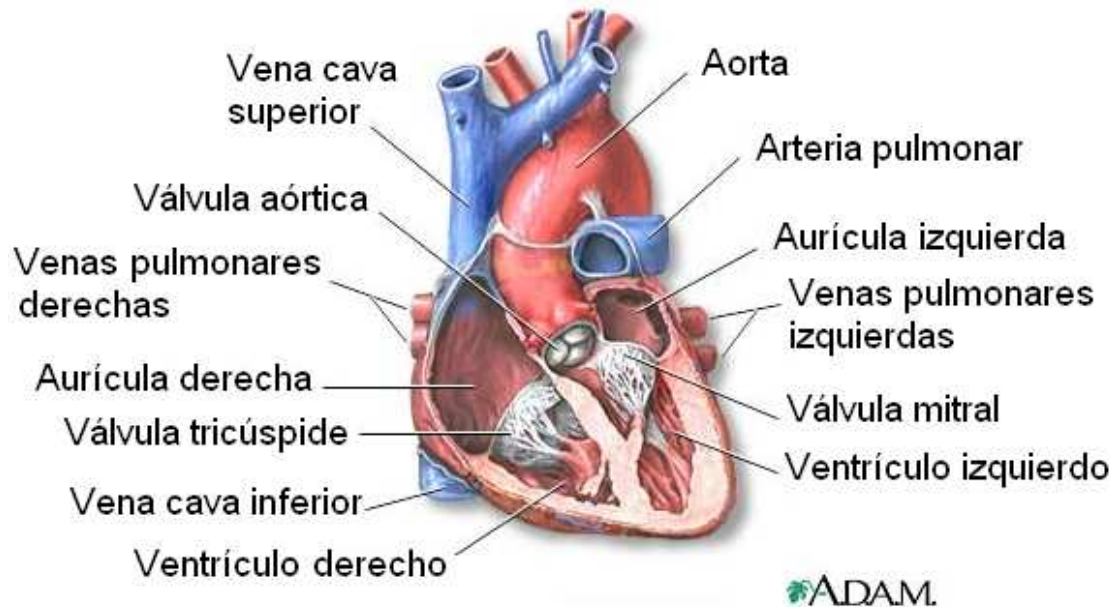
## 2.3 ELECTROCARDIOGRAFÍA

**2.3.1 Introducción.** El corazón al actuar como una bomba mantiene en un circuito cerrado la corriente sanguínea permitiendo el transporte de sustancias hacia y desde las células de los diferentes tejidos. Los vasos sanguíneos son las vías o conductos de transporte y la sangre es el medio común relacionado con todos los tejidos.

El corazón es un músculo que posee cuatro cavidades, dos aurículas (cavidades superiores) y dos ventrículos (cavidades inferiores). La parte izquierda (aurícula y ventrículo) está encargada del suministro de sangre a los tejidos en general, mientras que la parte derecha (aurícula y ventrículo) envía la sangre al lecho pulmonar y allí ocurre el intercambio gaseoso (hematosis).

El corazón posee células marcapaso que inician la secuencia eléctrica de polarización y repolarización. Esta propiedad del tejido cardíaco es conocida como ritmicidad inherente o automaticidad cardíaca. La actividad eléctrica se genera en el nódulo sinoauricular y se propaga al músculo ventricular por medio de la vía internodal y fibras auriculares, el nodo auriculoventricular, el haz de His, la rama derecha e izquierda del haz y fibras de Purkinje.

Figura 6. Vista interior del corazón



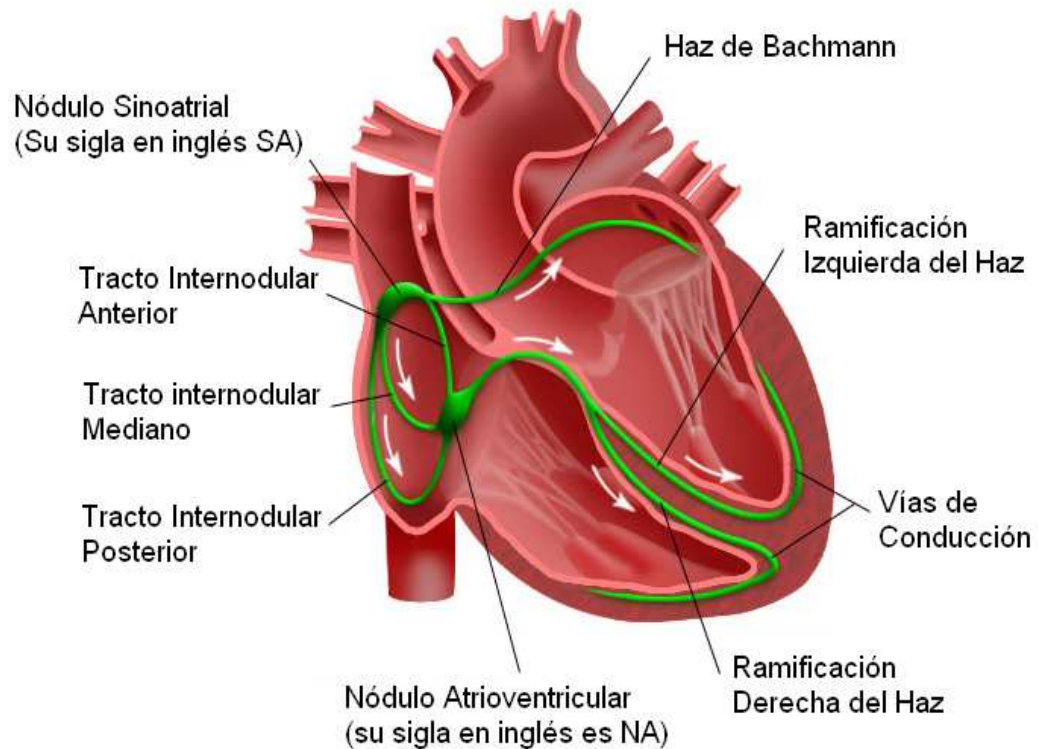
Fuente: Disponible en Internet en <http://medlineplus.gov/spanish> Fecha de consulta: Agosto de 2007.

Cuando la señal eléctrica de la repolarización llega a las células contráctiles, éstas se contraen, y cuando el impulso de repolarización alcanza las células miocárdicas, se relajan. Estas señales eléctricas ocasionan la acción mecánica del bombeo de sangre por parte del corazón.

El marcapaso del corazón es el nódulo sinoauricular (SA), este inicia cada ciclo eléctrico y mecánico.

La actividad eléctrica del marcapaso se comunica solamente al músculo cardíaco y son los "ecos" de la despolarización y repolarización del corazón los entregados al resto del cuerpo. Si se colocan electrodos en otras partes del cuerpo se pueden detectar los ecos de la actividad eléctrica del corazón. Al registro de esta señal eléctrica se le conoce como electrocardiograma (ECG) y a partir de éste se puede inferir la actividad mecánica del corazón.

Figura 7. Sistema eléctrico del corazón

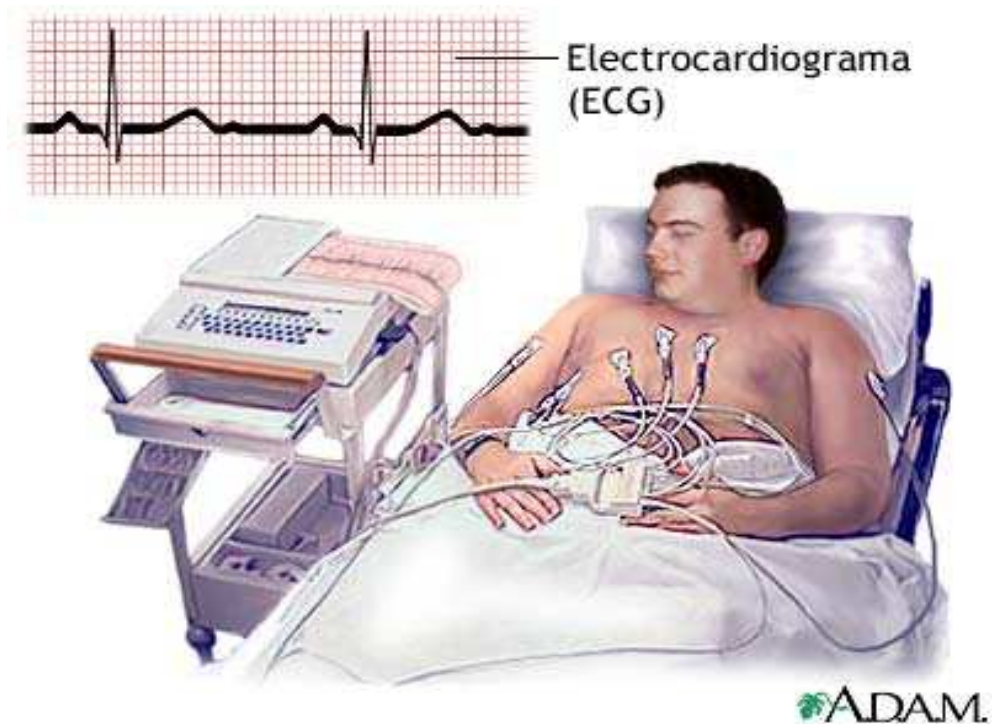


Fuente: Ibid.

**2.3.2 Electrocardiograma.** El modelo normal del ECG está representado por un quiebre de la línea basal dado por una onda **P**, un complejo **QRS** y una onda **T**. La línea basal es una línea continua que es el punto de partida para la actividad eléctrica de despolarización y repolarización del ciclo cardíaco.

La onda P es el resultado de la despolarización auricular. Esta onda es simétrica y determina el ritmo con que late el corazón. El complejo QRS resulta de la despolarización ventricular e indica el comienzo de la contracción ventricular. Está compuesto por tres ondas: la onda Q, que es la primera onda negativa; la onda R, que siempre es positiva y la onda S, que es negativa. La onda T se da como resultado de la repolarización ventricular y señala el comienzo de la relajación ventricular. Esta onda es asimétrica.

Figura 8. Registro de un electrocardiograma

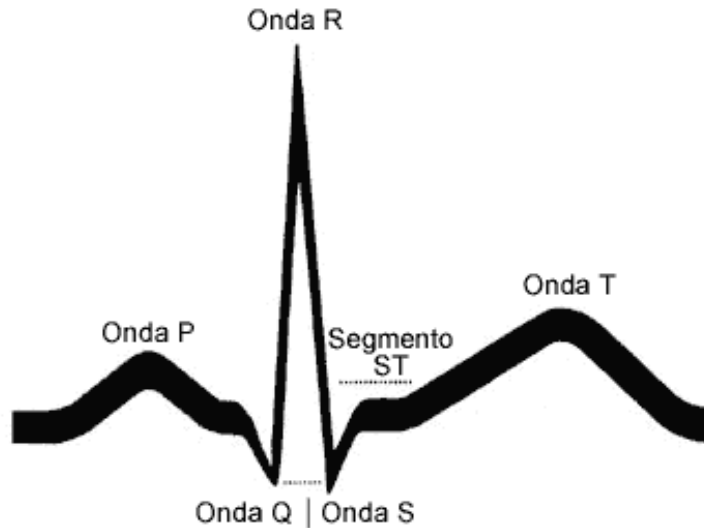


Fuente: Ibid.

Los diferentes registros de la actividad eléctrica del corazón se conocen como derivaciones y su finalidad es obtener la medida de la corriente que va en la dirección marcada por una línea recta que une los electrodos utilizados.

Según el plano anatómico, las derivaciones se dividen en dos grupos, plano frontal (corte de arriba hacia abajo) y plano horizontal (corte transversal a nivel del tórax). Las derivaciones también se pueden clasificar en unipolares o bipolares dependiendo del número de electrodos exploradores. Las unipolares registran la diferencia de potencial entre un punto del cuerpo y otro punto llamado el centro eléctrico del corazón; las bipolares registran el potencial obtenido entre dos puntos del cuerpo.

Figura 9. Modelo normal de un electrocardiograma



Fuente: Disponible en Internet en: <http://www.healthsystem.virginia.edu/> Fecha de consulta: Agosto de 2007

**2.3.3 Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca.** La variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC) es definida como la variación que ocurre en el intervalo de tiempo entre latidos consecutivos. Este marcador constituye un medio de explorar la influencia del sistema nervioso autónomo en el corazón.

La VFC es un marcador pronóstico en pacientes que han tenido infarto agudo del miocardio y puede ser un marcador útil en el estudio de otras cardiopatías.

● **Parámetros en el dominio del tiempo.** Estos parámetros se obtienen a partir de las mediciones directas de los intervalos RR son la media de intervalos RR y la desviación estándar de los intervalos RR sobre todo el período de registro.

SDNN (ms). Desviación estándar de los intervalos RR sobre el intervalo de tiempo seleccionado. N es el número de intervalos RR normales del registro.

$$SDNN = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^{N-1} (RR(n) - \overline{RR})^2}{N-1}} \quad (2.1)$$

La desviación estándar es un índice estadístico que cuantifica la anchura del histograma de intervalos RR obtenidos de un registro electrocardiográfico. La presencia de artefactos hace que la distribución de la serie RR se ensanche formando colas largas y aumentando la asimetría del histograma. Por ello, la estimación de la desviación estándar en presencia de artefactos es muy sensible a éstos.

r-MSSD (ms). Es la raíz cuadrada de la media de la suma de los cuadrados de las diferencias entre intervalos RR adyacentes.

$$r - MSSD = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^{N-1} (DARR(n) - \overline{DARR})^2}{N - 2}} \quad (2.2)$$

Donde  $DARR = |RR(n+1) - RR(n)|$  y  $N$  es el número total de intervalos RR normales.

NN50 count. Número de pares de intervalos RR adyacentes mayores de 50 ms durante el intervalo de tiempo seleccionado.

pNN50 (%). Porcentaje de NN50 count de todos los intervalos RR.

$$pNN50 = \frac{\sum_{n=2}^{n=N} V(n)}{N} \text{ donde } \begin{cases} V(n) = 1 \Leftrightarrow |RR(n) - RR(n-1)| \geq 50ms \\ V(n) = 0 \Leftrightarrow |RR(n) - RR(n-1)| < 50ms \end{cases} \quad (2.3)$$

Este índice aporta información del nivel de excitación vagal.

Con el fin de mejorar las limitaciones vistas en los anteriores índices, se propuso la creación de otros índices que resuelvan las limitaciones, sin aumentar en exceso la complejidad de cálculo. De esta forma aparecen los índices en el dominio de la frecuencia.

- **Métodos en el dominio de la frecuencia.** Recientemente se ha mostrado que la VFC está compuesta de ciertos ritmos bien definidos que contienen

información acerca de la contribución de diferentes mecanismos regulatorios del control cardiovascular. Para evaluar la dinámica de estos ritmos y para entender cómo se distribuye la VFC en estos diferentes ritmos, la variación de la frecuencia cardiaca debe ser dividida en componentes de frecuencia, y esto se hace a través del análisis del Poder de densidad espectral (PSD)<sup>6</sup>.

Por definición, el PSD descompone la señal de la frecuencia cardiaca en sus componentes de frecuencia y las cuantifica en términos de sus intensidades relativas, llamadas “potencia”. Estos proporcionan estimadores del espectro de poder de la función de densidad de la frecuencia cardiaca.

El espectro de la frecuencia cardiaca puede ser analizado con dos métodos: los no paramétricos y los paramétricos. Las ventajas de los métodos no paramétricos son:

- La simplicidad del algoritmo usado (FFT tradicionalmente).
- La alta velocidad de procesamiento.

Las ventajas de los métodos paramétricos (autorregresivos) son:

- Componentes espectrales muy suaves.
- Fácil postprocesamiento del espectro con un cálculo automático de componentes de alta y baja frecuencia, con una fácil identificación de la frecuencia central de cada componente.
- Una estimación exacta del PSD.

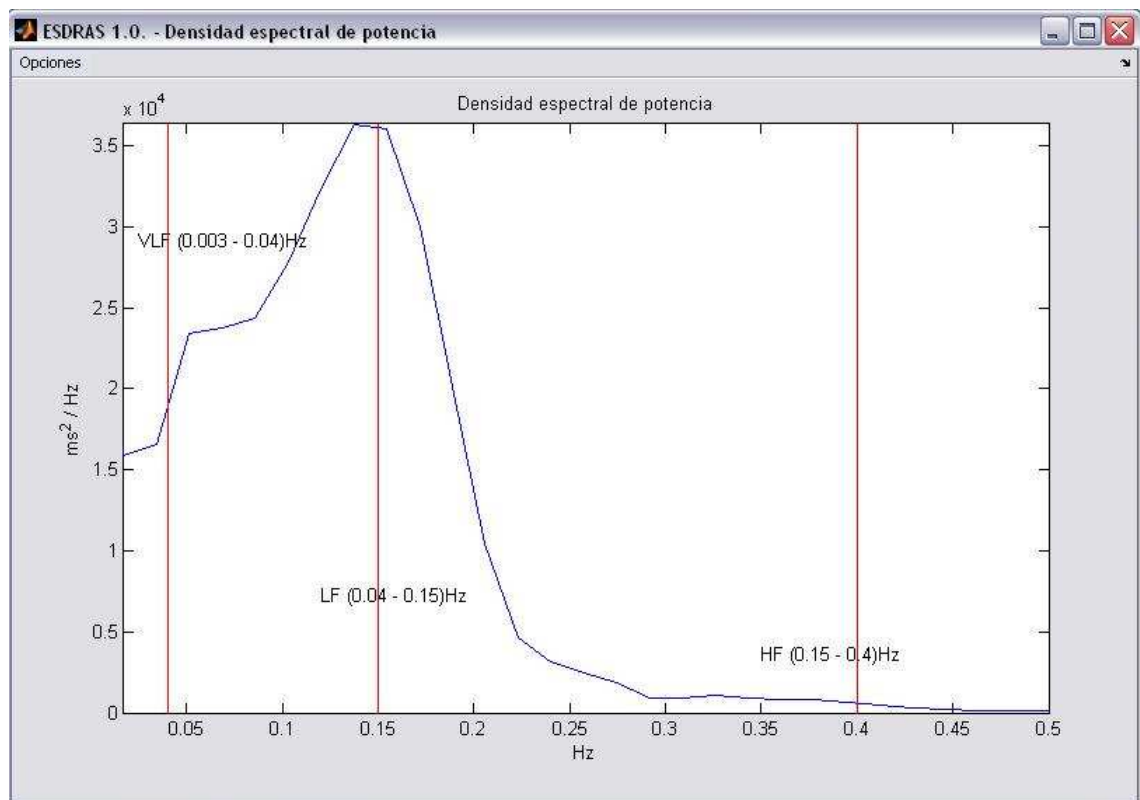
● **Componentes espectrales.** El poder total (TP) de la frecuencia cardiaca, equivalente al SDNN está representado por el área bajo la curva del poder espectral de densidad. En los registros cortos (5 minutos) se pueden distinguir tres componentes espectrales: altas frecuencias (HF), bajas frecuencias (LF) y muy bajas frecuencias (VLF). Además, en los registros largos (24 horas) se encuentra una cuarta componente: las ultra bajas frecuencias (ULF: 0-0.003 Hz) (Ver figura 10).

---

<sup>6</sup> ESTÉVEZ. Mario, MACHADO. Andrés, ESTÉVEZ José. Indicadores de la VRC calculados en el dominio de la frecuencia. Documento en línea. Fecha de consulta: Agosto de 2007. <http://fbio.uh.cu/vfc.html>

La magnitud de cada componente de frecuencia es usualmente expresada en valores absolutos de poder ( $\text{msg}^2$ ). LF y HF pueden ser medidas en unidades normalizadas, lo cual representa el valor relativo de cada componente de poder en proporción con el poder total, menos la componente VLF. La representación de LF y HF en unidades normalizadas describe el comportamiento controlado y balanceado de las dos ramas del sistema nervioso autónomo; esto se expresa a través del LF/HF ratio.

Figura 10. Componentes espectrales de la señal electrocardiográfica



- **Interpretación de las componentes espectrales de la VFC.** La componente HF comprende las variaciones de la frecuencia cardiaca en el rango de frecuencias: 0.15 – 0.40 Hz; está relacionada con los ciclos respiratorios y/o arritmia sinusal respiratoria. Sus fluctuaciones parecen estar mediadas exclusivamente por las fluctuaciones de la actividad parasimpática eferente.

La componente LF representa la VFC en el rango de 0.04 – 0.15 Hz. El fondo fisiológico de esta componente es algo controvertido, porque aunque es claro

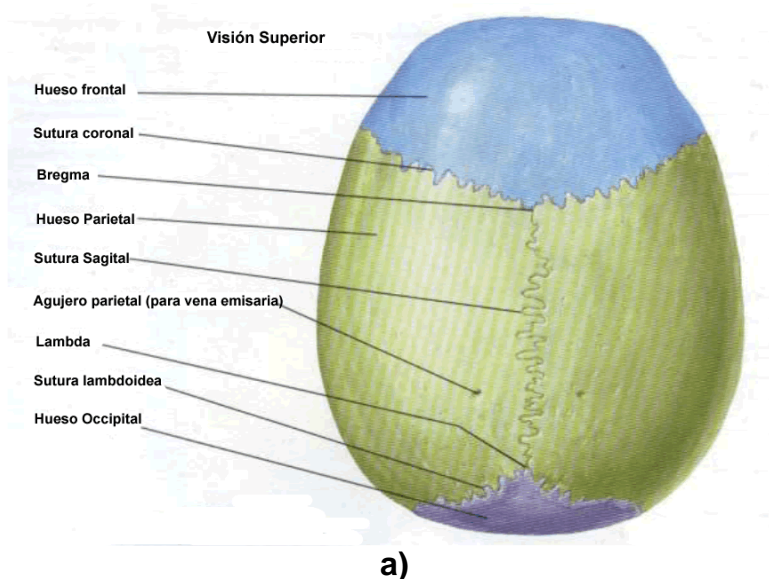
que el sistema nervioso simpático contribuye a la VFC, la LF está marcadamente influenciada por el sistema nervioso parasimpático, por consiguiente, la medición cuantitativa del tono simpático puede ser muy difícil.

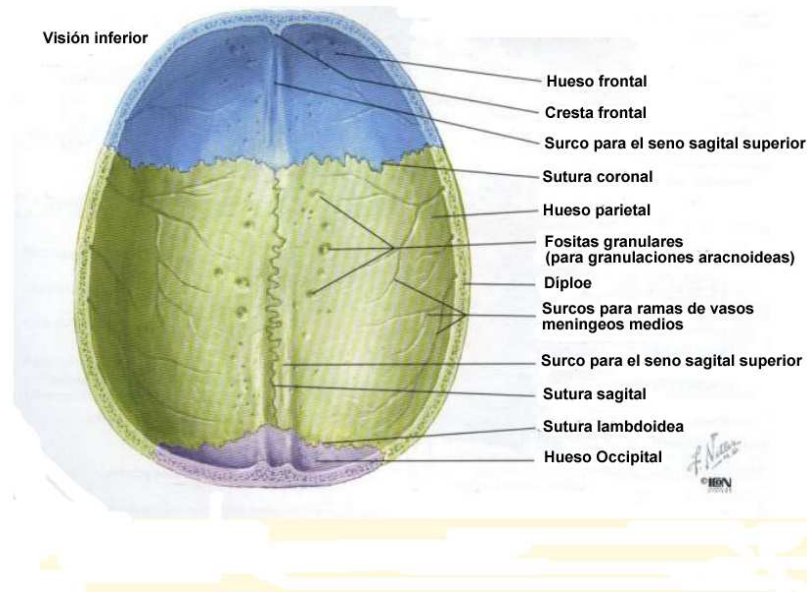
La componente VLF representa la VFC en el rango de 0.003 – 0.04 Hz. Al igual que la componente LF, su significado fisiológico no es muy claro, pues por pruebas experimentales de la actividad autonómica, como la prueba de Valsalva y la prueba de Tilt, ésta se puede encontrar relacionada bien sea con la actividad simpática en algunas ocasiones, y en otras con la parasimpática.

## 2.4 ELECTROENCEFALOGRAFÍA

**2.4.1 Introducción.** La bóveda craneal aloja al cerebro y está formada por los huesos del cráneo que cubren y protegen de golpes y traumas a las delicadas superficies cerebrales. El cuero cabelludo cubre la mayoría de la superficie externa del cráneo. El cráneo en su parte interior tiene contacto con las meninges y éstas se asocian directamente con la corteza cerebral que está compuesta por millones de células nerviosas llamadas neuronas que controlan las actividades sensitivas y motoras del cuerpo. La actividad eléctrica neuronal es la suma de los potenciales eléctricos que ocurren a nivel del soma, las dendritas neuronales y los potenciales de acción que ocurren a nivel axonal. Esta actividad eléctrica de la neurona cortical siempre está presente.

Figura 11. Bóveda del Cráneo





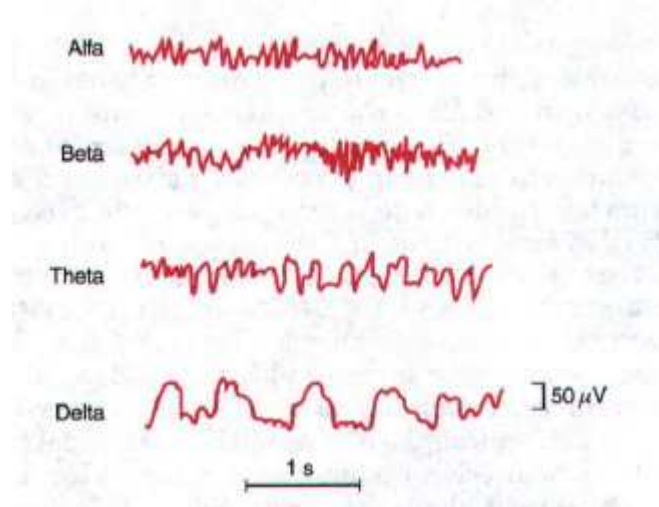
Fuente: NETTER, Frank. Atlas de anatomía humana. Segunda Edición. Canada: Icon learning systems. 2001. 604 p.

**2.4.2 Electroencefalograma.** El electroencefalograma (EEG) es el registro de la actividad cerebral empleando electrodos que, ubicados en el cuero cabelludo, pueden detectar la actividad eléctrica asociada a neuronas funcionales.

Un electrodo puede registrar la actividad de miles de neuronas solamente en la región cerebral más cercana a su sitio de posicionamiento. En el EEG se comienza a distinguir una forma de onda periódica simple solamente cuando la actividad eléctrica de cada una de las miles de neuronas de una región dada están en fase o sincronizadas. En el EEG se pueden detectar los siguientes cuatro ritmos periódicos simples: alfa, beta, delta y teta. Estos ritmos se identifican por su frecuencia y amplitud. La frecuencia está dada en Hertz o en ciclos/segundo y las amplitudes están en el rango de microVolts. (figura 12)

El ritmo alfa es el que se presenta cuando la persona está despierta pero relajada y con los ojos cerrados. Las ondas alfa de mayor amplitud se presentan en las regiones occipital y parietal de la corteza cerebral. Las frecuencias típicas para este ritmo son entre 8 y 13 Hz y la amplitud típica es de 20 a 200 microvolts. Las amplitudes de esta onda disminuyen cuando las personas abren sus ojos y están atentos a estímulos externos.

Figura 12. Diferentes tipos de ondas del electroencefalograma normal



Fuente: GUYTON. A, HALL. J. Op. Cit.

El ritmo beta ocurre en sujetos que están alertas y atentos a estímulos externos o a un esfuerzo mental específico. Estos ritmos también se presentan durante el sueño profundo, el sueño REM (Movimiento rápido de los ojos), cuando los ojos se están moviendo rápidamente. Las frecuencias típicas para este ritmo están entre 13 y 30 Hz y la amplitud es de 5 a 10 microvolts. La amplitud de estas ondas es pequeña debido a que las actividades positivas y negativas comienzan a contrarrestarse ocasionando que la suma de las actividades eléctricas sea menor. La onda beta representa el estímulo de la corteza a un estado más alto de alerta.

Los ritmos delta y teta son patrones EEG de baja frecuencia y aumentan durante el sueño de un adulto normal, pero en general la ocurrencia y amplitudes de estos ritmos son altamente variables entre los sujetos. Por ejemplo, las ondas delta pueden aumentar durante actividades mentales difíciles que requieran concentración, mientras que las ondas teta pueden ocurrir en intervalos muy breves durante respuestas emocionales a situaciones o eventos de frustración. Las frecuencias típicas para las ondas delta y teta están de 1 a 5 y de 4 a 8 respectivamente. Las amplitudes van desde 20 a 200 para las ondas delta y las ondas teta tienen una amplitud aproximada a 10.

**2.4.3 Captación del EEG.** La actividad bioeléctrica cerebral se puede captar empleando diversos procedimientos:

- Sobre el cuero cabelludo

- En la base del cráneo
- En cerebro expuesto
- En localizaciones cerebrales profundas

Para la captura de la señal se pueden utilizar diferentes tipos de electrodos: superficiales (se aplican sobre el cuero cabelludo), basales (se aplican en la base del cráneo sin necesidad de procedimiento quirúrgico), quirúrgicos (se necesita cirugía para su aplicación y pueden ser intracerebrales o corticales).

La ubicación de los electrodos se guía por los diferentes sistemas de posicionamiento de los mismos en el cuero cabelludo, algunos de estos sistemas son los planteados por Montreal, Aird, Cohn, Lenox, Moerlis, Marshall entre otros, aunque el más utilizado es el sistema internacional diez – veinte.<sup>7</sup>

## **2.5 ANÁLISIS DE SEÑALES BASADO EN LA TRANSFORMADA WAVELET**

**2.5.1 Introducción.** 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.

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.

Un aspecto de importancia en el tratamiento de las señales electrofisiológicas, es poder determinar componentes de alta frecuencia que tengan una corta duración en el tiempo. Lo anterior se puede llevar a cabo, mediante la utilización de la relación tiempo-escala de la transformada Wavelet.

---

<sup>7</sup> 10-20 system of electrode Placement. Documento en línea. Fecha de consulta : Agosto de 2007 <http://faculty.washington.edu/chudler/1020.html>

## 2.5.2 Generalidades

- **Transformada Wavelet.** En esta transformada están presentes dos funciones importantes: la función Wavelet ( $\psi(t)$ ) y la función de Escala ( $\phi(t)$ ).

La primera función corresponde al tipo de funciones base que tienen su energía concentrada en intervalos cortos, tanto de tiempo como de frecuencia. Las funciones Wavelet tienen un valor promedio de cero y tienden a ser irregulares y asimétricas. Esta función se puede trasladar por medio de un parámetro  $u$  y se comprime o dilata por medio de un parámetro  $s$ .

$$\psi_{u,s}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t-u}{s}\right) \quad (2.4)$$

La función Wavelet está determinada por filtros pasa-alta espejo en cuadratura de descomposición y produce el espacio que contiene las altas frecuencias. La función de Escala está determinada por filtros pasa-baja espejo en cuadratura de descomposición y produce el espacio que contiene las bajas frecuencias.

Por medio de los escalamientos y traslaciones de las dos funciones anteriormente mencionadas, la transformada Wavelet descompone la señal en dos espacios de funciones ( $V_j$  y  $W_j$ ).

$$V_j = \left\{ \sum_{k=-\infty}^{\infty} C_{j,k} \Phi(2^j t - k) : \sum_{k=-\infty}^{\infty} |C_{j,k}|^2 < \infty \right\} \quad (2.5)$$

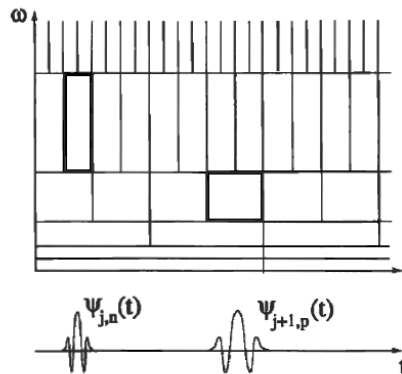
$$W_j = \left\{ \sum_{k=-\infty}^{\infty} d_{j,k} \psi(2^j t - k) : \sum_{k=-\infty}^{\infty} |d_{j,k}|^2 < \infty \right\} \quad (2.6)$$

La segunda parte de las ecuaciones 2.5 y 2.6 se refiere a la energía finita de estas señales. El término  $2^j$  tendrá un efecto sobre la rapidez de las ondas generadas, ya que hace más o menos rápido el cambio de las funciones  $\psi(t)$  y  $\phi(t)$ . Esto indica que los espacios  $V$  y  $W$  tendrán un ancho de banda tal como el término  $2^j$  lo determine. Por lo general, el espacio  $V$  corresponde a bajas frecuencias y el espacio  $W$  a las altas frecuencias, esto se debe a las propiedades que presentan  $\psi(t)$  y  $\phi(t)$ .

- **Relación Tiempo-Frecuencia.** En Wavelet las ventanas, que se crean en el plano tiempo-frecuencia, varían de acuerdo a la escala. Si se escoge una escala baja, la Wavelet se comprime reduciendo el intervalo de tiempo y aumentando su frecuencia. Esto genera una ventana en forma de rectángulo cuya base es inferior a su altura. Por otro lado, en las altas escalas, las Wavelets se dilatan haciendo que su duración en el tiempo sea mayor y su frecuencia disminuya, se crea entonces un rectángulo de base mayor a su altura, como puede verse en la figura 13.

Se puede observar que es imposible que la transformada Wavelet permita tener una alta resolución en tiempo y frecuencia simultáneamente, pero si permite satisfacer una de las principales necesidades en el tratamiento de señales electrofisiológicas, la cual consiste en localizar de forma satisfactoria componentes de alta frecuencia que tienen una corta duración.

Figura 13. Plano tiempo-frecuencia de una base Wavelet



Fuente: MALLAT. Stéphane. A wavelet tour of signal processing, 2<sup>nd</sup> ed, USA: Academic Press,1999. 637 p.

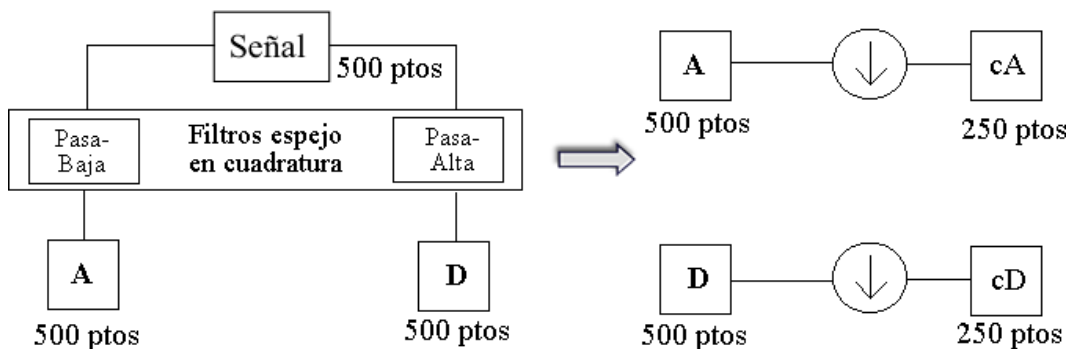
- **Relación Escala-Frecuencia.** A medida que la escala aumenta, la frecuencia disminuye y viceversa. Esto puede entenderse más fácilmente al observar la siguiente relación matemática que existe entre la escala  $a$ , la frecuencia central de la Wavelet madre  $F_c$ , el periodo de muestreo  $\Delta$  y la frecuencia asociada a la escala  $a$ ,  $F_a$ .

$$F_a = F_c / a \Delta \quad (2.7)$$

Por medio de esta relación, se puede determinar el valor en frecuencia al cual corresponde determinado valor de escala, teniendo en cuenta la Wavelet madre que se utilice.

**2.5.3 Descomposición o análisis de la señal.** La descomposición de una señal con la transformada Wavelet, consiste en aplicar dos filtros especiales, llamados filtros espejo en cuadratura de descomposición. El filtro pasa-baja lleva a las aproximaciones y el filtro pasa-alta conduce a los detalles. Como se obtienen dos señales del mismo tamaño de la señal original, es necesario hacer un proceso de submuestreo (*downsampling*) que consiste en tomar sólo las muestras de salida de índice par de cada una de las señales. Este proceso origina los coeficientes de aproximación (cA) y los coeficientes de detalle (cD), que tienen la mitad del tamaño de la señal original.

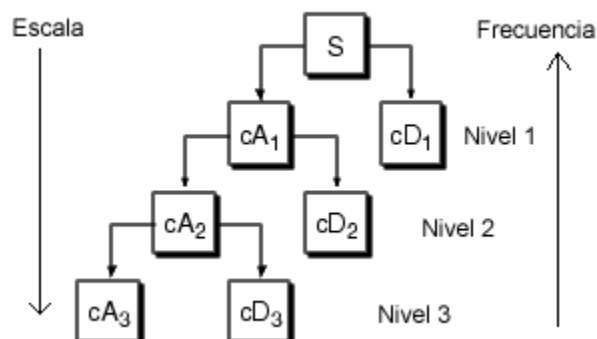
Figura 14. Esquema de descomposición



- **Descomposición multinivel.** Una vez que se obtienen los coeficientes de detalle y los coeficientes de aproximación, se puede volver a aplicar los filtros de descomposición a estos últimos y se obtiene así los coeficientes correspondientes al segundo nivel, y así sucesivamente, como se puede apreciar en la figura 15.

Esta descomposición es importante en el procesamiento de las señales electrofisiológicas, ya que permite separar las diferentes componentes de frecuencia de las mismas y trabajar con ellas individualmente.

Figura 15. Árbol de descomposición Wavelet

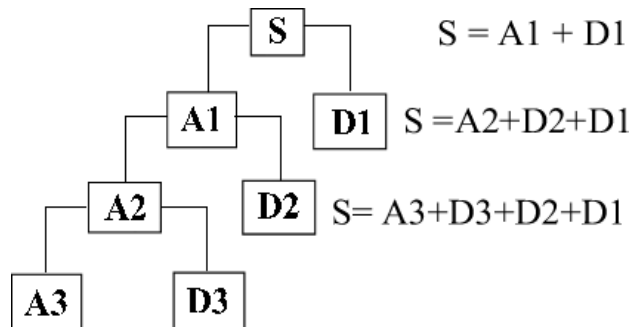


**2.5.4 Reconstrucción o síntesis de la señal.** En el proceso de reconstrucción, se debe obtener las aproximaciones y los detalles para luego combinarlos y llegar así a la señal original, es decir,  $S = A + D$ , siendo S la señal, A las aproximaciones y D los detalles.

Para reconstruir las aproximaciones y los detalles se debe realizar un proceso llamado sobremuestreo (*upsampling*) a los coeficientes, que consiste en introducir ceros entre las muestras con el fin de alargar la señal al doble del tamaño inicial. Luego se pasan los filtros de reconstrucción (filtros espejo en cuadratura), teniendo en cuenta que para obtener la aproximación sólo se utilizan estos coeficientes y un vector de ceros en remplazo de los coeficientes de detalle. Para la obtención del detalle se realiza el mismo procedimiento pero se reemplazan los coeficientes de aproximación por un vector de ceros.

- **Reconstrucción multinivel.** El proceso de reconstrucción también se puede realizar para múltiples niveles, tal como se muestra en la figura 16.

Figura 16. Reconstrucción multinivel



## 2.6 FILTRADO DE SEÑALES POR MEDIO DE LA TRANSFORMADA WAVELET

**2.6.1 Conceptos generales.** El filtrado de señales por medio de la transformada Wavelet se puede resumir en tres pasos:

- Se descompone la señal hasta el nivel  $N$  con la Wavelet madre escogida.
- Se pasa un umbral a los coeficientes de detalle para cada uno de los niveles desde 1 hasta  $N$ . En este procedimiento se eliminan aquellos coeficientes cuyo valor en magnitud sea menor al del umbral estimado.
- Se reconstruye la señal con los coeficientes de aproximación originales y los coeficientes de detalle modificados de cada uno de los niveles desde 1 hasta  $N$ .

En el proceso de filtrado hay 4 variables importantes que se deben tener en cuenta: Wavelet, estimación del ruido, regla de selección y escalamiento.

- Wavelet: Wavelet madre que se ajusta a las necesidades de filtrado de la señal a analizar.
- Estimación del ruido<sup>8</sup>:

---

<sup>8</sup> BALLESTEROS. Dora. Reducción de ruido en señales ECG utilizando filtros wavelet. En: II Congreso Internacional de la Región Andina, Bogotá 2004.

- Rigsure: Utiliza el principio de estimación de riesgo de Stein.
- Sqrtwolog: Se estima con la siguiente fórmula, donde  $n$  es la longitud de la señal.

$$thr = \sqrt{2 * \log(n)} \quad (2.8)$$

- Heursure: Compara y escoge el valor mínimo entre rigsure y sqrtwolog.
- Minimaxi: Se estima con la ecuación 2.9, donde  $n$  es la longitud de la señal.

$$thr = 0.3936 + 0.1829 * \left( \frac{\log(n)}{\log(2)} \right) \quad (2.9)$$

- o Regla de selección<sup>9</sup>:

$$- \text{Soft: } f(x) = \begin{cases} x - thr & x > thr \\ 0 & |x| \leq thr \\ x + thr & x < -thr \end{cases} \quad (2.10)$$

$$- \text{Hard: } f(x) = \begin{cases} x & |x| > thr \\ 0 & |x| \leq thr \end{cases} \quad (2.11)$$

Donde  $f(x)$  es la nueva señal y  $thr$  es el umbral seleccionado en la estimación del ruido.

- o Escalamiento: Es el valor de ponderación del umbral estimado, puede ser:

$$- \text{Sln: } \quad \sigma = \text{media} (|d1|)/0.6745 \quad (2.12)$$

$$- \text{Mln: } \quad \sigma_i = \text{media} (d_i) / 0.6745 \quad (2.13)$$

Donde  $d1$  son los coeficientes de detalle del nivel uno,  $\sigma_i$  es la desviación estándar del nivel  $i$  y  $d_i$  sus coeficientes de detalle.

---

<sup>9</sup> Ibid.

El filtrado de las señales es de suma importancia en el análisis de las señales electrofisiológicas debido a que éstas presentan ruido que proviene de los aparatos de adquisición, de los electrodos, de los movimientos del paciente, entre otros.

Un aspecto importante en el proceso de filtrado por medio de la transformada Wavelet, es que permite filtrar una banda de frecuencia del árbol de descomposición sin que esto afecte a las otras bandas de frecuencia.

**2.6.2 Filtrado de la señal Electrooculográfica.** Para el filtrado de la señal electrooculográfica se tiene en cuenta el máximo nivel de descomposición aceptado para una señal dependiendo de su longitud, el cual está dado por<sup>10</sup>:

$$\ln(\text{long}(\text{sena}))/\ln(2) \leq n \quad (2.14)$$

Se escoge como el nivel apropiado, el nivel máximo de descomposición menos dos, debido a que la energía inicial de la señal no difiere mucho de la energía de la señal filtrada para este nivel. En la tabla 1 se puede observar las energías de diez señales electrooculográficas, antes y después del filtrado. Los valores que se toman para este procedimiento son los siguientes:

- Estimación de ruido: minimaxi
- Tipo de Umbral: soft
- Escalamiento: sln
- Wavelet: Haar o daubechies 1

En la figura 17 se puede observar un ejemplo de filtrado de una señal electrooculográfica, utilizando los parámetros de filtrado anteriormente mencionados.

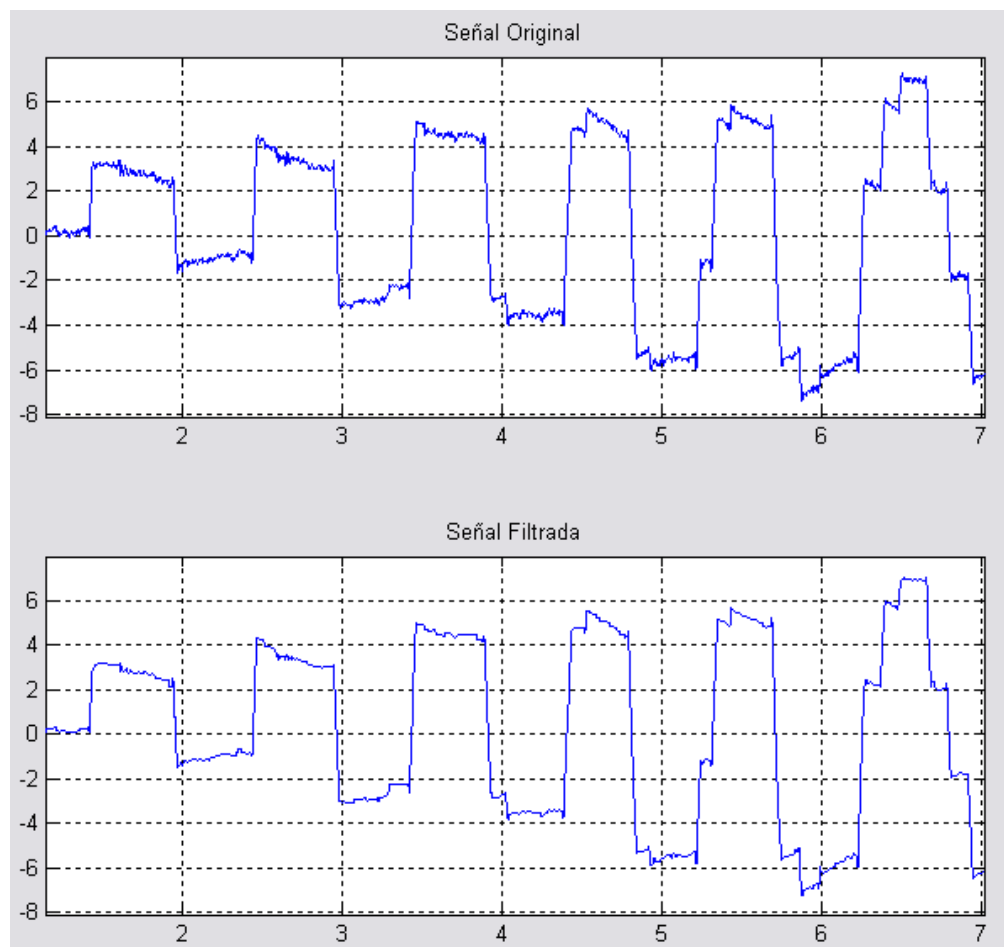
---

<sup>10</sup> BLANCO. Mónica, LEÓN. Nelson, Software para la caracterización y análisis estadístico de la señal electrooculográfica, usado en la determinación de asociación entre alteración de movimientos oculares sacádicos y esquizofrenia. 2006. Trabajo de Grado (Ingeniería de sistemas) Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas

Tabla 1. Energía antes y después del filtrado de diez señales electrooculográficas

Número Señal	Energía Señal Original (Ei)	Energía Señal Filtrada (Ef)	Ei/Ef
1	1,1048 E+10	1,1005 E+10	1,0039
2	3,5101 E+10	3,4995 E+10	1,0030
3	1,4687 E+10	1,4628 E+10	1,0040
4	7,3753 E+9	7,3449 E+9	1,0041
5	6,9659 E+9	6,9321 E+9	1,0049
6	8,0113 E+9	7,9796 E+9	1,0040
7	1,1269 E+10	1,1221 E+10	1,0043
8	1,4459 E+10	1,4419 E+10	1,0028
9	8,7719 E+9	8,6626 E+9	1,0126
10	1.6262 E+10	1.6174 E+10	1.0054

Figura 17. Ejemplo filtrado señal EOG



**2.6.3 Filtrado de la señal Electrocardiográfica.** La señal electrocardiográfica (ECG) se puede representar de la siguiente manera:

$$y[n]=x [n]+ \mu e[n] + s[n] \quad (2.15)$$

Donde  $y[n]$  representa la señal adquirida,  $x[n]$  la señal ECG sin ruido,  $e[n]$  ruido blanco gaussiano con media nula y varianza 1,  $\mu$  representa su nivel y  $s[n]$  las variaciones de la línea base<sup>11</sup>.

El primer paso realizado en el filtrado de la señal ECG, consiste en la reducción de las variaciones de la línea base. Para tal efecto, se utilizó el método propuesto en el artículo titulado Reducción del ruido en señales electrocardiográficas mediante la transformada Wavelet<sup>12</sup>, que consiste en obtener una estimación de la línea base  $s'[n]$ , de tal forma, que al substrarla de  $y[n]$  se obtenga una señal sin variaciones en esta línea. La señal  $s'[n]$  se obtiene de la aproximación de la señal  $y[n]$  de cierto nivel.

Para escoger el nivel óptimo, se establece un intervalo de niveles a evaluar, que en este caso particular fue de uno a nueve, y se calcula la varianza de la nueva señal obtenida,  $y'[n]= y[n] - s'[n]$ , y la dispersión del espectro de energía de la estimación de la línea base,  $s'[n]$ , para cada uno de los niveles del intervalo. Los datos obtenidos se grafican dando origen a dos rectas cuyo punto de intersección indica que el entero más próximo es el nivel óptimo a elegir. En el ejemplo de la figura 18, se escoge como nivel óptimo el número 7 y se utiliza la Wavelet sym 8.

Una vez que se ha establecido el nivel óptimo se obtiene la nueva señal  $y'[n]$ . Ver figura 19.

---

<sup>11</sup> CUESTA. D, *et al.* Reducción del ruido en señales electrocardiográficas mediante la transformada Wavelet. Departamento de Informática de sistemas y computadores, UPV, Departamento de Cibernética, Czech Technical University in Prague, República Checa. Disponible: <http://plutarco.disca.upv.es/~jcperez/Documentos/Caseib2000David.pdf>

<sup>12</sup> Ibid.

Figura 18. Gráfica de la varianza y la dispersión

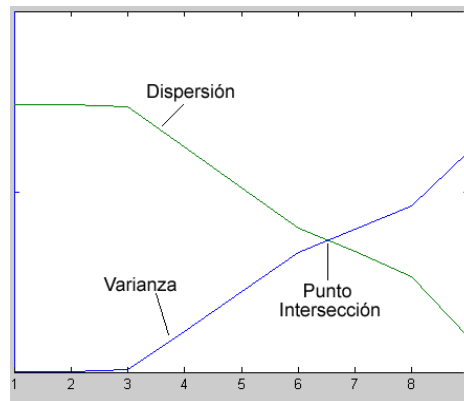
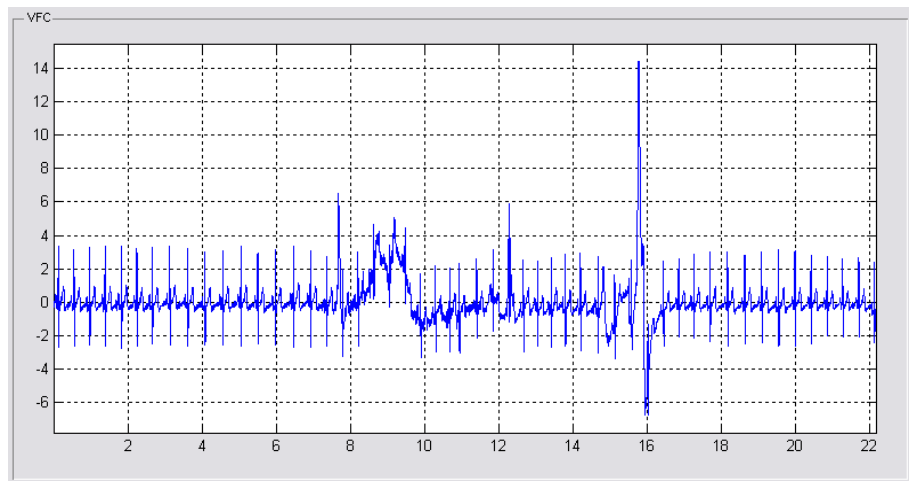
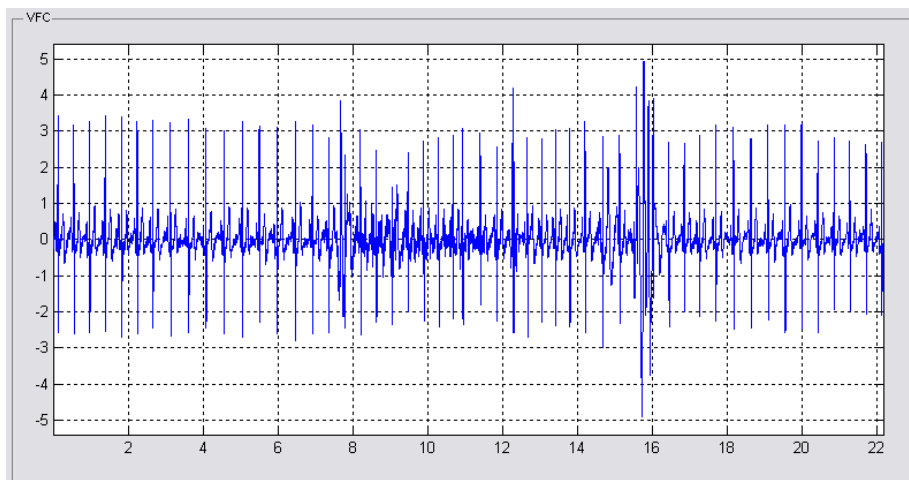


Figura 19. Ejemplo de corrección de la línea base



a) Señal Original



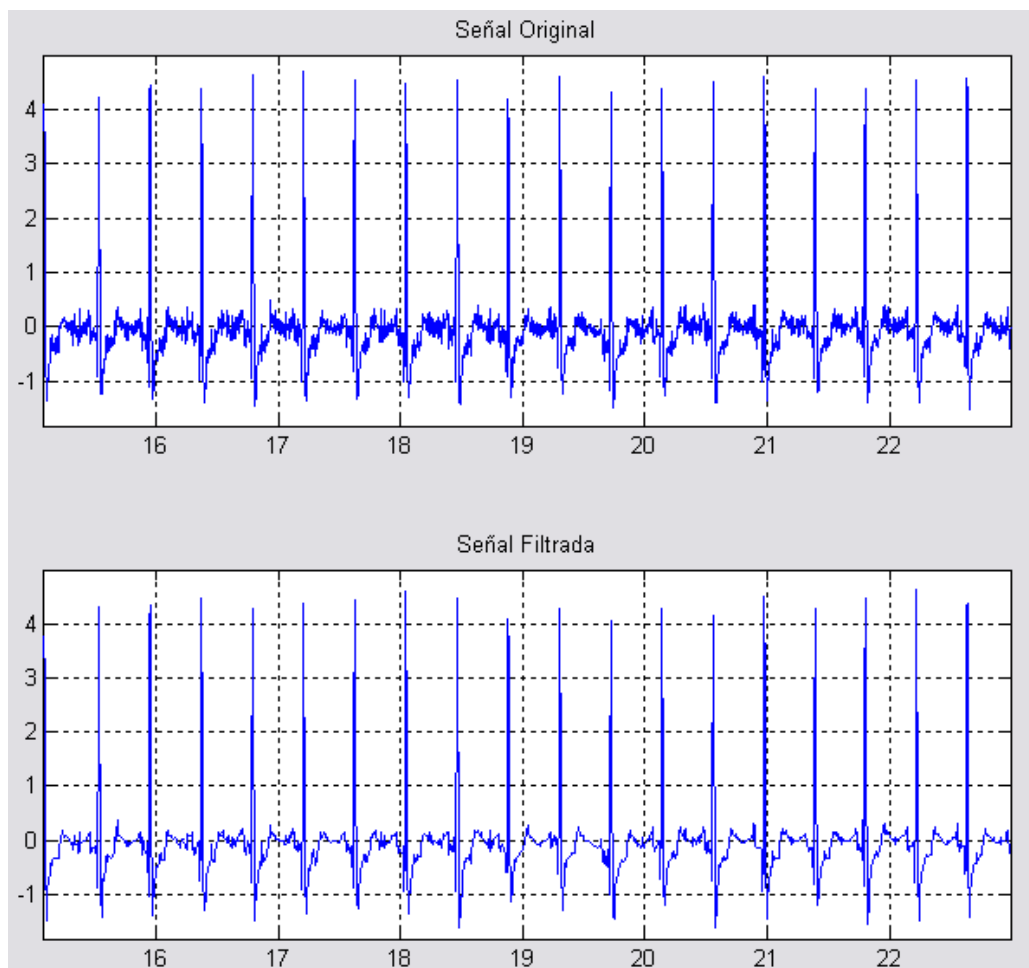
b) Señal con corrección de la línea base

Por otro lado, en la reducción del ruido presente en la señal ECG se utilizaron los siguientes valores como una de las mejores combinaciones de acuerdo a la literatura:<sup>13</sup>

- Wavelet: sym 8
- Estimación de Ruido: sqtwolog
- Tipo de Umbral: soft
- Escalamiento: sln

El software además permite llevar a cabo el filtrado con dos opciones adicionales empleando la Wavelet sym6 y la Wavelet sym2.

Figura 20. Ejemplo de una señal ECG filtrada



<sup>13</sup> BALLESTEROS, Dora. Op. cit

**2.6.4 Filtrado de la señal Electroencefalográfica.** Para el filtrado de las señales electroencefalográficas (EEG), se utilizaron los siguientes valores, como una de las mejores combinaciones<sup>14</sup>:

- Wavelet: daubechies 6 (db6)
- Estimación de ruido: rigsure
- Tipo de umbral: soft
- Escalamiento: sln

El nivel de descomposición está dado por la frecuencia de muestreo y a medida que aumenta ésta, se necesita de un mayor número de niveles para poder representar las sub-señales en sus respectivas bandas de frecuencia.

Las señales que se trabajaron se filtran hasta el octavo nivel de descomposición, puesto que en el procesamiento esos son los niveles que se van a emplear.

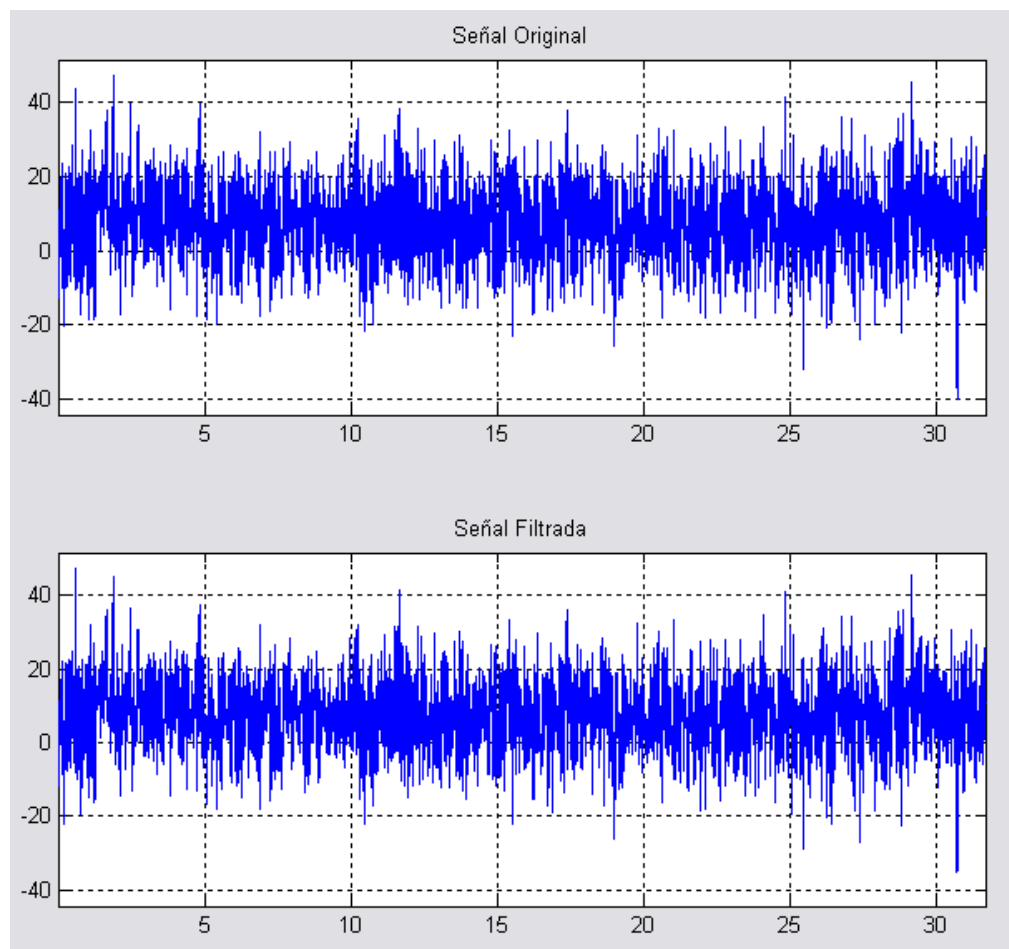
La herramienta software permite llevar a cabo el filtrado con dos opciones adicionales empleando la Wavelet sym6 y db8. Además, permite filtrar cada una de las ondas cerebrales, obtenidas en la descomposición del EEG, de forma independiente y con las mismas tres opciones anteriormente mencionadas.

En la figura 21 se puede observar un ejemplo de filtrado de la señal EEG.

---

<sup>14</sup> GARCÍA. Gustavo, VELANDIA. Richard, BARÓN. Eulises, Algoritmo de reducción de ruido en señales de electroencefalografía utilizando la DWT. Umbral Científico, junio, número 008, Bogotá, Colombia.

Figura 21. Ejemplo filtrado señal EEG con db6



## 2.7 PROCESAMIENTO DE SEÑALES ELECTROOCULOGRÁFICAS, ELECTROCARDIOGRÁFICAS Y ELECTROENCEFALOGRÁFICAS

**2.7.1 Adquisición de la señal.** La adquisición de la señal de un ECG se puede realizar usando cualquiera de las siguientes dos herramientas:

- BIOPAC MP30
- POWERLAB

Las señales adquiridas mediante el uso de las herramientas anteriormente mencionadas, se digitalizan y guardan en archivos de texto.

La frecuencia de muestreo a la que se deben tomar las señales debe ser, según el Teorema de Nyquist- Shannon, más de dos veces superior a la mayor frecuencia significativa de la onda muestreada.<sup>15</sup>

- **Requerimientos Temporales.** Existen al menos tres tipos de algoritmos de detección de características dependiendo de las condiciones de tiempo para observar la señal.

**Algoritmos Off-line:** Se cuenta con toda la señal a analizar de antemano, pudiendo el algoritmo recorrer la señal hacia atrás y hacia adelante sin restricciones.

**Algoritmos On-line:** Son aquellos que trabajan sobre una señal que está siendo generada en ese momento. En este tipo de algoritmo no se conoce la señal más allá de la última muestra que se recibió.

**Algoritmos Real-Time:** Estos son parecidos a los On-line, con la diferencia de que deben detectar cada evento antes de que llegue el próximo.

## 2.7.2 Señal Electrooculográfica

- **Procesamiento de la señal de un EOG.** El registro y adquisición de la señal electrooculográfica presenta ciertas dificultades, debido a que esta señal rara vez tiene la misma forma aún para la misma persona y se ve afectada por múltiples factores que influyen en su valor:

- Posicionamiento de los electrodos
- Contacto piel-electrodo
- Condiciones de iluminación ambiental
- Movimientos de cabeza
- Parpadeos
- Interferencia de otro tipo de señales electrofisiológicas

La caracterización de una señal EOG es un procedimiento diferente a la de otro tipos de señales fisiológicas, debido a que no solo depende de las condiciones del ambiente en las que se adquiere, si no que para este caso particular, las señales obtenidas durante la aplicación de pruebas de Stroop, presentan una

---

<sup>15</sup> CUENCA, Ángel, SALT, Julián. Automática Industrial y control. Universidad Politécnica Valencia. 2005.

característica especial que consiste en una variación significativa de la forma de la señal en cada una de las fases en que se divide la prueba.

Para este estudio, el contenido principal de la señal muestra los movimientos sacádicos, por lo tanto, los parámetros que se deben identificar son los correspondientes a este tipo de movimientos, es decir: Amplitudes y duraciones.

Para hallar los valores de estos parámetros, se debe primero obtener los coeficientes de detalle para el nivel uno por medio de la transformada Wavelet, ya que éstos, contienen información relacionada con el tipo de movimiento que se desea estudiar. La Wavelet madre que se debe utilizar es la Haar o DB1. Una vez obtenidos los coeficientes de detalle, no se realiza Downsampling, puesto que se puede perder información de sacadas al tomar sólo los coeficientes de subíndice par.

A los coeficientes de detalle obtenidos, se les aplica un primer umbral, de manera que se elimine la información que no corresponda a las sacadas. Para este caso el valor del umbral escogido se estima con la ecuación 2.16<sup>16</sup>.

$$Umbral = UmbralS * mediana(|D1|) / 0.6745 \quad (2.16)$$

Donde *UmbralS* es el umbral estimado con Sqtwolog (Ver sección 2.6.1) y *D1* son los coeficientes de detalle del nivel uno.

Una vez calculado el valor del umbral, se escoge la regla de selección Hard para aplicar el umbral a los coeficientes de detalle. Al final solo quedan aquellos coeficientes que suministran información acerca de las regiones de la señal en las que ocurren las sacadas y los demás toman el valor de cero.

Cada sacada puede ser señalada por uno o por un grupo de coeficientes, estos grupos presentan acumulación variable, es decir, se pueden presentar grupos de dos coeficientes consecutivos diferentes de cero que representan una sacada e igualmente, grupos de cien coeficientes consecutivos pueden

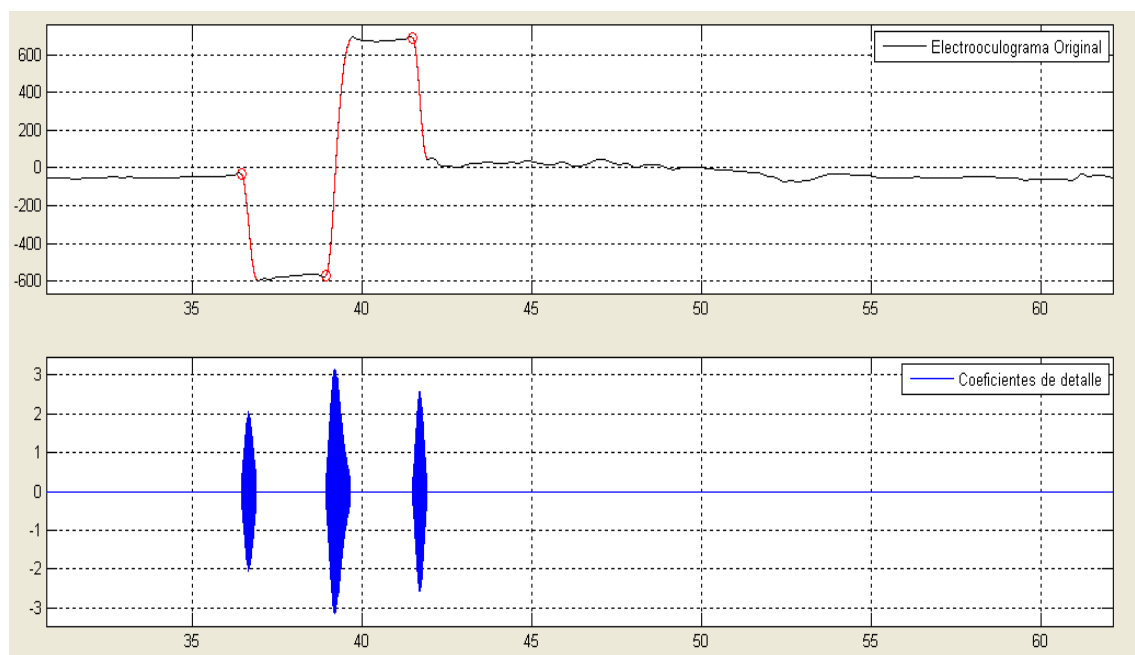
---

<sup>16</sup> BLANCO. Mónica, LEÓN Nelson, Op. Cit.

representar otra sacada. El siguiente paso consiste en aplicar un segundo umbral que se basa en la suma o resta de  $n$  veces la mediana de los coeficientes diferentes de cero, donde  $n$  es un número real y se elige según el criterio utilizado por el usuario del método.

El siguiente paso es la determinación de las sacadas que se presentan en la señal, esto se logra encontrando la posición de los coeficientes de cada grupo y separándolos de manera ordenada. Estas posiciones indican aproximadamente el inicio, el recorrido y el final de las sacadas. Finalmente, se utiliza un nivel de sensibilidad en la detección, que se trata de un número entero mayor que cero, que indica la cantidad de coeficientes consecutivos diferentes de cero que se requieren para considerar que un grupo de coeficientes representan una sacada. Este método permite discriminar unas sacadas de otras. El resultado del procesamiento se muestra en la figura 22.

Figura 22. Señal electrooculográfica procesada



● **Parámetros calculados:**

- Tiempo Total (s)
- Número Total de sacadas
- Porcentaje de sacadas positivas (%)

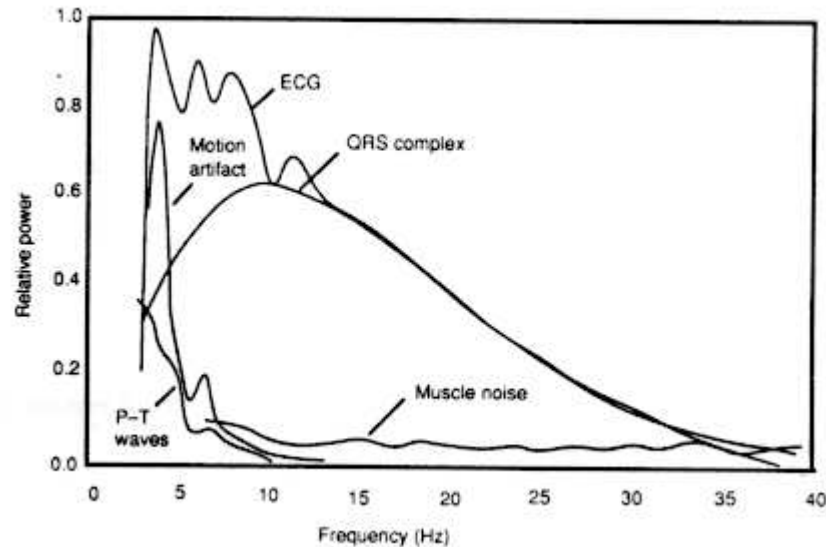
- Porcentaje de sacadas positivas (%)
- Frecuencia de sacadas positivas (Sacadas/s)
- Frecuencia de sacadas negativas (Sacadas/s)
- Tiempo Total de Sacadas positivas (s)
- Tiempo Total de Sacadas negativas (s)
- Porcentaje de área positiva del EOG (%)
- Porcentaje de área negativa del EOG (%)
- Tiempo de amplitud máxima (s)
- Amplitud máxima (mV)
- Tiempo de amplitud mínima (s)
- Amplitud mínima (mV)

**2.7.3 Señal Electrocardiográfica.** Un algoritmo necesario para el estudio de la variabilidad de la frecuencia cardiaca en señales obtenidas en pruebas de Stroop, debe cumplir con al menos una de las tres definiciones de requerimiento de tiempo. Dado que las señales analizadas ya se encuentran digitalizadas y con un formato de texto, se puede implementar un algoritmo de tipo Off-Line.

- Detección de los picos R de la señal de un ECG. El primer paso para llevar a cabo el procesamiento de la señal de un ECG es detectar los picos R. El método usado para su detección se basa en el algoritmo de Pan y Tompkins (1985).

Antes de explicar el algoritmo mencionado, es necesario explicar de manera sencilla como se compone el espectro de la energía de la señal de un ECG. En este se encuentran diversas componentes como los complejos QRS, las ondas P o T, ruido muscular, interferencia de la red de alimentación, entre otros. A continuación, se muestran los resultados del análisis del espectro de energía de un ECG, en la figura 23 se puede apreciar que la energía de los complejos QRS se encuentra centrada alrededor de los 10Hz. Este resultado permite diseñar un filtro que aisle en frecuencia la componente del ECG correspondiente a los complejos QRS.

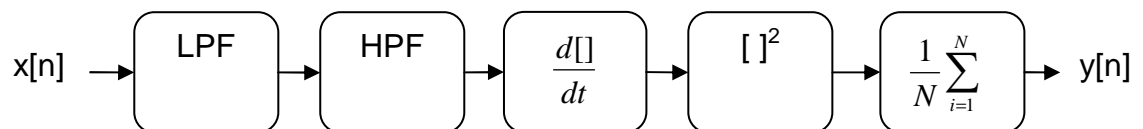
Figura 23. Densidad espectral de potencia relativa de complejos QRS y de las fuentes de ruido que aparecen en un ECG, basado en un promedio de 150 latidos



Fuente: P. Aguirre. J. Cardelino. N. Loeff. Sistema de detección, clasificación e identificación en línea de complejos QRS. Abril 2001. Universidad de la Republica. Montevideo, Uruguay.

- **Algoritmo de Pan y Tompkins.** La siguiente figura muestra un diagrama de bloques de este algoritmo, donde se observan los filtros involucrados en el análisis de la señal de ECG.

Figura 24. Diagrama de bloques del algoritmo Pan-Tompkins. LPF: Filtro Pasa Bajo HPF: Filtro Pasa Alto.



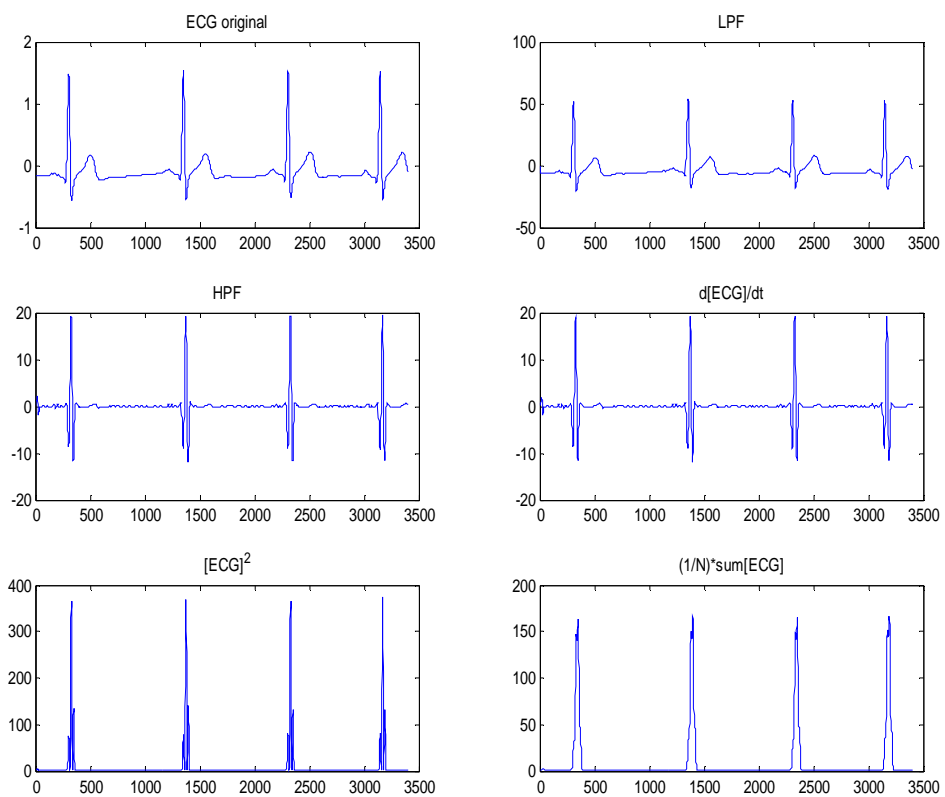
Fuente: Castillo F. Espin E. Diseño y construcción de un detector ambulatorio de arritmias cardiacas. Disponible en Internet: [http://www.ing.uc.edu.ve/labiuc/Resumenes/Res\\_Eraldo\\_Freddy.pdf](http://www.ing.uc.edu.ve/labiuc/Resumenes/Res_Eraldo_Freddy.pdf)

El algoritmo de Pan y Tompkins implementa un filtro pasa banda (con un LPF y un HPF), para reducir el ruido junto con las señales que interfieren fuera de la

banda de frecuencias en la que se encuentra el complejo QRS, un derivador que enfatiza las pendientes de la onda R, se eleva al cuadrado para aumentar aún más las altas frecuencias del complejo QRS.

La señal obtenida luego de ser pasada por los filtros mencionados anteriormente es la que se muestra en la figura 25.

Figura 25. Evolución de la señal de un ECG durante la aplicación de los filtros del algoritmo de Pan y Tompkins.



Por último se hace una estimación de la energía con una ventana móvil del tamaño del QRS más largo sin llegar a la onda T. Véase la figura 26.

Figura 26. Ventana móvil usada para la estimación de la energía

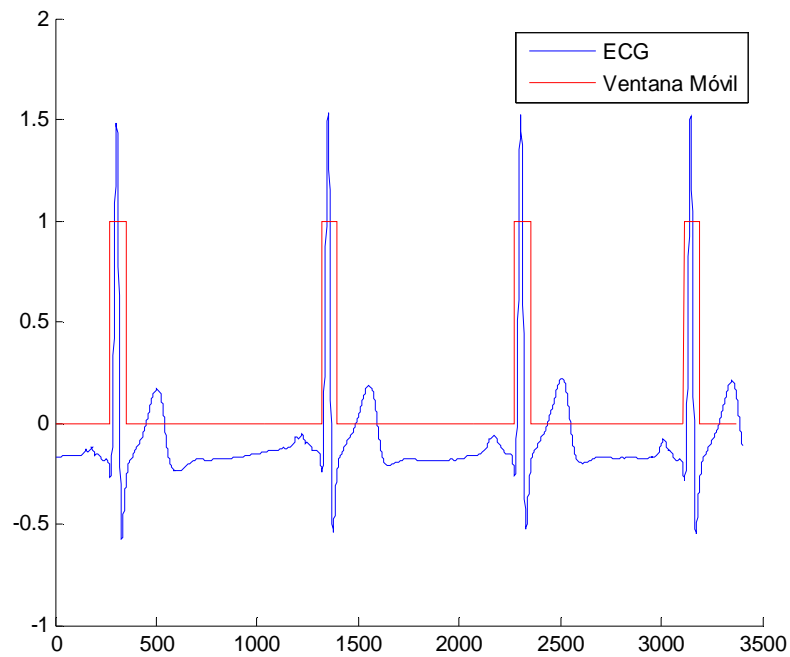
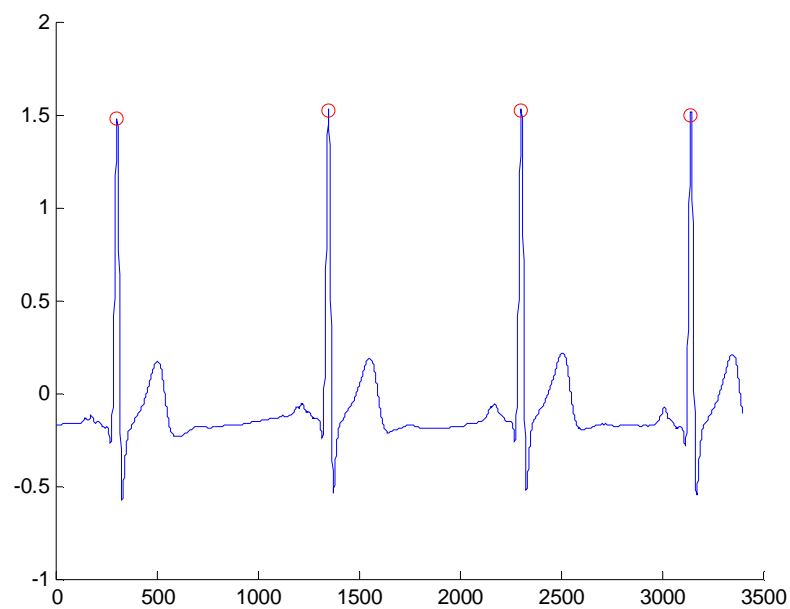


Figura 27. Picos R detectados



- **Parámetros calculados.** Para el caso de la VFC se calcularon parámetros tanto en el dominio del tiempo como en el de la frecuencia.

- **Indicadores estadísticos para medir la VFC en el tiempo**

- SDNN (msg): Desviación estándar de los intervalos RR sobre el intervalo de tiempo seleccionado.
- R- MSSD (msg): Es la raíz cuadrada de la media de la suma de los cuadrados de las diferencias entre intervalos RR adyacentes.
- pNNX(%): Porcentaje de NNX count de todos los intervalos RR (Este parámetro es una variación de pNN50, donde X puede ser múltiplo de diez hasta 100).

- **Indicadores en el dominio de la frecuencia**

- VLF: Muy bajas frecuencias (0.003-0.04) Hz
- LF: Bajas frecuencias (0.04-0.15) Hz
- HF: Altas frecuencias (0.15-0.4) Hz
- LF/HF
- LFnu: Bajas frecuencias en unidades normalizadas
- HFnu: Altas frecuencias en unidades normalizadas

#### **2.7.4 Señal Electroencefalográfica.**

- **Descomposición de la señal EEG.** Para analizar una señal electroencefalográfica es necesario extraer las ondas cerebrales de la misma. La mayor parte de las ondas cerebrales se clasifican como ondas alfa, beta, teta y delta. Las ondas alfas son ondas rítmicas con una frecuencia de entre 8 y 13 por segundo, las ondas beta tienen una frecuencia mayor de 14 ciclos por segundo, pero pueden alcanzar hasta 80 por segundo. Las ondas teta tienen frecuencias de entre 4 y 7 ciclos por segundo y las ondas delta comprenden todas las ondas del EEG con una frecuencia menor de 3.5 ciclos por segundo<sup>17</sup>.

---

<sup>17</sup> GUYTON. Arthur, HALL, John. Op. Cit.

La descomposición de la señal EEG puede llevarse a cabo mediante la transformada Wavelet, utilizando la relación escala-frecuencia vista en la sección 2.5.2.

Los datos que se deben tener en cuenta son: la frecuencia de muestreo ( $f_s$ ), que en este caso va a ser de 200 muestras/segundo y la frecuencia central de la Wavelet madre escogida, que en este caso es la Wavelet daubechies 8 y su frecuencia es de 0.6667 Hz.

Al aplicar la relación escala-frecuencia con los datos anteriormente mencionados se obtienen los resultados de la tabla 2.

Tabla 2. Relación Escala-Frecuencia para la Wavelet daubechies 8

<b>Nivel <math>n</math></b>	<b>Escala <math>a</math></b>	<b>Frecuencia <math>F_a</math></b>
1	2	66.6667
2	4	33.3333
3	8	16.6667
4	16	8.3333
5	32	4.1667
6	64	2.0833

Para cada nivel  $n$ , la frecuencia  $F_a$  indica la frecuencia de corte de la aproximación de dicho nivel. Es decir, el rango de frecuencias que abarca la aproximación  $A_n$ , va desde cero hasta la frecuencia  $F_a$  correspondiente al nivel  $n$ .

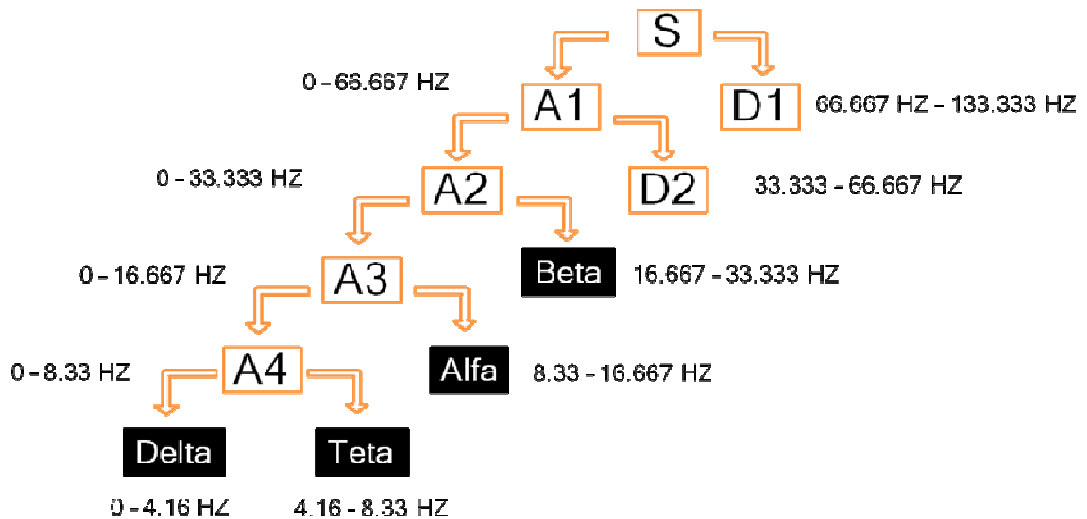
Por otro lado, el rango de frecuencias que abarca el detalle  $D_n$ , va desde la frecuencia  $F_a$  correspondiente al nivel  $n$ , hasta la frecuencia  $F_a$  del nivel  $n-1$ . Teniendo en cuenta lo anterior y los resultados de la Tabla 2, se determinan los niveles de detalle y aproximación correspondientes a cada onda cerebral, tomando como intervalo de interés médico para las ondas beta, las frecuencias entre 14 y 32. La descomposición de Wavelet de la señal con sus respectivas bandas de frecuencia se puede observar en la figura 28.

Tabla 3. Correspondencia entre ondas cerebrales y nivel de detalle o aproximación

Onda Cerebral	Nivel
Delta	Aproximación 5
Teta	Detalle 5
Alfa	Detalle 4
Beta	Detalle 3

Teniendo en cuenta la información anterior, se descompone la señal y se reconstruyen los correspondientes niveles de detalle y aproximación y se obtiene la descomposición de la señal EEG en las ondas cerebrales.

Figura 28. Descomposición de una señal EEG con  $f_s=200$  y Wavelet db8



● **Parámetros calculados**

- Media de la amplitud de la señal de una sección seleccionada o de la señal completa.
- Desviación estándar de la señal de una sección seleccionada o de la señal completa.
- Valor de la amplitud máxima de una sección seleccionada o de la señal completa.
- Tiempo en el que ocurre la amplitud máxima.

- Integral de la señal en función del tiempo dividida entre el tiempo total de la sección seleccionada o de la señal completa.
- Máxima potencia en el dominio de la frecuencia, calculada como el máximo valor absoluto al cuadrado de los coeficientes de Fourier de la señal, y dividida en la frecuencia de muestreo por la longitud de la señal. Esta medida se calcula tanto para una sección seleccionada como para la señal completa.
- Frecuencia en la que ocurre la máxima potencia. Esta medida se calcula tanto para una sección seleccionada como para la señal completa.
- Integral del espectro de energía sacado con transformada de Fourier y dividida entre el número de muestras de la sección seleccionada o de la señal completa.

## 3 METODOLOGÍA Y DESARROLLO DE LA HERRAMIENTA SOFTWARE

### 3.1 METODOLOGÍA

La metodología que se utilizó en el desarrollo de esta herramienta software (ESDRAS 1.0), es la del Proceso Unificado de Desarrollo de Software (RUP – Rational Unified Process), creada por Ivar Jacobson, Grady Booch y James Rumbaugh, miembros de Rational Software Corporation<sup>18</sup>.

Esta metodología pretende asegurar la producción de software de calidad dentro de unos recursos de plazo y presupuesto. Es un proceso configurable, por lo que se puede ajustar a las características específicas de un proyecto en cuanto a tamaño y complejidad.

El Proceso Unificado de Desarrollo de Software pretende implementar las mejores prácticas actuales en Ingeniería de software:

- Desarrollo iterativo del software: Cada iteración representa un periodo de tiempo en el que se realizan diferentes actividades de desarrollo.
- Administración de requerimientos: Describe cómo obtener los requerimientos, organizarlos, documentar requerimientos de funcionalidad y restricciones, rastrear y documentar decisiones, captar y comunicar requerimientos del negocio.
- Uso de arquitecturas basadas en componentes: La arquitectura debe ser flexible, fácil de modificar, intuitivamente comprensible, promueve la reutilización de componentes.
- Modelamiento visual del software: UML.
- Verificación de cualidades: Ayuda a planificar, diseñar, implementar, ejecutar y evaluar pruebas que verifiquen el rendimiento y la confiabilidad.

---

<sup>18</sup> PRESSMAN, Roger. Ingeniería del software un enfoque práctico, Mc Graw Hill, 2006, p. 958.

- Control de cambios: Indica cómo controlar, rastrear y monitorear los cambios dentro del proceso iterativo de desarrollo.

Las fases del Proceso Unificado de Desarrollo de Software son: Inicio, Elaboración, Construcción y Transición. Cada una de estas fases se divide en iteraciones que pasan por cinco flujos de trabajo (Requisitos, Análisis, Diseño, Implementación y Prueba).

En la fase de Inicio se identifican todas las entidades externas con las que se trata (actores), se define la interacción a un alto nivel de abstracción, se establece la oportunidad del negocio y la comprensión de los requerimientos plasmados en casos de uso.

La fase de Elaboración tiene como objetivos, el análisis del dominio del problema, establecer una arquitectura base sólida, desarrollar un plan de proyecto y eliminar los elementos de mayor riesgo para el desarrollo del proyecto.

En la fase de Construcción todas las componentes restantes se desarrollan e incorporan al producto, todo es probado en profundidad y se tiene énfasis en la producción eficiente.

En la fase de Transición se traspa el software a los usuarios y una vez instalado surgirán nuevos elementos que implicarán nuevos desarrollos (ciclos). Esta fase incluye pruebas Beta para validar el producto, conversión de datos, entrenamiento de usuarios y distribuir el producto.

## **3.2 FASE DE INICIO**

### **3.2.1 Requerimientos**

- **Requerimientos para el tratamiento de las señales**
  - Visualización, caracterización y cálculo de los valores de los parámetros seleccionados para las señales electrofisiológicas.
  - Analizar y visualizar de forma individual una señal electrooculográfica.
  - Analizar y visualizar de forma individual una señal electrocardiográfica.
  - Analizar y visualizar de forma individual una señal electroencefalográfica.

- Analizar y visualizar simultáneamente los tres tipos de señales anteriormente mencionadas.
- Permitir que el usuario asigne la frecuencia de muestreo para cada señal que va a analizar. El usuario debe conocer dicha frecuencia.
- Filtrado de las señales electrofisiológicas, visualizando la señal original y la señal que se obtiene al aplicar el filtro.
- Permitir la selección de diversos sectores de la señal para su respectivo análisis.
- Importar archivos de texto de las señales electrofisiológicas que se van a analizar.
- Permitir el análisis de las señales electrofisiológicas sin necesidad de crear pacientes.

- **Requerimientos del Software**

- Registro, modificación e historia de los datos básicos correspondientes a los proyectos de investigación que se realicen, teniendo en cuenta los permisos de usuario.
- Registro, modificación e historia de los datos básicos de los usuarios del sistema, teniendo en cuenta los permisos de usuario.
- Registro, modificación e historia de los datos de los pacientes involucrados en una investigación, teniendo en cuenta los permisos de usuario.
- Registro, modificación e historia de los datos de los pacientes tratados por un evaluador, teniendo en cuenta los permisos de usuario.
- Registro y consulta de los parámetros obtenidos en las señales analizadas.
- Guardar la configuración de análisis de los parámetros que se van a calcular.
- El software debe contar con una base de datos.
- El software debe ser amigable al usuario.
- El software debe tener cuatro módulos completamente independientes: Administrador, Consulta Médica, Proyecto y Práctica Docente.
- Un Evaluador puede ser de Tipo Proyecto y Tipo Consulta Médica al mismo tiempo.
- Un Evaluador de Tipo Proyecto puede pertenecer a uno o varios proyectos al mismo tiempo y sólo tiene acceso a los datos de los proyectos a los que se encuentra vinculado.

- En la sesión proyecto los evaluadores sólo pueden acceder a los proyectos a los que pertenecen. Los evaluadores de consulta médica sólo tendrán acceso a sus pacientes, respetando así la confidencialidad.

### **3.2.2 Usuarios del Sistema.** Los usuarios del sistema son:

- Administrador
- Evaluador Tipo Proyecto
- Evaluador Tipo Consulta Médica
- Usuario Práctica Docente.

### **3.2.3 Casos de Uso**

#### **● Administrador**

- Ingresar al sistema.
- Registrar proyecto.
- Registrar Evaluador.
- Modificar proyecto.
- Modificar Evaluador.
- Agregar un Evaluador Tipo Proyecto a otro proyecto.
- Excluir un Evaluador Tipo Proyecto de un proyecto determinado.
- Generar informes.
- Modificar el nombre de usuario y contraseña.

#### **● Evaluador Tipo Proyecto**

- Ingresar al sistema.
- Crear grupo de pacientes.
- Modificar el nombre de un grupo de pacientes.
- Crear paciente.
- Modificar paciente.
- Agregar paciente de un proyecto a otro.
- Excluir paciente del proyecto actual.
- Analizar señales.
- Crear y cargar sesiones.
- Crear registros.
- Modificar sesión.

- Elaborar Informes.
- Modificar el nombre de usuario y contraseña.

- **Evaluador Tipo Consulta Médica**

- Ingresar al sistema.
- Crear grupo de pacientes.
- Modificar el nombre de un grupo de pacientes.
- Crear paciente.
- Modificar paciente.
- Analizar señales.
- Crear y cargar sesiones.
- Crear registros.
- Modificar sesión
- Elaborar Informes.
- Modificar el nombre de usuario y contraseña.

- **Usuario Práctica Docente**

- Analizar señales.

- **Casos de uso del análisis de señales, comunes a los Evaluadores y Usuario Práctica Docente**

- Cargar, filtrar, crear secciones y analizar la señal electroencefalográfica individualmente.
- Descomponer la señal electroencefalográfica en sus diferentes ondas cerebrales.
- Filtrar, crear secciones y analizar las ondas cerebrales obtenidas de un electroencefalograma.
- Cargar, filtrar, crear secciones y analizar la señal electrocardiográfica individualmente.
- Cargar, filtrar, crear secciones y analizar la señal electrooculográfica individualmente.
- Cargar y analizar simultáneamente señales electrooculográficas, electrocardiográficas y electroencefalográficas.
- Corregir la línea base del electrocardiograma.
- Detectar los picos R de un electrocardiograma.
- Añadir manualmente pico R a un electrocardiograma.

- Borrar manualmente pico R de un electrocardiograma.
- Eliminar todos los picos R detectados y agregados.
- Cargar el electroencefalograma original.
- Cargar el electrocardiograma original.
- Cargar el electrooculograma original.
- Cargar señal modificada en la interfaz de análisis general.

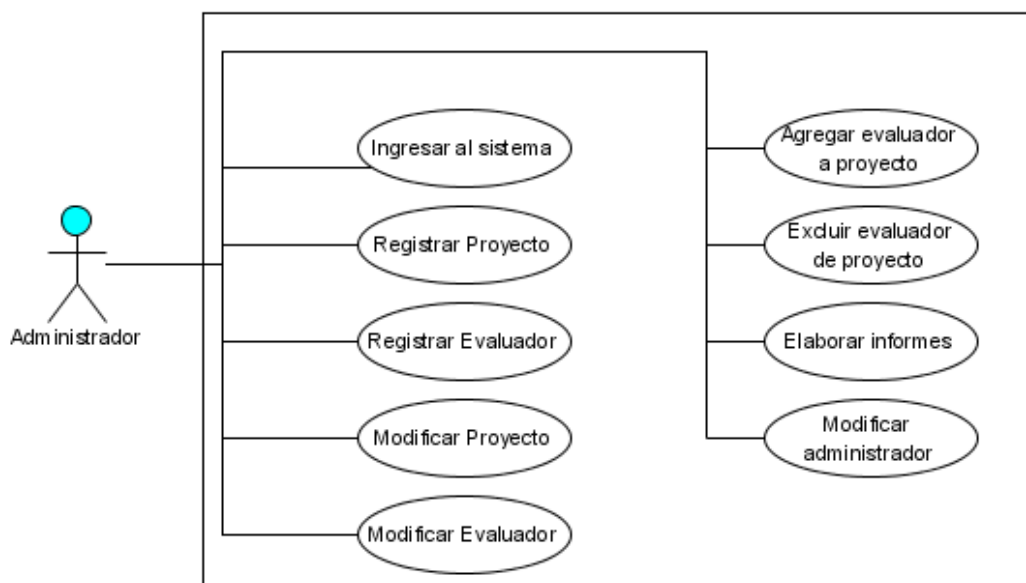
### 3.2.4 Descripción Casos de Uso

Ver anexo A.

### 3.2.5 Diagramas de casos de uso de los usuarios del sistema

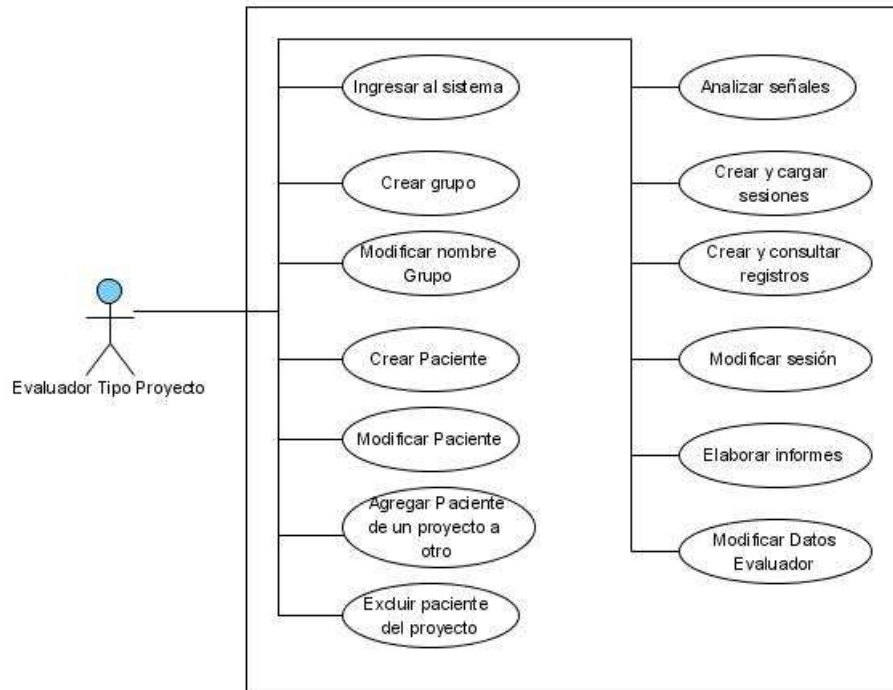
- **Diagrama de caso de uso del Administrador**

Figura 29. Diagrama de caso de uso del Administrador



- **Diagrama de caso de uso del Evaluador Tipo Proyecto**

Figura 30. Diagrama de caso de uso del Evaluador Tipo Proyecto

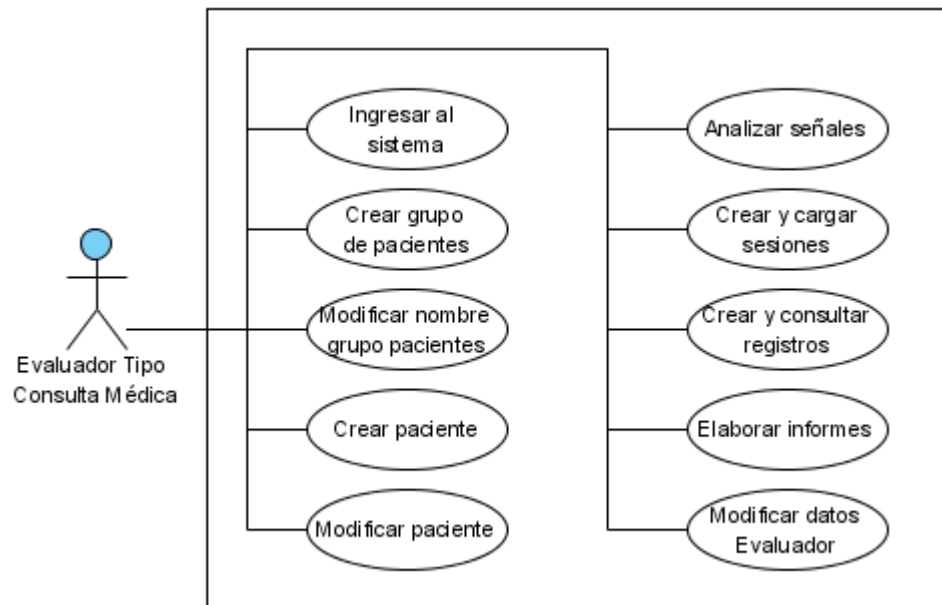


El caso de uso “Excluir paciente de proyecto”, se utiliza para prescindir de un paciente existente dentro de un proyecto. Esta acción no elimina al paciente pero si lo excluye del proyecto.

- **Diagrama de caso de uso del Evaluador Tipo Consulta Médica**

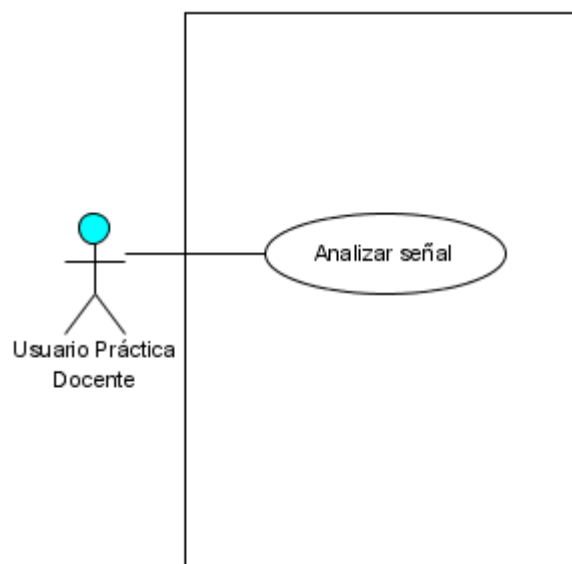
El diagrama de los casos de uso para este Evaluador se puede observar en la figura 31.

Figura 31. Caso Diagrama de caso de uso del Evaluador Tipo Consulta Médica



- **Diagrama de caso de uso del Usuario Práctica Docente**

Figura 32. Diagrama de caso de uso del Usuario Práctica Docente



### 3.2.6 Interfaces principales

- **Interfaz Administrador.** En esta interfaz se encuentran todas las posibles acciones que puede llevar a cabo el administrador del sistema. Esta ventana es abierta desde la interfaz *Ingresar*. Ver figura 33.

Para una mayor información de estas posibles acciones remítase al manual de usuario en el CD de instalación.

- **Interfaz Proyecto.** Por medio de esta interfaz el Evaluador Tipo Proyecto tiene acceso a todas las acciones que puede llevar a cabo. Esta ventana se abre desde la interfaz *Ingresar*. En La figura 34 se puede apreciar la interfaz.

- **Interfaz Consulta Médica.** En esta interfaz se encuentran todas las posibles acciones que puede llevar a cabo el Evaluador Tipo Consulta Médica. Esta ventana es abierta desde la interfaz *Ingresar*. Ver figura 35.

Figura 33. Interfaz Administrador

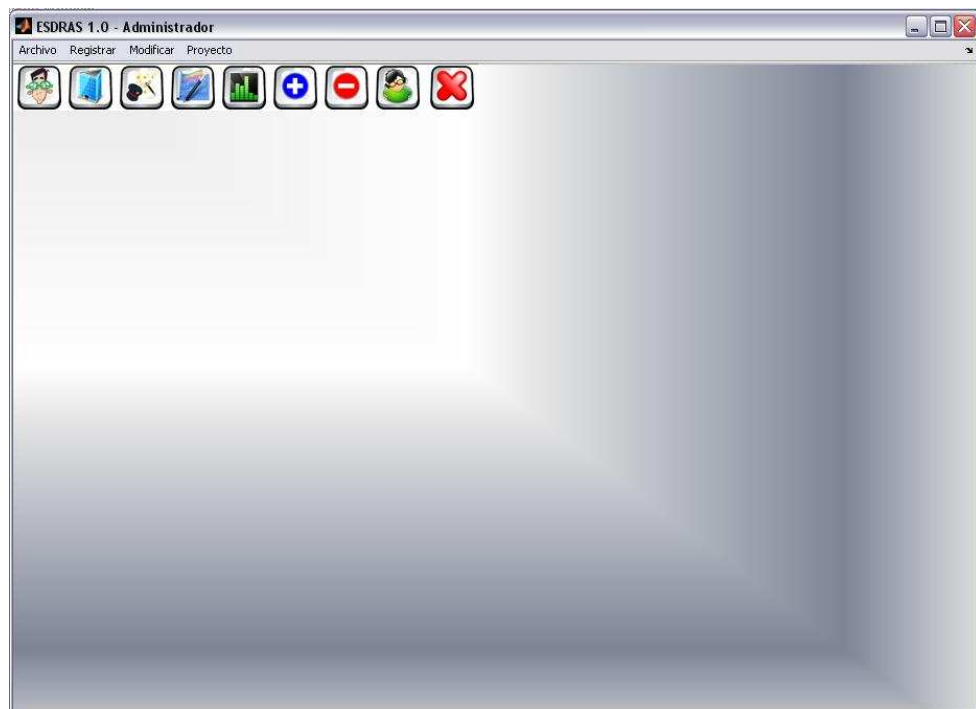


Figura 34. Interfaz Proyecto

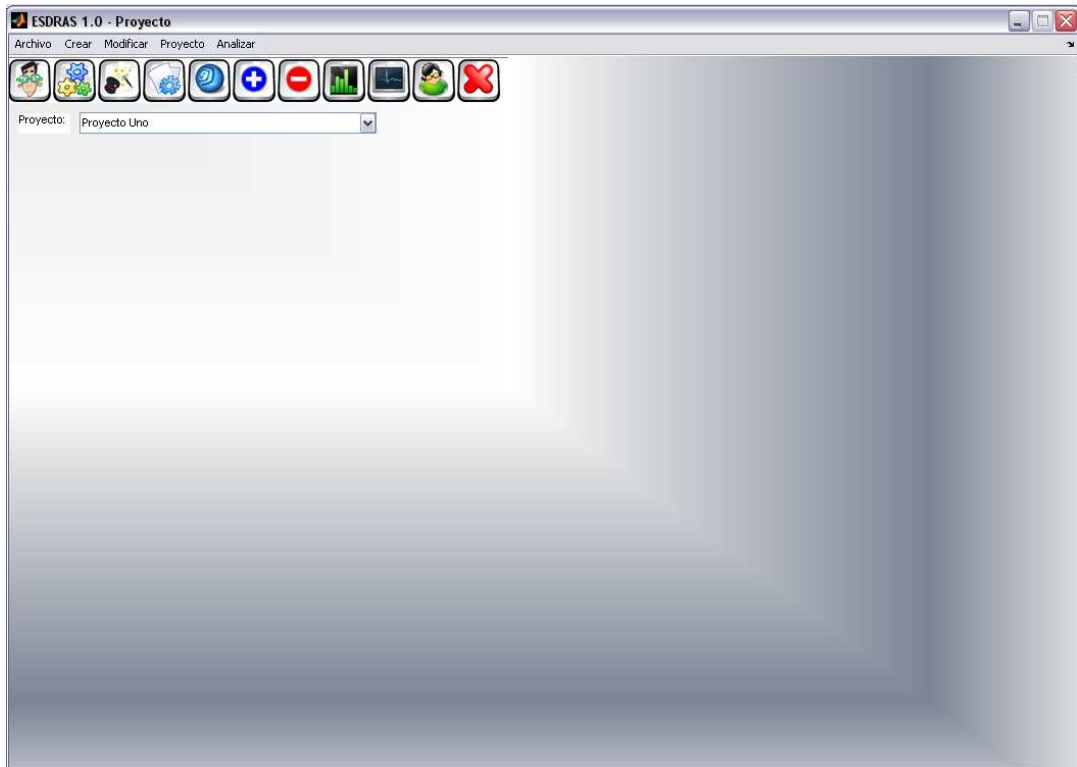
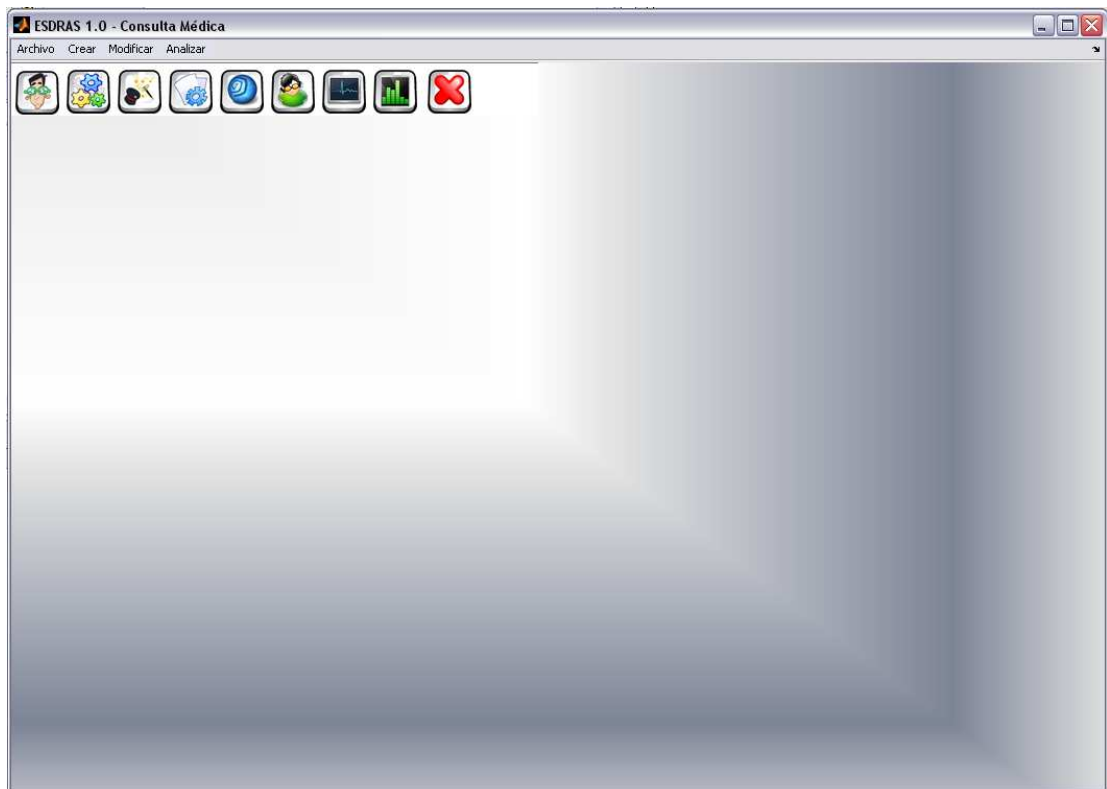


Figura 35. Interfaz Consulta Médica



- **Interfaz Práctica Docente.** Por medio de esta interfaz el usuario de Práctica Docente puede analizar los tres tipos de señales, ya sea conjunta o individualmente. Esta ventana es abierta desde la interfaz *Ingresar*. Ver figura 36.

- **Interfaz Análisis Individual EEG.** Esta ventana permite a los usuarios analizar de forma individual la señal EEG, a su vez que permite descomponerla en las ondas cerebrales. También permite filtrar, crear secciones, calcular los parámetros, entre otros. Para mayor información consulte el manual de usuario. En la figura 37 se puede visualizar la imagen de esta interfaz.

Figura 36. Interfaz Práctica Docente

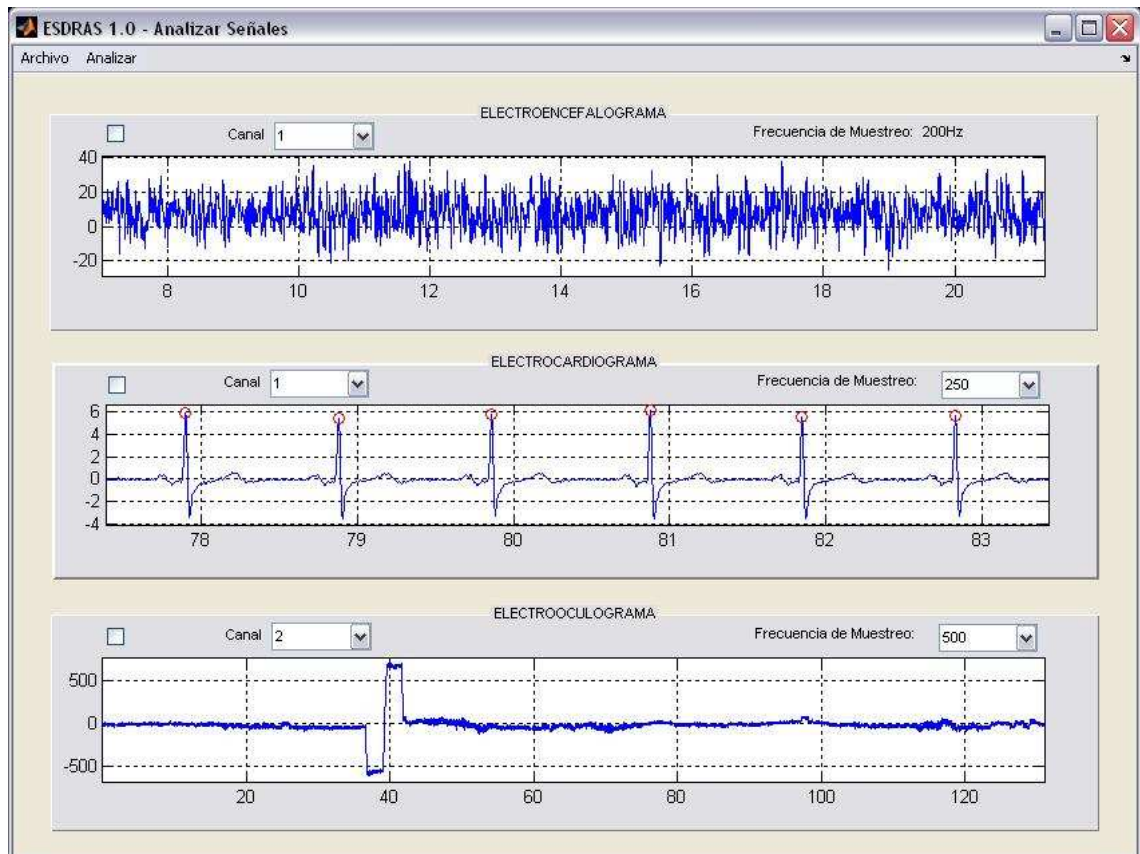
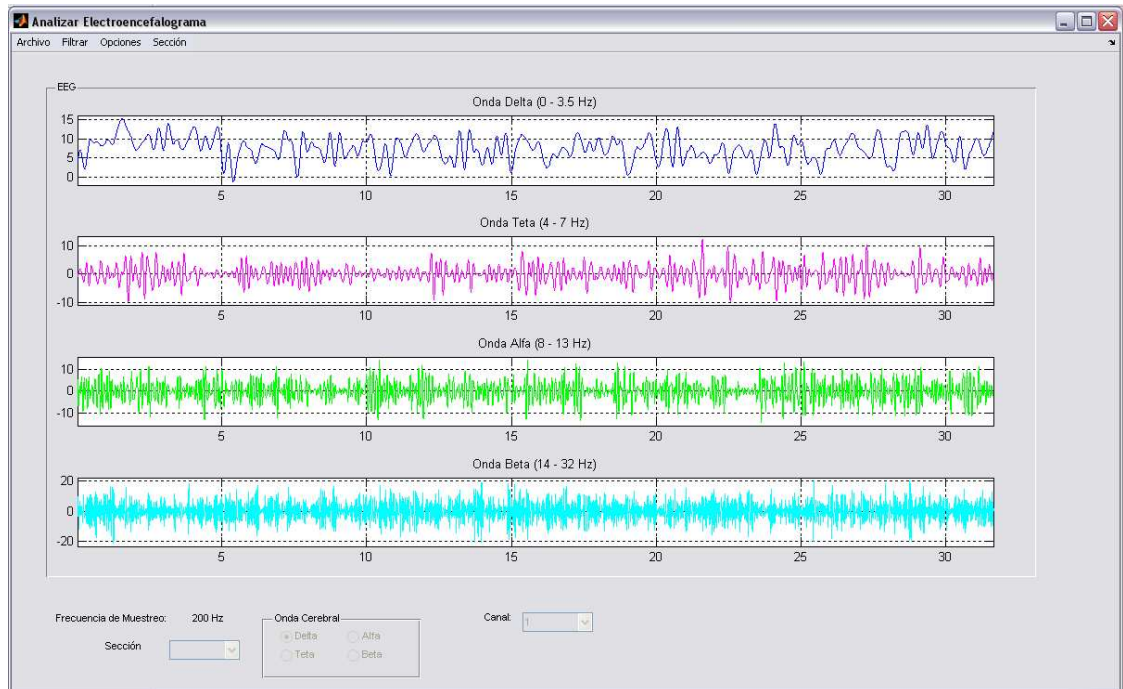


Figura 37. Interfaz Análisis EEG



- **Interfaz Análisis Individual ECG.** Esta interfaz permite llevar a cabo el análisis individual de una señal ECG, a su vez que permite el filtrado, la selección de picos, crear secciones y el cálculo de los parámetros entre otros. *Ver manual de usuario. Ver figura 38.*
- **Interfaz Análisis Individual EOG.** Esta interfaz permite el análisis individual de la señal EOG, calcular los parámetros correspondientes, filtrar y crear secciones de la señal, entre otros. *Ver Manual de Usuario. Ver figura 39.*

Figura 38. Interfaz Análisis ECG

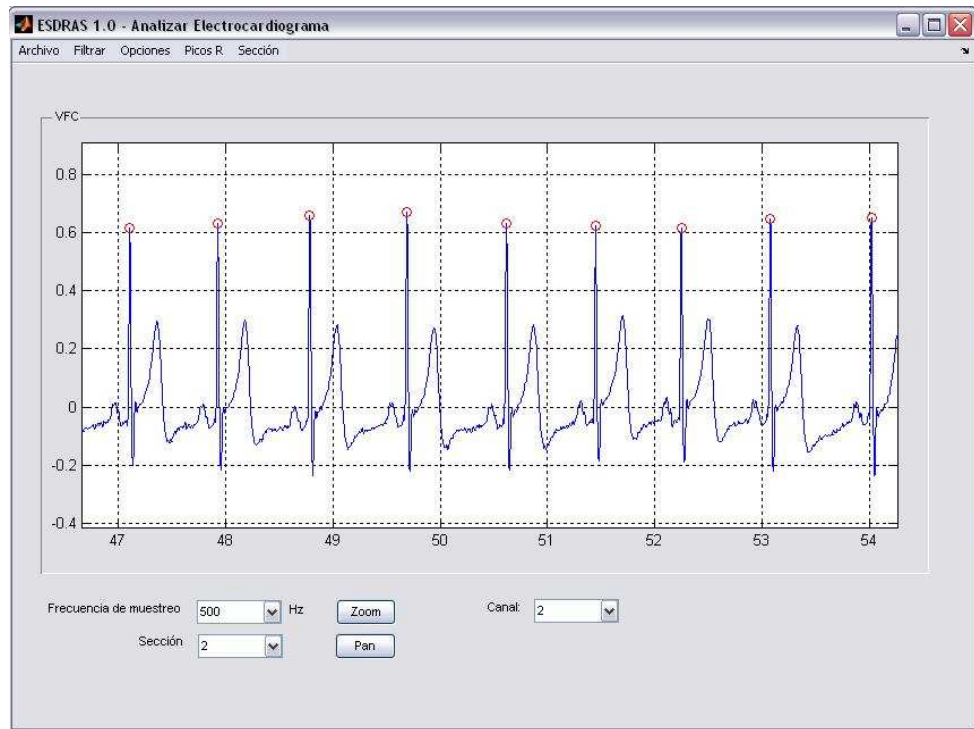
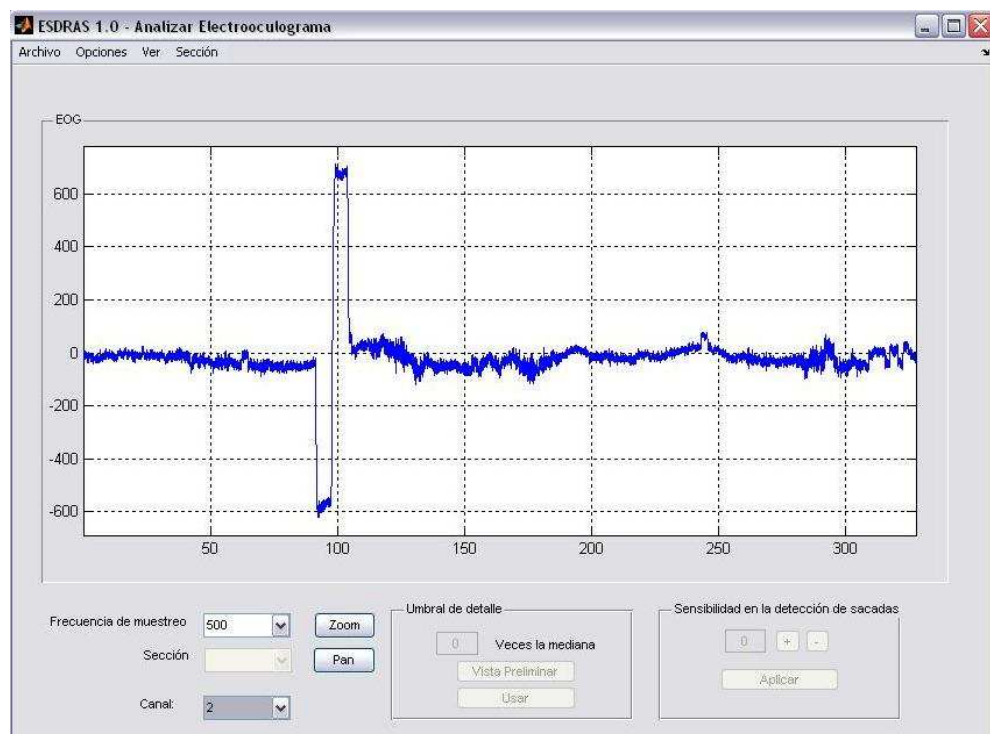


Figura 39. Interfaz Análisis EOG



### **3.3 Fase de Elaboración**

#### **3.3.1 Diseño de la base de datos**

- **Aspectos relevantes de la base de datos**

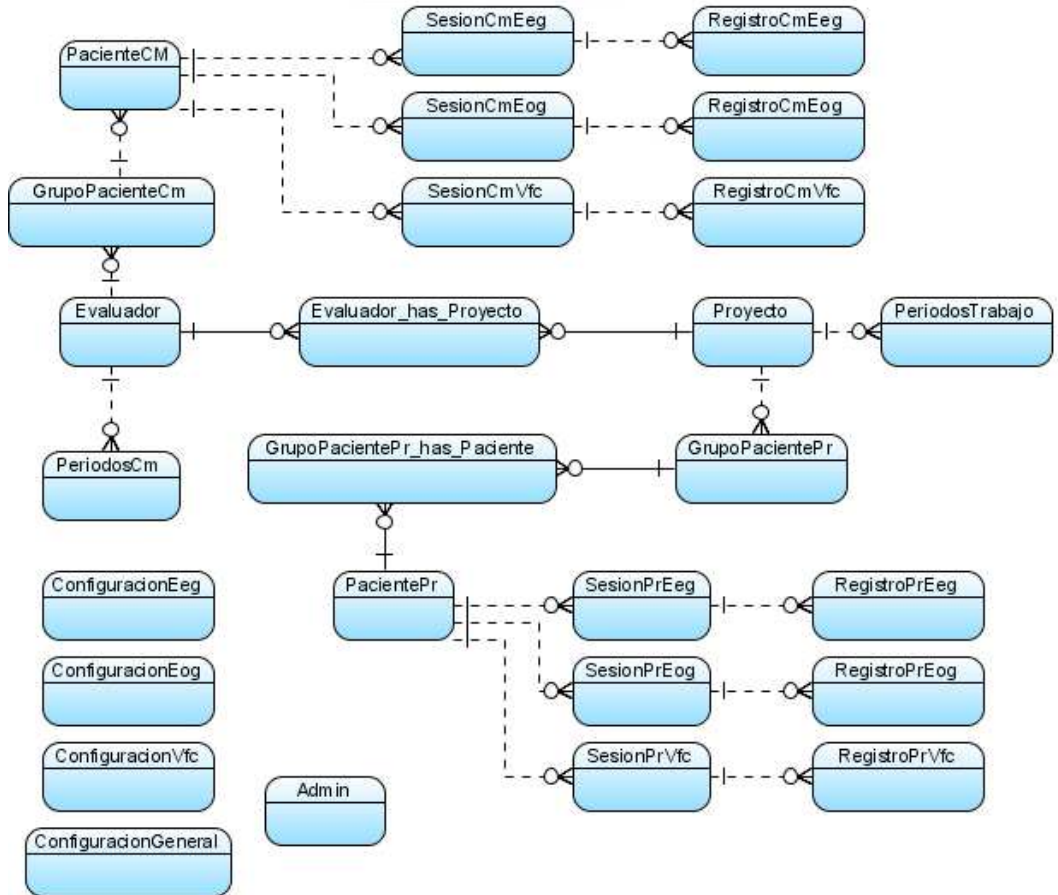
- Las tablas de las configuraciones aparecen aisladas debido a que éstas se utilizan únicamente para almacenar los valores de las configuraciones de análisis que el Evaluador desea guardar. Estas configuraciones representan conjuntos de parámetros seleccionados a calcular.
- La tabla Admin aparece aislada debido a que contiene sólo la información de ingreso del administrador del sistema.
- La tabla PeriodosCm almacena las fechas de los periodos de trabajo durante las cuales el Evaluador fue de Tipo Consulta Médica.
- La tabla PeriodosTrabajo almacena las fechas de los periodos en los que se trabajó un determinado proyecto.
- En la tabla Evaluador\_has\_Proyecto se almacenan las fechas de los periodos en los que un Evaluador de Tipo Proyecto perteneció a un proyecto determinado.
- La relación entre las tablas PacientePr, GrupoPacientePr\_has\_PacientePr y GrupoPacientePr debe verse de la siguiente forma: Un paciente de proyecto puede pertenecer a varios grupos, pero sólo a un grupo por proyecto. Esta situación se valida usando programación.
- Las tablas sesiones permiten acceder a los identificadores de las señales originales tomadas a un paciente, así como a la fecha de adquisición de las mismas.
- Los registros se generan a partir de las señales de las sesiones y en estas tablas se almacenan los parámetros calculados a cada señal.

- **Tablas y campos**

Ver anexo B.

- **Diagrama Entidad-relación**

Figura 40. Diagrama Entidad-Relación



### 3.4 Fase de Construcción

**3.4.1 Software y lenguajes de programación utilizados.** La herramienta que se utilizó en el diseño de la base de datos fue Fabulous Force Database Designer 4, que es una herramienta distribuida bajo la licencia GNU GPL. El diagrama entidad –relación y los diagramas de casos de uso fueron elaborados usando la herramienta Visual Paradigm for UML, Community Edition.

El manejador de la base de datos es MySQL Server 5.0 y la herramienta software está desarrollada en Matlab 2006a.

**3.4.2 Plan de pruebas.** El software se debe probar para descubrir errores cometidos, sin darse cuenta, al realizar su diseño y construcción. Para llevar a cabo esta actividad, es necesario tener un plan de pruebas para evitar pérdida de tiempo y esfuerzos innecesarios.

Las pruebas del software deben ayudar a responder las siguientes preguntas<sup>19</sup>:

- ¿Estamos construyendo el producto correctamente?
- ¿Estamos construyendo el producto correcto?

Se debe entonces probar que el software no tenga errores y que además cumpla con los requerimientos iniciales del mismo. Al momento de realizar las pruebas, se van encontrando errores, los cuales deben diagnosticarse y corregirse empleando un proceso llamado depuración.

La depuración ocurre como consecuencia de una prueba realizada con éxito. Es decir, cuando un caso de prueba descubre un error, la depuración es la acción que lo elimina.

Figura 41. Proceso de depuración



Fuente: PRESSMAN, Roger. Op. cit

<sup>19</sup> BOEHM, B. Software Engineering Economics, Prentice-Hall, 1981, p.37.

Las pruebas que se van a realizar en este proyecto son las pruebas basadas en escenarios, las pruebas realizadas al cálculo de los parámetros y las pruebas de satisfacción del usuario final.

**3.4.3 Diseño de pruebas basadas en escenarios.** Para estas pruebas se seleccionaron los casos de uso más importantes del tratamiento de las señales electrofisiológicas.

○ **Prueba uno**

**Caso de uso:** Cargar, filtrar, crear secciones y analizar la señal electroencefalográfica individualmente.

**Antecedentes:** Es común que el usuario cargue la señal EEG en el módulo de análisis del EEG, le aplique un filtro para eliminar el ruido, cree secciones de la señal o decida trabajar con la señal completa (la señal completa se comporta como una sección creada al momento de cargar la señal), y luego decida analizar la señal para obtener los valores de los parámetros de la sección seleccionada (o de la señal completa).

1. Se carga la señal EEG.
2. Se filtra la señal EEG seleccionando uno de los tres posibles filtros.
3. Se crean secciones de la señal EEG.
4. Se analiza la señal.
5. Se obtienen los resultados de los parámetros.

○ **Prueba dos**

**Caso de uso:** Descomponer la señal electroencefalográfica en sus diferentes ondas cerebrales.

**Antecedentes:** El estudio de las señales EEG comprende el análisis de las ondas cerebrales y esto implica la descomposición de la señal EEG original, en sus cuatro bandas de frecuencia.

1. Se carga la señal EEG
2. Se descompone la señal en las ondas cerebrales y se grafican.

○ **Prueba tres**

**Caso de uso:** Filtrar, crear secciones y analizar las ondas cerebrales obtenidas de un electroencefalograma.

**Antecedentes:** Una vez que se obtienen las ondas cerebrales, es común que el usuario le aplique un filtro a una o todas las ondas, cree secciones para cada onda de forma individual o decida trabajar con la onda completa y luego decida analizar las ondas para obtener los valores de los parámetros de la sección seleccionada (o de la onda completa). El usuario puede analizar todas las ondas al tiempo. El filtrado y la creación de secciones son flexibles y le permiten trabajar con cada onda de forma independiente.

1. Se filtra una onda cerebral.
2. Se crean secciones de una onda cerebral.
3. Se analiza la o las ondas.
4. Se obtienen los resultados de los parámetros.

○ **Prueba cuatro**

**Caso de uso:** Cargar, filtrar, crear secciones y analizar la señal electrocardiográfica individualmente

**Antecedentes:** Es común que el usuario cargue la señal ECG en el módulo de análisis del ECG, le aplique un filtro para eliminar el ruido, cree secciones de la señal o decida trabajar con la señal completa (la señal completa se comporta como una sección creada al momento de cargar la señal), y luego decida analizar la señal para obtener los valores de los parámetros de la sección seleccionada (o de la señal completa).

1. Se carga la señal ECG.
2. Se filtra la señal ECG seleccionando uno de los tres posibles filtros.
3. Se crean secciones de la señal ECG.
4. Se analiza la señal.

5. Se obtienen los resultados de los parámetros.

○ **Prueba cinco**

**Caso de uso:** Cargar, filtrar, crear secciones y analizar la señal electrooculográfica individualmente

**Antecedentes:** Es común que el usuario cargue la señal EOG en el módulo de análisis del EOG, le aplique un filtro para eliminar el ruido, cree secciones de la señal o decida trabajar con la señal completa (la señal completa se comporta como una sección creada al momento de cargar la señal), y luego decida analizar la señal para obtener los valores de los parámetros de la sección seleccionada (o de la señal completa).

1. Se carga la señal EOG.
2. Se filtra la señal EOG seleccionando uno de los dos posibles filtros.
3. Se crean secciones de la señal EOG.
4. Se analiza la señal.
5. Se obtienen los resultados de los parámetros.

### **3.5 Fase de Transición**

#### **3.5.1 Reportes de las pruebas.**

● **Reportes de pruebas basadas en escenarios.** Para los resultados de las pruebas se ha optado por la creación de una plantilla para el registro de errores. La plantilla contempla los dos posibles tipos de errores que se buscan con estas pruebas: 1) especificaciones incorrectas e 2) interacciones entre subsistemas.

Cuando ocurren errores asociados con especificaciones incorrectas, la herramienta software no hace lo que el cliente quiere que haga. Puede hacer algo incorrecto, u omitir una funcionalidad importante. Los errores asociados con las interacciones entre subsistemas (en nuestro caso, interacciones entre interfaces), ocurren cuando el comportamiento de un subsistema (interfaz) crea circunstancias (como eventos o flujo de datos) que causan la falla de otro

subsistema (interfaz). Ver anexo D para consultar la plantilla del formato de registro de errores.

- **Reportes de las pruebas realizadas a los parámetros calculados en las señales**

- **Reportes para la señal EOG:** Los parámetros que se calcularon para la señal electrooculográfica, serán catalogados por el experto como parámetros útiles o no útiles en el desarrollo de futuras investigaciones. Ver anexo E para consultar la plantilla de evaluación de los parámetros EOG.
- **Reportes para la señal ECG:** Para probar los resultados de los parámetros de las señales ECG, se realizaron pruebas comparativas con la herramienta comercial WINCPRS, fabricada por la compañía Absolute Aliens Oy, bajo el estándar ISO 13485. WINCPRS es utilizado en la ciudad de Bucaramanga por los expertos de la Fundación Cardiovascular del Oriente Colombiano, quienes abrieron sus puertas para que la realización de estas pruebas fuera posible. Se creó una plantilla de resultados en la que se calcula el error relativo para cada uno de los parámetros. Finalmente se calcula el promedio de los errores obtenidos para cada parámetro. Para el cálculo de los errores, se considera como el valor real el calculado con el software comercial. Ver anexo F para consultar la plantilla de evaluación de los parámetros ECG.
- **Reportes para la señal EEG:** En esta prueba, el experto debe indicar que parámetros considera útiles en el desarrollo de futuras investigaciones. Ver anexo G para consultar la plantilla de evaluación de los parámetros EEG.
- **Reportes de las pruebas de satisfacción del usuario final:** Para la realización de estas pruebas se creó una plantilla de evaluación en la que se pregunta al usuario final que tan agradable le parece la herramienta software, la facilidad de uso y la presentación de las interfaces.

Para esta prueba se ha desarrollado un formulario con varios ítems y cuya calificación está dada en una escala de 1 a 5, en donde uno corresponde a un nivel bajo de satisfacción y 5 el nivel más alto. Ver anexo H para consultar la plantilla de evaluación de satisfacción del usuario final.

## **4 RESULTADOS DE LAS PRUEBAS REALIZADAS A LA HERRAMIENTA SOFTWARE**

### **4.1 RESULTADOS DE LAS PRUEBAS BASADAS EN ESCENARIOS**

Las pruebas basadas en escenarios fueron realizadas con el propósito de encontrar la mayor cantidad de errores posibles, puesto que así, se reduce el margen de defectos en la posterior utilización de la herramienta software.

Las pruebas realizadas se dividieron en dos etapas. La primera consistió en las pruebas realizadas por los desarrolladores y para la segunda etapa de pruebas se solicitó ayuda a personas ajenas al desarrollo, con el fin de simular las posibles interacciones de los usuarios finales con el software.

Para este proceso se elaboró una plantilla adicional que permitió registrar los errores corregidos. Ver anexo I.

### **4.2 RESULTADOS DE LAS PRUEBAS REALIZADAS A LOS PARÁMETROS**

**4.2.1 Resultados pruebas señal EOG.** En la figura 42 se presenta la plantilla de evaluación de los parámetros calculados para la señal electrooculográfica, diligenciada por el experto.

La utilidad de los parámetros calculados en el desarrollo de la herramienta software varía de acuerdo a la investigación que se lleve a cabo, luego no es posible determinar el grado de utilidad para cada uno de ellos.

Es importante recordar que la herramienta software está diseñada para ser utilizada en múltiples proyectos de investigación.

Figura 42. Plantilla de evaluación de los parámetros electrooculográficos diligenciada

**FORMATO DE EVALUACIÓN DE LOS PARÁMETROS EOG**

**Experto Evaluador:** Ph.D Carlos Arturo Conde Cotes

Parámetro EOG	Considera que el cálculo del parámetro es útil	
	SI	NO
Tiempo total	+	
Total sacadas	+	
Razón de sacadas positivas	+	
Razón de sacadas negativas	+	
Frecuencia de sacadas positivas	+	
Frecuencia de sacadas negativas	+	
Tiempo total de sacadas positivas	+	
Tiempo total de sacadas negativas	+	
Porcentaje de área positiva	+	
Porcentaje de área negativa	+	
Tiempo en el que ocurre la amplitud máxima	+	
Amplitud Máxima	+	
Tiempo en el que ocurre la amplitud mínima	+	
Amplitud Mínima	+	



**4.2.2 Resultados pruebas señal ECG.** Para esta prueba se utilizaron tres señales electrocardiográficas tomadas de una base de datos de pacientes con infarto agudo de miocardio, puesto que éstas eran compatibles con el formato que utiliza la herramienta software WinCPRS<sup>20</sup>. Una vez obtenidos los resultados, las señales mencionadas se analizaron en ESDRAS 1.0<sup>21</sup>.

<sup>20</sup> Herramienta software comercial utilizada en la Fundación Cardiovascular del Oriente Colombiano, fabricada por la compañía Absolute Aliens Oy.

<sup>21</sup> Herramienta software desarrollada en este proyecto.

Las tablas comparativas de los resultados obtenidos se presentan a continuación.

Tabla 4. Resultados obtenidos en la prueba de la señal 1

Nombre del parámetro	ESDRAS 1.0	WinCPRS	Error relativo
<b>Media RR consecutivos</b>	957,0000	934,0000	<b>2,4625</b>
<b>R MSSD</b>	39,7400	58,0000	31,4828
<b>PNN 50</b>	36,2179	36,7000	<b>1,3136</b>
<b>VLF</b>	65,5089	550,0000	88,0893
<b>LF</b>	70,7069	459,0000	84,5954
<b>HF</b>	98,9030	663,0000	85,0825
<b>LF (un)</b>	41,6880	40,9091	<b>1,9039</b>
<b>HF (un)</b>	58,3120	59,0909	<b>1,3181</b>
<b>LF/HF</b>	0,7149	0,6920	<b>3,3109</b>

Tabla 5. Resultados obtenidos en la prueba de la señal 2

Nombre del parámetro	ESDRAS 1.0	WinCPRS	Error relativo
<b>Media RR consecutivos</b>	967,0000	945,000	<b>2,3280</b>
<b>R MSSD</b>	65,6404	80,0000	17,9495
<b>PNN 50</b>	37,0100	36,5000	<b>1,3973</b>
<b>VLF</b>	71,4748	416,0000	82,8186
<b>LF</b>	130,5387	558,0000	76,6060
<b>HF</b>	241,9630	1031,0000	76,5312
<b>LF (un)</b>	35,0438	35,1164	<b>0,2068</b>
<b>HF (un)</b>	64,9562	64,8836	<b>0,1119</b>
<b>LF/HF</b>	0,5395	0,5410	<b>0,2775</b>

Tabla 6. Resultados obtenidos en la prueba de la señal 3

Nombre del parámetro	ESDRAS 1.0	WinCPRS	Error relativo
<b>Media RR consecutivos</b>	916	905	<b>1,2155</b>
<b>R MSSD</b>	61,9118	78,0000	20,6259
<b>PNN 50</b>	42,1053	42,9000	<b>1,8524</b>
<b>VLF</b>	29,1202	428,0000	93,1962
<b>LF</b>	76,5736	626,0000	87,7678
<b>HF</b>	125,8162	1072,0000	88,2634
<b>LF (un)</b>	37,8347	36,8669	<b>2,6251</b>
<b>HF (un)</b>	62,1653	63,1331	<b>1,5330</b>
<b>LF/HF</b>	0,6086	0,5830	<b>4,3936</b>

Tabla 7. Resultado del promedio de los errores para los parámetros en el dominio del tiempo

Nombre del parámetro	Promedio del error relativo
Media RR consecutivos	<b>2,0020</b>
R MSSD	23.3527
PNN 50	<b>1,5211</b>

Los resultados obtenidos para el parámetro RMSSD muestran un porcentaje de error relativo promedio de 23.3527%. Este resultado es ocasionado por la diferencia existente entre la media de los RR consecutivos que calculan las dos herramientas software. Se observa que aunque el porcentaje promedio del error relativo de la media de los RR consecutivos es menor del 5%, afecta en gran medida el cálculo del RMSSD (Ecuación 2.2).

Es importante aclarar que existen diferentes métodos para el cálculo de los parámetros que miden la VFC en el dominio de la frecuencia, y por consiguiente los resultados que se obtienen varían de un método a otro.

Tabla 8. Resultado del promedio de los errores para los parámetros en el dominio de la frecuencia

Nombre del parámetro	Promedio del error relativo
<b>VLF</b>	88,0347
<b>LF</b>	82,9897
<b>HF</b>	83,2924
<b>LF (un)</b>	<b>1,5786</b>
<b>HF (un)</b>	<b>0,9877</b>
<b>LF/HF</b>	<b>2,6607</b>

Para el caso particular, el método utilizado en la herramienta ESDRAS 1.0 difiere del método que utiliza WinCPRS y es por esta razón que los parámetros VLF, HF y LF, presentan un porcentaje de error relativo bastante alto. Sin embargo, la importancia de los parámetros que miden la VFC en el dominio de la frecuencia, radica en la proporción de la distribución de la potencia en las diferentes bandas de frecuencia (VLF, HF y LF). Esta proporción se mide al calcular los parámetros normalizados (HFnu y LFnu) y la relación LF/HF, que como se muestra en las tablas de resultados, presenta errores menores del 5%. El comportamiento de las proporciones se puede observar en las figuras 43 y 44, en las cuales las morfologías de las señales son similares. En el anexo J puede consultar otras imágenes comparativas.

Por lo anterior, se puede concluir que los resultados obtenidos para el cálculo de los parámetros son satisfactorios.

Figura 43. Imagen del tacograma y de la densidad espectral de potencia para la señal 1 con WinCPRS

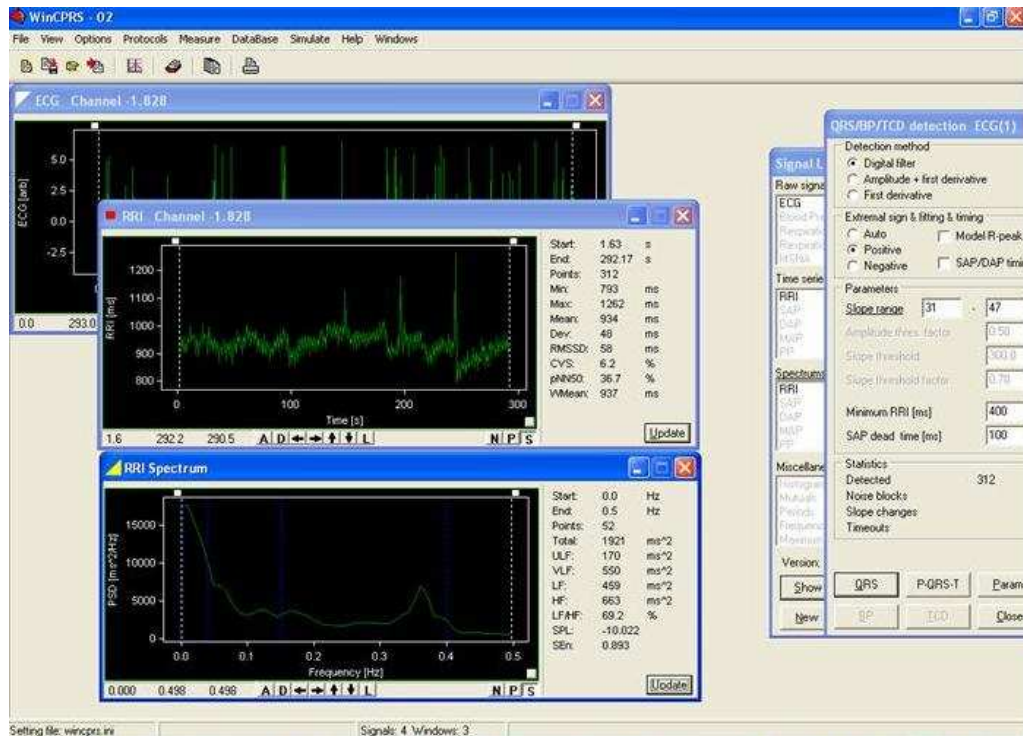
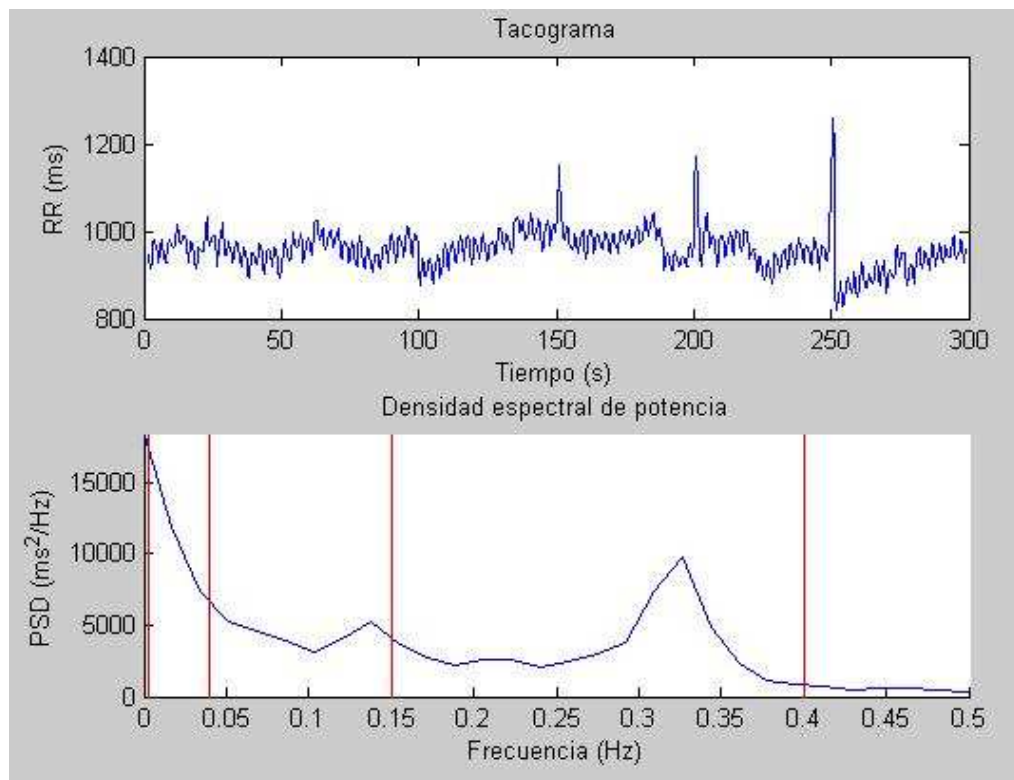


Figura 44. Imagen del tacograma y de la densidad espectral de potencia para la señal 1 con ESDRAS 1.0




**4.2.3 Resultados pruebas señal EEG.** En esta prueba, los parámetros que se calcularon en el desarrollo de la herramienta, fueron catalogados por el experto como parámetros útiles en futuras investigaciones. El grado de utilidad no se determina, pues éste varía de una investigación a otra.

Figura 45. Plantilla de evaluación de los parámetros electroencefalográficos diligenciada

**FORMATO DE EVALUACIÓN PARA LOS PARÁMETROS EEG**

**Experto Evaluador:** Ph.D Carlos Arturo Conde Cotes

Parámetro EEG	Considera que el cálculo del parámetro es útil	
	SI	NO
Media de la amplitud	f	
Desviación estándar	f	
Tiempo en el que ocurre la máxima amplitud	f	
Máxima amplitud	f	
Integral de la señal / tiempo	f	
Máxima potencia en la frecuencia	f	
Frecuencia en la que ocurre la máxima potencia	f	
Integral del espectro de energía / Número de muestras	f	



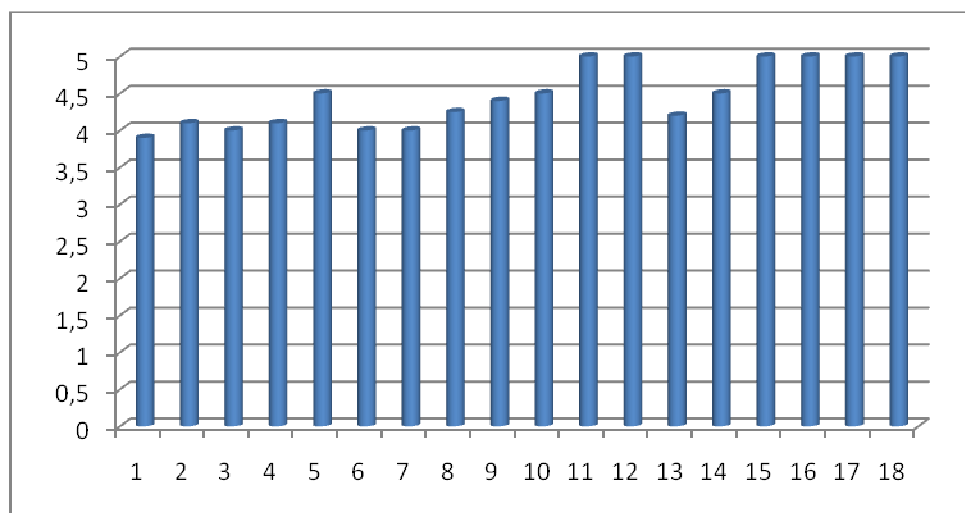
Del resultado de las pruebas anteriores se puede observar que la verdadera utilidad de la herramienta podrá evaluarse con las futuras investigaciones que se realicen; de esta manera se puede determinar que la herramienta es flexible en el análisis y fue diseñada para que los parámetros satisfagan las necesidades de cálculo de los futuros trabajos que se lleven a cabo al interior de los grupos de investigación involucrados.

### 4.3 RESULTADOS DE LAS PRUEBAS DE SATISFACCIÓN DEL USUARIO FINAL

Los resultados obtenidos con estas pruebas, muestran un grado de aceptación favorable de la herramienta, por parte de los usuarios. Ver figura 46.

La prueba que tiene más importancia es aquella que se realizó con el usuario final del software, quien manifestó un grado de aceptación favorable, y por lo tanto se puede concluir que se logró el objetivo de crear una herramienta con la cual el “cliente” se sintiera satisfecho. Ver anexo H.

Figura 46. Nivel de satisfacción de los usuarios finales con las actividades evaluadas<sup>22</sup>



1. ¿Las interfaces tienen los encabezados de título correctos?
2. ¿Las etiquetas de los campos son claras y representativas?
3. ¿El tamaño de los campos es el adecuado?
4. ¿Están los controles habilitados de manera adecuada y corresponden con los botones de función?
5. ¿Los colores utilizados en las interfaces son agradables a la vista?
6. ¿Las interfaces tienen la dimensión correcta?
7. ¿Los campos están alineados de forma correcta?

<sup>22</sup> Ver anexo H

8. ¿La interfaz realiza la función que se necesita?
9. ¿El usuario es notificado de las acciones que realiza en la herramienta software?
10. ¿Los datos de la interfaz cambian en forma sincronizada?
11. ¿Es rápido y fácil el manejo de las interfaces?
12. ¿El orden de navegación de los campos es el correcto?
13. ¿Si un informe requiere un tiempo considerable, esto le es notificado al usuario?
14. ¿La herramienta software es amigable?
15. ¿La herramienta software es intuitiva (no necesita mucha capacitación para poder utilizarla)?
16. ¿Utilizaría la herramienta constantemente?
17. ¿Recomendaría el uso de esta herramienta?
18. ¿Se siente satisfecho con el producto entregado?

## **5. AVANCES DEL PROYECTO**

### **5.1 SISTEMA DE INFORMACIÓN**

La idea de desarrollar un sistema de información que permitiera manejar los datos que se iban a obtener del procesamiento de las señales, surgió como una nueva necesidad que no estaba contemplada entre los objetivos del proyecto. Sin embargo, se decidió satisfacer esta necesidad, debido a la importancia y trascendencia que iba a tener el hecho de desarrollarlo.

El sistema de información permite convertir todos esos datos del procesamiento de las señales, en información de interés para los usuarios finales y facilita en gran medida el desarrollo de futuros proyectos de investigación que empleen los resultados arrojados en el procesamiento de las señales, así como también, facilita las labores de seguimiento de los pacientes que asisten a consultas médicas.

La herramienta software consta de cuatro módulos independientes, administrador, consulta médica, proyectos y práctica docente, de los cuales, sólo los tres primeros pertenecen al sistema de información.

El módulo Administrador controla el registro y modificación de los evaluadores, registra los proyectos de investigación que se van a desarrollar, asigna evaluadores a uno o varios proyectos, y puede obtener información de los evaluadores y su participación en los diferentes proyectos y/o en consulta médica.

El módulo Consulta Médica permite el ingreso de los evaluadores que tengan permiso, la creación de pacientes, grupos de pacientes, sesiones y registros asociados a un paciente, además permite modificar pacientes, grupos y sesiones, analizar señales, cargar sesiones y crear informes de los registros de un paciente.

El módulo Proyectos permite el ingreso de los evaluadores que tienen permiso, crear pacientes, grupos, sesiones y registros, permite agregar o excluir pacientes de un proyecto determinado, modificar tanto pacientes como grupos

y sesiones, analizar señales, cargar sesiones y crear informes de los registros de un paciente.

Es importante recalcar que la privacidad está presente en la herramienta, puesto que los módulos son independientes unos de otros, sin importar que un evaluador pueda pertenecer tanto al módulo Consulta Médica como al módulo Proyectos.

## 6. CONCLUSIONES

- El desarrollo del presente proyecto permitió la integración de cuatro áreas de la salud, psicología, electrocardiografía, electrooculografía y electroencefalografía, y es el punto de partida para la creación de nuevas herramientas enfocadas a la integración de estas áreas.
- La relación escala – frecuencia de la transformada Wavelet es una de las relaciones más importantes en el filtrado y procesamiento de las señales electrofisiológicas, ya que permite determinar el nivel de descomposición adecuado para obtener las bandas de frecuencia que se necesiten.
- La transformada Wavelet es una herramienta útil y flexible en el filtrado de señales electrofisiológicas, ya que permite filtrar ciertas bandas de frecuencia sin necesidad de alterar las otras componentes frecuenciales de la señal.
- La transformada Wavelet permitió detectar las sacadas de un electrooculograma de forma adecuada teniendo en cuenta la morfología de las señales obtenidas en las pruebas de Stroop.
- En este proyecto se incluyeron dos parámetros, umbral para los coeficientes de detalle y nivel de sensibilidad, que permiten que el especialista, según su criterio discrimine las sacadas que desea analizar.
- El algoritmo de Pam y Tompkins implementado para la detección de los picos R de la señal electrocardiográfica, permite localizarlos adecuadamente teniendo en cuenta las condiciones de la señal, que dependen de su proceso de adquisición.
- El análisis espectral realizado con la transformada rápida de Fourier, al tacograma que se obtiene de la detección de los picos R de una señal electrocardiográfica, permitió obtener la información en el dominio de la frecuencia y realizar el cálculo de los parámetros de la VFC en este dominio.
- La aplicación del método de Welch utilizado para suavizar el espectro de densidad de potencia que se obtiene del análisis espectral del

tacograma, permitió graficar el comportamiento promedio de las componentes de frecuencia discretas.

- La descomposición de una señal electroencefalográfica por medio de la transformada Wavelet con la Wavelet madre daubechies 8, satisface las necesidades si la señal es tomada a una frecuencia de muestreo mayor o igual a 200 Hz, ya que con esta frecuencia se cumplen las condiciones del teorema de Nyquist.
- El sistema de información desarrollado permite convertir todos los datos obtenidos del procesamiento de las señales, en información relevante para los especialistas, ya que permite asociar estos datos a un paciente y éste a un estudio específico.
- Los grupos de investigación involucrados en el proyecto, fueron parte muy importante durante la realización del mismo y el apoyo brindado por ellos fue fundamental para lograr la elaboración de esta herramienta software; gracias a los trabajos ya realizados, a la experiencia de los investigadores y a las instalaciones.
- Se elaboró un artículo elaborado sobre los temas de este proyecto, el cual fue aceptado en dos eventos: CISCI 2008, Orlando – E.E.U.U y Tercer Congreso Colombiano de Bioingeniería e Ingeniería Biomédica, Pereira - Colombia. Se decidió presentarlo en este último evento, puesto que ofrecían publicarlo en la revista indexada Tipo C, Scientia et Technica de la Universidad Tecnológica de Pereira y en las memorias del evento.
- El desarrollo de este proyecto permitió además la realización de un segundo artículo que actualmente se encuentra en fase de elaboración y será presentado para su evaluación y aprobación en una revista indexada.
- Las pruebas realizadas a la herramienta software permitieron corroborar el cumplimiento de los requerimientos iniciales y el buen funcionamiento de la misma.
- La herramienta software desarrollada fue catalogada en las pruebas beta, como una herramienta amigable y de fácil utilización.

- El presente proyecto permitió a los autores aprender grandes lecciones tanto para la vida como para el desarrollo de la profesión. Una de las más grandes lecciones es el manejo del tiempo. Es necesario encontrar el equilibrio entre el tiempo dedicado al trabajo y el tiempo dedicado a los seres queridos, no se debe descuidar a la familia, es la base de toda la sociedad.

## 7. RECOMENDACIONES

- El diseño de la base de datos permite la elaboración de múltiples tipos de informes que en una versión posterior se pueden implementar.
- La aplicación del filtro pasa – banda a una señal electrooculográfica depende del criterio del especialista, debido a que tiene la posibilidad de seleccionar de forma arbitraria la banda sobre la que desea trabajar, ya que las señales obtenidas en las pruebas de Stroop no poseen una morfología definida.
- Los parámetros que se calcularon para las señales electrooculográficas y electroencefalográficas son útiles en las futuras investigaciones que se van a realizar con la herramienta software. El grado de utilidad depende de la investigación que se lleve a cabo.
- La herramienta software elaborada abre la posibilidad al desarrollo de nuevos proyectos de investigación que incluyan el procesamiento de señales electrooculográficas, electrocardiográficas o electroencefalográficas.
- Se recomienda a los usuarios de la herramienta software realizar un backup periódicamente, para evitar la pérdida de la información.

## BIBLIOGRAFÍA

1. BALLESTEROS. Dora. Reducción de ruido en señales ECG utilizando filtros wavelet. En: II Congreso Internacional de la Región Andina, Bogotá 2004.
2. BAUTISTA. Lola, MUÑOZ. Robinson, Herramienta software para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca y de la dispersión del intervalo QT. Pronóstico en pacientes post-infarto agudo al miocardio. 2003. Trabajo de Grado (Ingeniería de sistemas). Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas
3. BLANCO. Mónica, LEÓN. Nelson, Software para la caracterización y análisis estadístico de la señal electrooculográfica, usado en la determinación de asociación entre alteración de movimientos oculares sacádicos y esquizofrenia. 2006. Trabajo de Grado (Ingeniería de sistemas) Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas
4. BOEHM, B. Software Engineering Economics, Prentice-Hall, 1981, p.37.
5. CUENCA, Ángel, SALT, Julián. Automática Industrial y control. Universidad Politécnica Valencia. 2005.
6. CUESTA. D, *et al.* Reducción del ruido en señales electrocardiográficas mediante la transformada Wavelet. Departamento de Informática de sistemas y computadores, UPV, Departamento de Cibernética, Czech Technical University in Prague, República Checa. Disponible: <http://plutarco.disca.upv.es/~jcperez/Documentos/Caseib2000David.pdf>
7. ESTEPA. Fredy Procesamiento y análisis de señales electroencefalográficas, obtenidas durante la aplicación de una prueba de memoria emocional. 2005. Trabajo de Grado (Ingeniería de sistemas). Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas
8. ESTÉVEZ. Mario, MACHADO. Andrés, ESTÉVEZ José. Indicadores de la VRC calculados en el dominio de la frecuencia. Documento en línea. Fecha de consulta: Agosto de 2007. <http://fbio.uh.cu/vfc.html>
9. GARCÍA. Gustavo, VELANDIA. Richard, BARÓN. Eulises, Algoritmo de reducción de ruido en señales de electroencefalografía utilizando la DWT. Umbral Científico, junio, número 008, Bogotá, Colombia.

- 10.HERNÁNDEZ. Diego, SAENZ. Edgar. Diseño e implementación de un prototipo de captura de información comportamental y de desempeño neuro-psicológico durante la aplicación de pruebas de “Stroop” y presentación en paralelo de la señal electroencefalográfica y la información adquirida. 2007. Trabajo de Grado (Ingeniería de sistemas). Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas
- 11.MALLAT. Stéphane. A wavelet tour of signal processing, 2<sup>nd</sup> ed, USA: Academic Press,1999. 637 p.
- 12.PRESSMAN, Roger. Ingeniería del software un enfoque práctico, Mc Graw Hill, 2006, p. 958.

## ANEXO A. DESCRIPCIÓN DE LOS CASOS DE USO

### ADMINISTRADOR

- **Ingresar al sistema:** El administrador puede ingresar al sistema por medio de un nombre de usuario y contraseña.
- **Registrar Proyecto:** El administrador registra un nuevo proyecto ingresando como campos obligatorios un código de identificación único que ya está establecido con anticipación (independiente al Id que se maneja al interior de la base de datos, éste se genera automáticamente) y un nombre único para el proyecto, y como campo opcional la descripción del proyecto.
- **Registrar Evaluador:** El administrador registra un nuevo Evaluador ingresando los siguientes campos obligatorios: Tipo de Evaluador (debe ser al menos de un tipo), tarjeta profesional, Nombres, Apellidos, Cédula y una palabra para ingresar al sistema. Como campos opcionales están: teléfono y correo electrónico. Un Evaluador que se va a crear como Tipo Proyecto se debe asignar a un proyecto que ya esté creado, si no existen proyectos, no es posible crear un Evaluador de este tipo. Por último se verifica que la cédula y la tarjeta profesional sean únicas.
- **Modificar Proyecto:** El administrador selecciona el proyecto que desea modificar de una lista de proyectos existentes. Puede modificar todos los datos teniendo en cuenta que tanto el código y el nombre son validados para que sean únicos.
- **Modificar Evaluador:** El administrador busca el Evaluador que desea modificar, ya sea por nombre, apellido o cédula, lo selecciona y se despliega la información del Evaluador. En esta interfaz se pueden modificar los datos del evaluador, pero no se podrá modificar los proyectos a los que pertenece si ya es un Evaluador Tipo Proyecto. Se verifica que la nueva cédula y la nueva tarjeta profesional sean únicas.
- **Agregar un Evaluador Tipo Proyecto a otro Proyecto:** Con esta opción el Administrador podrá agregar un Evaluador de Tipo Proyecto a otro proyecto al que no pertenezca. Un Evaluador puede pertenecer a uno o varios proyectos. El administrador busca al Evaluador por nombre, apellido o cédula. Una vez lo encuentra se muestran los proyectos a los que se encuentra vinculado el Evaluador y lista aquellos proyectos a los que podría pertenecer para que el usuario escoja el proyecto al cual se agregará el Evaluador.
- **Excluir un Evaluador Tipo Proyecto de un proyecto determinado:** El administrador puede excluir un Evaluador de un proyecto al que pertenezca. El administrador busca al Evaluador por nombre, apellido o cédula. Una vez que se ha seleccionado el Evaluador deseado, se

muestra la información del mismo, incluyendo la lista de los proyectos a los que está vinculado. Finalmente se selecciona el proyecto del cual va a ser excluido el evaluador.

- **Generar Informes:** El administrador puede generar informes con los datos de los Evaluadores Tipo Consulta médica y Tipo Proyecto y sus periodos de trabajo. También genera informes de los proyectos y los periodos de trabajo de los mismos.
- **Modificar el nombre de usuario y contraseña:** El administrador puede modificar los datos de acceso al sistema las veces que desee. Los datos por defecto que se crean al instalar ESDRAS 1.0 son nombre de usuario: admin y contraseña: admin.

## **EVALUADOR TIPO PROYECTO**

- **Ingresar al sistema:** El Evaluador puede ingresar al sistema por medio de un nombre de usuario y contraseña.
- **Crear grupo de Pacientes:** El Evaluador puede crear grupos de pacientes que estén vinculados a un proyecto. Un paciente sólo puede pertenecer a un grupo por proyecto, pero puede pertenecer a varios proyectos, es decir, un paciente puede pertenecer a varios grupos pero sólo a uno por proyecto.
- **Modificar el nombre de un grupo de pacientes:** El Evaluador puede modificar el nombre de los grupos de los proyectos a los que esté vinculado. Debe seleccionar el grupo que desea modificar, de la lista de los grupos existentes en el proyecto.
- **Crear Paciente:** El Evaluador puede crear pacientes en los proyectos a los que pertenece. Debe ingresar los siguientes campos obligatorios: nombres, apellidos, fecha de nacimiento y cédula. Como campos opcionales están: dirección, teléfono y correo electrónico. Los pacientes creados en un proyecto no podrán accederse desde otro proyecto diferente, para esto se debe agregar el paciente al otro proyecto. Al crear el paciente se verifica que la cédula ingresada es única.
- **Modificar Paciente:** El Evaluador busca el paciente que desea modificar por nombres, apellidos o cédula. Puede modificar todos los datos del paciente, incluyendo el grupo de pacientes al que pertenece. Se verifica que la nueva cédula sea única.
- **Agregar paciente de un proyecto a otro:** Para realizar esta acción el Evaluador debe pertenecer a ambos proyectos. El Evaluador busca los pacientes que podrían ser agregados por nombre, apellidos o cédula (sólo le figuran aquellos pacientes que pertenecen a los proyectos en los que está vinculado el Evaluador y que no pertenezcan al proyecto actual). Una vez seleccionado el paciente deseado, se muestran los datos del mismo y

los grupos del proyecto actual (proyecto en el que se va a agregar el paciente), para que se seleccione el grupo deseado o si va a quedar sin grupo. Luego el paciente es agregado exitosamente al proyecto actual.

- **Excluir paciente del proyecto actual:** El Evaluador puede excluir un paciente de un proyecto al que pertenece. Si un paciente es excluido del proyecto no podrá ser accedido para modificaciones, sólo se podrá agregar nuevamente a un proyecto. Los pacientes que sólo pertenezcan a un proyecto y sean excluidos de este, pasan a ser pacientes inactivos. Estos últimos se pueden agregar a un proyecto y sus datos son visibles en los informes que se generen aún en su condición de inactivos. El paciente es considerado activo cuando pertenece al menos a un proyecto.
- **Analizar señales:** El Evaluador podrá analizar señales electrooculográficas, electrocardiográficas y electroencefalográficas. El análisis comprende filtrado, creación de secciones, cálculo de los parámetros, análisis individual de cada una de las señales anteriormente mencionadas y otras acciones particulares para cada tipo de señal.
- **Crear y cargar sesiones:** El Evaluador podrá crear y cargar sesiones de análisis para cada tipo de señal. Una sesión está compuesta por una señal, el paciente al que se le tomó la señal, la fecha en la que se realizó la adquisición y un nombre de sesión. Este último debe ser único.
- **Crear y consultar registros:** Al momento de analizar una señal y calcular los parámetros, es posible crear un registro de un paciente. Para crear el registro es necesario seleccionar una sesión de análisis del paciente que se estaba estudiando. Si la sesión no existe, debe crearse. El registro está compuesto por un nombre, un paciente, una sesión y la fecha actual, que es la fecha en la que se crea el registro.
- **Modificar Sesión:** El Evaluador podrá buscar las sesiones existentes de un paciente determinado y seleccionar aquella sesión que desee modificar. Los datos que se pueden modificar son el nombre y la fecha de adquisición de la señal.
- **Elaborar Informes:** El Evaluador puede realizar los informes de las sesiones y de los registros que posea un paciente determinado.
- **Modificar el nombre de usuario y contraseña:** El Evaluador puede modificar los datos de acceso al sistema (nombre de usuario y contraseña), las veces que desee.

## **EVALUADOR CONSULTA MÉDICA**

- **Ingresar al sistema:** El Evaluador puede ingresar al sistema por medio de un nombre de usuario y contraseña.

- **Crear grupo de Pacientes:** El Evaluador puede crear grupos de pacientes que estén a su cargo. El paciente sólo puede pertenecer a un único grupo.
- **Modificar el nombre de un grupo de pacientes:** El Evaluador puede modificar el nombre de un grupo que esté a su cargo. Debe seleccionar el grupo que desea modificar, de la lista de los grupos existentes en su sesión.
- **Crear Paciente:** El Evaluador puede crear pacientes. Para esto, debe ingresar los siguientes campos obligatorios: nombres, apellidos, fecha de nacimiento y cédula. Como campos opcionales están: dirección, teléfono, correo electrónico y grupo. Al crear el paciente se verifica que la cédula ingresada es única.
- **Modificar Paciente:** El Evaluador busca el paciente que desea modificar por nombres, apellidos o cédula. Puede modificar todos los datos del paciente, incluyendo el grupo de pacientes al que pertenece. Se verifica que la nueva cédula sea única. El Evaluador puede poner al paciente en estado inactivo si así lo desea.
- **Analizar señales:** El Evaluador podrá analizar señales electrooculográficas, electrocardiográficas y electroencefalográficas. El análisis comprende filtrado, creación de secciones, cálculo de los parámetros, análisis individual de cada una de las señales anteriormente mencionadas y otras acciones particulares para cada tipo de señal.
- **Crear y cargar sesiones:** El Evaluador podrá crear y cargar sesiones de análisis para cada tipo de señal. Una sesión está compuesta por una señal, el paciente al que se le tomó la señal, la fecha en la que se realizó la adquisición y un nombre de sesión. Este último debe ser único.
- **Crear y consultar registros:** Al momento de analizar una señal y calcular los parámetros, es posible crear un registro de un paciente. Para crear el registro es necesario seleccionar una sesión de análisis del paciente que se estaba estudiando. Si la sesión no existe, debe crearse. El registro está compuesto por un nombre, un paciente, una sesión y la fecha actual, que es la fecha en la que se crea el registro.
- **Modificar Sesión:** El Evaluador podrá buscar las sesiones existentes de un paciente determinado y seleccionar aquella sesión que desee modificar. Los datos que se pueden modificar son el nombre y la fecha de adquisición de la señal.
- **Elaborar Informes:** El Evaluador puede realizar los informes de las sesiones y de los registros que posea un paciente determinado.
- **Modificar el nombre de usuario y contraseña:** El Evaluador puede modificar los datos de acceso al sistema (nombre de usuario y contraseña), las veces que desee.

## USUARIO PRÁCTICA DOCENTE

- **Analizar señales:** El usuario podrá analizar señales electrooculográficas, electrocardiográficas y electroencefalográficas. El análisis comprende filtrado, creación de secciones, cálculo de los parámetros, análisis individual de cada una de las señales anteriormente mencionadas y otras acciones particulares para cada tipo de señal.

## CASOS DE USO DEL ANÁLISIS DE SEÑALES, COMUNES A LOS EVALUADORES Y USUARIO PRÁCTICA DOCENTE

- **Cargar, filtrar, crear secciones y analizar la señal electroencefalográfica individualmente:** La herramienta software debe permitir cargar, filtrar, crear secciones y calcular los parámetros correspondientes a una señal EEG.
- **Descomponer la señal electroencefalográfica en sus diferentes ondas cerebrales:** La herramienta debe descomponer una señal EEG en sus respectivas ondas cerebrales, Delta (0, 3.5 Hz), Teta (4 – 7 Hz), Alfa (8-13 Hz) y Beta (14- 32 Hz) y graficarlas.
- **Filtrar, crear secciones y analizar las ondas cerebrales obtenidas de un electroencefalograma:** Las ondas cerebrales se deberán comportar como cuatro señales independientes que se pueden filtrar conjunta o individualmente, se debe permitir crear secciones a cada una de las señales de forma individual y calcular los parámetros correspondientes a cada onda cerebral.
- **Cargar, filtrar, crear secciones y analizar la señal electrocardiográfica individualmente:** La herramienta software debe permitir cargar, filtrar, crear secciones y calcular los parámetros correspondientes a una señal ECG.
- **Cargar, filtrar, crear secciones y analizar la señal electrooculográfica individualmente:** La herramienta software debe permitir cargar, filtrar, crear secciones y calcular los parámetros correspondientes a una señal EOG.
- **Cargar y analizar simultáneamente señales electrooculográficas, electrocardiográficas y electroencefalográficas:** La herramienta software debe permitir la visualización y análisis de los tres tipos de señales electrofisiológicas, contempladas en este proyecto, en una misma interfaz.
- **Corregir la línea base del electrocardiograma:** La herramienta software debe permitir corregir la línea base de un electrocardiograma.

- **Detectar los picos R de un electrocardiograma:** La herramienta software deberá detectar los picos R de una señal ECG de forma automática, cuando el usuario así lo desee.
- **Añadir manualmente pico R a un electrocardiograma:** El usuario podrá agregar un pico R a la señal ECG de forma manual, utilizando el mouse. Podrá realizar esta operación las veces que desee.
- **Borrar manualmente pico R de un electrocardiograma:** El usuario podrá borrar un pico R ya detectado o agregado, de forma manual por medio del mouse. Podrá realizar esta operación las veces que desee.
- **Eliminar todos los picos R detectados y agregados:** La herramienta le permitirá al usuario borrar todos los picos R, detectados y agregados, de forma automática, cuando este lo desee.
- **Cargar el electroencefalograma original:** La herramienta deberá permitir volver a la señal originalmente cargada cuando el usuario lo desee. Esta operación permitirá deshacer todos los cambios y modificaciones realizados a la señal EEG que se cargo en un principio.
- **Cargar el electrocardiograma original:** La herramienta deberá permitir volver a la señal originalmente cargada cuando el usuario lo desee. Esta operación permitirá deshacer todos los cambios y modificaciones realizados a la señal ECG que se cargo en un principio.
- **Cargar el electrooculograma original:** La herramienta deberá permitir volver a la señal originalmente cargada cuando el usuario lo desee. Esta operación permitirá deshacer todos los cambios y modificaciones realizados a la señal EOG que se cargo en un principio.
- **Cargar señal modificada en la interfaz de análisis general:** La herramienta deberá permitir cargar una señal EOG, ECG o EEG, modificada en su módulo correspondiente, en la ventana de análisis general.
- **Caracterizar electrooculograma:** La herramienta deberá caracterizar una señal EOG de un paciente.

## ANEXO B. TABLAS Y CAMPOS DE LA BASE DE DATOS

### Admin

ColumnName	DataType	PrimaryKey	NotNull	Flags	Default Value	Comment	AutoInc
Id_admin	INTEGER	PK	NN	UNSIGNED			AI
Admin	VARCHAR(20)						
contrasena	BLOB						

IndexName	IndexType	Columns
PRIMARY	PRIMARY	Id_admin

### ConfiguracionEeg

ColumnName	DataType	PrimaryKey	NotNull	Flags	Default Value	Comment	AutoInc
Id_ConfiguracionEeg	INTEGER	PK	NN	UNSIGNED			AI
Nombre	VARCHAR(45)		NN				
MediaAmplitud	INTEGER			UNSIGNED			
DesviacionEstandar	INTEGER			UNSIGNED			
TiempoMaximaAmplitud	INTEGER			UNSIGNED			
MaximaAmplitud	INTEGER			UNSIGNED			
IntegralSenalTiempo	INTEGER			UNSIGNED			
MaximaPotenciaFrecuencia	INTEGER			UNSIGNED			
FrecuenciaMaximaPotencia	INTEGER			UNSIGNED			
IntegralEspectroEnergia	INTEGER			UNSIGNED			

IndexName	IndexType	Columns
PRIMARY	PRIMARY	Id_ConfiguracionEeg

### ConfiguracionEog

ColumnName	DataType	PrimaryKey	NotNull	Flags	Default Value	Comment	AutoInc
Id_ConfiguracionEog	INTEGER	PK	NN	UNSIGNED			AI
Nombre	VARCHAR(45)		NN				
TiempoTotal	INTEGER			UNSIGNED			
TotalSacadas	INTEGER			UNSIGNED			
RazonSP	INTEGER			UNSIGNED			
RazonSN	INTEGER			UNSIGNED			
FrecuenciasP	INTEGER			UNSIGNED			
FrecuenciasN	INTEGER			UNSIGNED			
TiempoTotalP	INTEGER			UNSIGNED			
TiempoTotalN	INTEGER			UNSIGNED			
PorcentajeAreaP	INTEGER			UNSIGNED			
PorcentajeAreaN	INTEGER			UNSIGNED			
TiempoAmplitudMax	INTEGER			UNSIGNED			
AmplitudMax	INTEGER			UNSIGNED			

TiempoAmplitudMin	INTEGER	UNSIGNED
AmplitudMin	INTEGER	UNSIGNED

### ConfiguracionGeneral

ColumnName	DataType	PrimaryKey	NotNull	Flags	Default Value	Comment	AutoInc
<b>Id_ConfiguracionGeneral</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			AI
Nombre	VARCHAR(45)						
MediaEeg	INTEGER			UNSIGNED			
DesviacionEeg	INTEGER			UNSIGNED			
TiempoMaximaAEeg	INTEGER			UNSIGNED			
MaximaAEeg	INTEGER			UNSIGNED			
IntegralSenalTiempoEeg	INTEGER			UNSIGNED			
MaximaPotenciaEeg	INTEGER			UNSIGNED			
FrecuenciaMaximaPEeg	INTEGER			UNSIGNED			
IntegralEspectroEeg	INTEGER			UNSIGNED			
Delta	INTEGER			UNSIGNED			
Teta	INTEGER			UNSIGNED			
Alfa	INTEGER			UNSIGNED			
Beta	INTEGER			UNSIGNED			
MediaOnda	INTEGER			UNSIGNED			
DesviacionOnda	INTEGER			UNSIGNED			
TiempoMaximaAOnda	INTEGER			UNSIGNED			
MaximaAOnda	INTEGER			UNSIGNED			
IntegralSenalTiempoOnda	INTEGER			UNSIGNED			
MaximaPotenciaOnda	INTEGER			UNSIGNED			
FrecuenciaMaximaPOnda	INTEGER			UNSIGNED			
IntegralEspectroOnda	INTEGER			UNSIGNED			
sdnn	INTEGER			UNSIGNED			
rmssd	INTEGER			UNSIGNED			
pnnx	INTEGER			UNSIGNED			
x	VARCHAR(4)						
vlf	INTEGER			UNSIGNED			
lf	INTEGER			UNSIGNED			
hf	INTEGER			UNSIGNED			
lfhf	INTEGER			UNSIGNED			
lfnu	INTEGER			UNSIGNED			
hfnu	INTEGER			UNSIGNED			
TiempoTotal	INTEGER			UNSIGNED			
TotalSacadas	INTEGER			UNSIGNED			
RazonSP	INTEGER			UNSIGNED			
RazonSN	INTEGER			UNSIGNED			
FrecuenciasP	INTEGER			UNSIGNED			
FrecuenciasN	INTEGER			UNSIGNED			
TiempoTotalP	INTEGER			UNSIGNED			
TiempoTotalN	INTEGER			UNSIGNED			

PorcentajeAreaP	INTEGER	UNSIGNED
PorcentajeAreaN	INTEGER	UNSIGNED
TiempoAmplitudMax	INTEGER	UNSIGNED
AmplitudMax	INTEGER	UNSIGNED
TiempoAmplitudMin	INTEGER	UNSIGNED
AmplitudMin	INTEGER	UNSIGNED

IndexName	IndexType	Columns
PRIMARY	PRIMARY	Id_ConfiguracionGeneral

### ConfiguracionVfc

ColumnName	DataType	PrimaryKey	NotNull	Flags	Default Value	Comment	AutoInc
<b>Id_ConfiguracionVfc</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			AI
Nombre	VARCHAR(45)						
sdnn	INTEGER			UNSIGNED			
rmssd	INTEGER			UNSIGNED			
pnnx	INTEGER			UNSIGNED			
x	VARCHAR(4)			UNSIGNED			
vlf	INTEGER			UNSIGNED			
lf	INTEGER			UNSIGNED			
hf	INTEGER			UNSIGNED			
lfhf	INTEGER			UNSIGNED			
lfnu	INTEGER			UNSIGNED			
hfnu	INTEGER			UNSIGNED			

IndexName	IndexType	Columns
PRIMARY	PRIMARY	Id_ConfiguracionVfc

### Evaluador

ColumnName	DataType	PrimaryKey	NotNull	Flags	Default Value	Comment	AutoInc
<b>Id_Evaluador</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			AI
Nombres	VARCHAR(45)		NN				
Apellidos	VARCHAR(45)		NN				
TarjetaProfesional	VARCHAR(45)		NN				
Cedula	VARCHAR(45)		NN				
Telefono	VARCHAR(45)						
email	VARCHAR(45)						
Cm	CHAR						
Pr	CHAR						
contrasena	BLOB						
usuario	VARCHAR(45)		NN				

IndexName	IndexType	Columns
PRIMARY	PRIMARY	Id_Evaluador

### Evaluador\_has\_Proyecto

ColumnName	DataType	PrimaryKey	NotNull	Flags	Default Value	Comment	AutoInc
<b>Id_Relacion</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			AI
<b>Proyecto_Id_Proyecto</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
<b>Evaluador_Id_Evaluador</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
FechaInicio	DATE						
FechaFin	DATE						

IndexName	IndexType	Columns
PRIMARY	PRIMARY	Id_Relacion Proyecto_Id_Proyecto Evaluador_Id_Evaluador
Medico_has_Proyecto_FKIndex1	Index	Evaluador_Id_Evaluador
Medico_has_Proyecto_FKIndex2	Index	Proyecto_Id_Proyecto

### GrupoPacienteCm

ColumnName	DataType	PrimaryKey	NotNull	Flags	Default Value	Comment	AutoInc
<b>Id_GrupoSacienteCm</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			AI
<b>Evaluador_Id_Evaluador</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
NombreGrupoPCm	VARCHAR(45)		NN				

IndexName	IndexType	Columns
PRIMARY	PRIMARY	Id_GrupoSacienteCm Evaluador_Id_Evaluador
GrupoPacienteCM_FKIndex1	Index	Evaluador_Id_Evaluador

### GrupoPacientePr

ColumnName	DataType	PrimaryKey	NotNull	Flags	Default Value	Comment	AutoInc
<b>Id_GrupoSacientePr</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			AI
<b>Proyecto_Id_Proyecto</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
NombreGrupoPPr	VARCHAR(45)		NN				

IndexName	IndexType	Columns
PRIMARY	PRIMARY	Id_GrupoSacientePr Proyecto_Id_Proyecto
GrupoPacientePr_FKIndex1	Index	Proyecto_Id_Proyecto

### GrupoPacientePr\_has\_PacientePr

ColumnName	DataType	PrimaryKey	NotNull	Flags	Default	Comment	AutoInc
------------	----------	------------	---------	-------	---------	---------	---------

				Value
<b>Id_Relacion</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED AI
<b>GrupoPacientePr_Proyecto_Id_Proyecto</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED
<b>GrupoPacientePr_Id_GrupoPacientePr</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED
<b>PacientePr_Id_PacientePr</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED
FechaInicio	DATE		NN	
FechaFin	DATE			

IndexName	IndexType	Columns
PRIMARY	PRIMARY	Id_Relacion GrupoPacientePr_Proyecto_Id_Proyecto GrupoPacientePr_Id_GrupoPacientePr PacientePr_Id_PacientePr
GrupoPacientePr_has_PacientesPr_FKIndex1	Index	GrupoPacientePr_Id_GrupoPacientePr GrupoPacientePr_Proyecto_Id_Proyecto
GrupoPacientePr_has_PacientesPr_FKIndex2	Index	PacientePr_Id_PacientePr

## PacienteCm

ColumnName	DataType	PrimaryKey	NotNull	Flags	Default Value	Comment	AutoInc
<b>Id_PacienteCm</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			AI
<b>GrupoPacienteCm_Id_GrupoPacienteCm</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
<b>GrupoPacienteCm_Evaluador_Id_Evaluador</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
Nombres	VARCHAR(45)		NN				
Apellidos	VARCHAR(45)		NN				
FechaNacimiento	DATE		NN				
Cedula	VARCHAR(20)		NN				
Direccion	VARCHAR(255)						
Telefono	VARCHAR(45)						
email	VARCHAR(45)						
Activo	CHAR		NN				

IndexName	IndexType	Columns
PRIMARY	PRIMARY	Id_PacienteCm GrupoPacienteCm_Id_GrupoPacienteCm GrupoPacienteCm_Evaluador_Id_Evaluador
PacienteCm_FKIndex1	Index	GrupoPacienteCm_Id_GrupoPacienteCm GrupoPacienteCm_Evaluador_Id_Evaluador

## PacientePr

ColumnName	DataType	PrimaryKey	NotNull	Flags	Default Value	Comment	AutoInc
<b>Id_PacientePr</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			AI
Nombres	VARCHAR(45)		NN				
Apellidos	VARCHAR(45)		NN				
FechaNacimiento	DATE		NN				
Cedula	VARCHAR(45)		NN				
Direccion	VARCHAR(255)						

Telefono	VARCHAR(45)	
email	VARCHAR(45)	
<b>IndexName</b>	<b>IndexType</b>	<b>Columns</b>
PRIMARY	PRIMARY	Id_PacientePr

### PeriodosCM

ColumnName	DataType	PrimaryKey	NotNull	Flags	Default Value	Comment	AutoInc
<b>Id_PeriodosCM</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			AI
<b>Evaluator_Id_Evaluador</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
FechaInicio	DATE		NN				
FechaFin	DATE						
<b>IndexName</b>	<b>IndexType</b>	<b>Columns</b>					
PRIMARY	PRIMARY	Id_PeriodosCM Evaluator_Id_Evaluador					
PeriodoTrabajo_FKIndex1	Index	Evaluator_Id_Evaluador					

### PeriodosTrabajo

ColumnName	DataType	PrimaryKey	NotNull	Flags	Default Value	Comment	AutoInc
<b>Id_PeriodoTrabajo</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			AI
<b>Proyecto_Id_Proyecto</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
FechaInicio	DATE		NN				
FechaFin	DATE						
<b>IndexName</b>	<b>IndexType</b>	<b>Columns</b>					
PRIMARY	PRIMARY	Id_PeriodoTrabajo Proyecto_Id_Proyecto					
PeriodosTrabajo_FKIndex1	Index	Proyecto_Id_Proyecto					

### Proyecto

ColumnName	DataType	PrimaryKey	NotNull	Flags	Default Value	Comment	AutoInc
<b>Id_Proyecto</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			AI
Nombre	VARCHAR(150)		NN				
Codigo	VARCHAR(20)		NN				
Descripcion	VARCHAR(255)						
Terminado	CHAR						
<b>IndexName</b>	<b>IndexType</b>	<b>Columns</b>					
PRIMARY	PRIMARY	Id_Proyecto					

## RegistroCmEeg

ColumnName	Data Type	Primary Key	Not Null	Flags	Default Value	Comment	Auto Increment
<b>Id_RegistroCmEeg</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			AI
<b>SesionCmEeg_Id_SesionCmEeg</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
<b>SesionCmEeg_PacienteCm_Id_PacienteCm</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
<b>SesionCmEeg_PacienteCm_GrupoPacienteCm_Id_GrupoPacienteCm</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
<b>SesionCmEeg_PacienteCm_GrupoPacienteCm_Evaluador_Id_Evaluador</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
FechaElaboracion	DATE TIME		NN				
Nombre	VARCHAR(200)		NN				
MediaAmplitud	VARCHAR(45)						
DesviacionEstandar	VARCHAR(45)						
TiempoMaximaAmplitud	VARCHAR(45)						
MaximaAmplitud	VARCHAR(45)						
IntegralSenalTiempo	VARCHAR(45)						
MaximaPotenciaFrecuencia	VARCHAR(45)						
FrecuenciaMaximaPotencia	VARCHAR(45)						
IntegralEspectroEnergia	VARCHAR(45)						
ArchivoRegistro	VARCHAR(100)						
x1	INTEGER			UNSIGNED			
x2	INTEGER			UNSIGNED			
fs	INTEGER			UNSIGNED			
MediaAmplitudDelta	VARCHAR(45)						
DesviacionEstandarDelta	VARCHAR(45)						
TiempoMaximaAmplitudDelta	VARCHAR(45)						
MaximaAmplitudDelta	VARCHAR(45)						
IntegralSenalTiempoDelta	VARCHAR(45)						

MaximaPotenciaFrecuenciaDelta	VARCHAR(45)		
FrecuenciaMaximaPotenciaDelta	VARCHAR(45)		
IntegralEspectroEnergiaDelta	VARCHAR(45)		
x1Delta	INTEGER	UNSIG	NED
x2Delta	INTEGER	UNSIG	NED
MediaAmplitudTeta	VARCHAR(45)		
DesviacionEstandarTeta	VARCHAR(45)		
TiempoMaximaAmplitudTeta	VARCHAR(45)		
MaximaAmplitudTeta	VARCHAR(45)		
IntegralSenalTiempoTeta	VARCHAR(45)		
MaximaPotenciaFrecuenciaTeta	VARCHAR(45)		
FrecuenciaMaximaPotenciaTeta	VARCHAR(45)		
IntegralEspectroEnergiaTeta	VARCHAR(45)		
x1Teta	INTEGER	UNSIG	NED
x2Teta	INTEGER	UNSIG	NED
MediaAmplitudAlfa	VARCHAR(45)		
DesviacionEstandarAlfa	VARCHAR(45)		
TiempoMaximaAmplitudAlfa	VARCHAR(45)		
MaximaAmplitudAlfa	VARCHAR(45)		
IntegralSenalTiempoAlfa	VARCHAR(45)		
MaximaPotenciaFrecuenciaAlfa	VARCHAR(45)		
FrecuenciaMaximaPotenciaAlfa	VARCHAR(45)		
IntegralEspectroEnergiaAlfa	VARCHAR(45)		
x1Alfa	INTEGER	UNSIG	NED
x2Alfa	INTEGER	UNSIG	NED
MediaAmplitudBeta	VARCHAR(45)		
DesviacionEstandarBeta	VARCHAR(45)		

TiempoMaximaAmplitudBeta	VARCHAR(45)		
MaximaAmplitudBeta	VARCHAR(45)		
IntegralSenalTiempoBeta	VARCHAR(45)		
MaximaPotenciaFrecuenciaBeta	VARCHAR(45)		
FrecuenciaMaximaPotenciaBeta	VARCHAR(45)		
IntegralEspectroEnergiaBeta	VARCHAR(45)		
x1Beta	INTEGER	UNSIG	NED
x2Beta	INTEGER	UNSIG	NED
TipoArchivo	CHAR		

IndexName	IndexType	Columns
PRIMARY	PRIMARY	Id_RegistroCmEeg SesionCmEeg_Id_SesionCmEeg SesionCmEeg_PacienteCm_Id_PacienteCm SesionCmEeg_PacienteCm_GrupoSesionCmEeg_PacienteCm_Id_GrupoSesionCmEeg_PacienteCm SesionCmEeg_PacienteCm_GrupoSesionCmEeg_PacienteCm_Id_GrupoSesionCmEeg_PacienteCm_Evaluador_Id_Evaluador
RegistroCmEeg_FKIndex1	Index	SesionCmEeg_Id_SesionCmEeg SesionCmEeg_PacienteCm_GrupoSesionCmEeg_PacienteCm_Id_GrupoSesionCmEeg_PacienteCm_Evaluador_Id_Evaluador SesionCmEeg_PacienteCm_GrupoSesionCmEeg_PacienteCm_Id_GrupoSesionCmEeg_PacienteCm SesionCmEeg_PacienteCm_Id_PacienteCm

## RegistroCmEog

ColumnName	Data Type	Primary Key	NotNull	Flags	Default Value	Comment	Auto Increment
<b>Id_RegistroCmEog</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIG NED			AI
<b>SesionCmEog_Id_SesionCmEog</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIG NED			
<b>SesionCmEog_PacienteCm_Id_PacienteCm</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIG NED			
<b>SesionCmEog_PacienteCm_GrupoSesionCmEog_PacienteCm_Id_GrupoSesionCmEog_PacienteCm</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIG NED			
<b>SesionCmEog_PacienteCm_GrupoSesionCmEog_PacienteCm_Evaluador_Id_Evaluador</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIG NED			
FechaElaboracion	DATETIME		NN				
Nombre	VARCHAR(200)		NN				

TiempoTotal	VARCHAR(45)		
TotalSacadas	VARCHAR(45)		
RazonSP	VARCHAR(45)		
RazonSN	VARCHAR(45)		
FrecuenciasP	VARCHAR(45)		
FrecuenciasN	VARCHAR(45)		
TiempoTotalP	VARCHAR(45)		
TiempoTotalN	VARCHAR(45)		
PorcentajeAreaP	VARCHAR(45)		
PorcentajeAreaN	VARCHAR(45)		
TiempoAmplitudMax	VARCHAR(45)		
AmplitudMax	VARCHAR(45)		
TiempoAmplitudMin	VARCHAR(45)		
AmplitudMin	VARCHAR(45)		
ArchivoRegistro	VARCHAR(100)		
x1	INTEGER	UNSIG	NED
x2	INTEGER	UNSIG	NED
MediaLinea	VARCHAR(20)		
fs	INTEGER	UNSIG	NED

IndexName	IndexType	Columns
PRIMARY	PRIMARY	Id_RegistroCmEog SesionCmEog_Id_SesionCmEog SesionCmEog_PacienteCm_Id_PacienteCm SesionCmEog_PacienteCm_GrupoSesionCmEog_PacienteCm eCm_Id_GrupoSesionCmEog_PacienteCm SesionCmEog_PacienteCm_GrupoSesionCmEog_PacienteCm eCm_Evaluador_Id_Evaluador
RegistroCmEog_FKIndex1	Index	SesionCmEog_Id_SesionCmEog SesionCmEog_PacienteCm_GrupoSesionCmEog_PacienteCm eCm_Evaluador_Id_Evaluador SesionCmEog_PacienteCm_GrupoSesionCmEog_PacienteCm eCm_Id_GrupoSesionCmEog_PacienteCm SesionCmEog_PacienteCm_Id_PacienteCm

## RegistroCmVfc

ColumnName	Data Type	Primary Key	Not Null	Flags	Default Value	Comment	Auto Increment
Id_RegistroCmVfc	INTEGER	PK	NN		UNSIGNED		AI
SesionCmVfc_Id_SesionCmVfc	INTEGER	PK	NN		UNSIGNED		
SesionCmVfc_PacienteCm_Id_PacienteCm	INTEGER	PK	NN		UNSIGNED		
SesionCmVfc_PacienteCm_GrupoSesionCmVfc_Id_GrupoSesionCmVfc	INTEGER	PK	NN		UNSIGNED		
SesionCmVfc_PacienteCm_GrupoSesionCmVfc_Evaluador_Id_Evaluador	INTEGER	PK	NN		UNSIGNED		
FechaElaboracion	DATETIME		NN				
Nombre	VARCHAR(200)		NN				
sdnn	VARCHAR(45)						
rmssd	VARCHAR(45)						
pnnx	VARCHAR(45)						
x	VARCHAR(45)					valor que indica que pnn fue el que se tomó	
vlf	VARCHAR(45)						
lf	VARCHAR(45)						
hf	VARCHAR(45)						
lfhf	VARCHAR(45)						
lfnu	VARCHAR(45)						
hfnu	VARCHAR(45)						
ArchivoRegistro	VARCHAR(100)						
x1	INTEGER				UNSIGNED		
x2	INTEGER				UNSIGNED		
fs	INTEGER				UNSIGNED		
<b>IndexName</b>	<b>IndexType</b>		<b>Columns</b>				
PRIMARY	PRIMARY		Id_RegistroCmVfc SesionCmVfc_Id_SesionCmVfc				

		SesionCmVfc_PacienteCm_Id_PacienteCm SesionCmVfc_PacienteCm_GrupoPacienteCm_Id_GrupoPacienteCm SesionCmVfc_PacienteCm_GrupoPacienteCm_Evaluador_Id_Evaluador
RegistroCmVfc_FKIndex1	Index	SesionCmVfc_Id_SesionCmVfc SesionCmVfc_PacienteCm_GrupoPacienteCm_Evaluador_Id_Evaluador SesionCmVfc_PacienteCm_GrupoPacienteCm_Id_GrupoPacienteCm SesionCmVfc_PacienteCm_Id_PacienteCm

### RegistroPrEeg

ColumnName	DataType	PrimaryKey	NotNull	Flags	Default Value	Comment	AutoIncrement
<b>Id_RegistroPrEeg</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			AI
<b>SesionPrEeg_PacientePr_Id_PacientePr</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
<b>SesionPrEeg_Id_SesionPrEeg</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
FechaElaboracion	DATETIME		NN				
Nombre	VARCHAR(100)		NN				
MediaAmplitud	VARCHAR(45)						
DesviacionEstandar	VARCHAR(45)						
TiempoMaximaAmplitud	VARCHAR(45)						
MaximaAmplitud	VARCHAR(45)						
IntegralSenalTiempo	VARCHAR(45)						
MaximaPotenciaFrecuencia	VARCHAR(45)						
FrecuenciaMaximaPotencia	VARCHAR(45)						
IntegralEspectroEnergia	VARCHAR(45)						
ArchivoRegistro	VARCHAR(100)						
x1	INTEGER			UNSIGNED			
x2	INTEGER			UNSIGNED			
fs	INTEGER			UNSIGNED			
MediaAmplitudDelta	VARCHAR(45)						
DesviacionEstandarDelta	VARCHAR(45)						
TiempoMaximaAmplitudDelta	VARCHAR(45)						
MaximaAmplitudDelta	VARCHAR(45)						
IntegralSenalTiempoDelta	VARCHAR(45)						
MaximaPotenciaFrecuenciaDelta	VARCHAR(45)						
FrecuenciaMaximaPotenciaDelta	VARCHAR(45)						
IntegralEspectroEnergiaDelta	VARCHAR(45)						
x1Delta	INTEGER			UNSIGNED			

		D
x2Delta	INTEGER	UNSIGNED
MediaAmplitudTeta	VARCHAR(45)	
DesviacionEstandarTeta	VARCHAR(45)	
TiempoMaximaAmplitudTeta	VARCHAR(45)	
MaximaAmplitudTeta	VARCHAR(45)	
IntegralSenalTiempoTeta	VARCHAR(45)	
MaximaPotenciaFrecuenciaTeta	VARCHAR(45)	
FrecuenciaMaximaPotenciaTeta	VARCHAR(45)	
IntegralEspectroEnergiaTeta	VARCHAR(45)	
x1Teta	INTEGER	UNSIGNED
x2Teta	INTEGER	UNSIGNED
MediaAmplitudAlfa	VARCHAR(45)	
DesviacionEstandarAlfa	VARCHAR(45)	
TiempoMaximaAmplitudAlfa	VARCHAR(45)	
MaximaAmplitudAlfa	VARCHAR(45)	
IntegralSenalTiempoAlfa	VARCHAR(45)	
MaximaPotenciaFrecuenciaAlfa	VARCHAR(45)	
FrecuenciaMaximaPotenciaAlfa	VARCHAR(45)	
IntegralEspectroEnergiaAlfa	VARCHAR(45)	
x1Alfa	INTEGER	UNSIGNED
x2Alfa	INTEGER	UNSIGNED
MediaAmplitudBeta	VARCHAR(45)	
DesviacionEstandarBeta	VARCHAR(45)	
TiempoMaximaAmplitudBeta	VARCHAR(45)	
MaximaAmplitudBeta	VARCHAR(45)	
IntegralSenalTiempoBeta	VARCHAR(45)	
MaximaPotenciaFrecuenciaBeta	VARCHAR(45)	
FrecuenciaMaximaPotenciaBeta	VARCHAR(45)	
IntegralEspectroEnergiaBeta	VARCHAR(45)	
x1Beta	INTEGER	UNSIGNED
x2Beta	INTEGER	UNSIGNED
TipoArchivo	CHAR	
<b>IndexName</b>	<b>IndexType</b>	<b>Columns</b>
PRIMARY	PRIMARY	Id_RegistroPrEeg SesionPrEeg_PacientePr_Id_PacientePr SesionPrEeg_Id_SesionPrEeg
RegistroPrEeg_FKIndex1	Index	SesionPrEeg_Id_SesionPrEeg SesionPrEeg_PacientePr_Id_PacientePr

## RegistroPrEog

ColumnName	DataType	PrimaryKey	NotNull	Flags	Default Value	Comment	AutoInc
<b>Id_RegistroPrEog</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			AI
<b>SesionPrEog_PacientePr_Id_PacientePr</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
<b>SesionPrEog_Id_SesionPrEog</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
FechaElaboracion	DATETIME		NN				
Nombre	VARCHAR(100)		NN				
TiempoTotal	VARCHAR(45)						
TotalSacadas	VARCHAR(45)						
RazonSP	VARCHAR(45)						
RazonSN	VARCHAR(45)						
FrecuenciasP	VARCHAR(45)						
FrecuenciasN	VARCHAR(45)						
TiempoTotalP	VARCHAR(45)						
TiempoTotalN	VARCHAR(45)						
PorcentajeAreaP	VARCHAR(45)						
PorcentajeAreaN	VARCHAR(45)						
TiempoAmplitudMax	VARCHAR(45)						
AmplitudMax	VARCHAR(45)						
TiempoAmplitudMin	VARCHAR(45)						
AmplitudMin	VARCHAR(45)						
ArchivoRegistro	VARCHAR(200)						
x1	INTEGER			UNSIGNED			
x2	INTEGER			UNSIGNED			
Medialinea	VARCHAR(20)						
fs	INTEGER			UNSIGNED			

IndexName	IndexType	Columns
PRIMARY	PRIMARY	Id_RegistroPrEog SesionPrEog_PacientePr_Id_PacientePr SesionPrEog_Id_SesionPrEog
RegistroPrEog_FKIndex1	Index	SesionPrEog_Id_SesionPrEog SesionPrEog_PacientePr_Id_PacientePr

## RegistroPrVfc

ColumnName	DataType	PrimaryKey	NotNull	Flags	Default Value	Comment	AutoInc
<b>Id_RegistroPrVfc</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			AI
<b>SesionPrVfc_PacientePr_Id_PacientePr</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
<b>SesionPrVfc_Id_SesionPrVfc</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			

FechaElaboracion	DATETIME	NN	
Nombre	VARCHAR(100)	NN	
sdrn	VARCHAR(45)		
rmssd	VARCHAR(45)		
pnnx	VARCHAR(45)		
x	VARCHAR(45)		
vlf	VARCHAR(45)		
lf	VARCHAR(45)		
hf	VARCHAR(45)		
lfhf	VARCHAR(45)		
lfnu	VARCHAR(45)		
hfnu	VARCHAR(45)		
ArchivoRegistro	VARCHAR(200)		
x1	INTEGER		UNSIGNED
x2	INTEGER		UNSIGNED
fs	INTEGER		UNSIGNED
<b>IndexName</b>	<b>IndexType</b>	<b>Columns</b>	
PRIMARY	PRIMARY	Id_RegistroPrVfc SesionPrVfc_PacientePr_Id_PacientePr SesionPrVfc_Id_SesionPrVfc	
RegistroPrVfc_FKIndex1	Index	SesionPrVfc_Id_SesionPrVfc SesionPrVfc_PacientePr_Id_PacientePr	

### SesionCmEeg

ColumnName	Data Type	Primary Key	NotNull	Flags	Default Value	Comment	Auto Increment
<b>Id_SesionCmEeg</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			AI
<b>PacienteCm_GrupoSesionCm_Evaluador_Id_Evaluador</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
<b>PacienteCm_GrupoSesionCm_Id_GrupoSesionCm</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
<b>PacienteCm_Id_PacienteCm</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
FechaAdquisicion	DATETIME		NN				
Nombre	VARCHAR(100)		NN				
ArchivoEeg	VARCHAR(100)		NN				
<b>IndexName</b>	<b>IndexType</b>	<b>Columns</b>					
PRIMARY	PRIMARY	Id_SesionCmEeg PacienteCm_GrupoSesionCm_Evaluador_Id_Evaluador PacienteCm_GrupoSesionCm_Id_GrupoSesionCm PacienteCm PacienteCm_Id_PacienteCm					
SesionCmEeg_FKIndex1	Index	PacienteCm_Id_PacienteCm PacienteCm_GrupoSesionCm_Id_GrupoSesionCm PacienteCm					

PacienteCm\_GrupoSesionCm\_Evaluador  
r\_Id\_Evaluador

### SesionCmEog

ColumnName	DataType	Primary Key	NotNull	Flags	Default Value	Comment	AutoIncrement
<b>Id_SesionCmEog</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			AI
<b>PacienteCm_GrupoSesionCm_Evaluador_Id_Evaluador</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
<b>PacienteCm_GrupoSesionCm_Id_GrupoSesionCm</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
<b>PacienteCm_Id_PacienteCm</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
FechaAdquisicion	DATETIME		NN				
Nombre	VARCHAR(100)		NN				
ArchivoEog	VARCHAR(100)		NN				

IndexName	IndexType	Columns
PRIMARY	PRIMARY	Id_SesionCmEog PacienteCm_GrupoSesionCm_Evaluador r_Id_Evaluador PacienteCm_GrupoSesionCm_Id_GrupoSesionCm PacienteCm_Id_PacienteCm
SesionCmEog_FKIndex1	Index	PacienteCm_Id_PacienteCm PacienteCm_GrupoSesionCm_Id_GrupoSesionCm PacienteCm_GrupoSesionCm_Evaluador r_Id_Evaluador

### SesionCmVfc

ColumnName	DataType	Primary Key	NotNull	Flags	Default Value	Comment	AutoIncrement
<b>Id_SesionCmVfc</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
<b>PacienteCm_GrupoSesionCm_Evaluador_Id_Evaluador</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
<b>PacienteCm_GrupoSesionCm_Id_GrupoSesionCm</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
<b>PacienteCm_Id_PacienteCm</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
FechaAdquisicion	DATETIME		NN				
Nombre	VARCHAR(100)		NN				
ArchivoVfc	VARCHAR(100)		NN				

IndexName	IndexType	Columns
PRIMARY	PRIMARY	Id_SesionCmVfc PacienteCm_GrupoSesionCm_Evaluador_Id_Evaluador PacienteCm_GrupoSesionCm_Id_GrupoSesionCm PacienteCm
SesionCmVfc_FKIndex1	Index	PacienteCm_Id_PacienteCm PacienteCm_GrupoSesionCm_Id_GrupoSesionCm PacienteCm PacienteCm_GrupoSesionCm_Evaluador_Id_Evaluador

### SesionPrEeg

ColumnName	DataType	PrimaryKey	NotNull	Flags	Default Value	Comment	AutoInc
<b>Id_SesionPrEeg</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			AI
<b>PacientePr_Id_PacientePr</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
FechaAdquisicion	DATE		NN				
Nombre	VARCHAR(100)		NN				
ArchivoEeg	VARCHAR(100)		NN				

IndexName	IndexType	Columns
PRIMARY	PRIMARY	Id_SesionPrEeg PacientePr_Id_PacientePr
SesionPrEeg_FKIndex1	Index	PacientePr_Id_PacientePr

### SesionPrEog

ColumnName	DataType	PrimaryKey	NotNull	Flags	Default Value	Comment	AutoInc
<b>Id_SesionPrEog</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			AI
<b>PacientePr_Id_PacientePr</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
FechaAdquisicion	DATE		NN				
Nombre	VARCHAR(100)		NN				
ArchivoEog	VARCHAR(100)		NN				

IndexName	IndexType	Columns
PRIMARY	PRIMARY	Id_SesionPrEog PacientePr_Id_PacientePr
SesionPrEOG_FKIndex1	Index	PacientePr_Id_PacientePr

### SesionPrVfc

ColumnName	DataType	PrimaryKey	NotNull	Flags	Default Value	Comment	AutoInc
<b>Id_SesionPrVfc</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			AI
<b>PacientePr_Id_PacientePr</b>	<b>INTEGER</b>	PK	NN	UNSIGNED			
FechaAdquisicion	DATE		NN				
Nombre	VARCHAR(100)		NN				

ArchivoVfc	VARCHAR(100)	NN
<b>IndexName</b>	<b>IndexType</b>	<b>Columns</b>
PRIMARY	PRIMARY	Id_SesionPrVfc PacientePr_Id_PacientePr
SesionPrVFC_FKIndex1	Index	PacientePr_Id_PacientePr

## ANEXO C. INSTALACIÓN HERRAMIENTA ESDRAS 1.0

### REQUISITOS:

- Tener instalado Matlab R2006a o superior.
- Instalar el Jdbc para MySQL (Manejador de base de datos de java).
- Tener instalado MySQL

### REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA (Recomendado):

- Microsoft Windows XP o superior
- Procesador de 1.9 GHz o superior
- 1024 MB de memoria RAM

### INSTALACIÓN

1. Restaurar el backup de la base de datos en MySQL Administrator. Este archivo se encuentra en el CD de instalación de ESDRAS 1.0 con el nombre *EsdrasDB*.
2. En el directorio C:\Archivos de Programa\MATLAB\R2006a\java\jarext pegar el archivo mysql-connector-java-5.1.5-bin, que se encuentra en el CD de instalación.
3. Abrir el archivo classpath.txt que se encuentra en el directorio C:\Archivos de programa\MATLAB\R2006a\toolbox\local y agregarle la siguiente línea al final del documento: \$matlabroot/java/jarext/mysql-connector-java-5.1.5-bin.jar.
4. Ejecutar el instalador de la herramienta ESDRAS 1.0.
5. En la ventana de comandos de Matlab R2006a digitar ESDRAS para empezar a utilizar la herramienta software.

## ANEXO D. FORMATO DE REGISTRO DE ERRORES

Revisor: \_\_\_\_\_

Fecha: \_\_\_\_\_

### Tabla de tipos estándar de errores

Código	Nombre	Descripción
1	Especificación	Errores asociados con especificaciones incorrectas
2	Interacción	Errores en las interacciones entre las diferentes interfaces

### Listado de defectos encontrados

Número de error	Código error	Localización	Descripción del error encontrado
1			
2			
3			
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			
11			

## ANEXO E. FORMATO DE EVALUACIÓN DE LOS PARÁMETROS EOG

**Experto Evaluador:** Ph.D Carlos Arturo Conde Cotes

Parámetro EOG	Considera que el cálculo del parámetro es útil	
	SI	NO
Tiempo total		
Total sacadas		
Razón de sacadas positivas		
Razón de sacadas negativas		
Frecuencia de sacadas positivas		
Frecuencia de sacadas negativas		
Tiempo total de sacadas positivas		
Tiempo total de sacadas negativas		
Porcentaje de área positiva		
Porcentaje de área negativa		
Tiempo en el que ocurre la amplitud máxima		
Amplitud Máxima		
Tiempo en el que ocurre la amplitud mínima		
Amplitud Mínima		

## ANEXO F. FORMATO DE EVALUACIÓN DE LOS PARÁMETROS ECG

Herramienta software comercial: \_\_\_\_\_

Nombre señal analizada: \_\_\_\_\_

Fecha: \_\_\_\_\_

<b>Nombre del parámetro</b>	<b>Parámetro VFC ESDRAS</b>	<b>Parámetro VFC herramienta sw</b>	<b>Error relativo</b>	<b>Error absoluto</b>
SDNN				
R MSSD				
PNN 50				
VLF				
LF				
HF				
LF/HF				
LFnu				
HFnu				


## ANEXO G. FORMATO DE EVALUACIÓN PARA LOS PARÁMETROS EEG

**Experto Evaluador:** Ph.D Carlos Arturo Conde Cotes

Parámetro EEG	Considera que el cálculo del parámetro es útil	
	SI	NO
Media de la amplitud		
Desviación estándar		
Tiempo en el que ocurre la máxima amplitud		
Máxima amplitud		
Integral de la señal / tiempo		
Máxima potencia en la frecuencia		
Frecuencia en la que ocurre la máxima potencia		
Integral del espectro de energía / Número de muestras		

## ANEXO H. FORMATO DE EVALUACIÓN DE SATISFACCIÓN DEL USUARIO FINAL

### FORMATO DE EVALUACIÓN DE SATISFACCIÓN DEL USUARIO FINAL

Usuario: Carlos A. Conde 


Revisión de la presentación de las interfaces			
No. Actividad	Actividad	Valoración	Información Adicional
1	¿Las interfaces tienen los encabezados de título correctos?	5/5	
2	¿Las etiquetas de los campos son claras y representativas?	5/5	
3	¿El tamaño de los campos es el adecuado?	5/5	
4	¿Están los controles habilitados de manera adecuada y corresponden con los botones de función?	5/5	
5	¿Los colores utilizados en las interfaces son agradables a la vista?	5/5	
6	¿Las interfaces tienen la dimensión correcta?	5/5	
7	¿Los campos están alineados de forma correcta?	5/5	

Revisión de funcionalidad			
No. Actividad	Actividad	Valoración	Información Adicional
8	¿La interfaz realiza la función que se necesita?	5/5	

9	¿El usuario es notificado de las acciones que realiza en la herramienta software?	5/5	
10	¿Los datos de la interfaz cambian en forma sincronizada?	5/5	
11	¿Es rápido y fácil el manejo de las interfaces?	5/5	
12	¿El orden de navegación de los campos es el correcto?	5/5	
13	¿Si un informe requiere un tiempo considerable, esto le es notificado al usuario?	5/5	

Revisión de la herramienta software en general			
No. Actividad	Actividad	Valoración	Información Adicional
14	¿La herramienta software es amigable?	5/5	
15	¿La herramienta software es intuitiva (no necesita mucha capacitación para poder utilizarla)?	5/5	
16	¿Utilizaría la herramienta constantemente?	5/5	
17	¿Recomendaría el uso de esta herramienta?	5/5	
18	¿Se siente satisfecho con el producto entregado?	5/5	

Comentarios Adicionales:


Carlos A. Conde 



## ANEXO J. IMÁGENES PRUEBAS VFC

