UNIVERSIDAD DE PAMPLONA
FACULTAD DE INGENIERÍAS Y ARQUITECTURA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA, SISTEMAS Y TELECOMUNICACIONES
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

TRABAJO DE GRADO PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO ELECTRÓNICO

TÍTULO:

DESARROLLO DE UNA HERRAMIENTA DE APOYO PARA LA DETECCIÓN Y CUANTIFICACIÓN DE NIVELES DE ESTRABISMO A PARTIR DE IMÁGENES OCULARES EN PRIMERA INFANCIA Y SECTOR EDUCATIVO SUPERIOR DE LA CIUDAD DE PAMPLONA.

Autor:

NELSON ESTEBAN AYALA GÓMEZ

Director:

Ing. GUSTAVO ADOLFO QUIJADA MACUART

Co-Director:

Ing. MARLENY SANDOVAL

PAMPLONA-COLOMBIA

15 DE JUNIO DE 2020

UNIVERSIDAD DE PAMPLONA
FACULTAD DE INGENIERÍAS Y ARQUITECTURA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA, SISTEMAS Y TELECOMUNICACIONES
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

TRABAJO DE GRADO PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO ELECTRÓNICA

TÍTULO:

DESARROLLO DE UNA HERRAMIENTA DE APOYO PARA LA DETECCIÓN Y CUANTIFICACIÓN DE NIVELES DE ESTRABISMO A PARTIR DE IMÁGENES OCULARES EN PRIMERA INFANCIA Y SECTOR EDUCATIVO SUPERIOR DE LA CIUDAD DE PAMPLONA.

Autor:

NELSON ESTEBAN AYALA GÓMEZ

Director:

Ing. GUSTAVO ADOLFO QUIJADA MACUART
Co-Director:

Ing. MARLENY SANDOVAL

JURADO CALIFICADOR:
Ing. GUSTAVO ADOLFO QUIJADA MACUART
PhD. CHRISTHIAN MANUEL DURAN ACEVEDO
M.Sc. LUIS ALBERTO MUÑOZ BEDOYA

PAMPLONA-COLOMBIA

JUNIO de 2020

UNIVERSIDAD DE PAMPLONA

FACULTAD DE INGENIERÍAS Y ARQUITECTURA

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA, SISTEMAS Y TELECOMUNICACIONES

PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

TRABAJO PRESENTADO PARA OPTAR POR EL TITULO DE

INGENIERO ELECTRÓNICO.

TEMA:

DESARROLLO DE UNA HERRAMIENTA DE APOYO PARA LA DETECCIÓN Y CUANTIFICACIÓN DE NIVELES DE ESTRABISMO A PARTIR DE IMÁGENES OCULARES EN PRIMERA INFANCIA Y SECTOR EDUCATIVO SUPERIOR DE LA CIUDAD DE PAMPLONA.

FECHA DE INCIO DEL TRABAJO: ***MARZO DE 2020***

FECHA DE TERMINACION DEL TRABAJO: ***JUNIO DE 2020***

NOMBRES Y FIRMAS DE AUTORIZACIÓN PARA LA SUSTENTACION:

_____

NELSON ESTEBAN AYALA GÓMEZ

AUTOR

_____ _____

Ing. GUSTAVO ADOLFO QUIJADA M.
DIRECTOR

Ing. JOSE DANIEL CORZO
DIRECTOR DEL PROGRAMA

JURADO CALIFICADOR:

_____ _____

PhD. CRISTHIAN MANUEL DURAN A. ***M.sC. LUIS ALBERTO MUÑOZ B.***

_____

Ing. GUSTAVO ADOLFO QUIJADA M.

PAMPLONA N. S. COLOMBIA
JUNIO de 2020

Firmas del Jurado Calificador:

JURADO 1

JURADO 2

JURADO 3

Director Comité Trabajo de Grado

Director Unidad Académica

DEDICATORIA

Primero le agradezco a Dios porque a pesar de todas las dificultades y problemas que se presentaron en el camino, siempre me dio la fuerza y decisión para continuar llegando hoy al final del primer logro, mi primer grado profesional.

A mi madre, Zoley Gómez Quintero, mi pilar, la razón más importante para seguir en este largo camino y poder retribuirle cien veces más todo el esfuerzo que realizó para tenerme hoy donde estoy, por confiar y creer siempre, porque más que un logro mío, es de ella.

A mi padre, Nelson Enrique Ayala, mi mayor ejemplo, mi modelo a seguir, mi cuna de sabiduría que a pesar de tenerlo lejos siempre lo sentí cerca, gracias papá!

También quiero agradecer a mis compañeros/as de la universidad, con los que trasnochamos tanto para proyectos del profe Ospino, con los que pasamos noches enteras programando y revisando porque no salía un código, ya son años de no verlos, pero donde estén, ojalá Dios permita encontrármelos de nuevo.

En este largo doble camino que opté, encontré en otro programa amigos/as de verdad, personas que me apoyaron y me dieron fuerza para culminar todo de la mejor manera, amigos/as y docentes de Ingeniería en Telecomunicaciones, no fue mucho el tiempo compartido, pero siempre será mejor la calidad que la cantidad de momentos. Gracias a todos.

AGRADECIMIENTOS

A toda la planta docente del programa Ingeniería Electrónica, los cuales a partir de sus experiencias me formaron ejemplarmente tanto como profesional y como persona para ser alguien capacitado y competente ante nuevos retos.

A mi director de trabajo de grado, Ing. Gustavo Quijada, el cual además de ser mi docente ha sido mi amigo durante tantos años, por todas sus enseñanzas tanto académicas como personales.

A una persona que, aunque ya no es docente del programa, siempre le tendré una gratitud infinita, Ing. Jesús Ortiz, porque más que haber sido mi docente y director de programa, fuimos y seremos como hermanos, ojalá Dios y la vida nos permita ser compañeros de nuevo.

RESUMEN

En este trabajo se planteó el desarrollo de una herramienta de apoyo, tanto manual como semiautomática, que permite la detección de diferentes grados de estrabismo en pacientes infantes y adultos. La metodología a utilizar tiene dos fases fundamentales: una etapa de pre-procesamiento y una de procesamiento.

En la etapa de pre-procesamiento se procura mejorar la calidad de las imágenes eliminando elementos innecesarios por medio de algoritmos de realce de contraste, realizando recortes para obtener zonas de interés, filtrado, entre otros. La etapa de procesamiento se fundamenta en cálculos matemáticos para hallar distancias entre objetos de interés, los cuales determinaran según el valor obtenido el grado de la patología presente en el paciente.

Se deseó que la base de datos fuera proporcionada por un centro especializado pero debido a la crisis mundial en la que actualmente nos vemos afectados por el Covid-19, ésta se obtuvo de forma personal y cercana pero aun así dando buenos resultados. De igual forma, se presenta una recopilación de imágenes correspondientes a la interfaz de usuario como producto final. Tanto el procesamiento como la interfaz gráfica se realizó en el software Matlab.

ABSTRACT

In this work, the development of a support tool was proposed, both manual and automatic, which allows the detection of different degrees of strabismus in infant and adult patients. The methodology to be used has two fundamental phases: a pre-processing stage and a processing stage.

In the pre-processing stage, we try to improve the quality of the images by eliminating unnecessary elements through contrast enhancement algorithms, making cuts to obtain areas of interest, among others. The processing stage is based on mathematical calculations to find distances between objects of interest, which will determine, according to the value obtained, the degree of pathology present in the patient. These distances will be found manually or automatically depending on the user.

It was desired that the database be provided by a specialized center but due to the world crisis in which we are currently affected by the Covid-19, it was obtained in a personal and close way but still giving good results. Similarly, a collection of images corresponding to the user interface is presented as a final product. Both the processing and the graphic interface were done in the MATLAB software.

Tabla de Contenido

DEDICATORIA **6**

AGRADECIMIENTOS **7**

RESUMEN **8**

ABSTRACT **9**

CAPÍTULO 1 ..... **12**

INTRODUCCIÓN **12**

1.1 Planteamiento del Problema y Justificación. 13
1.2 Objetivos: 15
1.2.1 Objetivo General: 15
1.2.2 Objetivos Específicos: 15
1.3 Antecedentes: 16

CAPÍTULO 2 ..... **17**

CONSIDERACIONES TEÓRICAS RESPECTO AL FUNCIONAMIENTO DE LOS OJOS Y TOMA DE IMÁGENES OCULARES. **17**

2.1 Morfología del Ojo 17
2.1.1 Órganos del Ojo 18
2.2 OCT o Tomografía de Coherencia Óptica 20
2.3 Ecografía ocular y orbitaria 21
2.4 Angiografía con fluoresceína 22
2.5 Oftalmoscopia 23

CAPÍTULO 3. ..... **27**

MARCO CONCEPTUAL **27**

3.1 Conceptos De Imágenes Digitales. 27
3.2 Imagenología 28
3.3 Procesamiento de imágenes. 28
3.3.1 Realce de contraste 28
3.4. Técnicas de Filtrado 29
3.4.1 Filtro Promediador 29
3.4.2. Filtro de Difusión de Curvatura Anisotrópica (FCA) 30
3.5 MORFOLOGÍA MATEMÁTICA 30
3.5.1 ELEMENTOS DEL PROCESADO MORFOLÓGICO 31
3.5.2 FILTROS MORFOLÓCICOS 31
3.5.2.1 Dilatación 31
3.5.2.2 Erosión 32
3.5.2.3 Apertura 33
3.5.2.4 Clausura 33
3.6 REGIONPROPS 34
3.6.1 Área 34
3.6.2 Centroid 35

3.6.3 Redondez 35
CAPÍTULO 4 36
METODOLOGÍA 36
4.1 Primer fase: Selección de las imágenes 37
4.2 Segunda fase: Pre-Procesamiento 39
4.2.1 Realce de contraste, Método Ventana/Nivel. 39
4.2.2 Sustracción logarítmica 40
4.2.3 Filtro promediador. 41
4.2.4 Umbralizacion 42
4.2.5 Morfología matemática aplicada a imágenes 42
4.2.6 Etiquetado por áreas 43
4.3 Tercera fase: Procesamiento 44
4.3.1 Centroides 44
CAPÍTULO 5 46
INTERFAZ GRÁFICA 46
5.1 Layer 1: Portada y presentación 46
5.2 Layer 2: Selección de imagen y elección de mecanismo 47
5.3 Layer 3: Mecanismo Manual 48
5.4 Layer 4: Mecanismo Semi-Automático 49
CAPÍTULO 6 50
RESULTADOS 50
6.1. Mecanismo Semi-Automático 52
6.1.1 Prueba 1(ADULTO) Diagnósitco: ESTRABISMO NEGATIVO. 52
6.1.2 Prueba 2 (ADULTO) Diagnósitco: ESTRABISMO DIVERGENTE GRADO 4. 53
6.1.3 Prueba 3 (BEBÉ) Diagnósitco: ESTRABISMO CONVERGENTE GRADO 3. 55
6.1.4 Prueba 4 (NIÑO) Diagnósitco: ESTRABISMO CONVERGENTE GRADO 2. 57
6.1.5 Prueba 5 (ADOLESCENTE) Diagnósitco: ESTRABISMO CONVERGENTE GRADO 4. 59
6.1.6 Prueba 6 (NIÑA) Diagnósitco: ESTRABISMO DIVERGENTE GRADO 2. 60
6.1.7 Prueba 7 (NIÑO) Diagnósitco: ESTRABISMO NEGATIVO. 62
6.2. Mecanismo Manual 64
6.2.1 Prueba 1(ADULTO) mediante IMDISTLINE. Diagnósitco: ESTRABISMO NEGATIVO. 64
6.2.2 Prueba 2 (ADOLESCENTE) mediante GETLINE Diagnósitco: ESTRABISMO CONVERGENTE GRADO 4. 65
6.2.3 Prueba 3 (ADULTO) mediante PUNTOS Diagnósitco: ESTRABISMO DIVERGENTE GRADO 4. 66
6.3 Análisis de resultados. 67
6.3.1 Porcentajes de error. 74
CONCLUSIONES 77
INFOGRAFÍA 79
ANEXO 81
CÓDIGO FUENTE 81

Capítulo 1

Introducción

En la medicina, cada vez es más notable el aumento de la utilización de imágenes para el entendimiento en los procesos de lesiones y enfermedades humanas. El uso de este tipo de información para la interpretación de procesos biológicos y médicos continúa expandiéndose, no sólo en la medicina clínica sino también en la investigación biomédica. [1]

El procesamiento de imágenes juega un rol muy importante en el análisis y diagnóstico de alteraciones en la salud; ésta, es una ciencia que permite manipular una imagen mediante técnicas de transformación de contraste, aislamiento de características específicas vía filtrado, funciones de mejoramiento y composición a través de dos o más imágenes. En este proyecto se plasma todo el proceso para el desarrollo de una herramienta que le sirva de apoyo al especialista al momento de dictaminar un diagnóstico sobre las patologías propias oculares.

Los resultados de este procesamiento son representados mediante técnicas de visualización que permiten explorar, transformar e ilustrar dichos datos finales, utilizando los recursos de la computación gráfica.

1.1 Planteamiento del Problema y Justificación.

El estrabismo se presenta cuando los ejes visuales de uno y otro ojo no se dirigen sobre el objeto de interés visual. Y, aunque pueda parecer sorprendente, es la enfermedad ocular más frecuente en niños: afecta al 4% de la población infantil. El estrabismo ocasiona varios problemas:

El primero es el **estético**, el segundo es **un problema de giro de la cabeza o torticolis** y también ocasiona un problema de **visión doble**, sobre todo en adultos. Si esta circunstancia persiste en el tiempo conduce a pérdida de visión del ojo desviado, causando ambliopía (ojo vago).
Un estudio del 2010 encontró que la ceguera por errores refractivos no tratados (ERNT) en Colombia fue del 1,4% y 5% para Venezuela. [2]

El 80% de los casos de ceguera en el mundo son prevenibles, según la Organización Mundial de la Salud en adelante OMS. Dicho de otro modo, la cantidad de personas ciegas debería ser mucho menor en el planeta, pero la falta de conciencia sobre la salud visual, el desconocimiento de los pacientes sobre sus derechos y las barreras de acceso dan por resultado que ocho de cada diez personas ciegas pudieron haber evitado su condición.

El Análisis de situación de salud visual en Colombia 2016, del Ministerio de Salud en alianza con la Organización Panamericana de la Salud y la Universidad Nacional, revisó el número de atenciones en todo el país del año 2009 al 2014, y analizó su frecuencia en el tiempo. Durante esos años se atendieron 9.898.860 personas y se realizaron 17.256.264 consultas por problemas visuales. Las mujeres fueron las que con mayor frecuencia asistieron a un especialista en salud visual con un 58,61%, frente a los hombres con un 41,9%. [3]

Sobre esto Alejandra Castillo, optómetra de la Subdirección de Enfermedades No Transmisibles del Ministerio de Salud, dice que la situación es preocupante. “La ambliopía está disparada a nivel nacional, esto nos obliga a reforzar las medidas de detección temprana de defectos visuales en la primera infancia. Cuando un niño tiene problemas en el colegio lo primero que se piensa es que tiene bajo coeficiente intelectual o es distraído, y muy poco en que tal vez tenga un defecto visual. Y cuando se detecta los papás no le prestan atención porque creen que no va a impactar su desarrollo”.[3]

Dada la alta prevalencia de ceguera por errores refractivos y a que la enfermedad es fácilmente diagnosticada y tratada, se puede inferir que existen dificultades de acceso a los servicios oftalmológicos y baja utilización de lentes por falta de recursos en países latinoamericanos. [2]

Una consulta oftalmológica en Colombia está cerca de los 40.000 COP, un precio elevado comparado con los ingresos de una familia promedio mensual, por lo que se hace necesario una herramienta a muy bajo costo que pueda diagnosticar la enfermedad y descender los índices de casos de estrabismo y posterior ceguera en el país.

Dependiendo del tipo de estrabismo, una cirugía oscila entre 2 y 7 millones de pesos colombianos según el especialista y la clínica donde se realice la intervención, es poca la gente capaz de adquirir esta cirugía, no solo por el costo de la misma sino por todos los gastos adicionales.

Por lo dicho anteriormente, se plantea el diseño y desarrollo de una herramienta de apoyo eficaz y económica que tenga impacto en gran parte del país y permita detectar cualquier tipo de alteración tanto de prevención en niños como de detección en adultos.

1.2 Objetivos:

1.2.1 Objetivo General:

- Desarrollar una herramienta de apoyo para la detección y cuantificación de estrabismo en sus diferentes tipos a partir de imágenes en primera infancia y el sector educativo superior de Pamplona.

1.2.2 Objetivos Específicos:

- Realizar el pre-procesamiento de las imágenes a tratar haciendo uso de algoritmos.
- Desarrollar el algoritmo de asistencia aplicando diversos métodos de procesamiento de imágenes.
- Diseñar una interfaz gráfica de fácil manejo para el usuario, preferiblemente especialista en el área.
- Validar el funcionamiento de la herramienta mediante la aprobación de un especialista.

1.3 Antecedentes:

En los últimos años, el campo de tratamiento de imágenes médicas ha experimentado un crecimiento exponencial, tanto en el sector académico como en el sector privado, desarrollando tecnologías que trascienden diferentes disciplinas de las ciencias de la computación, como el procesamiento de señales, la visualización científica y la inteligencia artificial. [4]

En el 2011 se realizó una investigación en la detección precoz de estrabismo en niños. Aunque son ampliamente recomendadas, existen pocos datos en la literatura médica sobre la especificidad y sensibilidad de las pruebas de alineación ocular y del test de cubrir y descubrir (*cover test*) realizados por personal de Atención Primaria (AP). La especificidad de los test de agudeza visual para detectar estrabismo y ambliopía es imperfecta, ya que las causas de disminución de la agudeza visual pueden ser otras. Se ha estimado una sensibilidad de los optotipos infantiles del orden del 25-40%. La sensibilidad de los test de visión estereoscópica es del 60%, la especificidad del 90% y el valor predictivo negativo del 93%. [5]

En el 2018 se realizó un estudio sobre la eficacia del test TNO para la detección de ambliopía y estrabismo. Según los resultados obtenidos, se puede conjeturar que el test TNO es una prueba igual o más valida en la detección de anomalías que puedan servir en la detección precoz de la ambliopía, en comparación con los test más populares utilizados habitualmente en un centro de atención para la detección de estrabismo y ambliopía.[6]

Capítulo 2

Consideraciones Teóricas Respecto al Funcionamiento de los Ojos y Toma de Imágenes Oculares.

El presente capítulo aborda algunos conceptos básicos de la estructura de los ojos como de su fisiología. Se enfatiza en el iris, la retina y las diferentes formas de la toma de imágenes oculares.

2.1 Morfología del Ojo

El ojo es el órgano de la vista. Éste es un globo hueco casi esférico lleno de líquidos (humores). La capa o túnica externa (la esclerótica o blanco del ojo y la córnea) es fibrosa y protectora. La capa de la media (compuesta por la coroides, el cuerpo ciliar y el iris) es vascular. La capa más interna o retina es nerviosa o sensorial.

Los líquidos del ojo están separados por el cristalino en humor vítreo (detrás del cristalino) y humor acuoso (delante del cristalino). El cristalino en sí es flexible y está suspendido por ligamentos que le permiten cambiar de forma para enfocar la luz en la retina, la cual está compuesta de neuronas sensoriales.[7]

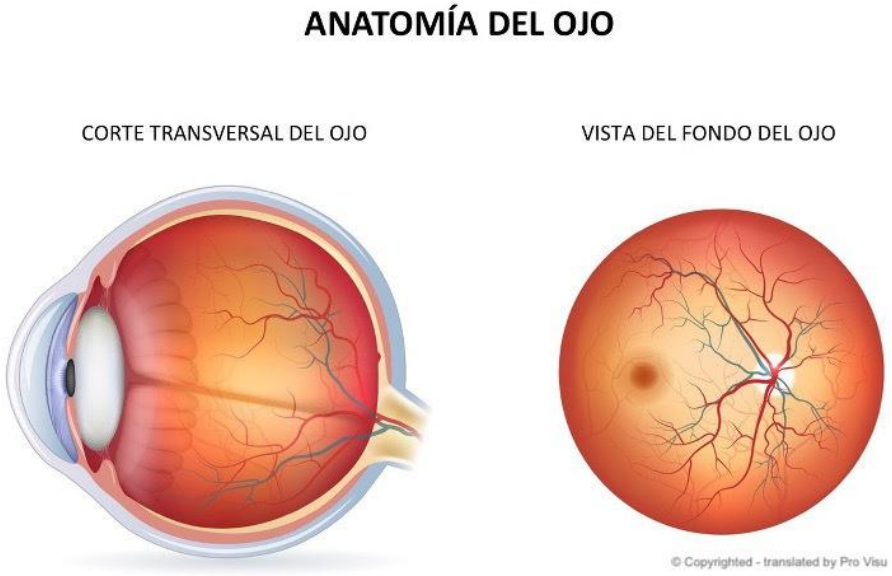

Figura 2.1.1 Anatomía del ojo humano. (Medilineplus, información de salud para usted, 2019).

2.1.1 Órganos del Ojo

El ojo es una esfera de aproximadamente 25 mm de diámetro con un peso aproximado de 8 gramos.

Se compone de una multitud de órganos:

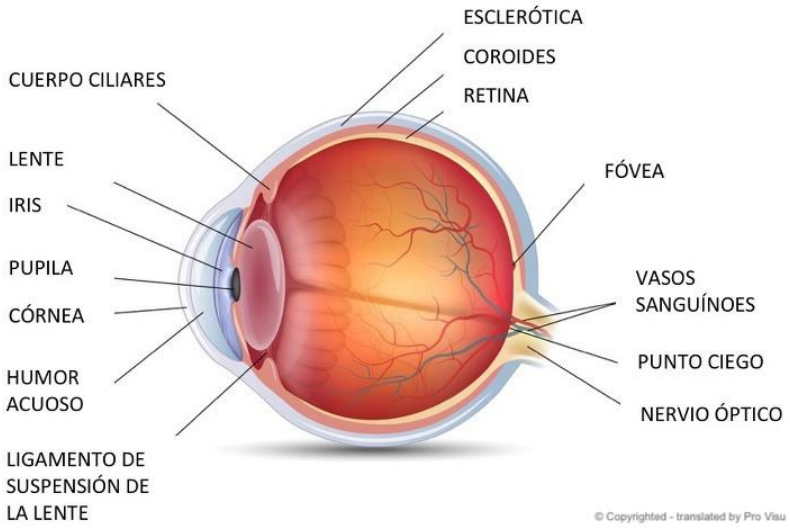

Figura 2.1.1.1 Órganos del ojo humano (Medilineplus, información de salud para usted, 2019).

El **cuerpo ciliar** es la parte anterior de la coroides, que se adjunta a la lente a través de una serie de fibras llamadas de la zónula de Zinn. Desempeña un papel fundamental en la secreción de humor acuoso y acomodación de la visión.

El **iris** es una membrana en forma de disco perforado en su centro por la **pupila**. Se forma la parte coloreada del ojo cuyo color depende del espesor laminar del epitelio del ojo. Los iris son claras cuando las lamas son delgadas y oscura cuando los listones son gruesas.

La contracción o dilatación del iris es un reflejo fisiológico de adaptación a la luz. Si la luz es fuerte, la pupila es pequeña (miosis), si la luz es baja pupila se hace grande con el fin de captar el máximo de luz (midriasis).

La **córnea** es un tejido transparente en la parte anterior del ojo, que transmite la luz a la lente y la retina. Se compone de cinco capas (epitelio, la membrana de Bowman,

estroma, la membrana de Descemet, endotelio), no está vascularizada (lo que explica que no sangre), pero está muy inervada. Esto explica su sensibilidad muy alta, y el "reflejo de la córnea", que se manifiesta por una repentina párpados parpadeantes para proteger los ojos si es necesario. Ella se alimenta continuamente por las lágrimas y el humor acuoso.

El **humor acuoso** es un líquido transparente que proporciona nutrientes para la córnea y el cristalino. Su función es mantener la presión intraocular y la forma del globo ocular.

La **esclerótica**, es una membrana blanca, altamente resistente. Forma el "blanco" del ojo.

La **coroides** es un tejido del globo ocular, muy vascularizado, que es la membrana de la madre del ojo.

La **retina** es una membrana delgada que cubre una gran parte de la superficie interna del globo ocular. Sensible a la luz, que se compone de los fotorreceptores (conos y bastones) y las neuronas que transmiten señales eléctricas al cerebro. La retina central contiene la mácula y la fóvea. Se vascularizado por la arteria y la vena central de la retina.

El **nervio óptico**, segundo nervio craneal, comienza en el disco óptico y se utiliza para enviar la información visual desde la retina hasta el cerebro.[18]

Lente (Cristalino): El cristalino es una lente biconvexa, transparente, elástica, incolora, recubierta de una envoltura delgada (la capsula), está situada entre la pupila del iris adelante y el humor vítreo de la cámara vítrea atrás. Se mantiene en su posición por una membrana elástica periférica, la zonula ciliar (de Zinn). Esta última está formada por un sistema de fibras radiadas de distinta longitud, las fibras de la zónula, que se adhieren al ecuador y a las caras anterior y posterior del lente. Entre las fibras de la zónula se forman espacios, los espacios zonulares (conductos abollonados – de Petit). Por estos espacios fluye el humor acuoso. La contracción y relajación de los músculos

ciliares, tensa o relaja, respectivamente, la zónula ciliar modificando a la vez la forma del cristalino para enfocar objetos lejanos o cercanos (reflejo de acomodación)

El lente **no está vascularizado ni inervado.** Es nutrido por los líquidos producidos por los cuerpos ciliares. Posee un diámetro de 1 cm, y un espesor de 5 mm, es completamente transparente en el niño. En el adulto, se torna en la parte central un color amarillo y en el anciano, color ámbar, es afectado por las cataratas.[8]

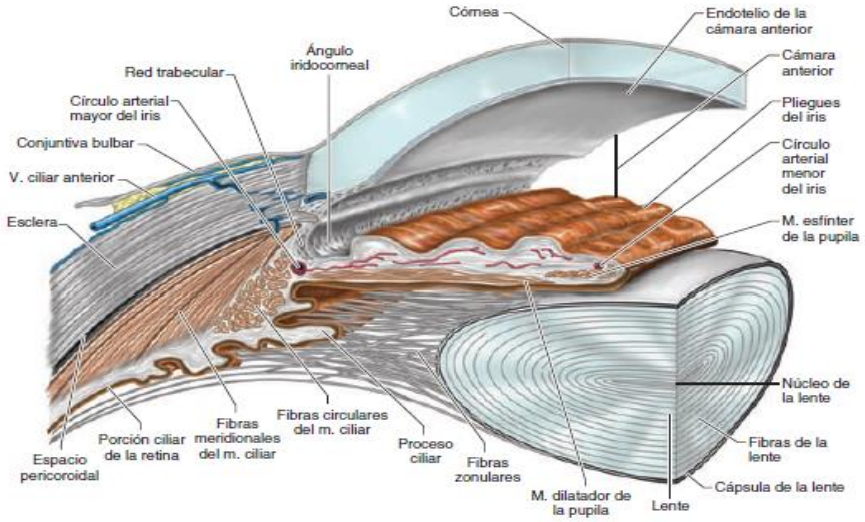

Figura 2.1.1.2 Anatomía del lente. Parra, J. S. (2019).

2.2 OCT o Tomografía de Coherencia Óptica

La **Tomografía de coherencia óptica** o comúnmente conocida como OCT, es una **técnica de diagnóstico, control y seguimiento**, que nos permite el estudio de cortes histológicos de la retina "en vivo".

La OCT es una prueba que no es molesta para el paciente, no requiere contacto con el ojo, es rápida y carece de efectos secundarios por lo que ha desbancado en la mayoría de los casos a otras pruebas diagnósticas como la AFG (Angiografía Fluorisceinica) que necesitan de la inyección de un colorante intravenoso. (AFG sigue siendo necesaria en algunas ocasiones)

La Tomografía de Coherencia Óptica (OCT) ha supuesto un gran avance en el estudio del polo posterior del ojo (mácula, retina y vítreo), siendo de gran utilidad en el diagnóstico y abordaje quirúrgico de las diferentes patologías de la retina.[9]

Figura 2.2.1 Realización de un OCT. Doc. Merino, M. J. (2011).

2.3 Ecografía ocular y orbitaria

La ecografía ocular, ultrasonografía o ultrasonido ocular es una prueba de imagen. Puede mostrar el interior del ojo, incluso si una opacidad de medios no permite su visualización y también puede representar partes de la órbita y de los tejidos de alrededor del ojo.
La ecografía utiliza ultrasonidos para obtener la imagen de la estructura ocular. Es un sonido de frecuencia muy alta, imperceptible para el oído humano y absolutamente inocuo. Por este motivo, la ecografía (en su versión adaptada) es la prueba de elección en obstetricia. Las estructuras que se pueden ver con una ecografía solo se podrían valorar con otras pruebas de imagen, como la radiografía, el TAC o la resonancia magnética, que son más laboriosas, parcialmente agresivas por el uso de radiación o requieren aplicación de contrastes intravenosos.[10]

La ecografía B, que es la ecografía ocular que más frecuentemente realizamos en nuestra clínica, es muy cómoda para el paciente. **Se realiza con los ojos cerrados.** Se aplica un poco de gel sobre la sonda del ultrasonido, y colocamos la sonda suavemente contra los párpados para realizar el examen. A menudo se pide al paciente que mire a distintas direcciones. **La prueba dura solo un par de minutos.** [10]

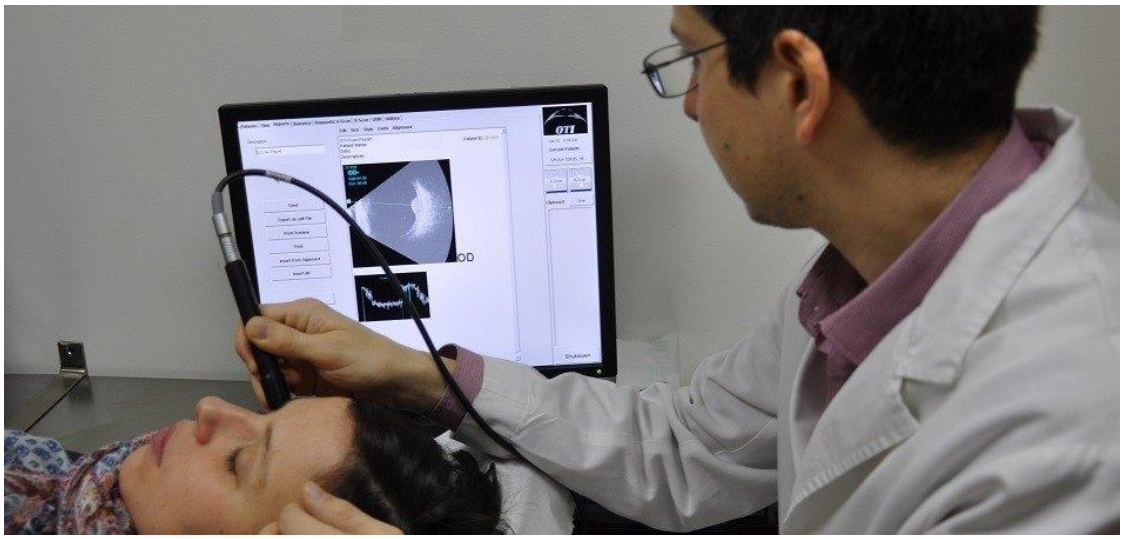

Figura 2.3.1 Realización de una ecografía ocular. Doc. Jürgens, Ignasi (2017).

2.4 Angiografía con fluoresceína

La angiografía de fluoresceína (AF) es un método que utiliza su oftalmólogo mediante el cual, con el uso de una cámara especial, toma imágenes de su retina. Estas imágenes ayudan a su oftalmólogo a tener una mejor visualización de los vasos sanguíneos y otras estructuras de la parte posterior del ojo.

¿Para qué se utiliza la angiografía de fluoresceína?

Se suele recomendar la AF para encontrar y diagnosticar enfermedades oculares como:

- Edema macular (inflamación de la retina que distorsiona la visión)
- Retinopatía diabética (vasos sanguíneos dañados o anormales en el ojo producidos por la diabetes)
- Degeneración macular
- Bloqueo de las venas al interior del ojo, conocido como ORVR u OVCR

- Pucker macular (un pliegue en la retina causado por una acumulación de líquido debajo de la retina)
- Melanoma ocular (un tipo de cáncer que afecta el ojo)
- Rastrear cambios en una enfermedad ocular a través del tiempo
- Identificar las áreas que requieren tratamiento [11]

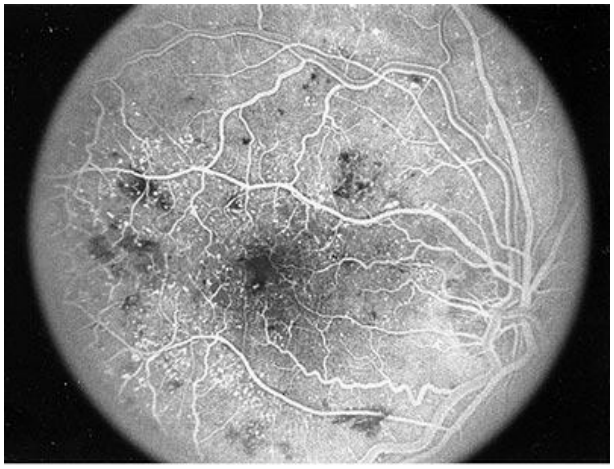

Figura 2.4.1 Aplicación de Angiografía con fluoresceína. Porter, Daniel (2019)

2.5 Oftalmoscopia

Una de las técnicas que se suelen realizar durante una revisión oftalmológica completa es un estudio del fondo de ojo**.** Esto implica observar detenidamente las zonas que se encuentran en la parte posterior del globo ocular, como son la retina, la mácula, los vasos sanguíneos, el disco óptico y la coroides. [12]

Tipos de oftalmoscopia

Observación directa de fondo de ojo:

Esta técnica muestra una **imagen unidimensional** de las estructuras oculares, tal y como se hallan dentro del ojo. Se debe realizar en una habitación oscura y, el oftalmólogo, a través de un haz de luz, que proyectará directamente sobre la pupila, tendrá acceso a la parte posterior del ojo. Para ello se utiliza un instrumento llamado **oftalmoscopio**.

Figura 2.5.1 Observación directa de fondo. Clínica Rahhal (2016).

Observación indirecta de fondo de ojo:

Esta técnica permite ejecutarse de dos maneras. La primera de ellas es a través de una **lámpara de hendidura** que requiere que el paciente permanezca sentado, con la barbilla apoyada y la cabeza bien firme. A través del uso de unas lentes específicas, el oftalmólogo obtendrá una **imagen tridimensional** del fondo de ojo. La otra manera de realizar una oftalmoscopia indirecta es a través de una técnica que requiere que el profesional utilice un casco con linterna, similar al de un minero. Manteniendo el ojo abierto, lo que se hace es proyectar una luz muy brillante que penetra dentro de este. Es posible que se aplique cierta presión en el globo ocular, pero esto no revierte dolor alguno.

Figura 2.5.2 Observación indirecta de fondo. Clínica Rahhal (2016).

¿Para qué sirve el examen de fondo de ojo?

El estudio del fondo de ojo es muy importante para detectar ciertas patologías graves en sus fases iniciales. Se pueden observar enfermedades como la retinopatía diabética, la DMAE, la degeneración macular o el melanoma de ojo, entre otros.

Este tipo de exámenes suelen estar incluidos en una completa **revisión oftalmológica**, pero en el caso de padecer enfermedades como la diabetes, la hipertensión arterial o cualquier alteración de los vasos sanguíneos, resulta fundamental estudiar el **fondo del globo ocular** para comprobar si existen daños en esta zona y poder establecer los tratamientos oportunos, en caso de que se detecte cualquier patología.[12]

2.6 DETECCIÓN DEL ESTRABISMO: ¿CÓMO SE DIAGNOSTICA EL ESTRABISMO?

Un optometrista puede diagnosticar el estrabismo a través de un **examen ocular completo**. Las pruebas de estrabismo, con especial énfasis en cómo se enfocan y se mueven los ojos, pueden incluir:

- **La historia del paciente**: el optometrista observará cualquier problema general de salud**,** medicamentos **o** factores ambientales, que puedan estar contribuyendo a los síntomas.
- **Agudeza visual**: un optometrista medirá la agudeza visual, para evaluar cuánta visión se ve afectada.
- **Refracción**: para determinar la potencia de la lente adecuada que necesita, para compensar cualquier error de refracción (miopía, hipermetropía o astigmatismo).
- **Alineación y pruebas de enfoque**: para evaluar como enfocan sus ojos, se mueven y trabajan juntos. Para obtener una imagen clara e individual.
- **El examen de salud ocular**: observará las estructuras internas y externas de sus ojos, para descartar cualquier enfermedad ocular que pueda estar contribuyendo al estrabismo.[19]

Hoy se habla de las aplicaciones que existen en el mercado para ayudar tanto a pacientes como a profesionales de la visión en su ejercicio de terapia visual (en consulta); las aplicaciones para padres y optometristas se pueden descargar tanto en ordenador, IOS y Android.

Todos los programas para terapia son buenos, no hay ninguno que no cumpla con su cometido. Es cierto que algunos llevan muchos años entre nosotros y no acceden a

nuevas tecnologías o diseños gráficos más vanguardistas, pero realmente no lo necesitan pues desbordan otras facultades como pueden ser precio o funcionalidad.

Entre estas aplicaciones tenemos:

- Visiontap
- Iristea
- VTS4
- Brainvt
- Visionary
- Binovi coach
- G-labs

Actualmente no hay una aplicación o herramienta de apoyo que ayude al especialista a obtener un diagnostico del estrabismo, lo que se encuentra comúnmente son aplicaciones para la terapia y rehabilitación, mas no para la prevención.

Capítulo 3.

Marco Conceptual.

En el presente capitulo se abordarán algunos conceptos específicos acerca de las técnicas que permitieron desarrollar a plenitud este proyecto, así como algunos temas complementarios.

3.1 Conceptos De Imágenes Digitales.

Las imágenes digitales son arreglos bidimensionales conformados por filas y columnas, cada intersección de filas y columnas se determina celda o pixel (elemento de imagen), con diferentes valores de niveles de gris variados entre cero (0, que representa el negro) y doscientos cincuenta y cinco (255, que representa al blanco). Una imagen a escala de grises es representada por medio de una matriz bidimensional de *m x n* elementos en donde *n* representa el número de píxeles de ancho y m el número de píxeles de largo. En la siguiente figura (Fig. 3.1) se aprecia un ejemplo de una imagen a escala de grises.

Figura 3.1.1 Imagen a nivel de gris (Ojo derecho).

3.2 Imagenología.

La imagenología es una rama de la medicina en la que se emplean diferentes técnicas para obtener imágenes explicitas de todo el cuerpo humano con fines científicos y clínicos. Estas imágenes se utilizan para revelar, estudiar y diagnosticar diferentes patologías presentes en el organismo, aplicando diferentes métodos de procesamiento de imágenes para poder analizarlas cualitativa y cuantitativamente y así establecer una opinión concreta acerca del estado del paciente y el nivel de la enfermedad. [13]

3.3 Procesamiento de imágenes.

3.3.1 Realce de contraste

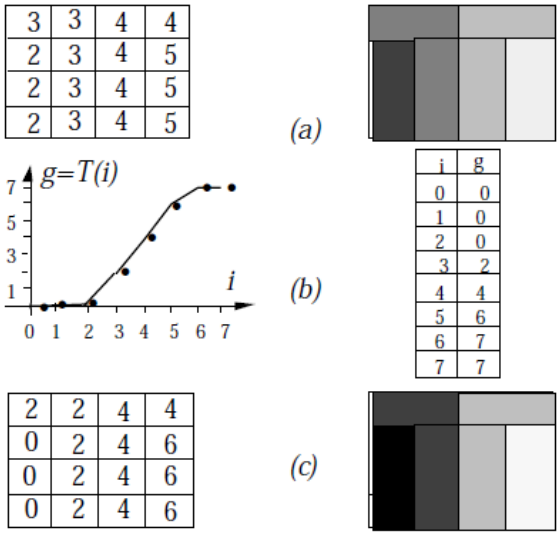

Figura 3.3.1 Modelo de realce de contraste.

En la anterior figura (3.3.1). Se ilustra un ejemplo de la modificación de la escala de grises. a) Imagen de 4 x 4 pixeles, con cada pixel representado por 3 bits; b) Función de transformación de los niveles de gris; c) Resultado de modificar la imagen en a), usando la transformación de niveles

Una de las imperfecciones más comunes de las imágenes digitales, es el pobre contraste resultante de un rango de intensidad reducido en comparación al rango disponible de niveles de gris (por ejemplo, de 0 a 255 niveles). El contraste de una imagen, puede mejorarse mediante el re-escalamiento de la intensidad de cada pixel. Según este método, el nivel de gris correspondiente a un pixel en la imagen de entrada y que denotaremos por i, se modifica de acuerdo a una transformación específica. Tal transformación g=T(i), relaciona la intensidad de entrada i, con la intensidad de salida

g y usualmente se representa mediante un dibujo o una tabla. A manera de ejemplo, la figura 3.3.1-a muestra una imagen de 4 x 4 pixeles, donde cada pixel se ha representado con 3 bits, de modo que en total sería posible representar 8 niveles de gris. La transformación que relaciona la intensidad de entrada con la intensidad de salida, se muestra en la figura 3.3.1-b. De acuerdo a tal transformación, para cada pixel de la imagen de entrada, se obtiene la correspondiente intensidad en la imagen de salida. El resultado obtenido en este caso particular se muestra en la figura 3.3.1-c, en donde se puede observar que el contraste entre las zonas obscuras y claras dentro de la imagen, se incrementa apreciablemente. Eligiendo apropiadamente la transformación específica, puede modificarse de manera casi arbitraria el contraste y rango dinámico de la imagen.

3.4. Técnicas de Filtrado

En el tratamiento de imágenes médicas, la etapa de filtrado constituye un proceso fundamental para el posterior análisis de la información contenida en las mismas. El filtrado convierte una escena dada en otra, su principal propósito es el de resaltar la información deseada de nuestra imagen (objeto) y suprimir la información no deseada (ruido, background, diferentes objetos) en la imagen de salida.

Existen dos clases de filtros: filtros de remoción de información y filtros de realce. Los filtros más comunes para remoción de información son los que aplican operaciones de suavizado, usados principalmente para la eliminación del ruido y los filtros de realce más utilizados son los que nos permiten visualizar mejor algunos contornos en imágenes con objetos de interés bastante irregulares.

3.4.1 Filtro Promediador

Se caracteriza por ser un filtro pasa bajo, según esta técnica, se realiza un barrido pixel a pixel de toda la imagen, si el valor del pixel actual es mayor que el nivel de gris promedio de sus vecinos más un cierto umbral ε, entonces el valor del pixel es sustituido por el valor promediado de su vecindad, de no ser así, entonces nuestra matriz de salida tendrá en esa posición especifica el valor del pixel actual. El tamaño de la vecindad es de libre escogencia, pero se debe ser igualmente cuidadoso ya que un tamaño muy pequeño puede no arrojar los resultados esperados, y un tamaño desmesurado puede ocasionar una distorsión significativa de los parámetros de la imagen que deseamos conservar. El valor del umbral pudiera determinarse a partir de información del ruido que contamina a la imagen tal como la varianza del mismo. En la figura 3.4.1.1, se describe un algoritmo sencillo para realizar el suavizado de la imagen con un Filtro Promediador. Este tipo de filtros pueden expresarse como la convolución

de la imagen con una máscara representativa con una dimensión específica. Las máscaras de vecindad más utilizadas son 3x3, 5x5, 7x7. Aunque si se quiere obtener un efecto de difusión más severo, se pueden utilizar máscaras de mayor tamaño. [14]

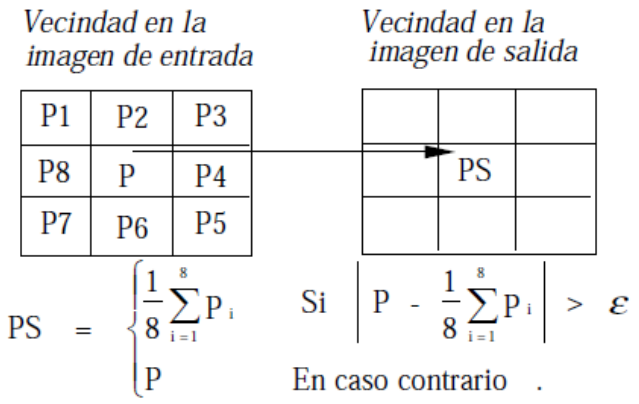

Figura 3.4.1.1 Representación del Filtro Promediador en una imagen.

3.4.2. Filtro de Difusión de Curvatura Anisotrópica (FCA)

Es un tipo de filtro que nos permite realizar una difusión bastante equitativa a lo largo y ancho de una imagen, es aplicable a imágenes que no posean objetos de interés con formas definidas u homogéneas, por el contrario, a imágenes con objetos a segmentar bastante irregulares y con dificultad para destacar sobre el resto de componentes de la imagen. Se aplica el concepto de anisotropía ya que en imágenes irregulares se hace mucho más difícil identificar regiones o patrones dentro de la misma.

3.5 MORFOLOGÍA MATEMÁTICA

Es una técnica de procesado no lineal de la imagen, interesada en la geometría de los objetos.

Análisis morfológico: Permite extraer componentes de la imagen que son útiles en la representación y descripción de la forma de las regiones: Fronteras, Esqueletos. Permite obtener características relevantes de los objetos en la imagen: Forma, Tamaño, entre otros.

Procesado morfológico: Permite transformar la forma o la estructura de los objetos en una imagen.

Tipos:

- Morfología binaria (es la más frecuente).
- Morfología de niveles de gris
- Morfología de imágenes poli cromáticas

3.5.1 ELEMENTOS DEL PROCESADO MORFOLÓGICO

Los fundamentos del análisis y procesado morfológico se basan en el álgebra de conjuntos y en la topología

- Compuesto por tres elementos principales
- Conjuntos (Imágenes)
- Operadores Morfológicos (dilatación, erosión, apertura/cierre)
- Elementos Estructurantes (EE)= La forma y tamaño del EE caracteriza las formas de los objetos presentes en una imagen, permiten determinar la estructura de un conjunto X. El EE se maneja de modo análogo a una máscara de convolución, aunque ahora trabajamos con operaciones sobre conjuntos y la convolución se basa en operaciones aritméticas.[16]

3.5.2 FILTROS MORFOLÓCICOS

Los filtros morfológicos se basan en operaciones matemáticas no lineales Se recorre la matriz bidimensional de pixeles de la imagen, procesándola con un conjunto de puntos adicionales conocidos como elemento estructurante. Los elementos estructurantes pueden variar su forma y tamaño. Las formas comúnmente utilizadas para los elementos estructurantes son los rectángulos, cuadrados, círculos y elipses. Existen varios operadores que aplican el uso del elemento estructurante para filtrar morfológicamente las imágenes. A continuación, se muestra una descripción de los principales operadores utilizados [15]

3.5.2.1 Dilatación

La operación de dilatación morfológica expande o engrosa los objetos de primer plano de una imagen. La dilatación morfológica hace que los objetos sean más visibles y rellena pequeños agujeros en los objetos.

Dada una imagen A, y un elemento estructural B, la dilatación de A por B se define como:

$$A \oplus B=\{x|(\ [\![B\hat{}]\!]\ )_x \cap A \neq \emptyset\} \qquad (1)$$

Se debe tener en cuenta que, para la intersección sólo se consideran los píxeles negros de A y B.

El primer elemento de la dilatación, A, está asociado con la imagen que se está procesando y el segundo recibe el nombre de elemento estructural, la forma que actúa sobre A en la dilatación para producir A⊕B. En la figura 3.5.2.1 se puede observar la dilatación de una imagen en escala de grises, en el cual el valor del elemento estructurante es 5.

Figura 1.5.2.1 Imagen dilatada en escala de grises

3.5.2.2 Erosión

La erosión morfológica elimina las islas y los objetos pequeños para que sólo queden objetos sustantivos.

Dada una imagen A, y un elemento estructural B, la erosión de una imagen, A, por un elemento estructural, B, es el conjunto de todos los elementos x para los cuales B trasladado por x está contenido en A:

$$A \ominus B = \{x | B_x \subseteq A\} \quad (2)$$

La erosión es la operación morfológica dual de la dilatación. La erosión se concibe usualmente como una reducción de la imagen original. En la figura 3.5.2.2 se ilustra un ejemplo de erosión a una imagen en niveles de grises

Figura 2.5.2.2 Imagen erosionada en niveles de grises

3.5.2.3 Apertura

Puede utilizar la apertura morfológica para eliminar objetos pequeños de una imagen conservando la forma y el tamaño de los objetos más grandes de la imagen.

La apertura de A por un elemento estructural K se define como

$$A \circ K = (A \ominus K) \oplus K \qquad (3)$$

Lo cual establece que la apertura de A por K es simplemente la erosión de A por K, seguido de la dilatación del resultado por K.

Si A no cambia con la apertura con K, diremos que A es abierto respecto a K.

En la figura 3.5.2.3 se ilustra un ejemplo de filtro de apertura, se puede observar que se retiran los puntos pequeños que tienen un radio de menos de 5 píxeles abriéndolo con un elemento estructurante en forma de disco que tiene un radio de 7 píxeles.

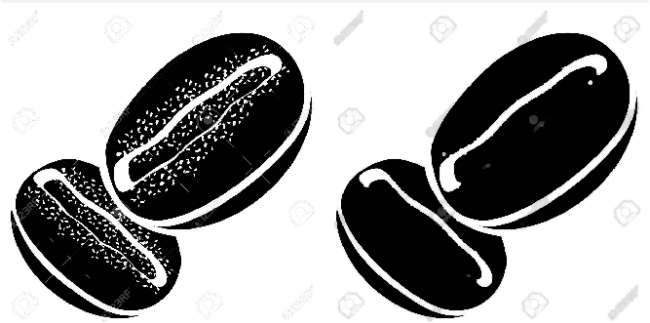

Figura 3.5.2.3 Aplicación de elemento estructurante de disco en una imagen utilizando filtro de apertura.

3.5.2.4 Clausura

La clausura de A por un elemento estructural K se define como

$$A \cdot K = (A \oplus K) \ominus K \qquad (4)$$

Lo cual establece que la clausura de A por K es la dilatación de A por K, seguido de la erosión del resultado por K.

Si A no cambia con la clausura por K diremos que A es cerrado respecto a K. Si se toma un disco como elemento estructural, la clausura tiende a suavizar las secciones de contornos, pero en sentido inverso: une separaciones estrechas, elimina golfos estrechos y elimina huecos. En la figura 3.5.2.4 se puede observar la unión de los círculos que se encuentran cerca, llenando los espacios entre estos y así, suavizar los bordes exteriores.

Figura 3.5.2.4 Aplicación de elemento estructurante de disco en una imagen utilizando filtro de clausura.

3.6 REGIONPROPS

En MATLAB, la función 'regionprops' se usa para medir las propiedades de la imagen. Aquí hay algunas propiedades básicas calculadas sin usar la función.

Usando como ejemplo la siguiente matriz como entrada, se calcularán las propiedades que halla la función regionprops.

Ejemplo:

A = [1 0 0 1

1 1 1 1

0 0 1 1]

3.6.1 Área

· Es el número total de píxeles 'ACTIVADOS' en la imagen, es decir los pixeles altos, en High o “1”.

El número de unidades en la matriz ejemplo es 8.

3.6.2 Centroid

Encuentra la fila y la columna con el valor de píxel en “1” o alto. Crea dos vectores con estas filas y columnas.

Ejemplo:

Fila = [1 2 2 2 3 1 2 3]

Columna = [1 1 2 3 3 4 4 4]

Luego de tener los dos vectores, se encuentra la media o promedio de estos, para el ejemplo en cuestión:

Media de la fila = 2 y media de la columna = 2.75

3.6.3 Redondez

La redondez de un objeto se puede determinar usando la fórmula:

Redondez = (4 * Área * pi) / (Perímetro. ^ 2)

Si la redondez es mayor que **0,90,** el objeto tiene forma circular.

Capítulo 4

Metodología

El presente capítulo abarca los pasos realizados en el presente proyecto para la consecución de los objetivos planteados, explicación de las técnicas utilizadas, entre otros.

El siguiente esquema (Fig. 4.1) resume en cuatro etapas, la metodología aplicada a lo largo del presente trabajo.

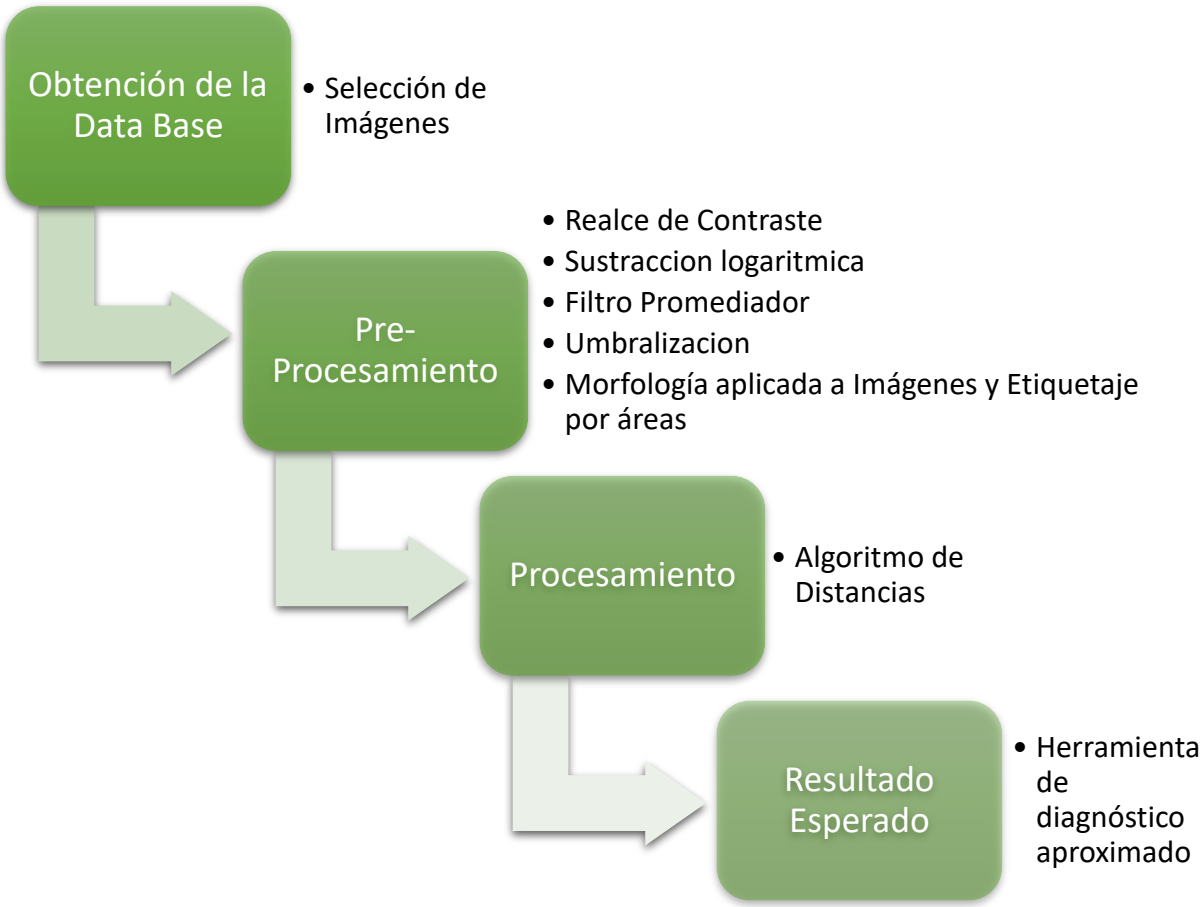

Figura 4.1 Esquema metodológica aplicada en el presente trabajo.

4.1 Primer fase: Selección de las imágenes

Como primera fase y parte de este trabajo, se debe reunir una cantidad considerable de imágenes las cuales estarán divididas en dos grupos.

El primer grupo concentrará imágenes las cuales servirán como guía, base y calibre para determinar los grados de estrabismo que se pueden presentar en adultos como en niños; y el segundo grupo serán imágenes para probar la herramienta.

La idea central es adquirir la data de manera personal, adecuar un lugar en el bloque SI del campus de la Universidad de Pamplona con la luz adecuada y tomar las fotografías mediante una cámara convencional con un mínimo de resolución de 12 Megapíxeles y máximo sin definir, haciendo la aclaración que entre más resolución se tenga en el dispositivo de adquisición, mejor será la siguiente etapa de la metodología.

Figura 4.1 Bloque SI Universidad de Pamplona

En este caso se usará el equipo HUAWEI MATE 20 LITE donde se ha probado que brinda imágenes óptimas para el proyecto. Estas imágenes serán con personas que presentaran la patología, estas personas se deseaban que fueran de colegios, establecimientos públicos, instituciones médicas, universidad y demás locaciones con ámbito público que permitiera tomar la mayor cantidad de muestras.

Figura 4.1 Huawei mate 20 lite

Debido a la problemática mundial que se presenta actualmente como lo es la pandemia del COVID-19, estas estrategias de búsqueda de imágenes tuvieron que cambiarse totalmente, ya que los lugares mencionados anteriormente acatando el decreto presidencial número 457 sobre el aislamiento obligatorio en todo el terreno nacional, se encuentran cerrados y es imposible contactar a estas personas. [17]

Figura 4.1.1 Reporte mundial Covid-19 22 abril de 2020

Por ello, se decide tomar medidas alternativas en la adquisición de las imágenes, encontrando que la única manera de hacerlo posible es tomar imágenes de Internet de personas presentes con la patología y hacer un posterior análisis con ellas.

4.2 Segunda fase: Pre-Procesamiento

Esta etapa tiene como finalidad acondicionar las imágenes para las siguientes etapas. Las imágenes seleccionadas, por lo general son pobres en contraste y además contienen elementos no deseados como cejas, pestañas, imperfecciones, entre otros. Estos elementos deben ser minimizados y en lo posible eliminados, de modo que sólo nos quede el globo ocular más exactamente el iris y la pupila, ya que son nuestros objetivos principales; esto se consigue con la aplicación de diversas técnicas como sustracción logarítmica, realce de contraste, filtro promediador, morfología matemática entre otras.

4.2.1 Realce de contraste, Método Ventana/Nivel.

Una vez promediadas las imágenes originales, se observa que estas son pobres en contraste y con mucha fluctuación a nivel de brillo; debido a esto, se hace necesario aplicar un algoritmo que permita ajustar o transformar las componentes de escalas de gris de las mismas. Para lograrlo se implementó una técnica conocida como Realce de Contraste por Ventana y Nivel, basado en el siguiente esquema, del cual se desprende subsecuentemente el análisis matemático ahí representado.

Figura 4.2.1.1 Esquema de realce Ventana y Nivel.

$$Inf = Nivel - \left(\frac{Ventana}{2}\right); \quad (1)$$

$$Sup = Nivel + \left(\frac{Ventana}{2}\right); \quad (2)$$

$$Realce = \left(\frac{Val.Pixel - Inf}{Sup - Inf}\right); \quad (3)$$

De la expresión anterior y de la figura 4.2.1.1 se puede inferir lo siguiente: si los pixeles de las imágenes originales poseen un valor en escala de gris por debajo del límite inferior de la ventana, entonces el valor del pixel de la nueva ilustración será cero (0), que para este caso representa el color negro, en caso contrario, cuando el valor supera el límite superior de la ventana, en nuevo pixel obtiene el valor de doscientos cincuenta y cinco (255) que se representa con el color blanco. Para todos aquellos pixeles cuyo nivel en escala de grises de 8 bits, se encuentre en el rango que comprende el interior de dicha ventana, entonces, es ahí donde se realiza el realce propiamente dicho, según la ecuación denotada como "Realce".

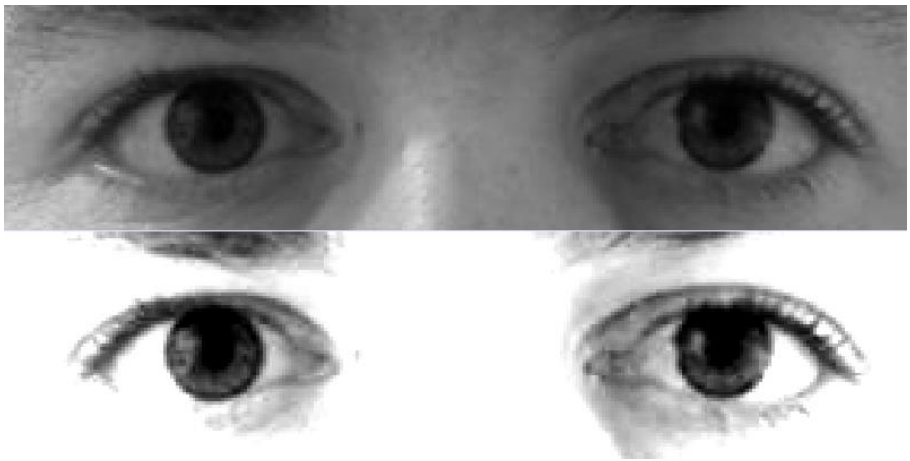

Figura 4.2.1.2 Imagen realzada en contraste.

4.2.2 Sustracción logarítmica

Generadas ambas mascaras por realce de contraste, se procede a aplicar un método denominado sustracción logarítmica, con el cual se busca eliminar las componentes exponenciales propias de estas imágenes, que son adquiridas al momento de realizar el proceso de la toma de las mismas. Aplicando el logaritmo natural a cada una de estas se logra eliminar las componentes mencionadas anteriormente, para luego realizar una resta entre las dos imágenes, con la finalidad de eliminar algunos objetos no deseados. La imagen resultante la llamaremos de ahora en adelante $I_{sust.}$

$$Isust=log\ (Icont)-log\ (Imask) \qquad (4)$$

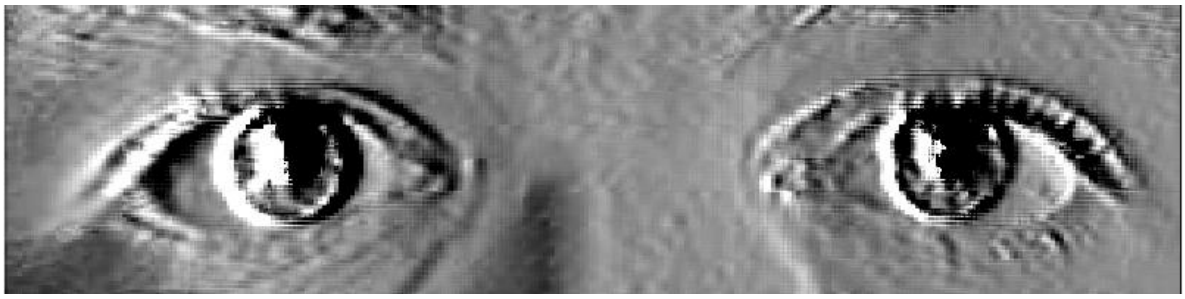

Figura 4.2.2.1 Imagen de sustracción logarítmica.

4.2.3 Filtro promediador.

El empleo de esta técnica consiste en generar una matriz que va a realizar la función de filtro pasa bajas, promediador, dicha matriz se genera al tomar una vecindad de la imagen, las dimensiones de esta pueden variar según el criterio del programador; por lo general las dimensiones más utilizadas son 3x3, 5x5, 7x7, 9x9. Mientras mayor sea la vecindad, mayor grado de difuminado se obtendrá en la imagen de salida. Lo que se busca al implementar este filtro, es evitar la aparición de picos altos en nuestra representación visual final, es decir, obtener una ilustración de valores promedios; esto se consigue luego de obtener el valor del umbral de toda la vecindad aplicando un promediado matemático; si el valor del pixel de la imagen de sustracción logarítmica es mayor que dicho umbral, este valor se reemplaza por el umbral de la vecindad, en caso contrario el pixel de la figura de salida tendrá el mismo valor que la ilustración que se está filtrando. A la imagen resultante se le dará el nombre de I_{fprom}. [21]

$$U = \sum_{i=1}^{m} \sum_{j=1}^{n} \frac{Realce(m,n)}{m+n} \; ; \tag{5}$$

$$Ifprom = \begin{cases} Isust(i,j) & , Isust(i,j) \leq U \\ U & , Isust(i,j) > U \end{cases} \tag{6}$$

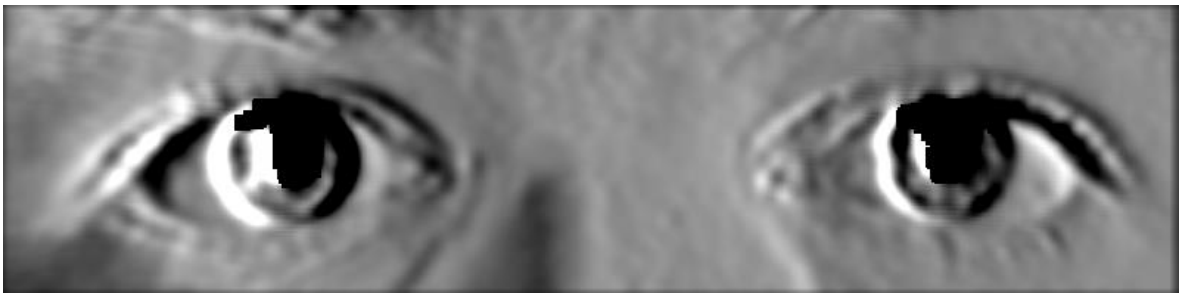

Figura 4.2.3.1 Imagen de filtro promediador.

4.2.4 Umbralizacion

El proceso de Umbralizacion se realiza con la finalidad de obtener una imagen binarizada del globo ocular, para esto se planteó una sectorización de la imagen, en donde a cada parte se le aplica el algoritmo de otsu, para obtener un umbral por sector; en vista a este, se realiza una transformación en escala de grises, en donde se establece que si el valor del pixel es menor o igual a dicho umbral, entonces el pixel de la imagen de salida será igual a cero (0), en caso contrario será doscientos cincuenta y cinco (255). La nueva imagen se conoce como $\boldsymbol{I_{umb}}$.

$$Iumb = \begin{cases} 0, & IFCA \leq Umbral; \\ 255, & IFCA > Umbral; \end{cases} \tag{7}$$

Figura 4.2.4.1 (a) imagen umbralizada, (b) inversa de la imagen umbralizada

4.2.5 Morfología matemática aplicada a imágenes.

Tras haber experimentado, los resultados obtenidos arrojaron que el mejor método morfológico aplicable a este tipo de imágenes, es la clausura. Debido a que cumplió las expectativas de llenado sin alteración alguna de los datos. El elemento estructurante (SE) fue un disco con radio de 20 pixeles.

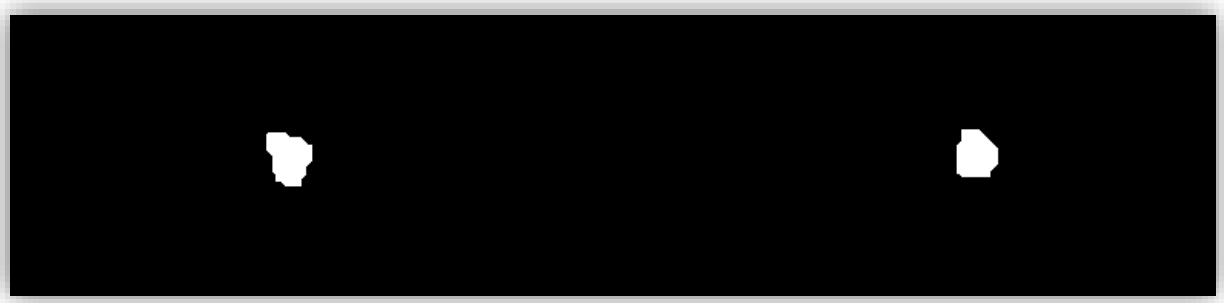

Figura 4.2.5.1 imagen de Morfología clausura

4.2.6 Etiquetado por áreas

En este apartado se manifiesta una técnica que fue implementada con la finalidad de separar las distintas áreas que conforman la imagen llegada a este punto. Dicha técnica consiste en recorrer la imagen, para detectar cuantas áreas la componen (cantidad de objetos) y etiquetarlas con una intensidad diferente de nivel de gris. En la siguiente figura se puede observar el resultado, donde se aprecian las diferentes regiones que componen la imagen resultante. [16]

Para nuestro objeto de estudio el cual es el estrabismo, es indispensable contar con solamente dos objetos como lo muestra la figura 4.2.6.1, los cuales representan las pupilas que procederán a una siguiente fase de procesamiento. Teóricamente se deberá contar con las dos áreas de igual magnitud, pero debido a variables influyentes en la adquisición de las imágenes, primordialmente los cambios de luz y reflejo, la magnitud de estas áreas cambia, pero no impiden el buen funcionamiento de la herramienta.

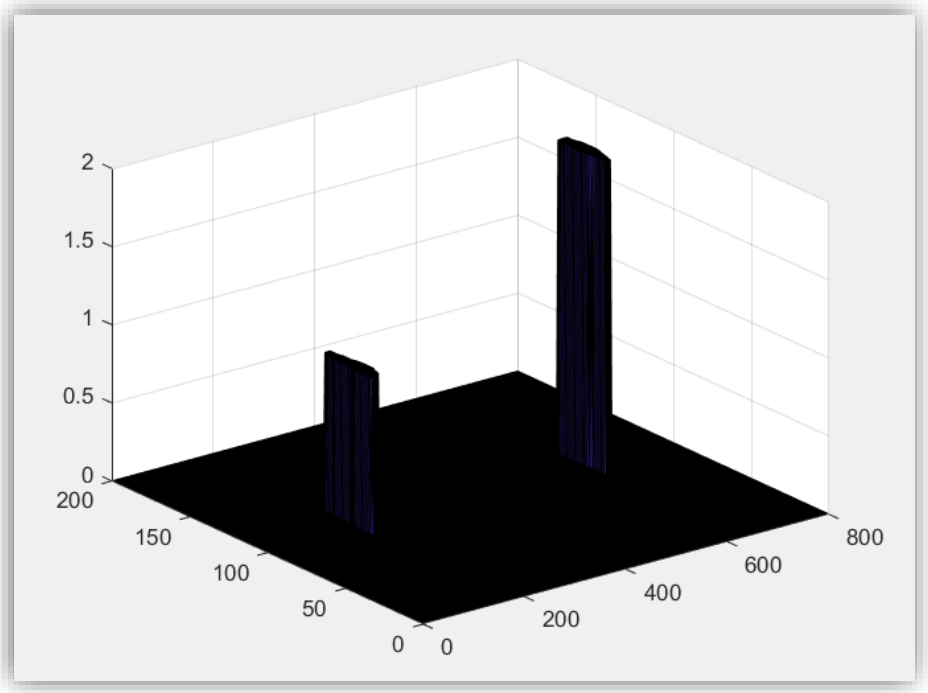

Figura 4.2.6.1 Surface etiquetado por área

Figura 4.2.6.2 Etiquetado por área

4.3 Tercera fase: Procesamiento

4.3.1 Centroides

Luego de haber detectado y etiquetado las áreas de interés, hacemos uso de la técnica más importante para nuestro proyecto: los centroides. Un centroide es el punto central de un área. El centro de gravedad de una forma simple, como un cuadrado o un triángulo de un círculo es fácil de detectar, y sencillo de calcular. Sin embargo, el punto central de una forma irregular no es tan obvio y el cálculo de su ubicación puede ser complicado. El método de cálculo del centroide consiste en tomar la distancia media en cada dirección y expresar que, como proporción de la superficie total de una forma.

Cada punto en el cambio en el tamaño de la forma se llama un momento. formas complicadas necesitan un mayor número de momentos para encontrar el centroide y esta frecuencia de medición se pueden realizar con más precisión y más rápido por los ordenadores que por los seres humanos.

Figura 4.3.1.1 Etiquetado de centroides

Capítulo 5

Interfaz gráfica

En el presente capitulo se expondrá el desarrollo y creación de la interfaz gráfica que ayudará al especialista o usuario de la herramienta a comprenderla más fácilmente y leer un diagnostico aproximado de la patología. Ésta se divide en 4 capas o layers, cada una con su función específica.

5.1 Layer 1: Portada y presentación

Esta capa se usa como presentación del trabajo, exponiendo el título de manera clara, los escudos y nombre de la institución, un botón SALIR para finalizar la herramienta y un botón ENTRAR para dar comienzo a la capa 2.

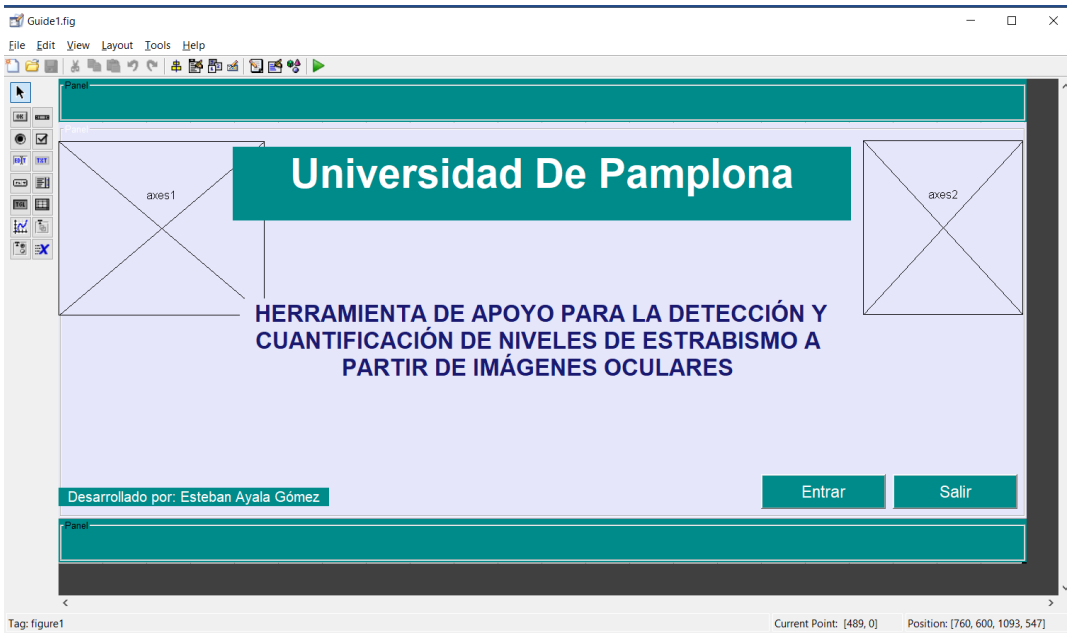

Figura 5.1.1.1 Interfaz capa 1

Figura 5.1.1.2 a) Escudo UniPamplona b) Escudo Ing. Electrónica

5.2 Layer 2: Selección de imagen y elección de mecanismo

Esta capa contiene una breve descripción donde ayuda al usuario a dar buen uso de ésta. Tiene implícitos 4 botones: el botón CARGAR IMAGEN, con el cual nos abre las direcciones de carpetas en el PC huésped y podremos seleccionar una imagen a tratar, dicha imagen se observará en el axes del lado izquierdo de la capa; el segundo botón MANUAL, donde se despliega la capa 3; el botón AUTOMÁTICO abre la capa 4 y el botón REGRESAR el cual cierra la capa actual y revela la capa 1 de presentación.

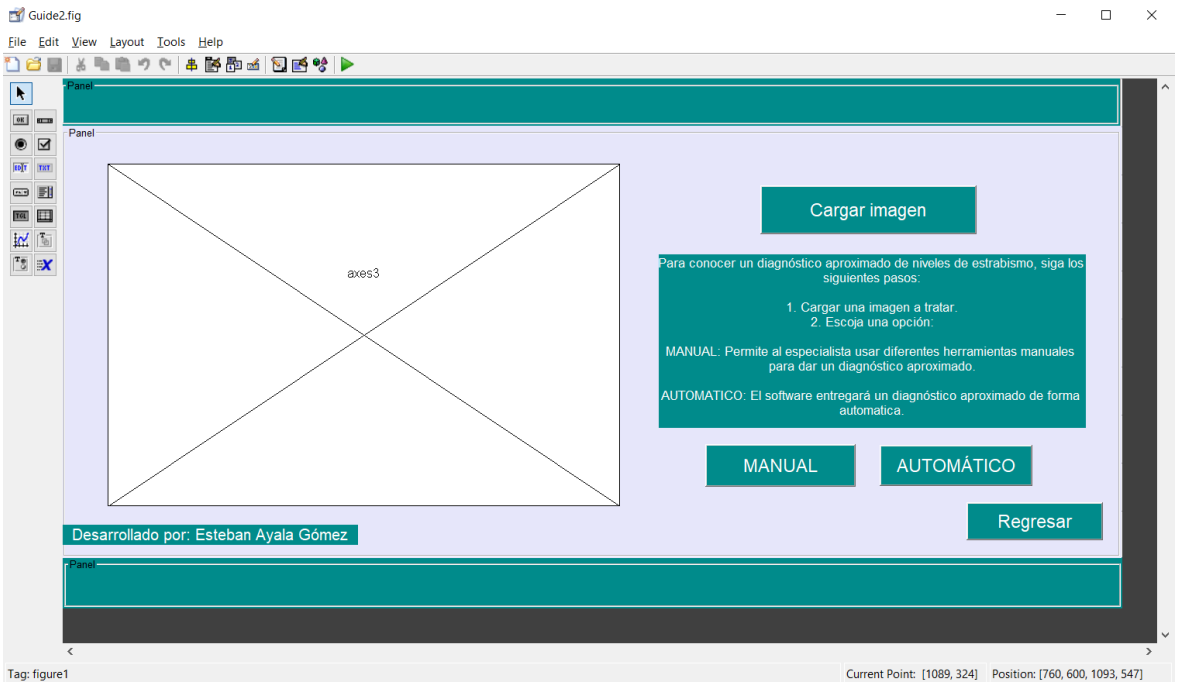

Figura 5.2.1.1 Interfaz capa 2

5.3 Layer 3: Mecanismo Manual

Una de las dos capas más importantes del presente trabajo, la capa del mecanismo Manual. En esta capa se produce el pre-procesamiento de la imagen a tratar, haciendo un recorte del área a considerar, realizando realces, filtros y demás consideraciones posibles para así posteriormente escoger un método para calcular el nivel de la patología. Entre los métodos posibles se encuentra la opción IMDISTLINE, la cual nos ubica un segmento de recta encima de la imagen para que el usuario seleccione la distancia de la recta de interés y un botón CALCULAR que muestra el grado aproximado de la patología. Otro método a seleccionar es GETLINE, el cual nos coloca una línea de menor grosor y visibilidad, pero de más facilidad al momento de tratar, y finalmente el método de PUNTOS, el cual se considera el más óptimo en este mecanismo, ya que basta con solo seleccionar las pupilas en la imagen, donde se colocarán unos asteriscos y al dar el botón CALCULAR nos enseñará el resultado.

Cuenta con dos sliders, los cuales son para variar el nivel y ancho de la ventana, esto refiere al realce de contraste y verlo en tiempo real para escoger el mejor realce según el dictamen del usuario. Por último, encontramos el botón REGRESAR, el cual cierra la capa 3 y nos enseña de nuevo la capa 2.

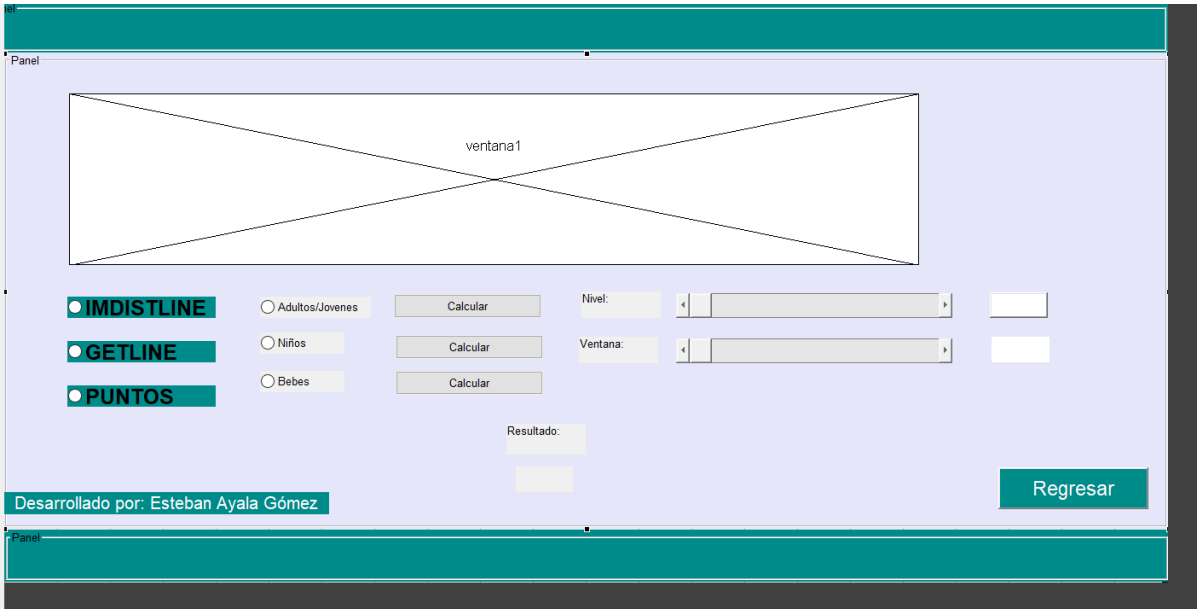

Figura 5.3.1.1 Interfaz capa 3

5.4 Layer 4: Mecanismo Semi-Automático

En esta capa se concentra la mayor parte de este trabajo aplicando las técnicas mencionadas anteriormente. En primera instancia se observa un recorte de la imagen donde se encuentra la zona de interés a tratar, este recorte se presenta en escala de grises. Debajo de esta, se observa un axis donde se verá el recorte tratado con el método de realce de contraste eligiendo el más óptimo para trabajar, elegidos estos dos valores se dará OK. En los posteriores 3 axis se podrá ver la aplicación de dos filtros como lo son la sustracción logarítmica y el promediador, la binarizacion entregando la zona de interés ya muy notoria para luego etiquetar las formas y hacer el posterior proceso de cálculos para dar un diagnóstico.

Podremos ver el resultado otorgado de la aplicación en un static text en la parte inferior. Igual que la capa anterior cuenta con un botón REGRESAR el cual nos devuelve a la capa 2 donde se podrá elegir otra foto a tratar o cambiar de mecanismo.

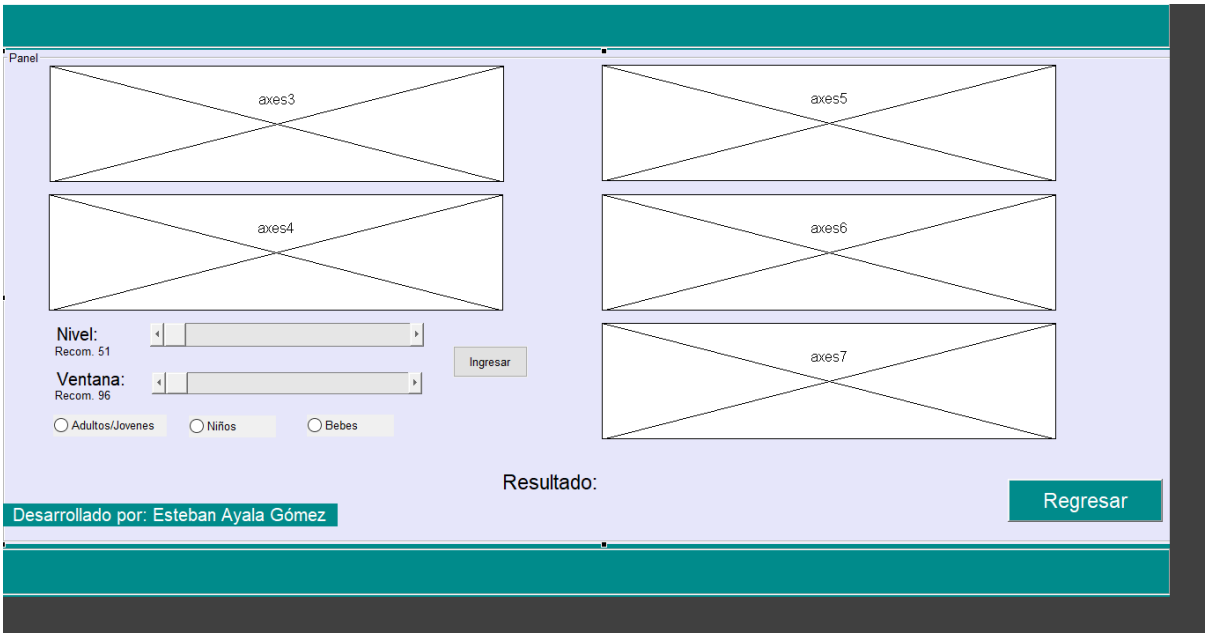

Figura 5.4.1.1 Interfaz capa 4

Capítulo 6

Resultados

En el presente capitulo se muestra los resultados de la herramienta tomando 30 imágenes como prueba, estas están clasificadas en tres grupos: ADULTOS, JOVENES, NIÑOS y BEBÉS. La categorización de estas se hace a manera de apreciación y aproximación ya que no se cuenta con datos exactos sobre las personas de las imágenes(edades). Entre las imágenes tomadas se encuentran todos los tipos y grados de la patología que se propuso inicialmente para obtener un diagnostico aproximado.

	Genero	**Clasificación**	**Tonalidad de ojos**
Muestra 1	Masculino	Adulto	Claro
Muestra 2	Masculino	Adulto	Oscuro
Muestra 3	Masculino	Adulto	Oscuro
Muestra 4	Masculino	Adulto	Oscuro
Muestra 5	Masculino	Adulto	Claro
Muestra 6	Femenino	Adulto	Oscuro
Muestra 7	Femenino	Adulto	Claro
Muestra 8	Femenino	Adulto	Claro
Muestra 9	Masculino	Adulto	Claro
Muestra 10	Masculino	Adulto	Oscuro

Tabla 6.1.2 Características de los pacientes adultos en los cuales se probó la herramienta

	Genero	Clasificación	Tonalidad de ojos
Muestra 1	Masculino	Niño	Claro
Muestra 2	Femenino	Niño	Oscuro
Muestra 3	Masculino	Niño	Oscuro
Muestra 4	Masculino	Niño	Claro
Muestra 5	Masculino	Niño	Claro
Muestra 6	Femenino	Niño	Claro
Muestra 7	Masculino	Niño	Claro
Muestra 8	Femenino	Niño	Claro
Muestra 9	Masculino	Niño	Oscuro
Muestra 10	Masculino	Niño	Claro

Tabla 6.1.3 Características de los pacientes jóvenes en los cuales se probó la herramienta

	Genero	Clasificación	Tonalidad de ojos
Muestra 1	Femenino	Joven	Oscuro
Muestra 2	Femenino	Joven	Oscuro
Muestra 3	Masculino	Joven	Claro
Muestra 4	Femenino	Joven	Oscuro
Muestra 5	Masculino	Joven	Claro

Tabla 6.1.4 Características de los pacientes niños en los cuales se probó la herramienta

Como la herramienta otorga distancias en pixeles, se procede a hacer una conversión sencilla mediante una regla de 3 corroborando que 1 cm equivale a **74.12** pixeles aproximadamente.

En las tablas 6.1.2., 6.1.3 y 6.1.4 se evidencia algunas características de los 30 pacientes con los cuales se realizaron las pruebas de la herramienta.

6.1. Mecanismo Semi-Automático

6.1.1 Prueba 1(ADULTO) Diagnósitco: ESTRABISMO NEGATIVO.

Como primera prueba y más básica, se tomó una muestra de un paciente hombre adulto con patología negativa. Al momento de hacer el recorte se observó que quedan restos de elementos innecesarios para el trabajo pero que pueden influir notoriamente como lo son las cejas, así que se prueba modificando los niveles de nivel y ventana para tratar de ver solo las zonas de interés.

Figura 6.1.1.1 Recorte en escala de grises

Figura 6.1.1.2 Realce de contraste

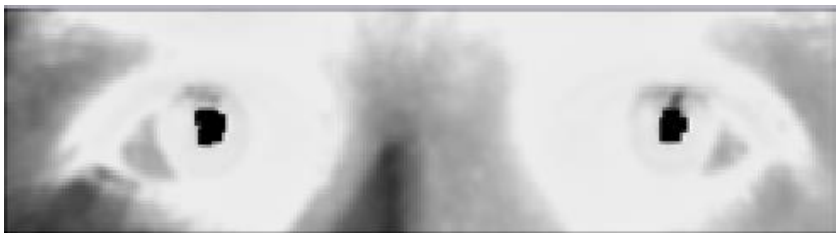

Figura 6.1.1.3 Sustracción logarítmica y Filtro promediador

Los niveles escogidos de nivel y ventana son de 51 y 99 respectivamente. En la figura 6.1.1.3 se observó que con estos valores y luego de aplicar los dos filtros siguientes. las pupilas se notan claramente eliminando la zona de cejas mostradas en la figura 6.1.1.1.

Figura 6.1.1.4 Umbralización y morfología matemática

Figura 6.1.1.5 Etiquetado por áreas, centroide y diferencias

Al momento de aplicar la binarizacion de la imagen filtrada da como resultado una muestra explicita de las dos zonas de interés de nuestro trabajo, se etiquetan y demarcan automáticamente obteniendo así un posible diagnóstico del paciente, en este caso como lo muestra la figura 6.1.1.6 es **ESTRABISMO NEGATIVO** avalando la predicción del especialista.

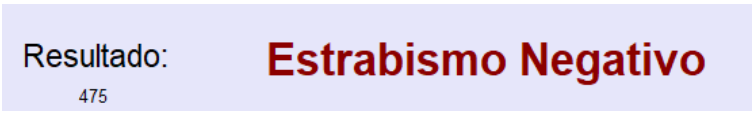

Figura 6.1.1.6 Resultado de la herramienta

6.1.2 Prueba 2 (ADULTO) Diagnóstico: ESTRABISMO DIVERGENTE GRADO 4.

En una segunda prueba se hizo uso de una muestra de paciente hombre adulto con desviación ocular hacia afuera también llamada exotropía. En la figura 6.1.2.2 se observa un realce de contraste llevado a un nivel mayor en blanco, aunque colocando un valor de nivel 51 y ventana 94 (valores casi iguales a la prueba anterior). En esta prueba no se presenta elementos extraños más allá del contorno del ojo por lo que su tratamiento es mucho más factible.

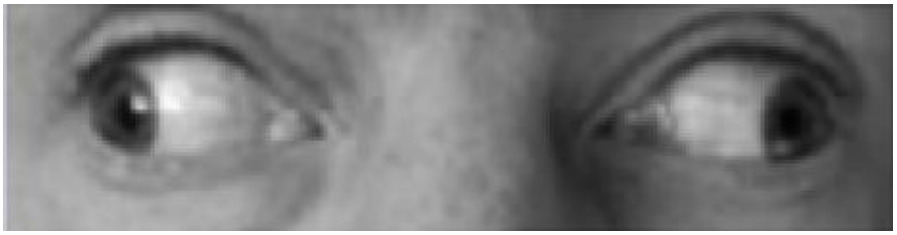

Figura 6.1.2.1 Recorte en escala de grises

Figura 6.1.2.2 Realce de contraste

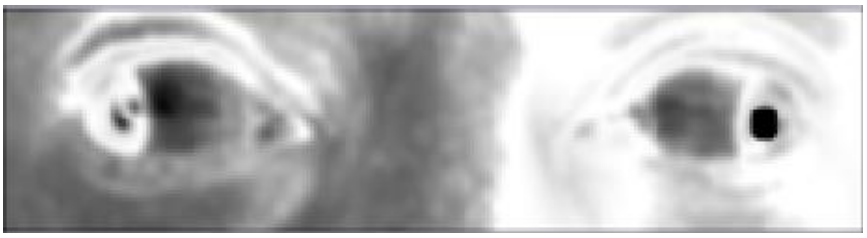

Figura 6.1.2.3 Sustracción logarítmica y Filtro promediador

Figura 6.1.2.4 Umbralizacion y morfología matemática

Figura 6.1.2.5 Etiquetado por áreas, centroide y diferencias

Como se evidencia en la figura 6.1.2.4. la zona de interes es muy pequeña colocando el punto real en el ojo izquierdo, pero en el derecho se observa el corrimiento de esta zona en pocos pixeles. Para nuestro estudio esta diferencia no es significatia dando asi un diagnostico muy aproximado a la patologia real del paciente, en este caso: **ESTRABISMO DIVERGENTE GRADO 4**

Figura 6.1.2.6 Resultado de la herramienta

6.1.3 Prueba 3 (BEBÉ) Diagnósitco: ESTRABISMO CONVERGENTE.

En una tercera prueba se utiliza una imagen de un bebe con desviación ocular hacia adentro llamada medicamente endotropía. Para esta prueba se utilizó un nivel de 68 y una ventana de 122 en su filtro de realce. Estos valores distan de las dos pruebas realizadas anteriormente y esto se debe al brillo de la foto original, así como del color de la piel del paciente la cual es una tez mucho mas clara que los pacientes anteriores.

Figura 6.1.3.1 Recorte en escala de grises

Figura 6.1.3.2 Realce de contraste

En la figura 6.1.3.3 se puede observar que el filtro de sustraccion logartimitca toma el contorno del ojo como zona de interes, pero al hallar centroides en su ultima etapa, este elemento no afecta en el resultado final.

Figura 6.1.3.3 Sustracción logarítmica y Filtro promediador

Figura 6.1.3.4 Umbralizacion y morfología matemática

Figura 6.1.3.5 Etiquetado por áreas, centroide y diferencias

El area del ojo derecho, la herramienta la detecta mas grande que la del ojo izquierdo, esto debido a lo expuesto anteriormente pero se observa en la figura 6.1.3.5 que no

afecta en la ubicación de su centroide dando asi su diagnostico aproxidamente correcto: **ESTRABISMO CONVERGENTE GRADO 3**

Figura 6.1.3.6 Resultado de la herramienta

6.1.4 Prueba 4 (NIÑA) Diagnósitco: ESTRABISMO CONVERGENTE GRADO 2.

Entrando en pruebas con niños, la cuarta prueba se realizó con un niño con desviación hacia adentro menos notoria a simple vista. Observando el mejor filtro de contraste se propuso los valores de 51 en nivel y 68 en ventana, esto regresando a los valores utilizados anteriormente. En esta prueba. Como se observa en la figura 6.1.4.2, se presenta el problema de que las pestañas del paciente son muy oscuras, igualando el nivel de la pupila, por ello es indispensable escoger unos valores de realce óptimo para "ocultar" dichos elementos no necesarios.

Figura 6.1.4.1 Recorte en escala de grises

Figura 6.1.4.2 Realce de contraste

Figura 6.1.4.3 Sustracción logarítmica y Filtro promediador

Debido al tono de piel del paciente y usando esos valores en el filtro de contraste se observa en la figura 6.1.4.3 que el filtro promediador cumple perfectamente su objetivo limitando toda la atención a la zona de interés, las pupilas, por lo que se espera que la umbralización se haga de manera clara.

Figura 6.1.4.4 Umbralizacion y morfología matemática

Figura 6.1.4.5 Etiquetado por áreas, centroide y diferencias

Como se esperaba, la umbralización y posterior procesamiento se realizó de manera óptima dando un resultado esperado como lo muestra la figura 6.1.4.6

Figura 6.1.4.6 Resultado de la herramienta

6.1.5 Prueba 5 (JOVEN) Diagnósitco: ESTRABISMO CONVERGENTE GRADO 4.

Se realizó la quinta prueba en un adolescente con alto grado de desviación endotrópica, es decir, hacia adentro o mirando hacia la nariz. En este caso se presenta el elemento innecesario de las cejas (ver figura 6.1.5.2) pero que con los filtros aplicados se puede reducir notoriamente.

Figura 6.1.5.1 Recorte en escala de grises

Figura 6.1.5.2 Realce de contraste

Al aplicar el filtro de sustraccion logaritmica, aparece cada pupila divida en dos zonas pequeñas reflejado en la figura 6.1.5.3, esto podría afectar grandemente al calculo del diagnostico pero para ello se aplica de manera optima el filtro promediador uniendo estas dos zonas pequeñas en una sola la cual refleja la pupila en cada ojo.

Figura 6.1.5.3 Sustracción logarítmica y Filtro promediador

Figura 6.1.5.4 Umbralizacion y morfología matemática

Figura 6.1.5.5 Etiquetado por áreas, centroide y diferencias

Al unir estas zonas recrea perfecta la pupila del paciente pudiendo asi determinar un resultado veraz en dicho paciente, diagnostico aproximado: **ESTRABISMO CONVERGENTE GRADO 4,** grado maximo en su género.

Figura 6.1.5.6 Resultado de la herramienta

6.1.6 Prueba 6 (NIÑA) Diagnósitco: ESTRABISMO DIVERGENTE GRADO 2.

Se realizó una sexta prueba en un paciente infante con desviación exotropica en poco nivel a simple vista. En esta prueba se examinó otro punto en la herramienta, el color de ojos. Se decidió probar con un color de ojos claro para inferir con este nuevo agravante.

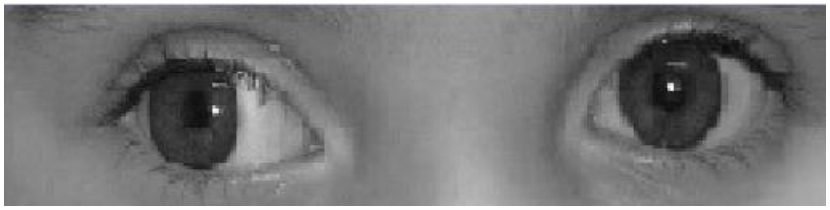

Figura 6.1.6.1 Recorte en escala de grises

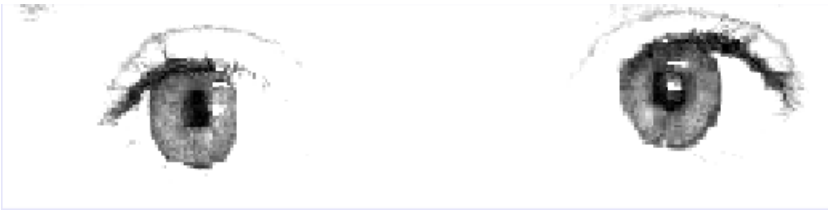

Figura 6.1.6.2 Realce de contraste

Con el color de ojos claro, las pestañas se resaltan mas que con un color oscuro. Esto se muestra de manera clara en la figura 6.1.6.3, donde se demarcan más elementos estructurantes, es decir el filtro actúa, pero no de una manera 100% optima.

Figura 6.1.6.3 Sustracción logarítmica y Filtro promediador

Al encontrarse más elementos estructurantes, la binarizacion encuentra otro elemento en la imagen, pero gracias al bwareaopen, donde se eliminan las áreas menores a un número determinado, esta área no se demarca en el algoritmo de los centroides por lo que se observa en la figura 6.1.6.5 que el asterisco o centroide se coloca en el centro de la pupila (comparado con la imagen original).

Figura 6.1.6.4 Umbralizacion y morfología matemática

Figura 6.1.6.5 Etiquetado por áreas, centroide y diferencias

El resultado de esta prueba se muestra en la figura 6.1.6.6, dando asi una diagnostico muy aproximado al realizado por el especialista.

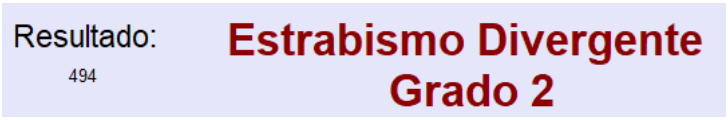

Figura 6.1.6.6 Resultado de la herramienta

6.1.7 Prueba 7 (BEBE) Diagnósitco: ESTRABISMO NEGATIVO.

Como séptima y última prueba, se escogió una muestra en un infante donde a simple vista no se observan alteraciones en la posición de sus globos oculares. Se observa que las cejas tienen influencia en el filtro de contraste por lo que se escoge dos valores muy precisos en este filtro, estos fueron de 51 de nivel y 43 de ventana.

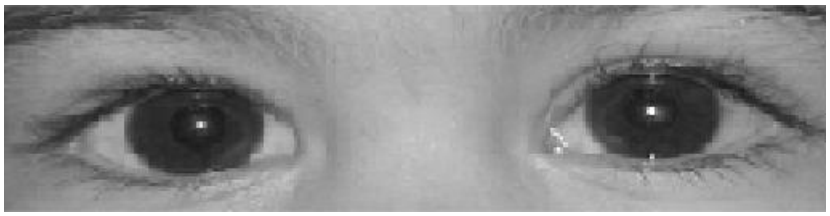

Figura 6.1.7.1 Recorte en escala de grises

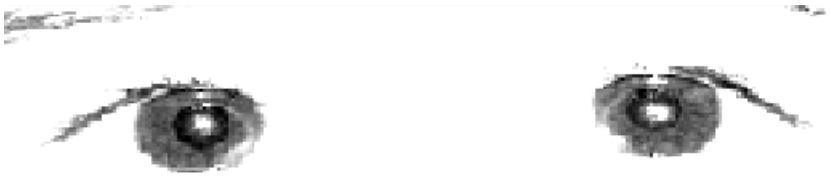

Figura 6.1.7.2 Realce de contraste

Se observa en la figura 6.1.7.3 que el brillo o reflejo del flash al momento de tomar la fotografía tiene injerencia en estos algoritmos, por lo que hay que ser muy cuidadoso en el momento de seleccionar los valores en este filtro.

Figura 6.1.7.3 Sustracción logarítmica y Filtro promediador

Figura 6.1.7.4 Umbralizacion y morfología matemática

Figura 6.1.7.5 Etiquetado por áreas, centroide y diferencias

Las áreas presentadas en la figura 6.1.7.4 indican que como se dijo anteriormente, el reflejo influye notoriamente pero aun así se puede lograr la extracción de las pupilas para obtener un diagnostico (ver figura 6.1.7.6)

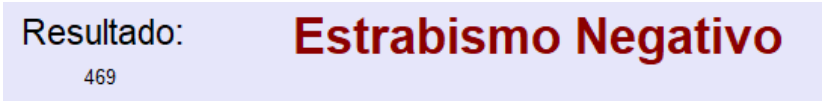

Figura 6.1.7.6 Resultado de la herramienta

6.2. Mecanismo Manual

Para el mecanismo manual se realizaron tres pruebas, una con cada patología en su máximo exponente y una prueba negativa. Se hizo uso de los tres métodos a implementar como lo fueron Imdistline, Getline y el método de demarcación de puntos. A continuación, se muestran los resultados:

6.2.1 Prueba 1(ADULTO) mediante IMDISTLINE. Diagnósitco: ESTRABISMO NEGATIVO.

Como primera prueba se realizó el diagnóstico en un adulto implemetando el método de Imdistline, el cual corresponde en alargar un segmento de línea propuesto por la herramienta desde y hacia los puntos de interes, en este caso el centro de la pupila del usuario.

Al seleccionar los valores de nivel y ventana en el realce de contraste se encuentra que los valores ideales para observar mejor la pupila son de 51 y 102 respectivamente. Luego de llevar el segmento de linea a los puntos en estudio y dar en el botón "calcular", se observa que en resultado muestra "ESTRABISMO NEGATIVO",esto debido a la distancia mostrada en la herramienta, la cual es de **477.14 pixeles**, los cuales llevados a una distancia en cm da como resultado **6.43 cm** confirmando así que el paciente no presenta la patología.

Figura 6.2.1.1 Calculo de distancias por IMDISTLINE

6.2.2 Prueba 2 (NIÑO) mediante GETLINE Diagnósitco: ESTRABISMO CONVERGENTE GRADO 4.

En una segunda prueba, comprobando anteriormente que la herramienta funciona en su nivel básico, se implementó el método de Getline en una muestra de una adolescente con notorio grado de estrabismo.

El metodo Getline consiste en trazar una linea punteada desde el origen hacia el destino en las zonas de interes pero a diferencia del Imdistline, el segmento de recta no está creado predeterminadamente ni se debe guardar la variable, basta con realizar un doble clic y ya se podrá continuar haciendo clic en el boton “calcular”. Se muestra el resultado de “ESTRABISMO CONVERGENTE GRADO 4” con una distancia de **388 pixeles** equivalentes a **5.23 cm**, siendo este el mayor grado en su tipo. Los valores de nivel y ventana son de 51 y 153 para el filtro de realce de contraste.

Figura 6.2.2.1 Calculo de distancias por GETLINE

6.2.3 Prueba 3 (ADULTO) mediante PUNTOS Diagnósitco: ESTRABISMO DIVERGENTE GRADO 4.

Por último, se realizó una prueba a una muestra con clara exotropía o estrabismo divergente haciendo uso del método faltante en esta segunda tanda de pruebas como lo es la demarcación de puntos. En este método el procedimiento es muy sencillo y muy eficaz, solo se debe colocar un punto o asterisco en las pupilas, previamente ajustado el filtro de contraste para observar mejor la zona de interés, y luego dar clic en calcular.

En la imagen 6.3.2.1 se observa los puntos en la zona de interés de color verde, mostrando así el centro de la pupila del paciente y verificando el grado de estrabismo que presenta. Como resultado se obtiene que presenta "ESTRABISMO DIVERGENTE GRADO 4" siendo así el mayor grado en su rama o tipo. Los valores de nivel y ventana se acercan a los dados anteriormente, los cuales fueron de 51 para nivel y 102 para la ventana.

Figura 6.2.3.1 Calculo de distancias por PUNTOS

6.3 Análisis de resultados.

Para tener un patrón de medida o comparación, en las tablas 6.1 y 6.2 otorgadas por el especialista Dr. Luis Bermejo, oftalmólogo de la ciudad, se observa las distancias promedio utilizadas en la patología en adultos.

Diagnóstico	Distancia (mm)
Estrabismo convergente	0 – 62,5
Estrabismo negativo	62,6 – 65,5
Estrabismo divergente	65,6 - > 65,6

Tabla 6.3.1 Distancias tipos de estrabismo para adultos y jóvenes

Estrabismo Convergente	Distancia (mm)	Estrabismo Divergente	Distancia (mm)
Grado 4	0 – 52,6	Grado 1	65,6 – 69,4
Grado 3	52,7 – 56,6	Grado 2	69,5 – 75,5
Grado 2	56,7 – 60,7	Grado 3	76,6 – 79,5
Grado 1	60,8 – 62,5	Grado 4	79,6 - >79,7

Tabla 6.3.2 Distancias cuantificación de estrabismo en adultos y jóvenes

- **ADULTOS**

Figura 6.3.1 Imágenes de adultos tomados para pruebas.

En la figura 6.3.1 se aprecia las 10 imágenes de adultos las cuales se sometieron a la herramienta entregando los resultados expresados en la tabla 6.3.1. De estas 10 imágenes se puede apreciar que 7 son hombres y 3 mujeres.

	Diagnostico aprox.	Grado	Distancia (pix)	Distancia (mm)	Porcentaje de error (%)
Muestra 1	DIVERGENTE	2	533	**71.9**	5.71
Muestra 2	NEGATIVO	-	475	**64.08**	4.8
Muestra 3	DIVERGENTE	4	592	**79.8**	7.24
Muestra 4	DIVERGENTE	4	598	**80.6**	6.86
Muestra 5	CONVERGENTE	3	402	**54.2**	3.65
Muestra 6	CONVERGENTE	1	455	**61.4**	4.62

Muestra 7	NEGATIVO	-	471	**63.5**	3.28
Muestra 8	CONVERGENTE	2	437	**58.9**	6.34
Muestra 9	NEGATIVO	-	465	**62.7**	12.6
Muestra 10	DIVERGENTE	2	542	**73.1**	9.67

Tabla 6.3.3 Resultados cuantitativos de adultos de la herramienta

- JOVENES

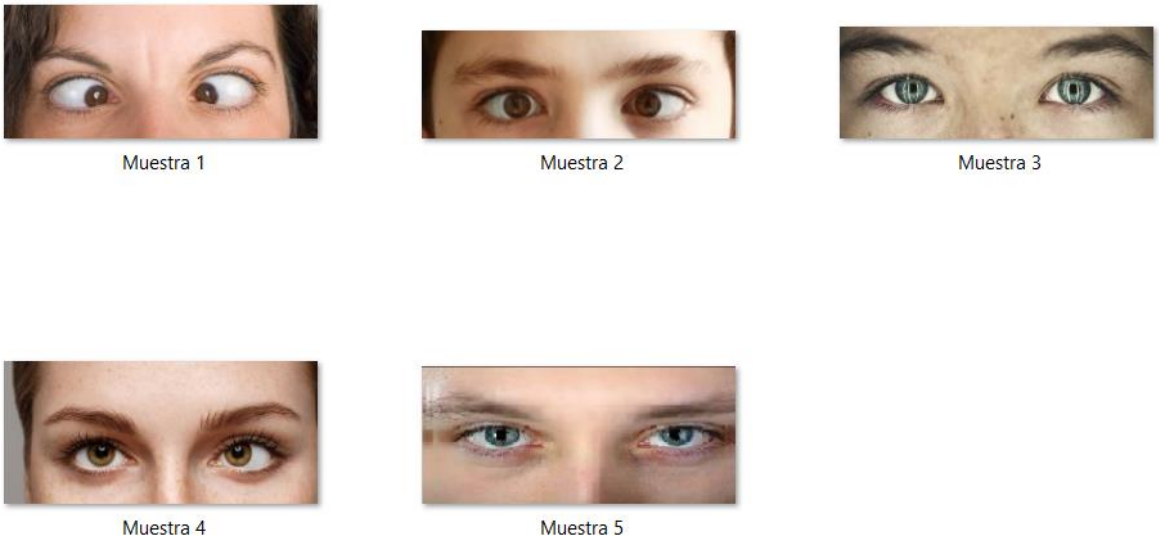

Figura 6.3.2 Imágenes de jóvenes tomados para pruebas.

La anterior figura (6.3.2), enseña 5 imágenes en jóvenes que fueron utilizadas para realizar las pruebas, se destaca que fueron 2 mujeres y 3 jóvenes masculinos. Los diagnósticos posteriores se dan según las tablas 6.3.1 y 6.3.2 la cual brinda las medidas para adultos y jóvenes, las cuales se consideran las mismas. Los resultados obtenidos en las imágenes de jóvenes se dan en la tabla 6.3.4

	Diagnostico aprox.	Grado	Distancia (pix)	Distancia (cm)	Porcentaje de error (%)
Muestra 1	CONVERGENTE	4	385	**51.9**	4.27
Muestra 2	CONVERGENTE	2	427	**57.06**	9.68
Muestra 3	NEGATIVO	-	469	**63.2**	7.58
Muestra 4	CONVERGENTE	1	462	**62.3**	8.24
Muestra 5	NEGATIVO	-	481	**64.8**	5.21

Tabla 6.3.4 Resultados cuantitativos de jóvenes de la herramienta

- **NIÑOS**

Diagnóstico	Distancia (mm)
Estrabismo convergente	0 – 43.9
Estrabismo negativo	44 – 55
Estrabismo divergente	55.1 - > 55.1

Tabla 6.3.5 Distancias tipos de estrabismo para niños proporcionada por Extra Óptica Fridtjof Nansens Plads 5 2100 KØBENHAVN

En este caso 1 cm en una imagen de niño ya no equivale a los 74.12 pixeles utilizado en adulto y joven, si no que el valor cambia a 94.2 pixeles

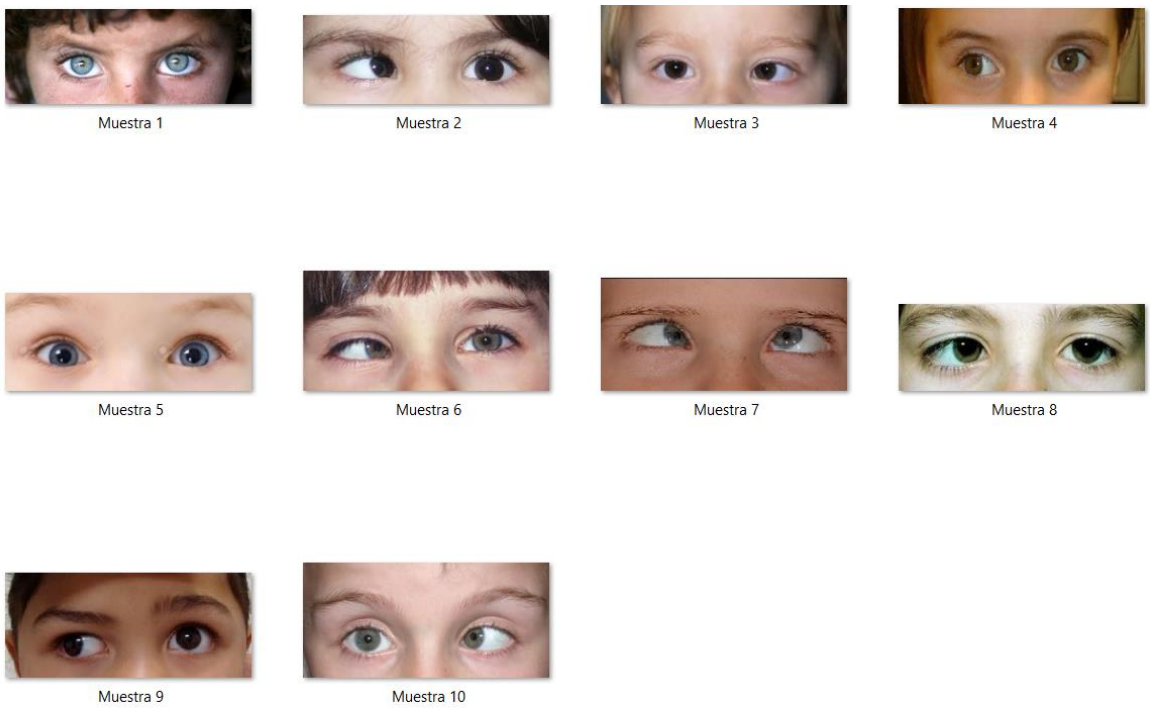

Figura 6.3.3 Imágenes de niños tomados para pruebas.

En el caso de los niños, se tomaron el doble de cantidad de muestras que los jóvenes, 10 muestras, esto se realiza dadas las medidas por la óptica danesa **"Extra Optical Fridtjof Nansens Plads 5",** la cual ha sido catalogada como una de las mejores ópticas en el mundo.[20]

	Diagnostico aprox.	Grado	Distancia (pix)	Distancia (mm)	Porcentaje de error (%)
Muestra 1	Negativo	-	463	**49.2**	8.56
Muestra 2	Convergente	3	309	**32.8**	6.34
Muestra 3	Convergente	1-2	383	**40.6**	5.49
Muestra 4	Divergente	3	551	**58.5**	5.26
Muestra 5	Negativo	-	482	**51.2**	7.11
Muestra 6	Convergente	3	322	**34.2**	6.37
Muestra 7	Convergente	4	280	**29.7**	7.2

Muestra 8	Convergente	2	357	**37.9**	10.4
Muestra 9	Divergente	3	571	**60.7**	6.39
Muestra 10	Convergente	3	314	**33.4**	8.52

Tabla 6.3.6 Resultados cuantitativos de adultos de la herramienta

- BEBÉS

Diagnóstico	Distancia (mm)
Estrabismo convergente	0 – 39.9
Estrabismo negativo	40 – 45
Estrabismo divergente	45.1 - > 45.1

Tabla 6.3.7 Distancias tipos de estrabismo para adultos. Fuente: Franja Ocular, la información del oftalmólogo latinoamericano

Haciendo un cambio de escala nuevamente, 1 cm en bebes equivale a 104 pixeles aproximadamente. Estas medidas para bebes fueron otorgadas por la **revista Franja Ocular,** la cual da una aproximación en las medidas en bebés y además brinda una ayuda al no separar el diagnostico en grados por la temprana edad del infante, solo dar una aproximación de la alteración.[21]

Figura 6.3.2 Imágenes de bebés tomados para pruebas.

Para los bebés se escogieron 5 imágenes, ellos son un caso especial ya que al no haberse desarrollado totalmente el tabique, no se podría cuantificar una posible patología, por lo que se quiso fue dar un diagnostico aproximado y mantener en control periódicamente para que luego no surjan inconvenientes.

	Diagnostico aprox.	Distancia (pix)	Distancia (mm)	Porcentaje de error (%)
Muestra 1	CONVERGENTE	401	**38.6**	5.12
Muestra 2	CONVERGENTE	366	**35.2**	6.84
Muestra 3	NEGATIVO	437	**42.1**	4.89
Muestra 4	CONVERGENTE	393	**37.7**	8.24
Muestra 5	CONVERGENTE	398	**38.3**	9.68

Tabla 6.3.8 Resultados cuantitativos de bebés de la herramienta

Los resultados anteriores presentados en las tablas 6.3.3, 6.3.4, 6.3.6 y 6.3.8, para todas las categorías, se dan con el método semi automático el cual es el eje central del trabajo en cuestión, ya que pone a prueba todos los conocimientos adquiridos y requiere mayor utilidad de procesamiento y conocimiento de las herramientas en programación que construyeron este software. La modalidad manual, al tener el usuario un control total sobre la imagen, sirve como un tipo de validación ante los resultados dados por la herramienta semiautomática.

A continuación, se muestra en el diagrama de torta (6.3.1), la proporción de porcentajes que se encontró en las 30 muestras, dando como resultado que con un 53% las muestras con algún grado de estrabismo convergente tienen mayor abundancia.

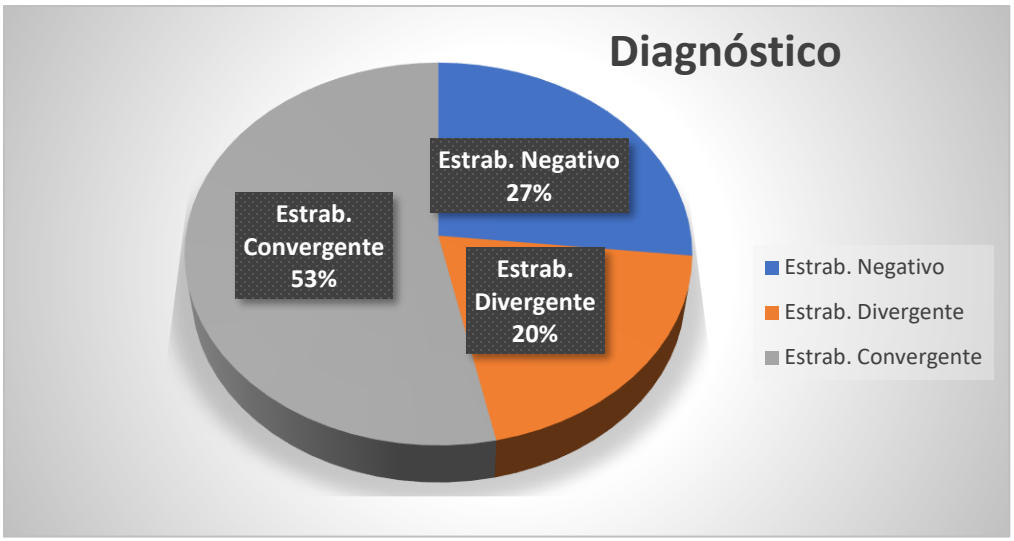

Diagrama 6.3.1 Diagrama de torta con resultados de la herramienta

6.3.1 Porcentajes de error.

	Método	Distancia práctica	Distancia teórica.	Porcentaje de error.
Muestra 2 adultos	Semi automático	475	490	4.8%
	IMDISTLINE	477	490	4.1%
Muestra 4 adultos	Semi automático	593	630	6.86%
	GETLINE	644	630	3.27%
Muestra 4 jóvenes	Semi automático	462	477	8.24%
	PUNTOS	471	477	3.29%
Muestra 4 niños	Semi automático	551	574	5.26%
	IMDISTLINE	564	574	4.21%
Muestra 7 niños	Semi automático	280	301	7.2%
	GETLINE	296	301	2.48%
Muestra 3 bebés	Semi automático	437	445	4.89%
	PUNTOS	441	445	3.74%

Tabla 6.3.9 Comparación entre las dos modalidades en la herramienta

De las seis muestras analizadas y comparadas en la tabla 6.3.9, cinco se escogieron aleatoriamente para comparar las dos modalidades, mientras que hubo una en especifico que se quiso mostrar dichos resultados, se refiere a la muestra 4 en adultos, la cual la luz infiere de manera notoria en la adquisición de la imagen provocando un error más alto que con la herramienta manual. La escogencia del método en la modalidad manual también fue aleatoria para no tener preferencias unas sobre otras.

Según los valores obtenidos se infiere que la herramienta ofrece un diagnóstico aproximado muy bueno comparándola con herramientas y exámenes mucho más costosos, por lo que es viable tener una primera aproximación de la patología con una herramienta económica y de fácil uso para una persona promedio en conocimientos computacionales.

En la tabla 6.3.9 se compara las pruebas realizadas al mismo individuo por el mecanismo manual y el semi automático, en el caso de estrabismo negativo los resultados son muy cercanos, en el caso de estrabismo convergente, de nuevo la herramienta en su modalidad manual da un diagnostico más aproximado al real, pero se puede ver un cambio notorio en el paciente con estrabismo divergente, donde la fluctuación es alta generando así un porcentaje de error mucho más bajo.

Esto evidencia claramente que la modalidad manual es más efectiva que la semi automática, esto debido a que el especialista o persona controlando el software tiene más maniobrabilidad sobre las imágenes, puede observar claramente lo que quiere y así revelar un mejor diagnóstico. En cuanto a comparación de las 3 herramientas del modo manual, el más efectivo y simple de manejar es el método de puntos, los otros dos métodos conllevan solo un poco más de trabajo para poder alinear bien el eje, aunque dan muy buenos resultados igualmente.

En cuanto a las categorías se infiere que la herramienta es mucho más efectiva en adultos y jóvenes ya que tienen su globo ocular y nariz totalmente formados por lo que no se presentaran variaciones en un futuro, en niños la herramienta brinda una ayuda con un porcentaje de error bastante bueno pero no tanto como en adultos y jóvenes, y ya en los bebés la herramienta otorga un diagnostico bastante aproximado, es decir, nos presenta un indicio de lo que podría ser una patología presente en estos infantes pero no dando una certeza, esto se realiza para hacer un correcto seguimiento durante la evolución del bebé o la orden medica para hacer pruebas mas especializadas y eliminar cualquier duda que se tenga sobre estos.

Se recalca que hizo dos versiones de la herramienta, en la primera no se contemplo la categorización de las muestras, mientras que en la segunda se corrigió, ya que no se puede comparar un adulto con estrabismo negativo (aprox. 64 mm) y tomarlo como patrón, ya que un niño con los mismos 64 mm de distancia Inter pupilar refleja una

patología de estrabismo divergente, por lo que se decide ingresar a la herramienta una opción de escogencia de rango para así entregar un resultado mucho mas veras.

Para concluir, realizando un análisis general de todos los resultados dados por la herramienta en sus diferentes modalidades, los porcentajes de error podrían disminuirse aún más realizando una adquisición de las imágenes en un lugar estándar adecuado para la toma de imágenes, la resolución por ende entre mayor sea, mejor será la calidad de la imagen a tratar y mucho más fácil será el reconocimiento de las pupilas por la herramienta. Para continuación del trabajo podría trabajarse con Inteligencia artificial donde no solo reconozca las distancias entre pupilas si no la ubicación del reflejo pupilar para hacer la herramienta más robusta mediante medición de ángulos tal como lo hace el test de hirschberg.

Conclusiones

Al trabajar con imágenes médicas se presentan varias dificultades, algunas de estas de gran complejidad. Estas dificultades se deben a las características propias de las imágenes con el agravante de no haber podido obtener la data de la forma deseada en el principio de este trabajo, por lo que se presentan partes que no estaban contempladas.

Con el paso del tiempo y la realización del proyecto, surgieron más detalles, con lo que se hizo preciso utilizar más herramientas en la etapa de pre procesamiento para hacerla más robusta y poder trabajar mejor.

Luego de haber realizado esta etapa de pre procesamiento, se logra realizar un procesamiento mucho más limpio de las zonas de interés eliminando elementos innecesarios y dando una aproximación de un diagnostico veraz.

Luego de comparar las 7 pruebas empleadas para la validación del algoritmo con la evaluación de un experto, dieron como resultado porcentajes de error bastante buenos, aunque algunos son altos, son aceptables en las mediciones realizadas. Lo cual permite concluir, que la herramienta del software le permitirá al especialista realizar un mejor análisis cuantitativo y cualitativo de los resultados.

De lo anterior se puede deducir que el algoritmo es bastante eficiente en algunas imágenes y poco menos en otras, esto debido mayormente a la forma de la adquisición de la data donde las imágenes ya estaban tomadas previamente y no de acuerdo a los parámetros iniciales pensados donde se tenía un área especializada para la toma de estas imágenes, esto influyó tanto en distancias, iluminación entre otras que lograron subsanarse en gran medida mediante los filtrados, pero no totalmente. En vista de esto se recomienda realizar la adquisición de las imágenes en un lugar estándar para así poder tener mejores resultados.

La Ingeniería Electrónica es una rama con extenso campo de aplicación, donde se encuentra la automatización de procesos, el desarrollo de software, el procesamiento de imágenes o señales, las telecomunicaciones, microcontroladores, entre otras. La línea de escogencia para este trabajo fue el procesamiento de imágenes para una ayuda interdisciplinaria con la medicina, la cual permitió al médico alcanzar mayor fiabilidad, así como eficacia al prescribir un tratamiento. Al estar el mundo en constante cambio se observa que un médico es especialista en su área, mas no lo es en programación y es allí donde las diferentes áreas presentan colaboración, en este caso con la Electrónica.

Como conclusión final, se puede decir que con el desarrollo de este proyecto se afianzó conocimientos adquiridos en diversas asignaturas del pregrado, a pesar de nunca haber trabajado anteriormente en el ámbito de la biomedicina la experiencia fue bastante buena y se deja el proyecto abierto a mejoras.

Infografía

[1] La investigación en técnicas de imágenes cardiacas crecerá un 15% este año. http://www.secardiologia.es/comunicacion/notas-de-prensa/notas-de-prensa-sec/4509-investigacion-en-tecnicas-imagen-cardiaca-crecera-un-15-este-ano

[2] Ministerio de Salud y Protección Social. (2016). Análisis de Situación de Salud. Colombia.

[3] Cruz, L. N. (2017). Una mirada a la salud visual en Colombia. Crónicas de salud, Edición 150.

[4] A. C. Guyton, J. E. Hall, "Tratado de Fisiología Médica", 10a edición, Mc Graw Hill Interamericana, 2000.

[5] Méndez Llatas, M., & Delgado Domínguez, J. J. (2011). Oftalmología: exploración del niño estrábico; detección precoz: Detección precoz de los trastornos de refracción y ambliopía. *Pediatría Atención Primaria*, *13*, 163-180.

[6] Delgado Espinosa, C., Castañeda Suardíaz, J. G., Cordero Jorge, N., & Rodríguez Rodríguez, S. (2018). Estudio de la eficacia del test TNO en la detección precoz de la ambliopía en atención primaria. *Enfermería Global*, *17*(49), 142-163.

[7] Medilineplus, información de salud para usted (2019). Enciclopedia medica: El Ojo.

[8] Parra, J. S. (2019). Globo ocular anatomía y fisiología, resúmenes de oftalmología

[9] Doc. Merino, M. J. (2011). OCT o tomografía de coherencia óptica. Clínica Rementeria. Madrid, España.

[10] Doc. Jürgens, Ignasi (2017). Ecografía ocular y orbitaria. Centro Oftalmológico Barcelona. Institut Catalá de Retina. Barcelona, España.

[11] Porter, Daniel (2019) What is Fluoresecein Angiography?. American Academy Of Ophthalmology.Ojos sanos.

[12] Clínica Rahhal (2016). Como es un examen de fondo de ojo. Laser y microcirugía ocular. Valencia, España.

[13] MedLine Plus. Página Web, consultada en abril de 2020.
https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/007451.htm
[14] Técnicas de realce de imágenes. Departamento de Electrónica y Automática, Universidad Nacional de San Juan, Argentina.

http://dea.unsj.edu.ar/imagenes/recursos/capitulo3.pdf

[15] Universidad Politécnica de Madrid. Procesado Morfológico-ELAI, Capitulo 6 “Procesamiento Morfológico”. Páginas 174-178.

[16] Quijada Maquart, G. A. (2015) Desarrollo de un aplicativo de software para la segmentación de arterias coronarias a partir de imágenes angiográficas, utilizando el método de crecimiento de regiones. Pamplona, Colombia.

[17] Reporte mundial Covid-19
https://www.minsalud.gov.co/salud/publica/PET/Paginas/Covid-19_copia.aspx

[18] Anatomía del ojo.
https://www.provisu.ch/es/dossiers-es/ojo-y-vision.html

[19] Copyright Asociación Española de Optometristas Unidos, 2019

https://optometristas.org/deteccion-del-estrabismo-como-se-diagnostica-el-estrabismo

[20] “Extra Óptical Fridtjof Nansens Plads 5”, Centro de reconocimiento. support@extraoptical.com
https://extraoptical.es/centro-de-conocimiento

[21]Revista franja ocular, la información del oftalmólogo latinoamericano, edición 107, edición Andina.

Anexo.

Código fuente

LAYER 1

```
function Guide1_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)

[fondo_LOGO,~,mascara]=imread('escudo3.png');
axes(handles.axes1)
image(fondo_LOGO,'AlphaData',mascara)
axis off
[fondo_LOGO2,~,mascara2]=imread('logo_act3.png');
axes(handles.axes2)
image(fondo_LOGO2,'AlphaData',mascara2)
axis off



function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)

close(Guide1);
Guide2



function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)

close(gcbf)
```

LAYER 2

```
function pushbutton7_Callback(hObject, eventdata, handles)
global im;
hold off
clc
filter=('*.jpg'),('*.png');
file_image=uigetfile(filter);
im=imread(file_image);
handles.img=im;
guidata(hObject,handles);
imshow(im);
title('IMAGEN ORIGINAL');
guidata(hObject,handles)



function pushbutton6_Callback(hObject, eventdata, handles)

close(Guide2);
Guide1



function pushbutton4_Callback(hObject, eventdata, handles)

close(Guide2);
Guide5



function pushbutton3_Callback(hObject, eventdata, handles)

close(Guide2);
Guide3
```

LAYER 3

```
function pushbutton3_Callback(hObject, eventdata, handles)

close(Guide3);
Guide2



function radiobutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)

global h
global dist

set(handles.pushbutton10,'visible','on');
h=imdistline;



function radiobutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)

global dist
set(handles.pushbutton11,'visible','on');
[xi,yi] = getline
dist=xi(2)-xi(1);



function radiobutton3_Callback(hObject, eventdata, handles)

global dist
[x1 y1]=ginput(1);
plot(x1,y1,'*g');
[x2 y2]=ginput(1);
plot(x2,y2,'*g');
dist=x2-x1;
set(handles.pushbutton12,'visible','on');



function ventana_Callback(hObject, eventdata, handles)

global v;global C1;
```

```
w=get(handles.ventana,'value')
set(handles.valor2,'String',fix(w))
nivel=v;av=w;cont1=0;cont2=0;cont3=0;

[m,n]=size(C1);
Vmin=(nivel-(av/2));
Vmax=(nivel+(av/2));

Vminnor=Vmin/255;
Vmaxnor=Vmax/255;

if Vminnor<0
   Vminnor=0
end
if Vmaxnor>1
   Vmaxnor=1
end

for i=1:m
   for j=1:n

      if C1(i,j)<Vminnor
         C2(i,j)=0;
         cont1=cont1+1;
      end

      if C1(i,j)>Vmaxnor
         C2(i,j)=255;
         cont2=cont2+1;
      end

      if C1(i,j)>Vminnor && C1(i,j)<Vmaxnor
         C2(i,j)=(((C1(i,j)-Vminnor)/(Vmaxnor-Vminnor))*255);
         cont3=cont3+1;
      end

   end
end
C3=uint8(C2);
imshow(C3);impixelinfo;
function nivel_Callback(hObject, eventdata, handles)

global v
```

```
v=get(handles.nivel,'value')
set(handles.valor,'String',fix(v))



function ventana1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

global v;
global im;
global C1;
r=0;
s=0;

for i=135:205
    r=r+1;
  for j=164:450
    s=s+1;
     N_imagen(r,s,:)=im(i,j,:);
  end
     s=0;
end

[m1,n1,k1]=size(N_imagen);
factor=3;
fila=0;
col=0;

for i=1:m1
  for j=1:n1
    for q=1:factor
      for l=1:factor
         ZOOM((q+fila),(l+col),:)=N_imagen(i,j,:);
      end
    end
    col=col+factor;
  end
  fila=fila+factor;
  col=0;
end

B=rgb2gray(ZOOM);
C1=im2double(B);
```

```
handles.img=C1;
guidata(hObject,handles);
imshow(C1);hold on


function pushbutton10_Callback(hObject, eventdata, handles)
global h
global dist

dist = getDistance(h)
calculo= dist

if (adult== 'on')

        if ((calculo>465)&&(calculo<=484))
           N='Estrabismo Negativo'
           set(handles.text9,'String',N);
        end

        if ((calculo>431)&&(calculo<=450))
           N='Estrabismo Convergente Grado 2'
           set(handles.text9,'String',N);
        end

        if ((calculo>390)&&(calculo<=430))
           N='Estrabismo Convergente Grado 3'
           set(handles.text9,'String',N);
        end

        if (calculo<=390)
           N='Estrabismo Convergente Grado 4'
           set(handles.text9,'String',N);
        end

        if ((calculo>484)&&(calculo<=510))
           N='Estrabismo Convergente Grado 2'
           set(handles.text9,'String',N);
        end

        if (calculo>550)
           N='Estrabismo Divergente Grado 4'
           set(handles.text9,'String',N);
        end
```

```
if (niño== 'on')

        if ((calculo>460)&&(calculo<=485))
           N='Estrabismo Negativo'
           set(handles.text9,'String',N);
        end

        if ((calculo>440)&&(calculo<=459))
           N='Estrabismo Convergente Grado 1'
           set(handles.text9,'String',N);
        end

        if ((calculo>350)&&(calculo<=439))
           N='Estrabismo Convergente Grado 2'
           set(handles.text9,'String',N);
        end

        if ((calculo>300)&&(calculo<=349))
           N='Estrabismo Convergente Grado 3'
           set(handles.text9,'String',N);
        end

        if (calculo<=299)
           N='Estrabismo Convergente Grado 4'
           set(handles.text9,'String',N);
        end

        if ((calculo>505)&&(calculo<=548))
           N='Estrabismo Divergente Grado 2'
           set(handles.text9,'String',N);
        end

        if (calculo>580)
           N='Estrabismo Divergente Grado 4'
           set(handles.text9,'String',N);
        end

if (bebe== 'on')

        if ((calculo>425)&&(calculo<=440))
           N='Estrabismo Negativo'
           set(handles.text9,'String',N);
```

```
end

if ((calculo<=425))
   N='Estrabismo Convergente '
   set(handles.text9,'String',N);
end

if ((calculo>441))
   N='Estrabismo Divergente '
   set(handles.text9,'String',N);
end
```

LAYER 4

```
function pushbutton6_Callback(hObject, eventdata, handles)
close(Guide5);
clear all;
Guide2


function axes3_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
global im;
global C1;
global B;
r=0;
s=0;

for i=135:205
    r=r+1;
  for j=164:450
    s=s+1;
     N_imagen(r,s,:)=im(i,j,:);
  end
     s=0;
end

[m1,n1,k1]=size(N_imagen);
factor=3;
fila=0;
col=0;

for i=1:m1
  for j=1:n1
    for q=1:factor
      for l=1:factor
        ZOOM((q+fila),(l+col),:)=N_imagen(i,j,:);
      end
    end
    col=col+factor;
  end
  fila=fila+factor;
  col=0;
end
```

```
B=rgb2gray(ZOOM);
C1=im2double(B);
handles.img=C1;
guidata(hObject,handles);
imshow(C1);hold on


function s1_Callback(hObject, eventdata, handles)
global q
q=get(handles.s1,'value')
set(handles.t1,'String',fix(q))




function s2_Callback(hObject, eventdata, handles)

global q;
global C1;
global C2;
global C3;

w=get(handles.s2,'value')
set(handles.t2,'String',fix(w))
nivel=q;
av=w;
cont1=0;
cont2=0;
cont3=0;

[m,n]=size(C1);
Vmin=(nivel-(av/2));
Vmax=(nivel+(av/2));

Vminnor=Vmin/255;
Vmaxnor=Vmax/255;

if Vminnor<0
   Vminnor=0
end
if Vmaxnor>1
   Vmaxnor=1
```

```
end

for i=1:m
  for j=1:n

    if C1(i,j)<Vminnor
      C2(i,j)=0;
      cont1=cont1+1;
    end

    if C1(i,j)>Vmaxnor
      C2(i,j)=255;
      cont2=cont2+1;
    end

    if C1(i,j)>Vminnor && C1(i,j)<Vmaxnor
      C2(i,j)=(((C1(i,j)-Vminnor)/(Vmaxnor-Vminnor))*255);
      cont3=cont3+1;
    end

  end
end
axes(handles.axes4);
C3=uint8(C2);
imshow(C3);impixelinfo;



function ok_Callback(hObject, eventdata, handles)

global C1
global C3
global B

[m,n]=size(C3);
for i=1:m
  for j=1:n
    C(i,j)=log(double(B(i,j)));
    D(i,j)=log(double(C3(i,j)));
  end
end
```

```
for i=1:m
   for j=1:n
      E(i,j)=(D(i,j)-C(i,j));
   end
end

H=ones(11,11)/(11*11);
IM=imfilter(E,H);
axes(handles.axes5);
imshow(IM);

[m n]=size(IM);
for i=1:m
   for j=1:n
     if IM(i,j)<0.1
     B2(i,j)=255;
     else
     B2(i,j)=0;
     end
   end
end

Z=B2;
se = strel('disk',20);
dil = imclose(Z,se);
axes(handles.axes6);
imshow(dil);

BW2 = bwareaopen(dil, 70);
[L Ne]=bwlabel(BW2);
propied=regionprops(L);
for n=1:size(propied,1)
   rectangle('Position', propied(n).BoundingBox,'EdgeColor','g','LineWidth',2);
end
s = regionprops(L,'centroid');
centroids = cat(1,s.Centroid);
calculo=centroids(2)-centroids(1);
axes(handles.axes7);
imshow(dil);
hold on
plot(centroids(1,1),centroids(1,2),'*r');
plot(centroids(2,1),centroids(2,2),'*r');
```

```
set(handles.t3,'String',fix(calculo));
if (adult== 'on')

        if ((calculo>465)&&(calculo<=484))
           N='Estrabismo Negativo'
           set(handles.text9,'String',N);
        end

        if ((calculo>431)&&(calculo<=450))
           N='Estrabismo Convergente Grado 2'
           set(handles.text9,'String',N);
        end

        if ((calculo>390)&&(calculo<=430))
           N='Estrabismo Convergente Grado 3'
           set(handles.text9,'String',N);
        end

        if (calculo<=390)
           N='Estrabismo Convergente Grado 4'
           set(handles.text9,'String',N);
        end

        if ((calculo>484)&&(calculo<=510))
           N='Estrabismo Convergente Grado 2'
           set(handles.text9,'String',N);
        end

        if (calculo>550)
           N='Estrabismo Divergente Grado 4'
           set(handles.text9,'String',N);
        end

if (niño== 'on')

        if ((calculo>460)&&(calculo<=485))
           N='Estrabismo Negativo'
           set(handles.text9,'String',N);
        end

        if ((calculo>440)&&(calculo<=459))
           N='Estrabismo Convergente Grado 1'
           set(handles.text9,'String',N);
```

```
        end

        if ((calculo>350)&&(calculo<=439))
           N='Estrabismo Convergente Grado 2'
           set(handles.text9,'String',N);
        end

        if ((calculo>300)&&(calculo<=349))
           N='Estrabismo Convergente Grado 3'
           set(handles.text9,'String',N);
        end

        if (calculo<=299)
           N='Estrabismo Convergente Grado 4'
           set(handles.text9,'String',N);
        end

        if ((calculo>505)&&(calculo<=548))
           N='Estrabismo Divergente Grado 2'
           set(handles.text9,'String',N);
        end

        if (calculo>580)
           N='Estrabismo Divergente Grado 4'
           set(handles.text9,'String',N);
        end

if (bebe== 'on')

        if ((calculo>425)&&(calculo<=440))
           N='Estrabismo Negativo'
           set(handles.text9,'String',N);
        end

        if ((calculo<=425))
           N='Estrabismo Convergente '
           set(handles.text9,'String',N);
        end

        if ((calculo>441))
           N='Estrabismo Divergente '
           set(handles.text9,'String',N);
        end
```