

**HERRAMIENTA SOFTWARE PARA BRINDAR SOPORTE AL
DIAGNOSTICO DE LA ESQUIZOFRENIA, BASADO EN EL ANALISIS
DE LAS ALTERACIONES DE FUNCIONES MOTORAS DEL OJO**

ROYER FABIÁN RICAURTE PÉREZ

DARÍO JOSÉ DELGADO QUINTERO

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICOMECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA DE SISTEMAS E INFORMÁTICA
BUCARAMANGA**

2008

**HERRAMIENTA SOFTWARE PARA BRINDAR SOPORTE AL
DIAGNOSTICO DE LA ESQUIZOFRENIA, BASADO EN EL ANALISIS
DE LAS ALTERACIONES DE FUNCIONES MOTORAS DEL OJO**

**ROYER FABIÁN RICAURTE PÉREZ
DARÍO JOSÉ DELGADO QUINTERO**

**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

NELSON ENRIQUE LEON MARTINEZ

Ingeniero de sistemas

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICOMECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA DE SISTEMAS E INFORMÁTICA
BUCARAMANGA**

2008

Dedico este logro en mi vida primero que todo a mi Mamá Rosa Elena por haber confiado siempre en mí, a mi novia Nini Johanna por haber sido mi apoyo en gran parte de este proceso, a mis hermanos Diana Catherine, y William Iván que con su presencia lograron darme fuerza para terminar.
A Darío por haber estado a mi lado en este último paso.

Royer Fabián Ricaurte Pérez

Este nuevo paso en el camino de la vida se lo dedico
A mis padres Gloria y Orlando, por su confianza y apoyo incondicional.
A mis tíos Miguel Ángel y Hortensia, Por su paciencia.
A mis primos, Luis Miguel y Diana, Por su compañía.
A Royer, que a pesar de la distancia continuó apoyándome hasta el último
momento.
A Juliana, por su apoyo, compañía y amistad.

Darío José Delgado Quintero

AGRADECIMIENTOS

Queremos expresar nuestro más sincero sentimiento de gratitud a las siguientes personas y entidades, que de manera especial hicieron parte activa de la investigación:

A la Universidad Industrial de Santander, por el aporte al crecimiento académico con sentido social que nos fue inculcado durante nuestra permanencia en la institución.

Al profesor Alfonso Mendoza Castellanos, por sus consejos y su presencia durante el desarrollo del proyecto.

Al profesor Henry Arguello Fuentes, por buscar el crecimiento personal y académico de sus estudiantes.

Al Dr. Alexander Pinzón Amado, médico Psiquiatra, por brindarnos su conocimiento como especialista en el desarrollo del proyecto.

A Nelson Enrique por habernos permitido continuar con su trabajo de grado y habernos acompañado como tutor y compañero en nuestra investigación.

A los integrantes del Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica, por su compañía y charla que hacen del trabajo investigativo una tarea agradable.

RESUMEN

TÍTULO: HERRAMIENTA SOFTWARE PARA BRINDAR SOPORTE AL DIAGNOSTICO DE LA ESQUIZOFRENIA, BASADO EN EL ANALISIS DE LAS ALTERACIONES DE FUNCIONES MOTORAS DEL OJO.*

AUTORES:

ROYER FABIÁN RICAURTE PÉREZ, DARÍO JOSÉ DELGADO QUINTERO**

PALABRAS CLAVES: ELECTROOCULOGRAFÍA, SEÑAL ELECTROOCULOGRAFICA, MOVIMIENTO SACÁDICO, ESQUIZOFRENIA, MOVIMIENTO ANTISACÁDICO, TRANSFORMADA DE WAVELET, CARACTERIZACIÓN, FILTRADO, BONDAD Y AJUSTE, REDES NEURONALES.

El presente trabajo estuvo constituido por dos partes. La primera de ellas la profundización en un estudio de casos y controles en señales EOG pertenecientes a pacientes esquizofrénicos, en el cual se profundizó un poco más en el estudio de la posible asociación entre la alteración de los movimientos oculares sacádicos y la esquizofrenia. Implementando un clasificador de señales teniendo en cuenta el parámetro de la latencia el cual difiere entre pacientes sanos y pacientes esquizofrénicos. La segunda parte fue el diseño e implementación de una herramienta software para el seguimiento de pacientes esquizofrénicos por medio del análisis de los parámetros que se pueden obtener de una señal EOG y de las demás anotaciones que puede realizar un especialista medico para un paciente con esta patología.

Se realizó el estudio con la información existente en la base de datos de una investigación previa en la cual se recopilaron señales EOG

* Trabajo de Investigación

** Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingeniería de Sistemas e Informática. Henry Arguello fuentes Mpe.

pertenecientes a 50 pacientes con diagnóstico clínico de esquizofrenia (casos) y 48 pacientes sanos (controles).

Se realizaron los estudios estadísticos al parámetro de la latencia lo cual permitió conocer las características de este parámetro para las dos poblaciones de estudio y se implementó un clasificador con la ayuda de las redes neuronales el cual permite hacer una discriminación de señales EOG con respecto a parámetros de latencia normales o latencias anormales.

Con lo cual permite mostrar que hay diferencias significativas en las medidas de la latencia que se toman de pacientes sanos y pacientes con esquizofrenia.

ABSTRACT

TITLE: SOFTWARE TO OFFER SUPPORT TO THE SCHIZOPHRENIA'S DIAGNOSIS, BASED ON THE ANALYSIS OF THE ALTERATIONS OF EYE'S MOTORBOATS FUNCTIONS.¹

AUTHORS:

ROYER FABIÁN RICAURTE PÉREZ, DARÍO JOSÉ DELGADOQUINTERO**

KEY WORDS: ELECTROOCULOGRAPHY, ELECTROOCULOGRAPHY SIGN, SACCADIC MOVEMENT, SCHIZOPHRENIA, ANTISACCADIC MOVEMENT, WAVELET TRANSFORM, CHARACTERIZATION, FILTERED, KINDNESS AND ADJUSTMENT, NEURAL NETWORK.

The present work was constituted in two parts. The first of them the deepening in one study of cases and controls in EOG signals belonging to patients schizophrenics, which it was deepened a little more in the study of the possible association between the alteration of saccadic eye's movements and the schizophrenia. Implementing a classifier of signs considering the parameter of latency that differs among healthy patients and schizophrenic patients. The second part was the design e implementations of the software tool for the schizophrenic's patients follow-up by means of analysis of parameters that can be obtain of one signal EOG and the other annotations that can realize a medicals specialist for a patient whit this pathology.

the study was realize whit the information existents in the data base of a preview investigation in which was recompiles EOG signals belonging to

¹ Research Works

** Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingeniería de Sistemas e Informática. Henry Arguello fuentes Mpe.

50 patients with clinic diagnosis of schizophrenic (cases) and 48 healthy (controls).

The studies were made statistics of latency parameter which permit know the characteristics of this parameter for the two study populations and implements a classifier with the help of the neural networks who permit to do a discrimination of EOG signals with respect to normal latencies or abnormality latencies.

With this permit show that exists significant differences in the measures of latency that take the healthy patients and schizophrenic patients.

CONTENIDO

INTRODUCCIÓN	19
1. PRESENTACIÓN DEL PROYECTO	20
1.1. OBJETIVO GENERAL	20
1.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	20
1.3. JUSTIFICACIÓN	21
1.4. ANTECEDENTES	22
1.5. ALCANCES	24
2. LA ESQUIZOFRENIA	25
2.1. ¿QUE ES LA ESQUIZOFRENIA?	25
2.2. CAUSAS DE LA ENFERMEDAD	27
2.2.1. Factores bioquímicos	27
2.3. SÍNTOMAS	30
2.3.1. Síntomas positivos	30
2.3.2. Síntomas negativos	31
2.4. CÓMO SE DIAGNOSTICA	31
2.5. TRATAMIENTOS	32
3. TIPOS DE MOVIMIENTOS OCULARES	34
3.1. PARÁMETROS DEL MOVIMIENTO SACÁDICO	35
4. ALTERACIONES DEL SISTEMA OCULOMOTOR EN LA ESQUIZOFRENIA	38
5. ELECTROOCULOGRAFÍA (EOG)	40
5.1. CARACTERÍSTICAS DE LA SEÑAL ELECTROOCULOGRÁFICA	42
5.1.1. Toma de la señal electrooculográfica	43
5.2. RECORRIDOS PARA LA CAPTURA DE LAS SEÑALES EOG	45
6. TRATAMIENTO DE LA SEÑAL EOG	47
6.1. FILTRADO DE LA SEÑAL EOG	48
6.1.1. Algoritmo de Parks-McClellan	50
6.1.2. Utilización del Algoritmo de Parks-McClellan en el Filtrado de Señales EOG	51
6.1.3. Resultados del método de filtrado	53
6.2. CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL EOG	54
6.2.1. La transformada de Wavelet	54
6.2.2. La transformada de Wavelet discreta	55

6.2.3.	Caracterización de la señal electrooculográfica utilizando wavelet	57
6.2.3.1.	Regiones críticas de la señal	58
6.2.3.2.	Wavelet discreta aplicada a señales EOG.	58
7.	ESTUDIO PARA LAS LATENCIAS	63
7.1.	CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA	63
8.	CLASIFICACIÓN DE LA LATENCIA	67
8.1.	CLASIFICACIÓN	67
8.2.	CLASIFICACIÓN DE LA SEÑAL EOG DE ACUERDO AL PARÁMETRO DE LA LATENCIA	68
8.3.	PRUEBA DE HIPÓTESIS	71
8.3.1.	Prueba de bondad y ajuste	72
8.3.2.	Prueba de Smirnov-Kolmogorov (S-K)	73
8.3.3.	Pruebas de bondad y ajuste sobre cada recorrido	74
8.4.	LA DISTRIBUCIÓN NORMAL	78
8.5.	INTERVALO DE CONFIANZA PARA LA MEDIA DE UNA MUESTRA	79
8.5.1.	Distribución Z ó distribución t	80
8.6.	INTERVALOS DE CONFIANZA PARA LOS RECORRIDOS	81
8.7.	REDES NEURONALES COMO CLASIFICADOR	92
8.7.1.	Redes neuronales artificiales (RNA)	92
8.7.1.1.	Neuronas artificiales	93
8.7.1.2.	Redes neuronales	94
8.7.1.2.1.	El perceptrón multicapa	95
8.7.2.	Clasificadores	96
8.7.2.1.	Características generales	96
8.7.2.2.	Arquitectura común a todos los recorridos	97
8.7.2.2.1.	Resultados obtenidos de la clasificación individual por recorrido	99
8.7.2.2.2.	Clasificador Completo	102
8.7.2.2.3.	Resultado de la clasificación de las poblaciones	104
9.	DESARROLLO DEL SOFTWARE EOG-PHRENOS	107
9.1.	PROTOTIPO No. 1	108
9.2.	PROTOTIPO No. 2	108
9.3.	PROTOTIPO No. 3	109
9.4.	PROTOTIPO No. 4	110
9.5.	HERRAMIENTA SOFTWARE EOG-PHRENOS	110
9.5.1.	La herramienta debe lograr los siguientes alcances	111

9.5.2.	Diagramas de casos de uso	113
9.6.	DISEÑO DE LA BASE DE DATOS	117
9.7.	DIAGRAMAS DE FLUJO DEL SOFTWARE	118
9.7.1.	Diagrama general de la herramienta EOG-PHRENOS	119
9.7.2.	Diagrama de flujo de datos en la herramienta EOG-PHRENOS	120
9.8.	ASPECTOS PRINCIPALES DE LA INTERFACE GRÁFICA DE USUARIO	121
9.9.	APROXIMACIÓN A UN ALMACÉN DE COMPONENTES	122
	CONCLUSIONES	127
	RECOMENDACIONES	129
	BIBLIOGRAFÍA	130
	ANEXOS	133

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Relación serotonina-dopamina	29
Figura 2. Parámetros del movimiento sacádico	35
Figura 5. Elementos para la toma de la señal	43
Figura 6, a) El electro estimulador, b) Distribución de leds en el electro estimulador	45
Figura 7. Proceso de tratamiento de la señal EOG	47
Figura 8. Amplitud de la respuesta típica de un filtro FIR pasa bajo	48
Figura 9. Filtrado con Equirriple	53
Figura 10. Descomposición de coeficientes de aproximación y detalle	56
Figura 11. Diezmado de los coeficientes resultantes de la descomposición, Pasa bajo, Pasa alto	56
Figura 12. Proceso de descomposición y reconstrucción de la transformada de wavelet discreta	57
Figura 13. Inicio y fin de una sacada	58
Figura 14. Componentes de detalle y aproximación de una señal EOG	59
Figura 15. a) Componentes de detalle umbralizados, b) Sacadas y componentes de detalle umbralizados	61
Figura 16. Comportamiento para el parámetro de la latencia las dos poblaciones de estudio (casos y controles) para los recorridos ANT10 y ANT20	71
Figura 17. Familia de normales.	78
Figura 18. Escoger entre distribución Z o distribución t.	81
Figura 19. Distribuciones de probabilidad para casos y controles en antisacadas.	82
Figura 20. Distribución de los datos experimentales	83
Figura 21. Intervalo de confianza entre casos controles para ANT10	84
Figura 23. Ángulos de 55 y 70 grados para el recorrido R1V4	86
Figura 24. Ángulos de 50 y 60 grados para el recorrido R1V4	86
Figura 25. Ángulo de 65 grados para el recorrido R1V4	87
Figura 26. Correlación intervalo de confianza y ángulo para el recorrido R1V4	88
Figura 27. Segundo ángulo de 20 grados para el recorrido R4V4S	89
Figura 28. Primer ángulo de 30 grados para el recorrido R4V4S	90
Figura 29. Correlación intervalos de confianza y ángulos para el recorrido R4V4S	91
Figura 30. a) Neurona biológica, b) neurona artificial	93
Figura 31. Configuración de una red neuronal	94
Figura 32. Relación entre aproximación y número de capas ocultas	95
Figura 33. Neurona modelo	98

Figura 34. Red Global	103
Figura 35. Resultados red ANT10, ANT20, R1V4, R4V4S.	104
Figura 36. Resultados del clasificador global.	106
Figura 37. Proceso de evaluación de prototipos	107
Figura 37. Diagrama de casos de uso	115
Figura 38. Diagrama de casos de uso	116
Figura 39. Diseño de la base de datos	117
Figura 40. Diagrama lógico de la herramienta EOG-PHRENOS	119
Figura 41. Flujo de datos en la herramienta EOG-PHRENOS	120
Figura 42. Aspectos principales de la interface gráfica de usuario	121
Figura 43. Frentes de trabajo reutilizables en electrooculografía	125
Figura 44. Componente par EOG	126

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Subtipos de esquizofrenia	26
Tabla 2. Secuencias predefinidas	45
Tabla 3. Recorrido R1V4	65
Tabla 4. Recorrido R4V4S	65
Tabla 5. Recorrido ANT10	65
Tabla 6. Recorrido ANT20	66
Tabla 7. Relación entre los recorridos y ángulos de sacadas que dan positivo en la prueba de anova en la diferencia entre dos poblaciones (casos y controles)	69
Tabla 8. Resultados de la prueba de Smirnov-Kolmogorov	75
Tabla 9. Parámetros para las distribuciones normales teóricas obtenidas de la prueba de bondad y ajuste.	77
Tabla 10. Arquitectura de las redes implementadas	99
Tabla 11. Aproximación de la red neuronal para los recorridos ANT10 y ANT20	100
Tabla 12. Clasificación realizada por las ecuaciones 17 y 19	101
Tabla 13. Rendimiento de la red R1V4	101
Tabla 14. Rendimiento de la red R4V4S	101
Tabla 15. Arquitectura de la red Global	103
Tabla 16. Resultados obtenidos del clasificador global	103
Tabla 17. Usuarios de la herramienta	113
Tabla 18. Funciones reutilizables.	125

LISTADO DE ANEXOS

ANEXO A._DIAGRAMA GENERAL EOG-PHRENOS	134
ANEXO B._DOCUMENTACIÓN DEL CÓDIGO FUENTE PARA EL ALGORITMO MATEMÁTICO	135

INTRODUCCIÓN

Hoy en día, con los avances científicos, se puede prevenir algunos fenómenos y cambiar la realidad. Proyectos de investigación que integran diferentes ramas del conocimiento y la tecnología permiten a los profesionales de diferentes áreas utilizar la experticia de diferentes personas concentradas en herramientas informáticas especializadas en problemas específicos del mundo real. Tal es el caso de técnicas como la electrooculografía (EOG), la cual registra diferencias de potencial eléctrico generado en el ojo humano; técnica que tiene diversas aplicaciones médicas, entre ellas se encuentran algunas en la psiquiatría como herramienta para brindar soporte al diagnóstico y tratamiento de la esquizofrenia.

El proyecto que se presenta a continuación está constituido por tres partes básicas: la primera de ellas, tratad de verificar si es posible realizar una clasificación individual de las señales EOG, partiendo de información obtenida en un estudio de casos (pacientes con diagnóstico de esquizofrenia) y controles (personas sin diagnóstico de esquizofrenia). La segunda parte la constituye una herramienta software que permite el filtrado y segmentación de señales EOG, además del tratamiento adecuado a la información que arroja este proceso. La tercera parte es el diseño de un sistema de información que permite hacerle seguimiento en el tiempo a una serie de señales EOG y sus respectivas mediciones para un paciente en particular.

Al culminar este proyecto se espera demostrar una vez más la importancia de la interdisciplinaridad, pues es esta la que permite desarrollar avances significativos en el conocimiento y la tecnología.

1. PRESENTACIÓN DEL PROYECTO

1.1. OBJETIVO GENERAL

Diseñar e implementar algoritmos adecuados que permitan a partir de un examen electrooculográfico discriminar alteraciones de las funciones motoras del ojo, relacionadas con la posible presencia de la esquizofrenia.

1.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Desarrollar y mejorar algoritmos matemáticos para el tratamiento de la señal electrooculográfica (EOG), así como los componentes de análisis estadísticos y de discriminación de dichas señales.

Desarrollar un clasificador que permita a través de la señal EOG diferenciar entre un paciente sano y uno enfermo de esquizofrenia.

Crear un almacén de componentes de software en el cual se encuentren referenciadas y documentadas funciones involucradas en el proceso de caracterización de señales electrooculográficas.

Diseñar la estructura de una base de datos adjunta al repositorio principal que sirva como alojamiento a los datos personales y señales EOG pertenecientes a los familiares de los pacientes que tienen un diagnóstico confirmado de esquizofrenia para la realización de estudios futuros.

Desarrollar una herramienta software que integre los algoritmos de caracterización de la señal, el nuevo módulo de clasificación, el nuevo repositorio.

1.3. JUSTIFICACIÓN

En la actualidad el área de la electrooculografía es una rama de la bioingeniería sobre la cual, no se tienen avances significativos en el país y la Universidad Industrial de Santander se está convirtiendo en una de las entidades pioneras en el desarrollo de estudios y trabajos en este campo.

Con el objetivo de seguir avanzando en la búsqueda de nuevas aplicaciones de la electrooculografía como herramienta tecnológica y científica de apoyo al proceso de diagnóstico de enfermedades neurooftalmológicas, se pretende realizar un software que permita implementar la información recopilada en investigaciones previas, reflejándose ésta en la obtención de una herramienta que pueda brindar un soporte al diagnóstico de la esquizofrenia.

Por otra parte, la esquizofrenia es una de las enfermedades más frecuentes en todo el mundo, con una prevalencia aproximada del 1% en la población mundial, y cuyos costos económicos, sociales, familiares y de salud pública son muy altos:

- Costos de tratamiento de la enfermedad.
- Costos por discapacidad de la persona.
- Según la OMS, es una de las principales enfermedades que produce pérdida de años potenciales de vida a causa de la discapacidad en que se halla el paciente.
- Elevada tasa de mortalidad (casos de suicidio como resultado de la enfermedad).

Actualmente no existe una prueba o examen para diagnosticar en forma temprana la enfermedad. Los estudios que se han realizado sugieren que

al detectar las alteraciones de los movimientos oculares, permitiría identificar tempranamente a sujetos en riesgo de sufrir esquizofrenia.

1.4. ANTECEDENTES

A mediados del siglo XIX se descubrió la existencia de potenciales electrofisiológicos generados en el ojo, y desde esa época se han realizado experimentos con el objetivo de obtener un registro gráfico de éstos. La metodología actual para de obtener estos registros son los sistemas electrónicos apoyados en el uso de computadores.

La utilización de los registros electrofisiológicos está orientada al diagnóstico de enfermedades del sistema ocular y recientemente en la asociación entre alteraciones del sistema óculo-motor con la presencia de enfermedades mentales.

El presente es el tercer trabajo orientado a la investigación en electrooculografía desarrollado en el Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica (GIIB) de la Universidad Industrial de Santander. En el primer trabajo denominado **“ALGORITMO COMPUTACIONAL QUE PERMITA CARACTERIZAR Y ANALIZAR LOS PARÁMETROS DE LA SEÑAL ELECTROOCULOGRÁFICA DEL MOVIMIENTO SACÁDICO EN PERSONAS SANAS DEL ÁREA METROPOLITANA DE BUCARAMANGA”**² se realizó un estudio con el fin de caracterizar y de estandarizar valores de algunos parámetros de la señal electrooculográfica, para un ángulo de desplazamiento visual de 20°.

² SAAVEDRA, A y VILLAR, J. Algoritmo computacional que permita caracterizar y analizar los parámetros de la señal electrooculográfica del movimiento sacádico en personas sanas del área metropolitana de Bucaramanga. Bucaramanga 2004. 101 p.

Además se presentó una exploración básica de los parámetros de la señal electrooculográfica en pacientes internos en el Hospital Psiquiátrico San Camilo de Bucaramanga, para el cual no se definió un protocolo clínico a seguir.

El segundo trabajo denominado **“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”**³ se realizó un estudio con el fin de encontrar relaciones entre alteraciones en los movimientos oculares sacádicos y la presencia de la esquizofrenia.

Además se mejoraron los algoritmos de filtrado y caracterización de la señal electrooculográfica y se desarrolló una herramienta para el estudio estadístico de la señal electrooculográfica.

En cuanto a la asociación entre alteración de movimientos oculares y la presencia de esquizofrenia, dentro de la literatura se presentan artículos en los que se muestran resultados de estudios similares al que se plantea como aplicación en este proyecto.

Los resultados de los estudios en mención, presentan algunas diferencias en las señales electrooculográficas de pacientes con diagnóstico de esquizofrenia frente a las señales de personas que no poseen la enfermedad.

³ Blanco, M y León, M. 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. 160 p.

1.5. ALCANCES

Dentro de los alcances de este proyecto se encuentran, entre otros, la implementación de algoritmos matemáticos que permitan optimizar los ya existentes en la caracterización de las señales electrooculográficas las cuales permiten automatizar aun mas los procesos de obtención de información de estas señales.

La medición de las características de los datos correspondientes al parámetro de la latencia para la elaboración de un clasificador que permita identificar los problemas en las funciones motoras del ojo asociadas a la posible presencia de esquizofrenia en una persona.

La elaboración de un sistema de información, que permita, llevar el seguimiento de un tratamiento farmacológico y de las mediciones que se pueden obtener de un electrooculograma a lo largo de un tiempo determinado para un paciente en particular.

2. LA ESQUIZOFRENIA

2.1. ¿QUE ES LA ESQUIZOFRENIA?

La esquizofrenia es una de las enfermedades mentales más serias que ocasionan una gran perturbación en las relaciones sociales, familiares y labores de las personas que la sufren, que se inicia generalmente en la adolescencia, que tiene tendencia a evolucionar hacia la cronicidad y para la cual no existe un tratamiento curativo en la actualidad, lográndose únicamente una remisión de los síntomas con el uso de antipsicóticos.⁴

La Clasificación Internacional de las Enfermedades (CIE) de la Organización Mundial de la Salud ofrece la siguiente descripción de la esquizofrenia:

“Los trastornos esquizofrénicos se caracterizan por distorsiones fundamentales y típicas de la percepción, del pensamiento y de las emociones.

En general, se conserva tanto la claridad de la conciencia como la capacidad intelectual, aunque con el paso del tiempo pueden presentarse déficits cognoscitivos. El enfermo cree que sus pensamientos, sentimientos y actos más íntimos son conocidos o compartidos por otros, y pueden presentarse ideas delirantes en los actos y pensamientos del individuo afectado.

Son frecuentes las alucinaciones, especialmente las auditivas, pero también suelen presentarse otros trastornos de la percepción: los colores pueden parecer excesivamente vívidos y detalles irrelevantes de hechos

⁴ <http://www.binasss.sa.cr/poblacion/esquizofrenia.htm>

cotidianos pueden parecer más importantes que la situación u objeto principal.

El pensamiento se vuelve más vago, elíptico, oscuro, y su expresión verbal es a veces incomprensible. Las características de la afectividad son: la superficialidad, su carácter caprichoso y la incongruencia. La ambivalencia y el trastorno de la voluntad se manifiestan como inercia, negativismo o estupor. Pueden presentarse también síntomas catatónicos."

La necesidad de poder diagnosticar la esquizofrenia con exactitud en ámbitos y culturas muy diferentes ha impulsado la elaboración de unos criterios específicos para identificar esta enfermedad⁵.

La clasificación diagnóstica de la CIE-10 de la Organización Mundial de la Salud establece cuatro subtipos de esquizofrenia. Ver tabla 1:

Tabla 1. Subtipos de esquizofrenia

CIE-10 Los cuatro principales subtipos de esquizofrenia			
Subtipo	Sistemas afectados	Síntomas característicos	Comentarios
Paranoide	Pensamiento, percepción	Delirios (sobre todo de persecución)	El subtipo más común
Hebefrénica (desorganizada)	Emociones, voluntad	Afectividad inapropiada, simpleza, trastornos formales del pensamiento, fragmentación mental	Comienza en la adolescencia
Catatónica	Voluntad, actividad motora	Estupor, agitación, posturas extrañas, amaneramiento, negativismo	Cada vez más raro
Simple	Voluntad,	Retraimiento social,	Comienzo insidioso

⁵ http://www.esquizofreniabrelaspuestas.com/esquizofrenia/que_es.htm

	personalidad	aplanamiento emocional, pobreza de ideas, disminución de los impulsos y la motivación	de problemas del comportamiento
--	--------------	---	---------------------------------

El término de esquizofrenia fue introducido por el psiquiatra suizo Bleuler en 1911. Pero este trastorno ya fue identificado por el psiquiatra alemán Kraepelin en 1896 bajo el nombre de "demencia precoz", queriendo significar que las personas afectadas, necesariamente sufren graves deterioros cognitivos y de comportamiento, similar es a las demencias experimentadas por algunas personas ancianas, pero en este caso se daría en una edad juvenil.

Sin embargo, Bleuler observó que no era así en todos los casos y consideró más apropiado dar el nombre de esquizofrenia como una escisión en la asociación de ideas o como una retirada de la realidad y la vida social. El término de esquizofrenia en sí significa "mente partida".

2.2. CAUSAS DE LA ENFERMEDAD

Aunque aún no se sabe con certeza la causa definitiva de la esquizofrenia, su presencia se atribuye a los siguientes factores:

2.2.1. Factores bioquímicos

Las personas esquizofrénicas tienen una alteración en sus niveles de dopamina y serotonina, las cuales son sustancias neuro-trasmisoras que están presentes en la neuronas y tienen la tarea de permitir la comunicación entre las mismas.

Principalmente se puede presentar un aumento de la dopamina, una falla en su eliminación o un exceso de receptores dopaminérgicos y su consecuencia es la presencia de síntomas positivos ya que debido a la excesiva presencia de esta sustancia, las neuronas transmiten una información incorrecta o alterada de lo que la persona percibe de su alrededor.

Tanto la dopamina como la serotonina están encargadas de que las neuronas transmitan a la persona las sensaciones de alegría, tristeza, cansancio, nerviosismo, miedo, entre otras. La serotonina también tiene por función regular las horas de trabajo y de sueño del cuerpo humano.⁶

La dopamina en particular se encuentra en las neuronas dopaminérgicas, las cuales están en el mesen-céfalo originando el sistema nigroestriado, el cual está implicado en el control del movimiento.

Las neuronas dopaminérgicas también están presentes en la región ventral tegmental y desde allí envían proyecciones a la corteza frontal y al lóbulo límbico, conformando los circuitos meso-cortical y meso-límbico respectivamente. Tales circuitos intervienen en la modulación del afecto, el comportamiento y la cognición, y su mal funcionamiento está muy relacionado con la aparición de síntomas psicóticos.⁷

La dopamina y la serotonina están estrechamente ligadas. Experimentalmente se ha demostrado la existencia de fibras serotoninérgicas que inhiben la liberación de la dopamina, mediante los

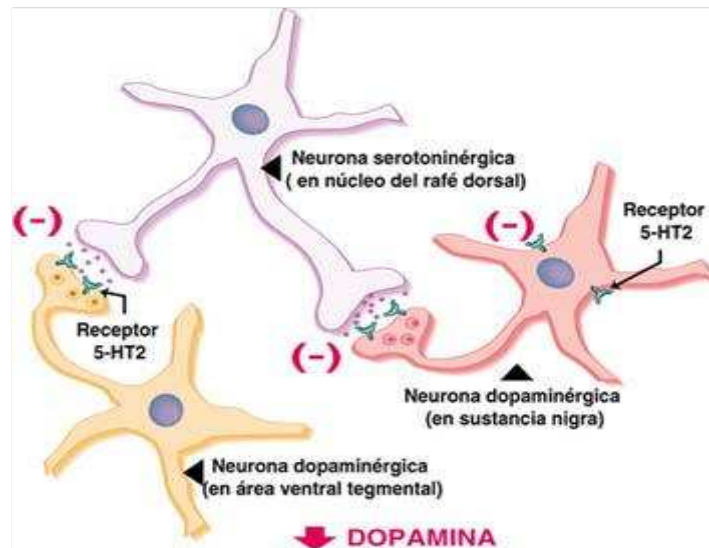
⁶ En <http://aula.el-mundo.es/aula/noticia.php/2004/05/20/aula1084984374.html>

⁷ En <http://www.iladiba.com/upr/1997/No71997/htm/esquiz2.asp>

receptores 5-HT2 que están ubicados en el soma y axón terminal de las neuronas dopaminérgicas. Ver figura 1.

Es decir, la presencia de serotonina regula la producción de la dopamina, y se sabe que la disminución de la serotonina trae como consecuencia síntomas depresivos, además de problemas con el control de la ira, desordenes obsesivos-compulsivos, el suicidio, el incremento del apetito y trastornos en los ciclos del sueño. Las sustancias como el LSD (ácido lisérgico) a la cual algunas personas se hacen adictas, ocasionan una disminución de la serotonina, con lo cual se presenta un aumento en la producción de dopamina al no estar presente la serotonina para controlar dicha producción.^{8 9}

Figura 1. Relación serotonina-dopamina¹⁰



⁸ En <http://www.psicologia-online.com/ebooks/general/neurotransmisores.htm>.

⁹ En <http://www.iladiba.com/upr/1997/No71997/htm/esquiz2.asp>

¹⁰ Ibid

Drogas como la cocaína, la heroína, la marihuana, el alcohol y la nicotina del cigarrillo, disminuyen la recaptura de dopamina en el cerebro, de ahí la sensaciones delirantes o de placidez que experimentan las personas adictas a las sustancias mencionadas.

Si el aumento en la cantidad de dopamina ocasiona síntomas Psicóticos, su disminución en las áreas motoras del cerebro también trae consigo la aparición de la enfermedad de Parkinson, esta se caracteriza por la presencia de temblor, rigidez y enlentecimiento motor.

2.3. SÍNTOMAS

Los pensamientos, sentimientos y conductas del paciente con esquizofrenia están en parte desconectados unos de otros, de forma que lo que la persona dice puede no guardar relación con lo que siente o hace, o lo que hace puede contrastar con lo que dice o siente. Esto es más fácil de ilustrar mediante la descripción de los síntomas. Los síntomas de la esquizofrenia se dividen en dos grandes grupos: los síntomas positivos, que son experiencias anormales, y los síntomas negativos, que son más la ausencia de conductas normales.

2.3.1. Síntomas positivos

Los síntomas positivos consisten en aquello que el paciente hace o experimenta y que las personas sanas no suelen presentar, como los delirios, las alucinaciones y las conductas extravagantes.

En las fases agudas de la enfermedad, la excitación de los sentidos provoca trastornos en el cerebro, por lo que el paciente ve, oye, huele o siente cosas que no existen. Esta percepción provoca miedo en el enfermo, que puede tener delirios de ser perseguido o espiado. Las

conexiones lógicas del pensamiento se pierden y el discurso resulta incoherente.

2.3.2. Síntomas negativos

Por síntomas negativos se entiende aquello que el paciente deja de hacer y que los individuos sanos suelen realizar cotidianamente como pensar con fluidez y con lógica, experimentar sentimientos hacia las personas y las cosas, y tener voluntad para emprender las tareas cotidianas¹¹.

2.4. CÓMO SE DIAGNOSTICA

Es necesario descartar otras enfermedades para llegar a un diagnóstico correcto. Algunas veces síntomas mentales graves e incluso psicosis se deben a trastornos médicos que no han sido detectados. Por esta razón, el médico obtiene el historial médico del paciente, incluyendo la historia de la evolución de la enfermedad. Con este fin también, el médico conduce un examen físico y obtiene análisis de laboratorio. Estos procedimientos son necesarios para descartar otras causas posibles antes de concluir que se trata de esquizofrenia. Además, dado que el uso de drogas ilegales es común y que algunas pueden causar síntomas parecidos a los de la esquizofrenia, a veces el médico pide análisis de sangre u orina para detectar la presencia de drogas. Dichos análisis pueden ser pedidos tanto en el hospital como en el consultorio médico.

Varias enfermedades psiquiátricas se pueden presentar en forma parecida. Por esto inicialmente a veces es difícil distinguir la esquizofrenia

¹¹ <http://www.esquizofreniaabrelaspuertas.com/esquizofrenia/sintomas.htm>

de otros trastornos mentales. Por ejemplo, algunas personas con síntomas de esquizofrenia también presentan una alteración extrema y prolongada de su estado de ánimo. Es decir, tienen un estado afectivo muy elevado o bajo, y esta alteración persiste por mucho tiempo. Es necesario determinar si dichos pacientes tienen esquizofrenia, o si se trata de un trastorno maníaco-depresivo (o bipolar) o de un trastorno depresivo mayor. Las personas cuyossíntomas no pueden clasificarse claramente a veces reciben el diagnóstico de "trastorno esquizoafectivo"¹².

2.5. TRATAMIENTOS

Por lo general, y al igual que las otras enfermedades mentales, la esquizofrenia se trata con una combinación de terapias, creadas especialmente de acuerdo a los síntomas y necesidades del paciente.

El mejor tratamiento para la esquizofrenia es la administración de medicamentos antipsicóticos bajo la supervisión de un psiquiatra, ya que la enfermedad se relaciona con un desequilibrio bioquímico. Estos medicamentos reducen las alucinaciones, los delirios y los pensamientos revueltos, pero muy pocos tratan adecuadamente el aislamiento social y la apatía característica de la esquizofrenia.

Como ocurre con todos los medicamentos, las medicinas antipsicóticas tienen efectos secundarios. Algunos desaparecen con el tiempo, como sequedad en la boca, vértigo, somnolencia y estreñimiento.

¹² <http://www.nimh.nih.gov/health/publications/spanish/esquizofrenia/summary.shtml>

Otros efectos son agitación, temblores, espasmos musculares, calambres y rigidez. Un efecto secundario irreversible es la diskinesia, que causa movimientos anormales en la boca, cara y luego en los brazos y piernas.

Muchos de estos efectos secundarios pueden atenuarse o evitarse cuando se los reporta al psiquiatra. No se debe dejar de tomar los medicamentos de golpe, aumentar las dosis o tomar otros medicamentos al mismo tiempo sin consultar con el médico. Dichos cambios podrían causar una recaída u otros problemas serios.

Los medicamentos se recetan a través de la etapa de remisión de la enfermedad para prevenir una recaída. A pesar de que una recaída puede ocurrir aún cuando se están tomando los medicamentos, éstos mismos brindan la mejor protección contra una recaída en el futuro.

La psicoterapia y otras terapias de apoyo abordan las respuestas emocionales y prácticas a estas enfermedades y típicamente se recomiendan paralelamente la medicación.

3. TIPOS DE MOVIMIENTOS OCULARES

Hay dos tipos de movimientos que coordinan la visión cuando se trata de seguir objetos que se mueven sobre un mismo plano frente al paciente y que no experimenta cambios de profundidad. Los movimientos rápidos o sacádicos (MOR) y los movimientos oculares lentos o de seguimiento (MOL)¹³.

Los movimientos oculares sacádicos o MOR (movimientos oculares rápidos) regulan los movimientos que el ojo efectúa para buscar objetos nuevos en su campo visual. Son desplazamientos angulares muy rápidos donde los ojos se mueven en una serie de pequeños y entrecortados movimientos de tipo espasmódico. El inicio de estos movimientos puede ser un estímulo visual o realizarse de forma espontánea. Pueden ser movimientos voluntarios, como cuando se lee, o involuntarios, como cuando entra un objeto de repente en el campo visual.

Los movimientos oculares de seguimiento o MOL (movimientos oculares lentos) forman un sistema de persecución uniforme. Se trata de movimientos uniformes que coordinan la posición del objeto con el punto de máxima percepción focal de la retina (fóvea) ajustando la posición y velocidad del ojo con la trayectoria y velocidad del objeto. En este tipo de movimientos intervienen los MOR para compensar rápidamente posibles errores de enfoque. La velocidad de este tipo de movimientos no es voluntaria y dependerá del objeto, ajustando de forma refleja.

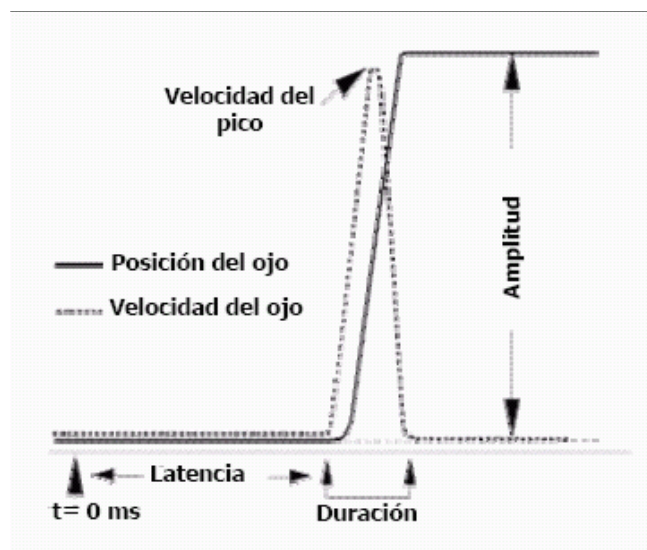
Para la realización de este proyecto interesa el estudio de los movimientos sacádicos oculares (MOR), este tipo de movimiento cuenta con una serie de parámetros que se pueden medir.

¹³ Existe un tercer movimiento que es el de vergencia que regula el grado de convergencia de los ejes visuales para mantener centrado el objeto cuando éste se mueve en profundidad sobre el campo visual, alejándose o acercándose. Pero este movimiento no es de interés ya que no se involucra en el estudio de la esquizofrenia.

3.1. PARÁMETROS DEL MOVIMIENTO SACÁDICO

Este tipo de movimiento posee ciertos parámetros que son característicos y que se pueden medir:

Figura 2. Parámetros del movimiento sacádico¹⁴



Amplitud: Determina el tamaño de la sacada y usualmente se da en grados o minutos de arco. La relación existente entre la amplitud en grados por cada milivoltio en el cambio de potencial entre la córnea y la retina, no es la misma para todas las personas, aunque el rango puede variar entre 5 y 20 μ V/grado; algunas personas tienen un cambio de potencial menor que el de otras al hacer el mismo cambio en el desplazamiento de la mirada, sin que eso signifique que haya presencia de alguna anomalía visual en ninguna de las personas. Lo que se puede determinar es que hay una relación lineal entre el desplazamiento de la mirada en grados y la amplitud en milivoltios. Hallar esta relación es

¹⁴ Ibid

importante ya que es la que determina si las sacadas alcanzan la amplitud que se desea o si es más corta o más larga.

Gain o Ganancia: Es la relación existente entre la amplitud que obtiene una sacada y la amplitud deseada. Si esta relación es menor que 1 se dice la sacada es hipométrica, o que es más pequeña de lo que debería ser, mientras que si es mayor que 1 se dice que es hipermétrica, es decir, que es más grande de lo que se desea.

Duración: Es el tiempo que se demora la persona en la realización de la sacada. La duración de una sacada depende de su magnitud y su duración media oscila entre 30 y 120 milisegundos. Lo mismo que sucede con la amplitud en milivoltios, también se puede determinar una relación existente entre la amplitud alcanzada en grados y la duración de la sacada, que esta aproximadamente dada por la ecuación 1.¹⁵

$$T=2.2A^0+21 \quad (1)$$

Donde T es el tiempo de duración de la sacada en milisegundos y A⁰ es la amplitud en grados.

Velocidad pico: Es la máxima velocidad alcanzada durante la realización de la sacada. La velocidad de estos movimientos se encuentra entre los 20°/segundo y los 700°/segundo.

Latencia: es el tiempo que hay entre la aparición de un estímulo y el inicio de la sacada en respuesta a ese estímulo. Mientras que los demás parámetros se encuentran en rangos relativamente estrechos, la latencia es extremadamente variable y puede ser tan pequeña como 100 milisegundos y tan grande como 350 milisegundos. El tiempo de latencia promedio es de 200 milisegundos. Actualmente la latencia es un

¹⁵ The parameters of eye movement. En <http://www.liv.ac.uk/~pcknox/teaching/Eymovs/params.htm>

parámetro de interés, pues puede ser el indicador de presencia de anomalías cerebrales.

4. ALTERACIONES DEL SISTEMA OCULOMOTOR EN LA ESQUIZOFRENIA

Las personas que padecen enfermedades mentales como la esquizofrenia, presentan diferentes alteraciones neurofisiológicas. Algunas de estas alteraciones son déficit en la percepción y procesamiento de estímulos sensoriales, movimientos oculares de seguimiento suaves y sacádicos anormales y tiempo de reacción enlentecido. Los resultados de estudios recientes sugieren un vínculo entre la alteración de los movimientos oculares y esta enfermedad. Dentro de las características que relacionan las anomalías del sistema oculomotor y la esquizofrenia se tienen las siguientes:

Los esquizofrénicos tienen lentificada la iniciación y pierden velocidad durante el mantenimiento de los movimientos oculares de persecución.

Intrusión de macroondas cuadradas y sacudidas mayores de 5° durante los movimientos de persecución; las primeras se superimponen al movimiento de persecución; las sacudidas lo interrumpen.

Las sacudidas pueden ser anormales. Sus latencias son más prolongadas y el movimiento es más dismétrico que en controles normales.

Hay una alteración en la iniciación y ejecución de sacudidas proposicionales sin blanco.

Se comprueba distractibilidad en la prueba antisacádica, lo que no es tan específico como el trastorno de la persecución y aparece asociado a atrofia frontal en la TAC cerebral y/o a diskinesia tardía, pero no se relaciona con la educación, la duración de la enfermedad ni la medicación recibida ni con la presencia de delirio y/o alucinaciones.

El tiempo de fijación visual está alargado en pacientes esquizofrénicos sometidos a pruebas con figuras geométricas e ilustración de narraciones, tanto más cuanto más severo es el trastorno del pensamiento, siendo el

número de fijaciones menor. Estos datos son similares a lo que se observa en pacientes con lesiones frontales derechas.

Conociendo los tipos de movimientos de los ojos que proporcionan información relevante para ser relacionada con la presencia de la esquizofrenia y sabiendo qué medidas se deben obtener no resta más que utilizar alguna técnica para obtener la información que permita realizar las mediciones de dichos parámetro. Para este fin se puede utilizar la técnica de la electrooculografica (EOG).

5. ELECTROOCULOGRAFÍA (EOG)

La electrooculografía es un método que puede detectar los movimientos oculares, y se basa en el registro de la diferencia de potencial existente entre la córnea y la retina. El potencial córneo-retiniano está producido por hiperpolarizaciones y despolarizaciones de las células nerviosas de la retina.

El conjunto (córnea-retina) forma un dipolo en la dirección del eje antero posterior del ojo: positivo en la zona corneal y negativo en la retina.

Se puede considerar el globo ocular como un dipolo donde la parte posterior del ojo es electronegativa respecto la zona de la córnea que sería electropositiva. El potencial del dipolo formado por el globo ocular puede ser medido a una cierta distancia mediante electrodos médicos colocados sobre la piel en las Cercanías del globo ocular. Con dos electrodos colocados sobre las sienes de un paciente, se puede registrar los movimientos horizontales del ojo. Cuando los ojos giran hacia uno de estos electrodos, el electrodo adquiere una polarización más positiva respecto al electrodo del cual los ojos se alejan, que adquiere un potencial más negativo. Esta diferencia de potencial se puede medir como una señal diferencial del movimiento de los ojos y su posición. Este es el principio eléctrico generador de la técnica del EOG. Debido al carácter esférico del dipolo ocular y la simetría de los ojos, el mismo principio es aplicable para captar los movimientos Verticales. Ver figura 3.

Para la toma del electrooculograma se utilizan electrodos adheridos a la piel ubicados alrededor de los ojos como se muestra en la Figura 4. Para tomar el movimiento vertical de los ojos se utilizan los electrodos B-C mientras que para obtener el electrooculograma de los movimientos horizontales se utilizan los electrodos D-E. El electrodo marcado con la

letra A es un electrodo que sirve como referencia y puede ir en la frente o detrás del lóbulo de la oreja.

Figura 3. Potencial del dipolo ocular respecto al movimiento de los ojos. b) Polarización de los electrodos¹⁶.

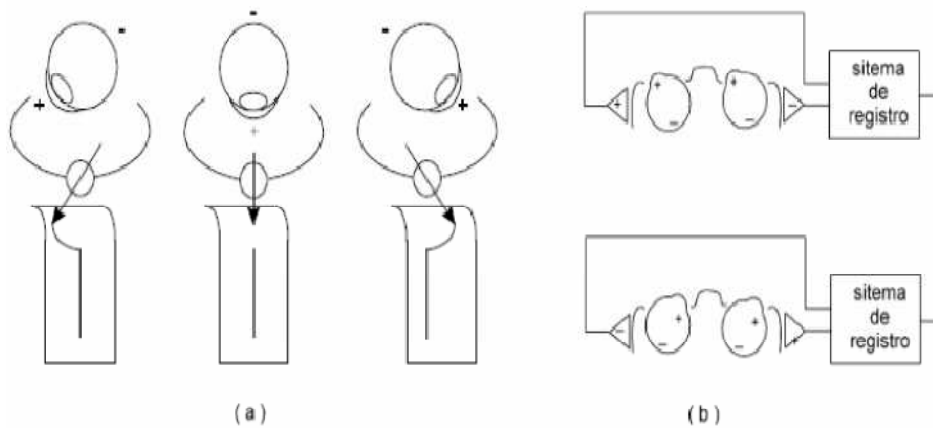
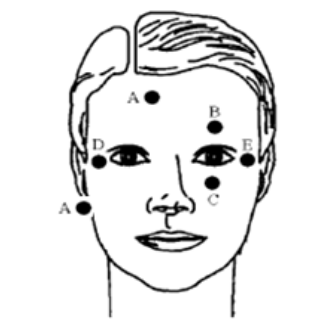


Figura 4. Electrodo y su disposición¹⁷



¹⁶ Gallego, D. Desarrollo de un sistema de adquisición y procesado de señales electrooculográfica para el diagnostico de la ataxia. 2007, p 22.

¹⁷ Introducción. En: <http://electronica.eia.edu.co/PROYECTOS/Electrooculografia/principal.htm>

5.1. CARACTERÍSTICAS DE LA SEÑAL ELECTROOCULOGRAFICA

No existe un acuerdo entre diferentes autores del rango dentro del cual se localiza la diferencia de potencial registrado entre la córnea y la retina.

Algunos autores lo ubican entre 10 y 30 mV¹⁸, otros entre 50 y 3500 μ V¹⁹ y otros lo ubican entre 0.4 a 1 mV²⁰. Según la experiencia de los autores el rango se puede ubicar entre 10 μ V y 1.3 mV. El valor mínimo de este rango se da cuando el ojo realiza movimientos rápidos de fijación de la imagen en la retina, que son imperceptibles incluso para la persona que los está realizando, mientras que el valor máximo de este se sucede cuando la persona realiza un desplazamiento de la mirada de aproximadamente 70°.

La forma que adopte el electrooculograma depende de los movimientos que realice el ojo y por tanto no tiene una representación única. La señal que muestra un electrooculograma es muy poco determinística e inclusive para una misma persona que realice el mismo recorrido con la mirada una y otra vez, es prácticamente imposible obtener dos electrooculogramas con los mismos valores.

¹⁸ Measurement of Eye Movement Using Electro Oculography. En Stephen Meredith - easurement of Eye Movement Using Electro Oculography.htm

¹⁹ BAREA R, y otros. System for Assisted Mobility using Eye Movements based on Electrooculography. En www.depeca.uah.es/personal/barea/electrooculografia/iberdiscap2000.pdf

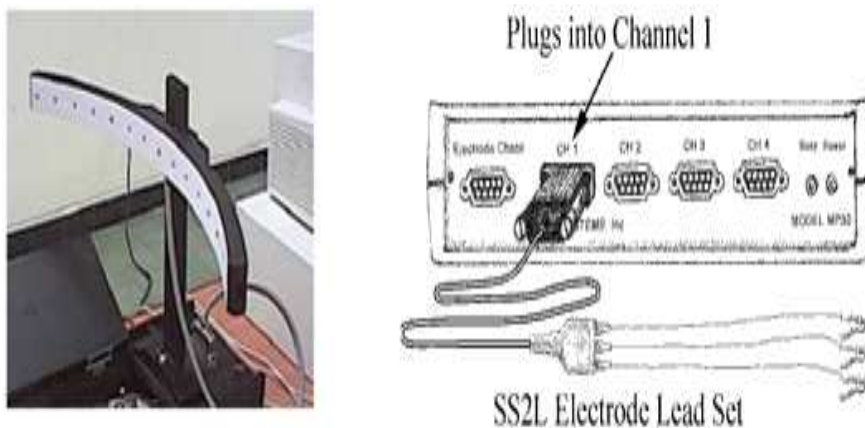
²⁰ The Electric Signals Originating in the Eye. En <http://butler.cc.tut.fi/~malmivuo/bem/bembook/28/2800.htm>

5.1.1. Toma de la señal electrooculográfica

Para la toma de la señal se cuenta con un electroestimulador que mediante una serie de diodos leds (ver Figura 5) distribuidos en una regleta de forma cóncava que se encienden en determinadas secuencias para estructurar las características morfológicas de una señal en particular, con lo cual se pueden definir secuencias de movimientos específicos para analizar.

Además se debe contar con el dispositivo BIOPAC MP30 v3.6.5 (Ver figura 5) (1997-2005 BIOPAC Systems, Inc California U.S.A): Equipo de adquisición de la señal el cual captura la señal con una frecuencia de muestreo de 500 [muestras/segundo]. Y un computador con software de adquisición de la señal BSL PRO v 3.6.5 (1997-2005 BIOPAC Systems, Inc California U.S.A).

Figura 5. Elementos para la toma de la señal



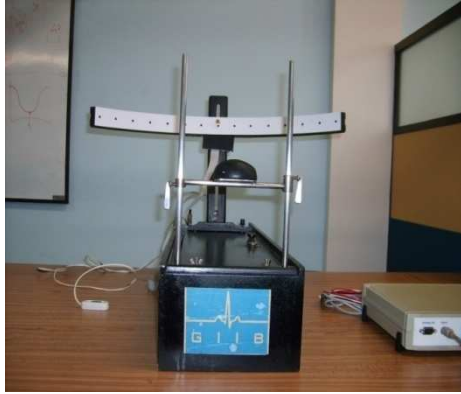
Para el desarrollo de este proyecto interesan cuatro tipos de recorridos los cuales en estudios pasados²¹ se llegó a la conclusión que para estos el parámetro denominado latencia difería entre los grupos de estudio denominados casos (enfermos de esquizofrenia) y controles (personas sanas). A los diferentes recorridos se les etiquetó de la siguiente forma: R1V4, R4V4S, ANT10 y ANT20. Los cuales se describirán con más detalle más adelante.

Como se puede observar en la figura (6 a), el electro estimulador tiene una distribución específica de los diodos leds, éstos están separados una distancia de 5° entre sí y con una amplitud máxima de 35° a la derecha como a la izquierda como se puede observar en la figura (6 b).

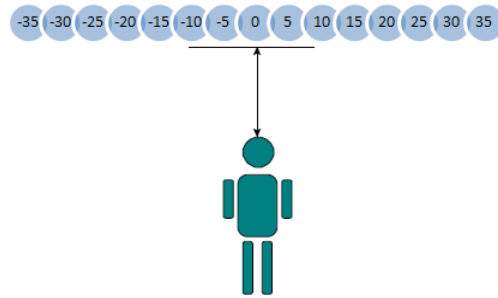
Cada recorrido que está programado en el electro estimulador tiene una serie de características definidas que se explicaran con más detalle a continuación. Ver tabla 2.

²¹ Blanco, M y León, M. 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. 160 p.

Figura 6, a) El electro estimulador, b) Distribución de leds en el electro estimulador



A



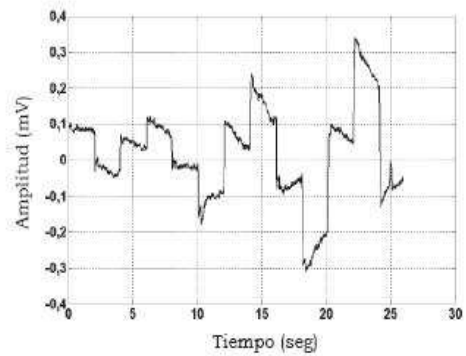
B

5.2. RECORRIDOS PARA LA CAPTURA DE LAS SEÑALES EOG

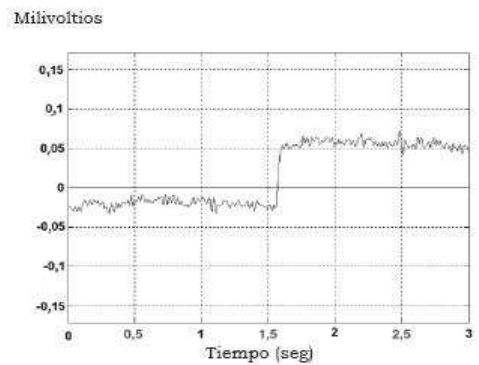
Tabla 2. Secuencias predefinidas

Características	Señal obtenida
<p>R1V4. En este recorrido se inicia con un estímulo en el origen del electro estimulador, que será 0° seguido de 2[s] de fijación (la fijación está presente en cada estímulo), al terminar estos dos segundos se irán encendiendo de forma alternada e incremental en 5°, cada 2[s] hasta que se alcancen los 35° tanto positivos como negativos</p>	<p>The graph shows a series of pulses with increasing amplitude and alternating polarity over time. The x-axis is labeled 'Tiempo (seg)' and ranges from 0 to 30. The y-axis is labeled 'Amplitud (mV)' and ranges from -0.3 to 0.4. The pulses occur at approximately 2s intervals, with the first pulse at 0s (0°), followed by pulses at 2s, 4s, 6s, 8s, 10s, 12s, 14s, 16s, 18s, 20s, 22s, 24s, 26s, 28s, and 30s. The amplitude of the pulses increases from 0 mV at 0s to approximately 0.3 mV at 30s.</p>

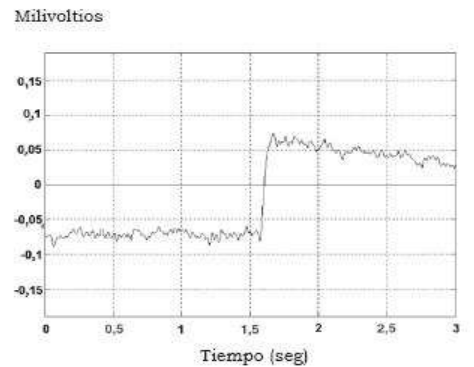
R4V4S. En este recorrido se inician los estímulos con un ángulo de -10° seguido de los 2[s] de fijación, al cabo de estos se retorna al origen del electroestimulador (0°), el siguiente estímulo corresponde al anterior pero a un ángulo opuesto. Cuando se realizan estos dos movimientos se incrementa el ángulo en 10° , y se continúa de la misma forma hasta que se alcancen los 30° tanto positivos como negativos



ANT10. Para este recorrido se mantiene fija la mirada durante los primeros 1.5 [s] en el origen del electroestimulador. Cuando se cumple este tiempo el led correspondiente al Angulo de -10° se enciende. Cuando sucede esto el paciente no debe mirar hacia este sino al led que se encuentra en el lugar opuesto es decir al de 10° seguido esto de 1.5 [s] de fijación.



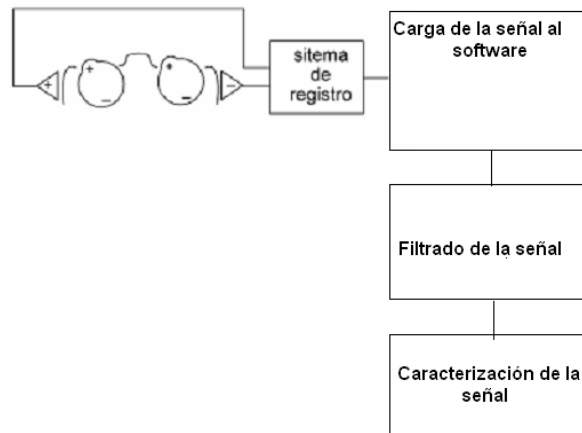
ANT20. Para este recorrido se mantiene fija la mirada durante los primeros 1.5 [s] en el origen del electroestimulador. Cuando se cumple este tiempo el led correspondiente al Angulo de -20° se enciende. Cuando esto sucede el paciente no debe mirar hacia este sino al led que se encuentra en el lugar opuesto es decir al de 20° seguido esto de 1.5 [s] de fijación.



6. TRATAMIENTO DE LA SEÑAL EOG

Una vez capturada la señal se procede a tratarla para poder extraer la información que se necesite de ella. Para ello se somete esta a una serie de procesos que alteran de forma benéfica para la extracción de la información a la señal original, empleando para esto algoritmos que mejoran las condiciones de la señal y otros que identifican lugares específicos de la señal en los cuales se encuentra concentrada la información que se necesita. El proceso de adecuación y extracción de la señal para su posterior análisis se puede ver de gráficamente en la Figura 7.

Figura 7. Proceso de tratamiento de la señal EOG



Los procesos a seguir son los de filtrado de la señal EOG y la caracterización de ésta, con el filtrado se pretende eliminar el ruido existente en la señal y con la caracterización, realizar medidas de segmentos de la señal en los cuales se encuentra concentrada la información relevante a este proyecto.

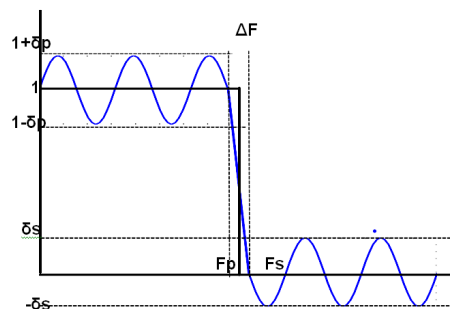
A continuación se muestra una descripción más detallada de cada uno de estos pasos, tanto de forma general como su implementación directa sobre el problema particular de este proyecto.

6.1. FILTRADO DE LA SEÑAL EOG

En estudios anteriores se implementaron dos filtros para las señales EOG, Filtrado utilizando la transformada de wavelet y un filtro utilizando el algoritmo de Parks-McClellan o Equirriple de los cuales el que mejores resultados arrojó fue el Equirriple.

De éste interesa un filtro paso bajo ideal con una respuesta finita en el impulso es decir se encuentra limitado al número de términos (FIR). Los filtros paso bajo permiten pasar las vibraciones de las frecuencias bajas y atenúan las frecuencias altas, con el cual se tiene un comportamiento como el de la figura 8.

Figura 8. Amplitud de la respuesta típica de un filtro FIR pasa bajo²²



Sin embargo un filtro paso bajo ideal no es necesariamente deseable además la respuesta del filtro difiere de la ideal en tres aspectos.

- La banda de paso tienen rizados que se desvían de la unidad por $\pm\delta_p$

²² http://es.wikipedia.org/wiki/Filtro_digital

- La banda de rechazo tiene rizados desviados de cero por $\pm\delta_s$.
- Hay una banda de transición de ancho finito, no cero, ΔF entre la banda de paso y la banda de rechazo.

El objetivo del diseño de filtros es minimizar δ_p , δ_s y ΔF , aunque generalmente no es posible minimizar simultáneamente las 3 variables. La aproximación de Chebyshev es un enfoque a este problema de diseño y, para un filtro paso bajo de fase lineal de orden N , la amplitud en respuesta está definida en la ecuación 2.

$$A(f) = \sum_{k=0}^{r-1} C_k \cos(2\pi k f) \quad (2)$$

Donde $r=(N+1)/2$ y los coeficientes c_k son elegidos para producir un $A(f)$ optima, en el sentido de ser definida de manera corta.

Para el diseño de un filtro pasa bajo, se definen dos frecuencias límites: F_p y F_s . La primera es la frecuencia máxima que es aceptada por el filtro y la segunda es la frecuencia mínima que se rechaza. De acuerdo con esto se define la respuesta ideal de un filtro paso bajo de la siguiente manera (Ver ecuación 3):

$$D(f) = \begin{cases} 1 & \text{si } 0 \leq f \leq F_p \\ 0 & \text{si } F_s \leq f \leq 0.5 \end{cases} \quad (3)$$

Con lo anterior en mente se puede definir la aproximación óptima de Chebyshev como la que minimiza el máximo error dado por la ecuación 4.

$$\max |D(f) - A(f)| \quad (4)$$

Sin embargo, este error máximo trata el error de la banda de paso con igual importancia que el de la banda de rechazo. Aunque se puede incluir una función de peso (Ver ecuación 5), para que haga una distinción y dé mayor importancia al error de la banda de paso, o viceversa:

$$W(f) = \begin{cases} \frac{1}{k} & \text{si } f \in \text{banda de paso} \\ 1 & \text{si } f \in \text{banda de rechazo} \end{cases} \quad (5)$$

Entonces se puede definir la máxima aproximación de error como (ver ecuación 6):

$$\|E(f)\| = \max W(f)|D(f) - A(f)| \quad (6)$$

Con $f \in$ Banda de paso o a la banda de rechazo.

El objetivo final de la aproximación de Chebyshev es identificar los coeficientes C_k que minimicen $\|E(f)\|$.²³

6.1.1. Algoritmo de Parks-McClellan

El algoritmo de Parks-McClellan, utiliza el algoritmo de intercambio de Remez y la teoría de aproximación de Chebyshev, para diseñar filtros con una forma óptima de respuesta en frecuencia, ubicada entre la deseada y la real.

Los filtros obtenidos son óptimos en el sentido que minimizan el máximo error entre la respuesta en frecuencia deseada y la verdadera respuesta en frecuencia, por tal motivo también se les conocen como filtros minimax. Otra de las características de estos filtros es que tiene un rizado uniforme en las bandas de paso y rechazo, con lo que se conocen también como filtros equiripple.

El algoritmo de intercambio de Remez, sobre el cual se basa el algoritmo de Parks-McClellan, está compuesto de los siguientes pasos básicos:

²³ RORABAUGH, C. Britton. DSP Primer. Editorial McGraw Hill. EEUU. 540 páginas. En <http://site.ebrary.com/lib/bibliouis/Doc?id=10015310&ppg=289>

- Se realiza una suposición inicial de $r+1$ frecuencias extremas, que es la cantidad mínima de frecuencias que debe presentar la función error, para que sea la mejor aproximación de Chebyshev.
- Calcula la función error correspondiente al conjunto candidato de frecuencias extremas
- Busca para encontrar el extremo (y por lo tanto las frecuencias extremas) de la función error.
- Adopta las frecuencias extremas encontradas en el paso 3 como un nuevo conjunto de frecuencias extremas candidatas y vuelve al paso 2.
- Repite los pasos 2,3 y 4 hasta que las frecuencias extremas convergen.
- Utiliza el conjunto final de frecuencias extremas para calcular los coeficientes del filtro.

Hay que tener en cuenta que la elección de las frecuencias extremas se puede hacer entre todo el espectro, excluyendo las frecuencias que se encuentran entre la frecuencias de paso y la de rechazo.

Aún así el número de posibles frecuencias que se pueden elegir es infinito, y por lo tanto se hace necesario crear un número discreto de frecuencias en las cuales hacer la evaluación del algoritmo.

6.1.2. Utilización del Algoritmo de Parks-McClellan en el Filtrado de Señales EOG

En la implementación que se hizo de este algoritmo en el filtrado de señales electrooculográficas se realizaron las siguientes consideraciones:

La elección de las frecuencias límite, F_p y F_s , se hace de acuerdo al porcentaje acumulado de magnitudes del espectro que se desee incluir en

el filtro. Por ejemplo, si una señal tomada a 500 muestras/seg, se quiere filtrar dejando el 80% de la magnitud del espectro, se halla la sumatoria del porcentaje que constituye cada una de las magnitudes del espectro, iniciando por la frecuencia cero, hasta que se complete el 80%. La frecuencia a la cual se llega, constituye la frecuencia de paso o F_p mientras que la frecuencia de rechazo es la siguiente frecuencia en el espectro.

El peso que se le dio al error en la banda de paso y al de la banda de rechazo fue el mismo.

El porcentaje de desviación del rizado aceptado, en la respuesta en frecuencia, con respecto a la respuesta de un filtro ideal se definió en un 1%.

Con los datos anteriores se hizo un cálculo del orden mínimo que debía tener el filtro. Este orden se podía variar si se ampliaba la diferencia existente entre F_p y F_s , con lo cual se disminuía el orden del filtro. En ocasiones era necesario hacer esto, pues el cálculo del orden mínimo arrojaba un orden de filtro, con el cual no podía desempeñar el computador las operaciones por falta de memoria. El cálculo del orden mínimo lo realiza MATLAB con a la instrucción `firpmord`.

Dado el orden del filtro y con las demás características definidas, se hizo el cálculo de los coeficientes del filtro apropiado. MATLAB lo hace mediante la instrucción `firpm`.

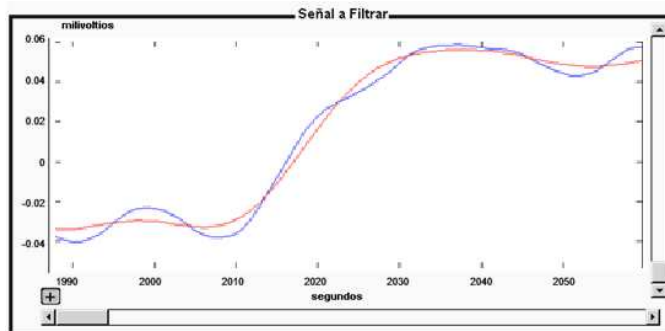
Se procedió al filtrado de la señal, mediante una convolución entre la señal original extendida de manera simétrica en los bordes y los coeficientes del filtro.

6.1.3. Resultados del método de filtrado

Se encontró que el proceso de filtrado para el estudio de las señales EOG procedentes de movimientos sacádicos no es indispensable, dado que la información que se debe hallar se encuentra en los segmentos de la señal correspondientes a las sacadas y estas son lo suficientemente grandes para que el algoritmo de caracterización los halle sin la necesidad de hacer el filtrado, solo en el caso en que el ruido presente en la señal sea demasiado alto se hace necesario el filtrado de la señal.

El resultado de filtrar una señal por medio del algoritmo antes mencionado se puede observar en la figura 9.

Figura 9. Filtrado con Equiripple



Por otra parte el costo computacional que utiliza el filtrado equiripple es elevado. En ocasiones el tamaño del filtro optimo diseñado para aplicar el filtro equiripple es demasiado grande, tanto así, que algunos sistemas de computo, por más completas que sean sus características de procesamiento y memoria, no pueden realizar el filtrado de la señal.

6.2. CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL EOG

6.2.1. La transformada de Wavelet

Las wavelets²⁴ son familias de funciones que se encuentran en el espacio y se emplean como funciones de análisis, examinan a la señal de interés para obtener sus características de espacio, tamaño y dirección; la familia está definida por, una sola función prototipo, $\Psi(X)$, la cual se denomina wavelet madre.

Se tiene entonces que las funciones wavelet base $\{\Psi_{a,b}(X)\}$ pueden ser generadas por traslaciones b y escalamientos a del wavelet madre $\Psi(X)$ como se muestra en la ecuación 7.

$$\psi(t) \rightarrow [1/\sqrt{|a|}]\psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (7)$$

Donde $a \neq 0$ y b son los parámetros de escala y de traslación, La escala (a) permite hacer dilataciones y contracciones de la señal y la variable de traslación (b), que permite mover a la señal en el tiempo.

Se preserva la energía de las funciones mediante un factor de normalización. La función $\Psi(t)$, debe verificar ciertas condiciones de admisibilidad y se denomina wavelet madre y el resto de las funciones generadas, simplemente, wavelets. Se denotan las mismas como (Ver ecuación 8):

²⁴ Wavelet significa onda pequeña con valor promedio de cero y duración limitada, es decir, la función de enventanado es de longitud finita. El término onda hace referencia al carácter oscilatorio de la función.

$$\psi_{a,b}(t) \rightarrow [1/\sqrt{|a|}]\psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (8)$$

6.2.2. La transformada de Wavelet discreta

Como se puede observar de la transformada de Wavelet continua, el resultado que se obtiene es una gran cantidad de coeficientes. Como solución al manejo de esta gran cantidad de información, se presenta el uso de la Transformada de Wavelet Discreta, en la cual se eligen solo algunas escalas y posiciones en las que se evalúa la función.

El grupo de escalas y posiciones seleccionadas, a menudo se denominan escala y posiciones diádicas, puesto que están basadas en potencias de dos. Esta selección permite que el algoritmo sea tan eficiente y simple como exacto, aunque esto no indica que no se pueda elegir otro criterio para la elección de las escalas y posiciones.

La forma más eficiente de implementar esta idea, es a través del algoritmo de mallat, que implementa un esquema clásico conocido como código de subbanda. Este procedimiento consiste en el paso de la señal original a través de dos filtros complementarios, un paso alto y un paso bajo, luego de los cuales se obtienen las componentes de alta frecuencia y de baja frecuencia de la señal.

Estos componentes a menudo se llaman coeficientes de detalle y coeficientes de aproximación, respectivamente. Gráficamente se puede ver en la figura 10.

Hay que tener en cuenta que la cantidad de elementos en los coeficientes de aproximación y de detalle, es la misma que la cantidad de elementos de la señal. Por tal motivo se recurre al diezmado (DownSampling) de los coeficientes. Ver figura 11, que consiste en extraer solo aquellos

coeficientes que se encuentren en las posiciones pares o impares de los coeficientes de detalle y aproximación de la señal, reduciendo la cantidad de coeficientes a la mitad.

Figura 10. Descomposición de coeficientes de aproximación y detalle

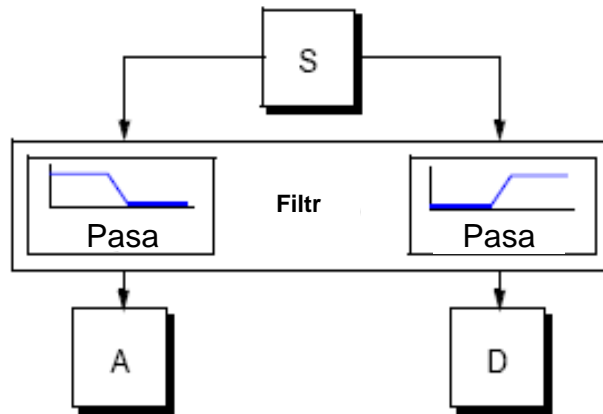
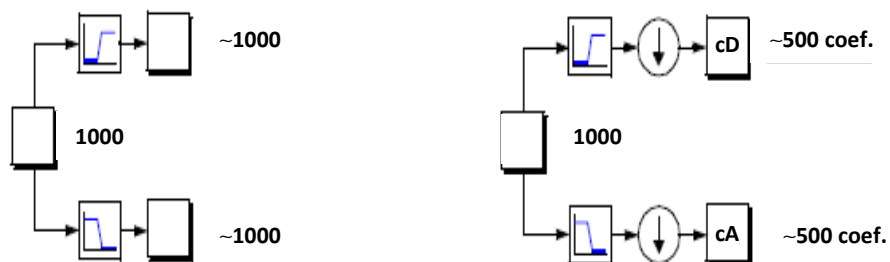


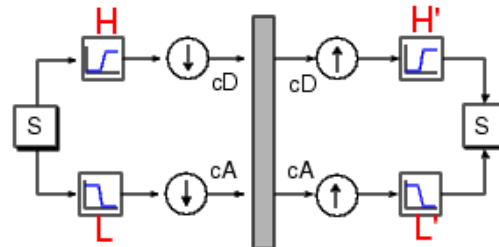
Figura 11. Diezmado de los coeficientes resultantes de la descomposición



Así como se puede descomponer una señal en coeficientes de aproximación y de detalle, también se pueden reconstruir las señales a partir de estos dos últimos elementos. Para la realización de este proceso también se necesitan dos filtros de reconstrucción: un paso bajo y un paso alto que, junto con los dos filtros de descomposición, forman lo que se denomina Filtros de Cuadratura Espejo. Ver figura 12.

El proceso es inverso al que se realiza para la descomposición. Si los coeficientes han sido diezmados, se realiza la inserción de un valor de cero entre cada muestra y luego se pasan los coeficientes por los respectivos filtros de reconstrucción: los de detalle por el filtro pasa alto y los de aproximación por el filtro pasa bajo.

Figura 12. Proceso de descomposición y reconstrucción de la transformada de wavelet discreta



6.2.3. Caracterización de la señal electrooculográfica utilizando wavelet

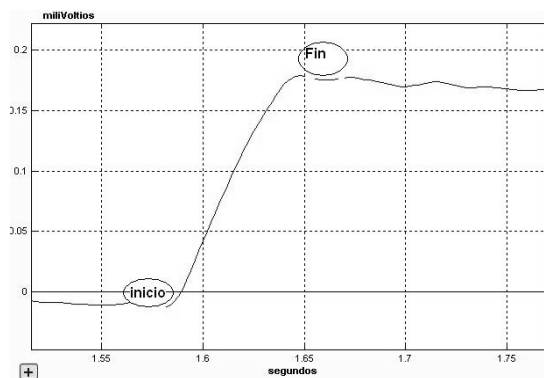
Este procedimiento permite determinar los atributos propios de una señal EOG provenientes de los diferentes recorridos antes descritos, para de esta manera poder obtener información que no es explícita en la señal pero que mediante una serie de métodos se puede extraer y analizar.

Dado que el actor principal en este proyecto son las señales que se obtienen a partir de los movimientos sacádicos oculares, se deben caracterizar los parámetros propios a este tipo de movimientos, es decir, se debe hallar amplitudes, duraciones, velocidades pico, latencias y de las sacadas. Como se comentaba anteriormente esta información no viene de forma evidente en la señal y hay que emplear las herramientas apropiadas para poder extraer esta información de las señales con que se cuenta. Para tal fin se empleó la transformada de wavelet la cual permite identificar las regiones críticas de la señal en la cual se encuentran concentrados los datos y nos permite aislar estas zonas del resto de la señal para así de esta manera poder realizar las mediciones correspondientes de los parámetros antes descritos.

6.2.3.1. Regiones críticas de la señal

Las sacadas producen cambios significativos en la amplitud de la señal y los momentos de fijación son los registros gráficos que siguen a la sacada. La parte que interesa aislar de la señal son las sacadas y para ello se debe conocer los puntos en que esta inicia y termina, para lo cual se utilizó la transformada de wavelet. Ver figura 13.

Figura 13. Inicio y fin de una sacada



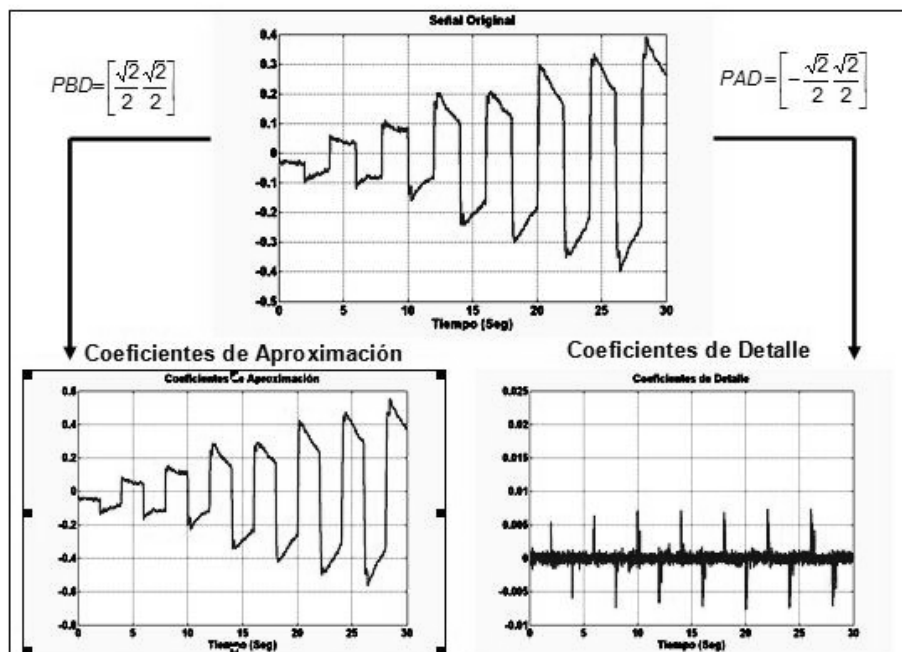
6.2.3.2. Wavelet discreta aplicada a señales EOG.

Como se explicó antes, la transformada de wavelet arroja dos señales diferentes a partir de la señal que se le ingrese, los coeficientes de detalle y los coeficientes de aproximación.

Los coeficientes de aproximación, son una señal muy similar a la original, por lo que no servirá para encontrar los puntos de inicio y de finalización de las sacadas. Por tal motivo, este componente se desecha en el análisis de la señal EOG. Sin embargo, los componentes de detalle son los protagonistas en cuanto a la metodología que se implementa para encontrar las sacadas en una señal. Debido a que estos muestran los puntos en los que pudo ocurrir una sacada.

Lo primero que hay que hacer es una descomposición de la señal original en sus componentes de Aproximación y Detalle, utilizando como wavelet madre a la wavelet Haar o DB1. Sin hacer el diezmado de los coeficientes de detalle, es decir, se hace la convolución entre la señal original y los filtros paso bajo y paso alto (PBD, PAD, Ver figura 14) de descomposición de la wavelet Haar. El resultado de la convolucion de la grafica original con el filtro paso bajo y paso alto se puede ver en la figura 14.

Figura 14. Componentes de detalle y aproximación de una señal EOG



Como se puede observar en la figura 14 correspondiente a los coeficientes de detalle, los puntos en que esta tiene unos picos altos coinciden de forma aproximada con los puntos en que en la señal original se producen las sacadas. Por esta razón no se le hace el diezmado a esta señal pues se podría perder coeficientes correspondientes a alguna sacada en la señal original.

Después de obtener los coeficientes de detalle de la señal original, a estos se les debe determinar un valor umbral que permita eliminar

aquellos que no pertenecen a una sacada como tal sino a ruido existente en la señal, solo deben quedar aquellos que presenten una mayor probabilidad de estar en la posición de una sacada.

La elección de este umbral se puede hacer utilizando cualquiera de los siguientes criterios:

- Rigrsure: selección del umbral adaptativo usando el principio de de Riesgo Imparcial de Stein
- Heursure: Variante heurística del criterio anterior
- Sqtwolog: Umbral universal.

$$Umbral = \sqrt{2 \log(n)} \quad \text{Donde } n \text{ es la longitud de la señal} \quad (9)$$

- Minimaxi: Umbralización minimaxi de la señal de longitud n

$$Umbral = 0 \quad \text{si } n \leq 30$$

$$Umbral = 0.3936 + 0.1829 \left(\frac{\log(n)}{\log(2)} \right) \quad n > 0 \quad (10)$$

Como se puede observar, los valores de umbral arrojados por estos criterios no dependen de los coeficientes a umbralizar, sino que dependen de la longitud de la señal o de la cantidad de coeficientes de detalles que se hallaron. Por tal motivo se hace necesario normalizarlos, o adecuarlos para los coeficientes de detalle obtenidos, mediante la Ecuación 11.

$$N_{umbral} = umbral * \frac{mediana(\text{coef_detalle})}{0.6745} \quad (11)$$

Elegido el valor del umbral, el próximo paso es realizar la umbralización propiamente dicha. Esta umbralización se puede hacer de dos formas: suave o dura. En la umbralización suave el valor que tome un coeficiente está dado por la siguiente regla (Ver ecuación 12):

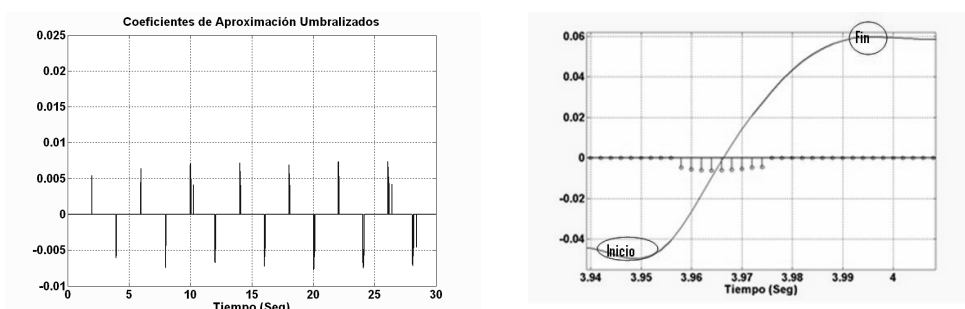
(12)

La umbralización dura es un poco más restrictiva, y el valor de un coeficiente está dado por esta regla (Ver ecuación 13):

(13)

Después de una umbralización suave, sólo quedan aquellos coeficientes que indican las regiones de la señal en las que se presentan las sacadas y los demás términos toman el valor de cero. Ver figura (15 a). Cada sacada puede ser señalada por uno o por un grupo de coeficientes, por tanto el siguiente paso es la determinación de la posición de los coeficientes extremos de cada grupo. Estas posiciones indican aproximadamente el inicio y el final de las sacadas, como se muestra en la figura (15 b). Como estos coeficientes no proporcionan exactamente la posición de inicio y final de la sacada, se hace necesario recorrer la señal desde la posición del coeficiente inferior de cada grupo de detalles hacia atrás, hasta donde haya un cambio de pendiente y ahí se ubica el inicio de la sacada. Lo mismo se hace con el extremo superior de cada grupo y se recorre la señal hacia adelante hasta que haya un cambio de pendiente y ahí se ubica el final de la sacada.

Figura 15. a) Componentes de detalle umbralizados, b) Sacadas y componentes de detalle umbralizados



Teniendo los lugares precisos en los que se encuentran las sacadas se pueden calcular todos los parámetros que serán insumo de este proyecto y en especial las medidas para la latencia.

Mediante este proceso se obtienen las medidas a partir de las cuales se implementó un sistema de información para el seguimiento de pacientes esquizofrénicos y también mediante este procedimiento se obtuvieron los datos con los que se estudió más a fondo el parámetro correspondiente a la latencia para poder conocer como son las respuestas de este para personas con esquizofrenia y como son los valores para las personas sanas.

7. ESTUDIO PARA LAS LATENCIAS

Del proyecto titulado “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”²⁵ el cual tenía por objetivo encontrar diferencias entre dos poblaciones de pacientes una de ellas con diagnóstico establecido de esquizofrenia (Casos²⁶) y otra de personas sanas (Controles²⁷) mediante la utilización de señales EOG y los parámetros que de ella se pueden calcular, se tomó la base de datos la cual cuenta con la información y señales pertenecientes a 98 pacientes ambulatorios que asistían al servicio de consulta externa del hospital Psiquiátrico San Camilo. 50 de estos eran pacientes con esquizofrenia y los restantes 48 personas no familiares de los pacientes con esquizofrenia.

7.1. CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA

A cada paciente se le tomaron seis tipos de señales diferentes, de los cuales se utilizaran cuatro tipos que son R1V4, R4V4S, ANT10, ANT20. Y por cada paciente se tomaron dos veces cada señal, es decir que para los controles se cuenta con 96 señales y para los casos se cuenta con 100 señales.

²⁵ Blanco, M y León, M. 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. 160 p.

²⁶ Casos: Pacientes con diagnóstico establecido de esquizofrenia mayores de 18 años y que se encontraban en una fase estable de la enfermedad.

²⁷ Controles: Se seleccionó una persona que no tuviera lazos familiares con el paciente, emparejado por edad (± 5 años del caso) y sexo, que no presentaba esquizofrenia

Para este proyecto se parte de los resultados del estudio de casos y controles antes mencionado y que arrojó los resultados que se muestran en las tablas (3, 4,5 y 6).

Se realizaron las pruebas de ANOVA y KRUSKAL-WALLIS, de acuerdo a la Normalidad o no Normalidad que presentaron los valores obtenidos, para determinar si la hipótesis nula H_0 : No hay diferencias entre las medias de los casos y los controles, se rechazaba o no.

Se hizo la prueba correspondiente para cada sacada de cada recorrido y por cada uno de los parámetros, indicando si la hipótesis nula era rechazada(R), o no rechazada (NR).

Una de las conclusiones a las que se llegaron en ese estudio fue que en la realización de los movimientos sacádicos no existen diferencias estadísticamente significativas en la mayoría de los parámetros que se midieron para las sacadas presentes en las señales electrooculográficas de cada grupo poblacional. El único parámetro en el cual existen diferencias significativas es el correspondiente al parámetro de la latencia.

Tabla 3.

Resultados Recorrido R1V4

IDE. RECORRIDO	R1V4													
IDE. SACADA	S1 5°	S2 10°	S3 15°	S4 20°	S5 25°	S6 30°	S7 35°	S8 40°	S9 45°	S10 50°	S11 55°	S12 60°	S13 65°	S14 70°
Amplitud(°)	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR
Amplitud(mV)	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR
Duración	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR
Ganancia	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR
Latencia	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	R	R	R	R	R	R
Velocidad Pico	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR

Tabla 4.

Resultados Recorrido R4V4S

IDE. RECORRIDO	R4V4S											
IDE. SACADA	S1I 10°	S1CD 10°	S1D 10°	S1CI 10°	S2I 20°	S2CD 20°	S2D 20°	S2CI 20°	S3I 30°	S3CD 30°	S3D 30°	S3CI 30°
Amplitud(°)	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR
Amplitud(mV)	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR
Duración	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR
Ganancia	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR
Latencia	NR	R	R	R	NR	R	R	R	R	R	R	R
Velocidad Pico	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR

Tabla 5.

Resultados Recorrido ANT10

IDE. RECORRIDO	ANT10
IDE. SACADA	AS1 10°
Amplitud(°)	NR
Amplitud(mV)	NR
Duración	NR
Ganancia	NR
Latencia	R
Velocidad Pico	NR

Tabla 6.

Resultados Recorrido ANT20

IDE. RECORRIDO	ANT20
IDE. SACADA	AS1 20°
Amplitud(°)	NR
Amplitud(mV)	NR
Duración	NR
Ganancia	NR
Latencia	R
Velocidad Pico	NR

Para la realización de este proyecto se parte de la conclusión mencionada anteriormente, con lo cual se intentara encontrar de acuerdo al parámetro de la latencia las características propias a cada grupo. Permitiendo esto, determinar sus diferencias y poder llevar a cabo una clasificación de los individuos de acuerdo a este parámetro.

8. CLASIFICACIÓN DE LA LATENCIA

Ahora bien el problema de clasificación se basa en agrupar y discriminar objetos, descritos mediante un vector de atributos, ya sea construyendo las clases o asignando los objetos a clases previamente definidas.

La clasificación de sistemas tiene un amplio rango de aplicaciones, entre las que se encuentran: diagnóstico médico y psicológico, aplicaciones en economía, supervisión y diagnóstico de fallas en sistemas automáticos complejos y modelado de sistemas no lineales, entre otros.

8.1. CLASIFICACIÓN

Sea $X = \{x_1, x_2, \dots, x_m\}$ un conjunto con m vectores en un espacio n -dimensional real R^n , que pueden verse geoméricamente como puntos en R^n , y sea $\Omega = \{w_1, w_2, \dots, w_c\}$ un conjunto con c clases, tal que $2 \leq c < m$. Un clasificador es cualquier mapeo de la forma:

$$F : R^n \rightarrow \Omega \quad (14)$$

Este mapeo se lleva a cabo, teniendo en cuenta una semejanza entre los datos, es decir, alguna característica como la distancia, la conectividad o la intensidad. Se busca que cada clase tenga objetos que sean similares entre sí e individuos de clases distintas deben ser "no similares". El criterio utilizado es, generalmente, la optimización de una función objetivo relacionada con las semejanzas entre los datos que sirve como índice del desempeño de la clasificación.

8.2. CLASIFICACIÓN DE LA SEÑAL EOG DE ACUERDO AL PARÁMETRO DE LA LATENCIA

La información referente a la latencia, para una señal en particular, es un vector de datos en el cual cada elemento hace referencia a una sacada y cada sacada hace referencia a un ángulo en particular y para cada ángulo existe su respectiva repetición. Es decir, para cada recorrido se tiene una matriz que contiene la información para el parámetro de la latencia de toda una población (casos o controles), en la cual, cada columna corresponde a una señal en particular de un paciente específico y cada fila corresponde a una latencia y un ángulo específico.

El tamaño de estas matrices, depende del número de sacadas que tenga dicha señal, que corresponde a un recorrido específico (R1V4, R4V4S, ANT10, ANT20) y del número de pacientes existentes en un determinado grupo de estudio. Lo cual se puede ver con más detalle en el capítulo 5 en donde se explica la morfología de las señales que se utilizan.

Para cada recorrido se analiza de forma independiente cada latencia contenida en la señal, es decir, en una sola señal se puede observar comportamientos diferentes en latencias correspondientes a diferentes ángulos. Pero sólo se analizan aquellos ángulos en los cuales los resultados para las pruebas de anova mostrados en las tablas (3, 4, 5 y 6) dan un resultado positivo. La relación entre cada recorrido y los ángulos que se analizan se muestran en la tabla 7.

Tabla 7. Relación entre los recorridos y ángulos de sacadas que dan positivo en la prueba de anova en la diferencia entre dos poblaciones (casos y controles)

ID_señal	Ángulos que se analizan (grados)
R1V4	50, 55, 60, 65, 70
R4V4S	20, 20, 20, 30, 30, 30
ANT10	10
ANT20	20

El conjunto de datos como tal no proporciona mucha información, pero el uso de la estadística descriptiva permite organizar y resumir observaciones. Para de esta manera proporcionar un resumen de los rasgos generales de un conjunto de datos.

Al analizar cada recorrido y cada sacada por separado y al hacer un agrupamiento de los datos para un ángulo específico en un recorrido para toda una población, se puede tener una idea del comportamiento de dicha medida en la población que se está estudiando, de esta forma, hacer más comprensible el estudio de las mismas.

El agrupamiento de los datos en clases para un ángulo específico ofrece una representación gráfica de ese parámetro para todos los miembros de una población.

Para los recorridos ANT10 y ANT20 los cuales se analiza un solo ángulo se observa el siguiente comportamiento ver figura 16.

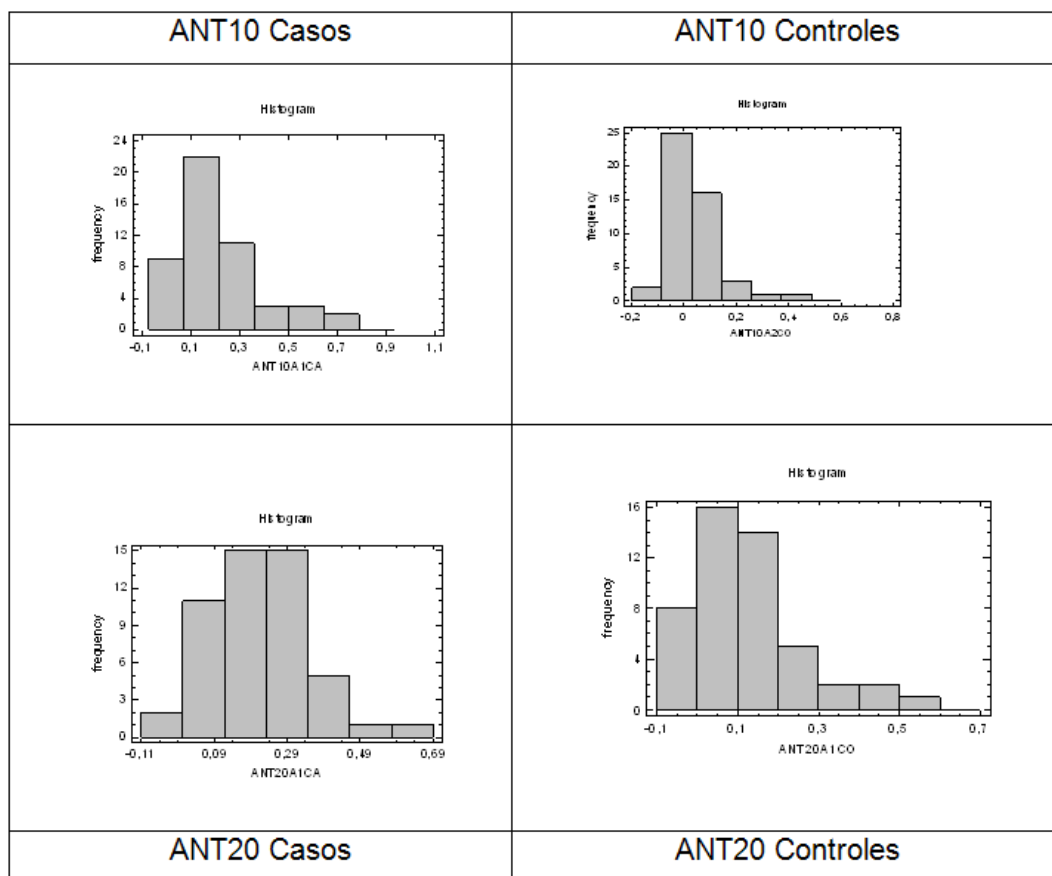
Este comportamiento, es persistente para todos los ángulos en los recorridos R1V4 y R4V4S. Al observar los histogramas de frecuencia para estas medidas, se dan tendencias comunes en todas ellas, y es la forma de montículo de estas gráficas. Con lo cual, se les puede pensar en la posible asociación de estos datos con una distribución de probabilidad conocida y con la cual se puede hacer un análisis más profundo de la

información. Es decir, saber si existe compatibilidad entre la distribución de frecuencias observadas y alguna distribución hipotética. Por este motivo, se hace necesario comprobar la hipótesis de que dicha muestra se extrajo de una población de valores con una distribución teórica definida.

Conociendo la forma como se distribuyen las muestras, se puede pasar a asociar los histogramas con alguna distribución de probabilidad conocida. Hay que determinar los parámetros de un modelo que mejor ajuste a un conjunto de datos experimentales, en este caso, una serie de latencias medidas de un electrooculograma. Es útil disponer de un criterio de evaluación de la bondad o de la calidad del ajuste²⁸. Para esto se puede utilizar las pruebas de hipótesis y entre ellas la prueba de bondad y ajuste.

²⁸ <http://www.fisicarecreativa.com/guias/capitulo4.pdf>

Figura 16. Comportamiento para el parámetro de la latencia las dos poblaciones de estudio (casos y controles) para los recorridos ANT10 y ANT20



8.3. PRUEBA DE HIPÓTESIS

Las pruebas de hipótesis son un enfoque clásico para establecer la significancia estadística de los resultados muestrales. Básicamente, la técnica involucra la comparación de los resultados empíricos observados en una muestra con los resultados teóricos esperados, bajo la suposición

de que la hipótesis nula es cierta. Esta comparación permite calcular la probabilidad de que los resultados observados puedan ser debidos exclusivamente al azar²⁹.

El problema es verificar si el conjunto de datos se puede ajustar o afirmar que proviene de una determinada distribución. Las pruebas estadísticas que tratan este problema reciben el nombre general de "Pruebas de Bondad de Ajuste"³⁰.

8.3.1. Prueba de bondad y ajuste

Los datos disponibles rara vez son apropiados para realizar cualquier análisis, de tal forma que es necesario convertirlos en una forma adecuada que pueda soportar análisis significativos. El objetivo es entender la variabilidad aleatoria que existe en cada medición de los datos. Datos no truncados son datos que se han recogido a través de la duración completa de un experimento, o datos que no tienen que ser excluidos de un experimento por cualquier razón.

Se tienen dos pruebas básicas que pueden aplicarse: La prueba Chi - Cuadrado y la prueba de Smirnov-Kolmogorov. Ambas pruebas pertenecen a la categoría de lo que en estadística se denominan pruebas de "Bondad de Ajuste" y miden, como el nombre lo indica, el grado de ajuste que existe entre la distribución obtenida a partir de la muestra y la distribución teórica que se supone debe seguir esa muestra. Ambas pruebas están basadas en la hipótesis nula de que no hay diferencias

²⁹ http://siona.udea.edu.co/~bcalderon/resultadostatgraphics_2.html

³⁰ http://bochica.udea.edu.co/~bcalderon/6_pruebasbondadajuste.html

significativas entre la distribución muestral y la teórica. Ambas pruebas están basadas en las siguientes hipótesis:

$$H_0: f(x,q) = f_0(x,q)$$

$$H_1: f(x,q) \neq f_0(x,q)$$

Donde $f_0(x,q)$ es la distribución que se supone sigue la muestra aleatoria. La hipótesis alternativa siempre se enuncia como que los datos no siguen la distribución supuesta.

Para formular la hipótesis nula debe tenerse en cuenta los siguientes aspectos o criterios:

- La naturaleza de los datos a analizar. Dependiendo del tipo de muestras que se esté tomando, se puede pensar en un tipo de distribución específica.
- Histograma. La forma que tome el histograma de frecuencia es quizás la mejor indicación del tipo de distribución a considerar.

8.3.2. Prueba de Smirnov-Kolmogorov (S-K)

Esta prueba es válida únicamente para variables continuas, compara la función de distribución (probabilidad acumulada) teórica con la observada, y calcula un valor de discrepancia, que corresponde a la discrepancia máxima en valor absoluto entre la distribución observada y la distribución teórica, proporcionando asimismo un valor de probabilidad P , que corresponde, si se está verificando un ajuste a la distribución normal, a la probabilidad de obtener una distribución que discrepe tanto como la observada si verdaderamente se hubiera obtenido una muestra aleatoria, de tamaño n , de una distribución normal. Si esa probabilidad es grande no habrá por tanto razones estadísticas para suponer que los datos no proceden de una distribución, mientras que si es muy pequeña, no será aceptable suponer ese modelo probabilístico para los datos.

En esta prueba se está interesado en el grado de concordancia entre la distribución de frecuencia muestral y la distribución de frecuencia teórica, bajo la hipótesis nula de que la distribución de la muestra es $f_0(x,q)$ e interesa probar que no existe diferencia significativa. La prueba trabaja con la función de distribución (distribución de frecuencia acumulativa).

8.3.3. Pruebas de bondad y ajuste sobre cada recorrido

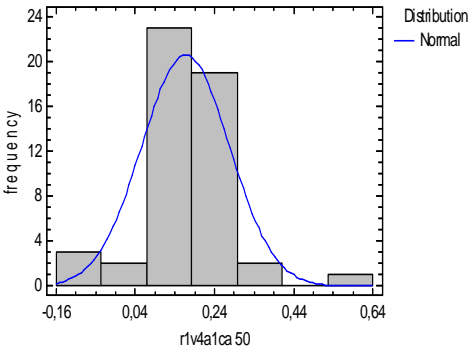
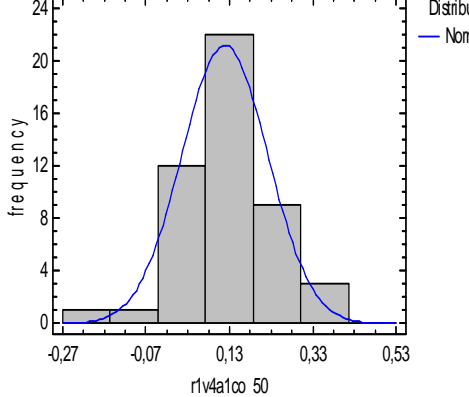
Siguiendo la misma metodología que se utilizó para los histogramas de frecuencia se realizan las pruebas de bondad y ajuste para cada ángulo que dio positivo en las pruebas de anova en cada recorrido.

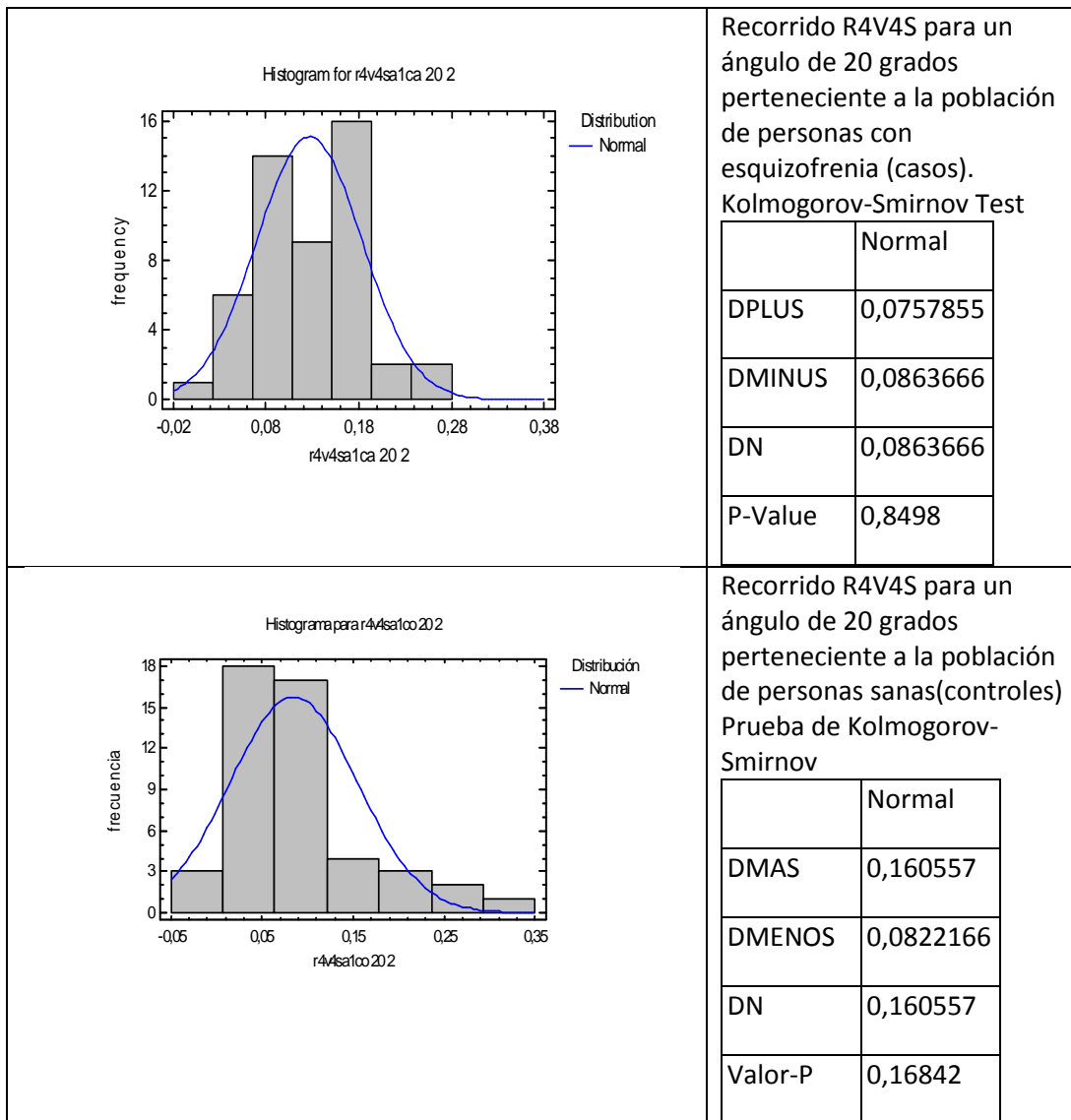
Para las pruebas de Smirnov-Kolmogorov se parte del supuesto de que los datos muestrales correspondientes a las latencias para cada ángulo que resultó positivo en las pruebas de anova en los recorridos ANT10, ANT20, R1V4, R4V4S pertenecen a una población de datos que se distribuye como lo hace una distribución normal.

La realización de esta prueba sobre los valores de las latencias en los recorridos antes descritos arrojó como resultado que los datos poblacionales de los cuales se tomó la muestra pueden provenir de una distribución normal.

Algunos de los ángulos que se probaron para los diferentes recorridos se pueden ver en la tabla 8, la cual muestra los resultados de la prueba de Smirnov-Kolmogorov y la gráfica de la distribución de probabilidad teórica que se obtiene de la misma.

Tabla 8. Resultados de la prueba de Smirnov-Kolmogorov

<p style="text-align: center;">Histogram for r1v4a1ca 50</p>  <p>The histogram shows the frequency distribution for 'r1v4a1ca 50'. The x-axis ranges from -0.16 to 0.64, and the y-axis (frequency) ranges from 0 to 24. A normal distribution curve is overlaid on the histogram bars.</p>	<p>Recorrido R1V4 para un ángulo de 50 grados perteneciente a la población de personas con esquizofrenia (casos).</p> <p>Kolmogorov-Smirnov Test</p> <table border="1" data-bbox="1018 622 1295 972"> <thead> <tr> <th></th> <th>Normal</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>DPLUS</td> <td>0,0760611</td> </tr> <tr> <td>DMINUS</td> <td>0,109944</td> </tr> <tr> <td>DN</td> <td>0,109944</td> </tr> <tr> <td>P-Value</td> <td>0,581279</td> </tr> </tbody> </table>		Normal	DPLUS	0,0760611	DMINUS	0,109944	DN	0,109944	P-Value	0,581279
	Normal										
DPLUS	0,0760611										
DMINUS	0,109944										
DN	0,109944										
P-Value	0,581279										
<p style="text-align: center;">Histogram for r1v4a1co 50</p>  <p>The histogram shows the frequency distribution for 'r1v4a1co 50'. The x-axis ranges from -0.27 to 0.53, and the y-axis (frequency) ranges from 0 to 24. A normal distribution curve is overlaid on the histogram bars.</p>	<p>Recorrido R2V4 para un ángulo de 50 grados perteneciente a la población de personas sanas (controles).</p> <p>Kolmogorov-Smirnov Test</p> <table border="1" data-bbox="1018 1189 1295 1536"> <thead> <tr> <th></th> <th>Normal</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>DPLUS</td> <td>0,0820798</td> </tr> <tr> <td>DMINUS</td> <td>0,100765</td> </tr> <tr> <td>DN</td> <td>0,100765</td> </tr> <tr> <td>P-Value</td> <td>0,714357</td> </tr> </tbody> </table>		Normal	DPLUS	0,0820798	DMINUS	0,100765	DN	0,100765	P-Value	0,714357
	Normal										
DPLUS	0,0820798										
DMINUS	0,100765										
DN	0,100765										
P-Value	0,714357										



Los parámetros para las distribuciones de probabilidad normal teórica que se obtuvieron se pueden ver en la tabla 9.

Tabla 9. Parámetros para las distribuciones normales teóricas obtenidas de la prueba de bondad y ajuste.

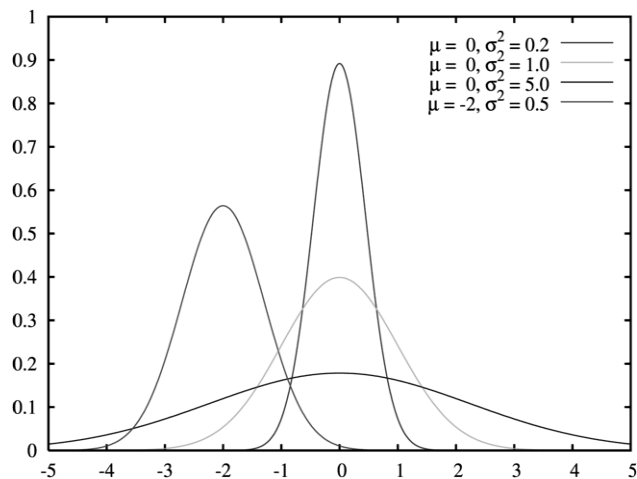
Recorrido	Población	Ángulo (grados)	μ (milisegundos)	σ (milisegundos)
ANT10	Casos	10	0.1819	0.1378
ANT10	Controles	10	0.0584	0.0952
ANT20	Casos	20	0.1831	0.1394
ANT20	Controles	20	0.0809	0.1211
R1V4	Casos	50	0.16706	0.111038
R1V4	Controles	50	0.118896	0.103496
R1V4	Casos	55	0.1768	0.117286
R1V4	Controles	55	0.139812	0.0814498
R1V4	Casos	60	0.19476	0.129263
R1V4	Controles	60	0.151583	0.0824484
R1V4	Casos	65	0.22598	0.101889
R1V4	Controles	65	0.158833	0.0908617
R1V4	Casos	70	0.189	0.129704
R1V4	Controles	70	0.17875	0.0983291
R4V4S	Casos	20-1	0,13418	0,125532
R4V4S	Controles	20-1	0,0952708	0,104152
R4V4S	Casos	20-2	0,1267	0,0567207
R4V4S	Controles	20-2	0,0848542	0,069485
R4V4S	Casos	20-3	0,15894	0,0876785
R4V4S	Controles	20-3	0,0868125	0,0645392
R4V4S	Casos	30-1	0,15892	0,0778213
R4V4S	Controles	30-1	0,112646	0,0920119
R4V4S	Casos	30-2	0,1267	0,0567207
R4V4S	Controles	30-2	0,125562	0,0704864
R4V4S	Casos	30-3	0,18812	0,0991646
R4V4S	Controles	30-3	0,126896	0,0836989

Al tener conocimiento de las distribuciones que siguen los datos se puede pasar a analizar su comportamiento tanto para el grupo de latencias pertenecientes a los casos y el grupo de latencias pertenecientes a los controles. Los cuales se comportan como una distribución normal.

8.4. LA DISTRIBUCIÓN NORMAL

Los dos parámetros de la distribución son: μ , la media, y σ la desviación estándar. Se puede pensar que μ y σ son medidas de tendencia central y dispersión para la distribución normal, respectivamente. Los parámetros μ y σ determinan completamente la distribución normal. En otras palabras, por cada valor diferente de μ y σ se especificará una distribución normal distinta. Los valores diferentes de μ desplazan la gráfica de la distribución a lo largo del eje de las x. Los valores de σ determinan el grado de aplanamiento o levantamiento de la gráfica de la distribución. Ésto implica que la distribución normal es realmente una familia de distribuciones en la que un miembro se distingue de otro según sus valores de μ y σ . Ver figura 17.

Figura 17. Familia de normales.³¹



La distribución normal no es una ley inherente a todas las características mensurables que ocurren en la naturaleza. Sin embargo, es verdad que

³¹ http://www.fisterra.com/mbe/investiga/distr_normal/distr_normal.asp

muchas de estas características tienen una distribución aproximadamente normal. En consecuencia, aun cuando no existe variable alguna que en la práctica se encuentre distribuida con precisión, la distribución normal se puede utilizar como modelo para normalizar la distribución de muchas variables de interés³².

En el caso particular que compete en este proyecto, se desea conocer, cuales son los valores que para las poblaciones de casos y controles pertenecen a un intervalo en el cual se pueda decir que dichas medidas son características a dicha población y que a demás difieren en cierta medida de la otra.

8.5. INTERVALO DE CONFIANZA PARA LA MEDIA DE UNA MUESTRA

El cálculo de intervalos de confianza para la estimación de parámetros son técnicas que permiten hacer declaraciones sobre qué valores podemos esperar para un parámetro.

El procedimiento general para construir intervalos de confianza es el siguiente:

Estimador +/- (coeficiente de confiabilidad) x (error estándar) (15)

El intervalo calculado dependerá de:

- Lo estimado en la muestra (media, varianza,...) el intervalo de confianza está formado por valores ligeramente menores y mayores que la aproximación ofrecida por la muestra.

³² Daniel, Bioestadística, Base para el análisis de las ciencias de la salud, 2006- p 16 , 107 - 114

- El tamaño de la muestral. Cuantos más datos hayan participado en el cálculo, más pequeño se espera que sea la diferencia entre el valor estimado y el valor real desconocido.
- La probabilidad (nivel de confianza) con la que el método dará una respuesta correcta. Los niveles de confianza habituales para los intervalos de confianza son del 95% y el 99%³³.

En el contexto de estimar un parámetro poblacional, un intervalo de confianza es un rango de valores (calculado en una muestra) en el cual se encuentra el verdadero valor del parámetro, con una probabilidad determinada.

La probabilidad de que el verdadero valor del parámetro se encuentre en el intervalo construido se denomina nivel de confianza, y se denota $1-\alpha$. La probabilidad de equivocarse se llama nivel de significancia y se simboliza α . Generalmente se construyen intervalos con confianza $1-\alpha=95\%$ (O significancia $\alpha=5\%$).

8.5.1. Distribución Z ó distribución t

Cuando se obtiene un intervalo de confianza para la media de una población, se debe decidir si se utiliza el valor de z o t como factor de confiabilidad, para hacer una elección adecuada se debe considerar el tamaño de la muestra, si la población muestral sigue una distribución muestral, y si la varianza de la población es conocida. El siguiente diagrama de flujo puede ayudar a decidir rápidamente que factor de confiabilidad debe ser z o t. Ver figura 18.

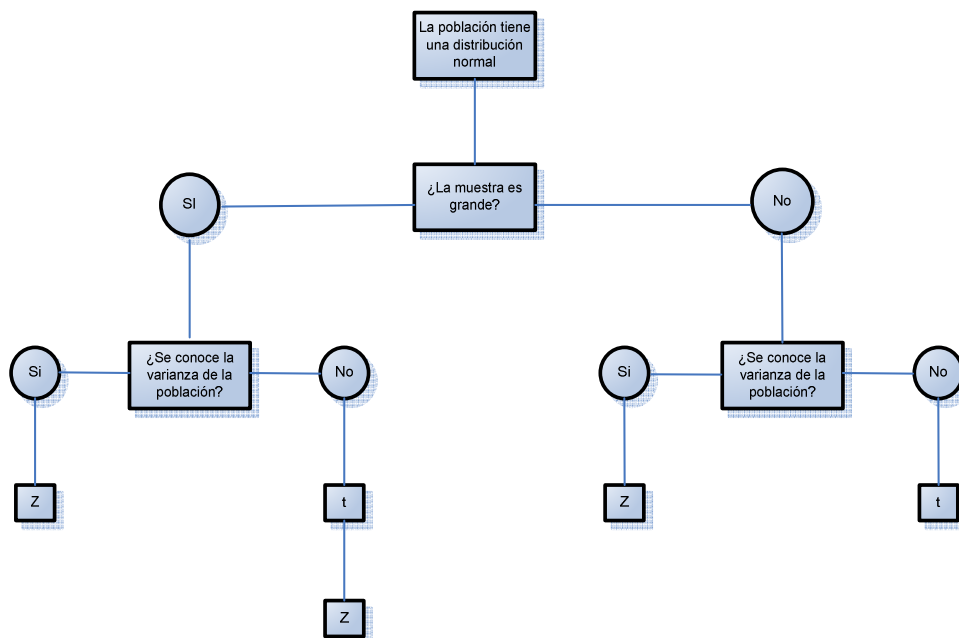
³³ F.j. Barón Lopez, F. Telles Montiel, Apuntes de Bioestadística, Cap 2, Intervalos de confianza.

Se utilizo el factor de confiabilidad z para una significancia del 5%.

8.6. INTERVALOS DE CONFIANZA PARA LOS RECORRIDOS

Los recorridos ANT10 y ANT20, los cuales corresponden a antisacadas de 10° y 20° respectivamente y a los cuales se le asociaron distribuciones normales con una media y una varianza respectiva.

Figura 18. Escoger entre distribución Z o distribución t.³⁴



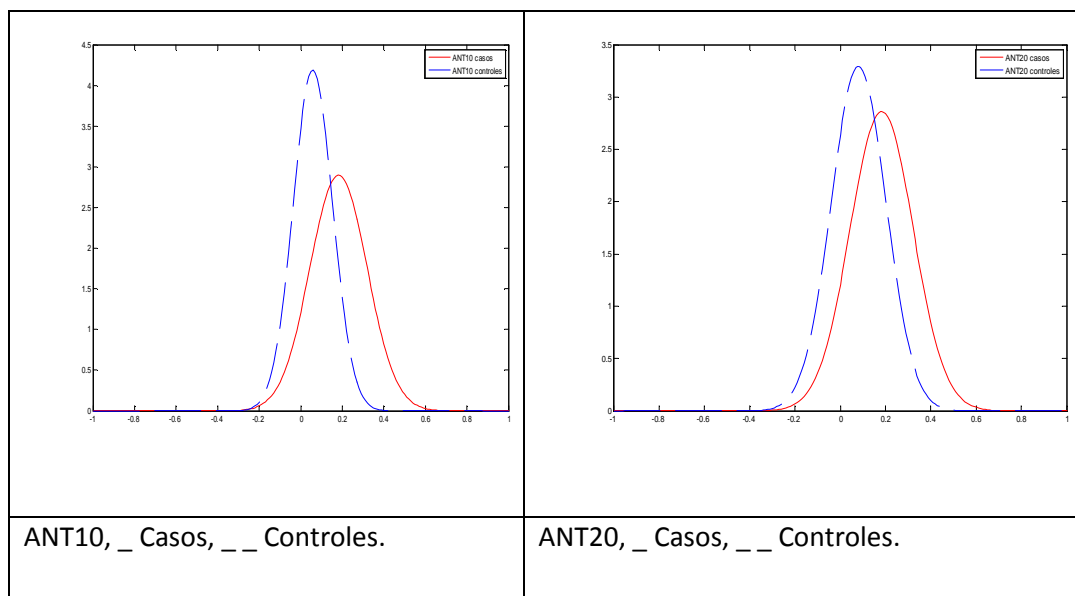
Conociendo que los datos correspondientes a la latencia para estos recorridos tienen medias significativamente diferentes y que además sus datos provienen de una distribución normal, se realizaron una serie de medidas para poder contrastar las dos distribuciones y así de esta manera encontrar como son los intervalos de tiempo entre los cuales se

³⁴ Daniel, Bioestadística, Base para el análisis de las ciencias de la salud, 2006- p 165.

encuentra la latencia para personas sanas (controles) y como lo son para las personas con esquizofrenia (casos). De estas medidas se puede obtener los rangos entre los cuales se pueda decir que la respuesta ante un estímulo esté entre los tiempo para las personas normales. Y cuando esta respuesta se pueda considerar como un retraso y que además sea un valor común a las respuestas producidas por un esquizofrénico.

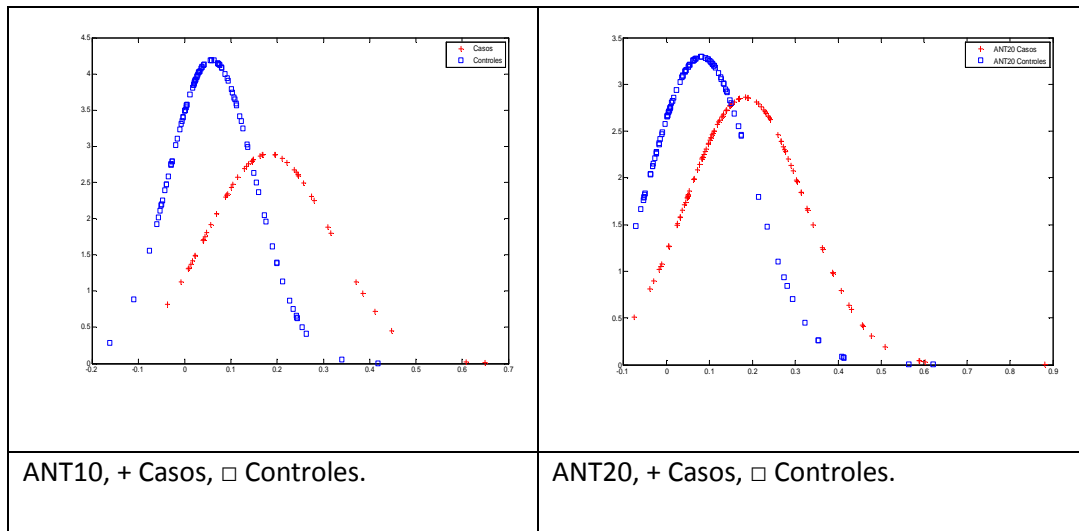
Al sobreponer las distribuciones de probabilidad teóricas para los dos grupos de estudio, casos y controles se puede observar el siguiente comportamiento. Ver figura 19.

Figura 19. Distribuciones de probabilidad para casos y controles en antisacadas.



En las dos distribuciones se puede observar que ambas tienen medias diferentes pero que las dos se cruzan. Pero estas son las distribuciones teóricas. Si se mira como es el comportamiento pero con los datos de las latencias para cada recorrido se observa lo siguiente. Ver figura 20.

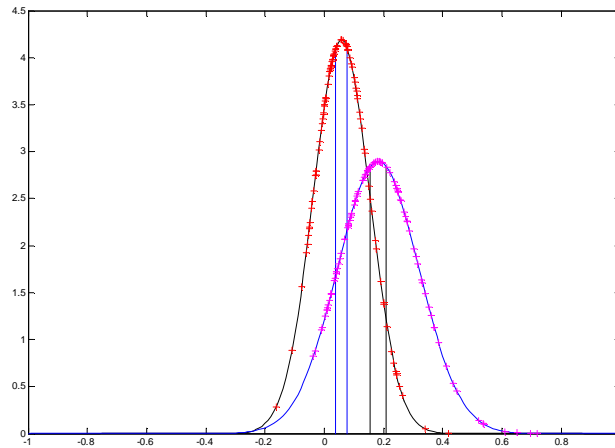
Figura 20. Distribución de los datos experimentales.



Es evidente que hay personas con esquizofrenia que tienen valores de latencia correspondientes a los de una persona normal y que hay personas normales con valores de latencia iguales a la que tendría una persona con esquizofrenia. Pero también es claro que son más los esquizofrénicos que tienen valores de latencias que se podrían tomar como retrasos, luego, conocer si una persona tiene una latencia muy alta podría ser de cierta forma útil, pero es necesario conocer el intervalo de confianza alrededor de la media de cada distribución para poder dar una aproximación acerca de cuáles son los valores comunes a cada uno de los grupos de datos.

Al realizar los cálculos para el intervalo de confianza alrededor de la media muestral se encontraron los siguientes resultados. Ver figura 21 y 22.

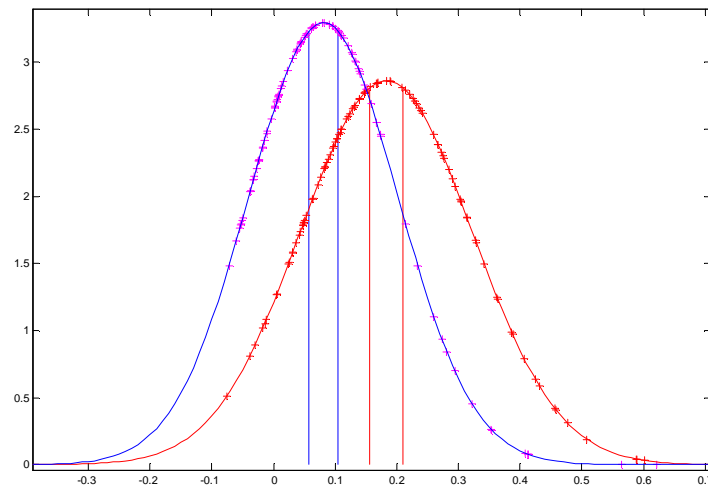
Figura 21. Intervalo de confianza entre casos y controles para ANT10



ANT20 casos + con un intervalo de confianza de [0.1558 , 0.2104] ms

ANT20 controles + con un intervalo de confianza de [0.0567 , 0.1051] ms

Figura 22. Intervalo de confianza entre casos y controles para ANT20



ANT20 casos + con un intervalo de confianza de [0.1558 , 0.2104] ms

ANT20 controles + con un intervalo de confianza de [0.0567 , 0.1051] ms

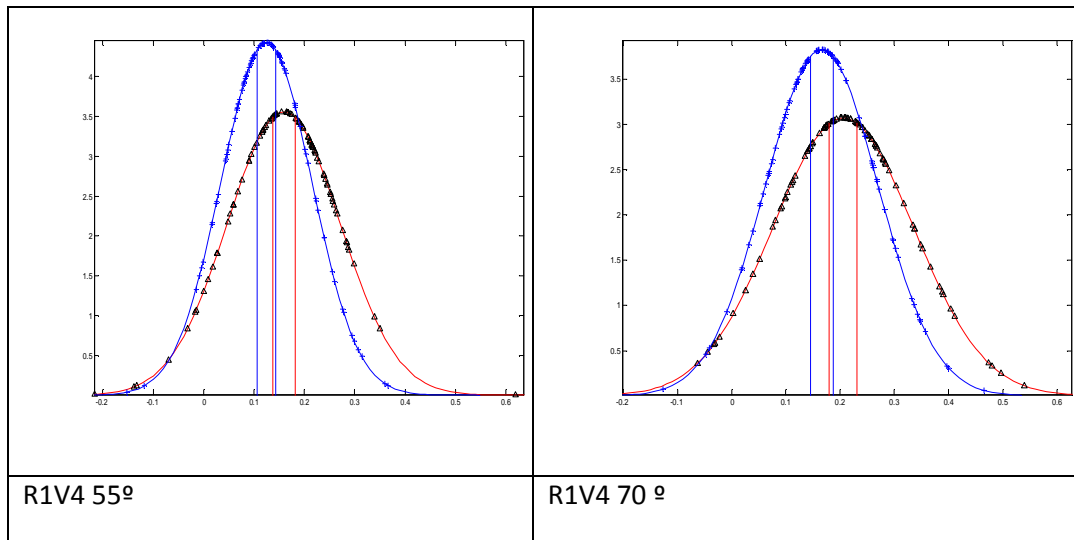
Lo que se quiere encontrar, son los retrasos en las latencias o como es la respuesta común de una persona sana. Se utilizan los valores correspondientes a los intervalos de confianza para poder etiquetar el valor de una latencia con los valores comunes a una de las poblaciones, para esto, se delimitan estos valores de la siguiente manera. Ver ecuación 15.

$$Estado(x) \approx \begin{cases} Normal \ si \ \begin{cases} x < 0.0772 \ \forall x \in ANT10 \\ x < 0.1051 \ \forall x \in ANT20 \end{cases} \\ Retrazo \ si \ \begin{cases} x > 0.1549 \ \forall x \in ANT10 \\ x > 0.1558 \ \forall x \in ANT20 \end{cases} \\ Indefinido \ si \ \begin{cases} 0.0772 < x < 0.1549 \ \forall x \in ANT10 \\ 0.1558 < x < 0.1558 \ \forall x \in ANT20 \end{cases} \end{cases} \quad (15)$$

Siendo normales, todos aquellos valores que se encuentran a la izquierda del intervalo de confianza correspondiente a la población de personas sanas (controles) incluyendo el intervalo de confianza. Y retrasos, todos aquellos valores que se encuentran a la izquierda e incluyendo el intervalo mismo de la población de personas enfermas (casos).

Para el recorridos R1V4 cambia un poco la configuración de los datos pues ya no se está analizando un solo ángulo sino que se está estudiando una serie de ángulos diferentes en el mismo recorrido, los cuales son 50°, 55°, 60°, 65° y 70°. Los ángulos de 55° y 70° no se utilizaron porque las distribuciones que describen su comportamiento son muy similares como se observa en la Figura 23

Figura 23. Ángulos de 55 y 70 grados para el recorrido R1V4



Para los demás ángulos se tiene lo siguiente. Ver figura 24 y 25:

Figura 24. Ángulos de 50 y 60 grados para el recorrido R1V4

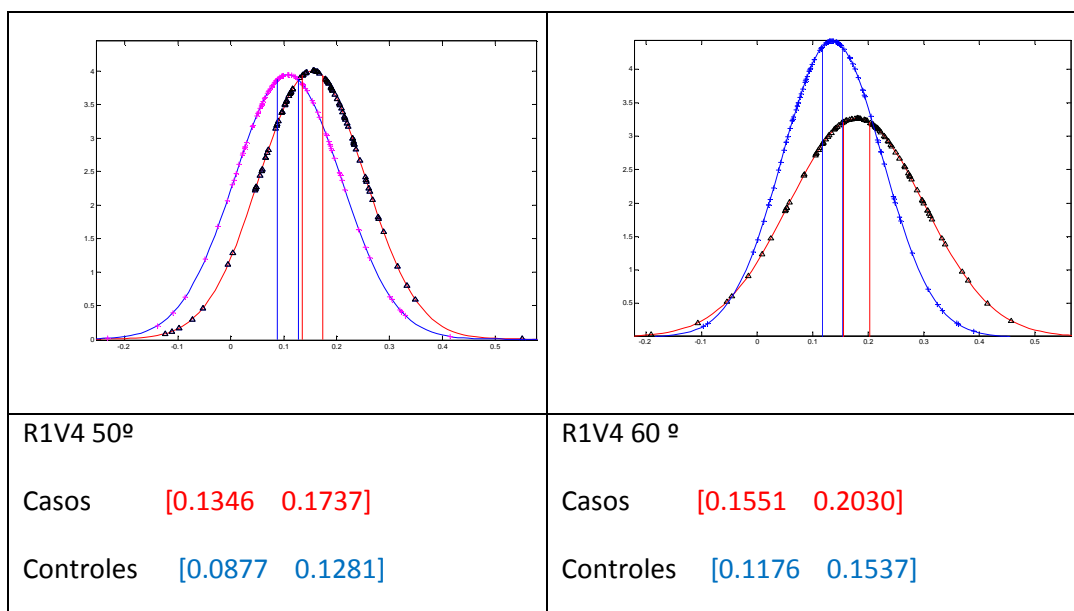
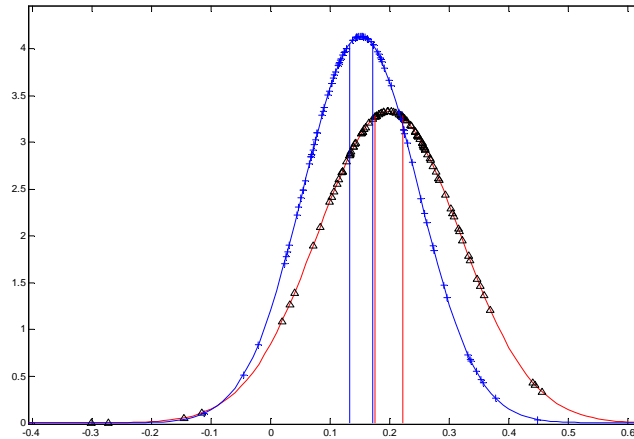


Figura 25. Ángulo de 65 grados para el recorrido R1V4



R1V4 65°

Casos [0.1748 0.2217]

Controles [0.1320 0.1706]

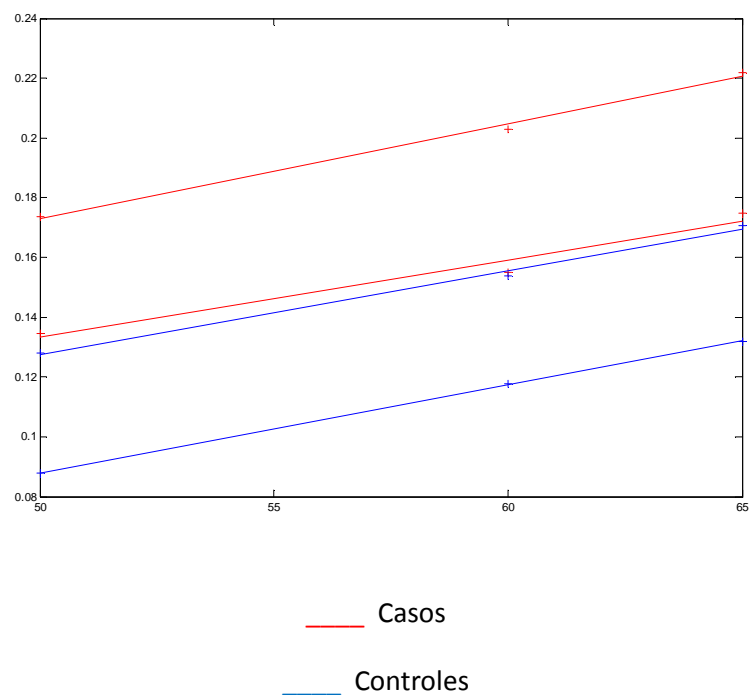
Al realizar una correlación entre los intervalos de confianza y su respectivo ángulo se puede observar que tienen una relación lineal y creciente lo cual se puede observar en la Figura 26.

Utilizando solo los intervalos de confianza para los ángulos de 50°,60° y 65°, puesto que son estos los que no se traslapan, y al observar que estos valores de latencia crecen cuando crece el ángulo, se realizó una regresión lineal con estos valores, para poder observar los intervalos entre los que se encuentran los valores de confianza para las medias tanto para casos como para controles en el recorrido R1V4 para los correspondientes ángulos. La relación lineal que se le asoció a los datos de los intervalos es la siguiente. Ver ecuación 16:

$$\begin{aligned}
 \text{Casos } (\theta) & [\text{caso_inf} \approx 0.0032 \theta + 0.0150, \text{ caso_sup} \approx 0.0026 \theta + 0.0037] \\
 \text{Control } (\theta) & [\text{control_inf} \approx 0.0028 \theta - 0.0122, \text{ control_sup} \approx 0.0030 \theta - 0.0602] \quad (16)
 \end{aligned}$$

Donde caso_inf corresponde a la correlación realizada con los valores inferiores de los intervalos de confianza de la población casos, y casos_sup a los valores superiores de los intervalos de confianza de la misma población. Lo mismo sucede con control_inf y control_sup pero estos hacen referencia a la población controles.

Figura 26. Correlación intervalo de confianza y ángulo para el recorrido R1V4



En la figura 26, es evidente que los valores en los que se encuentran las dos poblaciones, casos y controles. Tienen valores comunes a una población en particular ya sea casos o controles y diferentes a la otra población.

Las ecuación 16, muestra los intervalos entre los que se encuentran las medidas de las latencias comunes tanto a casos como a controles, pero también, muestra lo que se podría caracterizar como respuestas ante estímulos normales y respuestas retrasadas.

Los valores de latencia que se tomaran como retrasos y como valores normales para el recorrido R1V4 se pueden observar en la ecuación 17.

$$\text{Estado}(x) = \begin{cases} \text{Normal si } \left\{ \begin{array}{l} x \mid x \text{ es latencia y sus valores para } \theta [50^\circ, 60^\circ, 65^\circ] \\ \text{son menores a la recta } \text{control}_{\text{sup}(\theta)} \approx 0.0030\theta - 0.0602 \end{array} \right. \\ \text{Retraso si } \left\{ \begin{array}{l} x \mid x \text{ es latencia y sus valores para } \theta [50^\circ, 60^\circ, 65^\circ] \\ \text{son mayores a la recta } \text{Caso}_{\text{inf}(\theta)} \approx 0.0032\theta + 0.0150 \end{array} \right. \\ \text{Indefinido si } \left\{ \begin{array}{l} x \mid x \text{ es latencia y sus valores para } \theta [50^\circ, 60^\circ, 65^\circ] \\ \text{Estan entre las rectas} \\ [\text{control}_{\text{sup}(\theta)} \approx 0.0030\theta - 0.0602, \text{ caso}_{\text{inf}} \approx 0.0032\theta + 0.0159] \end{array} \right. \end{cases} \quad (17)$$

Para el recorrido R4V4S el comportamiento es similar al recorrido R1V4 solo que varía en dos ángulos, 20° y 30°. Configurado de la siguiente forma, tres medidas para un ángulo de 20° y tres para el de 30°. Medidas de las cuales sólo se tomaron la segunda de 20° y la primera de 30°. Las demás medidas para la latencia se rechazaron por no mostrar claras diferencias entre los grupos de casos y controles. El comportamiento que describen las medidas para el segundo ángulo de 20° y para el primer de 30° es el siguiente. Ver figuras 27 y 28:

Figura 27. Segundo ángulo de 20 grados para el recorrido R4V4S

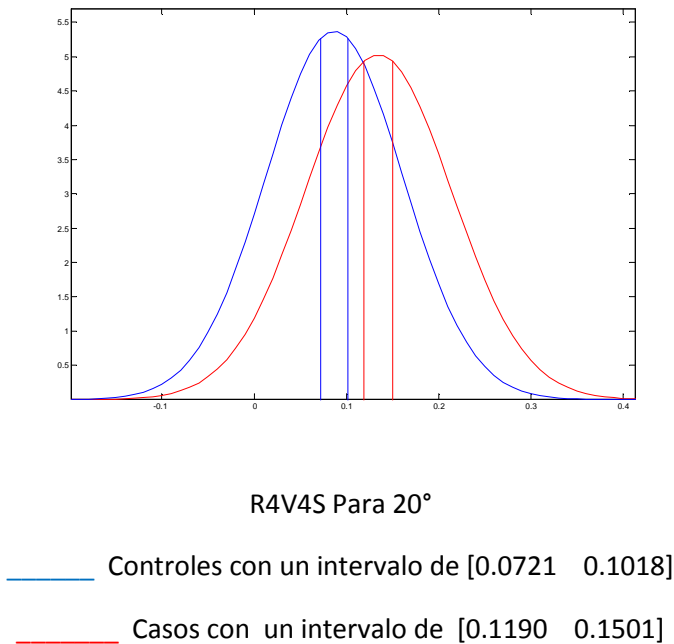
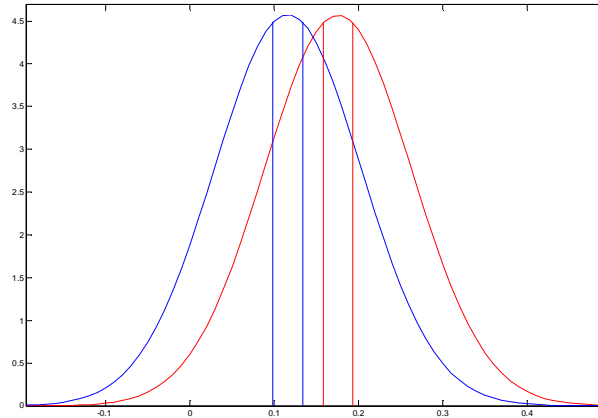


Figura 28. Primer ángulo de 30 grados para el recorrido R4V4S



R4V4S Para 30°

— Controles con un intervalo de [0.0988 0.1336]

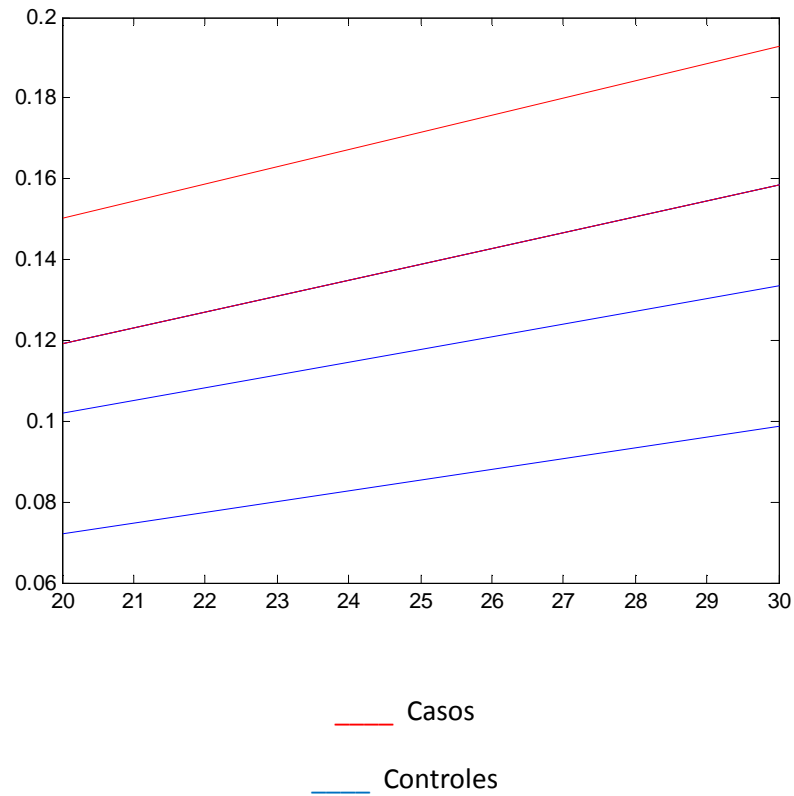
— Casos con un intervalo de [0.1585 0.1927]

Siguiendo el mismo mecanismo que en el recorrido R1V4 se realizó una regresión con los datos de los intervalos de confianza para 20° y 30°, del cual se obtuvieron las siguientes ecuaciones. Ver ecuación 18.

$$\begin{aligned} \text{Casos}(\theta) &\approx [\text{Caso_inf} \approx 0.0040\theta + 0.0400, \text{Caso_sup} \approx 0.0043\theta + 0.0649] \\ \text{Controle}(\theta) &\approx [\text{Control_inf} \approx 0.0027\theta + 0.0187, \text{Control_sup} \approx 0.032\theta + 0.0382] \end{aligned} \quad (18)$$

Al graficar en la figura 29, las rectas de la ecuación 18 para cada uno de las poblaciones de estudio (casos y controles), se observa como estas tienen valores diferentes para sus intervalos de confianza. Al igual que en el recorrido, anterior para este recorrido R4V4S se puede hacer a partir de estas rectas una aproximación a las medidas para lo que se considerara una latencia normal y una latencia retrasada. Ver ecuación 19.

Figura 29. Correlación intervalos de confianza y ángulos para el recorridoR4V4S



$$\text{Estado}(x) \approx \left\{ \begin{array}{l} \text{Normal Si } \left\{ \begin{array}{l} x \mid x \text{ es latencia, y los sus valores para } \theta[20^\circ, 30^\circ] \\ \text{Son menores a la recta control_sup}(\theta) \approx 0.0032\theta + 0.0382 \end{array} \right\} \\ \text{Retrazo Si } \left\{ \begin{array}{l} x \mid x \text{ es latencia, y los sus valores para } \theta[20^\circ, 30^\circ] \\ \text{Son mayores a la recta caso_inf}(\theta) \approx 0.004\theta + 0.0400 \end{array} \right\} \\ \text{Indefinido Si } \left\{ \begin{array}{l} x \mid x \text{ es latencia, y los sus valores para } \theta[50^\circ, 60^\circ, 65^\circ] \\ \text{Es tan entre las rectas :} \\ \left[\text{control_sup}(\theta) \approx 0.0032\theta - 0.0382, \text{ caso_inf} \approx 0.004\theta + 0.0400 \right] \end{array} \right\} \end{array} \right.$$

(19)

Los grupos que se generan podrían ser una forma de clasificar las latencias de un paciente al cual no se conoce cuan retrasada tenga su respuesta ante un estímulo, el inconveniente que se presenta es cuando los datos no corresponden a ninguno de los grupos anteriormente mencionados, es decir en aquellos recorridos en los que hay más de un ángulo involucrado y los datos para todos los ángulos, no caen todos en

los valores apropiados para tal medida, en este caso los grupos generados resultan inapropiados para realizar la clasificación, por este motivo, se implementaron los clasificadores de las latencias utilizando redes neuronales, las cuales, además de asociar a los grupos específicos aquellos datos que corresponden de manera adecuada, también pueden asociar aquellas medidas que no tienen datos completamente contenidos en uno de estos grupos, pero que si tienen características similares a uno de ellos.

8.7. REDES NEURONALES COMO CLASIFICADOR

8.7.1. Redes neuronales artificiales (RNA)

Las RNA están compuestas de un gran número elementos de procesamiento altamente interconectados (Neuronas) trabajando al mismo tiempo para la solución de problemas específicos. Las RNA, tal como las personas, aprenden de la experiencia.

En cualquier caso, se trata de una nueva forma de computación que es capaz de manejar las imprecisiones e incertidumbres que aparecen cuando se trata de resolver problemas relacionados con el mundo real (reconocimiento de formas, toma de decisiones, etc.), ofreciendo soluciones robustas y de fácil implementación.

Las RNA están compuestas de muchos elementos sencillos que operan en paralelo, el diseño de la red está determinado mayormente por las conexiones entre sus elementos. Al igual que las conexiones de las neuronas cerebrales.

El cerebro humano continuamente recibe señales de entrada de muchas fuentes y las procesa a manera de crear una apropiada respuesta de

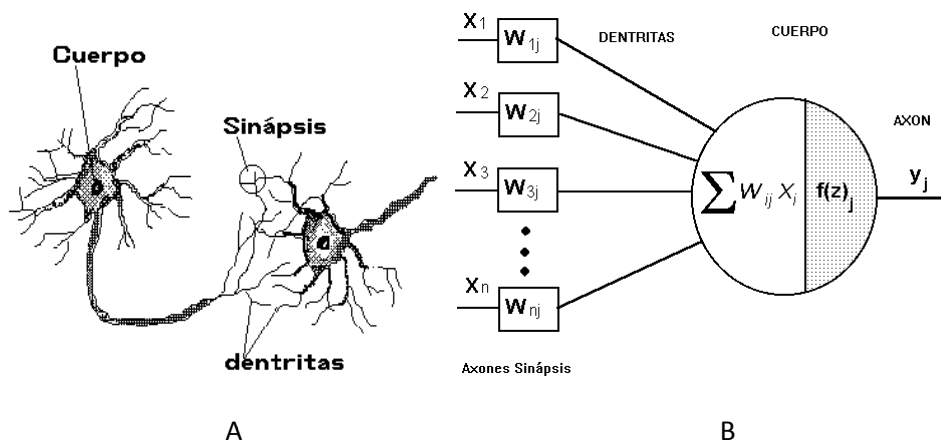
salida. Los cerebros cuentan con millones de neuronas que se interconectan para elaborar "Redes Neuronales". Estas redes ejecutan los millones de instrucciones necesarias para mantener una vida normal.

8.7.1.1. Neuronas artificiales

El objetivo principal de una neurona artificial es emular el comportamiento de una neurona biológica. Es la unidad básica de una red neuronal, las neuronas artificiales, simulan las funciones básicas de neuronas naturales. Las neuronas artificiales son mucho más simples que la neurona biológica; la figura 30-b, muestra los fundamentos de una neurona artificial.

Como se ve en la ilustración, dicha unidad de proceso consta de una serie de Entradas X_i , que equivalen a las dendritas de donde reciben la estimulación, ver figura 30-a, ponderadas por unos pesos W_i , que representan como los impulsos entrantes son evaluados y se combinan con la función de red que dará el nivel de potencial de la neurona. La salida de la función de red es evaluada en la función de activación que da lugar a la salida de la unidad de proceso.

Figura 30. a) Neurona biológica, b) neurona artificial



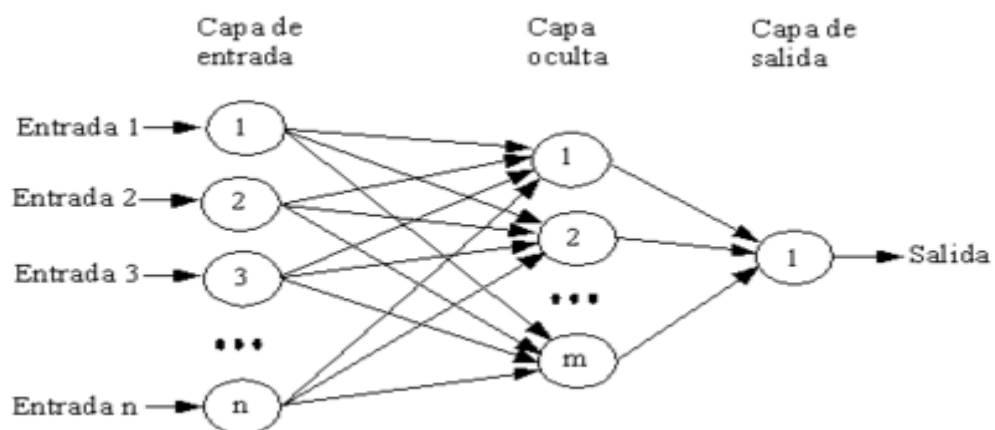
Los pesos que hay en las sinapsis W_i , equivaldrían en la neurona biológica a los mecanismos que existen en las sinapsis para transmitir la señal. De forma que la unión de estos valores (X_i y W_i) equivalen a las señales químicas inhibitorias y excitadoras que se dan en las sinapsis y que inducen a la neurona a cambiar su comportamiento.

8.7.1.2. Redes neuronales

Las redes neuronales típicamente están formadas por una serie de capas de neuronas que están unidas entre sí mediante sinapsis. Las neuronas artificiales como unidades independientes no son muy eficaces para el tratamiento de la información y se agrupan en estructuras más grandes, las redes de neuronas artificiales o redes neuronales.

La distribución de neuronas dentro de la red se realiza formando niveles o capas de un número determinado de neuronas cada una. Ver figura 31.

Figura 31. Configuración de una red neuronal³⁵




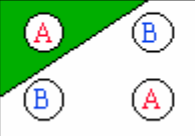



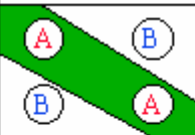






³⁵ http://es.wikipedia.org/wiki/Red_neuronal_artificia

8.7.1.2.1. El perceptrón multicapa

El perceptrón multicapa capaz de actuar como un aproximador universal de funciones: una red backpropagation que contenga al menos una capa oculta con suficientes unidades no lineales puede aproximar cualquier tipo de función o relación continua entre un grupo de variables de entrada y salida. Esta propiedad convierte a las redes perceptrón multicapa en herramientas de propósito general, flexibles y no lineales³⁶.

Como se puede observar en la figura 32, el número de capas ocultas y de neuronas en estas capas determina cuan efectiva y compleja puede ser la aproximación que puede hacer la red.

Figura 32. Relación entre aproximación y número de capas ocultas

<i>Estructura</i>	<i>Tipo de región de decisión</i>	<i>Problema del OR-Exclusivo</i>	<i>Clases lin.no separables</i>	<i>Formas más generales</i>
<i>Una capa</i> 	<i>Zonas separadas por hiperplanos</i>			
<i>Dos capas</i> 	<i>Zonas convexas</i>			
<i>Tres capas</i> 	<i>Zonas de complejidad arbitraria</i>			

³⁶ Introducción a las redes neuronales aplicadas, que aparece en la dirección: <http://halweb.uc3m.es/esp/Personal/personas/jmmarin/esp/DM/tema3dm.pdf>

8.7.2. Clasificadores

Se implementó una red neuronal para cada recorrido, la cual, es capaz de reconocer las características de los datos y clasificarlos en tres diferentes clases y asocia a una de estas, aquellos datos que no cumplen totalmente con las características de los grupos, pero que tienen una tendencia hacia uno de estos. Las características y parámetros de cada una de las redes para cada recorrido se muestran a continuación.

8.7.2.1. Características generales

Para cada recorrido, se implementó una red de tipo perceptrón multicapa, las cuales generalizan la regla de aprendizaje de Widrow-Holff³⁷. Mediante unos vectores de entrada y sus correspondientes etiquetas asociadas a éstas para sus respectivos grupos de clasificación, con estos datos se puede entrenar una red la cual es capaz de asociar una función de aproximación con un número finito de discontinuidades, que es capaz de asociar los vectores de entrada con sus respectivas salidas. En este caso clasificar los vectores de entrada en una serie de clases previamente definidas.

El algoritmo estándar para las redes perceptrón multicapa es el gradiente descendiente, hay una serie de variaciones para este algoritmo. Para la implementación de cada red se llevaron a cabo los siguientes pasos y métodos:

- Realizar el ensamble de los datos de entrenamiento: se deben crear parejas de datos, vectores de entradas con sus respectivas salidas, para realizar este paso se llevo a cabo el estudio de los

³⁷ Introduction :: Backpropagation (Neural Network Toolbox)

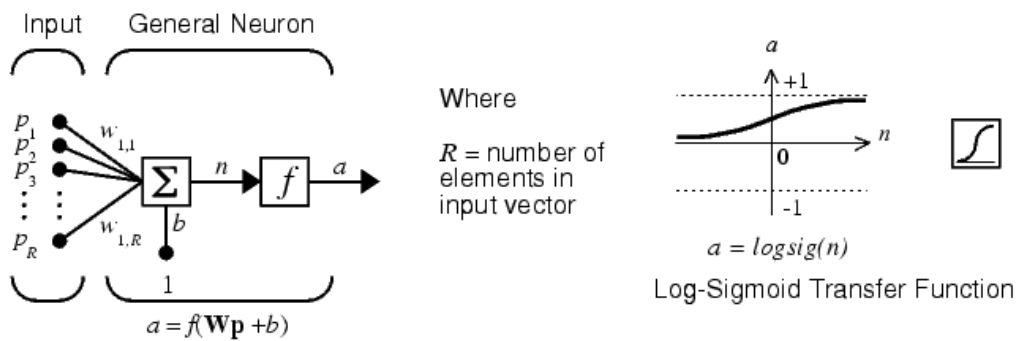
datos para conocer su comportamiento y distribución con el fin de saber cómo deben ser las etiquetas de salida a las que se puede asociar estos datos.

- Creación del objeto red: se debe crear la estructura que debe tener la red teniendo en cuenta que su configuración determina el éxito del desempeño de la misma. Teniendo como premisa la minimización del número de neuronas y de capas ocultas.
- Entrenamiento de la red: Se le muestran a la red el conjunto de parejas de datos (vectores de entrada y su respectiva etiqueta), seccionado de una muestra y los cuales son representativos de la misma, y que muestran el comportamiento de cada grupo a clasificar. Para que la red conozca como son los datos y en el futuro al introducirle un dato que nunca se le mostró, a la red, tenga la capacidad de asignarle la etiqueta que corresponda a las características del dato que se le introdujo.
- Simular la respuesta de la red ante nuevas entradas: verificar el comportamiento de la red ante entradas nunca antes vistas por esta para comprobar la eficacia de la misma.

8.7.2.2. Arquitectura común a todos los recorridos

Se utilizó la arquitectura de red más común para el algoritmo Backpropagation, la cual se mostrara a continuación. Ver figura 33.

Figura 33. Neurona modelo



Se utilizo una función de activación tipo logsig, los pesos sinápticos y los valores de bias iniciales se utilizan los que por defecto genera matlab ya que estos se generan de forma aleatoria y permiten un mejor desempeño al momento del entrenamiento de la red. Se implementaron redes con una o dos capas ocultas a demás de la capa de entrada y de salida.

Se utilizó el toolbox para redes neuronales de la herramienta de cómputo Matlab la cual ofrece una gran variedad de algoritmos de entrenamiento de los cuales se escogió el algoritmo de Gradient Descent (traingd).

Se utilizó como conjunto de entrenamiento la mitad de las señales con que se cuentan es decir se cuenta con 100 señales para casos y 96 para controles en cada recorrido. Se utilizo 50 señales y 48 respectivamente y las restantes señales se utilizaron para hacer las pruebas.

Para encontrar la configuración adecuada de la red se tuvo en cuenta que como máximo deberá tener dos capas ocultas pues el espacio en el que se distribuirían las clases de salida se puede separar por espacios convexos o hiperplanos, y para encontrar el número de neuronas por capa, se tomó como medida para escoger, el error cuadrático medio en el proceso de entrenamiento y la precisión de la red al aproximar los datos a clasificar.

Las arquitecturas de las redes que se definieron para cada recorrido se pueden ver en la tabla 10.

Tabla 10. Arquitectura de las redes implementadas

Red	Entradas	Capas internas	Salidas
ANT10	1	1 capa → 3 neuronas	1
ANT20	1	1 capa → 3 neuronas	1
R1V4	3	capa → 2 neuronas 2 capa → 2 neuronas	1
R4V4S	2	1 capa → 2 neuronas	1

En la tabla 9 se muestra la configuración de las redes para cada recorrido mostrando el número de capas ocultas y el número de neuronas en esas capas, dichas configuraciones son las que mejor aproximaron el conjunto de latencias con sus respectivas salidas de acuerdo a los grupos de datos que se encontraron en la sección 8.7.

8.7.2.2.1. Resultados obtenidos de la clasificación individual por recorrido

Al simular cada una de las redes en sus respectivos conjuntos de datos destinados para las pruebas se obtienen los siguientes resultados.

De las ecuaciones 15, 17y 19 se puede realizar una clasificación previa de los grupos de estudio de las cual se puede crear los grupos de datos para el entrenamiento de las redes y la validación de la calidad de las mismas.

Para la red ANT10 y ANT20 se cuenta con 98 señales respectivamente para las pruebas, señales de las cuales se conoce por medio de la ecuación 15, cuales son los grupos a los que pertenece y con los cuales se prueba el desempeño de la red.

Tabla 11. Aproximación de la red neuronal para los recorridos ANT10 y ANT20

Población	Grupo de clasificación	Ecuación 15	Red neuronal
ANT10	Normales	41	39
ANT10	Retraso	34	32
ANT10	Indefinido	23	23
ANT20	Normales	39	38
ANT20	Retraso	42	42
ANT20	Indefinido	17	17

En la tabla 11 se muestra una relación entre la cantidad de señales que la red debe clasificar correctamente y la cantidad de señales que esta clasifica como tales

El error que se genera con la red en relación a los resultados obtenidos con la ecuación 15 para la red del recorrido ANT10 de un 4.0816 % y de un 1.0204% para el recorrido ANT20. Para los recorridos ANT10 y ANT20 no se hace tan necesaria la red neuronal como para los recorridos R1V4 y R4V4S debido a que las ecuaciones 17 y 19 no pueden clasificar los conjuntos de latencias para los diferentes ángulos cuando alguno de ellos hace que no se cumplan todas las restricciones que se especifican en estas ecuaciones.

La clasificación que estas ecuaciones (17 y 19) generan se puede ver en la tabla 12.

De la tabla 12 se puede observar que el porcentaje de muestras que la ecuación 17 y 19 no puede clasificar es alta debido a que estas solo clasifican aquellas que se amoldan a sus restricciones por tal motivo se hace necesario el uso de una red neuronal que pueda familiarizarse con las características de los datos y a su vez interpolar aquellos que no cumplen completamente con dichas restricciones.

Tabla 12. Clasificación realizada por las ecuaciones 17 y 19

Recorrido	Normales (%)	Retrasos (%)	Indefinidos (%)	No clasifica (%)
R1V4 casos	18	54	0	28
R1V4 Controles	53.1250	29.1667	0	17.7083
R4V4S Casos	2	2	44	52
R4V4S Controles	2.0833	7.2917	18.750	71.8750

Además con las señales que se destinaron para realizar las pruebas en este caso 64 señales para R1V4 y 28 para R4V4S. Se muestra en la tabla 13 una relación entre el número de señales que la red debe clasificar correctamente y el número de señales que la red clasifica como tales.

Tabla 13. Rendimiento de la red R1V4

Grupo	Ecuación 17 y 19	Red R1V4
Normal	36	34
Retrazo	28	25

En la tabla 11 no hay pruebas para muestras pertenecientes al grupo de indefinidos dado que en la muestra no se encuentran mediciones que cumplieran con esas características. Para el entrenamiento de la red se generaron valores de latencia que cumplieran con esas restricciones para realizar el entrenamiento de la misma.

Para las 28 señales de prueba del recorrido R4V4S se puede ver el contraste con las ecuaciones 17 y 19 en la tabla 14.

Tabla 14. Rendimiento de la red R4V4S

Grupo	Ecuación 17 y 19	Red R4V4S
Normal	20	20
Retraso	6	5
Indefinido	2	2

Con los valores que se cuentan para probar el desempeño de la red se da un error del 7.8125 % para R1V4 y del 3.5714 % para R4V4S.

8.7.2.2.2. Clasificador Completo

Por último, para realiza una clasificación teniendo en cuenta todos los recorridos, ver figura 28, se implementó una red que emplea como criterio de selección, que cuando la mitad mas uno de los resultado de las redes para cada recorrido arrojen un valor de retraso o un valor normal de latencia, se clasificaran como paciente normal o con retraso respectivamente, en caso contrario, se clasificaran como indefinido.

La siguiente es la configuración que se implementó para el clasificador definitivo de las latencias.

Como ejemplos de entrenamiento, se emplearon todas las combinaciones que se pueden dar con las cuatro redes para las salidas ideales de las redes individuales, las cuales son: uno (1) para personas sanas, menos uno (-1) para personas enfermas y cero (0) para aquellos casos en los que no se puede decir nada de sus valores de latencia, es decir se tomo una matriz en la cual cada fila contiene la información de los resultados de las cuatro redes. La arquitectura de la red es la que se puede observar en la figura 35.

Los resultados que se obtuvieron al simular la red con cada una de las señales con las que se pueden observar en la tabla 15.

Figura 34. Red Global

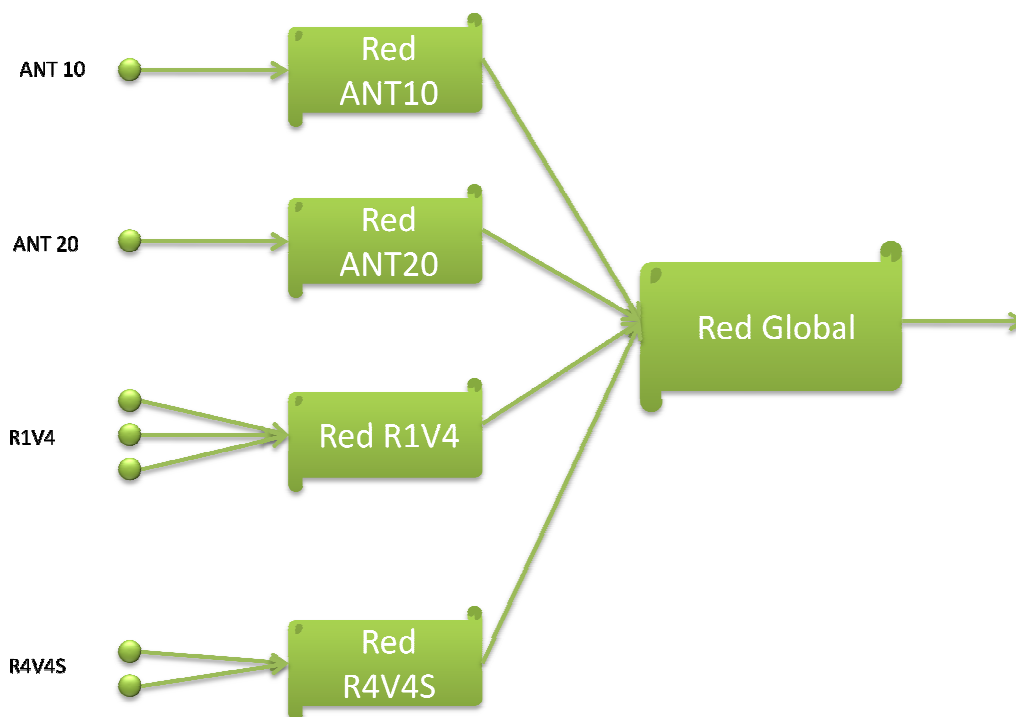


Tabla 15. Arquitectura de la red Global

Red	Entradas	Capas internas	Salidas
Global	4	capa → 4 neuronas 2 capa → 2 neuronas	1

Para las señales de los cuatro recorridos estipulados pertenecientes a 30 pacientes de los cuales se conoce cual debería ser su clasificación en uno de los tres grupos (Normales, retrasos o indefinidos) utilizadas para realizar las pruebas de la red y los valores que la red genera correctamente para estas señales se muestran en la tabla 16.

Tabla 16. Resultados obtenidos del clasificador global

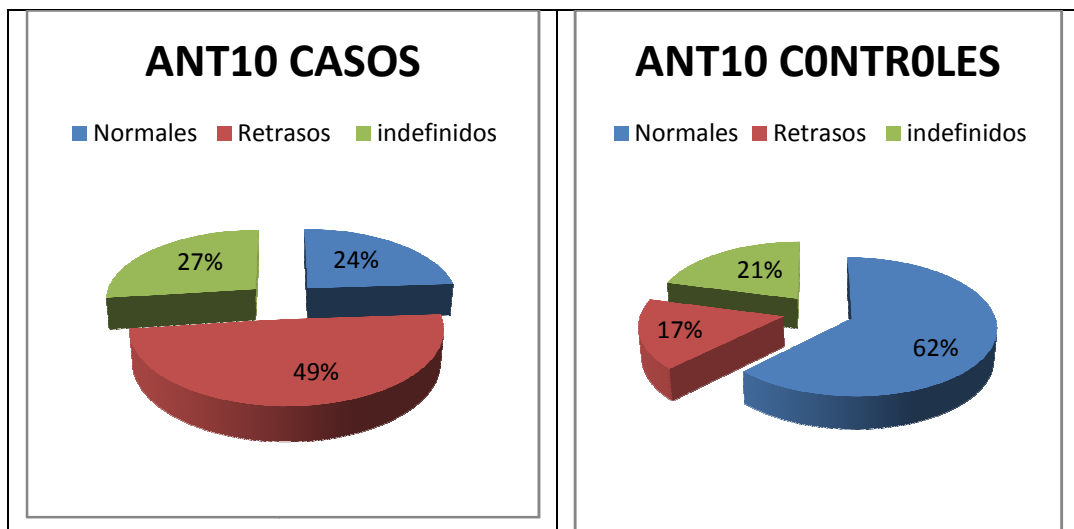
Grupo	Pruebas	Red
Normales	16	16
Retrasos	12	11
Indefinidos	2	2

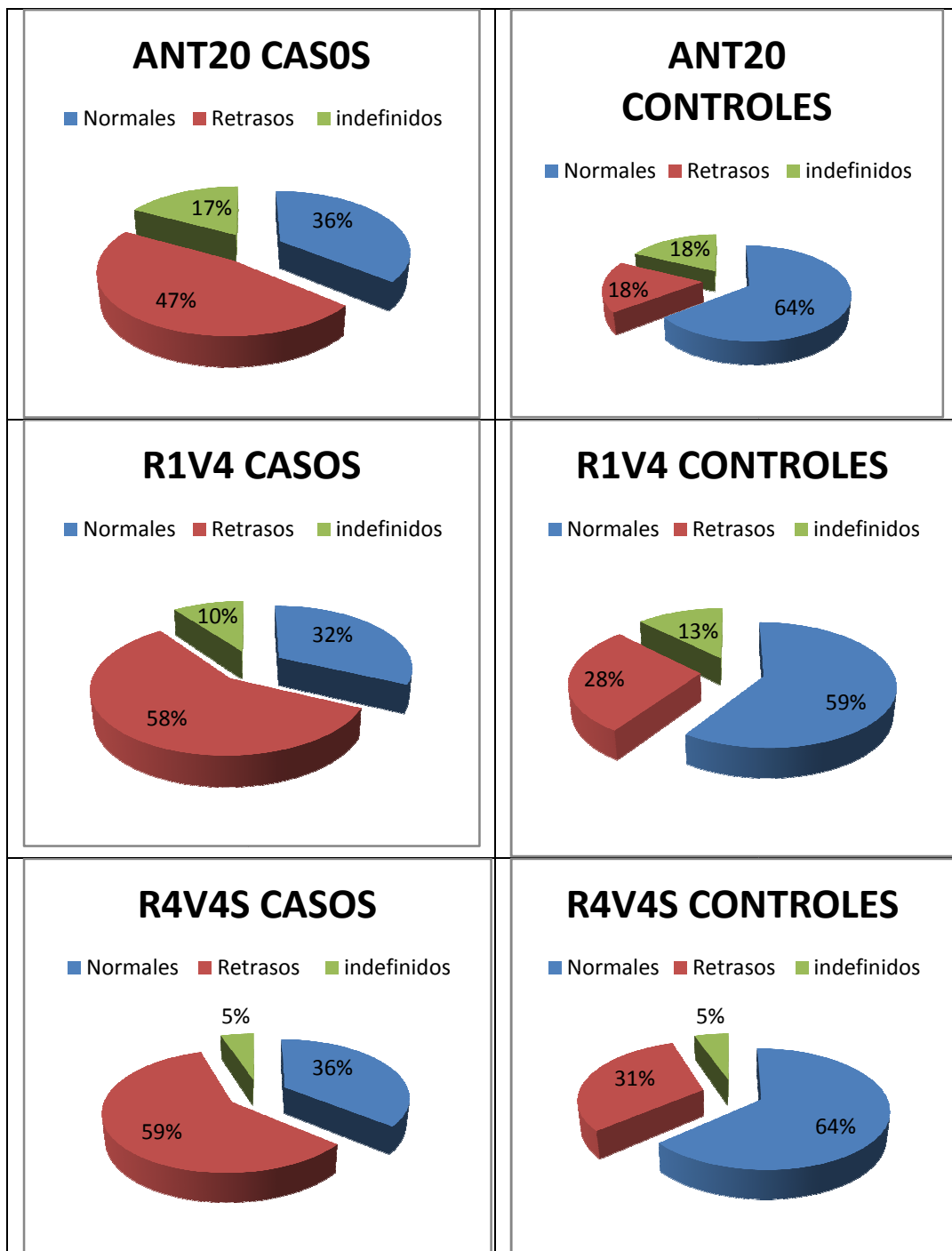
Con las 30 señales que se cuentan para probar el desempeño de la red se da un error del 3.3333 %.

8.7.2.2.3. Resultado de la clasificación de las poblaciones

Como se menciona en la sección 4, a las personas con esquizofrenia se les asocian una serie de problemas en las funciones motoras del ojo, para este proyecto estos problemas se analizan a partir del parámetro de la latencia, el cual en contraste con las medidas tomadas para una persona sana se encuentran retrasados en el tiempo. El resultado de la clasificación realizada ratifica la teoría. Ver en la figura 35. Para cada recorrido en particular y en la figura 36 para el clasificador global.

Figura 35. Resultados red ANT10, ANT20, R1V4, R4V4S.

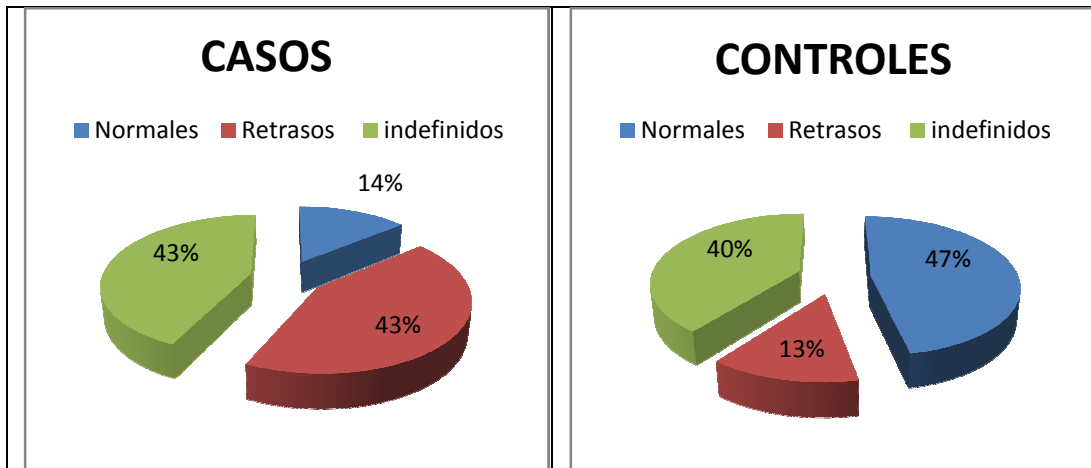




En la figura 35 se puede observar como para la población de pacientes con esquizofrenia (caso) la clasificación predominante es la de Retraso y para la población de personas sanas (casos) la clasificación predominante es la de medidas normales de latencia.

En la clasificación producida por la red global se muestran los resultados en la figura 36.

Figura 36. Resultados del clasificador global.



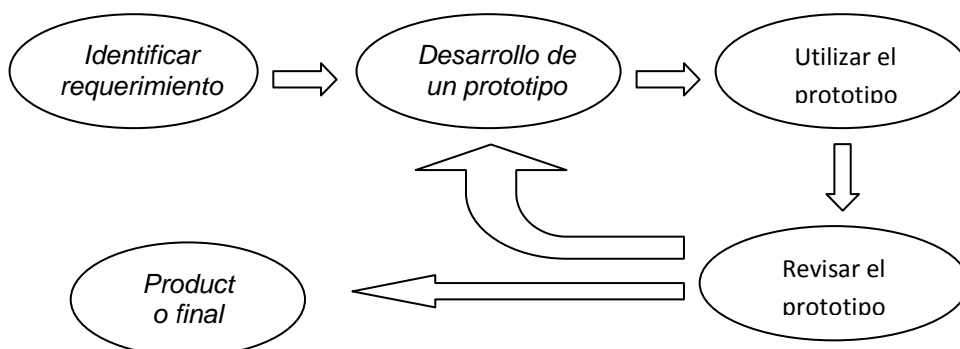
Con lo cual se puede ver que para la población observada de pacientes con esquizofrenia es más alta la cantidad de estos que tienen retrasado el parámetro de la latencia que para los pacientes provenientes de una población sana.

9. DESARROLLO DEL SOFTWARE EOG-PHRENOS

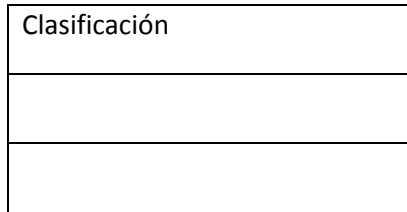
La herramienta EOG-PHRENOS se realizó bajo el paradigma de la Ingeniería del software llamado construcción de prototipos, El que se amolda mejor a las características de la herramienta a desarrollar. El paradigma de construcción de prototipos, es un proceso de desarrollo de software que comienza con la recolección de requisitos. Se definen unos objetivos globales para el software, identificando los requisitos conocidos, generando un diseño rápido que se centra en esos aspectos del software que serán visibles (Por ejemplo: enfoques de entrada y formatos de salida). El diseño rápido lleva a la construcción de un prototipo. El prototipo es evaluado y se utiliza para refinar los requisitos del software a desarrollar. La iteración ocurre cuando el prototipo se pone a punto para cumplir los objetivos, permitiendo al mismo tiempo que el desarrollador comprenda mejor lo que se necesita hacer. El paradigma de creación de prototipos será abierto. El enfoque abierto, denominado prototipo evolutivo, emplea el prototipo como primera parte de una actividad de análisis a la que seguirá el diseño y construcción. El prototipo del software es la primera evolución del sistema terminado.

Para la elaboración del proyecto se elaboraron cuatro prototipos. Las características que cada uno debe presentar son. Ver figura 37:

Figura 37. Proceso de evaluación de prototipos

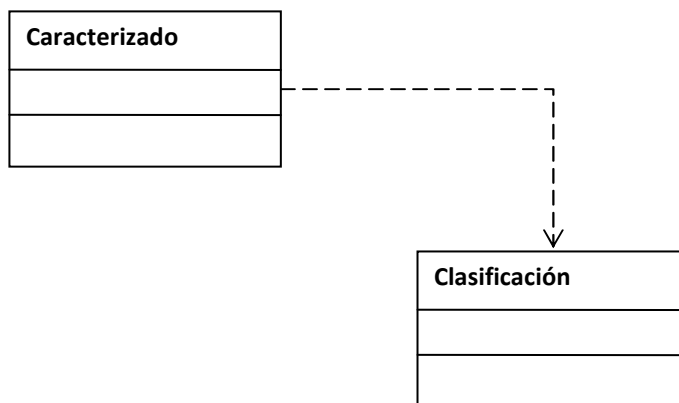


9.1. PROTOTIPO No. 1



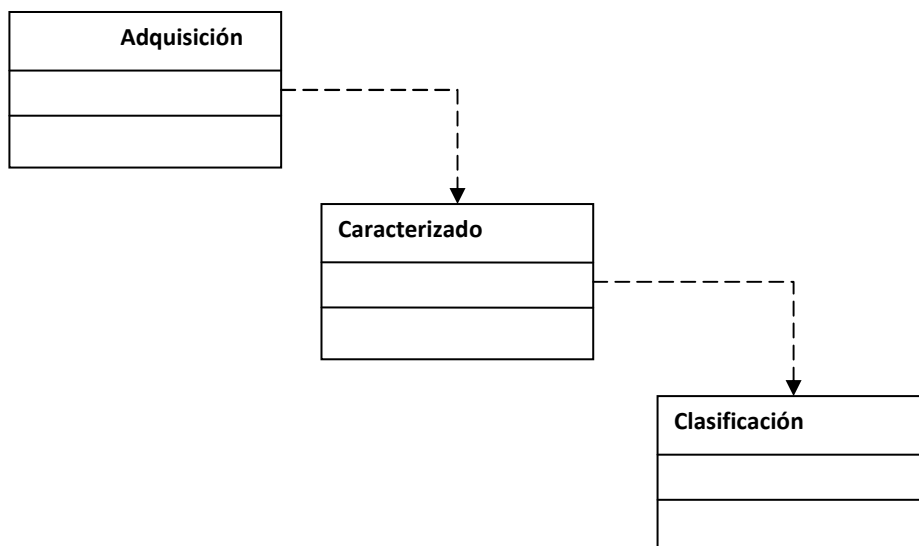
En este prototipo se implementó un método de clasificación basado en las distribuciones de probabilidad características de cada recorrido las cuales nos muestran cual es el comportamiento para un paciente sano o un paciente esquizofrénico, con respecto al parámetro de la latencia.

9.2. PROTOTIPO No. 2



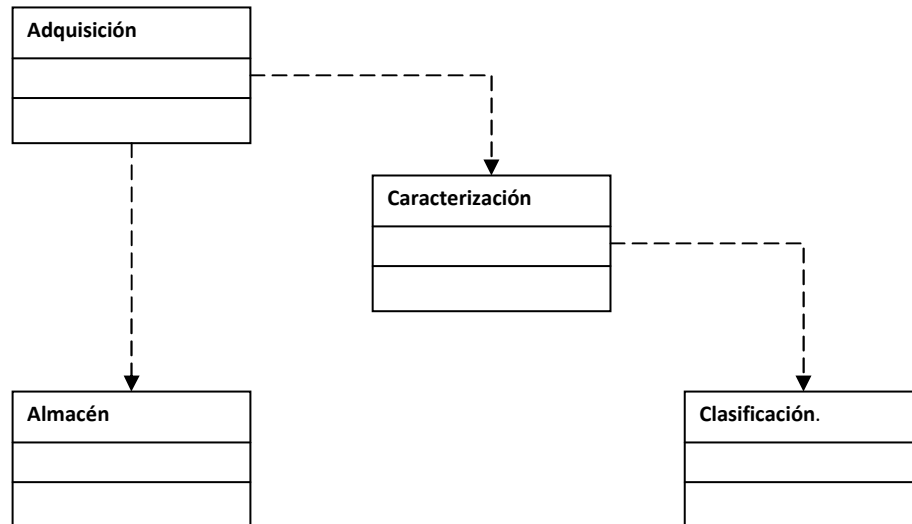
En este prototipo se desarrollaron los algoritmos para filtrar y caracterizar la señal de forma tal que fueran lo más transparente posible al usuario final tratando de automatizar todos los procesos. También se realizó el preprocesamiento y almacenamiento de los datos para utilizarlos en el clasificador.

9.3. PROTOTIPO No. 3



De acuerdo con los requisitos del usuario se desarrollaron una serie de interfaces gráficas que permiten al encargado de montar la información básica del paciente y sus señales respectivas, minimizar el error por medio de validaciones de datos y ayudas gráficas.

9.4. PROTOTIPO No. 4



Se implementó un repositorio de datos que permite almacenar la información que el software recibe y genera y que además permite mostrar la información relevante al usuario.

9.5. HERRAMIENTA SOFTWARE EOG-PHRENOS

La herramienta software EOG-PHRENOS (Seguimiento de pacientes esquizofrénicos a través de sus señales electrooclogrficas), ha sido desarrollado con miras a su uso en un ámbito medico-investigativo, cuya especialidad sea el estudio y seguimiento de enfermedades relacionadas con el sistema visual del ser humano que pueden ser producto de una enfermedad mental como la esquizofrenia.

Para la definición de los alcances y los casos de uso o requerimientos que debe cumplir el EOG-PHRENOS, se realizaron las siguientes actividades:

- Curso de informática biomédica tomado en la Universidad Industrial de Santander.
- Aprendizaje en la utilización de la interfaz de adquisición de señales electro fisiológicas BIOPAC MP30.
- Se adquirió destreza en el manejo del dispositivo electrónico Electro estimulador para proponer y ejecutar cambios que proporcionaran una optimización del mismo.
- Consultas bibliográficas en lo referente a la electrooculografía, el tratamiento de señales, y el análisis estadístico de datos.
- Reuniones con el especialista médico (Psiquiatra), en las cuales se obtuvo una guía acerca del manejo de los datos en estudios de tipo investigativo, e información particular del área de la salud que maneja cada uno de ellos.
- Recopilación y estudio de artículos en los cuales se describían estudios de investigación acerca de la relación entre la presencia de la alteración de los movimientos oculares y la esquizofrenia.

9.5.1. La herramienta debe lograr los siguientes alcances

- Registro, modificación y actualización de los datos de las personas que tienen un historial médico en el software.
- Importación de los archivos con extensión .txt de las señales electrooculográfica que pertenezcan a cada una de las personas.
- Asociación de la información personal y señales pertenecientes a familiares de personas que tienen un historial médico en el software y aparecen con diagnostico confirmado de esquizofrenia.
- Asociación de cada uno de los archivos con un registro en la base de datos que indica una señal para su posterior utilización.
- Verificación de las características de la señal electrooculográfica que se desean ingresar, frente a los aportados por el archivo asociado.

- Eliminación tanto de los archivos como de las señales que ya no se necesiten.
- Importación de archivos con extensión .txt de las señales electrooculográfica pertenecientes a personas registradas ya en el software y que hacen parte de un seguimiento en el tiempo de este mismo.
- Visualización, caracterización y obtención de valores de los parámetros de las señales electrooculográfica.
- Visualización historial del tratamiento de un sujeto a través del tiempo.
- Registro en la base de datos de los valores obtenidos para los parámetros de una señal.
- Filtrado de las señales electrooculográfica que lo requieran, visualizando tanto la señal original como de la obtenida después de aplicar el filtro.
- Reemplazo del archivo original por el archivo de la señal que se ha filtrado.
- Consulta, exportación y/o borrado de los valores de parámetros que se registraron en la base de datos.
- El software debe contar con una base de datos que tenga gran capacidad para el almacenamiento de los valores que se obtengan de los parámetros electrooculográfica.
- El desempeño computacional del software debe ser óptimo al momento de la caracterización, filtrado y demás procesos que requieran un alto nivel de rendimiento por parte de la herramienta.

De acuerdo a los alcances que se mencionaron anteriormente, se definieron tanto los usuarios del sistema, Ver tabla 17, (actores) como las actividades (casos de uso) que podrán realizar cada uno de ellos al interactuar con la herramienta desarrollada.

Tabla 17. Usuarios de la herramienta

Usuarios	Descripción
Especialista Médico	<p>Profesional especializado en algún área de la salud que esté interesado en realizar un seguimiento de los parámetros obtenidos de una señal EOG para una persona a lo largo de un tiempo determinado.</p> <p>Sera el encargado de analizar los datos arrojados por el software así como decidir cuando una persona deja de hacer parte del software o cuando se puede eliminar información de este. Tiene permisos de administrador.</p>
Auxiliar	<p>Profesional experto en el manejo de la interfaz de adquisición BIOPAC MP30 y el Electroestimulador o cualquier otro dispositivo con el cual se realicen los estímulos visuales para la generación de la señal electrooculográfica. Es el encargado de registrar en el sistema los datos correspondientes a los recorridos del electroestimulador y los datos de los parámetros de la señal electrooculográfica. Se hará responsable de la carga de señales así como de la adquisición de los datos personales de las personas, tendrá responsabilidad limitada a sus funciones de adquisición de datos.</p>

En el caso del usuario Auxiliar, puede ser reemplazado por el Especialista médico.

9.5.2. Diagramas de casos de uso

En un diagrama de Casos de Uso se representan los agentes externos más importantes que hacen uso del sistema, y se especifica para cada uno de estos agentes las diferentes actividades que pueden llevar a cabo mediante el sistema desarrollado.

Los siguientes diagramas representan los principales casos de uso del sistema definiendo los principales actores o usuarios que interactúan con

la herramienta EOG-PHRENOS a través de sus funcionalidades, entre los actores se tienen, el especialista médico que tiene privilegios de administrador sobre el sistema y el usuario auxiliar que está preparado en habilidades técnicas.

Los diagramas de casos de uso que describen las funcionalidades de la herramienta EOG-PHRENOS se pueden ver en las figuras 38, 39.

Figura 37. Diagrama de casos de uso

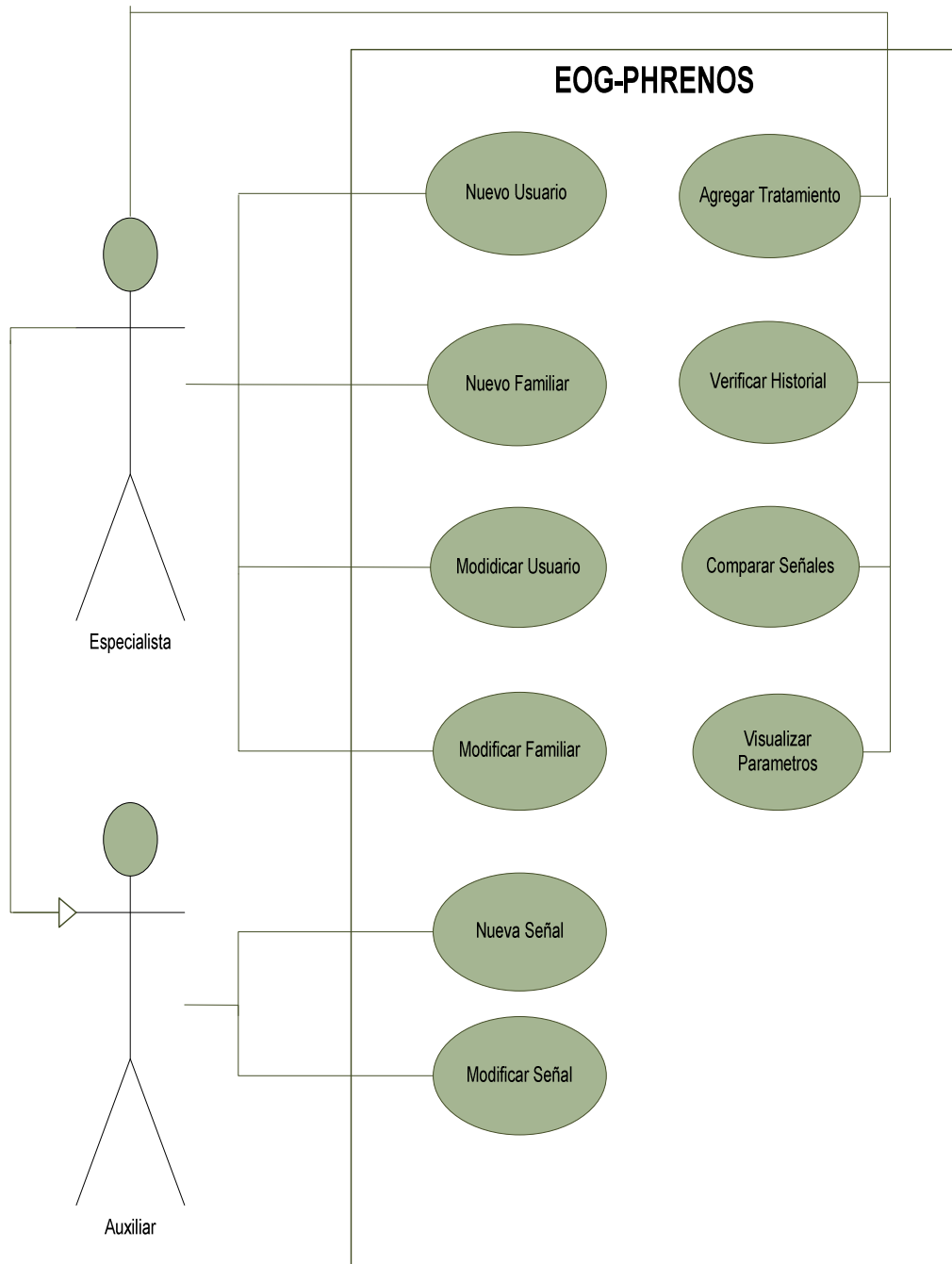
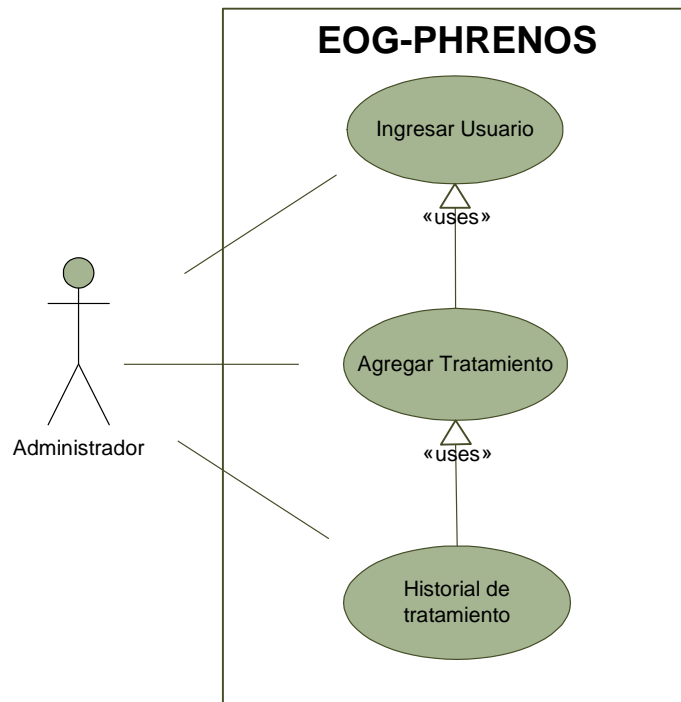
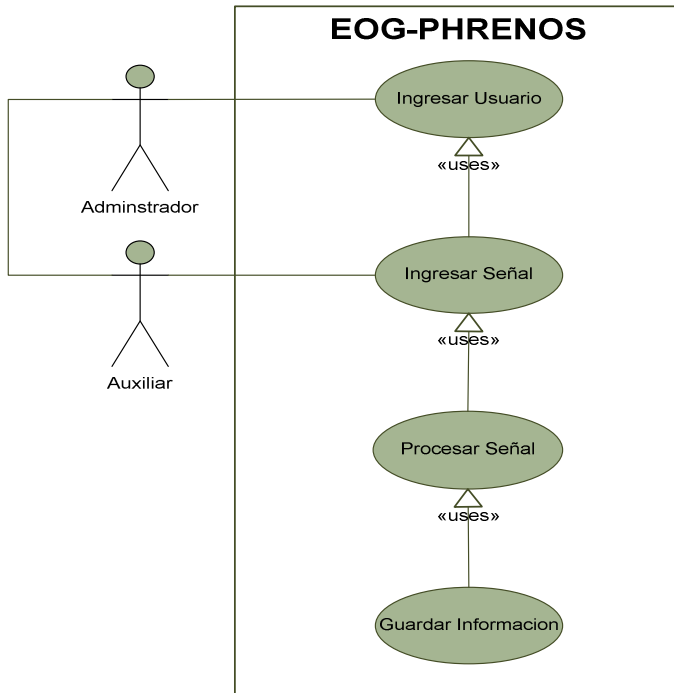
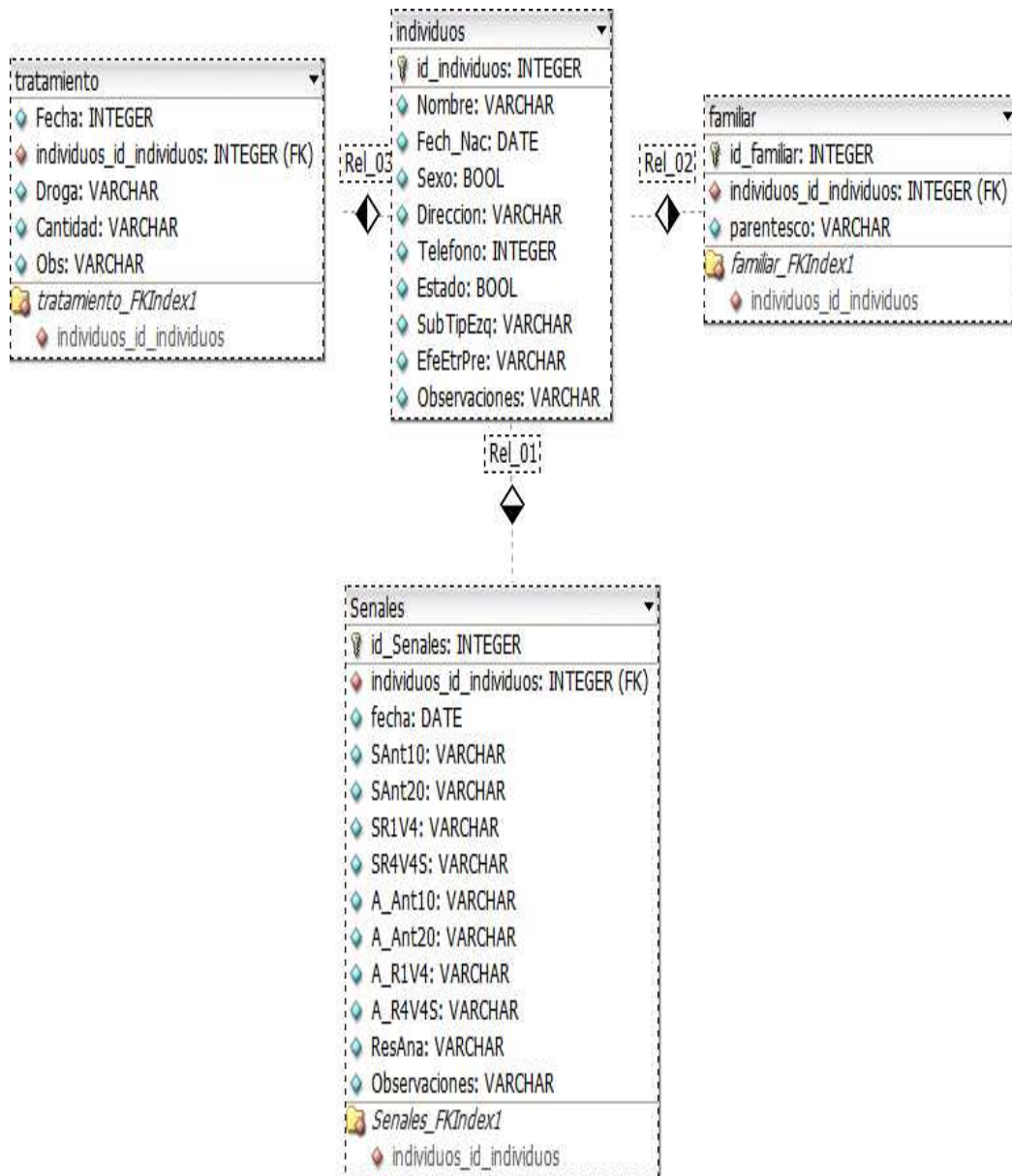


Figura 38. Diagrama de casos de uso



9.6. DISEÑO DE LA BASE DE DATOS

Figura 39. Diseño de la base de datos



A continuación se presenta la descripción de cada una de las tablas de la base de datos, que fue diseñada de acuerdo a las funcionalidades que los casos de uso definidos exigen del EOG-PHRENOS:

Tabla individuos: En esta tabla se almacena la información personal de los pacientes, la información referente a la farmacología o datos referentes a la enfermedad que el especialista medico considere relevante.

Tabla tratamiento: En esta tabla se almacenará la información al tratamiento farmacológico que podría llevar un paciente así como las observaciones que el especialista médico crea convenientes.

Tabla Familiar: En esta tabla se almacenará información referente a los datos personal de familiares de pacientes que estén llevando un tratamiento y estén registrados en el software como pacientes con un diagnóstico confirmado de esquizofrenia.

Tabla senales: En esta tabla se almacenará la información referente la ubicación física de tanto de las señales como de la información que se puede extraer de ellas, su fecha de adquisición como observaciones que se crean convenientes asociar a determinado grupo de señales para determinado paciente.

Con la culminación del diseño de la base de datos se realizó la implementación de la herramienta EOG-PHRENOS.

9.7. DIAGRAMAS DE FLUJO DEL SOFTWARE

A continuación se mostrarán los diagramas lógicos que muestran el flujo de información y de navegación de la herramienta EOG-FHRENOS y que

permiten tener un entendimiento global del funcionamiento de la herramienta.

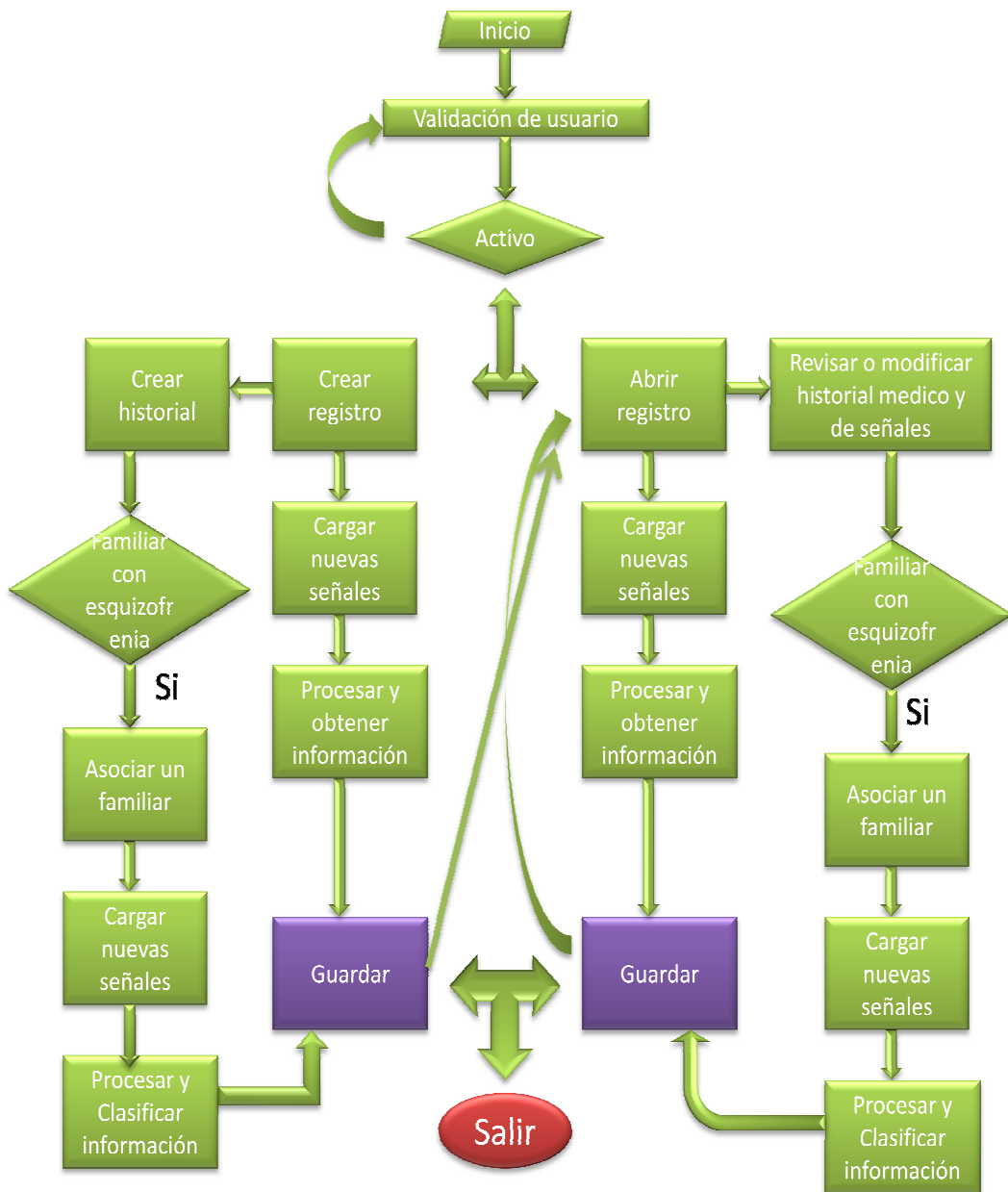
9.7.1. Diagrama general de la herramienta EOG-PHRENOS

Figura 40. Diagrama lógico de la herramienta EOG-PHRENOS



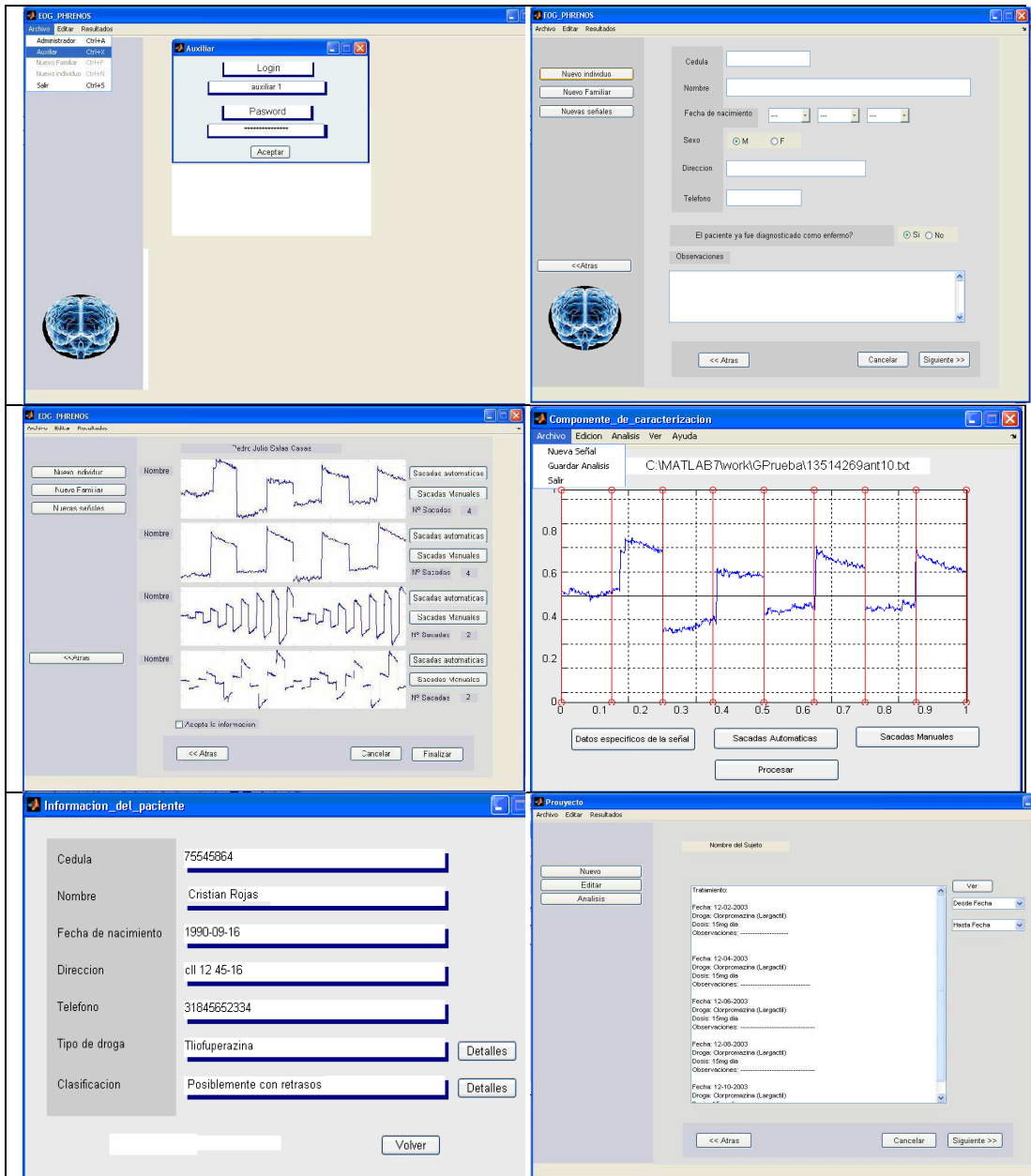
9.7.2. Diagrama de flujo de datos en la herramienta EOG-PHRENOS

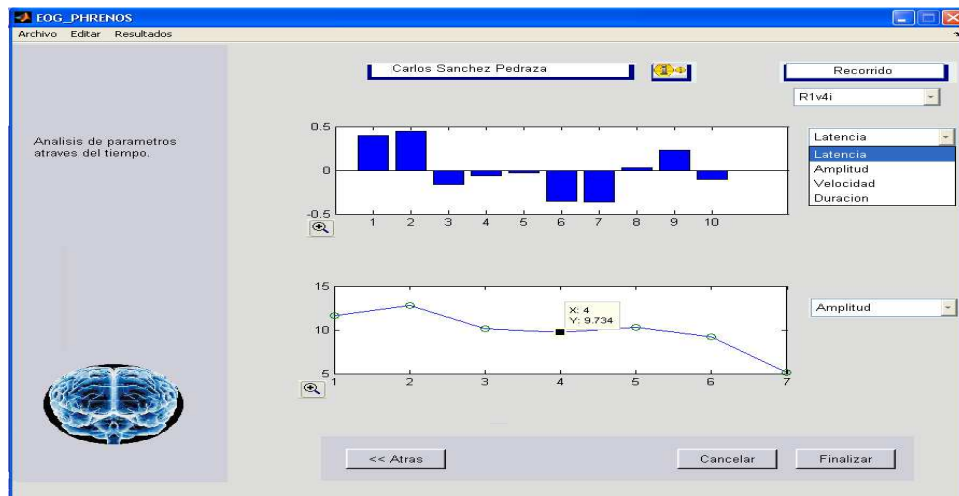
Figura 41. Flujo de datos en la herramienta EOG-PHRENOS



9.8. ASPECTOS PRINCIPALES DE LA INTERFACE GRÁFICA DE USUARIO DE USUARIO

Figura 42. Aspectos principales de la interface gráfica de usuario





En la figura 36 se pueden observar algunas de las GUIs que contiene el software EOG-PHRENOS las cuales muestran los procesos descritos en el diagrama de flujo de la herramienta mostrados en la figura 35.. De izquierda a derecha y de arriba hacia abajo se puede ver la ventana de logueo del usuario, los formularios de carga de información y señales, la validación de la correcta carga de las señales, el modulo matemático para el cálculo de las medidas de la señal, formularios de muestra de los resultados de la clasificación así como su historial médico, y por último el seguimiento en el tiempo de los parámetros de la señal EOG.

9.9. APROXIMACIÓN A UN ALMACÉN DE COMPONENTES

La creciente necesidad de realizar sistemas complejos en cortos periodos de tiempo, a la vez que con menores esfuerzos tanto humanos como económicos, está favoreciendo el avance de lo que se conoce como desarrollo de software basado en componentes (DSBC). Esta nueva

disciplina se apoya en componentes de software ya desarrollados, que son combinados adecuadamente para satisfacer los requisitos de un sistema a desarrollar³⁸.

El desarrollo de software orientado a componentes se basa en el paradigma de programación orientada a objetos, El sistema EOG-PHRENOS es una herramienta desarrollada en Matlab R2006a . No se puede hablar en este caso de componentes como tal pero si de algunos de sus principios metodológicos. Entre los cuales se destaca principalmente la reutilización del software a través de la producción de componentes genéricos, fáciles de integrar.

La reutilización de componentes de software es un proceso inspirado en la manera en que se producen y ensamblan componentes en la ingeniería de sistemas físicos, lo que se trata es de maximizar el uso recurrentes de componentes de software existente para no tener que reinventar la llanta cada vez que se necesite, es decir crear sistemas de software a partir de software ya existente, en lugar de desarrollarlo desde el comienzo.

En el contexto de la ingeniería de software, un activo reutilizable es un producto diseñado expresamente para ser empleado de forma recurrente en el desarrollo de muchos sistemas y aplicaciones, en nuestro caso en sistemas que involucren el tratamiento de señales electrooculográficas.

Todo esto orientado a reducir drásticamente el costo y el tiempo de desarrollo de sistemas y aplicaciones, sin afectar los niveles de calidad del producto³⁹.

³⁸ F Manuel, M José, T Antonio y Vallejo, Aspectos de Calidad en Desarrollo de Software Basado en Componentes, 2002.

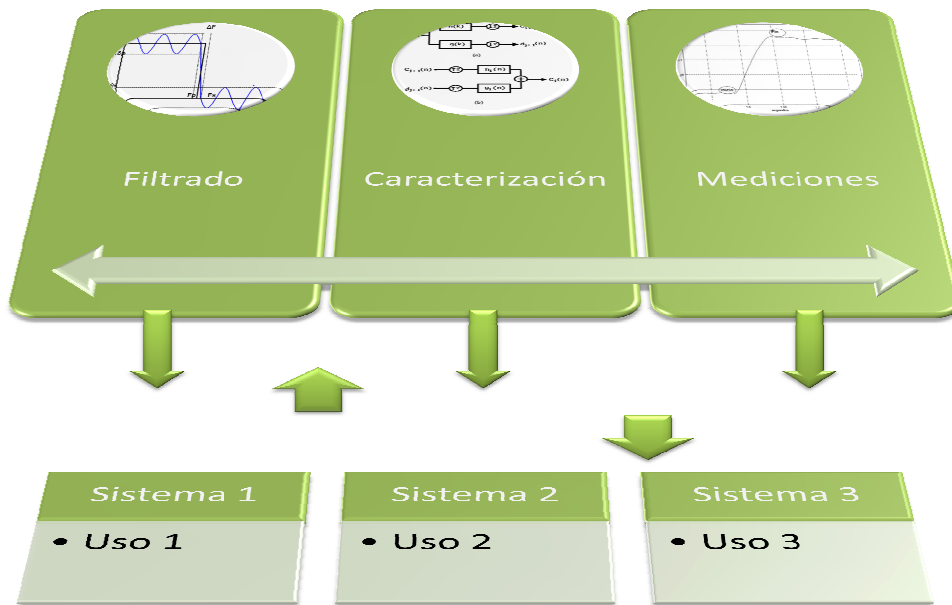
³⁹ A Jonás, C Montilva, A Nelson, C Juan, Desarrollo de software Basado en Componentes, Universidad de los andes Mérida Venezuela, Universidad de Zulia Maracaibo Venezuela.

No se puede hablar de un componente como tal, pero sí de un framework para el desarrollo de aplicaciones que involucren el procesamiento de señales electrooculográficas y el cual, se crea con algunas funciones básicas pero que puede ir creciendo a medida que se vayan desarrollando nuevos sistemas. Con lo cual en el tiempo se podría tener un framework lo suficientemente robusto como para realizar desarrollos rápidos y poder centrarse en la investigación y menos en el desarrollo.

Cada elemento en este repositorio de funciones ofrecen un servicio específico que puede ser utilizado y interactúa con cualquier sistema a desarrollar en este caso sistemas basados en la herramienta Matlab, por este motivo no puede llamarse componente como tal pues estos deben ser independientes de la plataforma de desarrollo. A menos que se compilen estas funciones y puedan ser utilizadas en otras plataformas de programación.

Se crearon funciones reutilizables y documentadas para tres frentes de trabajo en electrooculografía, Filtrado, caracterización y medición de parámetros para movimientos sacádicos. Ver figura 43.

Figura 43. Frentes de trabajo reutilizables en electrooculografía



Las funciones implementadas en este repositorio se pueden observar en la tabla 18. Las cuales se implementaron de forma tal que se puedan implementar en cualquier proyecto en el cual se haga necesario el uso de las señales electrooculográfica pertenecientes a movimientos oculares sacádicos.

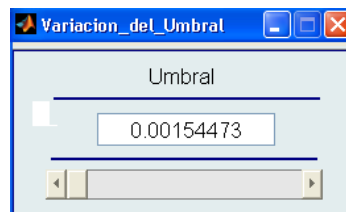
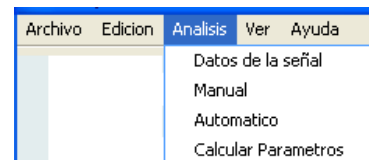
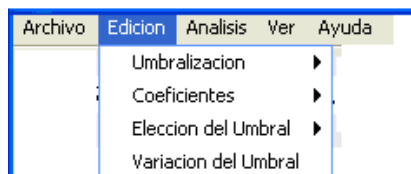
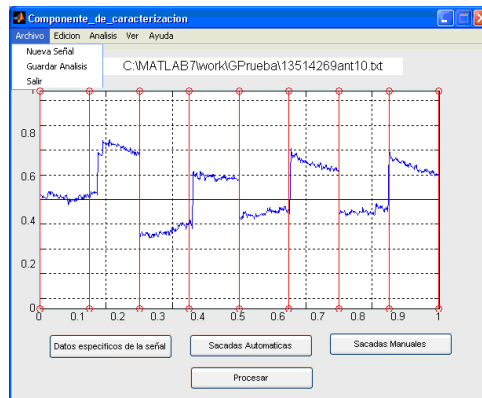
Tabla 18. Funciones reutilizables.

Filtrado	Caracterización	Medición
.Equirriple	.Transformada discreta de Wavelet para señales EOG	. Amplitud . Ganancia . Duración . Velocidad Pico . Latencia

Se creó una ayuda visual en la cual el investigador puede ingresar cualquier tipo de señal oculográfica, asignándole los valores

correspondientes de duración de la señal, intervalo del estímulo, frecuencia y datos opcionales como la cantidad de repeticiones, tipo de filtro, tipo de umbralización y valor del umbral. Permitiendo luego procesar la señal y guardar la información que se obtiene de la misma, de esta forma el investigador podrá empezar directamente su investigación sobre el comportamiento de la señal sin volver a crear las funciones de tratamiento de la señal. Ver figura 44.

Figura 44. Componente par EOG



CONCLUSIONES

Al culminar este trabajo de grado se dieron una serie de conclusiones que permiten ratificar los supuestos que se formularon al iniciar este proyecto y que se mostraran a continuación.

La mayoría de señales electrooculograficas pertenecientes a movimientos oculares sacádicos no necesitan del proceso de filtrado, ya que la información que es relevante para el estudio se encuentra en las sacadas, las cuales, se pueden caracterizar de forma adecuada en la mayoría de los casos sin realizar el filtrado de la señal. Sin embargo, se implementaron los algoritmos de filtrado para los casos excepcionales en los que la señal presente mucho ruido y se haga necesario el filtrado de la misma.

Se mejoró el algoritmo de identificación de las sacadas existente por uno que permite encontrar de forma automática la posición de éstas, permitiendo de esta manera, ocultar casi por completo el proceso de caracterización de la señal al especialista médico, al cual, no le competen los procesos matemáticos sino los resultados que estos generan. Sin embargo, para aquellas señales en las que se presenten un contenido de ruido excesivo y que no permita usar los algoritmos antes mencionados se pueden utilizar los ya existentes que permiten de forma semiautomática la búsqueda de estas sacadas.

En lo referente a la herramienta computacional se implementó una aplicación completa y sencilla de utilizar que permite llevar a cabo un paralelo entre el tratamiento farmacológico que se le da a un paciente y el comportamiento de los parámetros que se pueden obtener de las señales electrooculograficas en el tiempo.

Se implementó una base de datos que permite almacenar información de los pacientes con diagnóstico confirmado de esquizofrenia y la información de sus familiares directo. Con lo cual al transcurrir el tiempo se pueden realizar nuevos estudios para otros marcadores biológicos que se pueden asociar presencia de esta enfermedad.

Además en lo referente a la base de datos se optimizó espacio al no guardar la información que se obtiene de las señales en la base de datos sino en un archivo de texto que se referencia desde la misma, ahorrando de esta forma espacio en esta y utilizando espacio en disco.

Como resultado del estudio de la clasificación del parámetro de la latencia y la medición de sus valores para encontrar las medidas comunes a los pacientes sanos y los esquizofrénicos se dieron las siguientes conclusiones:

No se puede realizar una clasificación del parámetro de la latencia teniendo en cuenta sólo la proveniencia de la muestra (Casos y controles), debido a la intersección de estos dos grupos. Que aunque no sea predominantes ese fenómeno si pueden presentar casos en los que un persona perteneciente a un grupo tenga las características del otro.

El clasificador que se implementó ratifica la premisa que en el grupo perteneciente a los pacientes con esquizofrenia debería haber una mayor persistencia de medidas que se pudieran tomar como retrasos para el parámetro de la latencia que en el grupo de pacientes sanos.

Cuando se utilizan en el electro estimulador recorridos predefinidos las personas tienden a predecir el siguiente estímulo por lo cual se producen valores de latencia muy bajos e incluso se presentan predicciones del siguiente estímulo por lo cual se presentan valores negativos de latencia. Comportamiento que se puede observar en las graficas de las distribuciones de potabilidad asociadas a cada latencias de un recorrido en particular.

La herramienta EOG-PHRENOS podría permitir realizar una clasificación entre pacientes sanos y esquizofrénicos haciendo uso de toda la información persistente en él, como lo son: La clasificación de las latencias, el historial farmacológico, el seguimiento continuo por parte del especialista, y demás información que se pueda obtener de este. Mediante el seguimiento del comportamiento de un paciente durante el tiempo.

RECOMENDACIONES

Para futuros trabajos en el área de la electrooculográfica y su relación con la presencia de la esquizofrenia se plantean la siguiente recomendación.

Realizar nuevamente los estudios que muestran la relación de la esquizofrenia con los movimientos oculares sacádicos utilizando secuencias de estímulos aleatorios para la captura de la señal EOG, dado que para este tipo de señales se puede evitar la aparición de valores de latencia negativos o muy pequeños producto de la predicción del siguiente estímulo por parte del paciente a quien se le está tomando la señal, además, para este tipo de señales existen valores estandarizados de los parámetros de la señal pertenecientes a personas sin la presencia de alguna enfermedad mental lo cual permite tener un punto de referencia más adecuado para realizar la validación de los modelos.

BIBLIOGRAFÍA

- [1]. BUTLER Pamela D, JAVITT Daniel C. Early-stage Visual Processing Deficits in Schizophrenia. *Current Opinion in Psychiatry* 2005, 18:151-157.
- [2]. DANIEL, WAYNE W, Bioestadística: base para el análisis de las ciencias de la salud . México : Editorial Limusa Wiley. 2002.
- [3]. DRAKE Richard, LEWIS Shôn. Early Detection of Schizophrenia. *Current Opinion in Psychiatry* 2005, 18:147-150.
- [4]. FREEDMAN Robert. Schizophrenia. *The New England Journal of Medicine* 2003;349:17 38-49.
- [5]. GALLEGO, D. Desarrollo de un sistema de adquisición y procesado de señales electrooculográfica para el diagnóstico de la ataxia. 2007.
- [6]. HOLLIS Chris. Adolescent Schizophrenia. *Advances in Psychiatric Treatment* (2000), Vol.6, pp 83-92.
- [7]. HOLZMAN Philip S. Eye Movements and the Search for the Essence of Schizophrenia. *Brain Research Reviews* 31 (2000) 350 356.
- [8]. KLESZCZEWSKI t, RUTKIWICZ W, KLESZCZEWSKA E, MODZELEWSKA B.M. The Fractal Analysis of the Eyeball Movement in Patients With Diagnosed Schizophrenia. *Proceedings of the 22nd Annual – EMBS International Conference, July 23-28,2000, Chicago IL.*
- [9]. KOJIMA T, MATSUSHIMA E, OHTA K, TORU M, HAN Yong-Hua, SHEN Yu-Cun, MOUSSAOUI D, DAVID I, SATO K, YAMASHITA I, KATHMANN N, HIPPIUS H, VUNDAYIL J.X tha, LAL S, NAIR N.P Vasavan, POTKIN S.G, PRILIPKO L. Stability of Exploratory Eye Movements as a Marker of Schizophrenia – a WHO Multi-center Study. T. Kojima et al. / *Schizophrenia Research* 52 (2001) 203-213.
- [10]. L M NELSON, B D MÓNICA. 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. Escuela de ingeniería de sistemas e informática. Grupo de investigación en informática biomédica.
- [11]. MATLAB 7 release 14 (help guide)
- [12]. MEDSKER L.R. Neural networks design and application. CRC press. 2001.

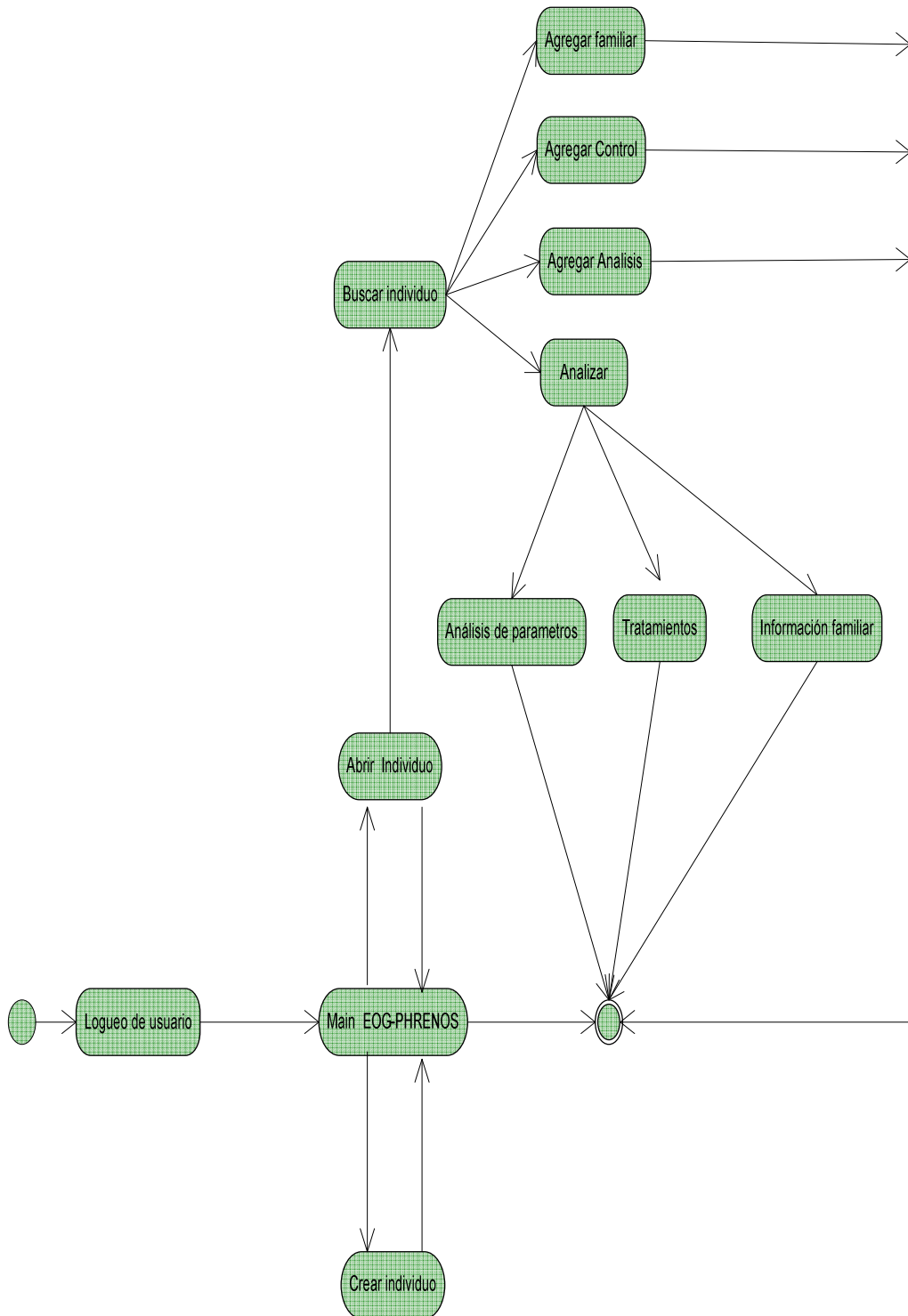
- [13]. MONTGOMERY, Douglas C. RUNGER, George C. Probabilidad y Estadística Aplicadas a la Ingeniería. Editorial McGraw-Hill México 1996. 1094 Páginas.
- [14]. MUESER T Kimm, McGURK R Susan, Schizophrenia. The Lancet. Vol 363. June 19, 2004. www.thelancet.com.
- [15]. Multilayer Perceptrons and Predictive Statistical Diagnosis. IEEE proc.-Sci. Meas. Technol, Vol, 142, No.4, July 1995
- [16]. PRESSMAN, ROGER S. Ingeniería del software : un enfoque practico, MADRID : MCGRAW-HILL, C2002.
- [17]. SAATCHI M.R, OKE S, ALLEN E.M, JERVIS B.W, HUDSON N. Signal Processing of the Contingent Negative Variation in Schizophrenia Using
- [18]. SAAVEDRA A, VILLAR J, Algoritmo computacional que permita caracterizar y analizar los parámetros de la señal electrooculográfica del movimiento sacádico en personas sanas del área de Bucaramanga. 2004. Escuela de ingeniería de sistemas e informática. Grupo de investigación en informática biomédica.
- [19]. SIMON HAYKIN, Neural networks a compressive foundation, second edition, Pearson education, 2005.
- [20]. TONKONOGY Joseph M, AMSTRONG James. Diagnostic Algorithms and Clinical Diagnostic Thinking. CH2606-2/88/0000/0071\$1.00 © 1988 IEEE.
- [16]. TRILLENBERG Peter, LENCER Rebekka, HEIDE Wolfgang. Eye Movements and Psychiatric Disease. Current Opinion in Neurology 2004, 17: 43-47.
- [21]. http://elavio2005.uniandes.edu.co/ResumenesParticipantes/Lunes/MarcucciAdriana_R.pdf
- [22]. <http://www.seh-lilha.org/clasifica.htm>
- [23]. <http://supervisadaextraccionrecuperacioninformacion.iespana.es/clasificacion.pdf>
- [24]. <http://www-eio.upc.es/~monica/11.Clasificacion.pdf>
- [25]. <http://supervisadaextraccionrecuperacioninformacion.iespana.es/Vecinos-clasificacion.pdf>
- [26]. <http://www2.uiah.fi/projects/metodi/273.htm>

- [27].http://www.inm.es/web/sup/ciencia/divulga/vsimposio/trabajos/pdf/C12-SAN_Downscaling.pdf
- [28].<http://oa.upm.es/313/01/10200002.pdf>
- [29].http://einstein.uab.es/c_serv_estadistica/Manuals/manualSPAD.pdf
- [30].<http://trevinca.ei.uvigo.es/~cernadas/tc03/mc/mc.pdf>
- [31].<http://trevinca.ei.uvigo.es/~cernadas/doc/mc06/mc.pdf>
- [32].http://research.cs.tamu.edu/prism/lectures/pr/pr_l1.pdf
- [33].http://research.cs.tamu.edu/prism/lectures/pr/pr_l5.pdf
- [34].http://www.unab.edu.co/editorialunab/revistas/rcc/pdfs/r31_art1_c.pdf
- [35].<http://math.uprm.edu/~edgar/clasifall7.pdf>
- [36].http://www.iula.upf.edu/materials/050418porta_4.pdf
- [37].<http://arantxa.ii.uam.es/~jporta/iula/supervised.slides.pdf>
- [38].<http://agronomia.uchile.cl/extension/serviciosyproductos/gie/pdf/Nicol%E1s%20Beltran,%20Manuel%20Duarte/RevInstIng2003.pdf>
- [39].<http://oa.upm.es/313/01/10200002.pdf>
- [40].<http://www.esquizofreniabrelaspuertas.com/esquizofrenia/diagnostico.htm>
- [41].<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez?db=pubmed&uid=15090876&cmd=showdetailview&indexed=google>
- [42].<http://www.sciencedaily.com/releases/2003/06/030618080220.htm>
- [43].<http://www.definicion.org/esquizofrenia>

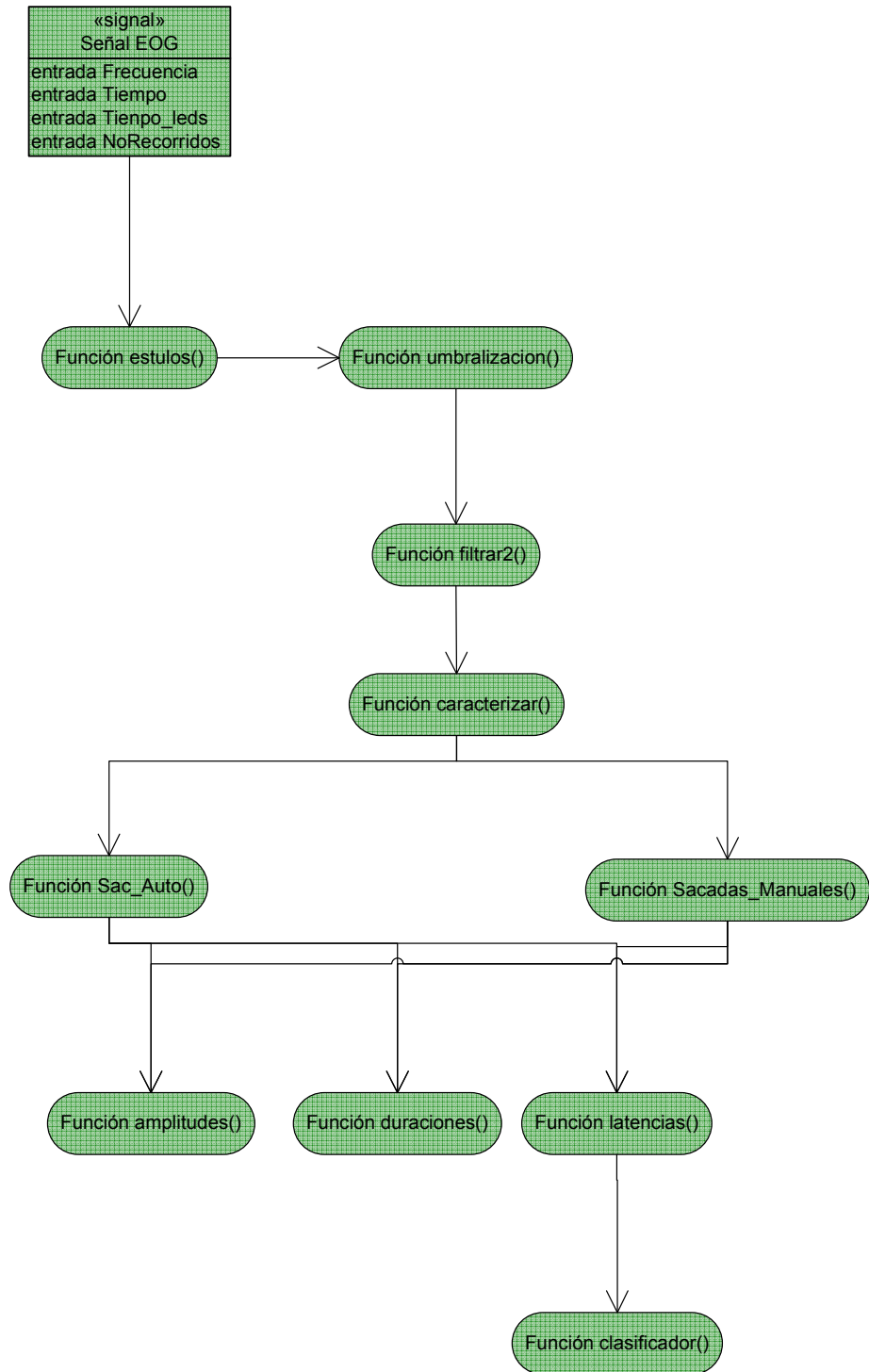
ANEXOS

ANEXO A.

DIAGRAMA GENERAL EOG-PHRENOS



ANEXO B.
DOCUMENTACIÓN DEL CÓDIGO FUENTE PARA EL ALGORITMO MATEMÁTICO



Partiendo de la captura de la señal y conociendo sus respectivos datos:

- Frecuencia de muestreo
- Tiempo de toma de la señal
- Tiempo de encendido de los leds en el electroestimulador
- Numero de recorridos por señal.

Las funciones que se asocian a cada uno de los pasos mostrados en el diagrama anterior son:

Función: estulos
<p>Variables de entrada:</p> <ul style="list-style-type: none"> • senalori (Vector de la señal proveniente del dispositivo de captura) • recido =1 (Todas las repeticiones) • numrecdos (número de repeticiones en la señal) • rierecidol (Tiempo total de la señal) • tieencido(intervalo de tiempo en el encendido de los leds) • fresenal (frecuencia de muestreo de la señal) • statere = 'com' (identificador para analizar la señal completa)
<p>Es la encargada de tomar la señal proveniente del dispositivo encargado de capturar la señal y realizar sobre ella los cambios necesarios para el procesamiento matemático de la misma.</p>
<p>Salidas:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Senal (señal reprocesada para su posterior caracterización) • Tiempo (tiempo de duración de la señal) • Posled (posiciones en los que se encenderían los leds) • Leds (delta de tiempo para cada led) • limPosled • leds2

Función: Umbralizacion
<p>Variables de entrada:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Senal (Vector contenedor de los datos de la señal EOG) • todosCoef = 1; • desparCoef=0; • tipoumbral (string)
<p>Calcula el valor del umbral para realizar el filtrado de los componentes de aproximación obtenida de la transformada de wavelet.</p>
<p>Salidas:</p> <ul style="list-style-type: none"> • umbral. • det (Señal filtrada y reducida en su tamaño a la mitad)

Función filtrar2 ()
Entradas: <ul style="list-style-type: none"> • senal (Vector con la señal preprocesada) • thr (umbral) • sorh (tipo de umbralización suave o dura) • des (Descomposición) • rec (Reconstrucción)
Realiza el filtrado de los componentes de detalle obtenidos a partir de la transformada discreta de wavelet.
Salidas: <ul style="list-style-type: none"> • senalrec (componentes de detalle de la señal umbralizados)

Función caracterizar()
Entradas: <ul style="list-style-type: none"> • senal (señal EOG) • senalrec (Componentes de detalle umbralizados)
Encontrar la ubicación de las sacadas, en donde inician y donde finalizan.
Salidas: <ul style="list-style-type: none"> • poslim (ubicación del inicio y fin de cada sacada)

Función Sac_Auto()
Entradas: <ul style="list-style-type: none"> • senal (señal EOG) • leds (posición de los leds) • poslim (posición de inicio y fin de cada sacada)
Encuentra de forma automática la posición de cada sacada perteneciente a un estímulo producido por el electroestimulador.
Salidas: <ul style="list-style-type: none"> • newposlim (nueva ubicación para el inicio y fin de cada sacada)

Función Sacadas_Manuales()
Entradas: <ul style="list-style-type: none"> • señal EOG • posición de los leds • Posición de inicio y fin de cada sacada
Este programa permite que el usuario de la herramienta escoja de forma manual la posición de las sacadas.
Salidas: Las posiciones de inicio y fin de cada sacada correspondiente a un estímulo dado para un recorrido específico.

Funcion amplitudes()
Entradas: <ul style="list-style-type: none"> • poslim (posición de inicio y fin de cada sacada) • senal (señal EOG)
Calcula las amplitudes de cada sacada
Salidas: <ul style="list-style-type: none"> • ampdes (amplitud de cada sacada)

Funcion duraciones()
Entradas: <ul style="list-style-type: none"> • poslim (posición de inicio y fin de cada sacada) • fremue (Frecuencia de muestreo)
Calcula la duración de cada sacada
Salidas: <ul style="list-style-type: none"> • durnes (duración de cada sacada)

Funcion latencias()
Entradas: <ul style="list-style-type: none"> • Poslim (posición de inicio y fin de cada sacada) • Fresenal (Frecuencia de muestreo de la señal) • Poslet (posición de los leds)
Calcula las latencias de cada sacada
Salidas: <ul style="list-style-type: none"> • Latias (Latencias para cada sacada)