

**ALGORITMO COMPUTACIONAL QUE PERMITA CARACTERIZAR Y ANALIZAR
LOS PARÁMETROS DE LA SEÑAL ELECTROOCULOGRÁFICA DEL MOVIMIENTO
SACÁDICO EN PERSONAS SANAS DEL ÁREA METROPOLITANA DE BUCARAMANGA**

**JULIETA VILLAR TORRES
ANA JIMENA CAROLINA SAAVEDRA MEJIA**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICOMECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA DE SISTEMAS E INFORMÁTICA
BUCARAMANGA
2004**

**ALGORITMO COMPUTACIONAL QUE PERMITA CARACTERIZAR Y ANALIZAR
LOS PARÁMETROS DE LA SEÑAL ELECTROOCULOGRÁFICA DEL MOVIMIENTO
SACÁDICO EN PERSONAS SANAS DEL ÁREA METROPOLITANA DE BUCARAMANGA**

**JULIETA VILLAR TORRES
ANA JIMENA CAROLINA SAAVEDRA MEJIA**

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

**Director
ALFONSO MENDOZA CASTELLANOS
Bsc., DEA. Automática, Informática y Mecánica Aplicada a la Robótica**

**Codirectores
PEDRO LUIS CÁRDENAS ANGELONE
Médico Neuro-Oftalmólogo**

**OSCAR LEONEL RUEDA OCHOA
Médico - epidemiólogo**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICOMECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA DE SISTEMAS E INFORMÁTICA
BUCARAMANGA
2004**

A Dios por permitirme alcanzar un logro más en mi vida.
A mis padres Jesús y Teresa, quienes me han brindado su
esfuerzo incondicional en todo mi proceso de formación.
A mis hermanos Jesús, Sergio y en especial a Abdón por
su respaldo absoluto durante mi estadía universitaria.
A ti Andrés, que desde el inicio del proyecto me acompañó
y apoyó en los momentos definitivos de mi carrera.
A Jimena mi compañera y amiga, por depositar su
Confianza en mí con sus ideas y proyectos expuestos,
lo cual me motiva a seguir adelante.
A mis compañeros y amigos por estar a mi lado
a lo largo de toda esta enseñanza.

Julieta Villar Torres

A Dios mi certero refugio en mis cavilaciones
A mi madrecita Dolores por enseñarme a no claudicar
A mis inseparables hermanos Julio, Yolima
y Carmen por acompañarme en esta travesía
A mi abuelita por sus oraciones
A Antuán por sus detalles oportunos
A todos mis amigos porque siempre
sentí su respaldo y su confianza.

Ana Jimena Carolina Saavedra Mejía

AGRADECIMIENTOS

A la Universidad Industrial de Santander por el proceso de formación profesional y humano.

Al profesor Ing. Alfonso Mendoza Castellanos, director del proyecto, por su integro respaldo y apoyo durante este tiempo de ejecución del trabajo de investigación, gracias por acompañarnos en este interesante transcurso.

Al Dr. Pedro Luis Cárdenas Angelone, especialista en Neuro-oftalmología, codirector del proyecto, quien desinteresadamente nos regalo su valioso tiempo y espacio para brindarnos la orientación y asesoría en el área médica.

Al Dr. Oscar Leonel Rueda y al Dr. Alexander Pinzón Amado, MD Epidemiólogos, quienes con su significativo aporte en el análisis estadístico de resultados del estudio, ello constituyo una base descriptiva y confiable el trabajo de investigación,

Al personal administrativo y médico de las diferentes entidades clínicas, a los estudiantes de las distintas instituciones educativas, que fueron partícipes del estudio y trabajo de campo en sus instalaciones, especialmente a la CONCENTRACIÓN ESCUELA BUCARAMANGA, al COLEGIO SANTANDER, a la COMUNIDAD UIS, a la FOSCAL¹, al HOSPITAL PSIQUIATRICO SAN CAMILO, gracias por su voto de confianza.

A cada uno de los participantes del estudio que permitieron el desarrollo del proyecto, ya que con su importante aprobación, colaboración y paciencia se logro la toma de los Electrooculogramas.

A nuestros amigos y compañeros de estudio porque nos acompañaron en el interesante e inigualable mundo universitario.

¹ Fundación Oftalmológica de Santander Carlos Ardila Lulle

TABLA DE CONTENIDO

	pág.
INTRODUCCIÓN	19
1. PRESENTACIÓN DEL PROYECTO	20
1.1 OBJETIVO GENERAL	20
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	20
1.3 JUSTIFICACIÓN	20
1.4 ANTECEDENTES	21
1.5 ALCANCES	22
2. MARCO TEÓRICO	23
2.1 SISTEMA VISUAL	23
2.2 ESTRUCTURA DEL OJO	23
2.2.1 Organización laminar de la retina	24
2.3 MOVIMIENTOS OCULARES	25
2.4 SISTEMA OCULOMOTOR	25
2.4.1 Músculos del sistema oculomotor	25
2.4.2 Leyes fisiológicas de los movimientos oculares	27
2.5 MOVIMIENTO SACÁDICO	27

2.5.1 El control de la mirada lateral	28
2.6 PARÁMETROS DEL MOVIMIENTO SACÁDICO DEL OJO	28
2.6.1 Amplitud	28
2.6.2 Velocidad de pico	29
2.6.3 Duración	29
2.6.4 Latencia	29
3. ELECTROFISIOLOGÍA DEL OJO	30
3.1 ELECTROOCULOGRAFÍA	30
3.2 ELECTROESTIMULADOR EOG	31
3.2.1 Partes del electroestimulador	31
3.3 METODOLOGÍA Y MATERIALES DE LA PRUEBA EOG	33
3.3.1 Técnica de la señal electrooculográfica muestreada	34
3.3.2 Minimización de errores en la adquisición de señal del EOG	35
3.3.3 Ventajas del EOG	35
3.3.4 Importancia clínica del Electrooculograma (EOG)	35
3.3.5 Alteraciones oculomotoras en esquizofrenia	36
3.3.6 Aplicaciones de la electrooculografía	37
3.4 PARAMETROS NORMALES DEL MOVIMIENTO SACÁDICO EN LA SEÑAL ELECTROOCULOGRAFICA	37

4. LA TRANSFORMADA DE WAVELET: CLAVE FUNDAMENTO MATEMATICO	39
4.1 ¿QUÉ SON LAS WAVELETS?	39
4.1.1 Propiedades de las Wavelets	40
4.2 LAS TRANSFORMADAS DE WAVELETS	40
4.3 TRANSFORMADA DE WAVELET CONTINUA (CWT)	40
4.4 TRANSFORMADA DE WAVELET DISCRETA (DWT)	42
4.4.1 Análisis multiresolución o algoritmo piramidal	43
4.4.2 Descomposición en multiniveles	43
4.4.3 Reconstrucción Wavelet	45
4.5 IMPORTANCIA DE WAVELET SOBRE FOURIER	45
4.6 DEFINICIÓN DE LA FAMILIA WAVELET A UTILIZAR	47
4.7 TRANSFORMADA WAVELET HAAR	47
5. CONSTRUCCIÓN DEL ALGORITMO MATEMATICO Y LA HERRAMIENTA SOFTWARE	49
5.1 FASE DE INICIO	49
5.1.1 Modelo de casos de uso	51
5.2 FASE DE ELABORACIÓN	54
5.3 FASE DE CONSTRUCCIÓN	55
5.4 FASE DE TRANSICIÓN	55

5.5 DESARROLLO DEL SOFTWARE	55
5.5.1 Implementación de los casos de uso	55
5.6 FUNCIONES DEL ALGORITMO COMPUTACIONAL CON LA TRANSFORMADA DE WAVELET	61
5.6.1 Filtrado	62
5.6.2 Segmentar Señal	63
5.6.3 Descomponer señal	63
5.6.4 Reconstrucción	64
6 RESULTADOS DE LA CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL ELECTROOCULOGRAFICA	66
6.1 ANÁLISIS ESTADÍSTICO DEL ESTUDIO CON ANOVA	69
6.2 ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE DATOS	70
6.2.1 Personas sanas	70
6.3 RESULTADOS DEL ANOVA	70
6.3.1 ANOVA personas sanas	70
6.3.2 Prueba del algoritmo con sujetos esquizofrénicos	71
6.3.3 ANOVA personas esquizofrénicas	73
6.4 COMPARACIÓN DE MEDICIONES ENTRE SUJETOS SANOS Y CON ESQUIZOFRENIA	74
7. CONCLUSIONES	77
8. RECOMENDACIONES	77

BIBLIOGRAFÍA	79
ANEXOS	82
ANEXO A. Manual de Usuario	83
ANEXO B. Protocolo Médico	88
ANEXO C. Formato de Valoración oftalmológica	94
ANEXO D. Consentimiento Informado	95
ANEXO E. Microcontrolador PIC Programable - 16F873	96
ANEXO F. Unidad de Adquisición de datos Biopac System MP30	99
ANEXO G. Diseño base de datos	100

LISTA DE FIGURAS

	pág.
Figura 1. Anatomía del ojo en un corte transversal	23
Figura 2. Distribución celular de la retina	24
Figura 3. Músculos extrínsecos del ojo	26
Figura 4. Parámetros del movimiento sacádico	28
Figura 5. Comportamiento eléctrico del ojo	30
Figura 6. Equipo electroestimulador EOG	31
Figura 7. Regleta semiesférica del electroestimulador EOG	32
Figura 8. Tarjeta electrónica EOG	32
Figura 9. Unidades de adquisición de datos	33
Figura 10. Ubicación de los electrodos	33
Figura 11. Posicionamiento del paciente	34
Figura 12. Variable de escala	41
Figura 13. Proceso de análisis en diferente escala y traslación	42
Figura 14. Proceso de descomposición (análisis)	43
Figura 15. Obtención de los coeficientes de la DWT	44
Figura 16. Árbol de descomposición Wavelet	44
Figura 17. Proceso de reconstrucción	45
Figura 18. Descomposición de la Señal según el método	46
Figura 19. Wavelet Haar	47
Figura 20. Diagrama general de casos de uso	51
Figura 21. Caso de uso Validar ingreso	52
Figura 22. Caso de uso Registrar paciente	52
Figura 23. Caso de uso Analizar señal	53

Figura 24. Caso de uso Caracterizar parámetros	54
Figura 25. Caso de uso Elaborar reportes	54
Figura 26. Interfaz de Verificación de registro del EOG en BD	56
Figura 27. Cuadro de diálogo Abrir archivo	57
Figura 28. Visualización de la señal Electrooculográfica	57
Figura 29. Interfaz del Menú principal de análisis de la señal	58
Figura 30. Visualización Señal EOG con ruido y filtrada	59
Figura 31. Seleccionar segmentos de la señal a caracterizar	59
Figura 32. Señal normalizada en grados por segundo del segmento seleccionado	60
Figura 33. Interfaz que guarda los valores en la base de datos	61
Figura 34. Diagrama de flujo del algoritmo computacional	62
Figura 35. Diagrama de flujo de la herramienta software	65
Figura 36. Interfaz validación de ingreso al sistema	83
Figura 37. Menú principal de opciones del sistema	84
Figura 38. Submenú usuarios del sistema	84
Figura 39. Ficha de datos personales e historia clínica de sujetos sanos	85
Figura 40. Historia clínica de sujetos enfermos	85
Figura 41. Interfaz del algoritmo de análisis y tratamiento del EOG	86
Figura 42. Interfaz de selección de resultados estadísticos	86
Figura 43. Reporte de resultados	87
Figura 44. Interfaz de información del sistema y acerca de los autores	87
Figura 45. Esquemático del PIC 16F873	96
Figura 46. Unidad de adquisición de datos BIOPAC MP30 y Cable utilizado en la captura del EOG	99
Figura 47. Diagrama Entidad - Relación de la Base de Datos	100

LISTA DE CUADROS

	pág.
Cuadro 1. Parámetros Normales del EOG	37
Cuadro 2. Lista de características del Sistema	50
Cuadro 3. Distribución de la población sana estratificada por la edad	66
Cuadro 4. Valores promedios de las mediciones del EOG en sujetos sanos	66
Cuadro 5. Media de muestreo de parámetros	69
Cuadro 6. Anova Latencia PS	70
Cuadro 7. Anova Duración PS	71
Cuadro 8. Anova Velocidad Pico PS	71
Cuadro 9. Valores promedios de las mediciones del EOG en sujetos esquizofrénicos	72
Cuadro 10. Anova Latencia PE	73
Cuadro 11. Anova Duración PE	73
Cuadro 12. Anova Velocidad de Pico PE	73
Cuadro 13. Resultados comparativos entre PS y PE	74
Cuadro 14. t-student de edad entre grupo sano y esquizofrénico	75
Cuadro 15. t-student de latencia entre grupo sano y esquizofrénico	75
Cuadro 16. t-student de duración entre grupo sano y esquizofrénico	76
Cuadro 17. t-student de velocidad pico entre grupo sano y esquizofrénico	76
Cuadro 18. Distribución de grupos de edad	91

LISTA DE ANEXOS

	pág.
ANEXO A. Manual de Usuario	83
ANEXO B. Protocolo Médico	88
ANEXO C. Formato de Valoración oftalmológica	94
ANEXO D. Consentimiento Informado	95
ANEXO E. Microcontrolador PIC Programable - 16F873	96
ANEXO F. Unidad de Adquisición de datos Biopac System MP30	99
ANEXO G. Diseño base de datos	100

RESUMEN

TITULO: ALGORITMO COMPUTACIONAL QUE PERMITA CARACTERIZAR Y ANALIZAR LOS PARÁMETROS DE LA SEÑAL ELECTROOCULOGRÁFICA DEL MOVIMIENTO SACÁDICO EN PERSONAS SANAS DEL ÁREA METROPOLITANA DE BUCARAMANGA*

AUTORES:

Julieta Villar Torres, Ana Jimena Carolina Saavedra Mejía**.

PALABRAS CLAVES:

Electrooculografía, Wavelet, Sacádico, Electroestimulador

DESCRIPCIÓN:

Este trabajo describe un modelo matemático para caracterizar el comportamiento morfológico de la señal Electrooculográfica, en los dominios de tiempo y frecuencia, con el fundamento computacional de la transformada de Wavelet, ésta permitió el tratamiento y la estandarización de los siguientes parámetros electrofisiológicos: amplitud, velocidad de pico, duración y latencia. El proyecto de investigación contempló aspectos importantes como: la creación del montaje experimental para realizar la prueba de estimulación, captura y análisis de la señal, es decir, los criterios del Electrooculograma (EOG), test que registra los movimientos sacádicos oculares (los ojos llevan a cabo un desplazamiento en el plano horizontal). Dicho seguimiento programado requirió el diseño de un dispositivo (electroestimulador), al igual que el desarrollo del protocolo clínico para el muestreo de la población de estudio (110 pacientes), de acuerdo a la normatividad del especialista. Es apreciable en el software los hallazgos estadísticos de los parámetros. Así se estableció la plataforma para la proyección del estudio con posteriores trabajos de investigación clínica en alteraciones oculomotoras, donde el EOG es ampliamente aceptado como herramienta de complemento y apoyo en el diagnóstico oftalmológico. Es un estudio pionero en el país, por cuanto no existen referencias, constituyéndose en un método de bajo costo.

* Proyecto de Grado

** Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas, Escuela de Ingeniería Sistemas e Informática, Alfonso Mendoza Castellanos BS, DEA. Fundación Oftalmológica de Santander, Pedro Luis Cárdenas Angelone, M.D., Neuro-oftalmólogo.

SUMMARY

TITLE: STANDARIZATION OF PARAMETERS OF THE ELECTROOCULOGRAPHY SIGNAL OF THE SACCADIC MOVEMENT IN HEALTHY PEOPLE OF THE METROPOLITAN AREA OF BUCARAMANGA*

AUTHORS:

Julieta Villar Torres, Ana Jimena Carolina Saavedra Mejía**.

KEY WORDS:

Electrooculography, Wavelet, Saccadic, electro-stimulator

DESCRIPTION:

This study describes a mathematical model to characterize the morphological behaviour of the Electrooculography signal, in the domains of time and frequency, with the computational base of the Wavelet Transform. This allows the treatment and the standarization of the electrophysiologic parameters: Amplitude, Peak Velocity, Duration and latency. The research project contemplated important aspects such as: the creation of an experimental set-up to realize the stimulation test, capture and analysis of the signal. This means, the criteria for the Electrooculogram (EOG) test, registers the saccadic eye movements (the eyes make a shift in a horizontal plane). This scheduled follow-up requires a design of a device (electro-stimulator), as well as the development of the clinical protocol for sampling the population of the study (110 patient), according to the specialist standard. The statistics findings of the parameters are highlighted in the software. Thus, a platform was establish for the projection of the study and to conduct further clinical research in oculomotor pathology, where the EOG is widely accepted as a support tool in the ophthalmological diagnosis. This is a pioneer study in the country, since references do not exist, it constitutes a low cost method.

* Degree Project.

** Physical-mechanical Engineer Faculty, System Engineering Department. Eng. Alfonso Mendoza Castellanos BS, DEA. Ophthalmologic Foundation of Santander, MD. Pedro Luis Cárdenas Angelone, Neuro-oftalmólogo - FOSCAL.

INTRODUCCION

El propósito de la investigación médica y en especial en un área como la oftalmología, ha permitido enfocar sus esfuerzos en perfilar más acertadamente los diferentes exámenes electrodiagnósticos de evaluación clínica, para las diversas patologías que aquejan el sistema visual humano.

Este camino ha originado el surgimiento de nuevas alternativas para analizar el comportamiento electrofisiológico generado en las estructuras del ojo; un tipo de estudio de la señal eléctrica ocular es la llamada técnica de Electrooculografía, que registra la diferencia de potencial entre la córnea y el polo posterior del ojo. El examen bajo ésta técnica se denomina Electrooculograma (EOG), el cual permite el rastreo de los movimientos oculares.

Para el desarrollo de este trabajo de investigación se tendrá como eje central el estudio de los movimientos cortos y rápidos llamados *Sacádicos*, se dan cuando la mirada se desplaza de un punto de fijación a otro.

Este trabajo permite establecer un modelo matemático, con el fundamento de la transformada de Wavelet, para estandarizar la señal Electrooculográfica, en los dominios de tiempo y frecuencia. De esta manera, se logran determinar los valores normalizados de los parámetros del EOG como son: amplitud, velocidad de pico, duración y latencia; los cuales detallan las características morfológicas de la señal. Para ello, fue necesario desarrollar todo un montaje experimental basado en una constante y extensa investigación acompañada por la orientación de los profesionales del área médica.

Son importantes los hallazgos estadísticos, donde se refleja el patrón de comportamiento de los distintos parámetros según la edad y el género de la población de estudio, establecida sobre personas sanas (sin patologías oculares), definidas en el protocolo clínico, avalado por el comité de ética de profesionales en el área de oftalmología. Todas las tareas que conformaron el procedimiento empleado para la recolección de la población de estudio, se llevaron a cabo íntegramente con diferentes instituciones del área metropolitana de Bucaramanga, las pruebas de tamizaje fueron claves para involucrar a toda la comunidad de los diversos barrios.

Cada aspecto antes expuesto es ampliamente contemplado en los capítulos de este proyecto de grado. Reiteramos la magnitud del trabajo que se ha venido realizando en forma integrada, medicina e ingeniería en el Grupo de Investigación - GIIB², el cual ha logrado consolidar perspectivas conceptuales, discusiones e interpretaciones ingenieriles de los fenómenos de la fisiología humana que nos están conduciendo a contribuir a las soluciones de muchos de los problemas de salud que afectan a la población colombiana y poner en evidencia otros.

² Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica, de la Universidad Industrial de Santander. Dirigido por el Ing. Alfonso Mendoza Castellanos, Profesor Titular de la Escuela de Ingeniería de Sistemas

1. PRESENTACION DEL PROYECTO

1.1 OBJETIVO GENERAL

Crear un montaje experimental para realizar la prueba de estimulación, captura y tratamiento de la señal Electrooculográfica como soporte en el trabajo del especialista.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Establecer el protocolo clínico de acuerdo a los criterios del especialista para el muestreo de la población objeto.
- Diseño, montaje y programación de un dispositivo electrónico semiesférico, utilizado como instrumento estimulador en la estandarización consignada en el protocolo, requerimientos previos para capturar la señal Electrooculográfica en la interfaz Biopac MP30.
- Desarrollar un algoritmo de caracterización de la señal Electrooculográfica mediante el estudio de la transformada *Wavelet* que permita registrar gráficamente el desplazamiento y posición del ojo generado por el movimiento sacádico.
- Determinar la parametrización del Electrooculograma en amplitud, velocidad de pico, duración y latencia, de acuerdo a 6 grupos etáreos en edades comprendidas entre los 7 y los 60 años de una población colombiana y en particular del área metropolitana de Bucaramanga.
- Diseñar una base de datos que soporte el almacenamiento y organización de la información extraída a partir de la muestra Electrooculográfica.
- Establecer la plataforma computacional para continuar con posteriores trabajos de investigación clínica y subclínica en alteraciones patológicas de la motilidad ocular y el área macular de la retina buscando con esto apoyar el diagnóstico oftalmológico.

1.3 JUSTIFICACIÓN

En efecto, la Ingeniería de Sistemas contribuye al quehacer científico ya que la capacidad cognitiva que la caracteriza, implica la aplicación de procesos de búsqueda e interpretación de información, para el desarrollo de herramientas informáticas apoyadas en modelos matemáticos.

El grupo GIIB, ha venido adelantando investigaciones en señales de tipo electrofisiológicas en las áreas de Electrocardiografía, Electroencefalografía, y Electromiografía. Con la ejecución de este proyecto se abre una nueva línea de trabajo llamada Electrooculografía, básicamente, orientada al análisis y tratamiento de la señal Electrooculográfica, la cual permite medir la influencia eléctrica que se presenta entre la córnea y la retina, y a través de esa diferencia de potencial se puede determinar la posición y movimiento del ojo.

Esta investigación está enfocada en la normalización de la señal Electrooculográfica, que permita determinar los parámetros normales en tiempo y frecuencia de personas sin patologías oculares. Para ello, la señal es adquirida y almacenada mediante el uso de la interfaz BIOPAC SYSTEM MP30, lo cual permite luego realizar su correspondiente caracterización, es decir, el estudio espectral de la señal Electrooculográfica, encaminada a filtrar y eliminar variaciones que se presentan en la señal adquirida.

Por consiguiente, el desarrollo del algoritmo matemático caracterizador se hizo por medio de la *transformada de Wavelet*, una atractiva propuesta para el procesamiento de señales, en particular las señales biológicas como la Electrooculográfica, considerando la problemática tiempo - frecuencia que ésta presenta, pues *Wavelet* realiza un análisis local, es decir, de un área específica de la señal extensa, revelando aspectos de los datos que otras técnicas de análisis no lo permiten.

Dicha investigación requiere que la información sea caracterizada y almacenada para crear la plataforma de posteriores estudios clínicos de patologías del sistema oculomotor humano. De esta forma, se necesito el diseño de una base de datos para almacenar los registros de la población muestreada.

Este trabajo de investigación es una propuesta pionera a nivel nacional, por cuanto no existen referencias. Se constituyo como una alternativa de bajo costo, con unas implicaciones y hallazgos clínicos bastante relevantes. Es importante conocer el sinnúmero de aplicaciones que pueden desarrollarse a partir del resultado del trabajo.

1.4 ANTECEDENTES

Después de realizar un estudio detallado y extenso de la literatura de las diferentes fuentes bibliográficas que se encontraron sobre la técnica de Electrooculografía, y con asesoría del especialista en el área de Neurooftalmología, el Dr. Pedro Luis Cárdenas A., se selecciono un tipo de movimiento ocular, de gran importancia, el Movimiento Sacádico. Se pretende evaluar la respuesta electrofisiológica bajo condiciones de percepción en individuos sanos para establecer la caracterización de la señal Electrooculográfica en tiempo y frecuencia, revelando los diferentes parámetros de la morfología propia de la señal. Con ello se conoce el patrón que describe el comportamiento en aspectos como amplitud, velocidad de pico, latencia y duración, según el sexo en los diferentes grupos etéreos.

En el trabajo de investigación se resalta la consulta personal al Departamento de Electrofisiología de la Clínica Barraquer de Bogotá, a cargo del Dr. Carlos Humberto Téllez Conti, esta visita se realizó con el objetivo de clarificar la metodología de la propuesta, allí utilizan el EOG3, como examen complemento de otras pruebas diagnósticas para enfermedades del área macular. Después de aclarar las dudas, se determinó la construcción del protocolo médico, para efectos del trabajo de investigación, la asesoría al respecto estuvo a cargo del Dr. Oscar Leonel Rueda, Epidemiólogo de la UIS. La etapa que conformo el procedimiento empleado para la recolección de la población de estudio, se llevo a cabo íntegramente con diferentes instituciones del área metropolitana de Bucaramanga, lo importante de las pruebas de tamizaje que la Dra. Yira Peña de la FOSCAL, estaba realizando nos permitió involucrar a toda la comunidad de los diversos barrios en los grupos etéreos de mayor edad. Los primeros 3 grupos la población fueron seleccionadas de otras instituciones como: el Colegio Santander, la Concentración Escuela Bucaramanga, la Universidad Industrial de Santander, que fueron valorados clínicamente en el consultorio del Dr. Pedro Luis Cárdenas Angelone, Neuro-oftalmólogo y Codirector del proyecto.

La población de mayor edad se termino de recolectar con el Departamento de Consulta Externa de la FOSCAL; con el aval del comité de Ética de dicha institución, se aprobó la selección de dicha población en sus instalaciones, de esa forma se facilitó el resto de toma de las señales. Allí el personal médico en cabeza de un grupo de doctores de planta y médico-oftalmólogos residentes, efectuaban la selección de las personas sanas bajo las determinaciones del protocolo

³ Electrooculograma

clínico establecido, teniendo en cuenta la definición de los requisitos y criterios para la inclusión de la población de estudio. Ver Anexo B.

El precedente clínico de índole oftálmico tenía en cuenta aspectos valorativos como: agudeza visual, motilidad ocular, test de visión cromática, examen de nervio óptico mediante oftalmoscopia directa y valoración del segmento anterior en lámpara de hendidura.

El médico consignaba la información acerca de la historia clínica – ocular de cada persona (ver Anexo C), luego se le enteraba del examen de EOG para que cada cual aprobara su participación libre y voluntaria firmando el consentimiento informado, como prerequisite para ser incluidos en el estudio según lineamientos de Helsinki. Ver Anexo D.

En el área de oftalmología de la FOSCAL, fue habilitado un espacio dentro de un consultorio, cedido amablemente por las directivas y aprobado por el comité de Ética. Allí se instauró el montaje experimental de la prueba del EOG, y se llevó a cabo el examen, a cada una de las personas previamente examinadas.

Es importante resaltar que la aparición de una afectación inervacional del sistema oculomotor, va a desencadenar alteraciones estructurales y funcionales. Estas varían según el nivel de la afectación y según la edad del sujeto (según el estadio de desarrollo de la binocularidad), es decir del desarrollo de las estructuras y del funcionamiento cortical y oculosensorio-motor. Por tal motivo es muy trascendente el estudio minucioso de la historia clínica ocular de cada participante.

1.5 ALCANCES

Este trabajo cuenta con un escenario académico disponible, puesto que el criterio investigativo calificado, otorga los medios para la generación de propuestas informáticas acordes con el problema en cuestión.

Además, se dispone de los recursos humanos y técnicos específicos, como lo es, la interfaz BIOPAC SYSTEM MP30 con la cual se capturan las señales electrofisiológicas, y con el respaldo significativo por parte del especialista del área de neuro-oftalmología, que día a día se ve involucrado en situaciones de pacientes con problemas visuales. Es una oportunidad para dar a conocer una nueva alternativa de electrodiagnóstico visual, novedosa a nivel local y nacional.

2. MARCO TEÓRICO

2.1 SISTEMA VISUAL

No se debe olvidar que casi un 85% de la información sensorial que recibe el ser humano es visual. Para la gran mayoría de personas ver bien significa poder ver las letras más pequeñas cuando le muestran la escala de agudeza visual. Pero la visión es mucho más que eso, es un conjunto de capacidades (oculomotricidad, acomodación, binocularidad) que nos permiten recibir una información, procesarla y transmitirla al cerebro para que éste la interprete.

La complejidad del tema obliga a desarrollar previamente los conceptos básicos anatomofisiológicos y semiológicos que permitan comprender los movimientos oculares como herramienta de diagnóstico precoz y marcador biológico en algunas alteraciones oculomotoras.

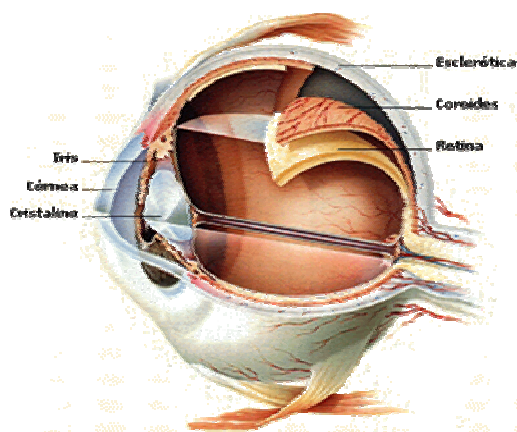
Como estrategia de estudio del ojo, se han diseñado y desarrollado instrumentos oftalmológicos con el propósito de estudiar los movimientos oculares en las modalidades de: seguimiento, rápidos (sacádicos), acomodación y disyuntivos. Con estos instrumentos se ha dado énfasis a la aplicación médica para el diagnóstico de patologías neuro-oftalmológicas como el Nistagmo y el Estrabismo. Algo tan sencillo como leer requiere que nuestros ojos tengan una buena fijación ocular y una buena oculomotricidad que permita pasar de palabra a palabra y, sobre todo, cambiar de renglón sin perderse o repetir el mismo movimiento sacádico.

2.2 ESTRUCTURA DEL OJO

El ojo es un órgano especializado para la detección, localización y análisis de la luz. Dentro de su estructura protectora, cada ojo tiene una capa de receptores, un sistema de lentes que enfocan la luz sobre dichos receptores y un sistema de nervios que conducen los impulsos desde los receptores hasta el cerebro (corteza visual).

Las estructuras oculares principales se presentan en la figura 1. La capa protectora exterior del globo ocular es la *esclerótica*, que se modifica en su porción anterior para formar la *córnea*, la cual es transparente y a través de ella entran al ojo los rayos luminosos.

Figura 1. Anatomía del ojo en un corte transversal



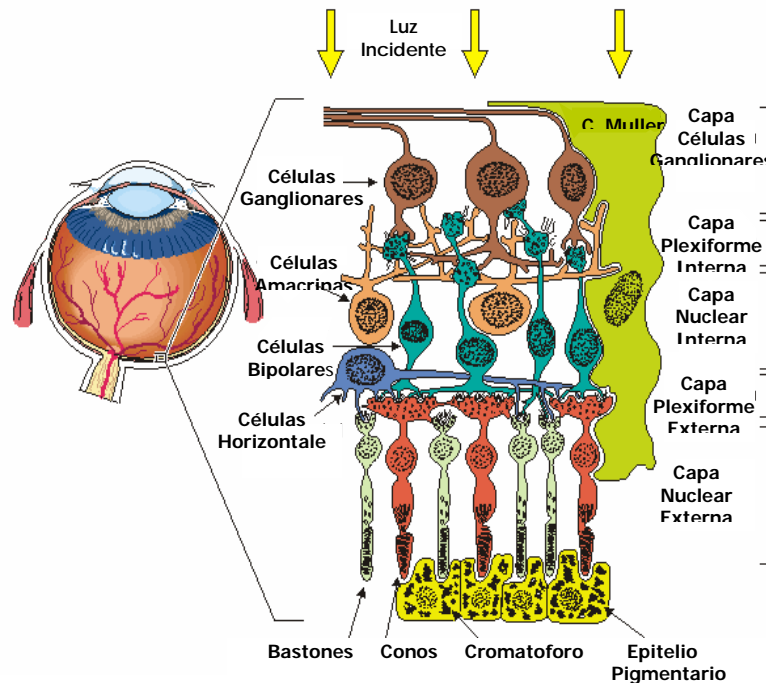
Más internamente está la *coroides*, capa que contiene mucho de los vasos sanguíneos que nutren a las estructuras del globo ocular. Tapizando los dos tercios posteriores de la coroides se encuentra la *retina*, el tejido neural donde están las células receptoras. La retina tiene una pequeña mancha de color amarillo, llamada *mácula lútea*; en su centro se encuentra la *fóvea central*, la zona del ojo con mayor agudeza visual.

El *crystalino* es una estructura transparente que se mantiene en su lugar por un ligamento del cristalino, éste se fija a la parte anterior, más gruesa de la coroides, el *cuerno ciliar*. Frente al cristalino se encuentra el *iris*, estructura pigmentada y opaca que constituye la porción coloreada del ojo, contiene *fibras musculares* circulares, constrictoras de la pupila y fibras radiales dilatadoras, que modifican según el caso el diámetro de la *pupila* produciendo variaciones de hasta cinco veces en la cantidad de luz que llega a la retina. El espacio entre el cristalino y la retina está lleno, de manera principal, por una sustancia gelatinosa, a la cual se le llama *humor vítreo*. por otro lado, el *humor acuoso* es un líquido claro y transparente activo, fluye a través de la pupila y llena la *cámara anterior* del ojo. El *nervio óptico* entra en el globo ocular por debajo y algo inclinado hacia el lado interno de la fóvea central, originando en la retina una pequeña mancha redondeada llamada *disco óptico*. Esta estructura forma el punto ciego del ojo, ya que carece de células sensibles a la luz.

2.2.1 Organización laminar de la retina La retina es una capa compleja compuesta sobre todo por células nerviosas, está organizada en diez capas y contiene las células receptoras sensibles a la luz que se encuentran en su superficie exterior detrás de una capa de tejido pigmentado. Estas células tienen la forma de conos y bastones y están ordenadas como los fósforos de una caja, también tiene cuatro tipo de neuronas, las células bipolares, ganglionares, horizontales y amacrinas.

La figura 2 muestra que las células de la retina están organizadas en capas. (En otras palabras, la retina posee una organización laminar.) Obsérvese que las capas, aparentemente, están al revés: la luz debe pasar desde el *humor vítreo* por las *células ganglionares* y las *células bipolares* antes de alcanzar los *fotorreceptores* (*conos y bastones*). [1]

Figura 2. Distribución celular de la retina



Los rayos luminosos que inciden en la retina originan potenciales en los conos y bastones, para crear impulsos que se conducen hasta la corteza cerebral, lugar donde se produce la sensación visual.

En general, los ojos de los animales funcionan como unas cámaras fotográficas sencillas. La lente del cristalino forma en la retina una imagen invertida de los objetos que enfoca y la retina se corresponde con la película sensible a la luz. En diversos de estos estudios, se ha demostrado la plasticidad de los movimientos sacádicos humanos para poder adaptarse a heteroforias y anisometropías inducidas artificialmente mediante lentes.

2.3 MOVIMIENTOS OCULARES

El ojo se mueve, dentro de su órbita. Gran parte del campo visual es binocular, por lo que se requiere una gran coordinación de los movimientos de los dos ojos. La información visual permite la orientación para los ajustes posturales y del movimiento. Cuando la mirada se desplaza de un objeto a otro, los ojos presentan movimientos controlados cortos y rápidos espasmódicos o sacádicos, movimientos suaves de persecución o rastreadores cuando siguen objetos en movimiento. Los movimientos vestibulares para ajustes en respuesta a estímulos iniciados en los canales semicirculares, mantienen la fijación visual cuando se mueve la cabeza. Los movimientos de convergencia llevan los ejes visuales uno al otro cuando la atención se enfoca sobre objetos cercanos al observador.

2.4 SISTEMA OCULOMOTOR

Los movimientos de los globos oculares están coordinados con los movimientos de la cabeza. Ellos dependen del sistema oculomotor, que cumple dos funciones principales:

- Ubicar la imagen de los objetos del campo visual en la fóvea.
- Mantener esa imagen en dicha posición.

La fóvea es el lugar de la retina donde se obtiene una visión óptima. Sin embargo, se trata de una superficie muy pequeña (menos de 1 mm de diámetro). Es en este campo donde se ubican los objetos por un proceso de exploración en el que, al mover los globos oculares, se orienta la fóvea rápidamente hacia uno u otros de los objetos del campo. Cuando se ubica algo en él, se estabiliza su imagen en la retina a pesar de los movimientos de la cabeza.

En años recientes se han localizado las estructuras del sistema nervioso central que son las responsables del sistema motor ocular; o sea, de los mecanismos cerebrales que controlan los movimientos oculares.

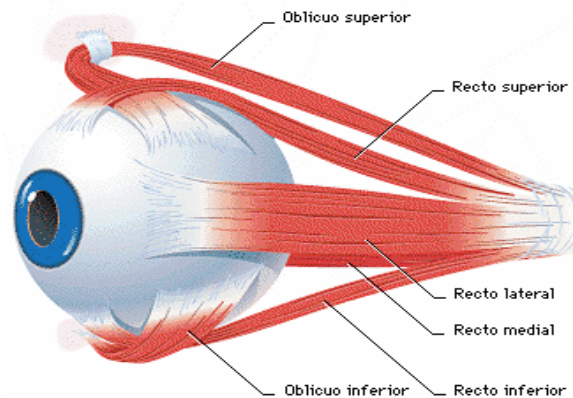
2.4.1 Músculos del sistema oculomotor El *sistema oculo-motor* esta representado por 6 *pares musculares extrínsecos* y los respectivos circuitos neuronales controlados por 3 *pares de nervios craneales oculomotores* (III, IV y VI). Estos nervios oculomotores pueden afectarse, a nivel del núcleo o a lo largo de su trayecto hasta su terminación en el músculo. [2]

Los músculos del sistema oculomotor son seis: cuatro músculos llamados rectos (superior, inferior, externo e interno) y dos músculos llamados oblicuos (mayor y menor). Estos músculos se organizan en tres pares antagónicos (recto superior vs. recto inferior, recto interno vs. recto externo y oblicuo superior o mayor vs. oblicuo inferior o menor) y orientan el ojo en dirección vertical, horizontal o circular. Estos mueven los ojos para observar un área de 100° aproximadamente (40°

hacia arriba y 60° hacia abajo). Tienen una alta tasa de inervación y marcada habilidad para responder a estimulaciones muy intensas, de hasta 300 veces por seg. Son músculos escasamente fatigables, pese a ser los más rápidos del organismo.

La información propioceptiva puede ser inconciente hasta 40° de movimiento ocular, por lo que nada se sabe de los fisiológicos movimientos de sacudidas y microsacudidas que continuamente se estan realizando. Un movimiento de 0.5°/seg es el menor que puede detectar el ojo humano no fijado. En la figura 3 se ilustra la disposición fisiológica de los músculos del ojo.

Figura 3. Músculos extrínsecos del ojo



En la figura 3 se observa la vista lateral del ojo, donde se puede observar los músculos extrínsecos unidos directamente al globo ocular que permiten el movimiento del ojo. Los cuatro rectos están alineados con sus puntos de origen, mientras que los dos oblicuos se insertan en la superficie ocular formando un ángulo.

La contracción de estos músculos provoca movimientos de los globos oculares en relación a tres ejes [3]:

- eje vertical, alrededor del cual cada globo realiza movimientos horizontales, los ojos pueden abducirse (hacia fuera) o aducirse (hacia dentro).
- eje transversal (atraviesa de lado a lado cada globo ocular) alrededor del cual cada ojo realiza movimientos verticales, los ojos pueden elevarse o descenderse.
- eje antero-posterior, alrededor del cual cada ojo realiza movimientos de torsión. Los ojos pueden girar hacia la zona nasal (intorsión) o temporal (extorsión).

Esta es la clasificación característica de los músculos oculares, según la función que cumplan:

- Elevadores: recto superior y oblicuo inferior (inervado por el par III)
- Descendentes: recto inferior (III par) y oblicuo superior (IV par).
- Abductor: recto lateral (VI par)
- Aductor: recto medial (III par)

Estos músculos son esqueléticos, voluntarios y se insertan, por una parte en el exterior del globo ocular y, por otra, en los huesos de la órbita. Ellos mueven los ojos en las direcciones deseadas y participan en cinco tipos de movimientos:

- Movimientos vestíbulo-oculares: mantienen estable la imagen en la retina a pesar de los movimientos de la cabeza.
- Movimientos optocinéticos: complementan el efecto de los anteriores contribuyendo a mantener fija la imagen en la retina y son contrarios a los movimientos de la cabeza.
- Movimientos lentos de seguimiento: mantiene en la fovea la imagen de los objetos en movimiento.
- Movimientos sacádicos: enfocan la fovea sobre los objetos de interés.
- Movimientos giratorios: alinean los ojos para enfocar objetos que están a diferentes profundidades en el campo visual.

Los dos primeros tipos de movimientos corresponden a reflejos automáticos e involuntarios. Los otros son voluntarios anotándose que existen sacadas de tipo involuntario.

La combinación de los movimientos básicos permite al ojo girar en cualquier dirección del espacio. Si ambos ojos se mueven en la misma dirección se dice que el movimiento es conjugado. Si se mueven en direcciones opuestas puede ser divergencia (hacia fuera, zona temporal) o convergencia (hacia dentro, zona nasal).

2.4.2 Leyes fisiológicas de los movimientos oculares Las leyes inervacionales que rigen los fenómenos de acción muscular y sus principios, pueden ser usados como terapéutica de ciertos disturbios motores.[4]

- ❖ Ley de Sherrington: cuando un músculo se contrae, su antagonista se relaja en la misma cuantía.
- ❖ Ley de Hering: cuando se realiza una versión los músculos yunta reciben los mismos estímulos inervacionales.

La ley de correspondencia motora de Hering afirma que los influjos nerviosos enviados por los centros oculogiros a los músculos oculares para la realización de un movimiento en determinada dirección son simétricos para uno y otro ojo.

La ley de Sherrington de inervación recíproca afirma que cuando un ojo realiza un movimiento en determinada dirección, los sinergistas se contraen y los antagonistas se relajan.

Con estos conceptos se entiende que en el plano horizontal, al efectuar un movimiento ocular hacia la derecha, se tiene una combinación de acciones motoras representadas por la contracción simétrica del recto lateral derecho y el recto interno izquierdo y un relajamiento de sus antagonistas, recto interno derecho y recto lateral izquierdo.[5]

2.5 MOVIMIENTO SACÁDICO

Los sacádicos son movimientos o cambios bruscos de fijación (su nombre proviene del término "sacudida") que permiten dirigir rápidamente la fovea hacia un objeto enfocado del espacio visual. Las sacadas son muy rápidas, de una velocidad de 600 a 700° de arco/sg. Existe una latencia de 0,2 s entre la aparición del objeto visual y el comienzo de la sacada, que suele durar nos 0,5 seg. Una vez comenzadas, las sacadas no pueden suprimirse (movimiento balístico) excepto por reflejos de origen vestibular.

Los movimientos sacádicos constituyen uno de los movimientos más característicos de los ojos. Son movimientos fundamentalmente voluntarios –también los hay involuntarios (e.g., los realizados en la fase REM de sueño y respuesta de orientación)- que nos permiten visualizar diversas zonas de una escena; los utilizamos para dirigir la mirada a diversas zonas del ambiente y facilitar así la recogida de información. En esencia su objetivo no es otro que el de disponer la imagen visual en la fóvea que es la región de la retina que dispone de mayor agudeza visual.

Una de las características más importantes del sistema oculomotor es la habilidad de poder cambiar la dirección de mirada de una manera rápida de un detalle a otro dentro del campo visual. Esta característica se lleva a cabo mediante los movimientos oculares denominados sacádicos.

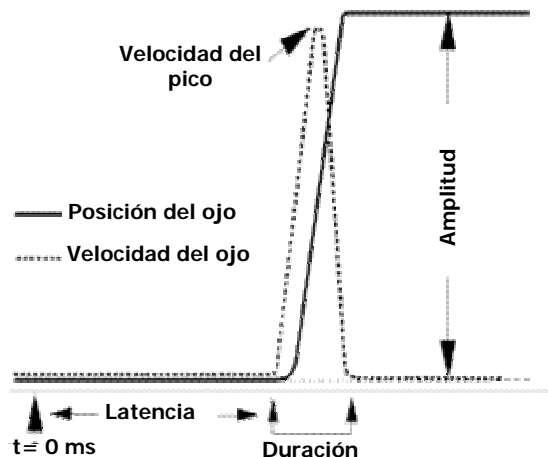
Por otra parte, la visión frontal obliga a la realización de movimientos conjugados de los ojos, es decir, que ambos ojos se muevan exactamente con la misma amplitud, dirección y velocidad, ya que pequeñas disparidades en uno de estos parámetros producirían una visión doble o diplopía. [6]

2.5.1 El control de la mirada lateral Las anomalías de la mirada lateral débense, por lo general, a lesiones estructurales, a diferencia de lo que ocurre con la mirada vertical, que puede estar interferida por causas metabólicas.

2.6 PARÁMETROS DEL MOVIMIENTO SACÁDICO DEL OJO

Los movimientos del ojo pueden ser descritos por la presencia de un número de parámetros, para el caso de estudio establecido se selecciono el movimiento sacádico, el cual especifica en su morfología cuatro aspectos a parametrizar como son: latencia, amplitud, duración y velocidad de pico. La figura 4, muestra dichos parámetros, los cuales se pueden calcular o medir a partir de los datos recopilados de la posición de los ojos por medio de la metodología del EOG. [7]

Figura 4. Parámetros del movimiento sacádico



2.6.1 Amplitud El tamaño de la sacada, usualmente medida en grados o minutos o arcos. La amplitud determina la precisión de la sacada. Esto es algunas veces denotado como “*gain*” es decir *ganancia*. La ganancia es la proporción de la amplitud de la actual sacada dividida por la amplitud de la sacada deseada (usualmente determinada por el tamaño del paso del objetivo).

Ganancias menores de 1 significa que la sacada es pequeña o hipométrica; ganancias mayores de 1 indican que la sacada es grande o hipométrica. Un número de condiciones congénitas, lesiones de enfermedades o drogas causan disimetría en las sacadas (sacadas de tamaño incorrectas) o prolongaciones menores o grandes.

2.6.2 Velocidad pico Esta es la velocidad más alta alcanzada durante la sacada. El perfil de la velocidad de la sacada es usualmente simétrica al menos para pequeños y medianos tamaños de sacadas. Determinar el pico es usualmente fácil. En algunas condiciones mientras el tamaño de las sacadas permanece razonablemente estable, la velocidad de la sacada es enormemente reducida, así, llamado desaceleración sacadas.

2.6.3 Duración Es el tiempo ocupado para completar la sacada. Este es mas fácilmente medido a partir del perfil de velocidad. En parte porque las velocidades mas altas involucradas, muchas de las sacadas son completadas entre unas pocas décimas de milisegundos (ms). Tanto así como cerca de 80 ms para que la información visual alcance la corteza cerebral, estas pequeñas duraciones significan que las sacadas no pueden ser modificadas “al vuelo” por la información visual. Si un objetivo se desplaza, la nueva información es usada para provocar una corrección en la sacada.

2.6.4 Latencia Este es el tiempo tomado desde la aparición de un estímulo hasta la iniciación de una sacada en respuesta a este estímulo. Mientras que los otros parámetros tienden a descender en un rango limitado para un determinado conjunto de factores, la latencia es extremadamente variable.

La latencia para la mayoría de las amplitudes medias de sacadas (5° - 10°) esta usualmente alrededor de 200ms. Sin embargo, esta puede ser tan baja como 100ms, o tan alta como 350 ms. La distribución de *la latencia* en las *sacadas* ha atraído recientemente mucho la atención, la cual puede indicar *alteraciones* en el *procesamiento del sistema oculomotor a nivel del tallo cerebral y el colículo superior*.

Las sacadas son extremadamente estereotipadas (estándar), y hay relaciones relativamente fijas entre la amplitud, duración y pico de velocidad. Las relaciones entre amplitud de las sacadas, duración de las sacadas y velocidad también están fijas, esto es posible usarlo para mostrar si un movimiento particular del ojo es una sacada normal o no. Así, hay una “secuencia principal” (conocida como *main relation*) para sacadas, y éstos parámetros y sus relaciones son a veces llamados secuencia principal de parámetros y relaciones.

3. ELECTROFISIOLOGIA DEL OJO

La actividad eléctrica del ojo puede dividirse de la siguiente manera: en los potenciales corneoretinales (utilizados en *Electroretinogramas* y *Electrooculogramas*), en los potenciales en músculo autónomo ciliar y del iris, y en los potenciales eléctricos de los músculos extraoculares (*Electromiograma*).



3.1 ELECTROOCULOGRAFÍA

Emil du Bois-Reymond (1848) observó que la córnea del ojo es eléctricamente positiva en relación con la parte posterior del ojo. Dado que este potencial no es afectado por la presencia o ausencia de luz fue concebido como un potencial de reposo. Este fenómeno se convierte en la base para una técnica denominada Electrooculografía. [8,9]

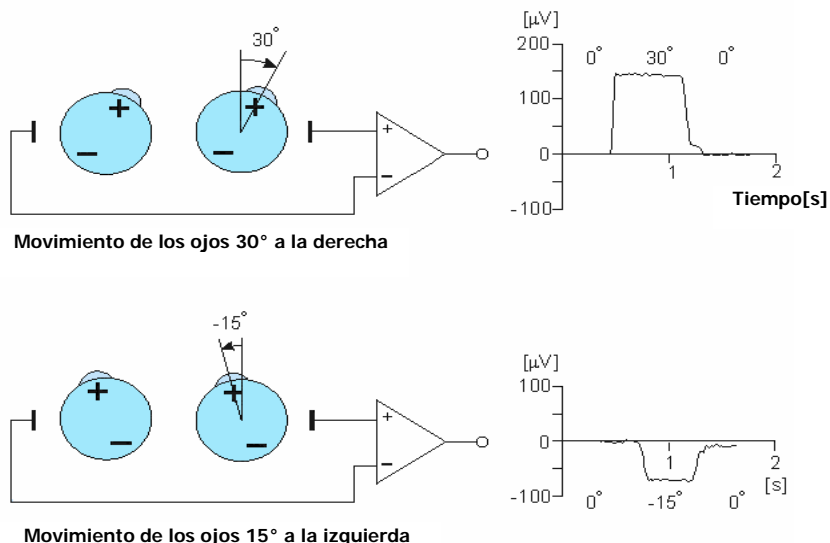
La Electrooculografía es un método clínico para medir los movimientos oculares, de tipo horizontal o vertical, se registra con un amplificador de señales bioeléctricas acoplado a una computadora.

De esta manera, se descubre ese sistema que se deriva de otro fenómeno bioeléctrico, la diferencia de potencial entre la retina y la córnea. La retina posee la máxima actividad metabólica del ojo, presentando, así, una tensión (eléctrica) ligeramente negativa con respecto a la córnea. Mediante circuitos electrónicos, puede detectarse las minúsculas variaciones de tensión de esta débil batería eléctrica, cuando la persona cambia la orientación de sus ojos. [10, 11,12]

Tales impulsos fueron llamados "Señales Electrooculográficas". Eléctricamente, el ojo es una "Batería" esférica, con el terminal positivo en la córnea, y el terminal negativo detrás en la retina. La magnitud de este potencial corneoretinal está en el rango de 0,4 – 1,0 mV. Ver figura 5.

Electrooculograma (EOG), se denomina dicho examen que refleja la actividad bioeléctrica del epitelio pigmentario. El registro se da por las variaciones de la tensión de reposo de la retina durante los giros oculares a uno y otro lado.

Figura 5. Comportamiento eléctrico del ojo



En la figura 5, se ilustra la señal electrooculográfica generada por el movimiento horizontal de los ojos. La polaridad de la señal es positiva para el electrodo hacia el cual el ojo se este moviendo. El EOG es muy útil en el estudio del movimiento de los ojos.

3.2 ELECTROESTIMULADOR EOG

La metodología que se estableció para la adquisición de la señal Electrooculográfica, en su primera etapa era la búsqueda exhaustiva de información, el trabajo de investigación nos señalaba que para el objetivo que se buscaba analizar como era el comportamiento electrofisiológico del movimiento sacádico requería una herramienta adicional, el diseño y la construcción de un dispositivo electrónico denominado electro-estimulador EOG.

La figura 6, muestra el equipo electrónico, que se diseño para crear una prueba estándar para la población estudio, permitiendo el estímulo para el sistema sacádico visual del sujeto durante el examen EOG, logrando que ellos realicen un seguimiento coordinado del encendido de los leds. Las sacadas son inducidas por éstos leds que se prenden y apagan en dirección horizontal de izquierda a derecha, en una superficie semiesférica, que cubre un campo visual de 70 grados, 35 grados a la izquierda y 35 grados a la derecha.

Figura 6. Equipo Electroestimulador EOG



Es un aparato semiesférico de leds, portátil, de bajo costo, se caracteriza por contar con una tarjeta electrónica controlada con un PIC⁴ programable (16F873).

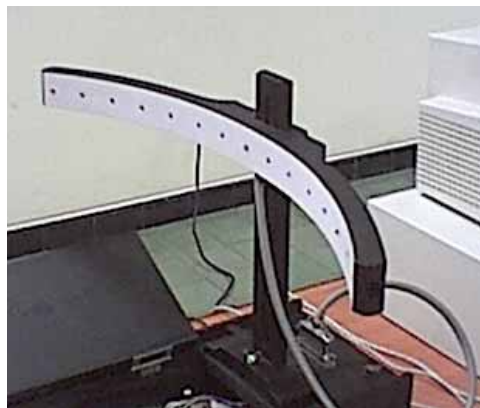
3.2.1 Partes del electroestimulador El electroestimulador EOG, fue construido en madera. Su característica portátil, permite desplazarlo con facilidad pues todos sus accesorios son removibles y reinstalables.

Los componentes del dispositivo electroestimulador EOG son los siguientes:

⁴ PIC: circuito integrado programable (programmable integrated circuited)

- Una regleta semiesférica que presenta un acondicionamiento angular de 35° a izquierda y derecha, con una distribución de 15 leds, espaciados cada 5°, y uno central como referencia. Ver figura 7.
- Accesorios como el del soporte del mentón y de la regleta, los cuales se acondicionan de acuerdo a la altura de la persona con el fin de graduar linealmente la mirada con el led de referencia (centro) de la regleta.
- Tarjeta electrónica con el circuito del PIC 16F873, el cual programa el encendido de los leds.
- Batería de 5 Volts.
- Cable puerto paralelo.
- Caja de madera como compartimiento de la tarjeta electrónica y demás accesorios. Sus dimensiones fueron establecidas según la distancia estipulada de 25 centímetros entre el sujeto y el objetivo estimulador.

Figura 7. Regleta semiesférica del electroestimulador EOG



En la figura 8, se observa el diseño de la tarjeta electrónica que contiene el PIC programable (16F873), que permite programar la secuencia del encendido de los leds. Esta dentro de la caja en la parte superior. Se puede configurar el código fuente del PIC de acuerdo a la diversidad de aplicaciones según el caso de estudio. Ver Anexo E.

Figura 8. Tarjeta electrónica EOG



3.3 METODOLOGÍA Y MATERIALES DE LA PRUEBA EOG

Después de seleccionar los sujetos participantes del estudio según requerimientos del protocolo clínico establecido (ver Anexo B), a continuación se especifican las condiciones para la adquisición del examen de los potenciales bioeléctricos sacádicos, de acuerdo al estándar ISCEV⁵:

1. La prueba EOG requiere un escenario y un montaje experimental adecuado con los equipos que se ven en la figura 9, entre los que se tienen la interfaz Biopac MP30, los cables de adquisición, el dispositivo electroestimulador EOG, el computador y sus accesorios adicionales.

Figura 9. Unidades de adquisición de datos



2. Las condiciones de iluminación del recinto debe ser uniforme.
3. Disponer de elementos como alcohol, algodón, agua, 3 electrodos; es preciso limpiar la región de la piel, con alcohol, para lograr un buen contacto con los electrodos.
4. Se sitúa al sujeto sentado en una silla frente al electroestimulador, a una distancia de 50 cm. Se le pide que se despojen de los objetos metálicos con que cuentan (llaves, joyas, reloj, etc.)
5. Se ubican los electrodos sobre el área preparada. Un par de electrodos de superficie se colocan en el canto externo de los ojos y uno más debajo de la oreja derecha del paciente.
6. Se Conectan los electrodos a la interfaz de adquisición Biopac MP30 (Ver Anexo F) que es el amplificador de señales bioeléctricas y este a la computadora, como lo indica la siguiente descripción y la configuración de la figura 10 :

Figura 10. Ubicación de los electrodos



Canal CH1

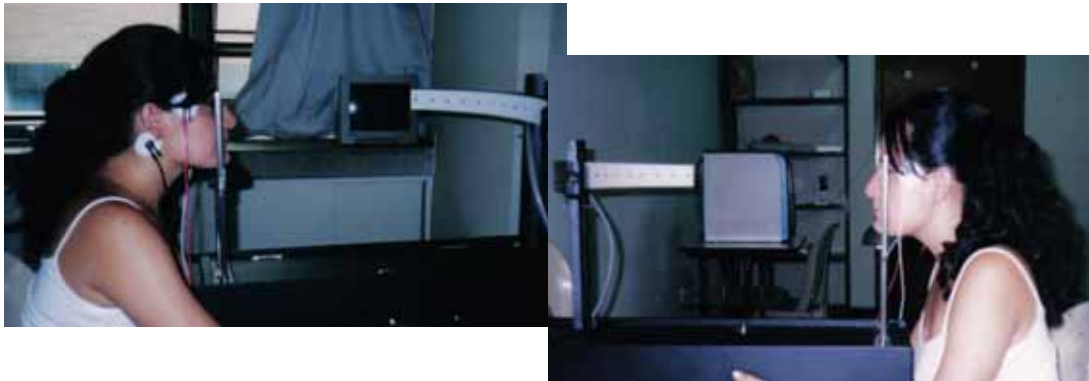
Ubicación
Ojo Izquierdo
Ojo Derecho
Detrás de la Oreja
derecha

Color del cable
Blanco
Rojo
Negro

⁵ International Society for Clinical Electrophysiology of Vision

7. El individuo soporta su mentón sobre una base, de tal forma que sus ojos queden al nivel de los leds, la altura de la regleta se puede graduar según el caso. La figura 11, ilustra el acondicionamiento desde las dos vistas costado izquierdo y derecho del sujeto respecto del dispositivo electroestimulador.

Figura 11. Posicionamiento del paciente



8. Se inicia la toma del Electrooculograma, prevista para un período de tiempo de un 1 minuto.
9. Se le pide al sujeto que este atento y en lo posible que se concentre mientras la prueba, en total silencio, sin mover su cabeza durante la prueba.
10. El seguimiento del objetivo del electroestimulador, da como resultado una señal que corresponde a la morfología propia del movimiento sacádico. Mientras se hace el seguimiento de los leds, se registra el movimiento de los ojos en la pantalla de la computadora.
11. Una vez que se ha realizado el trazo se graba esta información en un archivo para posterior análisis.

3.3.1 Procesamiento de la señal electrooculográfica muestreada Consideraciones para la toma del EOG:

1. Sesión de medidas pre-tratamiento. Cada registro electrooculográfico del movimiento ocular sacádico, tiene una duración de 60 seg., tiempo en el cual el paciente realiza el barrido del dispositivo, con una frecuencia de muestreo de 250 muestras/seg., lo que da lugar a un total de 15000 datos registrados por sujeto.
2. Dispositivo EOG: Para la adquisición de la señal, el electroestimulador establece la secuencia del encendido de los leds, espaciados cada 5° con un rango de $\pm 35^\circ$ cubriendo un campo visual de 70° . En 1 minuto se realizan 4 ciclos, para un total de 60 sacadas, cada ciclo de recorrido corresponde a 15 segundos. Según la literatura que se consulto en el estudio y dictamen del especialista, los valores típicos de la respuesta sacádica normal están dados para un ángulo de 20° . De esta manera se selecciono esta amplitud angular $\pm 20^\circ$ de campo visual para posterior análisis de los de demás parámetros en este rango. [13]

3. **Pruebas de calibración y recalibración:** Esta prueba permite verificar y descartar el nivel de interferencia de factores externos e internos al sujeto. Se le hace una toma previa de aproximadamente 10 segundos para visualizar la correcta adquisición de la señal Electrooculográfica en la prueba y eliminar cualquier dificultad por parte de aspectos que más adelante se mencionan, ésta prueba se realiza las veces que sean necesarias según el grado de interferencia observado.
4. **Interfaz Biopac MP30:** Esta interfaz cual amplifica la señal recibida y digitaliza las tensiones recogidas por los 3 electrodos, 2 para movimientos horizontales y 1 como puesta a tierra. Genera un archivo txt, con los valores de tensión a través del tiempo.
5. **Sistema:** Permita analizar y traducir dichos datos en una información útil, el cual hace el preprocesado de la señal electrooculográfica con el fin de eliminar posibles variaciones de la misma. De ello se encarga el hardware y software creado específicamente para tal fin.

3.3.2 Minimización de los errores en la adquisición de señal del EOG La señal Electrooculográfica se ve afectada por múltiples factores externos (entorno) e internos (paciente), que afectan la toma del EOG, entre otros se pueden citar:

- Tipo de electrodos
- Colocación de los electrodos
- Interfaz piel-electrodo
- Uniformidad en la luminosidad ambiental
- Movimientos de cabeza y cuerpo
- Desatención del sujeto, como nervios, ansiedad, soñolencia, hiperactividad, fatiga, etc
- Sincronización entre el encendido del electroestimulador EOG y la interfaz del Biopac

3.3.3 Ventajas del EOG Las ventajas de esta técnica del EOG, incluye los siguientes aspectos:

- Registro con interferencia mínima con actividades de los sujetos
- Mínimas incomodidades para los sujetos
- Este procedimiento no genera ningún efecto adverso como paciente y no requerirá de métodos invasivos.
- Examen de bajo costo
- Registro que se lleva a cabo en corto tiempo
- Técnica del EOG es aplicada como método en investigaciones del sistema oculomotor humano.

3.3.4 Importancia clínica del electrooculograma (EOG) Los movimientos oculares (sacádicos) se afectan con frecuencia en consonancia con las alteraciones patológicas de varias áreas cerebrales implicadas en el control supranuclear de la mirada (corteza frontal y parietal, ganglios nasales y sustancia negra). El cuadro típico es un retraso en la iniciación de los sacádicos voluntarios, con tipometría sacádica y rotura (sacadización) del seguimiento ocular con presencia de ondas cuadradas en el registro electrooculográfico.

Una de las áreas dentro de la oftalmología en la que se ha observado un desarrollo es la relativa a los trastornos oculomotores, entendidos como condicionantes o facilitadores de diversos déficits visuales los cuales dificultan enormemente las tareas cotidianas de la persona afectada, cuando no implican un problema concreto de baja visión.

Como utilidad clínica, el EOG puede utilizarse para valorar anomalías producidas por lesiones neurológicas focales, para ello se dispone de sistemas operativos que exploran el sistema sacádico; se puede usar mediciones cuantitativas de sacadas para evaluar la función del sistema oculomotor, para investigar los efectos de drogas o lesiones, y en algunos casos de ayuda en diagnósticos de enfermedades o localización de lesiones. Los trastornos oculomotores pueden servir para realizar un diagnóstico muy precoz de afecciones que comprometen el sistema nervioso central. [14,15]

3.3.5 Alteraciones Oculomotoras en Esquizofrenia Las connotaciones clínicas aplicadas al campo de la Neuropsiquiatría, describen alteraciones oculomotoras (OM) en demencias, esquizofrenia, diskinesia tardía, depresión, epilepsias y por efectos colaterales de algunos neuropsicofármacos.

Esquizofrenia

En 1908, Diefendorf y Dodge descubrieron la anomalía en los movimientos de persecución característica de la demencia precoz. Los esquizofrénicos tienen lentificada la iniciación y pierden velocidad durante el mantenimiento de los movimientos de persecución. Otra anomalía es la 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. Estos datos constituyen un marcador biológico documentado por registros electrooculográficos, independiente de factores culturales, que afecta un 50-80% de los esquizofrénicos y a un 40% de sus parientes de primer grado. Los pacientes con mayor historia de episodios psicóticos previos demostraron mayores deficiencias en los movimientos de persecución. Pacientes con trastorno de personalidad esquizoide o esquizotípica pueden compartir la anomalía. Las sacudidas pueden ser anormales. Sus latencias son más prolongadas y el movimiento es más disimétrico que en controles normales. Hay un disturbio en la iniciación y ejecución de sacudidas proposicionales sin blanco. Además 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. Autistas en períodos de contacto afectivo realizan movimientos inconscientes conjugados, finos, rápidos, regulares, oscilatorios, carentes de fase lenta, pasibles de ser interrumpidos por la fijación visual. [16]

Efectos adversos de neurolépticos y otros fármacos y/o tóxicos Los siguientes medicamentos están catalogados como causantes de ciertas alteraciones oculomotoras:

Benzodiazepinas (BDZ): reducción de la velocidad y aumento de la duración de las sacudidas, daño en los movimientos de persecución, parálisis de la divergencia.

Fenotiazinas: crisis oculógiras, OIN, mismos efectos que BDZ.

Fluoxetina: aumenta la cantidad y amplitud de MO durante el sueño, REM y no REM, en pacientes deprimidos.

Alcohol etílico: deteriora los movimientos de persecución, provoca nistagmos posicionales y direccionales de la mirada, disminuye la velocidad de las sacudidas (que se presentan hipométricas, con latencia aumentada), y revierte la compensación de lesiones vestibulares.

Anfetaminas: reducen la latencia de las sacudidas.

Sales de Litio: similar a CBZ, DFH y FB, además: disimetría en las sacudidas, crisis oculógiras, OIN y opsoclonos.

3.3.6 Aplicaciones de la electrooculografía En los últimos años, han aumentado considerablemente las aplicaciones encaminadas a desarrollar sistemas de ayuda de personas con algún tipo de discapacidad y por lo tanto los sistemas tradicionales de control no son validos en estos casos. Siguiendo esta línea, la técnica de Electrooculografía permite aplicarse a personas con un alto grado de minusvalía (puesto que sólo es necesario que puedan mover los ojos para realizar el control de un determinado sistema) lo cual permite que estas personas aumenten su nivel de vida si pueden realizar diversas tareas que por otro medio no podrían realizar.

Existen un sinnúmero de aplicaciones del EOG, por ejemplo, personas con graves lesiones espinales probaron que podían mover el cursor de la pantalla de computadora a partir de impulsos generados por sus ojos. En otro sentido con el EOG se habilita a un cirujano que cambie, moviendo los ojos, el campo visual de una cámara de fibra óptica, y así poder tener las manos ocupadas con instrumentos quirúrgicos. Permitiría el desarrollo de una interfaz de comunicación usuario-máquina de forma que permita seleccionar comandos de un menú o activar diversos comandos generados con los ojos o en función de la posición de éstos, para ayudar a la movilidad con lo cual se pretende desarrollar un sistema que permita guiar una silla de ruedas autónoma. [17]

3.4 PARAMETROS NORMALES DEL MOVIMIENTO SACÁDICO EN LA SEÑAL ELECTROOCULOGRÁFICA

Es interesante resaltar el papel del sistema sacádico ocular, en promedio 230000 sacádicos son ejecutados por una persona a lo largo de un día. Como ya se menciona en el capítulo anterior, el movimiento sacádico presenta una serie de parámetros que caracterizan la morfología de este tipo de movimiento ocular en la prueba del EOG.

El ojo es una especie de burbuja vacía cuya pared interna, la retina, está dotada de fotorreceptores que captan las imágenes y las transforman en señales eléctricas en dirección al nervio óptico. Si los oftalmólogos perciben, mediante pruebas, algunas respuestas eléctricas, esto significa que el sistema ocular funciona a pesar de las dificultades de visión de los pacientes.

Según la literatura consultada y los valores normales de dichos parámetros [18, 19,20] se estipulan como se muestra en el cuadro 1:

Cuadro 1. Parámetros Normales del EOG

PARAMETROS NORMALES DEL MOVIMIENTO SACADICO			
Amplitud	Latencia	Duración	Velocidad de Pico
< = 20°	200 ms	60 - 80 ms	333 – 400(°/sg)

Los movimientos sacádicos rápidos del ojo, cuya *velocidad* es proporcional a la amplitud del desplazamiento angular, pueden alcanzar los 800°/sg, y se presentan en el proceso de fijación ocular, tres estados:

- Movimiento de iniciación voluntario o involuntario
- Sacada correspondiente al desplazamiento de la mirada
- Sostenimiento (microsacada o suspensión de la fijación)

Para un desplazamiento *angular* dado, la *duración* de la sacada es constante. El tiempo de la *latencia* para estímulos visuales es alrededor de 200 ms. La latencia para gran parte de las sacadas con una amplitud media de (5 – 10°) está usualmente alrededor de 200 ms. Sin embargo, esta puede ser tan baja como 100 ms, o tan alta como 350 ms. A pesar de que el sujeto pueda distraerse, esto no puede influenciar en la *velocidad* de la sacada, aunque la *velocidad* puede variar en función del nivel de atención, no puede ser alterada voluntariamente. [21]

El movimiento *angular* está en el rango de 1 – 30°/sg. La distribución de la *latencia sacádica* recientemente ha atraído bastante la atención, a medida que ésta puede indicar alteraciones en el procesamiento del sistema oculomotor.

El rasgo más distintivo de un sacádico es la relación existente entre el tamaño del movimiento y la velocidad punta: *a mayor amplitud del movimiento mayor velocidad*. Es la denominada *main relation*. Por ejemplo, un sacádico que abarque 80° de ángulo visual, puede alcanzar velocidades de hasta 700 grados por segundo.

Asimismo la *duración media* de un sacádico también depende de su magnitud y oscila entre promedios de 30 y 120 ms. (Becker, 1991; Carpenter, 1988; Leigh y Zee, 1991; Young y Sheena, 1975). El área típica de cobertura de un sacádico alcanza hasta los 30° aproximadamente, ángulo a partir del cual la conducta exploratoria precisa cada vez más del movimiento de la cabeza. Los sacádicos exhiben un *periodo de latencia* (*TR sacádico* o tiempo que transcurre entre la aparición de un estímulo y el inicio del desplazamiento ocular hacia el mismo) que oscila entre 180 y 300 ms, descubriéndose además entre sacádicos sucesivos un periodo refractario motor de unos 100 a 200 ms.

Hay varios factores severos como la fatiga, enfermedades, drogas, y alcohol que influyen las sacadas así como otros movimientos de los ojos.

4. LA TRANSFORMADA WAVELET

El procesamiento de señales constituye toda una rama de amplia atención en el área de investigación y análisis de señales biológicas y, para ello se emplea herramientas matemáticas como soporte en el desarrollo de conocimientos que ayuden a mejorar los procesos existentes. Una de estas herramientas matemáticas es la Transformada de Wavelet⁶ (WT), este instrumento matemático reciente, está basado en la teoría de conjuntos y representaciones cuadradas integrables, que permiten presentar una señal o un campo tanto en escala, espacio y posibles direcciones.

Los wavelets han tomado una enorme popularidad recientemente. Sin embargo, sus raíces datan de 1873, cuando el trabajo de Karl Weierstrass describió una familia de funciones que son construidas por una superposición de copias escaladas de una función base dada. Las funciones que él definió son fractales, en el sentido de que son continuas en todos sus puntos y diferenciables en ninguno. Otro trabajo importante fue el de Alfred Haar en 1909, cuando construyó el primer sistema ortonormal de funciones con soporte compacto, ahora llamada base de Haar. Esta base aún sirve como el fundamento para la moderna teoría del wavelet.

El término wavelet proviene del campo de la sismología, donde fue bautizado por Ricker en 1940 para describir el disturbio resultante de un impulso sísmico agudo o una carga explosiva.

4.1 ¿QUÉ SON LAS WAVELETS?

Las *wavelets*⁷ 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 llamamos *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 siguiente expresión de la ecuación 1:

$$\psi_{a,b}(x) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) \quad (1)$$

El par de variables que se agregan a la función madre se definen así : 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. Estas variables son números reales y obviamente para una escala de 0 la función se indetermina. Las *wavelets* se usan en el procesamiento de señales por sus características.

Las Wavelets son funciones matemáticas que dividen los datos en diferentes componentes de frecuencia, para luego estudiar cada componente con una resolución adaptada a estas escalas.

4.1.1 Propiedades de las Wavelets Entre las propiedades de las Wavelets se tienen las siguientes:

⁶ Algunos autores utilizan la palabra *ondeleta*, en francés *ondelette*, y en inglés *Wavelet*.

⁷ *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.

Momento de desvanecimiento, que permite conocer la forma de la wavelet y es un parámetro para saber que tan hábil es la wavelet para suprimir un polinomio dado.

La *Suavidad* de la wavelet esta limitada por el número de momentos de desvanecimiento que tenga. Es decir una función tiene v momentos de desvanecimiento.

El *orden* de una transformada de wavelet es, normalmente, dado por el número de momentos de desvanecimiento que existan.

Otra característica importante de las wavelets está el *soporte compacto*, que es la propiedad de que la wavelet sea de duración finita, lo que permite una menor complejidad en los cálculos, mejor resolución en tiempo y pobre resolución en frecuencia.

También está la propiedad de *simetría* que permite que los filtros sean de fase lineal. La *ortogonalidad* es la propiedad que se logra cuando el producto punto de dos vectores es igual a cero y es importante en los estudios encontrar este tipo de características para que los análisis sean estables.

4.2 LAS TRANSFORMADAS DE WAVELETS

Se reconocen las propiedades que tienen las Wavelets, pero la Teoría de *Wavelets* se descompone en el conjunto formado por: la Transformada Continua de Wavelets y la Transformada Discreta de Wavelets, que permiten la representación de una señal mediante la familia de *wavelets* que se haya elegido. Estas propiedades son utilizadas para analizar y transformar la señal del dominio del tiempo al dominio tiempo-frecuencia.

Existe una gran variedad de familias Wavelets, que se han desarrollado a lo largo de 12 años. Todas estas funciones comparten la característica de ser funciones finitas, propiedad que se aprovecha y que es manipulada mediante las variables de dilatación y traslación. Estos valores determina que tan abierta o cerrada estará la señal y también da la información sobre el lugar donde se centrará la señal en el plano que se esta utilizando.

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

4.3 TRANSFORMADA DE WAVELET CONTINUA (CWT)

La Transformada de Wavelet Continua (CWT), está definida como la suma en todos los tiempos de la señal, multiplicada por versiones escaladas y desplazadas de la Wavelet madre $\Psi(t)$, dada en la ecuación 2 :

$$C(\text{escala}, \text{posición}) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)\Psi(\text{escala}, \text{posición}, t)dt \quad (2)$$

el resultado de la CWT son los coeficientes de *wavelet* C , los cuales están en función de la escala y la posición. Multiplicando cada coeficiente por una *wavelet* escalada y trasladada, se obtienen los componentes de la señal original.

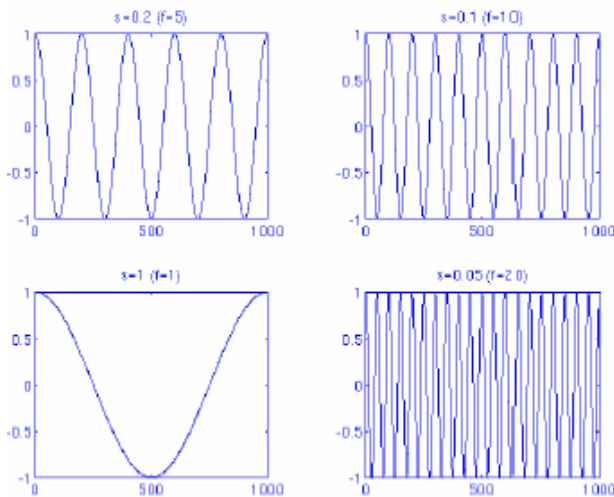
La transformada *Wavelet* continua se define en la ecuación 3.

$$C(a,b) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t)\Psi_{a,b}(t)dt \quad \text{donde:} \quad \Psi_{a,b}(t) = a^{-\frac{1}{2}}\Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (3)$$

Siendo $\psi_{a,b}(t)$ una función de enventanado denominada *Wavelet* madre, donde a es un parámetro de *escala* y b de *traslación*. $C(a, b)$ son los coeficientes de $f(t)$ en el espacio de funciones definido por $\Psi(t)$.

La CWT trasforma la señal de un dominio a otro que depende de 2 variables. La variable de *escala* lleva en si la información de la dilatación y la contracción de la señal, pero podría verse otro punto de vista donde lo que cambia es la frecuencia y con ello al dilatarse la frecuencia se reduce y al contraerse la frecuencia aumenta. Aquí es justamente donde se aprovecha esta característica de las wavelets para obtener la información de la señal y conocer sus componentes de frecuencia. En la figura 12 se muestra la variable escala.

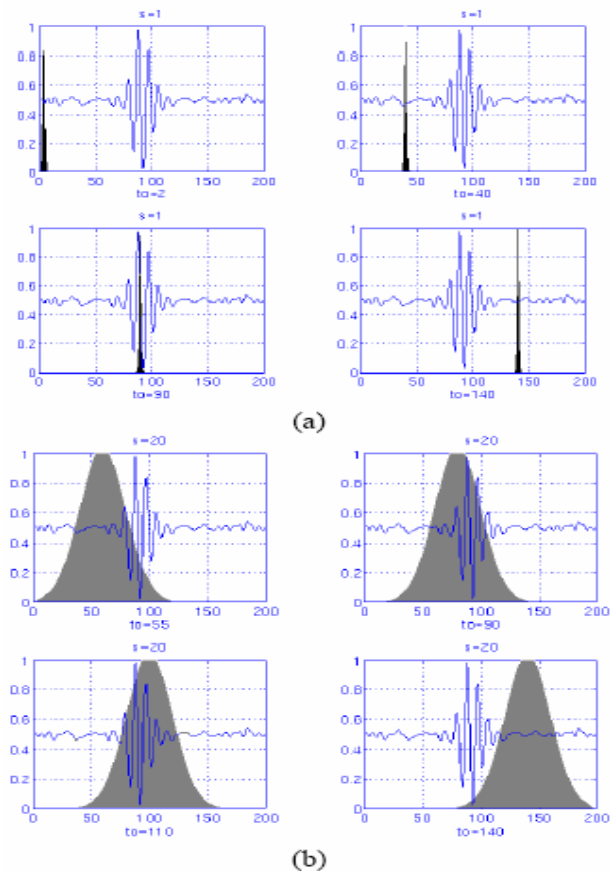
Figura 12. Variable de escala



En el dominio del tiempo el análisis es más sencillo ya que la variable de *traslación* tiene la información de tiempo, pues indica en que lugar del eje del tiempo se encuentra la wavelet. De este modo se van completando los datos en forma de una matriz, donde para cada integral que se tiene un punto del plano traslación-escala, que es equivalente a tener la información en el plano tiempo-frecuencia. Desplazar una *wavelet* significa retardarla o adelantarla.

El término *traslación* está relacionado con la posición exacta de la ventana, ya que ésta se desplaza a lo largo de la señal. Por tanto, este término corresponde a la información temporal en el dominio transformado. En la figura 13 se observa la variable de traslación. En (a) escala fija a 1 y traslación variante, (b) escala fija a 20 y traslación variante.

Figura 13. Proceso de análisis en diferente escala y traslación



Es obvio que para obtener una representación completa del plano traslación-escala (tiempo-frecuencia) se debe realizar un barrido desde el inicio de la señal de interés hasta el final de la misma. Y también desde los niveles de escala que sean necesario, porque como se aprecia puede ser que en algún momento la wavelet no alcance a cubrir la totalidad de la señal de interés.

Es importante aclarar que el proceso de transformación de una señal es reversible, y es conocido como la Transformada Inversa Continua de Wavelets (ICWT). A este proceso de reconstrucción de la señal se le conoce como síntesis de la señal y generalmente se realiza después del proceso de análisis o descomposición de esa misma señal. Todo lo anterior se toma en cuenta para analizar señales que no son continuas. A continuación se presenta el análisis pero para señales discretas que son de interés para el tipo de señal a estudiar en la Electrooculografía.

4.4 TRANSFORMADA DE WAVELET DISCRETA (DWT)

La CWT requiere de un considerable esfuerzo computacional y no provee eficientemente, información numérica útil para realizar un profundo análisis.

La Transformada Discreta, en cambio permite desplegar toda la información en átomos, es decir, los coeficientes en *wavelets*, sin redundancia. Para obtenerlos se cuenta con un eficiente algoritmo recursivo. Pero la clave del procesamiento está en la clasificación, análisis y reagrupamiento de los coeficientes. No es posible dar un criterio general para esta tarea, ya que depende del problema planteado y de las características de la señal.

Se selecciona la escala y la posición apropiada para el análisis de una señal determinada resulta más eficiente y más preciso el tratamiento de la señal. Matemáticamente, la Transformada de Wavelet Discreta (DWT) se expresa de la siguiente ecuación 4:

$$C(j, k) = \sum_{n \in \mathbb{Z}} f[n] \Psi_{j,k}[n] \quad (4)$$

donde $\Psi_{j,k}$ es una *wavelet* discreta definida como:

$$\Psi_{j,k}[n] = 2^{-j/2} \Psi[2^{-j}n - k] \quad (5)$$

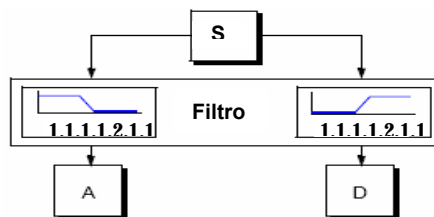
los parámetros a, b están definidos de la forma $a=2^j$ y $b=2^j k$, lo cual recibe el nombre de escalas y posiciones diádicas (por estar en potencia de dos).

De lo anterior surge un concepto importante la utilización de algoritmos de filtrado, los cuales permiten obtener más rápidamente los coeficientes *wavelet*. Este procedimiento recibe el nombre de *algoritmo piramidal (análisis multiresolución)*.

4.4.1 Análisis multiresolución o algoritmo piramidal El análisis multiresolución (MRA), es un análisis de la señal a estudiar de tal modo que cada componente de frecuencia es analizado con una resolución diferente. También el MRA se le conoce como algoritmo piramidal, se desarrolló para descomponer señales discretas. La idea es la misma que en la CWT, obtener una representación tiempo-escala de una señal discreta.

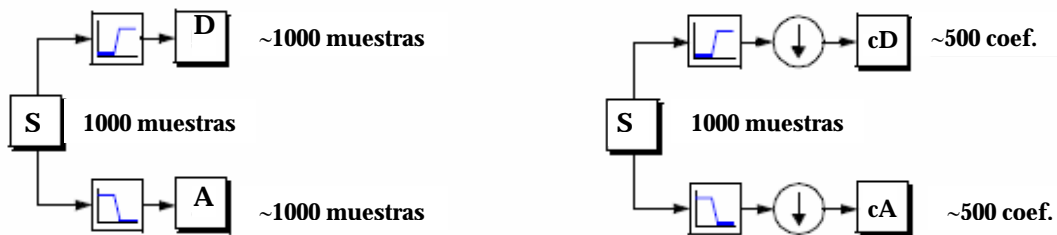
En este caso, filtros con distintas frecuencias de corte son usados para analizar la señal en diferentes escalas. La señal se pasa a través de filtros paso alto para analizar las componentes de alta frecuencia, llamados detalles (D) y se pasa a través de filtros paso bajo para analizar las componentes de baja frecuencia, llamados aproximaciones (A). En la figura 14 se puede observar el proceso de filtrado en el nivel más básico.

Figura 14. Proceso de descomposición (análisis)



La señal original S pasa a través de dos filtros complementarios y emerge como dos señales A y D. Con el fin de obtener los coeficientes de la DWT (cA y cD), es necesario realizar otro proceso de filtrado llamado "DownSampling" (diezmado). Este procedimiento se observa mejor en la figura 15. Es importante resaltar que los coeficientes de detalle (cD) consisten principalmente de ruido de alta frecuencia, mientras que los coeficientes de aproximación (cA) contienen mucho menos ruido que la señal original.

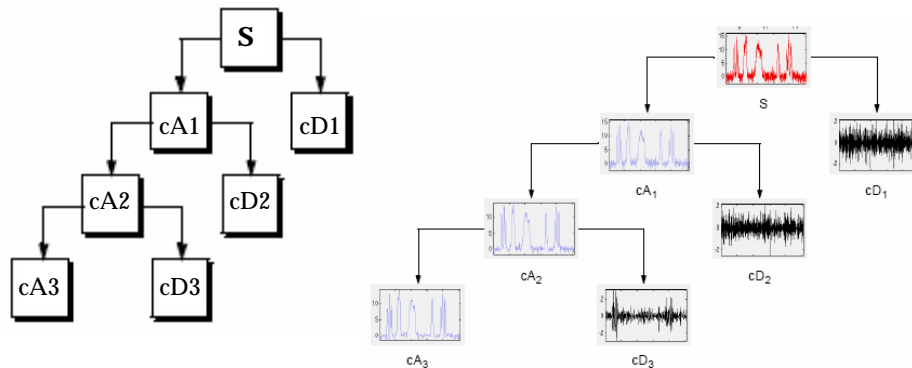
Figura 15. Obtención de los coeficientes de la DWT



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

Este proceso es conocido como árbol de descomposición *wavelet*, ver figura 16.

Figura 16. Árbol de descomposición Wavelet



En cada nivel j , se construye una señal de aproximación A_j , o aproximación a nivel j , y una señal de desviación llamada el detalle D_j . Se puede considerar la señal original como la aproximación en nivel 0, denotada como A_0 .

Las palabras aproximación y detalle están justificadas por el hecho de que A_1 es una aproximación de A_0 , mientras que el detalle D_1 corresponde a la corrección en altas frecuencias. El nivel de

descomposición más adecuado se escoge de acuerdo a la naturaleza de la señal o a un criterio establecido.

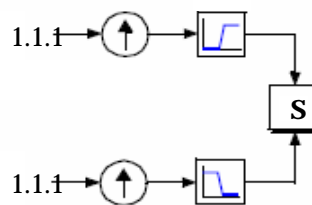
A mayor número de etapas de filtrado se tendrá una mayor resolución.

La salida de los filtros pasa altas se van eliminando por la regla de Nyquist que dice que para poder reconstruir una señal a partir de sus muestras es necesario muestrearla al menos con el doble de la frecuencia de esa señal, por lo que la información en la salida de los filtros pasa altas no es necesaria. Conforme se van agregando las etapas de filtrado se va aumentando el nivel J de descomposición de la señal.

4.4.3 Reconstrucción Wavelet Hasta ahora se ha visto como utilizar la transformada de *wavelet* discreta para analizar y descomponer señales e imágenes en multiniveles. Lo que aún falta por conocer es cómo hacer para que esos componentes puedan ser reunidos en la señal original sin que haya pérdida de información. Este proceso es llamado *reconstrucción* o *síntesis*; matemáticamente, recibe el nombre de Transformada de Wavelet Discreta Inversa (IDWT).

La reconstrucción de la señal se realiza a partir de las aproximaciones y los detalles obtenidos durante el proceso de descomposición de la señal original, involucrando un procedimiento de filtrado y “upsampling” (proceso inverso de “downsampling”). “Upsampling” (expansión) es el proceso de estiramiento de los componentes de la señal insertando ceros entre las muestras. Ver figura 17.

Figura 17. Proceso de reconstrucción



Es bueno recordar que la clave del procesamiento está en la clasificación, análisis y reagrupamiento de los coeficientes. No es posible dar un criterio general para este ejercicio, ya que depende del problema planteado y de las características de cada señal.

En suma, la Transformada de Wavelet proporciona las herramientas apropiadas en el diseño de técnicas analíticas para caracterizar los diferentes parámetros de las señales y resolver distintos problemas de interés. La propuesta y el desafío quedan planteados para el ingeniero o el científico aplicado.

4.5 IMPORTANCIA DE WAVELET SOBRE FOURIER

La ventaja principal de las transformadas de *wavelets* es que permiten el análisis de multiresolución, pues examina la señal de tal modo que cada componente de frecuencia es analizado con una resolución diferente. Esto tiene la ventaja de conocer las componentes de frecuencia y el tiempo en el que estas aparecen, a diferencia de las transformadas de Fourier donde solo es posible conocer la frecuencia, pero no el tiempo.

La teoría de Wavelets trabaja de manera similar que la teoría de Fourier, la cual dice que una señal se compone de una serie de funciones sinusoidales y de ésta forma es más sencillo su análisis. Recordando un poco, la transformada de Fourier (FT) de la señal $x(t)$ esta definida en la ecuación 6:

$$FT(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-i2\pi ft} dt \quad (6)$$

La Transformada de Fourier trabaja bien si la señal $x(t)$ esta compuesta de unos cuantos componentes estacionarios. Sin embargo, algún cambio repentino en el tiempo, en una señal $x(t)$ no estacionaria, es separada del eje de frecuencias. Para contrarrestar estas desventajas se ha modificado la Transformada de Fourier dando origen a lo que es la *Short Time Fourier Transform* (STFT) conocida como la Transformada de Gabor. La STFT aplica una función $g(t)$ utilizada como ventana de análisis que se mueve sobre los datos para determinar el espectro. La ecuación 7 que permite este análisis es:

$$STFT(b, f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)g*(t-b)e^{-i2\pi ft} dt \quad (7)$$

donde la variable b indica la posición en la que se hace el análisis y $*$ denota el complejo conjugado. La desventaja que presenta esta transformada es que la ventana de análisis es de un tamaño fijo y por eso no puede adaptarse a las características de la señal en ciertos puntos interesantes de analizar.

Por lo visto anteriormente es que ha cobrado tanta fuerza la teoría de Wavelets en el análisis de señales no estacionarias, dado que mantiene las ideas principales de un análisis tiempo-frecuencia utilizando una ventana de análisis diferente. En este caso se requiere de una *wavelet* que examina cuidadosamente a la señal de interés, la descomposición se realiza a partir de funciones más complejas, en las cuales además no se varía su frecuencia, sino su posición y su escala temporal.

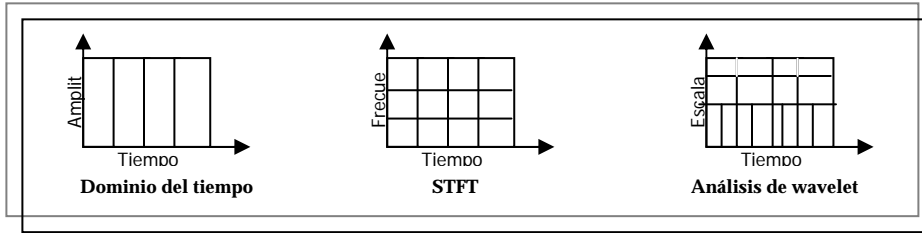
Es decir, la Transformada de Wavelet permite utilizar grandes intervalos de tiempo donde se quiere obtener una información mas precisa a baja frecuencia y regiones mas exactas (intervalos cortos de tiempo) con información de alta frecuencia. Esto genera una ventaja sobre el análisis de Fourier en la aproximación de funciones contenidas en dominios finitos o que contengan discontinuidades grandes, además de ser computacionalmente eficiente.

La transformada Wavelet utiliza frecuencias altas de la wavelet generadora sobre períodos de tiempo cortos y frecuencias bajas de la misma sobre períodos de tiempo largos, por lo que el principio de incertidumbre no interfiere o no es contradicho en este tipo de análisis.

Este modo de funcionamiento tiene sentido cuando la señal a analizar tiene componentes de alta frecuencia de corta duración, y componentes de baja frecuencia de larga duración, como es el caso de la mayoría de las señales biológicas, entre ellas el Electrocardiograma (EKG), el Electrooculograma (EOG), etc. La WT forma una base del espacio de funciones, con ciertas propiedades como ortogonalidad, tamaño, suavidad, duración, etc.

Lo anterior se puede sintetizar con la siguiente gráfica de la figura 18, donde se visualiza como varia el análisis de la señal según la metodología que se escoja.

Figura 18. Descomposición de la Señal según el método



4.6 DEFINICION DE LA FAMILIA WAVELET A UTILIZAR

Hay diferentes clases de familias de Wavelet cuyas cualidades varían de acuerdo a varias propiedades como ortogonalidad, tamaño, suavidad, duración, etc. Además las diversas familias son utilizadas de forma constante y tienen definiciones establecidas.

Cuando se hace referencia al término “madre”, se está indicando el hecho de que las funciones usadas, con diferente zona de acción, derivan de una función principal, es decir, la *Wavelet* madre es un prototipo a partir del cual se generan el resto de funciones de enventanado.

Sin embargo, la elección de un tipo de *wavelet* depende de la aplicación específica que se le vaya a dar, para el trabajo de investigación era conveniente seleccionar claramente la familia Wavelet, que describiera analíticamente el comportamiento morfológico de la señal, de esta manera se optó por la Familia llamada Transformada Wavelet Haar. Para dicha selección primero se tomo una familia Wavelet y se comparo con la morfología original de la señal electrooculográfica, realmente esta señal no presenta un trazo complejo, por el contrario es una señal cuadrada de trayectoria identificable. Este paso permitió reconocer en esencia cual familia Wavelet.

4.7 TRANSFORMADA WAVELET HAAR

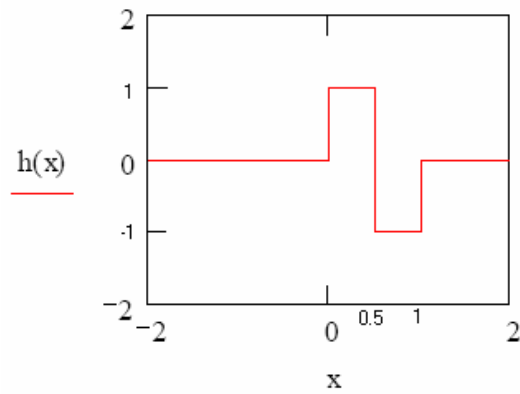
Alfred Haar, un matemático Húngaro, descubre una "base" de funciones que se reconocen actualmente como las primeras wavelets. Consisten en un breve impulso positivo seguido de un breve impulso negativo. El más simple ejemplo de una familia de funciones apropiadas para el análisis multiresolución en el espacio de funciones cuadráticamente integrables sobre la línea real, están dadas por la familia de funciones Haar.

Tales funciones constituyen una base ortogonal. Por lo que la transformada Haar discreta se beneficia de las propiedades de transformaciones ortogonales. La inversa de una transformación ortogonal es también particularmente fácil de implementar porque esta es la transpuesta de una transformación directa.

La transformada wavelet Haar es una transformada lineal separable basada en la función escalón (puerta), $g(x)$, y en la función Haar, $h(x)$, (ver figura 19), expresadas como :

$$g(x) = \begin{cases} 1 & 0 \leq x \leq \frac{1}{2} \\ 0 & \text{otra_parte} \end{cases} \quad h(x) = \begin{cases} 1 & \text{si } 0 \leq x \leq \frac{1}{2} \\ -1 & \text{si } \frac{1}{2} \leq x \leq 1 \\ 0 & \text{otra_parte} \end{cases}$$

Figura 19. Wavelet Haar



La figura 19 es simétrica, característica que le permite examinar a las señales de un modo simétrico y lineal en la fase. La Transformada de Wavelet Haar, tiene un solo momento de desvanecimiento.

5 DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL ALGORITMO MATEMATICO Y LA HERRAMIENTA SOFTWARE DEL EOG

En el desarrollo del sistema, se siguió el lineamiento de la metodología del Proceso Unificado de Desarrollo de Software, que comprende 4 fases: inicio, elaboración, construcción, y transición. Cada una de estas fases se dividió en una serie de actividades o flujos de trabajo con aspectos importantes que se detallan a continuación.

5.1 FASE DE INICIO

El aspecto principal de la fase de inicio es desarrollar una descripción del producto final a partir del objetivo principal del trabajo y hacer un análisis previo que permita determinar cuales son las principales funciones que debe realizar el sistema.

En esta fase se desarrollaron las siguientes actividades:

- Se realizo una búsqueda bibliográfica de información en el área de Electrooculografía con el fin de conocer los fundamentos de fisiología y anatomía del ojo humano y de la señal EOG, ubicándonos más en el contexto del problema.
- Una capacitación sobre Electrooculografía, a cargo del Neuro-oftalmólogo Dr. Pedro Luis Cárdenas Angelone, para definir las características del problema a abordar, en particular la caracterización de la señal EOG generada por el movimiento sacádico.
- La recopilación y definición técnica de la información para la construcción del protocolo clínico necesario en la selección de la población de estudio.
- El diseño, montaje y programación del dispositivo semiesférico utilizado como instrumento estimulador en la adquisición de la señal Electrooculográfica.
- Se conoció el funcionamiento de la interfaz de adquisición Biopac MP30.
- Se establecieron los casos de uso, es decir, las principales funciones que debe tener el sistema para los usuarios finales.

A continuación en el siguiente cuadro 2 se establecen las características y el modelo de caso de uso del sistema, lo cual es primordial para determinar especificaciones y funcionalidades del sistema.

Cuadro 2. Lista de características del Sistema

Característica	Descripción	♣ Estado				♦ Nivel de Prioridad		
		P	A	I	V	C	I	S
1. Adquisición Señal Electrooculográfica	Registro del EOG, durante 1 minuto, para almacenarlo en formato *.txt, con previa calibración.	X	X	X	X	X		
2. Tramitar formato de datos	Llenar los datos Sociodemográficos y la historia clínica ocular del paciente	X	X	X	X	X		
3. Caracterizar parámetros de la señal	Analizar la señal adquirida con el algoritmo para calcular los parámetros: latencia, duración, amplitud, velocidad de pico.	X	X	X	X	X		
4. Guardar los resultados del EOG	Almacenamiento en la Base de datos de los parámetros calculados por sujeto.	X	X	X	X	X		
5. Análisis Estadístico de los parámetros	Elaborar el ANOVA ⁸ de los resultados de los parámetros de cada grupo etario y sus hallazgos.	X	X	X	X	X		
6. Interfaz accesible	Interfaz navegable que permite al usuario un fácil manejo del sistema	X	X	X	X		X	
7. Tratamiento de la señal del EOG	Preprocesamiento de la señal para refinarla y filtrarla facilitando la obtención de los parámetros.	X	X	X	X	X		
8. Elaboración de Reportes	Facilitar la impresión de los informes finales de cada paciente o grupo etario según los resultados.	X	X	X	X		X	
9. Acceso seguro	Comprobar la autenticidad de los usuarios para manipular el sistema.	X	X	X	X	X		
10. Ayuda del sistema	Soporte ante eventualidades en el manejo de la herramienta software.	X	X	X	X		X	

♣ **Estado:** Propuesto (P), Aprobado(A), Incluido(I), Validado(V) ♦ **Nivel de Prioridad:** Crítico(C), Importante(I), Secundario(S)

⁸ ANOVA: Análisis de varianza (por sus siglas en inglés)

5.1.1 Modelo de casos de uso El modelo de los casos de uso, hace relación a la secuencia de acciones que el sistema lleva a cabo para ofrecer algún resultado de valor para un actor o tipo de usuario. Los siguientes diagramas representan los principales casos de uso del sistema, definiendo los principales actores o usuarios que interactúan con la herramienta a través de sus funcionalidades, entre los actores tenemos, al especialista que tiene prioridad sobre todo el sistema, el tiene permiso total, y el asistente quien solo esta habilitado para ciertas acciones del sistema:

Figura 20. Diagrama general de casos de uso

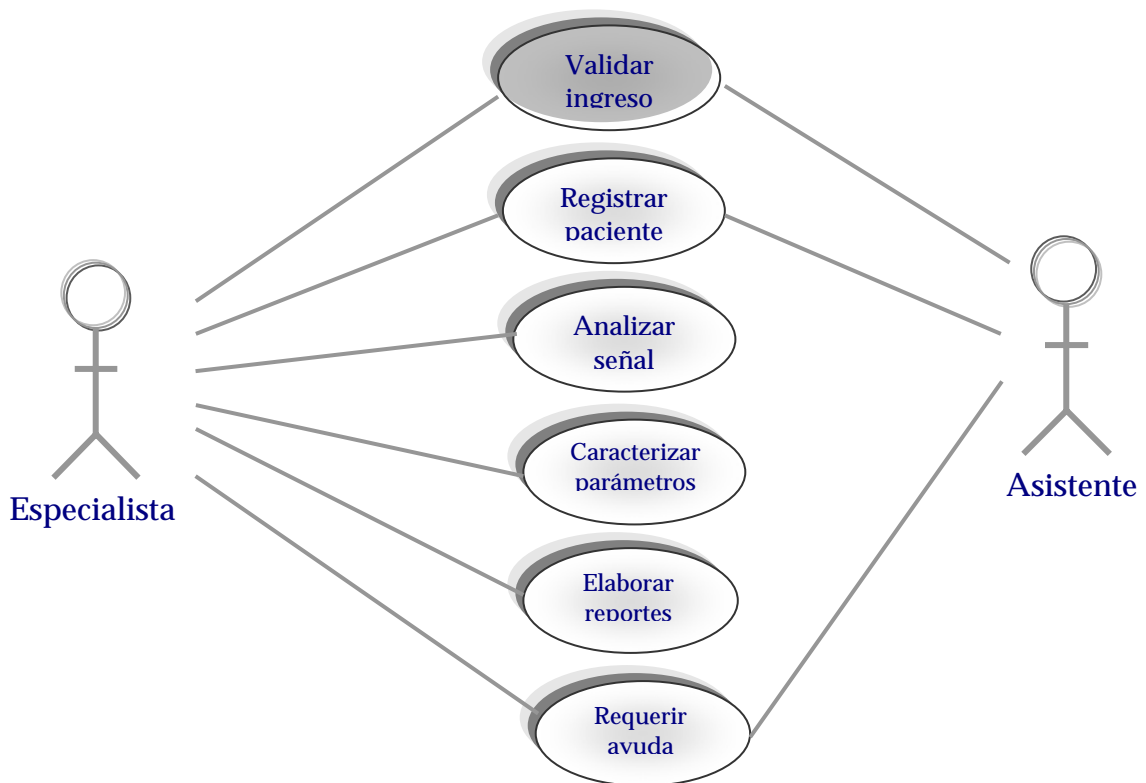


Figura 21. Caso de uso validar ingreso

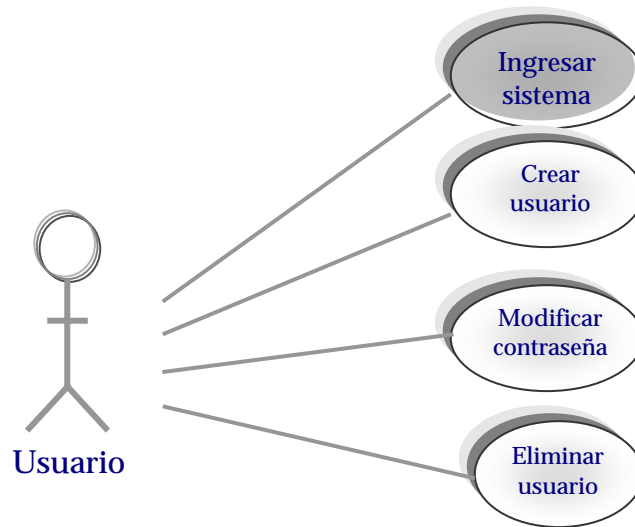


Figura 22. Caso de uso registrar paciente

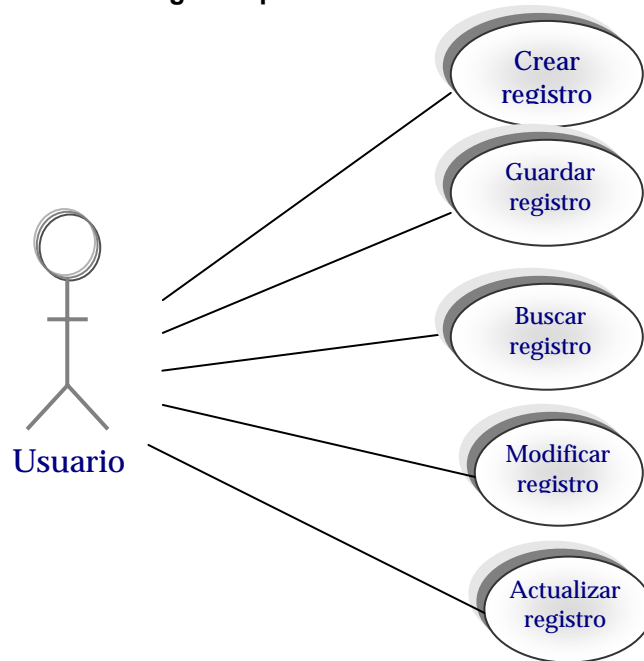


Figura 23. Caso de uso analizar señal

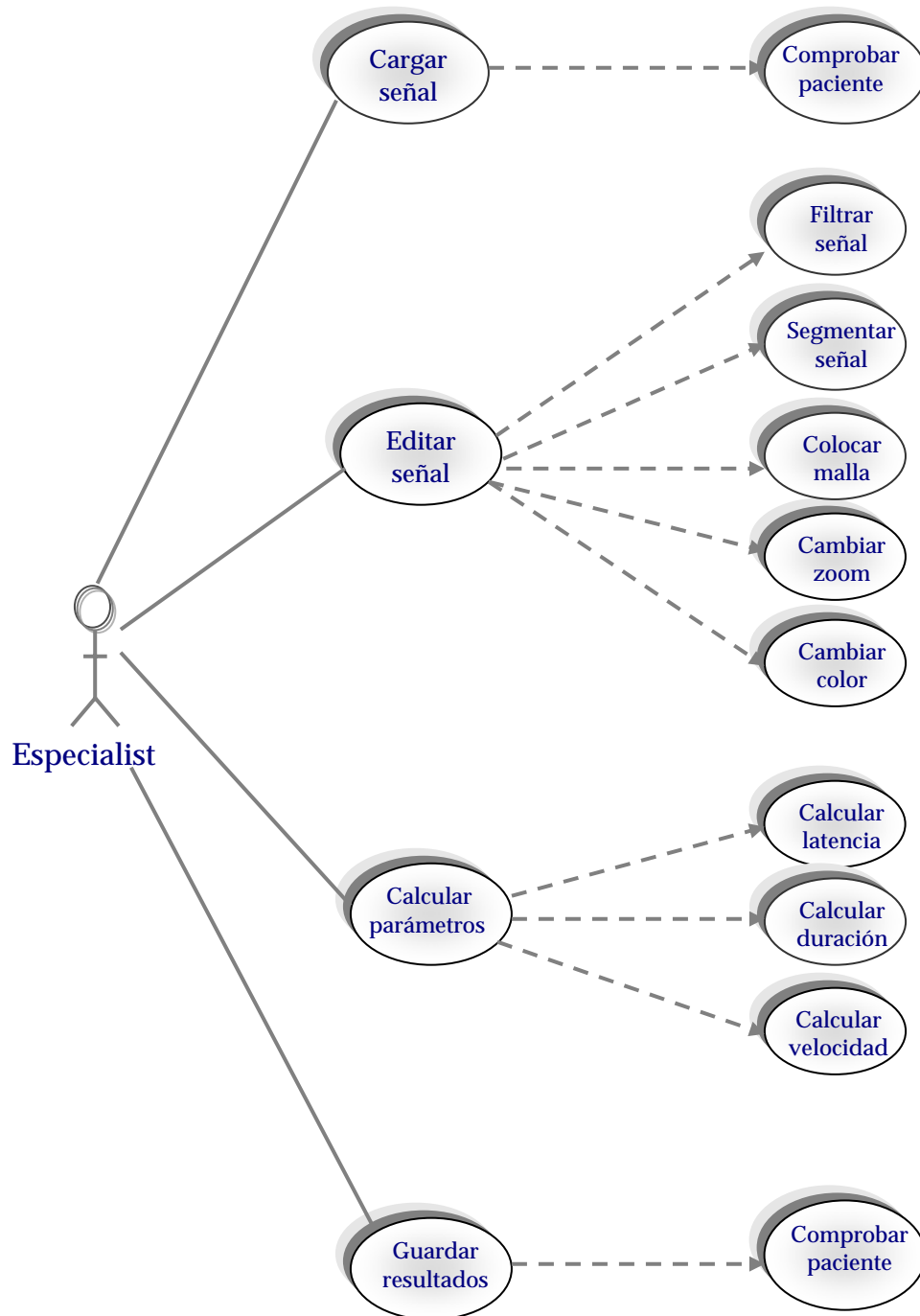


Figura 24. Caso de uso caracterizar parámetros

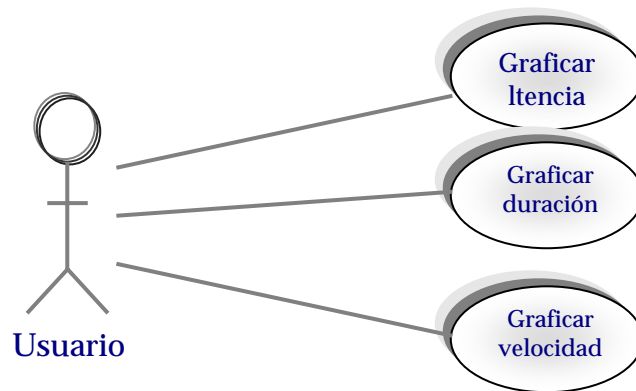
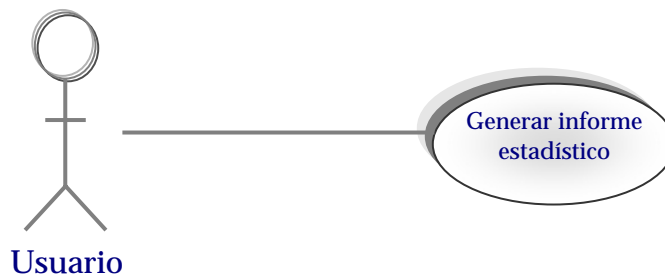


Figura 25. Caso de uso elaborar reportes



5.2 FASE DE ELABORACIÓN

En esta fase la labor primordial es seleccionar una arquitectura estable con el fin de construir el sistema dentro de un marco de trabajo económico y planificar adecuadamente las labores de construcción. Las actividades específicas de esta fase son:

- Especificar los casos de uso propuestos.
- Estudiar el modelo matemático de la transformada de Wavelet para la caracterización de la señal Electrooculográfica.
- Toma de la muestra conforme a la selección de la población de estudio, de acuerdo a lo especificado en el protocolo clínico.
- Definir el diseño de la base de datos, que contendrá la información de los resultados de caracterización de la señal, para la población de estudio, ver Anexo G.

- Especificar las herramientas de programación que se ajusten a la naturaleza del proyecto.
- Estudiar el lenguaje unificado de UML, debido a que este lenguaje da soporte al Proceso Unificado de Desarrollo de Software.

Al finalizar esta fase se contó con los recursos necesarios para iniciar la fase de construcción del “software”, y se estableció el patrón Electrooculográfico del movimiento sacádico para una población normal de Bucaramanga.

5.3 FASE DE CONSTRUCCIÓN

En esta fase se desarrolló el producto “software”, el cual contiene todos los casos de uso que se acordaron previamente en el desarrollo de la herramienta.

Ésta fase tiene las siguientes actividades:

- Desarrollo del algoritmo computacional de detección de los parámetros de la señal EOG para el proceso de caracterización.
- Captura, tratamiento y análisis determinístico de la señal Electrooculográfica.
- Implementación de la base de datos con los registros electrooculográficos que se toman a cada una de las personas participantes de la muestra.
- Construcción de la interfaz de usuario.

5.4 FASE DE TRANSICIÓN

En esta fase se verificó la herramienta “software”, para detectar las posibles inconsistencias y corregirlas. En esta fase se realizan las siguientes actividades:

- Toma de la muestra completa de la señal Electrooculográfica.
- Realizar las pruebas de verificación.
- Elaboración del manual de usuario.
- Ofrecer una asesoría técnica para el manejo del sistema.

5.5 DESARROLLO DEL SOFTWARE

Las figuras 20 a 25 corresponden al diseño que se utilizó para la implementación del sistema, el cual se describe a continuación en la interfaz de usuario definida para el “software” de caracterización de la señal Electrooculográfica:

5.5.1 Implementación de los casos de uso La lista de características del cuadro 2, junto con las especificaciones de los usuarios finales crearon las funcionalidades generales del sistema:

Descripción de los casos de uso

Validar ingreso y registrar paciente

Funcionalidad que por medio de un nombre ("login") y una contraseña ("password") permite confirmar si el usuario que desea ingresar al sistema es apto para realizar esta acción. Si el usuario se encuentra registrado en la base de datos, ingresa a la herramienta "software" y aparece en primera instancia la portada del menú principal que le informa al usuario las opciones que puede realizar.

Las especificaciones de la implementación de este caso de uso se encuentra descrita en el manual de usuario (Anexo A).

Cargar señal

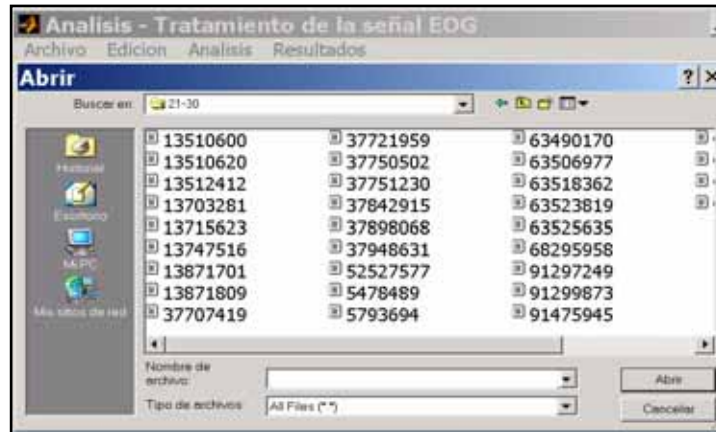
Cargar en la memoria la señal de un paciente que está en formato de texto *.txt. Este paso requiere una verificación en la base de datos (BD) para conocer si el paciente se ha registrado previamente. La confirmación se realiza mediante el código del paciente asignado. En la figura 26 se observa la interacción de esta acción con la herramienta "software", el usuario accede al menú archivo, abrir, seguido de ello aparece una ventana solicitando la identificación del paciente de la señal a estudiar.

Figura 26. Interfaz de verificación de registro del EOG en BD



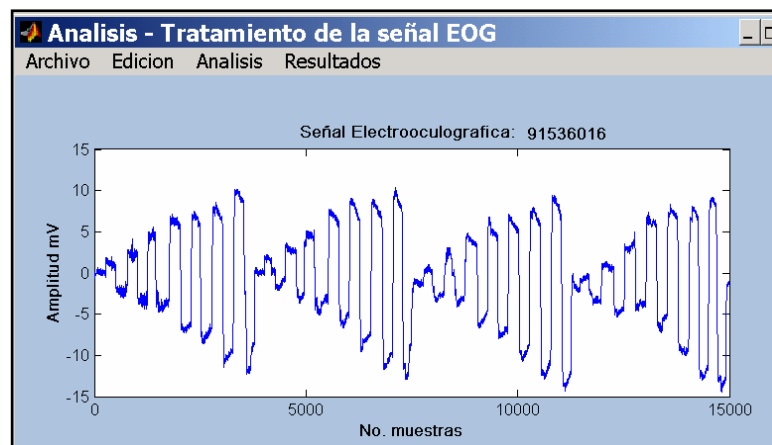
Cuando se haya comprobado en la base de datos que el paciente se encuentra registrado, emerge una ventana que permite abrir la señal del paciente a examinar. Esta acción se observa en la figura 27.

Figura 27. Tabla de diálogo abrir archivo



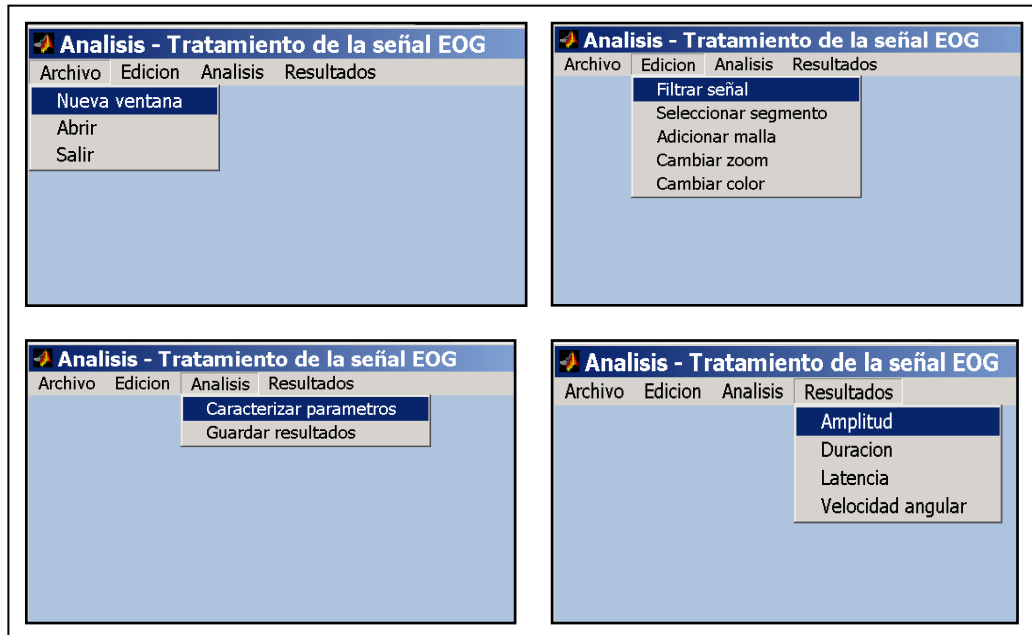
Una vez que se ha seleccionado el archivo *.txt se grafica la señal Electrooculográfica. En la figura 28 se aprecia el trazo de la morfología correspondiente al sujeto identificado como: 91536016. La señal esta representada en el plano muestras versus amplitud en milivolts.

Figura 28. Visualización de la señal electrooculográfica



En la figura 29 se puede observar la interfaz que contiene los menús navegables de la herramienta "software"; estos permiten seleccionar el procedimiento a realizar en el tratamiento matemático del EOG.

Figura 29. Interfaz del Menú principal de análisis de la señal



Editar señal

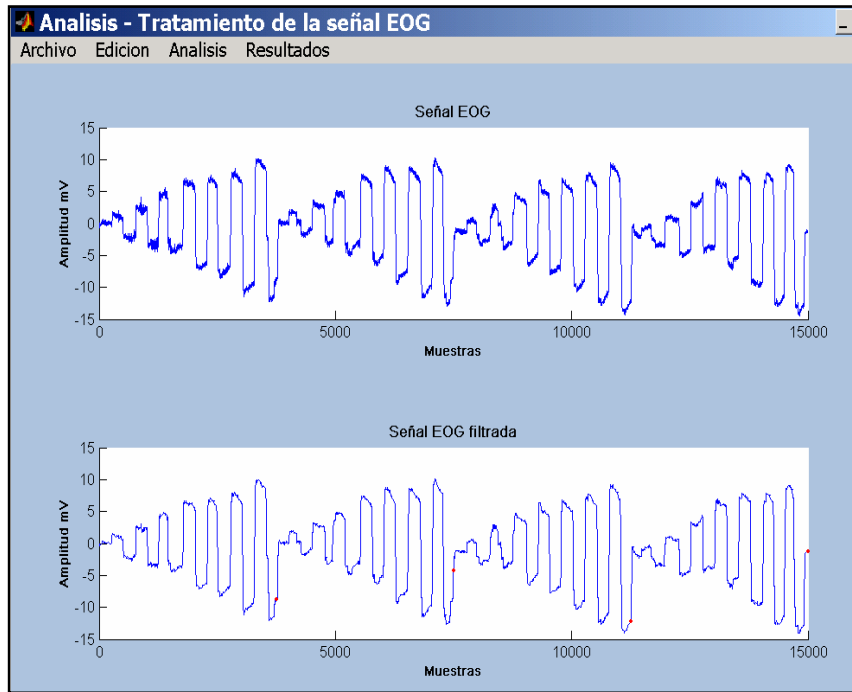
Una vez es obtenida la señal, es conveniente hacerle un preprocesamiento ya que presenta elementos ajenos a la propia señal. El menú edición proporciona funciones claras y precisas que soporta el desarrollo de esta fase.

Filtrar ruido

La opción filtrar ruido permite eliminar el ruido presente en mayor o menor medida, en todas las señales adquiridas. El ruido presente en la señal Electrooculográfica puede generarse debido al movimiento relativo del contacto electrodo-piel, por los equipos electrónicos utilizados en la prueba, etc.

Esta preferencia es empleada a conveniencia del usuario, es decir, si la señal no presenta mayor interferencia, no es primordial aplicarle el algoritmo de filtrado. En la figura 30 se muestra una señal con ruido y su correspondiente señal filtrada.

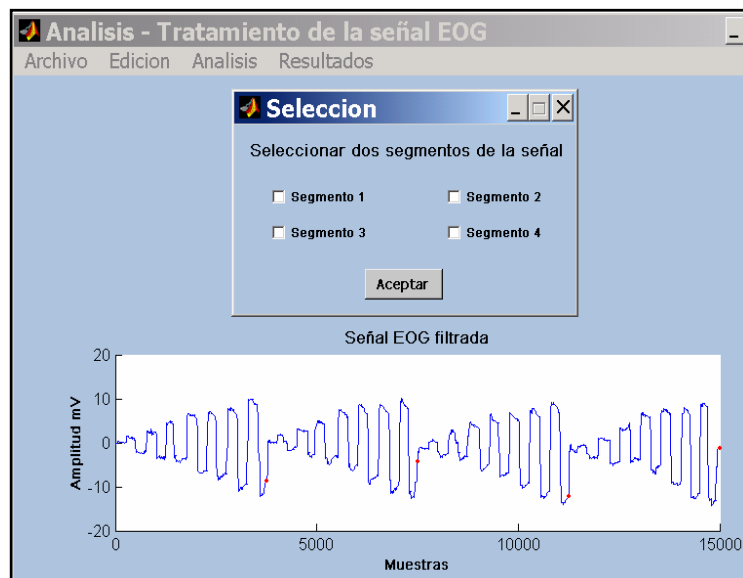
Figura 30. Visualización señal EOG con ruido y filtrada



Seleccionar segmento.

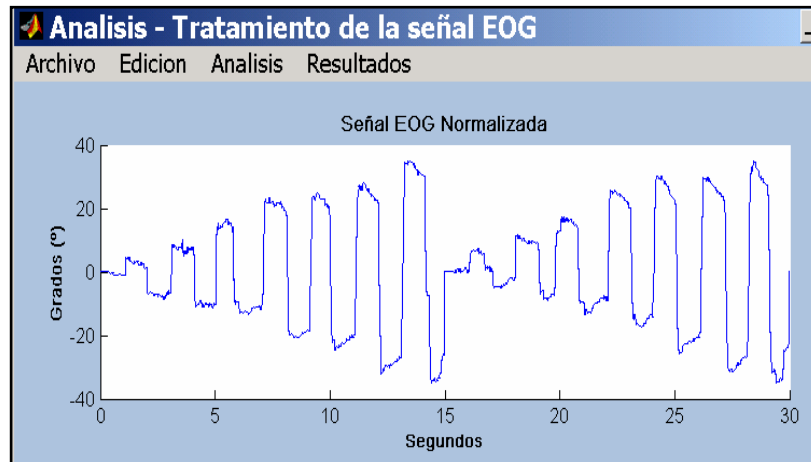
El trazo representa 4 ciclos de recorrido cada uno de 15 segundos en los cuales se observa el comportamiento eléctrico del ojo. El sistema ofrece la opción de seleccionar los segmentos o ciclos mas adecuados para la caracterización de las variables porque existe la posibilidad que alguno de estos presente alteraciones en las muestras adquiridas. (Ver figura 31).

Figura 31. Seleccionar segmentos de la señal a caracterizar



Luego de seleccionar los segmentos más adecuados, el algoritmo computacional normaliza el registro como en la figura 32. Es decir, transforma la señal muestras versus milivolts en segundos versus grados, con el fin de obtener mayor claridad en el análisis de los datos.

Figura 32. Señal normalizada en grados por segundo del segmento seleccionado



Cambiar zoom. Amplia o disminuye el tamaño de la figura actual de acuerdo al valor asignado, “zoom in” para ampliar, “zoom out” para disminuir el formato.

Adicionar malla. Habilita líneas punteadas sobre la grafica activa para una ubicación más precisa de los valores en el eje horizontal y vertical.

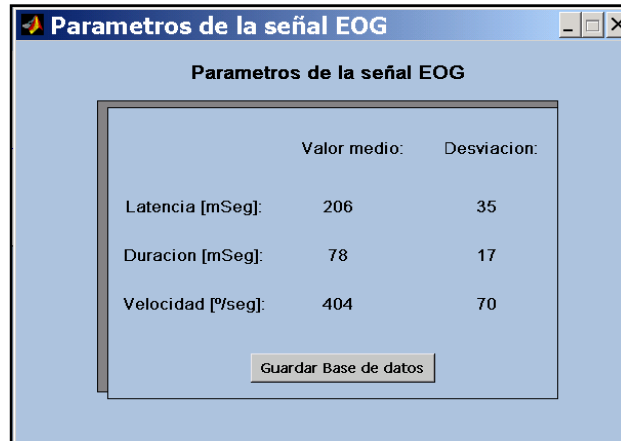
Cambiar color. Alterna el color del trazo de acuerdo a la tonalidad seleccionada.

Calcular parámetros. Luego de realizar el preprocesamiento de la señal, se procede a caracterizar los parámetros del electrooculograma, como son la latencia, la amplitud, la velocidad pico y la duración. La caracterización se da mediante el algoritmo matemático que permite hacer el análisis de los trazos obtenidos y seleccionados para proporcionar información vital sobre el comportamiento sacádico de los ojos durante el seguimiento del encendido del led en movimiento.

Los valores obtenidos corresponden al valor promedio, así la latencia, la duración y la velocidad de pico del registro seleccionado para una amplitud de 20 grados. El “software” permite calcular los resultados de las mediciones en valores promedio y su desviación estándar de los parámetros caracterizados previamente por la herramienta en los segmentos seleccionados. La figura 33 ilustra esta funcionalidad.

Estos valores se guardan en la base de datos para su consecuente análisis estadístico y validación del comportamiento ocular.

Figura 33. Interfaz que guarda los valores en la base de datos



5.6 FUNCIONES DEL ALGORITMO COMPUTACIONAL CON LA TRANSFORMADA DE WAVELET

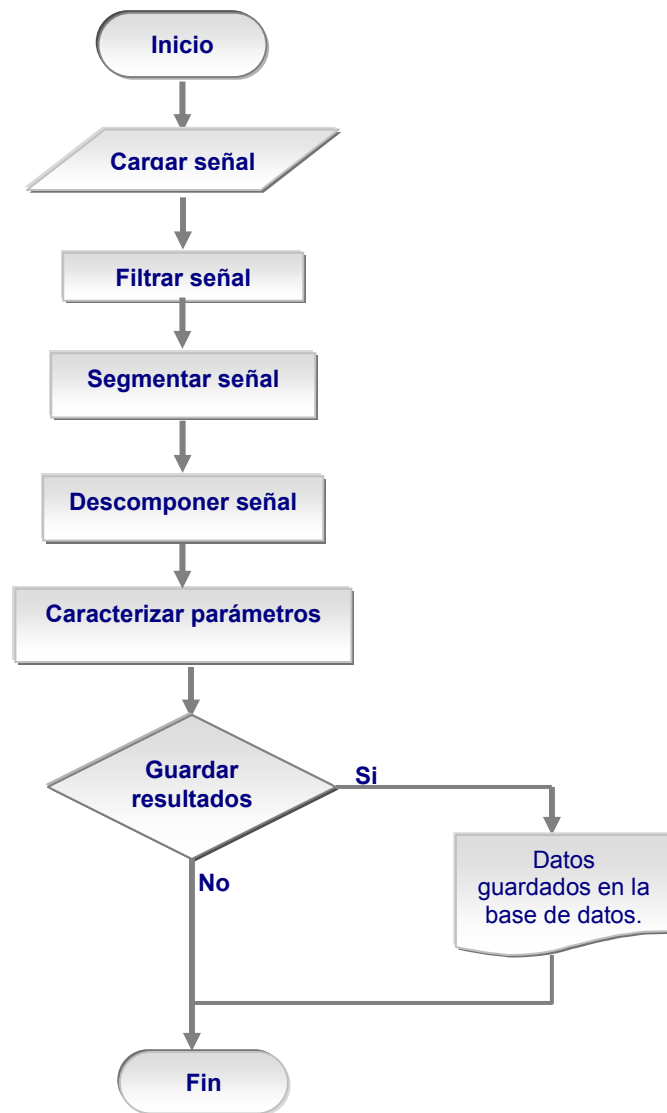
La herramienta matemática de Wavelet es importante en el tratamiento de señales biológicas gracias a ella se obtiene características significativas del comportamiento de la señal. En el algoritmo desarrollado se utilizaron funciones para filtrar y descomponer la señal electrooculográfica para analizar los parámetros del EOG, la implementación se realizó en Matlab 6.0.

A continuación se especifica en detalle las funciones utilizadas en el desarrollo del algoritmo matemático con el fin de ilustrar la descomposición que envuelve el tratamiento de la señal Electrooculográfica y el grado de análisis implementado.

En la siguiente figura 34, se observa el diagrama de flujo del algoritmo desarrollado para el análisis de la señal Electrooculográfica por medio de la implementación de la transformada de Wavelet específicamente la familia Haar, utilizando el toolbox de Wavelet de Matlab, herramienta matemática de programación de gran importancia en el tratamiento de señales biológicas.

La descripción del diagrama de flujo ilustra el seguimiento sistemático a cada una de las señales generadas por el examen EOG, el algoritmo matemático básicamente realiza el análisis y caracterización de parámetros de la señal Electrooculográfica.

Figura 34. Diagrama de flujo del algoritmo computacional



5.6.1 Filtrado

El filtrado de la señal permite eliminar el ruido producido por interferencia de diversos factores, los cuales provocan que a la señal original se superponga otra señal de cierto nivel que puede enmascarar rasgos significativos de la misma. Las funciones utilizadas en el algoritmo corresponde a:

`[thr, sorh] = DDENCMP ('den','wv', Y)`

xd1 = WDENCMP ('gbl', Y, 'db1', 3, thr, sorh, 2)

DDENCMP:

Retorna valores por defecto para eliminar el ruido o la compresión, utilizando wavelets o wavelets packets, de un vector de entrada o una matriz **X**, el cual puede ser una señal en una o dos dimensiones.

THR es el umbral, SORH es un parámetro de umbralización suave 'S' o fuerte 'H', KEEPAPP permite guardar coeficientes de aproximación. IN1 es 'den' o 'cmp'.

WDENCMP:

Realiza un proceso de eliminación del ruido o compresión de una señal o una imagen utilizando wavelets. Retorna un vector de una señal filtrada, es decir, elimina los componentes de alta frecuencia. GBL describe la opción de umbralización global, Y es el vector de la señal en una dimensión, WNAME es el nombre de la wavelet madre a utilizar para el tratamiento de la señal, N es el nivel de descomposición. XD es el vector que se obtiene de la señal filtrada.

Así de acuerdo a los parámetros de entrada de la función DDENCMP, retorna valores por defecto de umbralización y filtrado, necesarios para refinar la señal original y dar como resultado un vector **xd1**, cuyo datos representan la señal limpia para el procedimiento de análisis.

5.6.2 Segmentar Señal

Luego de haber sido filtrada la señal, se realiza el proceso de segmentación y normalizado, es decir, se selecciona los segmentos más acordes y se hace la conversión de milivoltios por muestra a grados por segundo para una mejor comprensión y análisis de la información en el área médica.

YNorma [Grados por Segundo] = Y [mV / muestras]

YNorma = [Segm1 Segm2 Segm3 Segm4]

5.6.3 Descomponer señal

La wavelet madre empleada en el algoritmo es Haar ó Daubechies 1 siendo la misma, con un nivel de descomposición 1, debido a que las señales no presentaban un nivel alto de ruido. La función que utiliza Matlab para la descomposición de la señal es:

[Ca, Cd] = dwt (YNorma, 'db1');

a1 = upcoef ('a', Ca, 'db1', n, longitud);

d1 = upcoef ('d', Cd, 'db1', n, longitud);

a0 = idwt (Ca, Cd, 'db1', longitud);

DWT:

[Ca, Cd] = DWT (signal, Wavelet madre). Esta función realiza una descomposición en un nivel de una señal en una dimensión con respecto a una wavelet madre particular; calcula un vector de coeficientes de aproximación Ca y un vector de coeficientes de detalle Cd obtenidos por la

descomposición del vector YNorma. para este caso utilizamos la wavelet madre 'db1' que es la misma 'Haar'.

DWT describe la transformada de wavelet discreta que utiliza como parámetros de entrada **signal**, señal a descomponer; **Wavelet madre**, la wavelet a utilizar, en este caso 'Haar' ó 'db1'. El resultado de esta descomposición es el vector de los coeficientes de aproximación **Ca**, y el vector de coeficientes de detalle **Cd**.

UPCOEF:

Hace una reconstrucción directa de los coeficientes de wavelet en una dimensión. Los parámetros 'a' y 'd' definen la reconstrucción de los coeficientes de aproximación y detalle, respectivamente. Para esta función, es necesario conocer la longitud del vector YNorma.

$$Y = \text{UPCOEF} ('V', C, \text{Wavelet madre, nivel, longitud } C)$$

UPCOEF hace una reconstrucción de los coeficientes de wavelet, cuyos valores de entrada son: 'V' representa los coeficientes a reconstruir, 'a' para aproximación y 'd' para detalles. C describe los coeficientes hallados con la función de descomposición, Ca para coeficientes de aproximación y Cd para coeficientes de detalle. **Wavelet madre** es la wavelet a utilizar, el nivel de reconstrucción y la longitud del vector de coeficientes.

5.6.4 Reconstrucción La reconstrucción de la señal se hace mediante la función:

La función:

$$X = \text{IDWT} (Ca, Cd, \text{Wavelet madre})$$

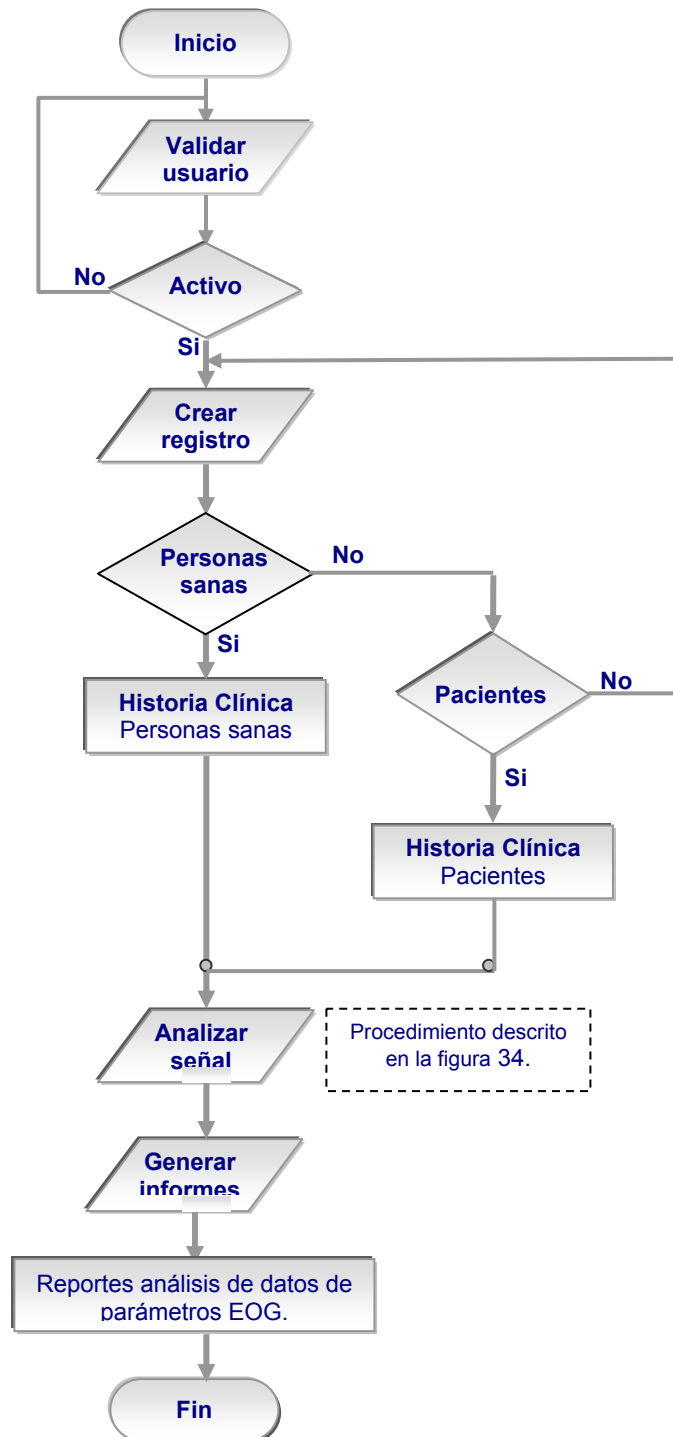
IDWT:

Corresponde a la transformada de wavelet inversa discreta de la señal. Realiza una reconstrucción de los coeficientes anteriormente descritos Ca y Cd.

IDWT realiza una reconstrucción directa de la señal con respecto a una wavelet particular, basada en los coeficientes de aproximación y detalles Ca, Cd, respectivamente.

El siguiente diagrama de flujo corresponde a la herramienta software en general, la información de cada uno de los participantes del estudio según criterios clínicos y resultados del examen EOG quedan definidos en el esquema de la figura 35:

Figura 35. Diagrama de flujo de la herramienta “software”.



6 RESULTADOS DE LA CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL ELECTROOCULOGRÁFICA

Se llevo a cabo la toma de las señales del EOG, en la fase de transición, que contemplo la muestra para los diferentes grupos etéreos, ya especificados en el protocolo clínico. Esta actividad se ejecuto durante los meses de noviembre del 2003 a mayo del 2004 en las diferentes instituciones mencionadas en el capítulo 1.

Para el desarrollo del estudio de caracterización de la señal electrooculográfica del movimiento sacádico en personas sanas, se analizaron los datos que provenían del examen de diagnóstico ocular llamado Electrooculograma. La población participante del estudio es del área metropolitana de Bucaramanga (Floridablanca, Piedecuesta, Girón y Bucaramanga), distribuida en 6 grupos etareos con edades comprendidas entre los 7 y los 60 años, de los dos géneros femenino y masculino.

La población total fue de 110 personas. En la cuadro 3, se muestra la distribución estratificada por edad:

Cuadro 3. Distribución de la población sana estratificada por la edad

RANGO DE EDAD	Total	%
7 – 10	10	9%
11 – 20	40	37%
21 – 30	31	28%
31 – 40	11	10%
41 – 50	9	8%
51 – 60	9	8%
Total	110	100%

Los cuatro principales componentes de las mediciones fueron: latencia, velocidad de pico, duración y amplitud (20°).

En el cuadro 4 están los resultados de las mediciones de los diferentes grupos de edad:

Tabla 4. Valores promedios de las mediciones del EOG en sujetos sanos

PACIENTES SANOS						
PARAMETROS DE LA SEÑAL EOG PARA UN ANGULO DE 20°						
N° Paciente	Edad	sexo	Rango edad	Latencia	Duración	Velocidad Pico
1	7	Masculino	Grupo 1. (N= 10) 7 - 10	132	74	293
2	7	Masculino		106	78	336
3	8	Masculino		145	81	295

4	9	Masculino	127	79	303
5	9	Masculino	103	68	323
6	9	Femenino	143	68	300
7	9	Masculino	104	71	387
8	9	Masculino	149	80	406
9	10	Femenino	152	68	361
10	10	Masculino	149	70	318
11	11	Femenino	111	76	348
12	11	Femenino	252	81	378
13	11	Femenino	227	72	326
14	11	Masculino	200	74	324
15	11	Masculino	214	73	301
16	12	Femenino	156	75	395
17	12	Femenino	139	76	316
18	12	Masculino	112	66	374
19	12	Femenino	190	73	350
20	13	Masculino	116	74	356
21	13	Masculino	129	75	373
22	13	Femenino	181	79	334
23	13	Masculino	224	63	351
24	14	Femenino	161	72	322
25	14	Masculino	136	74	321
26	14	Femenino	209	70	343
27	14	Masculino	150	74	339
28	15	Femenino	187	69	351
29	15	Femenino	175	75	315
30	15	Femenino	200	74	321
31	15	Femenino	164	71	331
32	16	Masculino	252	68	380
33	16	Masculino	246	73	361
34	16	Masculino	205	76	372
35	18	Masculino	116	79	356
36	18	Femenino	183	67	326
37	18	Masculino	211	73	334
38	18	Femenino	124	68	353
39	18	Masculino	211	72	378
40	19	Femenino	170	78	340
41	19	Femenino	116	72	371
42	19	Femenino	210	73	386
43	19	Masculino	204	71	293
44	19	Masculino	228	78	348
45	19	Masculino	145	75	331
46	20	Masculino	276	75	346
47	20	Femenino	156	71	369

Grupo 2. (N= 40) 11 - 20

48	20	Femenino	Grupo 3. (N= 31) 21 - 30	144	81	330
49	20	Femenino		212	71	330
50	20	Masculino		268	80	362
51	21	Masculino		228	75	366
52	22	Masculino		202	72	398
53	22	Femenino		129	72	271
54	22	Femenino		260	71	393
55	22	Femenino		255	73	302
56	21	Masculino		147	82	391
57	22	Masculino		208	71	328
58	23	Masculino		199	71	364
59	23	Masculino		124	70	393
60	23	Femenino		131	74	331
61	23	Femenino		228	77	415
62	23	Femenino		208	79	328
63	23	Femenino		156	71	309
64	23	Femenino		191	79	349
65	24	Masculino		168	75	340
66	24	Masculino		116	68	364
67	24	Masculino		128	62	318
68	24	Masculino		138	76	380
69	25	Masculino		120	68	302
70	25	Femenino		206	78	404
71	25	Femenino		225	78	380
72	26	Masculino		185	66	377
73	26	Masculino		140	80	353
74	26	Masculino		108	76	330
75	26	Masculino		212	71	388
76	27	Femenino		212	73	333
77	29	Femenino		184	68	341
78	29	Masculino	188	82	365	
79	29	Masculino	251	74	419	
80	30	Femenino	186	67	316	
81	30	Masculino	116	76	369	
82	32	Masculino	151	68	312	
83	33	Femenino	161	76	352	
84	34	Masculino	222	71	316	
85	34	Femenino	164	64	345	
86	34	Masculino	127	82	304	
87	38	Masculino	182	72	374	
88	38	Masculino	196	75	279	
89	39	Femenino	220	71	359	
90	40	Femenino	212	48	322	
91	40	Femenino	164	82	324	
			Grupo 4. (N= 11) 31 - 40			

92	40	Masculino	Grupo 5. (N= 9) 41-50	216	76	369
93	41	Masculino		190	72	360
94	43	Femenino		124	72	369
95	45	Femenino		228	79	376
96	45	Femenino		230	75	388
97	45	Femenino		156	72	334
98	46	Femenino		202	48	358
99	47	Femenino		188	72	362
100	50	Femenino		124	76	379
101	50	Femenino		228	69	358
102	51	Femenino	Grupo 6. (N= 9) 51-60	176	76	279
103	52	Femenino		198	72	384
104	54	Femenino		192	74	390
105	55	Femenino		132	71	371
106	56	Masculino		202	66	306
107	56	Femenino		173	72	392
108	56	Femenino		252	82	263
109	57	Femenino		181	74	290
110	71	Femenino		168	68	359
			Media	177,527	72,9454	346,8

Los valores promedios de las tres mediciones que se realizaron en los pacientes estratificados por edad se presenta en el cuadro 5.

Cuadro 5. Media de muestreo de parámetros

RANGO DE EDAD	Media de Parámetros del EOG		
	Latencia	Duración	Velocidad Pico
7 – 10	131	73,7	332,2
11 – 20	182,75	73,43	345,87
21 – 30	179	73,39	355,38
31 – 40	183,18	71,36	332,36
41 - 50	185,55	70,55	364,89
51 - 60	186	72,78	337,11
media total	177,52	72,94	346,8

6.1 ANÁLISIS ESTADÍSTICO DEL ESTUDIO CON ANOVA

Se aplicó la prueba de análisis de la varianza (ANOVA), extensión de la prueba t para dos o más muestras. Con el fin de encontrar diferencias entre las medias de las poblaciones del estudio.

6.2 ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE DATOS

6.2.1 Personas sanas

El promedio de edad fue de 25,4 años con desviación standard (ds=14,04); con un rango de 7 y 71 años. El promedio de la latencia fue de 177,5 ms (ds=43,38), con un rango entre 103 y 276 ms. La duración promedio fue de 72,94 ms (ds=5,56), dada en un rango entre 48 y 82 ms. Y por ultimo el valor promedio de la velocidad de pico fue de 346,8 (ds = 33,28) con un rango de 263 y 419 °/sg.

6.3 RESULTADOS DEL ANOVA

El análisis de los grupos mediante el método de ANOVA, permite comparar las medias de k poblaciones diferentes. No es necesario que el número de observaciones en cada grupo sea la misma.

La hipótesis nula que se evalúa mediante ésta técnica es que las medias de los grupos son idénticas. Se puede representar mediante la siguiente ecuación 9:

$$H_0: \mu_1 = \mu_2 = \mu_3 = \mu_4 = \mu_5 = \mu_6 \quad (9)$$

La hipótesis alterna es aquella en que por lo menos una de las medias de los grupos difiere de los otros.

A continuación se presentan las salidas de los resultados generados por el “software” estadístico STATA 8.0, herramienta que permite realizar el análisis ANOVA (Análisis de varianza) de los datos del estudio, presenta el estadístico de prueba F y su valor asociado p . La columna MS, o de mínimos cuadrados, contiene las estimaciones entre grupos y dentro de los grupos de la varianza. Las columnas SS y df contienen los numeradores y denominadores de estas estimaciones, respectivamente.

Estos cálculos se efectúan para las mediciones de latencia, duración y velocidad de pico dentro de los grupos entre sujetos y entre grupos. En los cuadros 6, 7 y 8 se muestran los resultados del Anova en personas sanas de los diferentes grupos etéreos.

6.3.1 ANOVA personas sanas (PS)

Cuadro 6. Anova latencia PS

Source	Partial SS	df	MS	F	Prob > F
Model	24384.0596	5	4876.81192	2.80	0.0204
grupo	24384.0596	5	4876.81192	2.80	0.0204
Residual	180825.359	104	1738.70537		
Total	205209.418	109	1882.65521		

Number of obs = 110 R-squared = 0.1188
Root MSE = 41.6978 Adj R-squared = 0.0765

Cuadro 7. Anova duración PS

Number of obs = 110		R-squared = 0.0296			
Root MSE = 5.61724		Adj R-squared = -0.0170			
Source	Partial SS	df	MS	F	Prob > F
Model	100.119656	5	20.0239312	0.63	0.6737
grupo	100.119656	5	20.0239312	0.63	0.6737
Residual	3281.55307	104	31.5533949		
Total	3381.67273	109	31.0245204		

Cuadro 8. Anova velocidad pico PS

Number of obs = 110		R-squared = 0.0873			
Root MSE = 32.5505		Adj R-squared = 0.0434			
Source	Partial SS	df	MS	F	Prob > F
Model	10533.9469	5	2106.78939	1.99	0.0864
grupo	10533.9469	5	2106.78939	1.99	0.0864
Residual	110191.653	104	1059.53513		
Total	120725.6	109	1107.57431		

En el análisis de ANOVA de la variable latencia mostró diferencias significativas entre los distintos grupos de edad, ($F_{5,104}=2,8$; $p<0,05$); para las variables duración y velocidad los datos no mostraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de edad.

6.3.2 Prueba del algoritmo con sujetos esquizofrénicos

Para evaluar el grado de eficacia y eficiencia de los algoritmos implementados se realizó una prueba en una población patológica (sujetos esquizofrénicos) fueron 28 personas entre hombres y mujeres.

En el siguiente cuadro 9 se relacionan los datos de los resultados de la población de sujetos esquizofrénicos en las diferentes mediciones de los parámetros.

Cuadro 9. Valores promedios de las mediciones del EOG en sujetos esquizofrénicos

PACIENTES ESQUIZOFRENICOS							
PARAMETROS DE LA SEÑAL EOG PARA UN ANGULO DE 20°							
N° Paciente	Edad	Sexo	rango edad	No	Latencia	Duración	Velocidad pico
1	21	Femenino	Grupo 3. (N=10) 21 - 30	3	172	72	315
2	21	Masculino		3	227	69	399
3	22	Masculino		3	171	61	332
4	22	Femenino		3	132	66	289
5	22	Masculino		3	172	58	360
6	22	Masculino		3	253	95	285
7	27	Masculino		3	235	68	349
8	27	Masculino		3	174	72	316
9	28	Masculino		3	228	64	369
10	29	Masculino		3	183	67	347
11	32	Femenino	G4.(N=5)31-40	4	202	72	341
12	33	Femenino		4	168	71	380
13	33	Femenino		4	169	78	296
14	38	Masculino		4	217	75	328
15	39	Masculino		4	172	53	394
16	42	Femenino	G5.(N=8)41-50	5	183	57	359
17	42	Femenino		5	176	76	362
18	44	Masculino		5	195	92	288
19	44	Femenino		5	206	91	343
20	45	Femenino		5	188	88	274
21	45	Masculino		5	196	48	279
22	48	Femenino		5	248	91	366
23	50	Masculino		5	206	66	371
24	56	Masculino	G6.(N=4)51-60	6	209	85	331
25	57	Masculino		6	209	62	375
26	63	Femenino		6	212	48	403
27	64	Masculino		6	212	92	325
			Media		196,8518519	71,74074074	339,8518519

El valor promedio de la edad fue de 37,62 años (ds=13,21); con un rango de 21 y 64 años. El promedio de latencia fue de 196,85 ms (ds=27,88), con un rango entre 132 y 253 ms. La duración promedio fue de 71,74 ms (ds=13,69), dada en un rango entre 48 y 95 ms. Mientras que el valor promedio de la velocidad de pico fue de 339,85 (ds = 37,78) con un rango de 274 y 403 °/sg.

En los cuadros 10, 11 y 12 se muestran los resultados del Anova para personas esquizofrénicas.

6.3.3 ANOVA Personas Esquizofrénicas (PE)

Cuadro 10. Anova latencia PE

Number of obs =		27	R-squared =		0.0738
Root MSE =		28.5321	Adj R-squared =		-0.0470
Source	Partial SS	df	MS	F	Prob > F
Model	1491.60741	3	497.202469	0.61	0.6149
grupo	1491.60741	3	497.202469	0.61	0.6149
Residual	18723.8	23	814.078261		
Total	20215.4074	26	777.51567		

Cuadro 11. Anova duración PE

Number of obs =		27	R-squared =		0.0486
Root MSE =		14.2035	Adj R-squared =		-0.0755
Source	Partial SS	df	MS	F	Prob > F
Model	237.160185	3	79.0533951	0.39	0.7600
grupo	237.160185	3	79.0533951	0.39	0.7600
Residual	4640.025	23	201.740217		
Total	4877.18519	26	187.584046		

Cuadro 12. Anova velocidad de pico PE

Number of obs =		27	R-squared =		0.0697
Root MSE =		38.7445	Adj R-squared =		-0.0517
Source	Partial SS	df	MS	F	Prob > F
Model	2585.20741	3	861.735802	0.57	0.6378
grupo	2585.20741	3	861.735802	0.57	0.6378
Residual	34526.2	23	1501.13913		
Total	37111.4074	26	1427.36182		

En el análisis de ANOVA de la variable latencia ($F_{3,23}=0,61$; $p<0,05$); no mostró diferencias significativas entre los distintos grupos de edad, ni tampoco las variables duración y velocidad mostraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de edad.

6.4 COMPARACIÓN DE MEDICIONES ENTRE SUJETOS SANOS Y CON ESQUIZOFRENÍA

Finalmente se realizó una comparación de medidas para grupos independientes, mediante la prueba t-student, con el fin de evaluar diferencias de medias entre los grupos considerando cada variable. En este análisis se excluyeron las mediciones de los sujetos menores de 18 años en el grupo de sujetos sanos, para una población de 76 observaciones.

El promedio de edad de los sujetos sanos fue de 31,4 años y ($ds = 12,8$) con un rango de edad de 18 y 71 años, el promedio de los sujetos con esquizofrenia fue de 37,6 años y ($ds= 13,2$) con un intervalo de edad entre 21 y 64 años.

El cuadro 13 muestra los resultados comparativos de las dos poblaciones muestreadas:

Cuadro 13. Resultados comparativos entre PS y PE

		Latencia	Duración	Velocidad Pico	
sujetos sanos:		lat1	dur1	vel1	
sujetos esquizofrénicos:		lat2	dur2	vel2	
Variable	Obs	Mean	Std. Dev.	Min	Max
lat1	76	182.6579	42.18896	108	276
lat2	27	196.8519	27.88397	132	253
Variable	Obs	Mean	Std. Dev.	Min	Max
dur1	76	72.81579	6.07445	48	82
dur2	27	71.74074	13.69613	48	95
Variable	Obs	Mean	Std. Dev.	Min	Max
vel1	76	349.2632	34.54557	263	419
vel2	27	339.8519	37.78044	274	403

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los valores promedios de las variables duración ($p=0,7$), velocidad ($p=0,24$) y latencia ($p=0,054$), entre los sujetos sanos y los sujetos con diagnóstico de esquizofrenia.

Los resultados anteriores fueron a partir de los cuadros de salidas 14, 15, 16 y 17 según el análisis de la prueba t-student por medio de la herramienta estadística STATA 8.0, para cada medición de las diferentes variables. Se incluyen las tablas de comparación t-student entre sujetos sanos y esquizofrénicos de la variable edad, latencia, velocidad pico y duración.

Cuadro 14. t-student de edad entre grupo sano y esquizofrénico

Variable	Obs	Mean	Std. Err.	Std. Dev.	[95% Conf. Interval]	
edad1	76	31.42105	1.472349	12.83564	28.48798	34.35412
edad2	27	37.62963	2.543159	13.21464	32.40209	42.85717
combined	103	33.04854	1.296687	13.15994	30.47657	35.62052
diff		-6.208577	2.897822		-11.95708	-.460077

Degrees of freedom: 101

Ho: mean(edad1) - mean(edad2) = diff = 0

Ha: diff < 0	Ha: diff != 0	Ha: diff > 0
t = -2.1425	t = -2.1425	t = -2.1425
P < t = 0.0173	P > t = 0.0346	P > t = 0.9827

Cuadro 15. t-student de latencia entre grupo sano y esquizofrénico

Variable	Obs	Mean	Std. Err.	Std. Dev.	[95% Conf. Interval]	
lat1	76	182.6579	4.839405	42.18896	173.0173	192.2985
lat2	27	196.8519	5.366272	27.88397	185.8213	207.8824
combined	103	186.3786	3.874608	39.32298	178.6934	194.0639
diff		-14.19396	7.226114		-28.60766	.2197414

Satterthwaite's degrees of freedom: 69.5419

Ho: mean(lat1) - mean(lat2) = diff = 0

Ha: diff < 0	Ha: diff != 0	Ha: diff > 0
t = -1.9643	t = -1.9643	t = -1.9643
P < t = 0.0267	P > t = 0.0535	P > t = 0.9733

Cuadro 16. t-student de duración entre grupo sano y esquizofrénico

Variable	Obs	Mean	Std. Err.	Std. Dev.	[95% Conf. Interval]	
dur1	76	72.81579	.6967872	6.07445	71.42772	74.20386
dur2	27	71.74074	2.635822	13.69613	66.32273	77.15875
combined	103	72.53398	.8543029	8.670228	70.83947	74.22849
diff		1.075049	2.726366		-4.495208	6.645306

Satterthwaite's degrees of freedom: 29.7106

Ho: mean(dur1) - mean(dur2) = diff = 0

Ha: diff < 0	Ha: diff != 0	Ha: diff > 0
t = 0.3943	t = 0.3943	t = 0.3943
P < t = 0.6519	P > t = 0.6962	P > t = 0.3481

Cuadro 17. t-student de velocidad pico entre grupo sano y esquizofrénico

Variable	Obs	Mean	Std. Err.	Std. Dev.	[95% Conf. Interval]	
vel1	76	349.2632	3.962649	34.54557	341.3692	357.1572
vel2	27	339.8519	7.27085	37.78044	324.9064	354.7973
combined	103	346.7961	3.495676	35.47724	339.8625	353.7298
diff		9.411306	7.932568		-6.324774	25.14739

Degrees of freedom: 101

Ho: mean(vel1) - mean(vel2) = diff = 0

Ha: diff < 0	Ha: diff != 0	Ha: diff > 0
t = 1.1864	t = 1.1864	t = 1.1864
P < t = 0.8809	P > t = 0.2382	P > t = 0.1191

7 CONCLUSIONES

Se verifico que el modelo matemático de la Transformada de Wavelet y en particular la Wavelet Madre Haar es la adecuada para las características de la señal Electrooculográfica muestreada, esta permitió el desarrollo del algoritmo matemático caracterizador y de la herramienta software.

Con el desarrollo del presente estudio se logró caracterizar y estandarizar el patrón morfológico del movimiento sacádico ocular en una población sana del área metropolitana de Bucaramanga. Las mediciones en el Electrooculograma en variables como latencia, duración, amplitud y velocidad pico describieron el comportamiento de los diferentes grupos etáreos y prueba de ello fueron los hallazgos estadísticos descritos, que estuvieron acordes con los resultados esperados por el especialista creando un grado de confiabilidad y eficacia en el estudio realizado.

Cabe resaltar dentro de los resultados obtenidos el comportamiento del parámetro de latencia en el grupo de edad de 7- 10 años, se considera que el valor promedio es menor que comparación con el resto de la población, debido a la distractibilidad en el registro del EOG ó a la no comprensión de la prueba que generan sacadas hipermétricas a pesar de que el examen ocular sea normal generando cierta subjetividad a la prueba.

La población patológica evaluada estaba bajo efectos medicamentosos según la literatura esto puede generar alteraciones en los movimientos oculares que se reconocen como un marcador biológico para pacientes con personalidad esquizotípica o esquizoide, ellos presentaron cierta anormalidad en las sacudidas, con aumento de la latencia de iniciación y disimetría en su realización, además de, aumento del tiempo de fijación, con relación a los valores promedios normales.

La herramienta software desarrollada genera reportes de los datos registrados en la población de estudio, calcula promedios y desviaciones estándar de los parámetros del EOG, esta funcionalidad esta implementada en forma amigable para el usuario final.

El trabajo de campo realizado para la toma de las señales Electrooculográficas en las diferentes instituciones como el Colegio Santander, la Concentración Escuela Bucaramanga, la Universidad Industrial de Santander, la FOSCAL y el Hospital Psiquiátrico San Camilo contribuyo en la formación personal y profesional de las autoras ya que se obtuvo una visión real de las necesidades que aquejan el bienestar de la comunidad. Definitivamente es indispensable el trabajo interdisciplinario para plantear soluciones a problemas latentes.

8 RECOMENDACIONES

Continuar los estudios clínicos en patologías específicas (alteraciones de la motilidad ocular, maculares, etc.) para comparar con la plataforma de estandarización generada.

Mejorar el mecanismo de sincronización del dispositivo con la interfaz de adquisición Biopac MP30 disminuyendo el tiempo en la toma del EOG.

Afianzar el compromiso entre las áreas de la Ingeniería y de la Salud para poder proseguir en futuras investigaciones que apoyen el desarrollo de alternativas computacionales en pro del bienestar social de la comunidad.

Respaldar los procesos de investigación que se realizan en la Universidad en los diferentes grupos interdisciplinarios pues son la proyección del conocimiento.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Willanik W. Exploring the brain. Chapter 9-10. "The eye ", "The Central Visual System". Neuroscience. 212-269 p.
- [2] Fernández E., Fisiología de los movimientos oculares. México. 1998.
- [3] El movimiento de la cabeza y de los ojos. <http://www.rau.edu.uy/universidad/medicina/delgado.htm>
- [4] Barbosa H. Aplicaciones clínicas de las leyes inervacionales. Instituto de Oftalmología Horta Barbosa Schiller 44 Rio Branco Brasil.
- [5] Crespo A., Cabestrero R. Tipos de movimientos oculares. Eye Movements & Pupillometry Group Faculty of Psychology. UNED. National Distance University of Spain. 2002-2003
- [6] R. Pigassou Albouy, M. Routon. Tratamiento de las parálisis oculares con referencia particular al tratamiento funcional.
- [7] The parameters of eye movement. <http://www.liv.ac.uk/~pcknox/teaching/Eymovs/params.htm>
- [8] Morgan S. W., Patterson J., Simpson D. G. Utilizing EOG for the Measurement of Saccadic Eye Movements. *School of Biophysical Sciences and Electrical Engineering. Sciences Institute, Swinburne University of Technology. Hawthorn, Victoria, Australia.*
- [9] Oster PJ, Stern JA (1980): Electro-oculography. In Techniques in Psychophysiology, ed. I Martin, PH VENABLES, pp. 276-97, John Wiley, New York.
- [10] GONZALEZ M., Potenciales Bioeléctricos: Origen y Registro. *Universidad Autónoma Metropolitana, México*
- [11] Gruart A., Fisiología del condicionamiento del reflejo corneal. *Laboratorio Andaluz de Biología. Universidad Pablo de Olavide, Sevilla, España. Actas de Fisiología, 6: 7-37, 2000.*
- [12] Heckenlively J., Arden G. Principles and practice of Clinical Electrophysiology of vision.
- [13] Leybón J., Suaste E., Druzgalski C. Electro-estimulación en músculos extraoculares. *CINVESTAV-IPN, Departamento de Ingeniería Eléctrica, Sección de Bioelectrónica. México.*
- [14] R. Pigassou Albouy, M. Routon. Tratamiento de las parálisis oculares con referencia particular al tratamiento funcional.
- [15] Barbosa H. Aplicaciones clínicas de las leyes inervacionales. Instituto de Oftalmología Horta Barbosa Schiller 44 Rio Branco Brasil.
- [16] Ure J., D'Onofrio H., Los movimientos oculares en la práctica neuropsiquiátrica. *Fundación Argentina de Clínica Neuropsiquiátrica. Revista ALCMEON. Año X - Vol.7 Nro. 4- marzo 1999.*

[17] Barea R., Boquete L., Mazo M., López E., Bergasa L.M. Modelado de los Movimientos Sacádicos Oculares mediante spiking neurons. *Departamento de Electrónica. Universidad de Alcalá. Madrid. España*

[18] Hain TC. Saccade (Calibration) Tests. 1996 - 2003.

[19] Lambert J. F., Chantrier N., Electrooculography (EOG) Angular Displacement - Saccade Study. Institut d'Enseignement à Distance - Université Paris 8- Saint - Denis France.

[20] Morgan S. W., Patterson J., Simpson D. G. Utilizing EOG for the Measurement of Saccadic Eye Movements. School of Biophysical Sciences and Electrical Engineering. Sciences Institute, Swinburne University of Technology. Hawthorn, Victoria, Australia.

[21] Young LR, Sheena D (1988):The Electric Signals Originating in the Eye: Saccadic response. In Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, ed. JG Webster, pp. 1259-69, John Wiley, New York.

A Quick Guide To The Pic 16f873. The PIC processor go to <http://www.microchip.com>.

Bourdin C. Vercher J. L., Bresciani JP. Gauthier GM. Target and hand position information in the online control of goal-directed arm movements. 2003

Database Toolbox for use with MATLAB User's Guide. The MathWorks, Inc. 2002.

Hijar A., Newman J., P., Rodríguez A., Peñaloza R. Wavelets. *Equipo 1*.

Garbutt S., Harwood M., Harris C. Comparison of the main sequence of reflexive saccades and the quick phases of optokinetic nystagmus. *Department of Ophthalmology. Department of Visual Science, Plymouth Institute of Neuroscience, Plymouth, UK London UK. (2001)*.

GOMEZ L. C. Un enfoque para la ingeniería de Sistemas e Informática. *Planeación de proyectos UIS. Bucaramanga, 2001*.

GRECH P. Introducción a la Ingeniería. *Ed Prentice Hall. 2001*.

JACOBSON I., BOOCH G., RUMBAUGH J., Proceso Unificado de Desarrollo de Software. *Ed. Addison Wesley. 2000*.

JACOBSON I., BOOCH G., RUMBAUGH J. El Lenguaje Unificado de Modelado. *Ed. Addison Wesley. 2000*.

Jeroen B. J., Smeets, Ignace T. C. Hooge., Nature of Variability in saccades (2003). *Neurophysiology 90: 12-20, 2003.10.1152/jn.01075.2002*.

Muñoz R., Bautista L., X. Herramienta software para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardiaca y de la dispersión del intervalo QT. Pronóstico en pacientes post-infarto agudo al miocardio. *Universidad Industrial de Santander, Facultad de Ingenierías Físico mecánicas. Bucaramanga (S). 2003*.

OPPENHEIM A., WILLSKY A. S., Señales y Sistemas. *Editorial Prentice Hall. México. 1994. 860 p.*

OPPENHEIM A., Ejercicios de Tratamiento de la Señal usando Matlab. *Editorial Prentice Hall. España. 1999. 976 p.*

Padilla-Vivanco L. E. Fusión de Imágenes usando Wavelets Bivalentes. Tonanzintla, Puebla, C.P. 51 y 216 p.

PAGANO M., GAUVREAU K., Fundamentos de Bioestadística. *Segunda edición. Capítulo 10 – 11. Ed. Thomson Learning. 2000.*

PROAKIS J., MANOLAKIS D., Tratamiento Digital de Señales. *Editorial Prentice may. España. 1999. 976 p.*

Rincón M., Sarria H., Higuera M. Análisis y Diseño de Algoritmos para la Transformada Wavelet y su Aplicación en el Manejo de Información. Mayo 20, 2004

Rodríguez C., E., Paez S., N. Herramienta software para el análisis y estandarización del Electrooculograma en recién nacidos normales en la ciudad de Bucaramanga. *Universidad Industrial de Santander, Facultad de Ingenierías Físico mecánicas. Bucaramanga (S). 2003.*

Rottach KG., Das VE., Wohlgenuth W., Zivotofsky AZ., Leigh RJ. Properties of horizontal saccades accompanied by blinks. *Neurophysiol; 79(6): 2895-902. PMID: 9636095. (1998).*

Toxqui-Quitl C., Padilla-Vianco A. Fusión de imágenes usando Wavelets Bivalentes. *México.*
Rincón L., M., Sarria Z., H., Higuera G., M. Análisis y diseño de algoritmos para la Transformada de Wavelet y su aplicación en el manejo de la información. *Mayo 20, 2004.*

Vivancos C. Hernández I., López T., Palau M. Robot Explorador Aranya. Escuela Politécnica de Mataró. 2000

Paginas Web :

- http://www.pue.udlap.mx/~tesis/lem/hernandez_d_m/resumen.pdf
- <http://www.observatorio.unal.edu.co/miembros/docentes/ahiguera/Archivos/resenac.pdf>
- http://www.optica.inaoep.mx/investigadores/apadilla/fusion_Wavelets
- <http://www.ia.csic.es/Sea/publicaciones/4335zc030.pdf>
- <http://butler.cc.tut.fi/~malmivuo/bem/bembook/28/28.htm>
- <http://www.eng.monash.edu.au/ieee/iee bio1999/p33.htm>
- <http://www.dizziness-and-balance.com/practice/saccade.htm>
- <http://www.biopac.com/bslprolessions/h12/EOGsaccadewksht.pdf>
- <http://bjournal.bmjournals.com/cgi/content/full/85/12/1477>
- <http://cursos.itam.mx/lomeli/edp/wave.pdf>
- http://www.pue.udlap.mx/~tesis/lem/hernandez_d_m/capitulo2.pdf
- http://www.pue.udlap.mx/~tesis/lem/hernandez_d_m/resumen.pdf
- <http://www.observatorio.unal.edu.co/miembros/docentes/ahiguera/Archivos/resenac.pdf>
- http://www-optica.inaoep.mx/investigadores/apadilla/fusion_Wavelets.pdf
- <http://www.ia.csic.es/Sea/publicaciones/4335zc030.pdf>

ANEXOS

ANEXO A. MANUAL DE USUARIO

1. Requerimientos

- Microsoft Windows 98 ó superior.
- 100 Mb libres en disco duro.
- Procesador Pentium II minimo de 333 Mhz.
- 64 MB de memoria RAM, recomendado 128 MB.
- Unidad de CD-ROM.
- Matlab Release 12 ó superior.
- Wavelet toolbox.
- Database toolbox.
- ODBC para Microsoft Acces.
- Accesorios correspondientes a teclado y mouse.

2. Instalación

Inserte el CD-ROM de PROYECTO EOG en la unidad, haga clic en inicio, ejecutar y escriba x:\ProyectoEOG.exe, donde x es la letra de su unidad de CD-ROM.

3. Entrada al sistema

Para ingresar al sistema haga clic en inicio luego en programas, seguidamente en ProyectoEOG y por último en ProyectoEOG. La aplicación mostrará una interfaz de ingreso al sistema para iniciar sesión (Figura 36).

Figura 36. Interfaz validación de ingreso al sistema



En la ventana activa se le solicitará al usuario que ingrese un login y un password para que pueda entrar a interactuar con la herramienta software. Si estos datos son validos el sistema mostrará el menú principal de opciones que se observa en la figura 37. Presenta 4 menús de trabajo; Archivo, Historia Clínica, Análisis, Estadísticas.

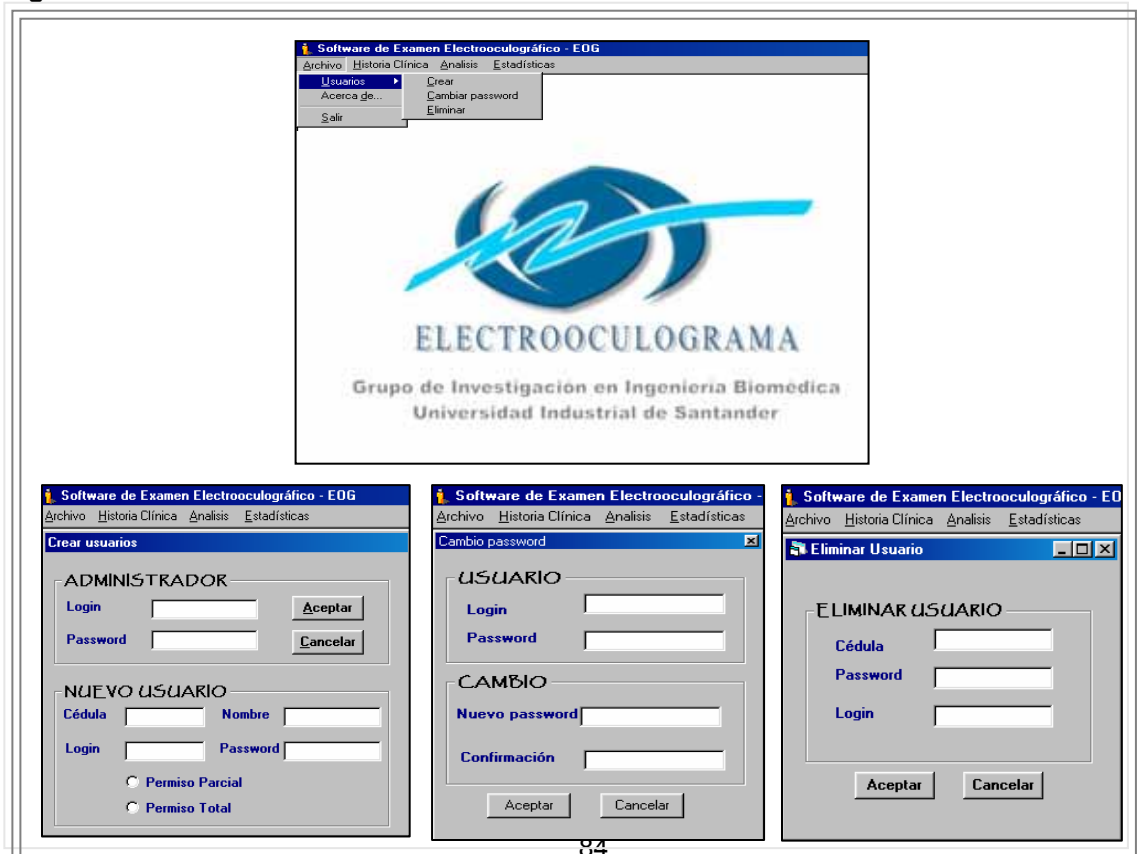
Figura 37. Menú principal de opciones del sistema



4. Autorización

Las ventanas de verificación de usuarios de la figura 38, describen las funcionalidades de crear usuarios (solo valida para el administrador), cambiar contraseña (para todos los usuarios) y eliminar un usuario (solo descrita para el administrador) que no se encuentre activo. Para cada una de las utilidades descritas se implementaron interfaces fáciles de emplear.

Figura 38. Submenú usuarios del sistema



5. Historia clínica

Este modulo permite registrar personas sanas en la base de datos para su posterior análisis. Tiene las funcionalidades de ingresar un nuevo registro, buscar un registro existente, modificarlo y actualizarlo, y eliminar un registro de la base de datos. A cada sujeto sano que cumple los criterios de inclusión y acepta participar en el estudio se les llena una ficha de datos personales y de historia clínica ocular elaborada por el especialista. En la figura 39, se muestra las ventanas de estas opciones consignadas en la herramienta software.

Figura 39. Ficha de datos personales e historia clínica de sujetos sanos

The figure displays two screenshots of the 'Software de Examen Electrooculográfico - EOG' interface. Both windows have a menu bar with 'Archivo', 'Historia Clínica', 'Análisis', and 'Estadísticas'. The left window is titled 'DATOS DEL PACIENTE' and has two tabs: 'Datos Personales' (selected) and 'Historia Clínica PS'. It contains the following fields: 'Identificación:' (text box), 'Fecha:' (dropdown menu with '03/06/04'), 'Procedencia:' (dropdown menu), 'Sexo:' (dropdown menu), 'Edad:' (text box), and 'Teléfono:' (text box). At the bottom are buttons for 'Nuevo', 'Guardar', 'Consultar', 'Borrar', and 'Salir'. The right window is also titled 'DATOS DEL PACIENTE' and has two tabs: 'Datos Personales' and 'Historia Clínica PS' (selected). It contains the following fields: 'Identificación:' (text box), '# Historia Clínica:' (text box), 'Examen ocular:' (dropdown menu), 'Examen Normal:' (dropdown menu), 'Fórmula Optométrica:' (text box), 'Observaciones:' (text box), and 'Evaluador:' (text box). At the bottom are buttons for 'Nuevo', 'Guardar', 'Consultar', 'Borrar', and 'Salir'.

Figura 40. Historia clínica de sujetos enfermos

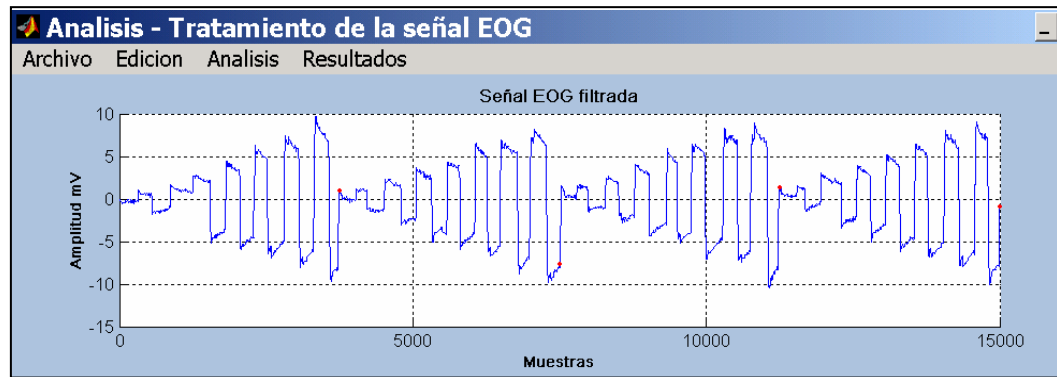
The figure shows a screenshot of the 'Software de Examen Electrooculográfico - EOG' interface. The window is titled 'DATOS DEL PACIENTE ESQUIZOFRENICO- EOG' and has two tabs: 'Datos Personales' and 'Historia Clínica PE' (selected). It contains the following fields: 'Identificación:' (text box), '# Historia Clínica:' (text box), 'Tipo de Esquizofrenia:' (dropdown menu), 'Período de la enfermedad:' (text box), 'Medicamentos:' (three dropdown menus), 'Observaciones:' (text box), and 'Evaluador:' (text box). At the bottom are buttons for 'Nuevo', 'Guardar', 'Consultar', 'Borrar', and 'Salir'.

La funcionalidad anterior es detallada de la misma forma para sujetos esquizofrénicos. En la figura 40, se observan los interfaces para esta fase.

6. Análisis

Sección que permite ejecutar las acciones correspondientes al análisis y caracterización de parámetros de la señal Electrooculográfica de pacientes que se encuentran registrados en la base de datos. En esta fase se puede leer la señal de un sujeto sano, cargarla en el programa desarrollado en Matlab y realizarle su correspondiente estudio de las variables medidas, como son Latencia, Duración y Velocidad pico. La figura 41, muestra una interfaz de esta sección.

Figura 41. Interfaz del algoritmo de análisis y tratamiento del EOG

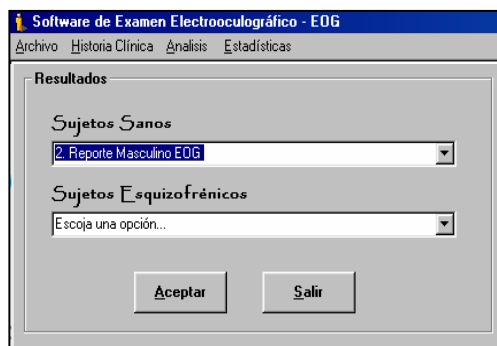


Este modulo tiene la particularidad de realizar un preprocesamiento a cada una de las señales analizadas, que consiste en filtrar las interferencias generadas en la toma del examen y normalizar los segmentos seleccionados en grados por segundo.

7. Informe

En la figura 42 se visualiza las alternativas propuestas para la generación de reportes de los resultados. La selección se puede realizar tanto para sujetos sanos como para sujetos esquizofrénicos, de acuerdo al sexo masculino o femenino. Una vez seleccionada la opción que desea consultar se procede a mostrar el informe haciendo clic en el botón aceptar; así se obtiene el archivo con los datos estadísticos del valor promedio de cada una de las variables estudiadas para cada persona cuya señal se ha analizado.

Figura 42. Interfaz de selección de resultados estadísticos



La herramienta utilizada para generar los informes tiene la opción de imprimir o exportar el archivo como tipo documento, hoja de calculo, pagina htm, etc. En la figura 43, se observa un reporte de información de variables Electrooculográficas para el sexo femenino. Incluye las personas sanas inscritas en la base de datos de los diferentes grupos etáreos.

Figura 43. Reporte de resultados



8. Acerca de

Contiene información acerca de los autores del proyecto, del grupo de investigación y una explicación general del mismo. Figura 44.

Figura 44. Interfaz de información del sistema y acerca de los autores



**ANEXO B. ESTANDARIZACIÓN DE PARÁMETROS DE LA SEÑAL
ELECTROOCULOGRÁFICA DEL MOVIMIENTO SACÁDICO EN PERSONAS SANAS DEL
ÁREA METROPOLITANA DE BUCARAMANGA**

**GRUPO DE INVESTIGACIÓN EN INGENIERÍA BIOMÉDICA
GIIB - UIS.**

**Investigadores Principales:
ALFONSO MENDOZA CASTELLANOS Bsc., DEA
PEDRO LUIS CÁRDENAS, MD Neuro-Oftalmólogo
OSCAR LEONEL RUEDA OCHOA, MD.**

**Investigadores Asociados:
JULIETA VILLAR TORRES, Estudiante Ingeniería de Sistemas
ANA JIMENA CAROLINA SAAVEDRA M., Estudiante Ingeniería de Sistemas
ALEXANDER PINZON AMADO, MD., Psiquiatra**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICOMECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA DE SISTEMAS E INFORMÁTICA
BUCARAMANGA
2003
RESUMEN EJECUTIVO**

El trabajo en equipo, entre diversas disciplinas del saber le ha permitido a la sociedad avanzar significativamente en busca del bienestar común. El Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica (GIIB) de la Universidad Industrial de Santander, ha querido trabajar conjuntamente con la facultad de medicina, para desarrollar aplicaciones que permitan brindar a los profesionales del área de la salud soporte en su diagnóstico de forma más acertada.

En un principio en el grupo de investigación en Ingeniería Biomédica se realizaron estudios de tratamiento de señales bioeléctricas, entre las cuales sobresalen: la señal Electrocardiográfica y la Encefalográfica, cuyo estudio era limitado por los escasos recursos tecnológicos, pero gracias a la adquisición por parte del grupo GIIB de la interfaz BIOPAC SYSTEM MP30, que permite captar dieciséis señales del cuerpo humano se ha logrado ampliar el estudio de éstas áreas de investigación y demás.

Es así, como nace el interés por abarcar el área de la Electrooculografía (EOG), debido a la importancia de analizar la visión como uno de los sistemas sensoriales con más trascendencia para el hombre, tanto así que se considera que el 85% de los recuerdos son percepciones visuales.

En el globo ocular normal existe una diferencia de tensión medible entre la córnea y el polo posterior del ojo de signo negativo. Es el llamado potencial de reposo del ojo. De este modo, los giros oculares provocan cambios en la dirección correspondiente a este dipolo eléctrico. La Electrooculografía se basa en el registro de este fenómeno, en condiciones de luminosidad y oscuridad.

El Electrooculograma permite el rastreo de cuatro movimientos oculares como son los de seguimiento, vestibulares, convergencia y los sacádicos. El desarrollo de este proyecto de grado tendrá como eje central el estudio de los movimientos cortos y rápidos llamados sacádicos, que aparecen cuando la mirada se desplaza de un objeto a otro.

El presente trabajo propone el estudio de modelos matemáticos que permitan caracterizar la señal EOG previamente adquirida en una población normal de Bucaramanga, para determinar los parámetros generados por el movimiento sacádico.

Se realizará el análisis estadístico de los resultados investigativos del estudio para mostrar el comportamiento de los diferentes grupos etareos en las mediciones características de la morfología propia del EOG.

De esta manera el proyecto afirmará el trabajo que se ha venido realizando en forma integrada, medicina e ingeniería en el Grupo de Investigación GIIB. Estos estudios conceptuales, su discusión y la interpretación ingenieril de los fenómenos de la fisiología humana nos están conduciendo a contribuir a las soluciones de muchos de los problemas de salud que afectan a la población colombiana y poner en evidencia otros.

Título:

Estandarización de parámetros de la señal Electrooculográfica del Movimiento Sacádico en personas Sanas del área metropolitana de Bucaramanga.

Investigadores principales:

Pedro Luis Cárdenas Angelone, MD. Neuro-oftalmólogo
Alfonso Mendoza Castellanos BS., DEA
Oscar Leonel Rueda Ochoa MD. Epidemiólogo

Coinvestigadores:

Julieta Villar Torres
Ana Jimena Carolina Saavedra Mejía

Nombre del grupo de investigación:

Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica – UIS

Lugar de ejecución del proyecto:

Consultorio del Dr. Pedro Luis Cárdenas A.
Consulta Externa Fundación Oftalmológica de Santander. FOSCAL.
Laboratorio del Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica.

Ciudad:

Área Metropolitana de Bucaramanga

Departamento:

Santander

Duración del proyecto:

18 meses

Tipo de investigación:

Investigación clínico – Básica

Descriptor:

Electrooculografía, movimientos sacádicos, estandarización.

Objetivo General:

Describir las características de la señal Electrooculográfica del movimiento sacádico de una población sana del área metropolitana de Bucaramanga.

Objetivos específicos:

Desarrollar un modelo matemático para describir la morfología de la señal Electrooculográfica del movimiento sacádico.

Determinar la parametrización del Electrooculograma en duración, amplitud, velocidad y latencia, según grupos etareos en edades comprendidas entre los 7 años y 60 años en una muestra de sujetos sanos del área metropolitana de Bucaramanga.

Propósitos:

Apoyar el diagnóstico oftalmológico clínico y subclínico de la motilidad ocular.

Crear un montaje experimental para realizar la prueba de estimulación, captura y tratamiento de la señal Electrooculográfica como soporte en el trabajo del especialista.

Establecer la funcionalidad del equipo de Electrodiagnóstico Biopac MP30, en su modalidad EOG.

Hipótesis de investigación.

¿Cuáles serían los parámetros de la señal electrooculográfica generada por el movimiento sacádico en personas sanas del área metropolitana de la ciudad de Bucaramanga?

Diseño del estudio.

Este es un estudio observacional - descriptivo de corte transversal. Busca describir los hallazgos Electrooculográficos en una muestra de pacientes sanos del área metropolitana de Bucaramanga.

Población

Población de referencia: Personas con examen oftalmológico y/o neuro-oftalmológico normal con edades comprendidas entre los 6 y 60 años.

Población blanco o diana: Personas con diagnóstico oftalmológico y/o neuro-oftalmológico normal de la ciudad de Bucaramanga.

Población de estudio (accesible): Personas con dictamen oftalmológico y neuro-oftalmológico normal atendidas en el consultorio del Dr. Pedro Luis Cárdenas y de la fundación oftalmológica (FOSCAL), del área metropolitana de la ciudad de Bucaramanga

Tamaño de la muestra

Para la toma de la señal EOG se incluirán en el estudio un tamaño mínimo de la muestra de 180 personas, según grupos etareos entre edades comprendidas de 7 a 60 años y distribución según el sexo. Esto asegura un número mínimo de 30 personas por grupo lo que facilita el análisis estadístico usando medidas paramétricas. El cuadro 18 muestra esta distribución.

Cuadro 18. Distribución de grupos de edad

Sexo	Sexo	
	Femenino	Masculino
7 - 10	15	15
11 - 20	15	15
21 - 30	15	15
31 - 40	15	15
41 - 50	15	15
51 - 60	15	15

Selección de la muestra.

Se realizará un muestreo no probabilístico de pacientes consecutivos que cumplan con los criterios de inclusión y que acepten participar en el estudio. Se propone solicitar la colaboración voluntaria a aquellas personas que cumplan los criterios de inclusión en el examen oftalmológico, para efectuárseles el registro Electrooculográfico de los movimientos sacádicos⁹.

Criterios de inclusión.

Se incluirán en la muestra las personas que cumplan con los siguientes criterios:

- Agudeza visual de 20/20. (no corregida)
- Ausencia de patología ocular: glaucoma, retinopatía o maculopatía claramente evidente, opacidad de medios, ambliopía, estrabismo, trastorno neurológico diagnosticado, etc.
- Ausencia de cirugía intraocular previa (catarata, trasplante de cornea, retinoplexia, vitrectomía).
- Valoración normal hecha por el oftalmólogo.
- Aceptación del consentimiento informado por parte de la persona a quien se le realizará el examen.

Criterios de exclusión

Pacientes que presenten patologías asociadas que produzcan trastornos en la función del sistema visual normal.

Pacientes que no acepten ser incluidos en el estudio.

Evaluación inicial.

Los pacientes incluidos firmarán un consentimiento informado (ver Anexo D) como prerrequisito para ser incluidos en el estudio. Se llenará además una ficha en la que se incluyen datos socio-demográficos, patologías asociadas, medicamentos de uso previo y la evaluación oftalmológica (ver Anexo C). Si el paciente cumple los criterios de inclusión, se le tomará un Electrooculograma siguiendo las recomendaciones descritas en la metodología.

Recolección de los datos:

El Electrooculograma será tomado con el equipo BIOPAC MP30, (Ver Anexo F), el cual digitaliza la señal Electrooculográfica y la guarda en un archivo de texto para posterior análisis. Se diseñará un software para el análisis del Electrooculograma con base en diversas variables a analizar.

La información obtenida de las fichas se incluirán en una base de datos, y las variables de interés del estudio serán analizadas y correlacionadas para evaluar los hallazgos Electrooculográficos en otras situaciones patológicas.

Procesamiento y control de calidad de los datos.

Los registros Electrooculográficos serán capturados por la interfaz BIOPAC SYSTEM MP30, el cual digitaliza la señal electrofisiológica del ojo. El software diseñado para el análisis del Electrooculograma permite determinar la morfología de la señal EOG en los dominios de tiempo y frecuencia, además este software permite corregir defectos de interferencia producidos por

⁹ Movimientos voluntarios o involuntarios rápidos que tienen una velocidad mayor de 300 ° por segundo, que consisten en dirigir la mirada de un punto negro a otro punto de interés. Estos movimientos se originan en el lóbulo frontal.

movimiento del paciente y por interferencia del sistema eléctrico. Todo lo anterior con el fin de depurar la señal Electrooculográfica a partir de la cual se van a obtener las diferentes medidas de interés en la caracterización y parametrización del EOG. La información suministrada será archivada en una base de datos para chequear la consistencia de los resultados y hacer su posterior estudio.

Análisis estadístico

Se realizara un análisis descriptivo de las variables sociodemográficas y clínicas contenidas en la ficha epidemiológica para ello se usara la distribución de frecuencias en las variables categóricas, y las medias y la desviación estándar para las variables de tipo continuo. Los parámetros de la señal Electrooculográfica serán almacenados en una base de datos construida usando el programa Access 2000 y se analizara usando métodos de estadística paramétrica.

Aspectos éticos

El presente estudio se realizará en pacientes sanos del área metropolitana de Bucaramanga, quienes firmaran el consentimiento informado de carácter voluntario para participar en el estudio. Las pruebas que se realizaran en los pacientes son no invasivas y no representan ningún peligro o riesgo para la integridad física y mental de los pacientes. Estas incluyen: entrevista personal para indagar por variables sociodemográficas, antecedentes y valoración médica. Toma de registro Electrooculográfico no invasivo.

Los datos recolectados solo estarán disponibles para los investigadores y se mantendrá la confidencialidad de los mismos.

El paciente tiene la posibilidad de retirarse del estudio en cualquier momento del mismo, incluso pese a haber firmado su consentimiento informado.

Esta investigación sigue los lineamientos de Helsinki para investigación en humanos y del decreto 8430 del Ministerio de Salud de Colombia y será aprobada por el Comité de Ética en Investigación de la Fundación Oftalmológica de Santander Carlos Ardila Lule - FOSCAL.

Resultados esperados

Directos

Con la presente investigación se espera contribuir en el conocimiento de las características Electrooculográficas del movimiento sacádico de las personas sanas del área metropolitana de Bucaramanga. Se pretende convalidar los hallazgos obtenidos con la información reportada en la literatura internacional y generar un patrón de normalidad en nuestro medio.

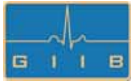
Indirectos

Este estudio permitirá a la vez diseñar un software específico para el análisis de la señal Electrooculográfica en personas sanas y a su vez contribuirá en aumentar el interés y el conocimiento de los médicos oftalmólogos en la aplicación de la Electrooculografía para la toma de decisiones de tipo medico.

Estrategia para la transferencia de los resultados.

Se tiene igualmente contemplado que fuera de los informes parciales y final se hará una presentación de los resultados en el Congreso de Ingeniería Biomédica de la IEEE u otros. Igualmente se presentará por lo menos un artículo en una revista nacional y en una internacional en el área de Oftalmología.

ANEXO C. Formato de Valoración Oftalmológica



**GRUPO DE INVESTIGACIÓN EN INGENIERÍA BIOMÉDICA
UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
EOG**

DATOS DEL PACIENTE

Fecha: _____

Procedencia:

Nombre: _____
Identificación: _____

Edad: _____ Sexo: _____ Dirección: _____ Teléfono: _____

HISTORIA CLÍNICA

Diabetes	Si _____	No _____
Consanguinidad	Si _____	No _____
Hipertensión	Si _____	No _____
Enfermedad Neurológica	Si _____	No _____

Otros _____

HISTORIA OCULAR

Fecha último examen ocular: _____

Emétrope _____ Ametropía _____
Présbita _____

Fórmula optométrica en uso: Ojo Derecho : _____
Ojo Izquierdo: _____

Usa Lente de Contacto: Si _____ No _____

Examen Normal: Si _____ No _____

OBSERVACIONES:

EVALUADOR: _____

ANEXO D. Consentimiento Informado



GRUPO DE INVESTIGACION EN INGENIERIA BIOMEDICA

ESTANDARIZACIÓN DE PARÁMETROS DE LA SEÑAL ELECTROOCULOGRÁFICA DEL MOVIMIENTO SACÁDICO EN PERSONAS SANAS DEL ÁREA METROPOLITANA DE BUCARAMANGA

Estoy de acuerdo en colaborar voluntariamente en este estudio de investigación sobre una técnica de diagnóstico visual llamada Electrooculografía, por medio del examen se lleva a cabo una serie de movimientos oculares (sacádicos), en este caso para personas sanas del área metropolitana de la ciudad de Bucaramanga. Entiendo que se me realizará un test acerca de mi historia clínica ocular y médica, mi situación sociodemográfica, y luego se me practicará una prueba llamada Electrooculograma (EOG), la cual será utilizada para obtener la información requerida en el desarrollo del presente estudio.

La participación en esta investigación tomará cerca de 10 minutos, en este período la persona realizara una serie de movimientos oculares de izquierda a derecha, lo cual no requerirá posteriores tomas de Electrooculogramas. Este procedimiento no generará ningún efecto perjudicial como paciente y no requerirá de métodos invasivos.

Entiendo que mi participación es totalmente libre. Toda la información generada por este estudio será utilizada únicamente por los investigadores del Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica de la Universidad Industrial de Santander para estudios relacionados con la estandarización de los parámetros electrooculográficos del movimiento sacádico de personas sanas, siendo estrictamente CONFIDENCIAL, sin ningún beneficio económico posterior. No seré identificado en ninguna publicación y estoy en plena libertad de rehusar a participar en este estudio en cualquier momento. Si tengo alguna pregunta puedo contactar al Dr. Pedro Luis Cárdenas Angelone, Neuro-oftalmólogo al número telefónico 6477806 quien podrá resolvérmela.

Entendiendo lo anterior, estoy de acuerdo en participar en la toma del examen EOG, registro generado por el movimiento ocular de personas sanas del área metropolitana de la ciudad de Bucaramanga, por lo tanto firmo este consentimiento.

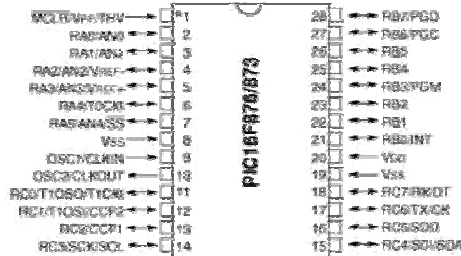
_____ Nombre del paciente	_____ Firma del paciente	_____ Cédula del paciente
_____ Nombre del investigador	_____ Firma del investigador	_____ Cédula del investigador
_____ Nombre del testigo	_____ Firma del testigo	_____ Cédula del testigo
_____ Nombre del testigo	_____ Firma del testigo	_____ Cédula del testigo

Fecha: _____

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
Facultad de Ingenierías Fisicomécanicas – Escuela de Ingeniería de Sistemas
Oficina 328

ANEXO E. Microcontrolador PIC

Figura 45. Esquemático del PIC 16F873



Para la elaboración de la tarjeta electrónica se ha escogido un modelo intermedio de PIC¹⁰ el PIC16F873 que esta dotado de 28 pines de los cuales 22 disponibles par I/O, es decir, las conexiones con el resto del circuito, es apropiado para el dispositivo del proyecto a elaborar.

El PIC16F873 utilizado y programado tiene como finalidad el encendido y apagado de 15 leds que se activan en orden de derecha a izquierda cada segundo. El recorrido es secuencial y se realiza cuatro ciclos para un total de 60 segundos. La aplicación puede ser interrumpida por un switch e inicia nuevamente el ciclo al momento de activarse.

Este chip procesa la información que tiene guardada en su memoria y realiza las tareas de acuerdo a las instrucciones asignadas. A esta información se le llama software o programa de aplicación que es desarrollado en MPLAB, herramienta que permite editar el archivo fuente en lenguaje ensamblador del proyecto, además de ensamblarlo y simularlo en pantalla, se puede ejecutar posteriormente en modo paso a paso y ver como evolucionaría de forma real tanto sus registros internos, la memoria RAM y/o EEPROM de usuario como la memoria de programa, según el orden y la ejecución de las instrucciones.

El código elaborado para esta aplicación es el siguiente:

```

*****
;ENCENDIDO DE LED
*****
                                *****ZONA DE ETIQUETAS*****
                                STATUS EQU          03
                                RB5 EQU            5
                                RB0 EQU            6
                                RB1 EQU            7
                                RB2 EQU            0
                                RB3 EQU            1
                                RB4 EQU            2
                                RC0 EQU            0
                                RC1 EQU            1
                                RC2 EQU            2
                                LIST
                                P=PIC16F873
                                RA0 EQU            0
                                RB0 EQU            0
                                RB1 EQU            1
                                RB2 EQU            2
                                RB3 EQU            3
                                RB4 EQU            4
                                RADIX              HEX
                                INCLUDE"P16F873.inc"

```

¹⁰ Un pic (programmable integrated circuited)., que pertenece a la categoría de los microcontroladores, componentes que integran en un dispositivo todos los circuitos para realizar un completo sistema digital programable.

```

RC3      EQU      3      btfs PORTA,RA0
RC4      EQU      4      goto  STOP
RC5      EQU      5
RC6      EQU      6      LUZ4  clrf  PORTB
RC7      EQU      7      call  SEGUNDO
RP0      EQU      5      bsf  PORTB,RB4 ;5. bombillo
reloj    equ      0x20   call  SEGUNDO
reloj1   equ      0x21   btfs PORTA,RA0
reloj2   equ      0x22   goto  LUZ5
                        goto  STOP

;*****INICIO DE PROGRAMA*****

                        ORG  0
                        goto INICIO
                        ORG  5

;*****CONFIGURA PINES*****

INICIO    bsf  STATUS,RP0
          movlw b'00000001'
          movwf TRISA
          clrf TRISB
          clrf TRISC
          bcf  STATUS,RP0

          clrf PORTB

          clrf PORTC
          clrf reloj

;*****EJECUTA APLICACION*****

LUZ      bsf  PORTB,RB0 ;1.
bombillo

          call SEGUNDO
          goto LUZ1
          btfs PORTA,RA0
          goto  STOP

LUZ1     clrf  PORTB
          call SEGUNDO
          bsf  PORTB,RB1 ;2.
bombillo

          call SEGUNDO
          goto LUZ2
          btfs PORTA,RA0
          goto  STOP

LUZ2     clrf  PORTB
          call SEGUNDO
          bsf  PORTB,RB2 ;3.
bombillo

          call SEGUNDO
          goto LUZ3
          btfs PORTA,RA0
          goto  STOP

LUZ3     clrf  PORTB
          call SEGUNDO
          bsf  PORTB,RB3 ;4.
bombillo

          goto LUZ4
          call SEGUNDO

LUZ8     clrf  PORTB
          call SEGUNDO
          bsf  PORTC,RC0 ;9. bombillo
          call SEGUNDO
          btfs PORTA,RA0
          goto  LUZ9
          goto  STOP

LUZ9     clrf  PORTC
          call SEGUNDO
          bsf  PORTC,RC1 ;10. bombillo
          call SEGUNDO
          btfs PORTA,RA0
          goto  LUZ10
          goto  STOP

LUZ10    clrf  PORTC
          call SEGUNDO
          bsf  PORTC,RC2 ;11. bombillo
          call SEGUNDO
          btfs PORTA,RA0
          goto  LUZ11
          goto  STOP

LUZ11    clrf  PORTC
          call SEGUNDO
          bsf  PORTC,RC3 ;12. bombillo
          call SEGUNDO
          btfs PORTA,RA0
          goto  LUZ12
          goto  STOP

```

LUZ12	clrf	PORTC				movwf	reloj
		call	SEGUNDO			call	SEG2
		bsf	PORTC,RC4 ;13.			return	
bombillo							
		call	SEGUNDO	SEG2		movlw	.72
		btfss	PORTA,RA0			movwf	reloj1
		goto	LUZ13			call	SEG1
		goto	STOP			decfsz	reloj,1
LUZ13	clrf	PORTC				goto	SEG2
		call	SEGUNDO			return	
		bsf	PORTC,RC5 ;14.				
bombillo				SEG1			
		call	SEGUNDO			movlw	.247
		btfss	PORTA,RA0			movwf	reloj2
		goto	LUZ14			call	SEG
		goto	STOP			decfsz	reloj1,1
LUZ14	clrf	PORTC				goto	SEG1
		call	SEGUNDO			return	
		bsf	PORTC,RC6 ;15.				
bombillo				SEG		decfsz	reloj2,1
		call	SEGUNDO			goto	SEG
		btfss	PORTA,RA0			return	
		goto	LUZ15				
		goto	STOP	STOP	clrf	PORTA	
LUZ15	bcf		PORTC,RC6 ;16.			clrf	PORTB
bombillo						clrf	PORTC
						bsf	PORTC,RC7 ;16. bombillo_fin
		call	SEGUNDO			call	SEGUNDO
		btfss	PORTA,RA0			call	SEGUNDO
		goto	STOP			call	SEGUNDO
SEGUNDO							
		movlw	.14			END	

ANEXO F. Unidad de adquisición de datos BIOPAC MP30

La unidad Biopac MP30 es un sistema “hardware” diseñado y utilizado para la adquisición de datos en la investigación y educación de ciencias de la vida, especialmente en lo relacionado a señales electrofisiológicas. Esta herramienta es producida por la compañía BIOPAC System de los Estados Unidos y fue utilizada para el trabajo de campo o registro del EOG en personas sanas del área metropolitana de Bucaramanga y en pacientes con patología de Esquizofrenia, este trabajo de campo fue realizado en las instalaciones de la UIS, FOSCAL y en la Clínica San Camilo.

Figura 46. Unidad de adquisición de datos BIOPAC MP30 y Cable utilizado en la captura del EOG.



En la figura anterior puede observarse esta unidad junto con algunos de los accesorios requeridos para la adquisición de la señal. Para el caso particular de la señal Electrooculográfica se empleó un cable conectado al canal 1, el cual hace posible la adquisición de la señal que registra el ojo humano generada por el movimiento sacádico. El cable usado para la toma de las señales se observa en dicha figura 46.

Esta unidad adquiere la señal directamente del paciente, le realiza ciertos procesos de filtrado y análisis, y la guarda en la memoria RAM de la computadora para su posterior almacenamiento en cualquier clase de memoria permanente como lo es el disco duro. Una vez guardada en la computadora, la señal es disponible para su respectivo análisis mediante la herramienta software que fue desarrollada en este proyecto de investigación.

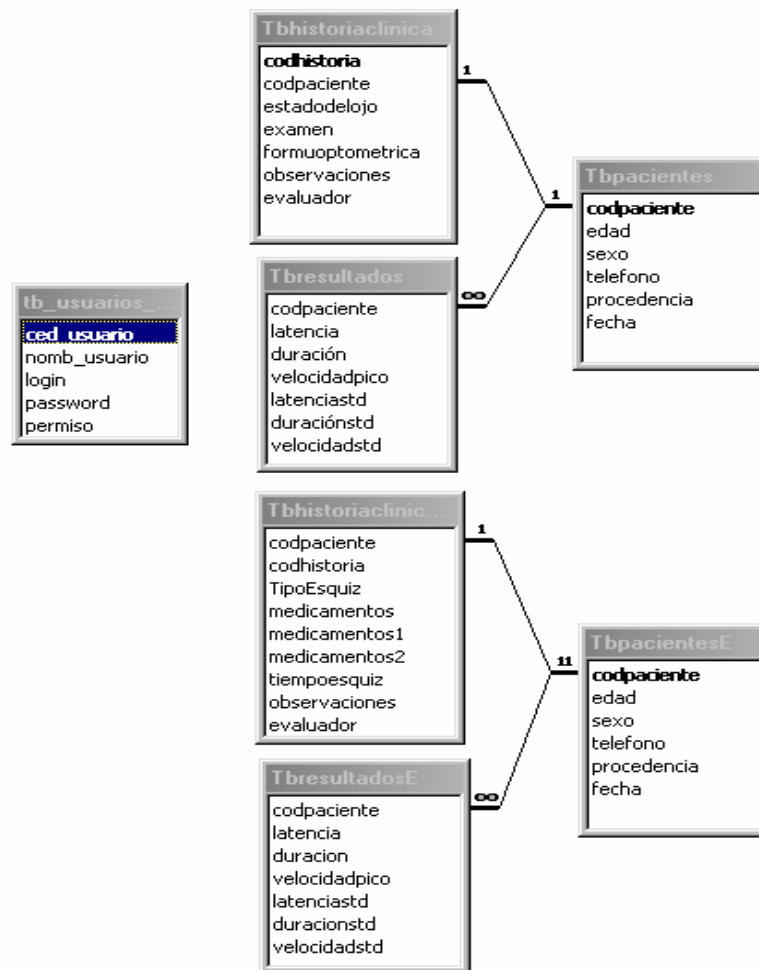
La unidad MP30 tiene un microprocesador interno para controlar la adquisición de los datos y la comunicación con la computadora. Esta unidad captura las señales de entrada y las convierte en señales digitales para poder realizar el procedimiento adecuado mediante el algoritmo desarrollado.

ANEXO G. DISEÑO BASE DE DATOS

En primer lugar cuando se realiza el diseño de la base de datos se busca organizar y almacenar la información generada por el análisis del sistema computacional, de forma consecuente con el modelo relacional establecido para preservar la integridad de los datos y así poderlos acceder en forma amigable, oportuna y veraz.

La figura 47 muestra el diagrama entidad-relación de las diferentes tablas que se explicaran adelante y que fueron utilizadas en el diseño.

Figura 47. Diagrama Entidad - Relación de la Base de Datos



- **Tbpacientes.** Almacena la información de los datos sociodemográficos de los sujetos sanos diligenciado por el oftalmólogo en el formato de Datos del paciente, es decir No. de identificación, edad, sexo, teléfono, procedencia, fecha.
- **TbpacientesE.** Los campos de esta tabla registra los datos concernientes a la información sociodemográfica de los sujetos esquizofrénicos definida en la ficha del formato de datos del paciente
- **Tbhistoriaclinica.** Se refiere a la información de la historia clínica y ocular, como # historia, emétrope, amétrope o présbita, fórmula optométrica, examen normal, observaciones, según los datos del formato diligenciado por el oftalmólogo evaluador, resumen los criterios de inclusión necesarios.
- **TbhistoriaclinicEsq.** Almacena la información de los sujetos esquizofrénicos como No. de historia, tipo de esquizofrenia, tiempo de la enfermedad, medicamentos, observaciones, evaluador.
- **Tbresultados.** Almacena los resultados de la caracterización del análisis de la señal para cada sujeto sano en los parámetros latencia, duración y velocidad pico.
- **TbresultadosE.** Contiene las mediciones promedio de los parámetros latencia, duración y velocidad pico para sujetos esquizofrénicos.
- **tb_usuarios_sistema.** Almacena los datos de los usuarios autorizados para el manejo del sistema, ya sea como experto o auxiliar. Esta el login, password, el tipo de permiso e identificación

La base de datos fue diseñada e implementada en Microsoft Access.