



UNIVERSIDAD  
DE PIURA

FACULTAD DE INGENIERÍA

**Prevención y detección temprana de glaucoma a través del  
procesamiento digital de imágenes del fondo del ojo  
humano y de la variación de la presión intraocular y su  
correlación con el espesor central de la córnea**

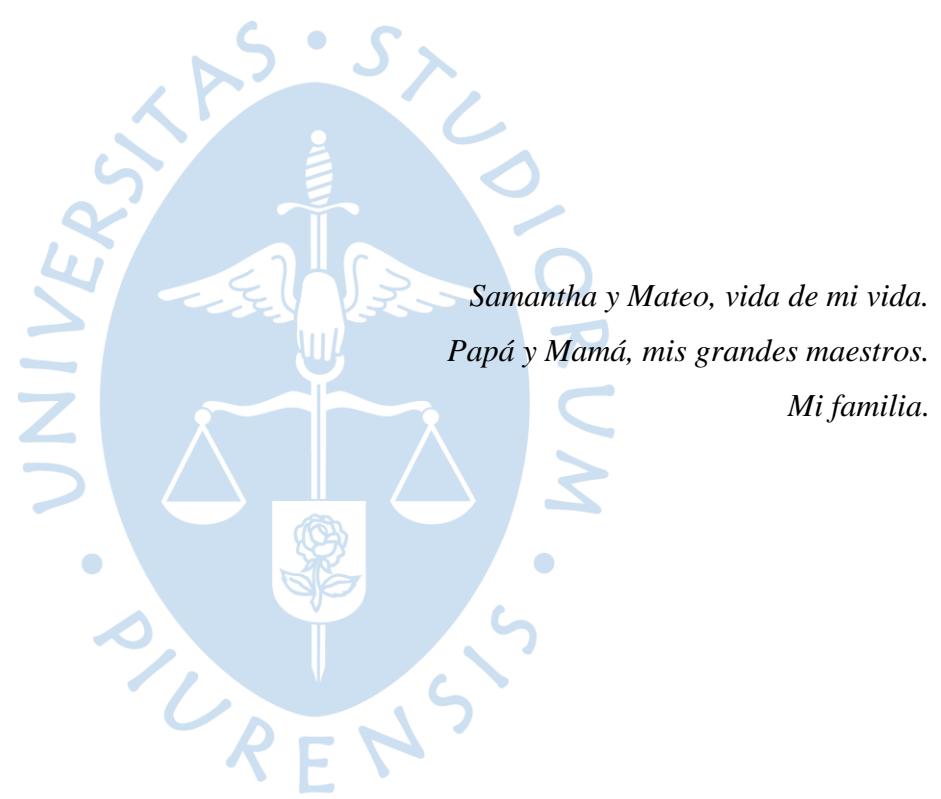
Tesis para optar el Grado de  
Doctor en Ingeniería con mención en Automatización, Control y Optimización de  
Procesos

**Eduardo Guillermo Pinos Vélez**

Asesor:  
**Dr. Ing. William Ipanaqué Alama**

Piura, octubre de 2019







## Resumen Analítico-Informativo

**Prevención y detección temprana de glaucoma a través del procesamiento digital de imágenes del fondo del ojo humano y de la variación de la presión intraocular y su correlación con el espesor central de la córnea**

**Eduardo Guillermo Pinos Vélez**

**Asesor(es): Dr. Ing. William Ipanaqué Alama**

**Tesis.**

**Doctor en Ingeniería, mención en Automatización, Control y Optimización de Procesos  
Universidad de Piura. Facultad de Ingeniería.**

**Piura, Octubre de 2019**

**Palabras claves:** Discapacidad visual / Glaucoma / Diagnóstico presuntivo / Procesamiento de Imágenes / Presión Intraocular / Queratocono / Fibras Nerviosas / Espesor Central de la Córnea / Fondo de ojo humano

**Introducción:** La prevención de enfermedades a través de un adecuado control y visita al médico, es importante para el bienestar de una nación, ya que sin duda, evitaría fuertes gastos económicos en cuanto al tratamiento se refiere; el glaucoma es una enfermedad que por sus características, requiere especial atención, por cuanto afecta, a lo que muchos consideran el sentido con mayor importancia para los seres humanos, que es la vista.

**Metodología:** Para estudiar el ojo humano, desde el ámbito de la ingeniería, es necesario formular proyectos e incluso líneas de investigación, aplicando métodos de procesamiento de imágenes del fondo del ojo humano, especialmente en la relación copa-disco y regla ISNT, desarrollando una herramienta de soporte para el especialista y así determinar la presencia o no de dicha enfermedad, los resultados son comparados con los resultados de equipos altamente costosos y sofisticados, en donde el acceso para la población ecuatoriana se restringe, volviéndolo en muchos casos inaccesible.

**Resultados:** Algoritmos para el diagnóstico presuntivo del glaucoma mediante la simulación y planteamientos de modelos matemáticos, el análisis del daño producido por el aumento de la presión intraocular en el nervio óptico, así como la afección del grosor central de la córnea.

**Conclusiones:** Los resultados presentan un margen de error absoluto hasta del 4.5%, en donde la sensibilidad y especificidad comprueban el correcto funcionamiento de este planteamiento, al detectar tempranamente la presencia de esta enfermedad, que es la segunda causa de ceguera y la primera causa de ceguera irreversible a nivel mundial.

**Fecha de elaboración del resumen:** 14 de Octubre de 2019

## Analytical-Informative Summary

**Prevención y detección temprana de glaucoma a través del procesamiento digital de imágenes del fondo del ojo humano y de la variación de la presión intraocular y su correlación con el espesor central de la córnea**

**Eduardo Guillermo Pinos Vélez**

**Advisor: Dr. Ing. William Ipanaqué Alama**

**Thesis**

**Doctor en Ingeniería, con mención en Automatización, Control y Optimización de Procesos**

**Universidad de Piura. Facultad de Ingeniería.**

**Piura,**

**Keywords:** Visual disability / Glaucoma / Presumptive diagnosis / Image processing / Intraocular pressure / Keratoconus / Nervous fibers / Central thickness of the cornea / Human eye fundus

**Introduction:** The prevention of diseases through an adequate control and visits the doctor, it is important for the well-being of a nation, no doubt, would avoid strong economic expenditures in terms of treatment refers; Glaucoma is a disease which, due to their characteristics, requires special attention, inasmuch as it affects the most important sense for human beings, which is the view.

**Methodology:** To study the human eye, from the field of engineering, it is necessary to develop projects and even lines of research, applying image processing methods from the fundus of the human eye, especially in the relationship cup-disc and ISNT rule, developing a support tool to the specialist to determine the presence or absence of such disease, the results are compared with the results of highly expensive and sophisticated equipment, where access to the Ecuadorian population is restricted, turning it in many cases economically inaccessible.

**Results:** Algorithms for the presumptive diagnosis of glaucoma through the simulation and approaches of mathematical models, the analysis of the damage produced by the increase of intraocular pressure on optic nerve, as well as the condition of the central thickness of the cornea.

**Conclusions:** The results have an absolute error margin of up to 4.5%, where the sensitivity and specificity checks the correct functioning of this approach, as early detection of the presence of this disease, which is the second leading cause of blindness and the first cause of irreversible blindness worldwide..

**Summary date:** 14 de Octubre de 2019

## Prefacio

La discapacidad en el Ecuador es un tema de prioridad nacional, más aún, cuando el porcentaje de personas es considerablemente elevado, en proporción a la población ecuatoriana, este problema genera pobreza y pobreza extrema. Para mejorar la calidad y condición de vida de estas personas, se proponen programas de ayudas técnicas dependiendo del tipo de discapacidad, sin embargo, para cambiar esta realidad es importante impulsar la prevención y la detección temprana de las diferentes causas que las generan. De los sentidos del ser humano, la visión es considerada, el sentido más importante, no obstante, las afecciones, enfermedades y complicaciones que pudiera tener el ojo humano, no es apreciado sino hasta que es necesario el uso de lentes y, en el peor de los casos, algunas enfermedades son silenciosas e indoloras, cuya afección es irreversible generando incluso, ceguera de manera definitiva, como el Glaucoma.

En el presente trabajo se estudia el Glaucoma, analizando las posibles causas que generan esta enfermedad, pero de manera especial, en encontrar y proponer sistemas de soporte para el especialista, para que pueda emitir un diagnóstico presuntivo de detección temprana de esta enfermedad, que es la segunda causa a nivel mundial de la ceguera, incluso en la mayoría de los casos, después de haber transcurrido varios años, el paciente recién sabe que tiene esta enfermedad de graves consecuencias.

Esta investigación no podría haberse desarrollado sin la colaboración de la Clínica de Ojos Santa Lucía de la Ciudad de Quito, especialmente con el apoyo del Dr. Carlos Luis Chacón, Cirujano Oftalmólogo, experto en Glaucoma – Oculoplastia, de la Dra. Ana María Núñez; de igual manera, el apoyo de la Universidad Politécnica Salesiana del Ecuador, sede Cuenca, especialmente del Padre Javier Herrán Gómez PhD, Eco. Luis Tobar Pesantez PhD, Eco. César Vásquez Vásquez MAE, Grupo de Investigación en Inteligencia Artificial y Tecnologías de Asistencia, GI-IATA, Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica, GIIB y de la Carrera de Ingeniería Electrónica, un agradecimiento especial al Ing. William Ipanaqué Alama PhD y al DICOP de la Universidad de Piura, a la Ing. Martha Zequera Díaz PhD y el grupo de Investigación BASPI de la Pontificia Universidad Javeriana en Bogotá, al Ing. Carlos Julio Tierra Criollo PhD, de la Universidad Federal Río de Janeiro, PEB-COPPE-UFRJ, por sus valiosos aportes y asesoría para el desarrollo de esta investigación.



## Tabla de Contenidos

Introducción .....	1
Capítulo 1 El ojo humano y el glaucoma .....	5
1. Generalidades del ojo y la visión humana.....	5
2. El ojo .....	6
3. El nervio óptico .....	11
4. El glaucoma.....	12
4.1. Glaucoma de ángulo abierto.....	14
4.2. Glaucoma agudo o de ángulo cerrado.....	14
4.3. Glaucoma congénito.....	15
4.4. Otros tipos de glaucoma.....	15
5. La presión intraocular y dispositivos de detección de aumento.....	16
5.1. Tonometría de aplanación.....	19
5.2. Tonometría de no contacto.....	19
5.3. Tonometría de rebote. ....	20
Capítulo 2 Simulación y modelamiento del ojo humano .....	21
1. Consideraciones para la simulación del ojo humano .....	21
1.1. Humor acuoso. ....	21
1.2. Cuerpo ciliar.....	22
1.3. Cámara posterior. ....	22
1.4. Cámara anterior. ....	22
1.5. Malla Trabecular. ....	23
1.6. Canal de Schlemm.....	24
1.7. La presión intraocular (PIO). ....	24
2. Simulación y pruebas .....	24
2.1. Partes del ojo humano. ....	24
2.2. Simulación del flujo del humor acuoso.....	31

2.3. Simulación del nervio óptico.....	39
2.4. Simulación del campo de visión.....	43
Capítulo 3 Procesamiento digital de imágenes biomédicas del ojo humano .....	47
1. Diagnóstico de glaucoma mediante procesamiento de imágenes del fondo del ojo humano.	
.....	48
1.1. Binarización .....	50
1.2. Filtro de suavizado gaussiano. ....	51
1.3. Filtro bilateral.....	51
1.4. Filtro adaptativo. ....	52
1.5. Operaciones morfológicas.....	53
2. Diagnóstico de glaucoma con el uso de la Regla ISNT .....	55
3. Procesamiento digital de las imágenes de fondo de ojo en software libre .....	57
4. Implementación del algoritmo para el procesamiento de imágenes .....	58
Capítulo 4 Diseño de modelos matemáticos y análisis de resultados .....	61
1. Prevención del glaucoma luego de la medición de la PIO.....	61
2. Relación entre la Copa-Disco y la regla ISNT .....	72
3. El queratocono y su afección en el ojo humano.....	75
3.1. Queratocono preclínico.....	78
3.2. Queratocono Incipiente.....	79
3.3. Queratocono Moderado.....	79
3.4. Queratocono severo.....	80
4. Correlación entre la PIO en aumento y el grosor central de la córnea.....	80
5. Relación de volumen de fibras nerviosas afectadas por glaucoma .....	85
6. Comparación de los algoritmos planteados para determinar el mejor método propuesto como herramienta de detección temprana y diagnóstico presuntivo del glaucoma .....	92
Conclusiones .....	95
Referencias .....	103
Anexos.....	111

Anexo A: Tablas correspondientes a la sección: “Prevención del glaucoma luego de la medición de la presión intraocular .....	113
--	-----





## Lista de Figuras

Figura 1. Anatomía del ojo.....	6
Figura 2. Representación del segmento anterior del ojo y de la circulación del humor acuoso.	8
Figura 3 Circulación del humor acuoso. ....	9
Figura 4. Estructura interna de la retina. ....	10
Figura 5. Centro de la retina.....	10
Figura 6. Entrada de luz invertida. ....	11
Figura 7. Nervio óptico de un ojos sano (a) y un ojo con glaucoma (b). ....	11
Figura 8. Estructura interna del ojo humano. ....	12
Figura 9. Comparación entre una visión normal y una visión con glaucoma avanzado. ....	12
Figura 10. Anatomía ocular.....	13
Figura 11. Glaucoma de ángulo abierto. ....	14
Figura 12. Glaucoma agudo. ....	15
Figura 13. Dispositivo de Drenaje ubicado sobre el globo ocular. ....	16
Figura 14. Aumento de la presión intraocular, PIO. ....	17
Figura 15. Variación de la presión intraocular durante el día. ....	17
Figura 16. Neumotonómetro, T: colimador generador de haz de rayos paralelos, R: detector–receptor. a) Córnea sin aplanación, b) córnea con aplanación. ....	20
Figura 17. Producción y circulación del humor acuoso. ....	21
Figura 18. Cámara anterior y posterior del ojo. ....	22
Figura 19. Producción y drenaje del humor acuoso desde la cámara posterior hacia la cámara anterior. ....	23
Figura 20. Malla trabecular y Canal de Schlemm. ....	23
Figura 21. Variación de la PIO durante el día.....	24
Figura 22. Curva generatriz de la superficie de la córnea. ....	25
Figura 23. Revolución de la curva generatriz de la córnea. a) Vista frontal, b) Vista lateral ..	25
Figura 24. Curva generatriz de la superficie del cristalino. ....	25
Figura 25. Revolución de la curva generatriz del cristalino.....	26
Figura 26. Curva generatriz de la superficie del iris. ....	26
Figura 27. Revolución de la curva generatriz del iris. a) Vista frontal, b) Vista lateral .....	27
Figura 28. Curva generatriz de la superficie del cuerpo ciliar. ....	27
Figura 29. Revolución de la curva generatriz del cuerpo ciliar. ....	27
Figura 30. Curva generatriz de la superficie de la coroides. ....	28

Figura 31. Revolución de la curva generatriz del cuerpo ciliar. ....	28
Figura 32. Curva generatriz de la superficie de la retina. ....	28
Figura 33. Revolución de la curva generatriz de la retina.....	29
Figura 34. Curva generatriz de la superficie de la esclera. ....	29
Figura 35. Revolución de la curva generatriz de la esclera.....	29
Figura 36. Curva generatriz de la superficie de las fibras ciliares. ....	30
Figura 37. Revolución de la curva generatriz de las fibras ciliares.....	30
Figura 38. Curva generatriz de la superficie del ojo. ....	30
Figura 39. Revolución de la curva generatriz del ojo. a) Vista frontal, b) Vista posterior. ....	31
Figura 40. Revolución 180° de la curva generatriz del ojo. a) Vista lateral externa, b) Vista lateral interna.....	31
Figura 41. Campo de simulación del flujo de humor acuoso.....	32
Figura 42. Flujo del humor acuoso a través de la malla trabecular y del canal de Schlemm. .	32
Figura 43. Formación del humor acuoso en el cuerpo ciliar. ....	33
Figura 44. Configuración para el ingreso del humor acuoso. ....	33
Figura 45. Configuración de las condiciones del flujo del humor acuoso. ....	34
Figura 46. Trayectoria del flujo del humor acuoso. ....	34
Figura 47. Simulación con velocidad de 1.2 mm/s, presión máxima de 23.33 mmHg.....	35
Figura 48. Simulación con una velocidad de 2.5 mm/s, presión máxima de 33.33 mmHg....	36
Figura 49. Simulación de la circulación del flujo del humor acuoso fluyendo a 1.2 mm/s. ....	36
Figura 50. Simulación de la circulación del flujo del humor acuoso fluyendo a 2.5 mm/s....	37
Figura 51. Recorrido del humor acuoso fluyendo a 1.2 mm/s. ....	37
Figura 52. Recorrido del humor acuoso fluyendo a 2.5 mm/s. ....	38
Figura 53. Simulación de la presión ejercida en la córnea cuando el humor acuoso fluye a 1.2 mm/s. ....	38
Figura 54. Simulación de la presión ejercida en la córnea cuando el humor acuoso fluye a 2.5 mm/s. ....	39
Figura 55. Algoritmo de comparación del valor ingresado.....	41
Figura 56. Algoritmo simulando en la iteración 8 con dato de ingreso de 78 $\mu$ m.....	41
Figura 57. Algoritmo para abrir la imagen del nervio óptico según su iteración.....	42
Figura 58. Almacenamiento de la imagen del nervio óptico.....	42
Figura 59. Presentación del estado del nervio óptico.....	42
Figura 60. Simulación del nervio óptico en el valor de mayor grado de afección.....	43
Figura 61. Simulación del nervio óptico con valor superior al establecido como normal. ....	43

Figura 62. Algoritmo de simulación del campo de visión. ....	44
Figura 63. Imagen con visión normal e imagen afectada en <5% de glaucoma. ....	44
Figura 64. Imagen con visión normal e imagen afectada en <2% de glaucoma. ....	45
Figura 65. Imagen con visión normal e imagen afectada en <1% de glaucoma. ....	45
Figura 66. Imagen con visión normal e imagen afectada en <0.5% de glaucoma. ....	46
Figura 67. Imagen Biomédica de Fondo de Ojo. ....	48
Figura 68. (a) Fondo de ojo, nervio óptico del ojo derecho (b) Fondo de ojo, el nervio óptico del ojo izquierdo.....	49
Figura 69. Diagrama de Flujo para el Proceso de segmentación de la copa y disco.....	50
Figura 70. Filtro adaptativo.....	52
Figura 71. Imagen de fondo de ojo. ....	53
Figura 72. Conversión de la imagen de fondo de ojo a escala de grises. ....	54
Figura 73. Eliminación de vasos sanguíneos. ....	54
Figura 74. Segmentación de la copa y el disco. ....	55
Figura 75. Localización del borde y la copa de la imagen de fondo de ojo. ....	55
Figura 76. Imagen de la superposición de la copa y disco. ....	56
Figura 77. Imagen de la reconstrucción del área de la superposición de la copa y disco. ....	56
Figura 78. Segmentación del anillo neurorretiniano con el uso de la regla ISNT. ....	56
Figura 79. Interfaz Gráfica del Software para la detección de sospecha de glaucoma. ....	57
Figura 80. Región de interés de estudio. ....	58
Figura 81. (a) Imagen filtrada con filtro gaussiano, (b) Imagen dilatada.....	58
Figura 82. (a) Máscara del nervio óptico, (b) Imagen binarizada y erosionada (c) Imagen con filtrado bilateral. ....	59
Figura 83. (a) Contorno interno del nervio óptico, (b) Imagen con filtrado adaptativo, (c) Operación OR.....	59
Figura 84. (a) Imagen filtrada y binarizada, (b) Imagen erosionada, (c) Contornos.....	59
Figura 85. (a) Regiones para obtención de la copa, (b) Imagen procesada.....	60
Figura 86. Grosor de la CFNR para el ojo derecho.....	62
Figura 87. Grosor de la CFNR para el ojo izquierdo. ....	62
Figura 88. Pacientes afectados con edades mayores de 40 años. ....	63
Figura 89. Desviación media del ojo derecho. ....	63
Figura 90. Probabilidad de pérdida DM del campo visual del ojo derecho. ....	64
Figura 91. Desviación media del ojo izquierdo.....	64
Figura 92. Probabilidad de pérdida DM del campo visual del ojo izquierdo.....	64

Figura 93. DEM del ojo derecho.....	65
Figura 94. Probabilidad de pérdida del DSM del campo visual del ojo derecho.....	65
Figura 95. Tabulación de DSM del ojo izquierdo.....	65
Figura 96. Tabulación de la Probabilidad del Ojo Izquierdo.....	66
Figura 97. Valores del grosor de la córnea central, GCC, del ojo derecho.....	66
Figura 98. Valores del grosor de la córnea central, GCC, del ojo izquierdo. ....	66
Figura 99. Volumen de cámara del ojo derecho.....	67
Figura 100. Volumen de cámara del ojo izquierdo. ....	67
Figura 101. Ángulo en el ojo derecho.....	67
Figura 102. Ángulo en el ojo izquierdo.....	68
Figura 103. Primer modelamiento de GCFNR en función de la presión intraocular.....	69
Figura 104. Segundo modelamiento: DM con la enfermedad al 50% en función de GCFNR.	70
Figura 105. Modelamiento de la desviación estándar en función del GCFNR.....	71
Figura 106. Imágenes del algoritmo propuesto como herramienta de soporte para la detección de Glaucoma a través de la relación Copa-Disco.....	73
Figura 107. Relación entre grosor corneal y presión intraocular.....	77
Figura 108. Queratocono preclínico.....	78
Figura 109. Queratocono incipiente.....	79
Figura 110. Queratocono moderado.....	79
Figura 111. Queratocono severo. ....	80
Figura 112. Gráfica de Ecuación obtenida con el polinomio interpolante de Lagrange. ....	81
Figura 113. Curva ROC de la ecuación 4.15.....	85
Figura 114. Fondo del ojo humano, identificación de la capa de fibras nerviosas y capa de vasos ganglionares. ....	85
Figura 115. a) Puntos que indecan la separacion entre A y B, b) Polinomio interpolante de Newton mediante diferencias divididas .....	86
Figura 116. a) Fragmentación de la CFNR, b) Cálculo del GCFNR. ....	86
Figura 117. Procesamiento del Grosor de Fibras Nerviosas con el algoritmo propuesto. ....	90

## Lista de Tablas

Tabla 1. <i>Afecciones de la biomecánica corneal .....</i>	18
Tabla 2. <i>Estado del nervio óptico y el espesor de la capa de fibras nerviosas.....</i>	39
Tabla 3. <i>Simulación del estado de las fibras nerviosas retinianas. ....</i>	40
Tabla 4. <i>Comparación entre el CDR clínico y el CDR con el algoritmo propuesto. ....</i>	74
Tabla 5. <i>Diagnóstico presuntivo luego de la comparación entre el CDR clínico y el CDR con el algoritmo propuesto. ....</i>	74
Tabla 6. <i>Comparación entre la regla ISNT clínico y el ISNT con el algoritmo propuesto.....</i>	75
Tabla 7. <i>Relación entre el grosor corneal vs presión intraocular .....</i>	76
Tabla 8. <i>Resultados de la prueba de sensibilidad y especificidad. ....</i>	84
Tabla 9. <i>Sensibilidad y especificidad del polinomio interpolante obtenido. ....</i>	84
Tabla 10. <i>Pacientes de la clínica "Santa Lucía" de la ciudad de Quito. ....</i>	87
Tabla 11. <i>Implementación del algoritmo para el estudio de la CFNR del ojo izquierdo y del ojo derecho. ....</i>	88
Tabla 12. <i>Diagnóstico de glaucoma en ojo izquierdo.....</i>	90
Tabla 13. <i>Diagnóstico de glaucoma en ojo derecho. ....</i>	91
Tabla 14. <i>Comparación de error con los métodos propuestos. ....</i>	92



## Introducción

La Misión Solidaria “Manuela Espejo” (MISIÓN MANUELA ESPEJO, 2010) (Pinos Vélez & Ingavelez, 2011), durante el 2010, realizó en el Ecuador un estudio ***bio-psico-social, clínico-genético, georreferenciado***, en donde se determinó que más de 1.6 millones de personas tienen algún tipo de discapacidad, que es aproximadamente el 10% de la población del Ecuador y requieren de un tipo de protección especial (Consejo Nacional de Discapacidades del Ecuador, 1996-2010).

Según los datos que maneja el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades, CONADIS<sup>1</sup> (MISIÓN MANUELA ESPEJO, 2010) y el informe revelado por la Sociedad Ecuatoriana de Oftalmología (Ecuador Vulnerable a la Ceguera, s.f.), indica que, del total de personas que padecen ceguera, el 60% es por catarata, el 30% por glaucoma y retinopatía diabética, el 8% por degeneración macular relacionada con la edad y el 2% por retinopatía.

Definir la discapacidad no ha sido una tarea sencilla, debido a que incluso puede verse como discriminatorio y ofensivo, segregándoles de una participación activa en la sociedad con igualdad de condiciones, dependiendo del grado y tipo de discapacidad que una persona pueda tener, por lo que, el Ecuador, basado en la Convención sobre Derechos de Personas con Discapacidad y su Protocolo Facultativo, considera “*persona con discapacidad a aquella que, como consecuencia de una o más deficiencias físicas, psicológicas, mentales y/o sensoriales, congénitas o adquiridas, previsiblemente de carácter permanente, se ve restringida al menos con un 30% de su capacidad para realizar una actividad dentro del margen que se considera normal, en el desempeño de sus funciones o actividades habituales*

Desde el año 2007, la discapacidad es Prioridad Nacional, implementando políticas para tener un “Ecuador sin Barreras”, en donde se les pueda brindar una mejor calidad de vida, declarando como Política de Estado el trabajar en la prevención de discapacidades, así como, la atención y rehabilitación de personas con discapacidad. (CONSTITUCIÓN DEL ECUADOR, 2011).

El Ecuador, con su Plan Nacional del “Buen Vivir”, participe en la Convención Interamericana para la Eliminación de Todas las Formas de Discriminación contra las Personas con Discapacidad<sup>2</sup>, cuyo objetivo es: “la prevención y eliminación de todas las formas de

<sup>1</sup> <http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadistica/index.html>

<sup>2</sup> **La nueva Convención Internacional sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad.** Fuente: Publicado en SJA 11/4/2007 - JA 2007-II-817/ Citar Lexis N° 0003/013151 Dr. Pablo Oscar Rosales. [www.pablolorsales.com.ar](http://www.pablolorsales.com.ar)

discriminación contra las personas con discapacidad y propiciar su plena integración en la sociedad”, y la Convención Internacional sobre Derechos de las Personas con Discapacidad, cuyo proyecto está aprobado por la Asamblea de Naciones Unidas, establecen en el Art. 3, punto 2:

*2. Trabajar prioritariamente en las siguientes áreas:*

- a) La prevención de todas las formas de discapacidad prevenibles;*
- b) La detección temprana e intervención, tratamiento, rehabilitación, educación, formación ocupacional y el suministro de servicios globales para asegurar un nivel óptimo de independencia y de calidad de vida para las personas con discapacidad; y,*
- c) La sensibilización de la población, a través de campañas de educación encaminadas a eliminar prejuicios, estereotipos y otras actitudes que atentan contra el derecho de las personas a ser iguales, propiciando de esta forma el respeto y la convivencia con las personas con discapacidad.*

La Organización de Estados Americanos, establece que los 3 países con un mayor índice de discapacidad en América son: Perú con el 18.5%, EEUU con el 15% y Ecuador con el 13.2%.

Ecuador, desde el año 2010, implementó un programa de entrega de ayudas a través de la Misión Solidaria “Joaquín Gallegos Lara”, en donde, a las personas con discapacidad y, especialmente a las que viven en pobreza y pobreza extrema se les entrega un *Bono Solidario*, que equivale a un salario mínimo vital.

El acelerado desarrollo de la ciencia y la tecnología, permite la innovación de productos tecnológicos que ayudan a mejorar la *calidad de vida* de las personas, especialmente para las personas con algún tipo de discapacidad. Estos desarrollos se dan en países que mantienen liderazgo tecnológico y económico, ocasionando que países “*en vías de desarrollo*”, dependamos de esa tecnología, así como por los servicios asociados a la misma, sin tener la oportunidad de innovar, optimizar, adaptar o desarrollar tecnologías propias, acorde a nuestra realidad y necesidad.

Para emprender en el desarrollo e innovación de tecnologías asistenciales para personas con discapacidad en nuestro medio, es importante fortalecer los estudios en adquisición y procesamiento de señales e imágenes Biomédicas, así como del desarrollo de dispositivos de Instrumentación Biomédica, lo cual permite brindar herramientas de soporte para el profesional

en salud y así obtener un diagnóstico presuntivo y posterior plan de trabajo para tratamiento de diversos tipos de enfermedades, que en muchos casos son irreversibles.

De lo mencionado anteriormente, y a pesar de tener en consideración la prevención de discapacidades, pocos son los estudios y esfuerzos para lograr cumplir con este objetivo, especialmente en el caso de enfermedades silenciosas, ya que únicamente se busca tratamiento cuando ésta ya está muy avanzada, como es el caso del Glaucoma<sup>3</sup>.

Es común que una persona acuda al especialista sólo cuando siente alguna afección o cambio de comportamiento en su organismo, de igual manera sucede con el cuidado de los ojos, sólo cuando hay alguna anomalía se busca realizar un chequeo; el Glaucoma, es una enfermedad silenciosa, generalmente detectada cuando ya ha causado bastante daño al nervio óptico y la capa de fibras nerviosas, disminuyendo la agudeza y el campo visual, si no es controlada oportunamente puede llegar a la ceguera total de manera irreversible, sin embargo, se requieren diversos tipos de exámenes, costosos y poco accesibles en el Ecuador, para así poder determinar el grado y tipo de glaucoma que pueda tener el paciente. Esta es la razón por la que siempre se interviene en el tratamiento del Glaucoma, dependiendo de la afección que presenta se puede tomar varias alternativas para dicho tratamiento, incluso hasta la implantación de dispositivos de drenaje del humor acuoso y así controlar el aumento de la presión intraocular, principal causa de ésta enfermedad.

Con respecto al tratamiento del glaucoma y los dispositivos de drenaje, existen muchos estudios e investigaciones que aportan al control y así evitar el progreso de ésta enfermedad, sin embargo, son escasos los procedimientos y métodos para detectar, prevenir e incluso tener un diagnóstico temprano de la presencia del glaucoma, organizaciones a nivel mundial, como el *World Glaucoma Week*<sup>4</sup>, siempre buscan métodos de prevención, detección oportuna y tratamiento. Asimismo, son muchos los esfuerzos que se realizan a nivel mundial a través de diferentes asociaciones como ejemplo:

- American Glaucoma Society. <http://www.americanglucomasociety.net>
- Sociedad Latinoamericana de Glaucoma. <http://www.slaglucoma.com/index.html>

---

<sup>3</sup> La palabra Glaucoma es un compuesto griego, formado por γλαυκός (glaukos = claro, brillante, resplandeciente, glauco) y ω-μα (o-ma = resultado de un proceso). El glaucoma es una mancha blanquecina en el fondo del ojo, en la zona de inserción del nervio óptico. <http://etimologias.dechile.net/?glaucoma>

<sup>4</sup> <http://www.wgweek.net/index.php>

- Asociación de Glaucoma para Afectados y Familiares.  
<http://www.asociaciondeglaucoma.es>
- Sociedad Española de Glaucoma.  
<http://www.sociedadglaucoma.com/nova/NPortada?CodPortada=1263>
- Asociación Colombiana de Glaucoma. <http://www.glaucoma.org.co/index.html>
- Sociedad Peruana Glaucoma. <http://www.sociedadperuanadeglaucoma.org.pe/>
- Sociedade Brasileira de Glaucoma. <http://www.sbglaucoma.com.br/>
- Fundación Argentina de Glaucoma. <http://www.fundacionglaucoma.com.ar/>
- Colegio Mexicano de Glaucoma. <http://www.smo.org.mx/amg>
- Sociedad Ecuatoriana de Glaucoma. <http://congreso.enfec.com.ec/>

Cada una de estas asociaciones están conformadas por médicos y especialistas en el tema, en donde exponen los avances, pero enfocados desde su área y dependientes de tecnología.

Carlos Luis Chacón, médico especialista en el Glaucoma y la Dra. Ana María Núñez, quienes trabajan en la Clínica “Santa Lucía” de la Ciudad de Quito – Ecuador.

## Capítulo 1

### El ojo humano y el glaucoma

#### 1. Generalidades del ojo y la visión humana

El estudio del ojo humano así como de la visión (Román, Octubre del 2006), es un campo de mucho interés, debido a que es considerado como el sentido más importante de una persona, existe una variedad de investigaciones sobre su funcionamiento así como las aplicaciones prácticas que se derivan, por ejemplo, el uso de nuevos instrumentos para la obtención de imágenes mejoradas de la estructura interna del ojo, lo cual ayuda a tanto a la prevención como a la mayor precisión en la detección de muchas patologías oculares, de la misma manera, el uso de nuevos dispositivos destinados a mejorar la calidad de la visión.

El ojo humano tiene forma esférica, ubicado en una cavidad orbitaria y que tiene la capacidad de convertir las sensaciones luminosas que se presentan como impulsos nerviosos en la retina, estos impulsos del nervio óptico son transmitidos al cerebro, en donde se fusionan todas las imágenes creando un efecto tridimensional que es interpretado por el cerebro, volviéndolo la base del sentido de la vista (Garijo Millán, Pérez Ansón, & Calvo Calzada, 2010) (Hernandez A, 2005) (Orduña Anguiano, 2010).

El ojo está constituido de tres capas o membranas cubiertas (Figura 1):

- 1) **Capa Externa:** Formada por la córnea y la esclera, unidas en una zona de transición conocida como limbo esclerocorneal.
- 2) **Capa Media:** Formada por el iris y cuerpo ciliar, es la capa vascular del globo ocular conocida como úvea.
- 3) **Capa Interna:** Formada por la retina, es la encargada de generar impulsos nerviosos como respuesta a estímulos lumínicos.

Dentro de las capas, se encuentra:

- **Humor acuoso:** Es un líquido transparente que se encuentra entre la córnea y el cristalino, nutre y oxigena la córnea y el cristalino.

- **Cristalino:** Es una estructura transparente en forma de lente biconvexa, se encuentra detrás del iris y delante del humor vítreo, mantiene su posición debido a la zónula<sup>5</sup> y sus fibras fijadas del músculo ciliar.
- **Humor Vítreo:** Es un gel transparente que ocupa la cavidad intraocular más grande.

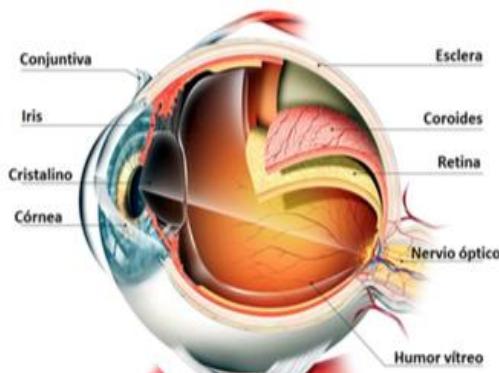


Figura 1. Anatomía del ojo.

Fuente: Tomado de “Detección de glaucoma mediante el análisis de imagen de fondo de ojo”  
(Moreno, 2014)

La visión involucra procesos neurológicos y de percepción, es por ellos que podemos apreciar el mundo físico que nos rodea. Actualmente dicho sentido nos muestra la realidad individual y permite la interacción social (Orduña Anguiano, 2010).

Las dos etapas de la visión:

- 1) **Ocular:** Que involucra a los ojos, que son órganos sensitivos y forman parte de nuestro sistema visual, son la primera etapa de la visión y su misión es captar la representación de una parte del campo visual (Orduña Anguiano, 2010).
- 2) **Neuronal:** Su estructura permite la transmisión e integración de la información que genera el ojo, fragmentando en modalidades para un procesamiento rápido y eficaz del sistema visual (Orduña Anguiano, 2010).

## 2. El ojo

Procesa la información visual, a través del ingreso de luz que se concentra en la córnea y cristalino, enfocando la imagen sobre la retina, que es la encargada de codificar la información

<sup>5</sup> Zónula.- Una serie de fibras que conecta el cuerpo ciliar y el cristalino del ojo, sosteniendo el lente en su lugar. Disponible en: <http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/zonula>

de luz, color, forma y movimiento captados y que posteriormente es transmitida por medio de fibras nerviosas en el nervio óptico.

En el quiasma óptico se entrecruzan las fibras nerviosas del nervio óptico para proyectar por medio del tracto óptico la información al cerebro en donde finalmente, se forma la imagen visual. La información de la retina, influye también en la adaptación de la pupila a las condiciones ambientales de iluminación, dirección de movimiento de los ojos y enfoque de objetos a diferentes distancias, pero también influye en sistemas no visuales, como son el comportamiento de ritmos biológicos, especialmente a los núcleos supraquiasmáticos<sup>6</sup> del hipotálamo.

La retina, es la capa externa del ojo sensible a la luz. Ubicada sobre la coroides hasta la *ora serrata*<sup>7</sup> donde se une con la coroides, en la papila óptica, continúa con el nervio. Formando complejas redes nerviosas en el nervio óptico codificando la información visual que es enviado a través de impulsos al cerebro.

La forma y turgencia<sup>8</sup> del globo ocular se mantiene debido a la capa fibrosa exterior y a la presión generada por el humor acuoso; la esclera, donde están los músculos que mueven al ojo, se reduce a una membrana fenestrada y una lámina cribosa, que al igual que la córnea, están formadas por colágeno, glicosaminoglicanos (GAGs) y agua, la córnea además de proteger al ojo, permite la entrada de luz con poca distorsión.

La úvea, es una membrana vascular ubicada entre la esclera y la retina, de estructura frágil, pigmentada y con alto contenido de melanina, que además de nutrir la retina y esclera, produce el humor acuoso que, a su vez nutre la córnea y el cristalino. Posee tres regiones diferentes:

- 1) **Coroides:** Zona más vascularizada de la úvea.
- 2) **Cuerpo ciliar:** Produce el humor acuoso.
- 3) **Iris:** Espacio circular llamado pupila que regula la entrada de luz al ojo.

Si el globo ocular no varía su forma y además mantiene una trayectoria sin alteraciones desde la córnea hasta la retina, se tiene una función visual correcta. La circulación del humor

<sup>6</sup> El núcleo supraquiasmático está situado en el hipotálamo, justo por encima del quiasma óptico. Se encarga de la regulación de los ritmos circadianos, ciclos ligados a la alternancia de día y noche. <https://salud.ccm.net>

<sup>7</sup> La *ora serrata*, es la porción más anterior y periférica de la retina, entra en contacto con el cuerpo ciliar. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmedhealth/PMHT0022394/>

<sup>8</sup> Es la presión ejercida por los fluidos y por el contenido celular sobre las paredes de la célula. [https://medlineplus.gov/spanish/ency/esp\\_imagepages/17223.htm](https://medlineplus.gov/spanish/ency/esp_imagepages/17223.htm)

acuoso por medio de las cámaras anterior y posterior, da forma del globo ocular y es el responsable de la claridad óptica, así como del metabolismo corneal y lenticular.

El humor acuoso está contenido en la cámara anterior, es un líquido cuya densidad varía desde 1.0034 a 1.0036 mg/ml, con un índice de refracción de 1.3336 y un volumen de 0.25 ml., está compuesto de una baja concentración de proteínas, con altos niveles de ascorbato, además presenta una barrera epitelial/endotelial (barrera sangre-humor acuoso) y lleva varias sustancias orgánicas e inorgánicas desde el epitelio ciliar a través de la malla trabecular (Figura 2). Se produce en el cuerpo ciliar y drenado apropiadamente, para de esta manera mantener un equilibrio y forma del globo ocular, sin embargo, el mal drenaje del humor acuoso, es la principal causa que la presión intraocular, PIO, se incremente. El transporte activo de electrolitos y pequeñas moléculas se hace a través de la capa del epitelio no pigmentada en donde se forma la barrera sangre-humor acuoso.

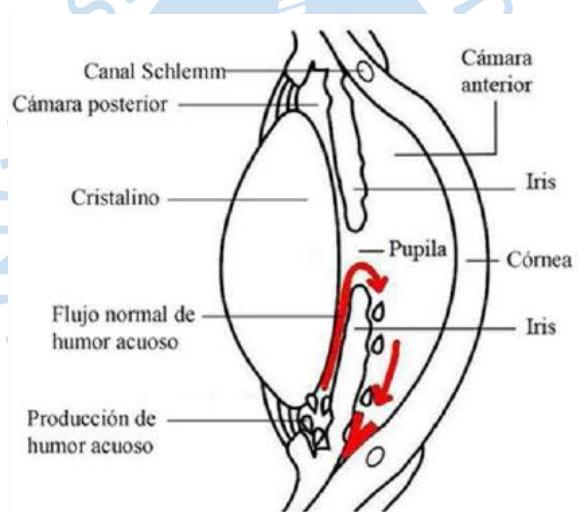


Figura 2. Representación del segmento anterior del ojo y de la circulación del humor acuoso.

Fuente: Tomado de “Aris Vision Institute” (Aris Vision Institute, 2017)

La formación del humor acuoso se debe a:

- 1) Difusión,
- 2) Ultrafiltración,
- 3) Secreción activa.

De esta última, depende la composición química y volumen del humor acuoso, en el ser humano, dicha producción es aproximadamente de 2.5 l/min, y alrededor del 1% de este fluido se reemplaza por minuto, manteniendo hidratado al ojo.

El estímulo parasimpático<sup>9</sup>, contrae el músculo ciliar, traccionando el trabeculado que aumenta la salida de humor acuoso.

La pendiente entre la cámara posterior y anterior, provoca la circulación del humor acuoso (Aris Vision Institute, 2017), a través de un flujo pasivo (Figura 3). Dicho flujo puede ser darse de dos maneras:

- 1) Trabecular:** El humor acuoso ingresa a la malla trabecular y luego al canal de Schlemm, para pasar a las venas episclerales, drenando el 80% del flujo total.
- 2) Uveoescleral:** El humor acuoso alcanza la malla trabecular desde la raíz del iris, abandona el ojo a través de los vasos esclerales, luego de pasar por la cara anterior del músculo ciliar, drenando el 20% restante del flujo total.

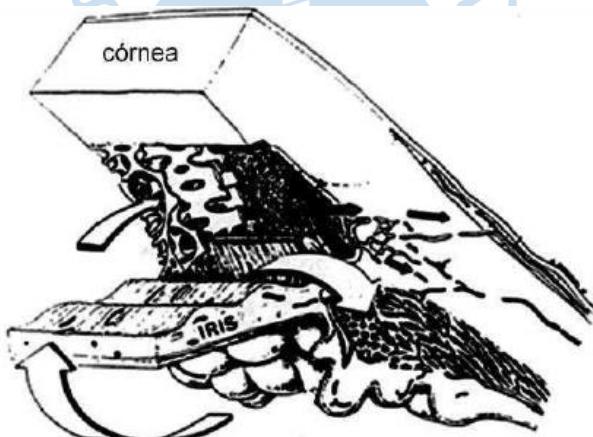


Figura 3 Circulación del humor acuoso.

Fuente: Tomado de “Aris Vision Institute” (Aris Vision Institute, 2017)

La malla trabecular se encuentra encima de la esclera, conjunto de fibras entrelazadas con espacios de hasta 70 micrones, mientras que el trabeculado está en la parte superior del canal de Schlemm, cuyas células producen colágeno, de tal manera que, las células endoteliales mantienen la estructura de las trabéculas, y permitir el drenaje el humor acuoso. (Davies , Fisher , & Barnett , 2001) (Sasisekharan, Raman, & Prabhakar, 2006) (Silbert & Sugumaran, 2002) (Sugahara & Kitagawa, 2002) (Rohen & van der Zypen, 1968).

El humor acuoso utiliza la malla trabecular como principal vía de salida, si los ángulos tienen anomalías patológicas, afectan en el drenaje y por consiguiente en el aumento de la

---

<sup>9</sup> El Sistema Nervioso Simpático promueve el gasto de energía y activa el organismo, mientras que el Sistema Nervioso Parasimpático incrementa las reservas. Debido al mecanismo de homeostasis, ambos consiguen trabajar de forma complementaria. <https://blog.cognifit.com/es/sistema-nervioso-parasimpatico/>

presión intraocular. Estudios señalan que la malla trabecular cerca del canal de Schlemm, es el primer sitio de resistencia al flujo normal del humor acuoso. (Tamm, y otros, 2004) (Acott, Westcott, Passo, & Van Buskirk, 1985) (Lerner, Polansky, Howes, & Stern, 1997) (Morrison, Dorman-Pease, Dunkelberger, & Quigley, 1990).

Es importante conocer la estructura interna del ojo humano, en donde, los impulsos nerviosos enviados al cerebro que decodifica e interpreta los estímulos luminosos enviados por la retina. (Dowling, 1979), en la Figura 4 se visualiza la retina y sus principales capas (Hubel, 1988), de las cuales, las células fotorreceptoras de luz son los conos y bastones.

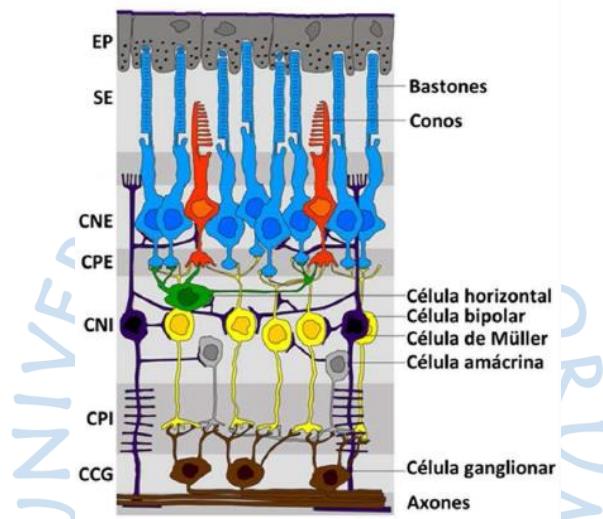


Figura 4. Estructura interna de la retina.

Fuente: Tomado de “Partes internas del ojo” (Partesdel, 2017).

Los bastones son 20 veces más numerosos que los conos (Masland, 2001). En el centro de la retina, área denominada fóvea, se tiene la presencia únicamente de conos (Figura 5).

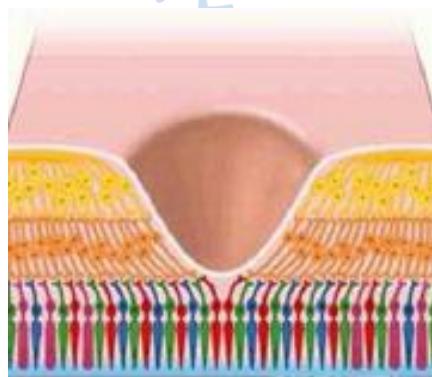


Figura 5. Centro de la retina.

Fuente: Tomado de “Partes internas del ojo” (Partesdel, 2017).

De igual manera, en la fóvea, la luz incide directamente, no así en los demás fotorreceptores, esto quiere decir que la retina se encuentra *invertida* con respecto a la entrada de luz (Figura 6) (Masland R. H., 2001).

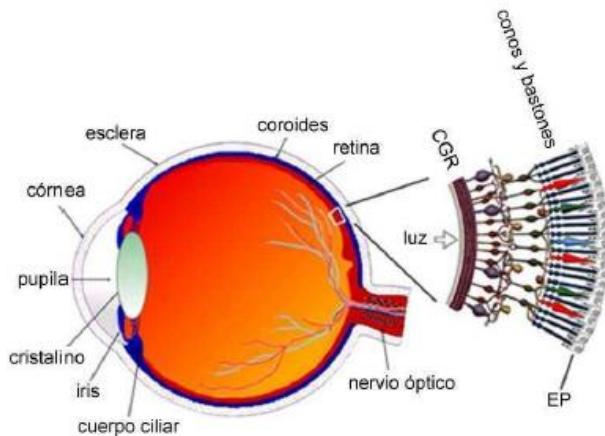


Figura 6. Entrada de luz invertida.

Fuente: Tomado de “Partes internas del ojo” (Partesdel, 2017)

### 3. El nervio óptico

Es un nervio sensitivo y craneal, encargado de transmitir la información visual enviada por la retina hacia el cerebro, está conformado con aproximadamente un millón de fibras nerviosas, las mismas que provienen de una sola célula ganglionar de la retina (Rodrigo Moreno, 2014) (Jiménez, 2013), el volumen de las fibras nerviosas determinan la presencia o no de alguna patología, cuando es mayor del 90% se considera como normal, entre 90% – 80% se sospecha de patología, por debajo del 80% ya es patológico, en la Figura 7 se visualiza la imagen del nervio óptico de un ojo sano, comparado con un ojo con glaucoma.

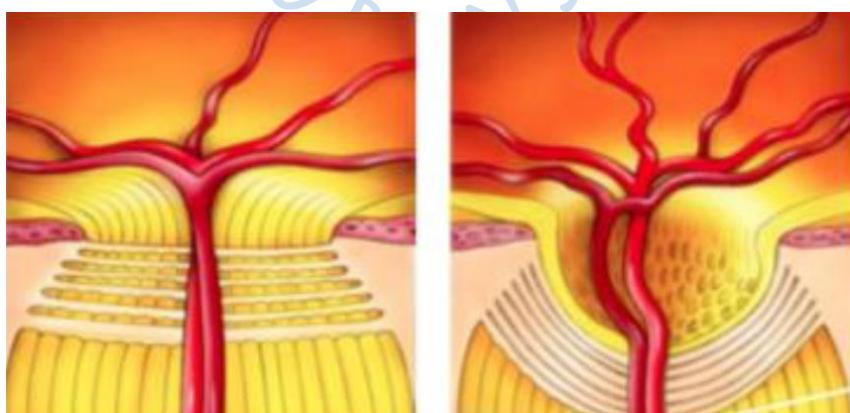


Figura 7. Nervio óptico de un ojos sano (a) y un ojo con glaucoma (b).

Fuente: Tomado de “Detección de Glaucoma mediante el Análisis de Imágenes de Fondo de Ojo” y “Partes internas del ojo” (Rodrigo Moreno, 2014) (Partesdel, 2017).

#### 4. El glaucoma

Es una neuropatía<sup>10</sup> crónica y progresiva, caracterizada por la pérdida y daño progresivo de la capa de fibras nerviosas de la retina, afectando al campo visual, generando ceguera total e irreversible. Generalmente, está asociado al aumento de la presión intraocular, PIO, ( Ferreiro López & Ruiz Navarro, 2013) (Sanpaloesi & Sam, 2003). El ojo contiene en su interior el humor acuoso, que se drena constantemente, si falla el sistema de drenaje, la presión intraocular aumenta ocasionando daños irreversibles en las fibras nerviosas del nervio óptico (Cuidate, 2016).

El ojo humano, también presenta equivocaciones<sup>11</sup>. La estructura interna del ojo la podemos ver en la Figura 8.

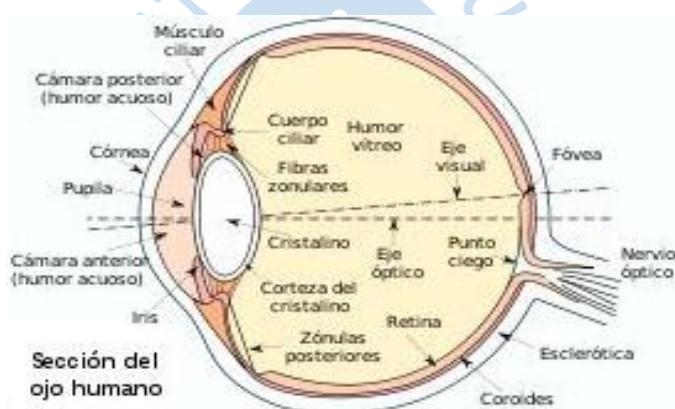


Figura 8. Estructura interna del ojo humano.

Fuente: Tomado de “Partes internas del ojo” (Partesdel, 2017).

El problema que ocasiona el glaucoma se puede apreciar en la Figura 9.



Figura 9. Comparación entre una visión normal y una visión con glaucoma avanzado.

Fuente: Tomado de “Prevención y tratamiento actual del glaucoma” (Díaz, 2010).

<sup>10</sup> Daño a un solo nervio o a un grupo de nervios que produce pérdida del movimiento, la sensibilidad u otra función de ese nervio. <http://es.mimi.hu/salud/neuropatia.html>

<sup>11</sup> Imperfección de un sistema óptico que produce una imagen defectuosa. <http://lema.rae.es/drae/?val=aberración>

La medición de la PIO es un procedimiento fundamental dentro de la oftalmología y existen diversas maneras de obtener una valoración de ésta presión. Es importante anotar que, se considera normal una presión alrededor de  $15 \pm 4$  mmHg.

El ojo está compuesto de líquidos que ayudan a pasar la luz por medio de él, éstos elementos son: **el humor vítreo**, que cubre la mayor parte y es considerada como estable, y **el humor acuoso**<sup>12</sup>, que es el responsable de controlar y mantener estable la presión intraocular, PIO, situado en la parte anterior del ojo, desde la córnea hasta el cristalino, el fluido recambia constantemente y está en continuo movimiento, lo que permite que esté rico en oxígeno y nutrientes, cubriendo necesidades de los tejidos que no tienen aporte sanguíneo, como el cristalino y la parte interior de la córnea. Además, tiene una densidad similar al agua y la presión dentro del acuoso se transmite al vítreo y a la parte posterior del ojo (Pascual, 2006).

Por lo tanto, el glaucoma se genera cuando las vías de drenaje del humor acuoso están obstruidas, ocasionando que el líquido producido en comparación con el que sale, sea mucho mayor, generando presión en las paredes elevando la PIO (ver Figura 10).

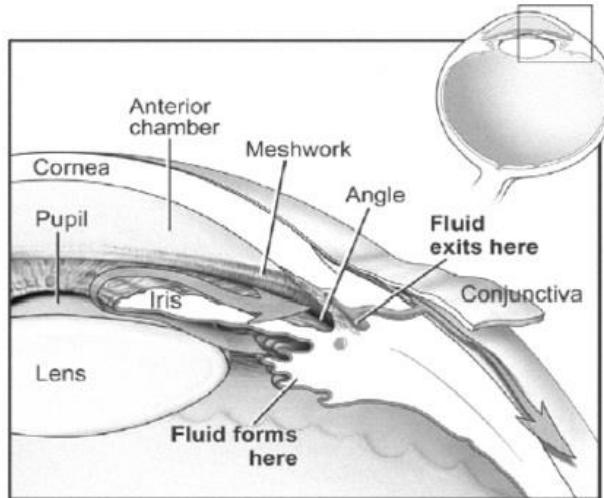


Figura 10. Anatomía ocular.

Fuente: Tomado de “*Development of a Novel Drainage Device for Glaucoma Surgeries*” (Ouyang, et al., 2009).

El glaucoma es una enfermedad que en la actualidad ocupa un lugar importante como causante de ceguera en el mundo. Una vez detectada esta anomalía, dependiendo del grado de avance del mismo, se implanta dispositivos como tratamiento y control del glaucoma, como es

---

<sup>12</sup> Se forma de la filtración de la sangre de las células, conteniendo elementos alimenticios, proteínas, oxígeno, dióxido de carbono entre otras.

el caso de los dispositivos de drenaje del glaucoma, GDD's (*Glaucoma drainage devices*), el paciente pudo haber vivido con esta enfermedad durante muchos años, hasta obtener un diagnóstico definitivo, sin embargo, el poder realizar un diagnóstico temprano ayudaría a un tratamiento más efectivo y así se evitarían graves consecuencias, ya que esta enfermedad causa daños irreversibles.

Existen varios tipos de Glaucoma, entre ellos tenemos:

**4.1. Glaucoma de ángulo abierto.** Llamado también, primario o crónico. Representa el 90% de todos los tipos de glaucoma, se genera por la obstrucción de los canales de drenaje del humor acuoso, produciendo el aumento de la PIO. Se genera un ángulo amplio y abierto entre el iris y la córnea (Figura 11). Se presenta de manera lenta, silenciosa e indolora, de manera que el paciente no presenta síntomas.

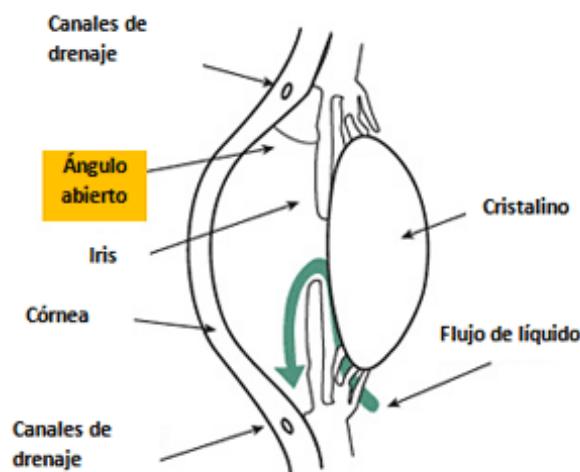


Figura 11. Glaucoma de ángulo abierto.

Fuente: Tomado de “Tipos de Glaucoma” (Glaucoma Research Foundation, 2015).

**4.2. Glaucoma agudo o de ángulo cerrado.** Es un tipo menos frecuente de glaucoma. Se presenta con dolor, náuseas, con disminución del campo y agudeza visual e incluso, con visión de halos coloreados alrededor de las luces.

Se genera un cierre de las vías de circulación del humor acuoso, el ángulo cerrado y estrecho entre el iris y la córnea, generando la rápida elevación de la presión y un dolor muy intenso (Figura 12).

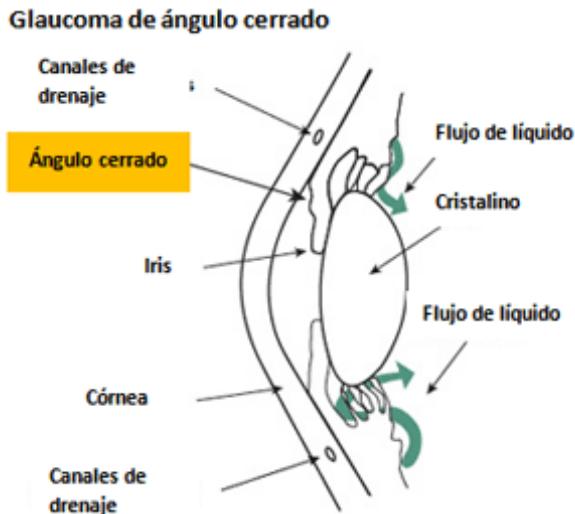


Figura 12. Glaucoma agudo.

Fuente: Tomado de “Tipos de glaucoma” (Glaucoma Research Foundation, 2015).

**4.3. Glaucoma congénito.** Generalmente se presenta en niños recién nacidos, cuando no han tenido un correcto desarrollo de los canales de drenaje del humor acuoso, especialmente durante el período prenatal. Se presenta con lagrimeo y fotofobia. Se puede corregir mediante microcirugía o en algunos casos con medicamentos.

**4.4. Otros tipos de glaucoma.** Principalmente son variaciones del glaucoma de ángulo abierto y de ángulo cerrado:

- Glaucoma secundario
- Pigmentario
- Pseudoexfoliativo
- Traumático
- Neovascular (GNV)
- Síndrome endotelial iridocorneal (SEI)

Para poder disminuir la PIO, existen varios métodos en función del tipo y grado de glaucoma y, además, de cómo responden los pacientes. Una de las maneras de hacerlo es a través de dispositivos de drenaje no valvulados y valvulados, que se insertan quirúrgicamente con la finalidad de drenar el humor acuoso y se conocen como dispositivos de drenaje del Glaucoma (GDDs, Glaucoma drainage devices) (Tavakolian, Kaminska, & Jafarabadi, 2006).

Actualmente un sistema de drenaje (Miller, Julio 2001) está constituido por un tubo de silicona que está conectado a un implante, que también puede ser de silicona o de plástico. El GDDs proporciona una vía alterna que canaliza el acuoso desde la cámara anterior a través del tubo de un plato en la zona ecuatorial insertado bajo la conjuntiva, manteniendo un pseudoquiste fibroso a través del cual se genera la filtración (Osorio-Miranda, Gil-Carrasco, García, Noguera, & Z, 2004). En la Figura 13, en donde se visualiza como se coloca el dispositivo de drenaje sobre el ojo, el cuerpo reacciona encapsulándolo con tejido fibroso, formando una ampolla, la cual es importante por cuanto es como una resistencia al flujo del humor acuoso a través del dispositivo (Tavakolian, Kaminska, & Jafarabadi, 2006).

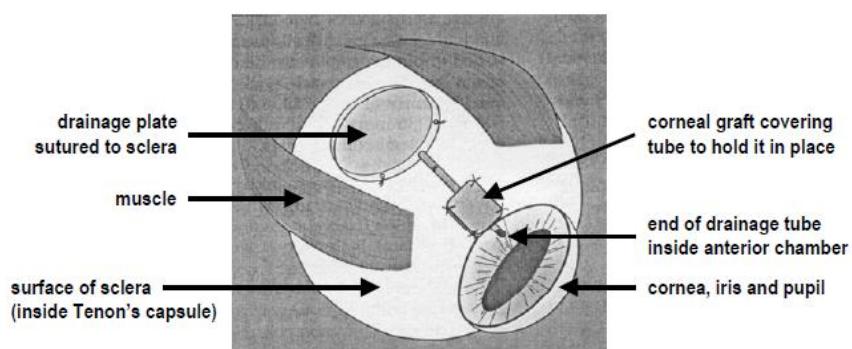


Figura 13. Dispositivo de Drenaje ubicado sobre el globo ocular.

Fuente: Tomado de “*Feasibility Study for a Micromachined Glaucoma Drainage Device*” (Howorth, 2002).

## 5. La presión intraocular y dispositivos de detección de aumento

La presión intraocular, es importante para determinar el diagnóstico y tratamiento del glaucoma. Por lo tanto, la medición precisa de la PIO, permite la detección temprana del defecto, de lo contrario, daría lugar a un diagnóstico incorrecto, retrasando la detección y aumentando la probabilidad de que los pacientes desarrollen glaucoma (Villa Collar, 2007).

Para poder determinar un diagnóstico temprano del glaucoma, se debe considerar y evaluar:

- La Presión Intraocular (PIO)
- El estado de la cabeza del Nervio Óptico (papila)
- El estado del Campo Visual (CVC).
- Relación Copa-Disco y regla ISNT.
- Fibras Nerviosas.

De los cuales, la PIO, es el único factor modificable para el tratamiento del glaucoma (González & Gómez, 2009). La hipotonía ocular se produce si se altera en el cuerpo ciliar, en donde está contenido el humor acuoso, es decir, la PIO baja, que es lo contrario de la hipertensión ocular. (Pérez, 2011), (Figura 14).

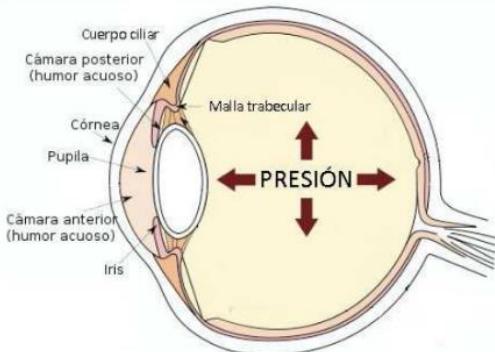


Figura 14. Aumento de la presión intraocular, PIO.

Fuente: Tomado de “Entendiendo la Presión Intraocular” (Pérez, 2011).

El llevar un correcto control y monitoreo del aumento de la PIO es fundamental para poder hacer un diagnóstico del glaucoma, el promedio debe estar entre los 15 mmHg (Figura 15). Dicha medición se puede realizar con diversos tipos de tonómetros.

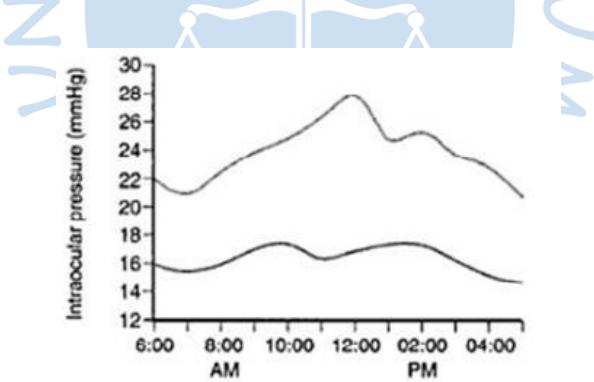


Figura 15. Variación de la presión intraocular durante el día.

Fuente: Tomado de “Entendiendo la Presión Intraocular” (Pérez, 2011).

Sin embargo, uno de los factores que generan error en la medición de la PIO es el grosor corneal central, GCC, ya que al realizar la estimación de la PIO altera su valor final subestimando o sobreestimando esta cifra, la misma que se puede corregir con fórmulas matemáticas, pero este procedimiento es personalizado y ajustado a las condiciones de cada paciente y patología para poder llegar a un diagnóstico definitivo.

Se debe conocer la relación con la córnea y su estudio biomecánico, conocida como biomecánica corneal. Para determinar la estabilidad corneal, conocida como extra e intracorneales (Tabla 1).

Tabla 1.

*Afecciones de la biomecánica corneal*

<b>Factores extracorneales</b>	<b>Factores intracorneales</b>
Presión Intraocular	Espesor de la córnea
Presión Atmosférica	
Tensión ejercida por los párpados	
Tensión ejercida por los músculos extra-oculares	Densidad y entrecruzamiento de fibras colágenas
Tensión ejercida por el músculo ciliar	

Nota: Tomado de “Biomecánica de la córnea” (Torres, Merayo-Lloves, Jaramillo, & Galvis, 2005).

De los cuales la presión intraocular es la que ejerce una fuerza sobre la cara interna de la córnea (Shankar, 2006).

Muchos son los trabajos realizados para el tratamiento del glaucoma, sin embargo, para la detección temprana y prevención, aún es tema de constante investigación. El principal factor para diagnosticar esta enfermedad es a través de la medición de la presión intraocular, PIO, realizar un monitoreo diario para ver la progresión del glaucoma no es fácil, porque dicha medición implica la detección de un cambio en el equilibrio de flujo del humor acuoso y la PIO dentro del ojo.

Un control oftalmológico considerado normal se lo realiza una vez al año, especialmente a las personas con mayor riesgo de tener ésta enfermedad, que pueden ser por: antecedentes familiares, edad avanzada, miopía, diabetes, enfermedades cardiovasculares y raza.

Dentro de estos exámenes médicos se incluyen las siguientes:

- **Tonometría:** Medición de la presión intraocular.
- **Oftalmoscopia:** Exploración del fondo de ojo, para analizar algún tipo de daño en el nervio óptico.
- **Gonioscopía:** Si hay sospecha de enfermedad, determina el tipo de glaucoma.

- **Campimetría:** Exploración del campo visual. Confirmar el diagnóstico y permite elaborar un tratamiento apropiado para el control del glaucoma.

La tonometría, es la manera estándar para determinar la resistencia a la aplanación de la córnea, para lo cual se utiliza un tonómetro, entre los cuales hay:

**5.1. Tonometría de aplanación.** En Tonometría de Aplanación (Santini, 2006), la PIO es determinada al medir la fuerza de aplanación en gramos multiplicado por 10 y el área de la córnea aplanada de área de diámetro de la córnea que es alrededor de 3.06 mm.

Existen distintos tipos de tonómetros, como el de Perkins, Tono-Pen, Draeger, entre otros, pero el tonómetro de Goldmann, es considerado como el “Gold estándar” en tonometría, se basa en el principio de Imbert-Fick (Ecuación 1.1)(Santini, 2006).

$$P + E = \frac{F}{A} + S \quad (1.1)$$

En donde,

$P$  es la presión intraocular,

$F$  es la fuerza necesaria para aplanar la superficie corneal,

$A$  es el área de aplanamiento,

$E$  es el módulo de elasticidad corneal y

$S$  es la fuerza de atracción por tensión superficial de la lágrima.

Para córneas de espesor normal de 0.5 mm, los factores  $E$  y  $S$  se eliminan, la ecuación se simplifica a la ecuación 1.2.

$$P = \frac{F}{A} \quad (1.2)$$

**5.2. Tonometría de no contacto.** La tonometría de no contacto consiste en el aplanamiento de la córnea mediante un chorro de aire impulsado por el Neumotonómetro, TNC, el resultado depende de la presión ejercida en el chorro, el tiempo que tarda en producirse dicha aplanación y la intensidad de la señal que se registra en el detector del sistema computarizado (Figura 16).

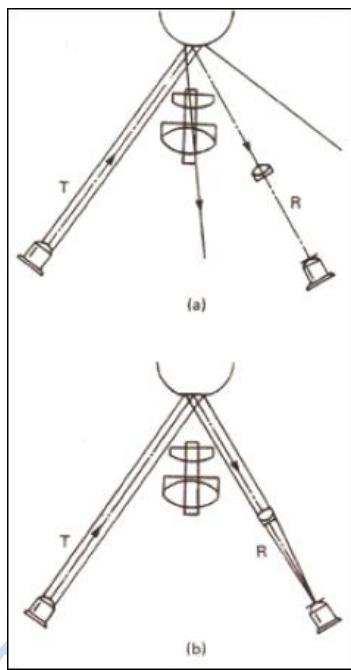


Figura 16. Neumotonómetro, T: colimador generador de haz de rayos paralelos, R: detector–receptor.

a) Córnea sin aplanación, b) córnea con aplanación.

Fuente: Tomado de “Consideraciones sobre los principios físicos de la tonometría de aplanación”  
 (Castellví Manent, Parera Arranz, & Loscos Arena, 2009).

**5.3. Tonometría de rebote.** La medición indirecta de la PIO, se la realizan a través de una sonda metálica microscópica en la córnea, el valor de la PIO se obtiene con la velocidad en la cual la sonda se detiene en el momento de hacer contacto con la córnea (Miguel Jiménez, 2012).

El glaucoma es la segunda causa de ceguera en el mundo, mientras que la pérdida de visión se produce de manera indolora, progresiva e irreversible, por lo tanto, el trabajar en métodos de detección a través del desarrollo de herramientas de soporte para el diagnóstico presuntivo para la prevención temprana antes que llegue a estadios finales, es muy importante y es la base de esta investigación

## Capítulo 2

### Simulación y modelamiento del ojo humano

En esta parte de la investigación, es importante conocer el funcionamiento del Ojo Humano, por lo que se trabaja en la simulación y modelamiento del mismo, el cual es desarrollado con el apoyo de herramientas computacionales.

El glaucoma, es un daño del nervio óptico, crónico y en continuo deterioro ( Ferreiro López & Ruiz Navarro, 2013) (Sanpaloesi & Sam, 2003), afectado directamente con un aumento de la PIO, pudiendo llegar a ocasionar la pérdida total del campo visual. Como se analizó en el capítulo 1, el flujo del humor acuoso y su dinámica, está directamente relacionado con la PIO, el mismo que es drenado por el canal de Schlemm en la malla trabecular ubicado en la cámara anterior. Por lo tanto, para la simulación de la circulación del humor acuoso, cuyas funciones son las de oxigenar y nutrir a los tejidos del ojo, se debe considerar, el cuerpo ciliar y la malla trabecular como elementos de simulación.

#### 1. Consideraciones para la simulación del ojo humano

Para la simulación del ojo humano, el principal elemento a considerar es flujo del humor acuoso y su incidencia en el aumento de la PIO (Figura 17).

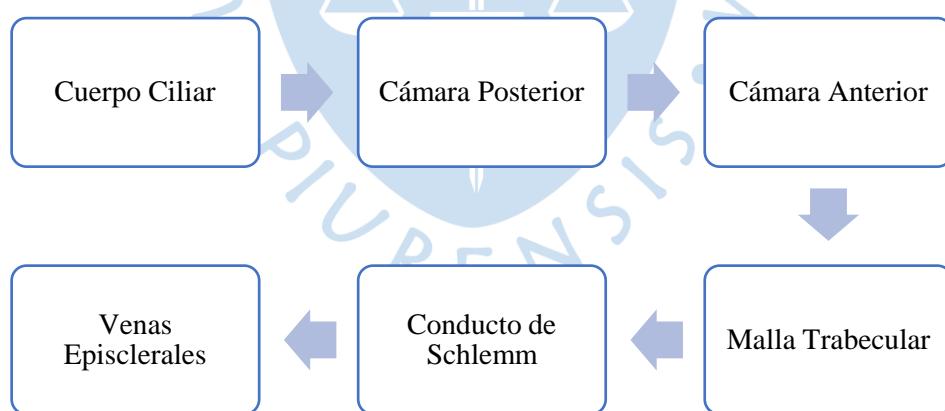


Figura 17. Producción y circulación del humor acuoso.

Fuente: Elaboración propia a partir de “Alteración del humor acuoso: Glaucoma” (Enfermería Médico-Quirúrgica).

**1.1. Humor acuoso.** El humor acuoso, de fisiología compleja es la encargada de realizar las siguientes funciones (Martin, 1991) (Perez, 1991):

- Aporta oxígeno y nutrientes al cristalino, al endotelio y a la córnea.

- Elimina desechos.
- Suministra nutrientes y a la vez elimina desechos del vítreo.
- Influye directamente en el control de la presión intraocular.

**1.2. Cuerpo ciliar.** Es una estructura muscular, fibrosa en forma de anillo alrededor de la zona rugosa, *pars plicata*<sup>13</sup>, además, filtra el plasma sanguíneo y está determinada para la producción del humor acuoso (Perez, 1991), (Abad, 2014).

La *secreción activa* (Abad, 2014), es la encargada de secretar el 80% del humor acuoso y, mediante el proceso de ultrafiltración se secretar el 20% del humor acuoso restante desde los vasos sanguíneos que llegan al cuerpo ciliar y, a través de poros en la pared vascular se filtra el plasma sanguíneo.

El flujo de humor acuoso, tiene un valor aproximado de 2.5  $\mu\text{l}/\text{min}$  con pequeñas variaciones durante el día (Sassetti, Garelli, & Guarnieri, 2011).

**1.3. Cámara posterior.** La cámara posterior tiene un volumen o espacio de 0.06 ml y es donde se forma el humor acuoso, situado en la raíz del iris (Abad, 2014) (Cerro, 2005) (Figura 18).

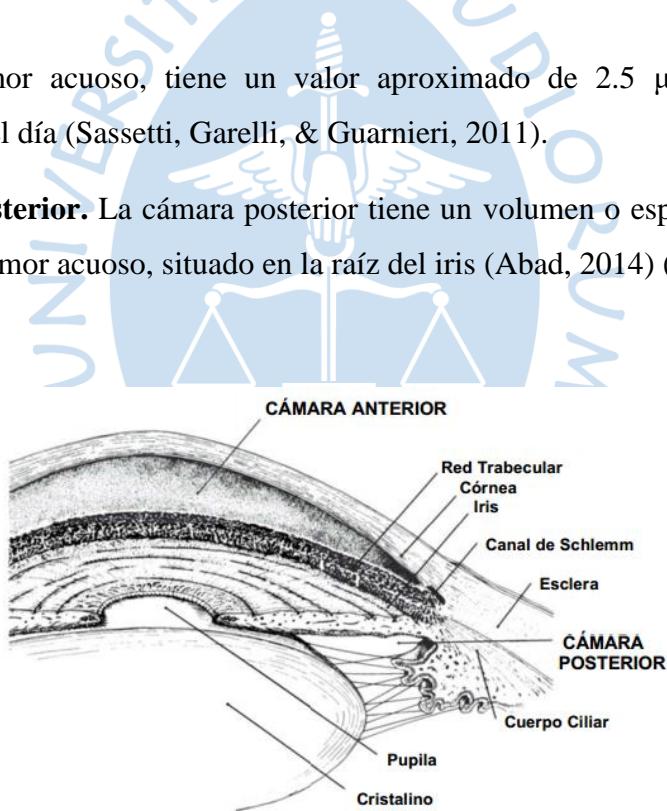


Figura 18. Cámara anterior y posterior del ojo.

Fuente: Tomado de “Implicaciones Funcionales de la Señalización Purinérgica En La Red Trabecular” (Cerro, 2005)

**1.4. Cámara anterior.** De forma elipsoidal, sin embargo, la curvatura de la córnea y forma del iris, también influyen en su forma y profundidad, el humor acuoso se filtra y drena hacia el

<sup>13</sup> *Pars plicata*: Formada por los 2 milímetros anteriores y contiene los procesos ciliares en forma de pliegues. [http://sisbib.unmsm.edu.pe/bibvirtual/libros/medicina/cirugia/tomo\\_iv/Anata\\_ocu.htm](http://sisbib.unmsm.edu.pe/bibvirtual/libros/medicina/cirugia/tomo_iv/Anata_ocu.htm)

sistema sanguíneo en la zona del ángulo iridocorneal, que está formado por la inserción del iris al nivel de la esclera, manteniendo la morfología necesaria para el apropiado desenvolvimiento de la función visual (Cerro, 2005) (Figura 19).

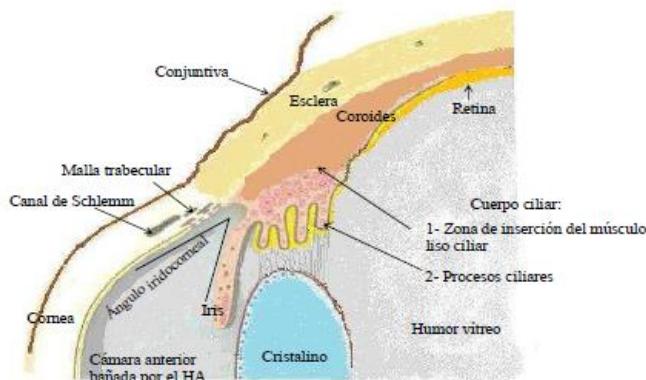


Figura 19. Producción y drenaje del humor acuoso desde la cámara posterior hacia la cámara anterior.

Fuente: Tomado de “Caracterización de la entrada de Ca<sup>2+</sup> Capacitativa en Células Trabeculares” (Abad, 2014).

El lugar de confluencia del iris en la zona corneo-escleral, se conoce como ángulo iridocorneal, que es por donde fluye el humor acuoso.

**1.5. Malla Trabecular.** Se encuentra ubicado en el ángulo iridocorneal, determinado a drenar el humor acuoso, delimitado por la línea de Schwalbe, el espolón escleral y por el canal de Schlemm (Cerro, 2005) (Figura 20).

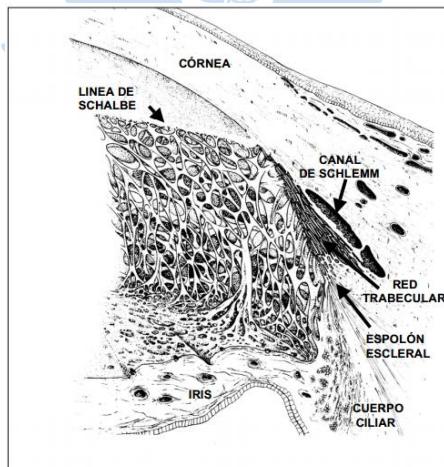


Figura 20. Malla trabecular y Canal de Schlemm.

Fuente: Tomado de “Implicaciones Funcionales de la Señalización Purinérgica En La Red Trabecular” (Cerro, 2005)

**1.6. Canal de Schlemm.** Ocupa la parte más interna de la malla trabecular e insertada en la esclera, rodea el ángulo iridocorneal, y es donde el humor acuoso circula hacia los canales colectores y venas episclerales, siendo del 80 al 90% de la evacuación del humor acuoso aproximadamente (Figura 20) (Cerro, 2005) (Martín P., y otros, 2013).

**1.7. La presión intraocular (PIO).** Es la presión del volumen del humor acuoso que soportan los tejidos intraoculares. Que, tiene un promedio de 15 mmHg con una variación de  $\pm$  5 mmHg durante el día, lo cual es considerado normal, sin embargo, pequeñas variaciones son las que provocan esos cambios pudiendo llegar a sobrepasar los 20 mmHg, que es considerado con valor máximo aceptable (Figura 21) (Abad, 2014). El equilibrio entre la producción, circulación y drenaje del humor acuoso, afecta directamente al control de la PIO.

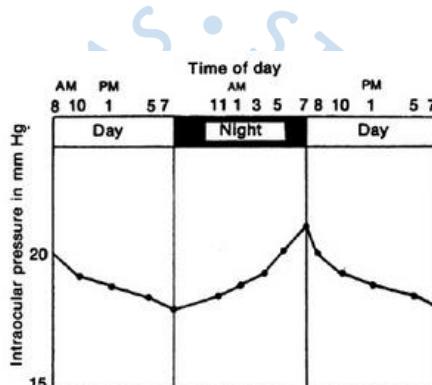


Figura 21. Variación de la PIO durante el día.

Fuente: Tomado de “Fisiología: Humor Acuoso Presión Intraocular” (Soto O., 2010)

## 2. Simulación y pruebas

Para simular el nervio óptico en diferentes etapas junto al campo de visión, se trabaja en software especializado, el cual permite generar un banco de datos de imágenes del nervio óptico con grados establecidos de afección, de tal manera que permite ingresar el espesor de la capa de fibras nerviosas de la retina, de igual forma, permite visualizar el estado del nervio para poder caracterizar la información y emular la visión del paciente. Se considera uniformidad en el ojo humano, por lo que se empieza realizando un dibujo en el plano para luego realizar una revolución de 360° sobre el eje, luego de darle las características necesarias para lograr la similitud y uniformidad en cada una de las partes del ojo.

### 2.1. Partes del ojo humano.

**2.1.1. Córnea.** De forma oval y estructura transparente, cuyo diámetro es mayor en el meridiano horizontal, representa la sexta parte de la circunferencia total del ojo humano (Figura 22 y Figura 23).

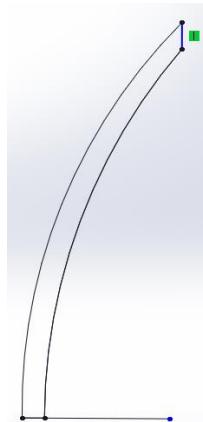


Figura 22. Curva generatriz de la superficie de la córnea.

Fuente: Elaboración propia.

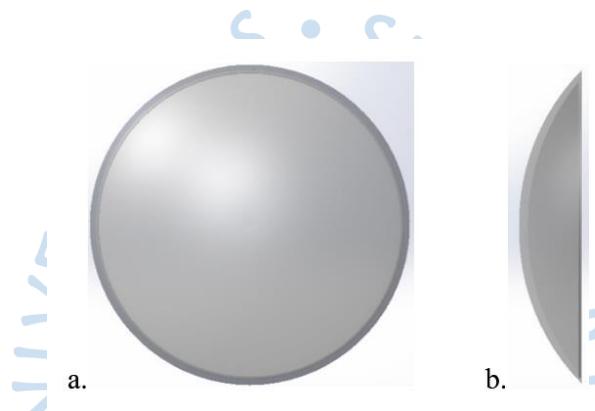


Figura 23. Revolución de la curva generatriz de la córnea. a) Vista frontal, b) Vista lateral

Fuente: Elaboración propia.

**2.1.2. Cristalino.** Como se explicó en el capítulo 1, es un lente biconvexo situado entre el iris y el cuerpo vítreo, tiene 10mm de diámetro y 5 mm de espesor, con un peso que varía entre los 0.2 y 0.25 gr., al igual que el caso de la córnea, se dibujó un plano de forma elíptica con dos capas con 5mm de separación (Figura 24 y Figura 25), de estructura transparente y de color verde.

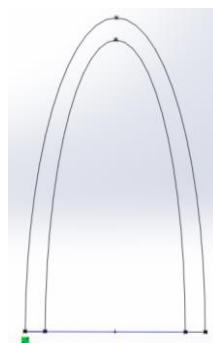


Figura 24. Curva generatriz de la superficie del cristalino.

Fuente: Elaboración propia.

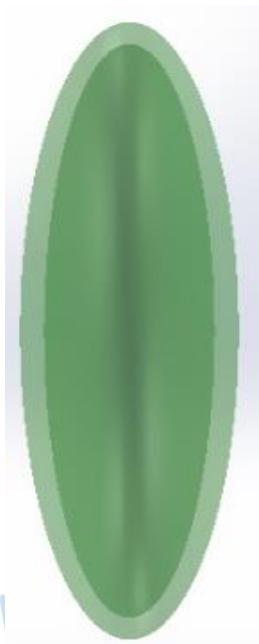


Figura 25. Revolución de la curva generatriz del cristalino.

Fuente: Elaboración propia.

**2.1.3. Iris.** Situado de manera tangencial a la primera superficie del cristalino, forma el diafragma de apertura del ojo (Figura 26) cuyo plano de revolución al no ser regular, requiere ser unido por el contorno y relleno de líneas curvas, cuyo aspecto deformado, se debe hacer una revolución 360° con textura de color azul (Figura 27).

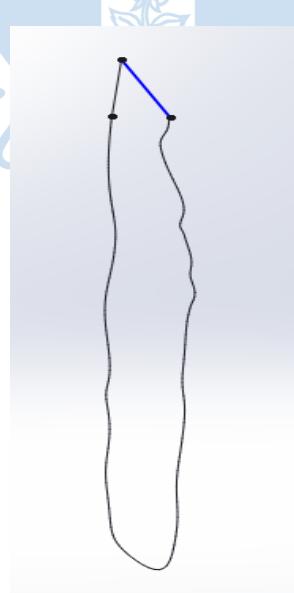


Figura 26. Curva generatriz de la superficie del iris.

Fuente: Elaboración propia.

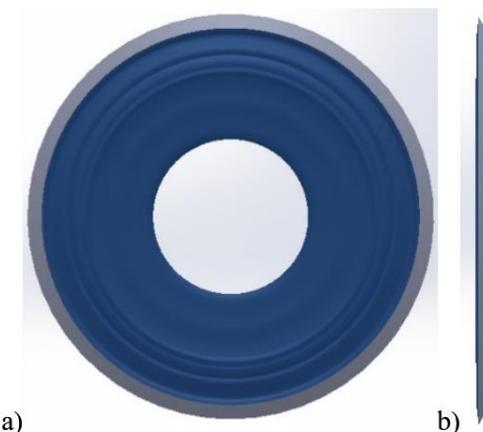


Figura 27. Revolución de la curva generatriz del iris. a) Vista frontal, b) Vista lateral

Fuente: Elaboración propia.

**2.1.4. Cuerpo ciliar.** Conectado al cristalino a través de fibras, está situado entre el iris y la coroides, a partir de una forma irregular, se obtiene un anillo saliente (Figura 28 y Figura 29).

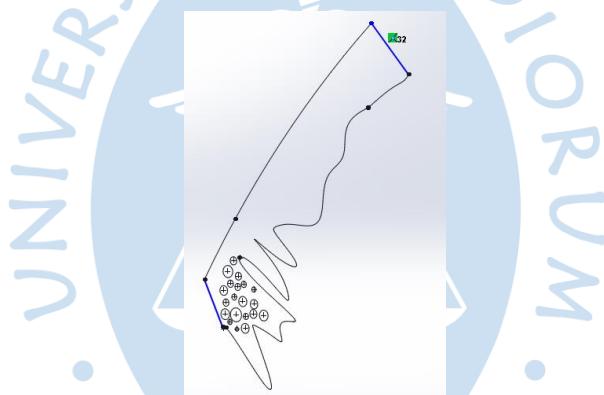


Figura 28. Curva generatriz de la superficie del cuerpo ciliar.

Fuente: Elaboración propia.

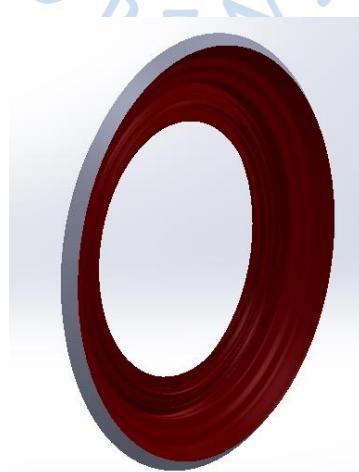


Figura 29. Revolución de la curva generatriz del cuerpo ciliar.

Fuente: Elaboración propia.

**2.1.5. Coroides.** Delimitada por la retina en la parte interior, y por la esclera en la parte exterior, siendo un lecho vascular propio de la retina (Figura 30 y Figura 31).

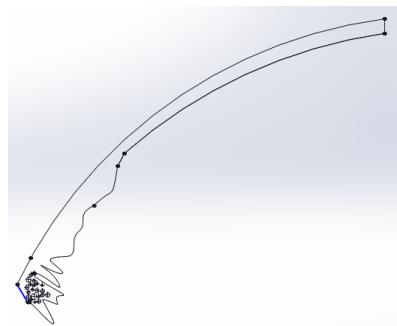


Figura 30. Curva generatriz de la superficie de la coroides.

Fuente: Elaboración propia.

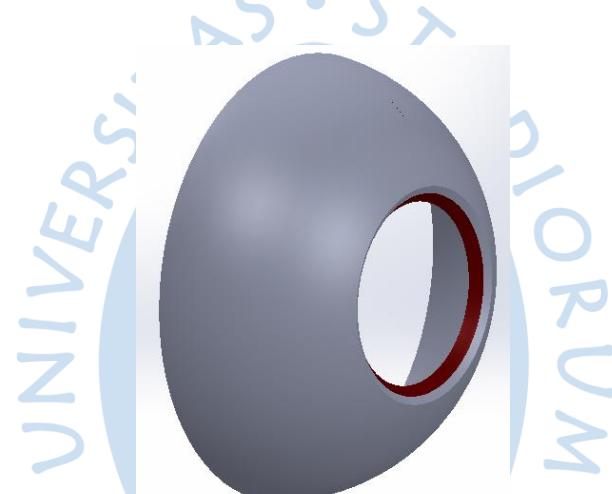


Figura 31. Revolución de la curva generatriz del cuerpo ciliar.

Fuente: Elaboración propia.

**2.1.6. Retina.** Transforma la luz en estímulo, a pesar de estar formada de varias partes, para la simulación, se la analiza como una sola estructura limitada para la capa de la coroides (Figura 32 y Figura 33).

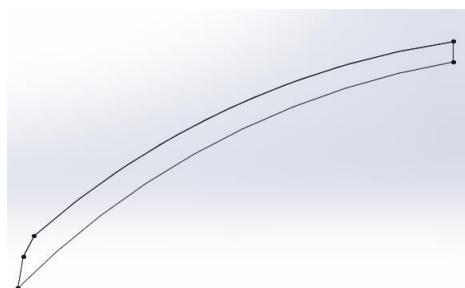


Figura 32. Curva generatriz de la superficie de la retina.

Fuente: Elaboración propia.

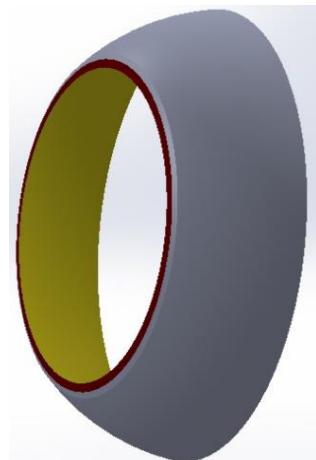


Figura 33. Revolución de la curva generatriz de la retina.

Fuente: Elaboración propia.

**2.1.7. Esclera.** De forma esférica, cuyo diámetro es de 22 mm aproximadamente, mientras que el espesor varía, 0.8 mm en el limbo, 0.4 a 0.5 mm en el centro, los tendones musculares de 0.3 mm con una inserción de 0.6 mm (Figura 34 y Figura 35).



Figura 34. Curva generatriz de la superficie de la esclera.

Fuente: Elaboración propia.

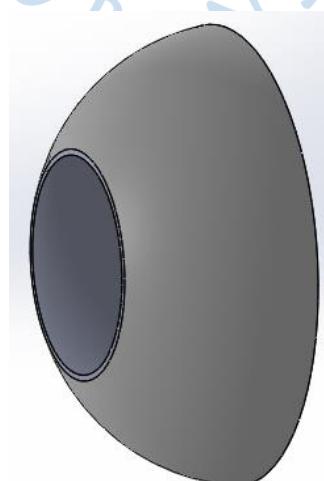


Figura 35. Revolución de la curva generatriz de la esclera.

Fuente: Elaboración propia.

**2.1.8. Fibras ciliares.** Van desde el cuerpo ciliar hacia el cristalino, formando un sistema de fibrillas que se separan al llegar al borde del cristalino (Figura 36 y Figura 37).

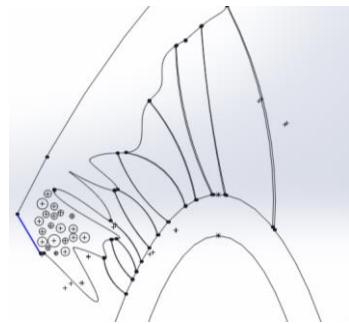


Figura 36. Curva generatriz de la superficie de las fibras ciliares.

Fuente: Elaboración propia.



Figura 37. Revolución de la curva generatriz de las fibras ciliares.

Fuente: Elaboración propia.

Finalmente, cada pieza se une para formar el ojo humano., con una revolución de  $360^{\circ}$  y de  $180^{\circ}$ , respectivamente, se obtiene un mejor resultado para la simulación (Figura 38, Figura 39 y Figura 40).

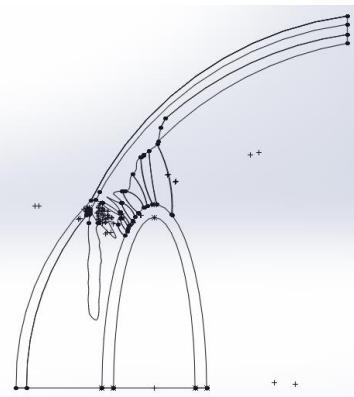


Figura 38. Curva generatriz de la superficie del ojo.

Fuente: Elaboración propia.

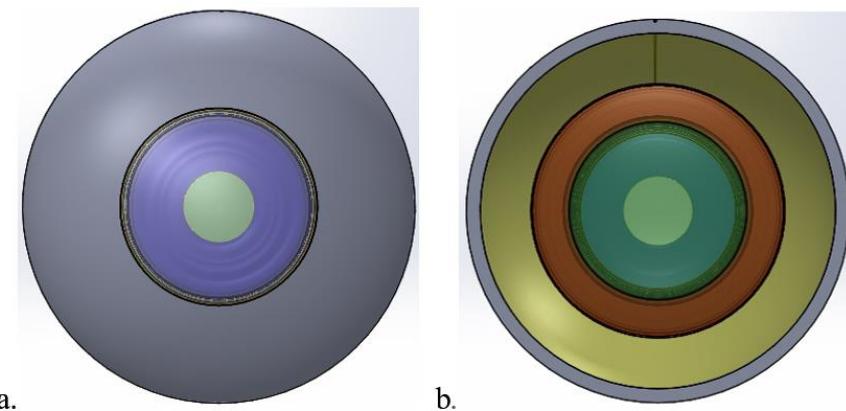


Figura 39. Revolución de la curva generatriz del ojo. a) Vista frontal, b) Vista posterior.

Fuente: Elaboración propia.

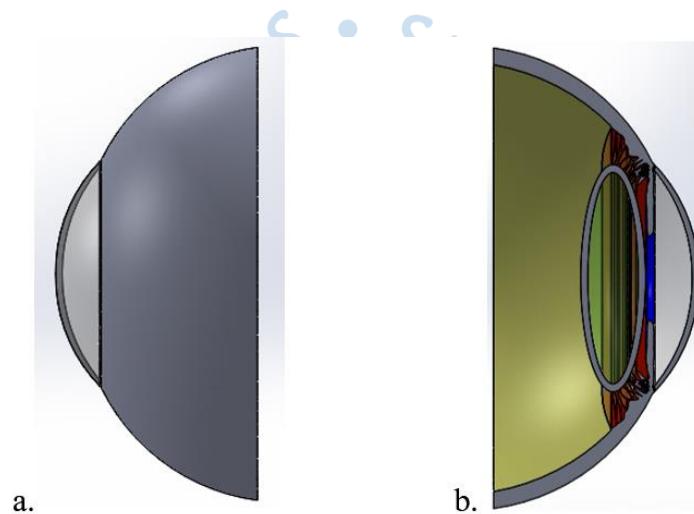


Figura 40. Revolución 180° de la curva generatriz del ojo. a) Vista lateral externa, b) Vista lateral interna.

Fuente: Elaboración propia.

**2.2. Simulación del flujo del humor acuoso.** La representación del ojo humano (Figura 39 y Figura 40) permite realizar la simulación de la dinámica del flujo que tiene el humor acuoso, especialmente en el drenaje del mismo. En Figura 41 se visualiza el dominio seleccionado y el área que se encuentra entre las líneas entre puntadas, indica el área de simetría del ojo.

Teniendo presente el estudio realizado sobre el proceso de producción, circulación y drenaje del humor acuoso, con una densidad de  $999.97 \text{ kg/m}^3$ , y cuyo principal obstáculo es la combinación de la malla trabecular y el canal de Schlemm, representan del 70% al 90% en el flujo de salida (Figura 42).

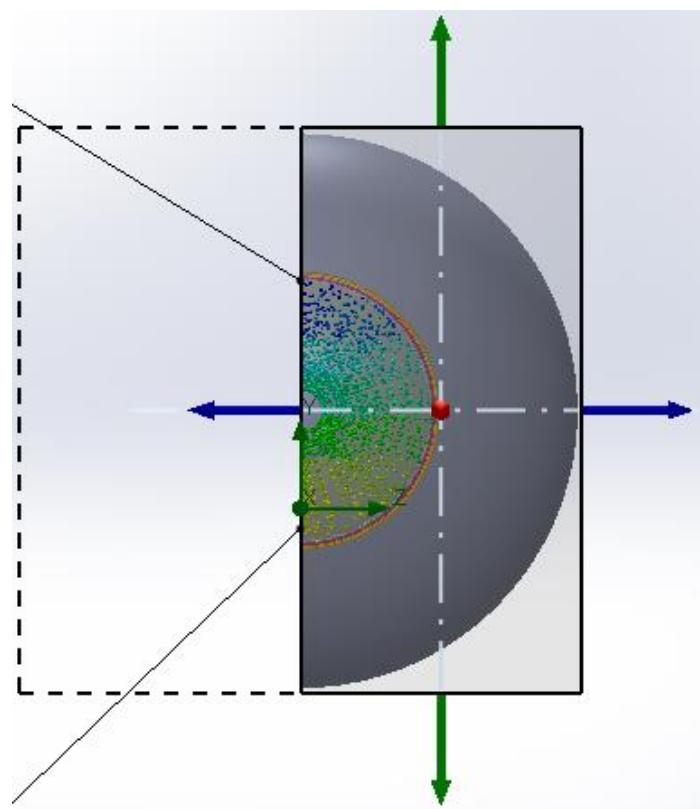


Figura 41. Campo de simulación del flujo de humor acuoso.

Fuente: Elaboración propia.



Figura 42. Flujo del humor acuoso a través de la malla trabecular y del canal de Schlemm.

Fuente: Elaboración propia.

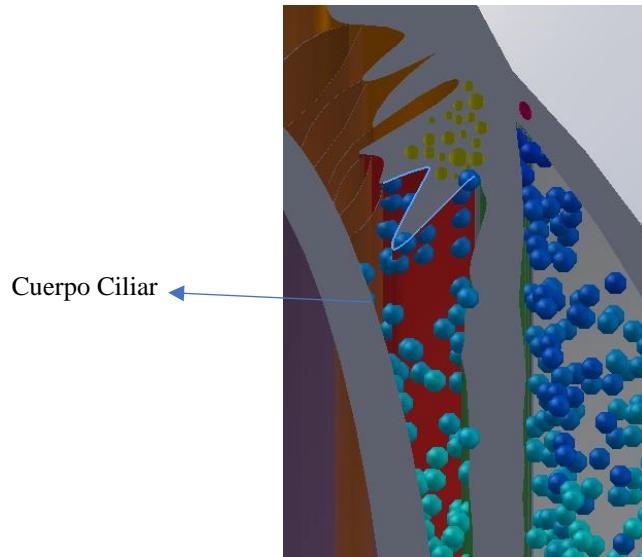


Figura 43. Formación del humor acuoso en el cuerpo ciliar.

Fuente: Elaboración propia.

Para definir las condiciones de contorno (Figura 43), el humor acuoso ingresa al cuerpo ciliar con una temperatura constante y velocidad de 1.2mm/s., que corresponde a la presión de un ojo sano, esta condición se ve en la Figura 44.

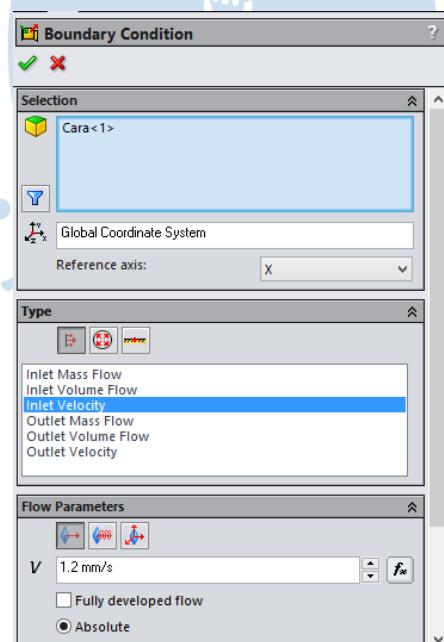


Figura 44. Configuración para el ingreso del humor acuoso.

Fuente: Elaboración propia.

El siguiente paso es la configuración del contorno por donde circula el humor acuoso hacia la salida en la malla trabecular y canal de Schlemm (Figura 45).

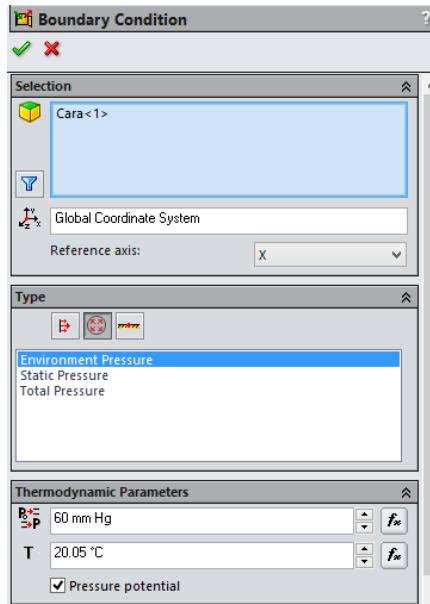


Figura 45. Configuración de las condiciones del flujo del humor acuoso.

Fuente: Elaboración propia.

Luego de haber configurado las condiciones de entrada y salida del humor acuoso, es necesario determinar la trayectoria del flujo, con 200 esferas que representan el flujo del humor acuoso, se mide la presión ejercida de cada una de ellas que circulará de la cara 1 a la cara 2, a través del iris (Figura 46).

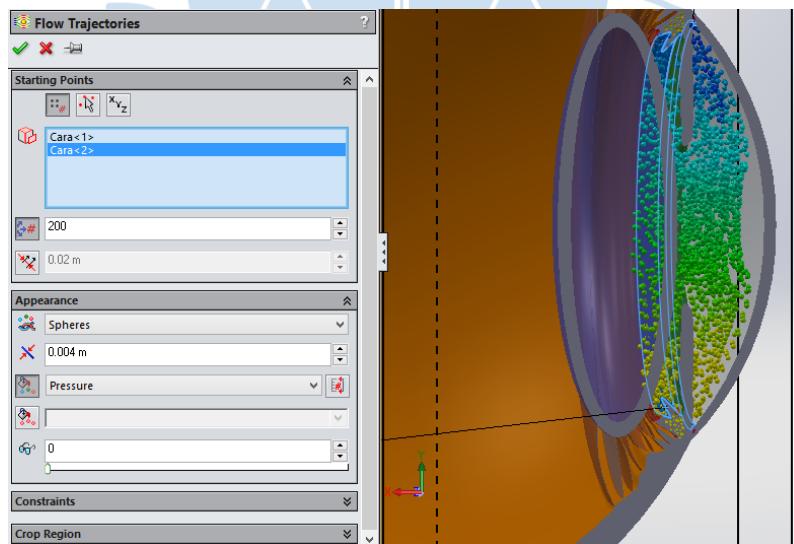


Figura 46. Trayectoria del flujo del humor acuoso.

Fuente: Elaboración propia.

Para la simulación, se varía la velocidad de admisión del humor acuoso, hasta que emule el aumento de la presión intraocular, permitiendo un análisis individual y en conjunto del efecto

que causa el aumento de la presión, los resultados son almacenados dentro del programa, cuyo tiempo promedio es de 25 minutos.

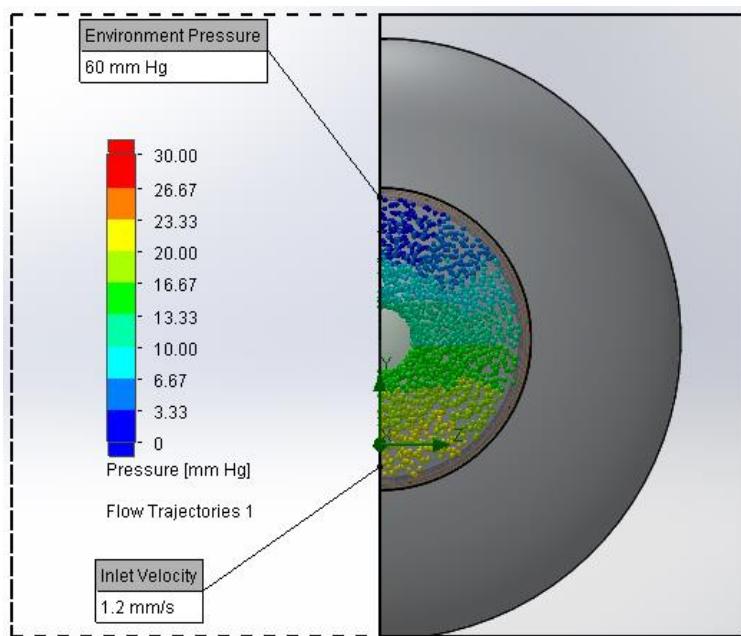


Figura 47. Simulación con velocidad de 1.2 mm/s, presión máxima de 23.33 mmHg.

Fuente: Elaboración propia.

Los archivos de simulación tienen una extensión \*.fld, los cuales ayudan en el análisis de la trayectoria de flujo, así como del valor de presión generado, en la Figura 47, se visualiza un recorrido normal del drenado, con una velocidad de ingreso de 1.2 mm/s., la presión en la parte inferior es más alta que la parte superior, cuyo valor máximo es de 23.33 mmHg, debido al efecto generado por la gravedad.

En la Figura 48 se aumenta la velocidad de ingreso del humor acuoso, de tal manera que no permita el correcto drenado del mismo, provocando el aumento de la presión intraocular, la velocidad de ingreso es de 2.5 mm/s, dificulta el drenaje en la cámara anterior, la presión va de 23.33 mmHg a 33.33 mmHg., especialmente en la parte inferior del ojo.

En Figura 49 la circulación del humor acuoso tiene un fluido normal y correctamente distribuido en cada punto de simulación, pero al variar la velocidad desde 1.2 mm/s hasta 2.5 mm/s, la dirección se altera, ocasionando el flujo de más corrientes debido a que no se acumula el humor acuoso Figura 50.

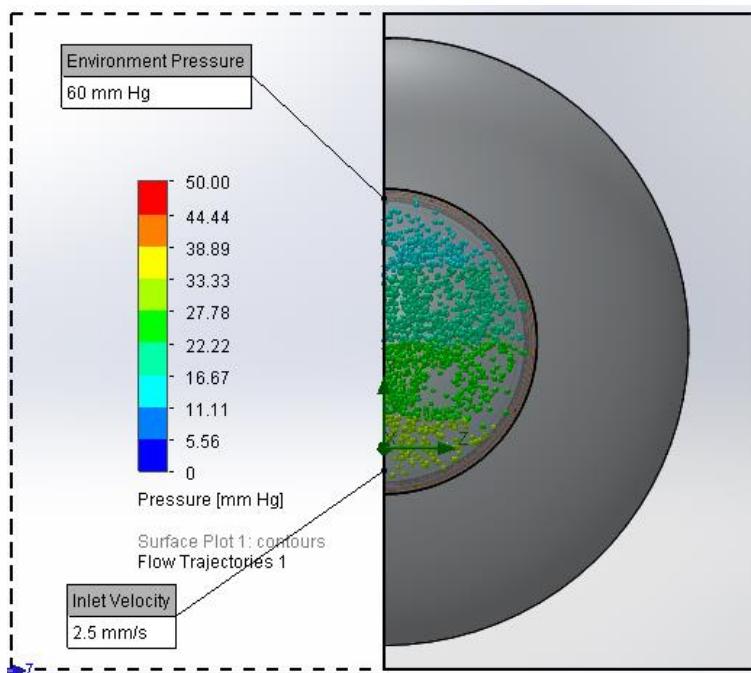


Figura 48. Simulación con una velocidad de 2.5 mm/s, presión máxima de 33.33 mmHg.

Fuente: Elaboración propia.

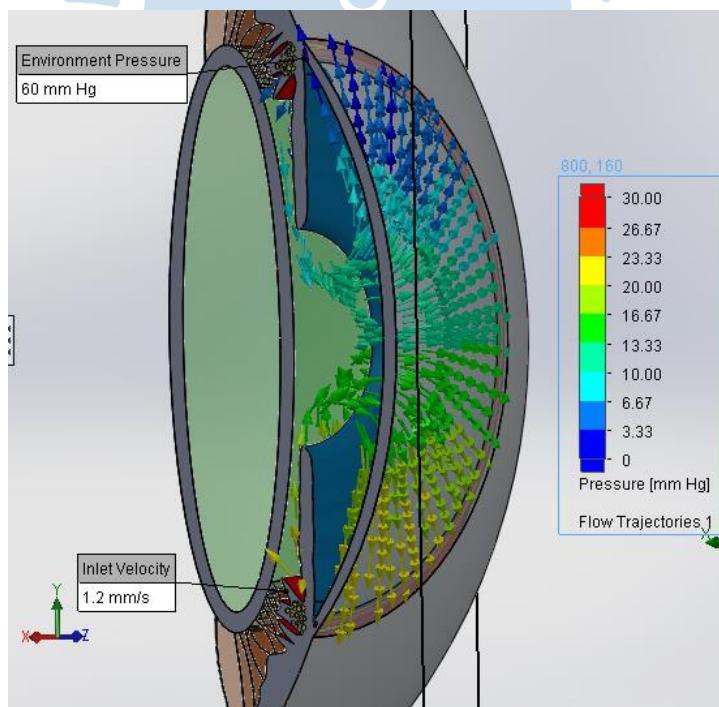


Figura 49. Simulación de la circulación del flujo del humor acuoso fluyendo a 1.2 mm/s.

Fuente: Elaboración propia.

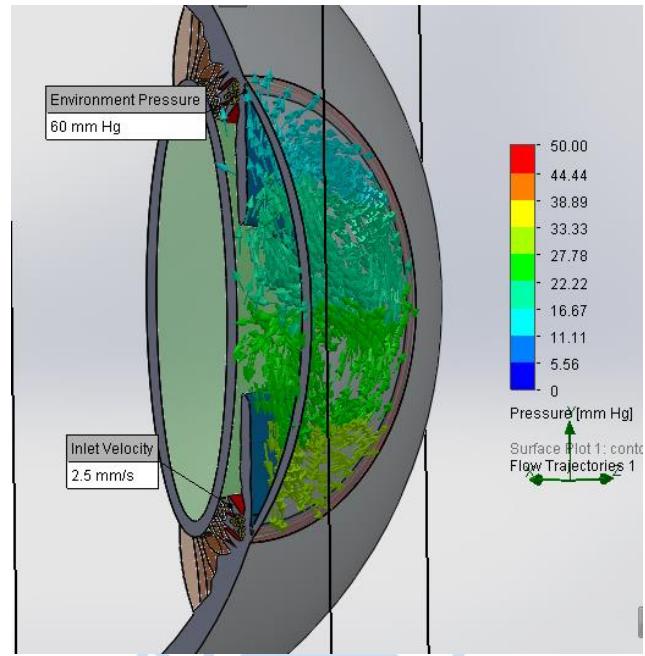


Figura 50. Simulación de la circulación del flujo del humor acuoso fluyendo a 2.5 mm/s..

Fuente: Elaboración propia.

La Figura 51y Figura 52 representan el recorrido que tiene el humor acuoso a distintas velocidades; a 1.2 mm/s, afecta la gravedad en función de los ejes referenciados, mientras que a 2.5 mm/s, este efecto se pierde.

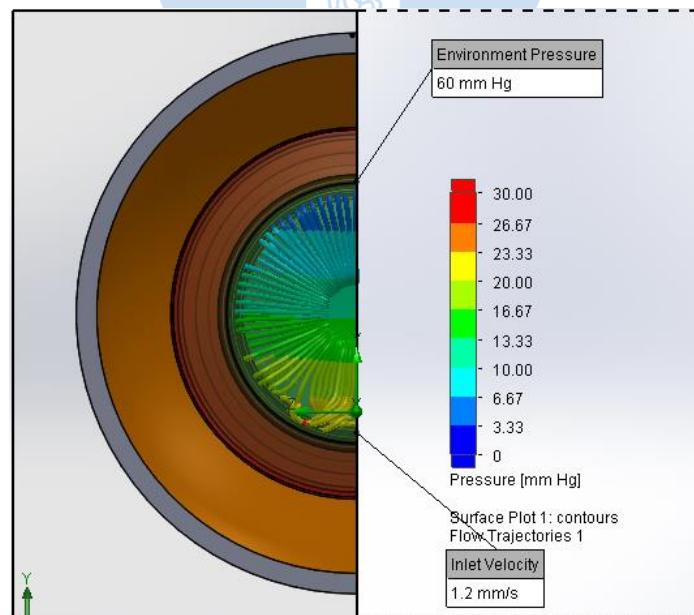


Figura 51. Recorrido del humor acuoso fluyendo a 1.2 mm/s.

Fuente: Elaboración propia.

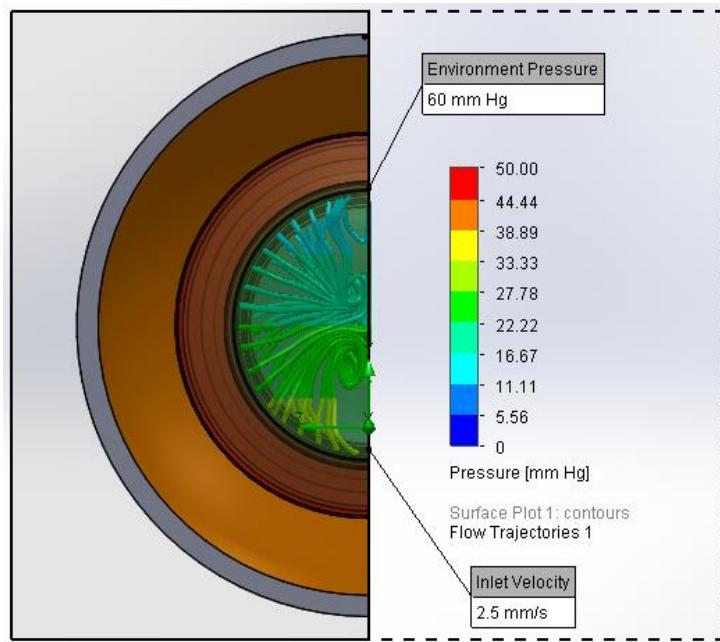


Figura 52. Recorrido del humor acuoso fluyendo a 2.5 mm/s.

Fuente: Elaboración propia.

La Figura 53 y Figura 54, muestra el efecto de la presión en la superficie de la córnea, la cual no varía al cambiar la velocidad de 1.2 mm/s a 2.5 mm/s.

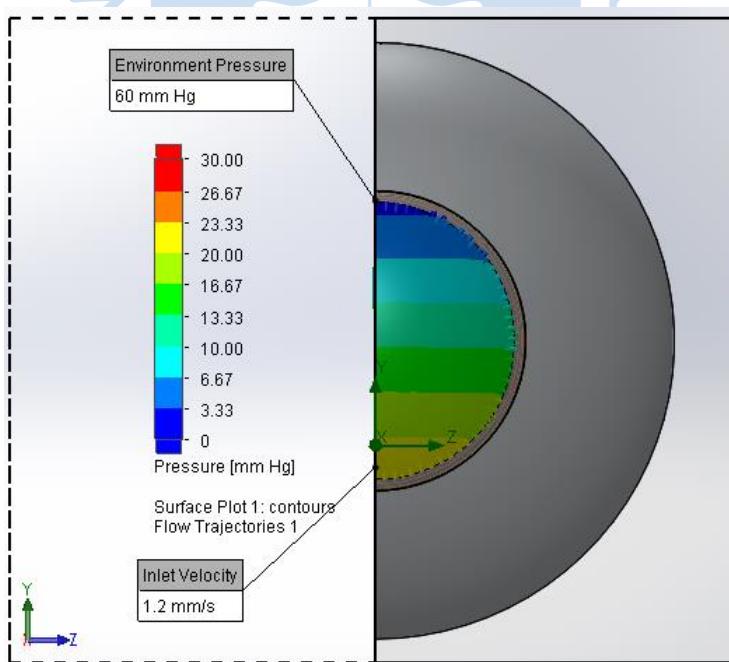


Figura 53. Simulación de la presión ejercida en la córnea cuando el humor acuoso fluye a 1.2 mm/s.

Fuente: Elaboración propia.

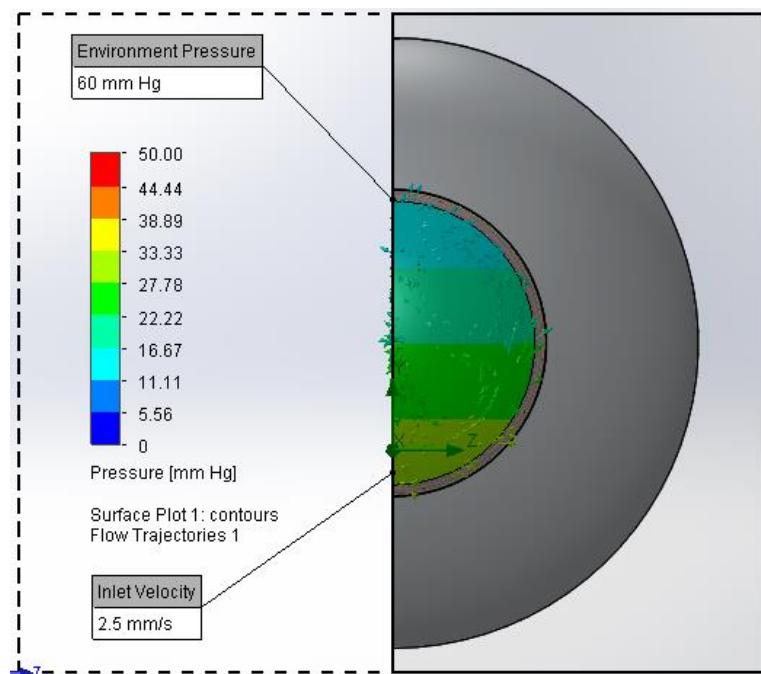


Figura 54. Simulación de la presión ejercida en la córnea cuando el humor acuoso fluye a 2.5 mm/s.

Fuente: Elaboración propia.

**2.3. Simulación del nervio óptico.** Esta simulación permite entender la afección del campo visual, así como de la agudeza visual, para la simulación se opta por el software LabVIEW, especialmente por el uso de la librería de Vision and Motion, para procesar imágenes en tiempo real. De igual manera, la simulación se basa en datos de imágenes del fondo del ojo, correspondientes a pruebas realizadas en la Clínica “Santa Lucía” de la ciudad de Quito, estas imágenes presentan daño del nervio óptico en ambos ojos.

La importancia de la biomecánica de la córnea en la simulación (Tabla 2), permite relacionar cada imagen dentro de un determinado rango, obteniendo una imagen del nervio óptico en cada etapa de afección, es decir, pasar de un ojo con nervio óptico sano a un ojo con nervio óptico afectado.

Tabla 2.

*Estado del nervio óptico y el espesor de la capa de fibras nerviosas.*

Condición del nervio	Espesor de la capa de fibras nerviosas [ $\mu\text{m}$ ]
Dañado	39.9      44.9
Dañado	49.9      54.9
Dañado	59.9      64.9

**Condición del nervio Espesor de la capa de fibras nerviosa**

[ $\mu\text{m}$ ]

Medio	69.9	49
Sano	79.9	84.9
Sano	89.9	94.9
Sano	99.9	109.9

Nota: Elaboración propia.

A partir de este punto, es posible variar el espesor de la capa de fibras nerviosas de la retina en los dos ojos, de tal manera que se pueda dar un diagnóstico presuntivo del estado del nervio óptico, en donde se relaciona cada imagen con las etapas del algoritmo propuesto, que pasa de normal a uno con daño después de aplicar multiplicación lógica. En la Tabla 3, se realiza 15 iteraciones con condiciones de diferente rango, a la salida si la respuesta es *TRUE*, pasa al siguiente valor de iteración, de otro modo, envía un 0 como respuesta, que ingresan a una suma lógica de 15 entradas y 1 sola salida que determina la iteración activa. Lo cual permite la simulación del estado.

Tabla 3.  
*Simulación del estado de las fibras nerviosas retinianas.*

Estado 1	Estado 2	AND
T	T	T
T	F	F
F	T	F
F	F	F

Nota: Elaboración propia.

Por ejemplo, en el intervalo 8 el valor ingresado se compara si es  $\geq 75$  y si es  $< 80$ , si en los dos casos el resultado es verdadero, pasa a la multiplicación correspondiente al Estado1, Estado2 y el AND, cuya respuesta se envía al selector de casos, en donde *TRUE* pasa al siguiente valor de iteración, éste procedimiento se repite en cada iteración, de las cuales únicamente una respuesta es *TRUE* y las demás son *FALSE*, estos valores ingresan a una suma lógica de 15 entradas, en donde el resultado identifica la iteración activa (Figura 55).

En la Figura 56 se realiza una prueba del algoritmo propuesto, en donde se ingresa un valor de  $78 \mu\text{m}$  en la iteración 8, cuya salida en tiempo real, valida éste procedimiento.

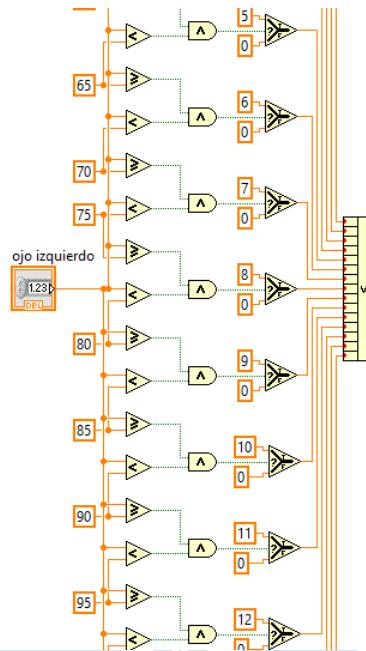


Figura 55. Algoritmo de comparación del valor ingresado.

Fuente: Elaboración propia.

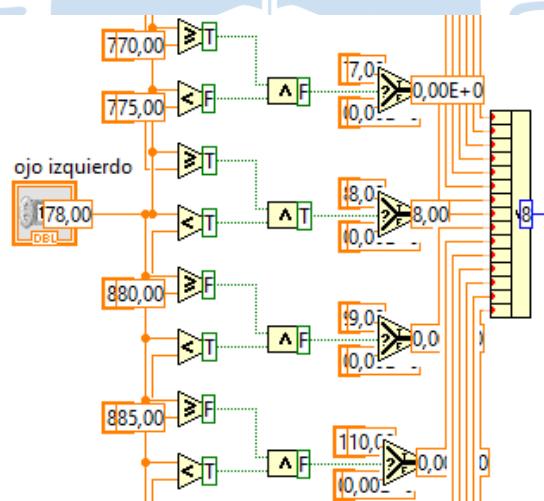


Figura 56. Algoritmo simulando en la iteración 8 con dato de ingreso de  $78\mu\text{m}..$

Fuente: Elaboración propia.

El dato obtenido en la salida de la suma lógica, direcciona la imagen que representa el estado del nervio óptico correspondiente a una de las 15 iteraciones realizadas. La imagen utilizada no tiene filtros y está en formato RGB, la cual se presenta como simulación del estado del campo visual (Figura 57, Figura 58 y Figura 59).

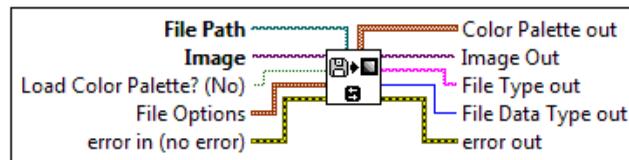


Figura 57. Algoritmo para abrir la imagen del nervio óptico según su iteración.

Fuente: Elaboración propia.

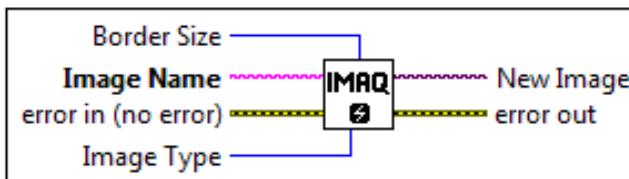


Figura 58. Almacenamiento de la imagen del nervio óptico.

Fuente: Elaboración propia.

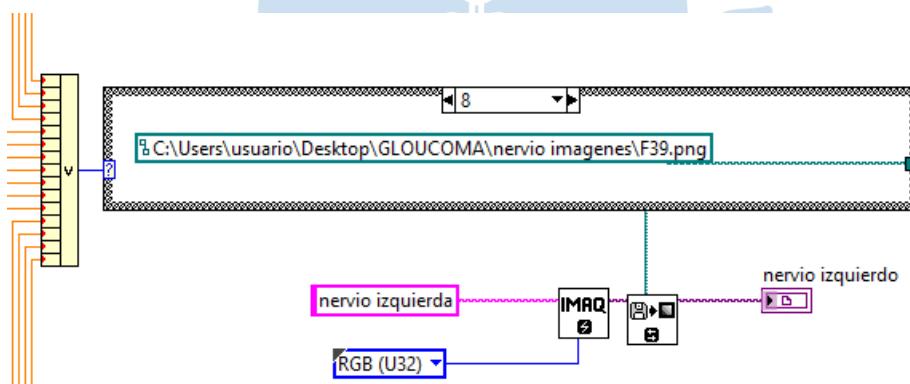


Figura 59. Presentación del estado del nervio óptico.

Fuente: Elaboración propia.

El procedimiento realizado es aplicado para cada ojo del paciente, cuyos resultados no necesariamente son los mismos. La Figura 60, presenta el estado del nervio óptico para un valor de  $40 \mu m$ , no tiene fibras retinianas, lo cual indica daño en el nervio. La Figura 61 presenta un nervio óptico sano, con un valor de  $115 \mu m$ , además se ve el estado de las fibras retinianas.

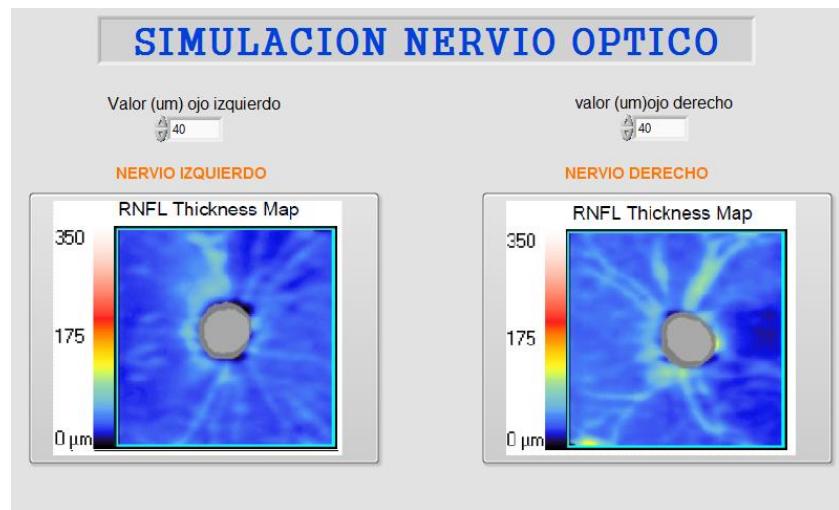


Figura 60. Simulación del nervio óptico en el valor de mayor grado de afección..

Fuente: Elaboración propia.

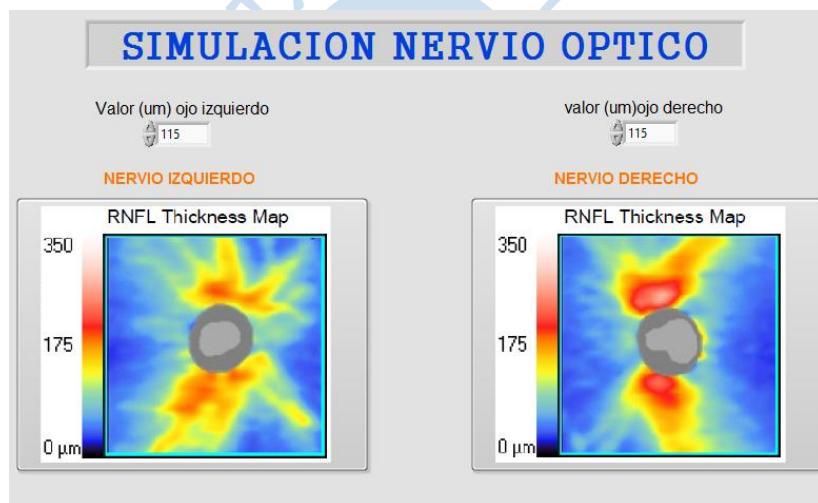


Figura 61. Simulación del nervio óptico con valor superior al establecido como normal.

Fuente: Elaboración propia.

**2.4. Simulación del campo de visión.** Se hace referencia al área que cubre la visión del ojo humano cuando se encuentra mirando un punto fijo, al no encontrar relación en la que el glaucoma afecte continuamente al campo visual, la simulación se realiza de manera independiente, entre una imagen sin afección y otra con afección de glaucoma, el equipo médico de la clínica “Santa Lucía”, entrega un valor porcentual de probabilidad de afección de glaucoma, lo cual se utiliza para determinar las probabilidades de desviación estándar y desviación media, el cual se encuentra en rangos que indica la afección del campo de visión, el valor influye en la visualización de una imagen emulando la manera y agudeza visual del paciente con incremento de la PIO y el deterioro del nervio óptico (Figura 62).

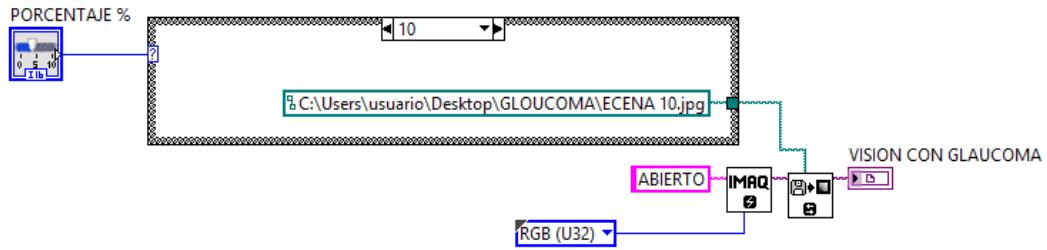


Figura 62. Algoritmo de simulación del campo de visión.

Fuente: Elaboración propia.

Para la simulación, se utiliza imágenes con visión saludable e imágenes con glaucoma, el daño del nervio óptico depende del valor porcentual de pérdida del campo visual, estos valores porcentuales son de <5%, <2%, <1% y <0.5%, reduciendo el campo de visión mientras menor sea el porcentaje (Figura 63, Figura 64, Figura 65 y Figura 66, respectivamente).

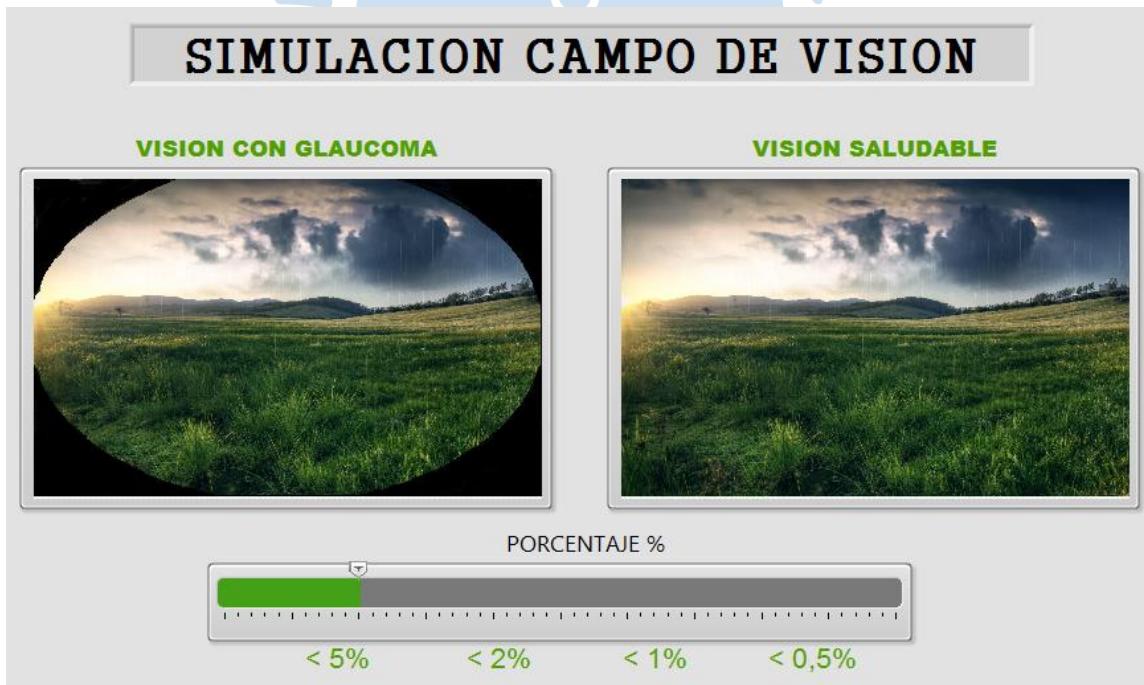


Figura 63. Imagen con visión normal e imagen afectada en <5% de glaucoma.

Fuente: Elaboración propia.

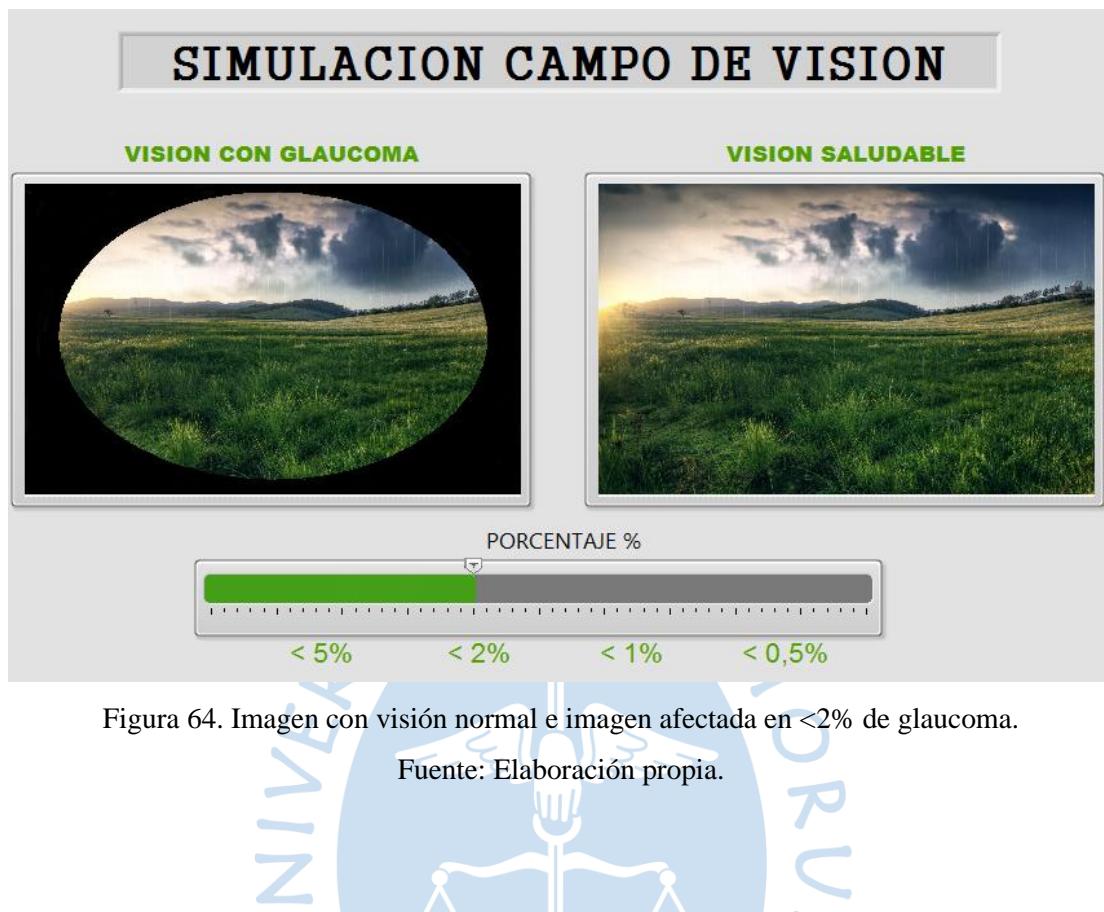


Figura 64. Imagen con visión normal e imagen afectada en <2% de glaucoma.

Fuente: Elaboración propia.



Figura 65. Imagen con visión normal e imagen afectada en <1% de glaucoma.

Fuente: Elaboración propia.



Figura 66. Imagen con visión normal e imagen afectada en <0,5% de glaucoma.

Fuente: Elaboración propia.

## Capítulo 3

### Procesamiento digital de imágenes biomédicas del ojo humano

La simulación del ojo humano, a más de aclarar el funcionamiento del mismo y su afección con el glaucoma, abre más áreas de investigación, por tal motivo, en el presente capítulo se trabaja en el procesamiento digital de imágenes, para poder caracterizar y parametrizar información proveniente del fondo del ojo humano, especialmente en la relación entre la copa y el disco del nervio óptico, como diagnóstico presuntivo de glaucoma.

Con la colaboración de la Clínica “Santa Lucía” de la ciudad de Quito, se obtuvo una gran base de datos de pacientes tratados por el diagnóstico de Glaucoma. Para la detección y diagnóstico del glaucoma, los especialistas realizan una prueba adicional que es la relación copa-disco, que consiste en verificar el ancho del anillo neurorretiniano siguiendo la regla denominada ISNT.

La regla ISNT<sup>14</sup>, determina el estado que tiene el anillo neurorretiniano: parte inferior (I) más ancha o igual que la superior (S), que es más ancha o igual que la nasal (N), que a su vez es más ancha o igual que la temporal (T). El fondo de ojo que no cumple con esta regla, es diagnosticado con riesgo de glaucoma.

El glaucoma afecta a todas las capas de fibras del nervio óptico, sin embargo, en cada estado de avance de esta enfermedad, presenta una localización característica que es importante para el análisis de la relación copa disco (Department of Health and Human Services, 2016).

- En las primeras etapas del glaucoma, se constata la pérdida del anillo neurorretiniano, lo cual se observa en el sector inferotemporal y superotemporal.
- Cuando el daño glaucomatoso es avanzado, la lesión se produce en la zona temporal horizontal.
- En casos de glaucoma avanzado, el daño se produce en el resto del anillo neurorretiniano que se ubica en la región nasal con más fibras en la zona superior que en la inferior.

A continuación, se muestra la metodología y la implementación del algoritmo para la detección de glaucoma con el uso del software de MATLAB, con los tipos de pruebas tanto la

---

<sup>14</sup> La regla ISNT fue descrita por Jonas et al, utilizando mediciones del anillo neurorretiniano de ojos normales, calculadas mediante fotografías del disco óptico. <http://www.intramed.net/contenidover.asp?contenidoID=45937>

relación copa – disco como el uso de la regla ISNT en las imágenes de fondo de ojo, posteriormente se realiza la implementación Qt Creator con librerías de OpenCV.

### **1. Diagnóstico de glaucoma mediante procesamiento de imágenes del fondo del ojo humano.**

Para la detección del glaucoma, luego de realizado las pruebas iniciales como medición de la Presión Intraocular, se estudia la relación existente entre la Copa y el Disco del nervio óptico en imágenes del fondo del ojo humano, consiste en realizar el cálculo matemático del área de la copa óptica el cual se divide para el área del disco óptico (Dutta, y otros, 2014) (Ecuación 3.1).

$$R = \frac{Ac}{Ad} \quad (3.1)$$

Dónde:

$Ac$ = Área de la Copa.

$Ad$ = Área del Disco

En el fondo del ojo se visualiza el disco óptico, que es un área brillante por donde atraviesan los vasos sanguíneos, mientras que la Copa Óptica es la parte más clara que se encuentra dentro del disco óptico (Figura 67). Luego se aplica procesamiento digital de imágenes para obtener los contornos de la copa y el disco, los cuales permiten calcular sus respectivas áreas y la relación entre ellas.

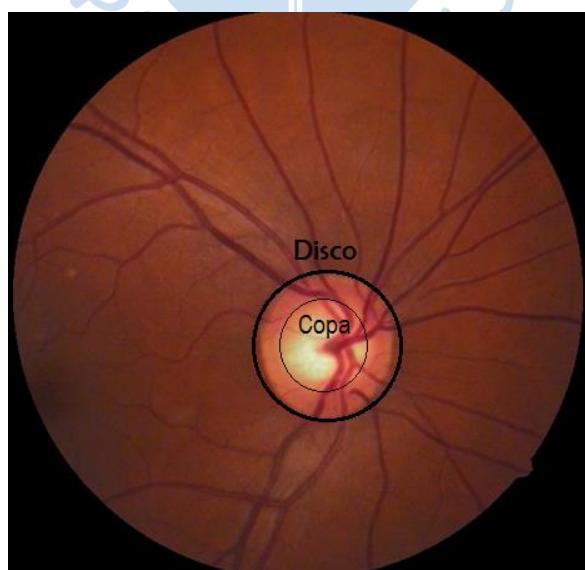


Figura 67. Imagen Biomédica de Fondo de Ojo.

Fuente: Elaboración propia.

La regla ISNT es otro tipo análisis para determinar el glaucoma, debido a que algunas personas tienen el nervio óptico grande, lo que podría afectar los resultados de la relación copa-disco. Por lo que es necesario aplicar la regla ISNT que se enfoca en el grosor del anillo neurorretiniano, la región entre el disco óptico y la copa óptica.

Para la regla ISNT se divide el nervio óptico en cuatro regiones (Figura 67) se mide cada región del nervio óptico y se aplica la siguiente condición  $I+S>N+T$ , si no se cumple la regla el paciente tiene como diagnóstico el glaucoma (Ecuación 3.2).

$$Inferior + Superior > Nasal + Temporal \quad (3.2)$$

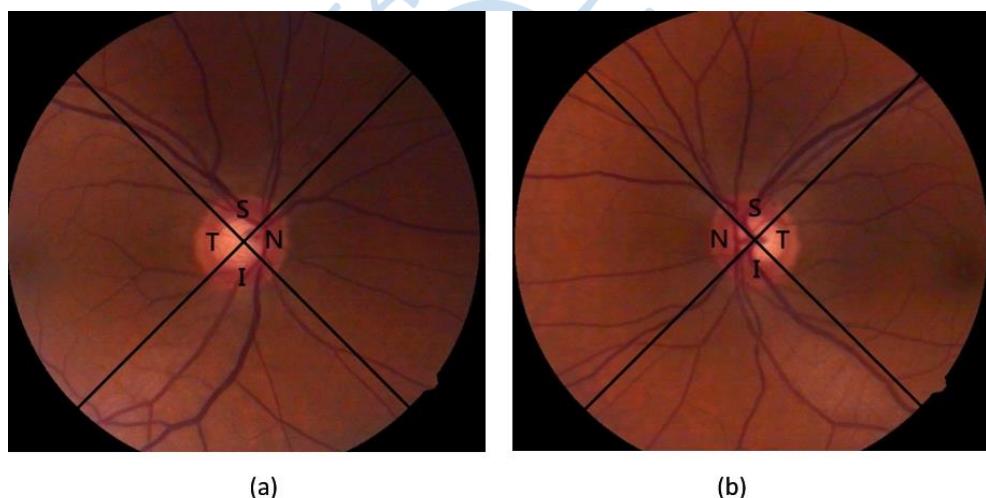


Figura 68. (a) Fondo de ojo, nervio óptico del ojo derecho (b) Fondo de ojo, el nervio óptico del ojo izquierdo.

Fuente: Elaboración propia.

Para la detección de Glaucoma, se ha propuesto un algoritmo que localice de manera automática la copa y el disco óptico, calcule la relación entre ellas (Figura 69).

Para la obtención de las regiones de la copa y el disco óptico de las imágenes del fondo del ojo humano, se aplica diferentes técnicas para el procesamiento digital, de la cuáles, a continuación, se explica algunos tipos de filtros:

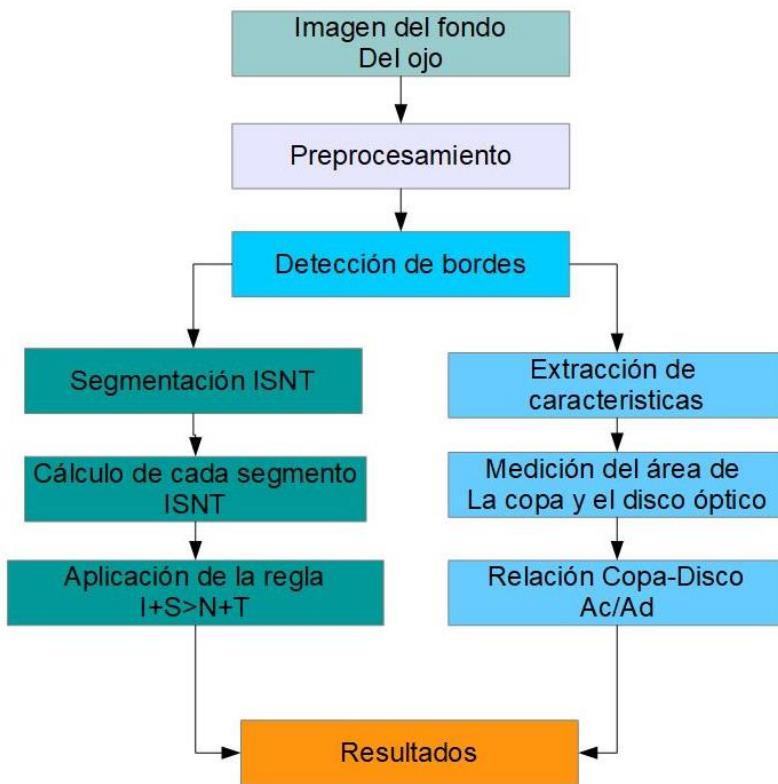


Figura 69. Diagrama de Flujo para el Proceso de segmentación de la copa y disco.

Fuente: Elaboración propia.

**1.1. Binarización.** Se convierte la imagen original del fondo del ojo en una imagen binaria conformada por blancos y negros, dividida en binarización global y binarización local (Machado, 2014). El primero pretende localizar un umbral que luego será aplicado a toda la imagen original, a través de una escala de grises, lo cual distingue e identifica la imagen de fondo (Nieto, 2010). Mientras que, la binarización local, divide la imagen en varias partes y de cada una de ellas obtiene el umbral, relacionando los pixeles vecinos procesados simultáneamente, sin embargo, este procesamiento aunque tiene mejores resultados sobre todo por las condiciones iniciales de las imágenes, requiere más memoria, por lo que, se trabaja con una binarización global (Nieto, 2010) (Ecuación 3.3).

$$g(x,y) = \begin{cases} 0 & \text{si } f(x,y) \leq T \\ 1 & \text{si } f(x,y) > T \end{cases} \quad (3.3)$$

Cuyo valor de umbral  $T$ , puede resultar determinante y nada fácil de establecer, por tanto, se trabaja a modo de prueba y error, partiendo de un valor estimado de umbral, para luego calcular la media de valores por debajo y sobre el valor de  $T$ , lo cual sirve para calcular un nuevo umbral, hasta que el valor actual de umbral sea igual al inmediato anterior.

**1.2. Filtro de suavizado gaussiano.** Utilizado especialmente por la implementación de máscaras representadas en forma de campana Gaussiana, realiza la convolución entre la matriz de Gauss y la matriz de la imagen, de tal manera que la intensidad de los píxeles sea igual entre si (Ecuación 3.4) (Graffigna, s.f.), (Ramos, 2003).

$$G(x,y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-(x^2+y^2)/2\sigma^2} \quad (3.4)$$

El filtro de suavizado gaussiano realiza el difuminado de las imágenes en escala de grises, eliminando el ruido, sin embargo, opaca los bordes y por ende, afecta la similitud de píxeles en la imagen (Escalanate, 2006). Además, permite realizar convoluciones unidimensionales, de manera horizontal y vertical. El valor de la desviación estándar se lo encuentra a manera de prueba y error, ya que no existe información relacionada.

**1.3. Filtro bilateral.** A través de una escala de grises, realiza una combinación no lineal de los píxeles vecinos de la imagen, para poder igualar la intensidad de las imágenes, ya que el filtro bilateral suaviza las regiones existentes y a la vez reduce los colores fantasmas de una imagen conservando los bordes, (Tomasi & Manduchi, 1998), (Nieto, Tratamiento de Imagen y sonido, 2013). (Ecuación 3.5).

$$y[k] = \frac{\sum_{n=-N}^N W[k, n] * x[k - n]}{\sum_{n=-N}^N W[k, n]} \quad (3.5)$$

Donde:

k es la posición del pixel a procesar.

n es el pixel con que se compara el pixel k.

y[k] es el resultado para cada pixel de salida.

x[k] es el píxel de entrada.

W[k,n] es un factor multiplicativo que se muestra en las ecuaciones 3.6 y 3.7.

$\sigma_s$  = pesos espaciales.

$\sigma_i$  = intensidad de gris.

$$W_s[k, n] = \exp\left(\left|-\frac{n^2}{2\sigma_s^2}\right|\right) \quad (3.6)$$

$$W_i[k, n] = \exp\left(\left|-\frac{(x[k] - x[k-n]^2)}{2\sigma_i^2}\right|\right) \quad (3.7)$$

$\sigma_s$  y  $\sigma_i$ , controla la apertura de la gaussiana en el rango y en el dominio respectivamente, el rango para  $\sigma_i$ , usualmente esta entre [1.5, 2.1], mientras que para  $\sigma_s$  se lo relaciona linealmente con la desviación estándar del ruido,  $\sigma_n$ , (Nieto, Tratamiento de Imagen y sonido, 2013). Por lo tanto, se empieza utilizando valores de  $\sigma_s=2\sigma_n$  y  $\sigma_i=1.8$  con una ventana de 11x11, la configuración óptima, al igual que en los casos anteriores, se la realiza con prueba y error-

**1.4. Filtro adaptativo.** Fundamenta su proceso en un algoritmo utilizado para mejorar la calidad de la imagen al poder actualizar sus coeficientes, (Ramírez Giraldo, Fletcher, & Mccollough, 2011).

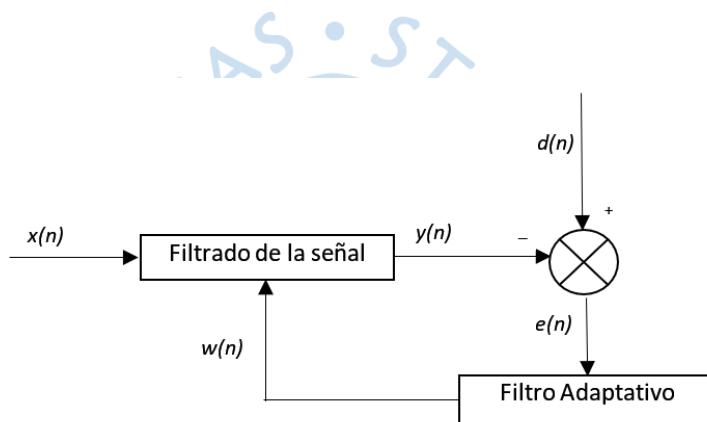


Figura 70. Filtro adaptativo.

Fuente: Tomado de “Noise reduction in computed tomography images using an anisotropic bilateral filter” (Ramírez Giraldo, Fletcher, & Mccollough, 2011).

En la Figura 3.4 se muestra la estructura básica de un filtro adaptativo donde:

$x(n)$  es la señal de entrada del sistema.

$d(n)$  es la señal deseada.

$y(n)$  es la señal de salida del filtro.

$e(n)$  es la señal de error.

$w(n)$  es la señal del filtro adaptativo.

Se busca que la señal de error sea cero, para lo cual, partimos de la señal de entrada, generando una señal de salida que se vaya adaptando y reajustando de forma automática durante cada iteración de aprendizaje, de tal manera que sea igual a la señala deseada.

## 1.5. Operaciones morfológicas.

**1.5.1. Dilatación.** Permite la adición de nuevas capas de los objetos detectados, agrandando la imagen procesada y permitiendo sustituir un pixel de nivel medio por uno de máximo nivel de gris cubierto por el elemento estructurado (Guadalupe, Elizabeth, & Samaniego Campoverde, 2016), (Gómez, Escarcena, & García, 2002), (Quijano, Rapallini, Aróstegui, & Osio, 2011).

**1.5.2. Erosión.** Permite contraer y eliminar las partes exteriores de un objeto de la imagen, asimismo, esta operación depende del elemento estructurado que circula por la imagen, sustituyendo un pixel de nivel medio por uno del mínimo nivel de gris, cubierto por el elemento estructurado (Guadalupe, Elizabeth, & Samaniego Campoverde, 2016), (Gómez, Escarcena, & García, 2002), (Quijano, Rapallini, Aróstegui, & Osio, 2011)

El disco óptico que se caracteriza por su color naranja claro, mientras que la parte más brillante de la imagen del fondo del ojo humano, corresponde a la copa del ojo (Figura 71).



Figura 71. Imagen de fondo de ojo.

Fuente: Elaboración propia.

La identificación de la relación entre la copa y el disco óptico, se la realiza luego de procesar la imagen del fondo de ojo, en primera instancia se realiza la transformación de la Figura 71 a una escala de grises (Figura 72).

Se aplica un filtro “mediana” para eliminar el ruido generado por los vasos sanguíneos a través de operaciones de morfología en la imagen, utilizando dilatación para adicionar píxeles en las fronteras y así encontrar el área de la copa y el disco óptico (Figura 73).

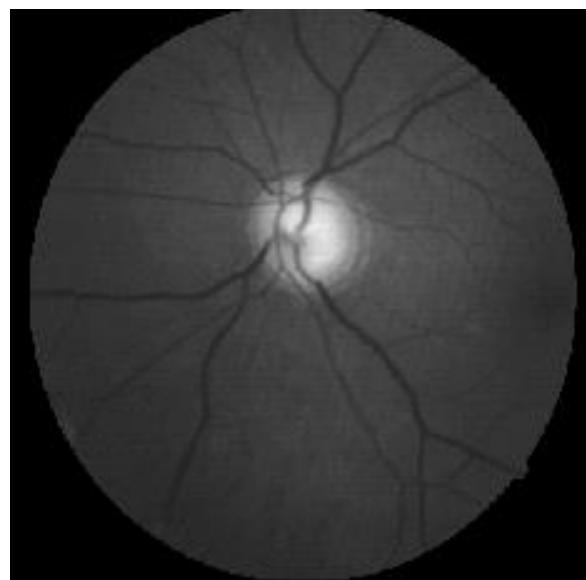


Figura 72. Conversión de la imagen de fondo de ojo a escala de grises.

Fuente: Elaboración propia.

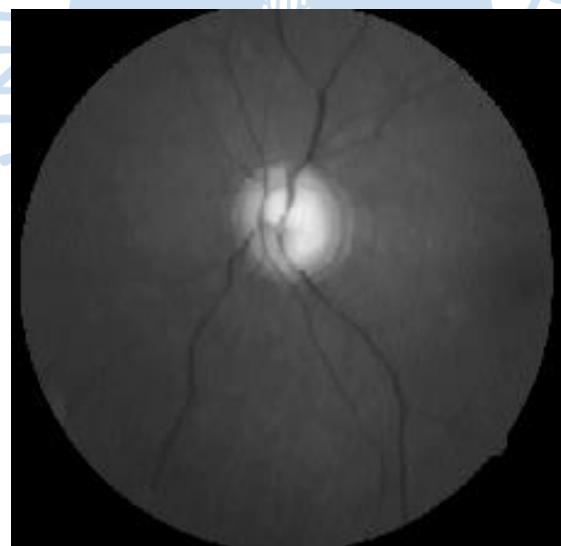


Figura 73. Eliminación de vasos sanguíneos.

Fuente: Elaboración propia.

En la Figura 74, se segmenta la copa y el disco, si la relación copa-disco es menor a 0.3 se identifica como ojo normal, mientras que si el umbral de la relación es mayor a 0.3 se considera como sospecha de glaucoma. Lo cual sirve como diagnóstico presuntivo de dicha enfermedad, la misma que alerta al especialista para tomar otras acciones en la detección del glaucoma.



Figura 74. Segmentación de la copa y el disco.

Fuente: Elaboración propia.

## 2. Diagnóstico de glaucoma con el uso de la Regla ISNT

Una vez encontrada y analizada la relación copa-disco de la imagen de fondo de ojo, se aplica la regla ISNT, la misma que comprueba la sospecha de glaucoma, cuyo objetivo es el de medir el ancho del anillo neurorretiniano a través de un análisis estructural, dilatando o erosionando la imagen de tal manera que se identifique los bordes de la copa y el disco óptico (Figura 75).

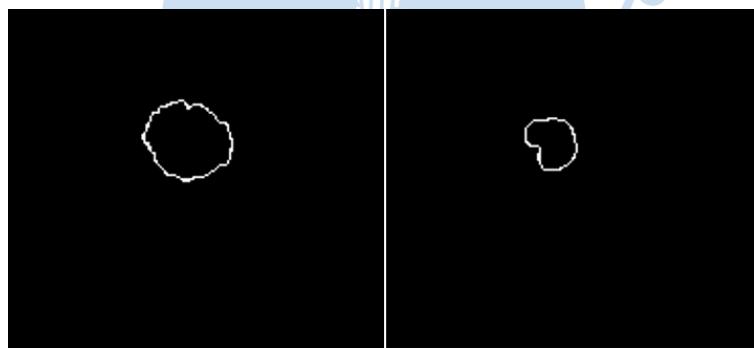


Figura 75. Localización del borde y la copa de la imagen de fondo de ojo.

Fuente: Elaboración propia.

El procedimiento anterior sirve para la realizar la segmentación de la imagen utilizando la regla ISNT, se superponen la copa y el disco formando el anillo neurorretiniano (Figura 76 y Figura 77), calculando las distancias de la parte inferior, superior, nasal y temporal. Si la distancia en las tres regiones es mayor que la inferior es alerta para clasificar la imagen con sospecha de glaucoma. Se considera un ojo sano se cumple con la condición: INFERIOR > SUPERIOR > NASAL > TEMPORAL (Figura 78).

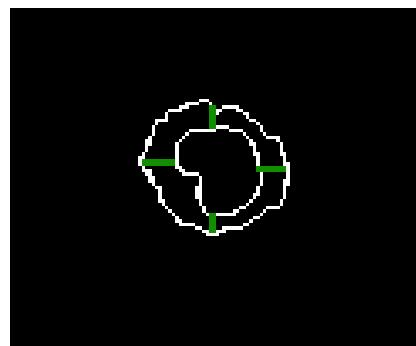


Figura 76. Imagen de la superposición de la copa y disco.

Fuente: Elaboración propia.

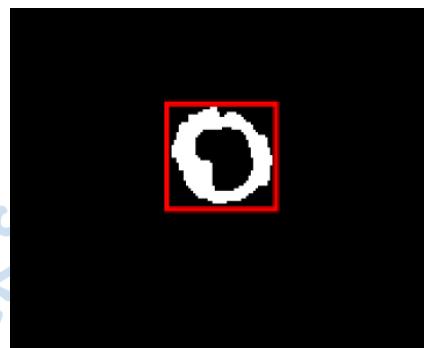


Figura 77. Imagen de la reconstrucción del área de la superposición de la copa y disco.

Fuente: Elaboración propia.

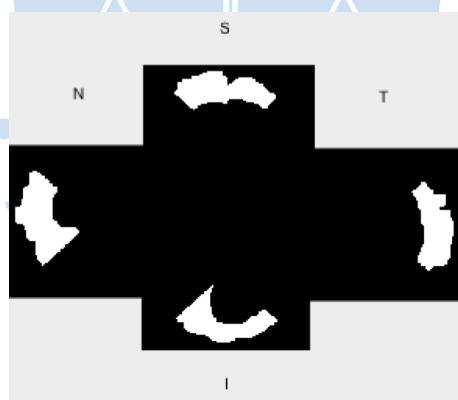


Figura 78. Segmentación del anillo neurorretiniano con el uso de la regla ISNT.

Fuente: Elaboración propia.

En la Figura 79, se presenta la interfaz del software en MATLAB, para la detección de Glaucoma, en la imagen también se observa el cálculo de la relación copa-disco, para el ejemplo el resultado es de 0.3765, que clasifica a la imagen con el diagnóstico de sospecha de glaucoma.

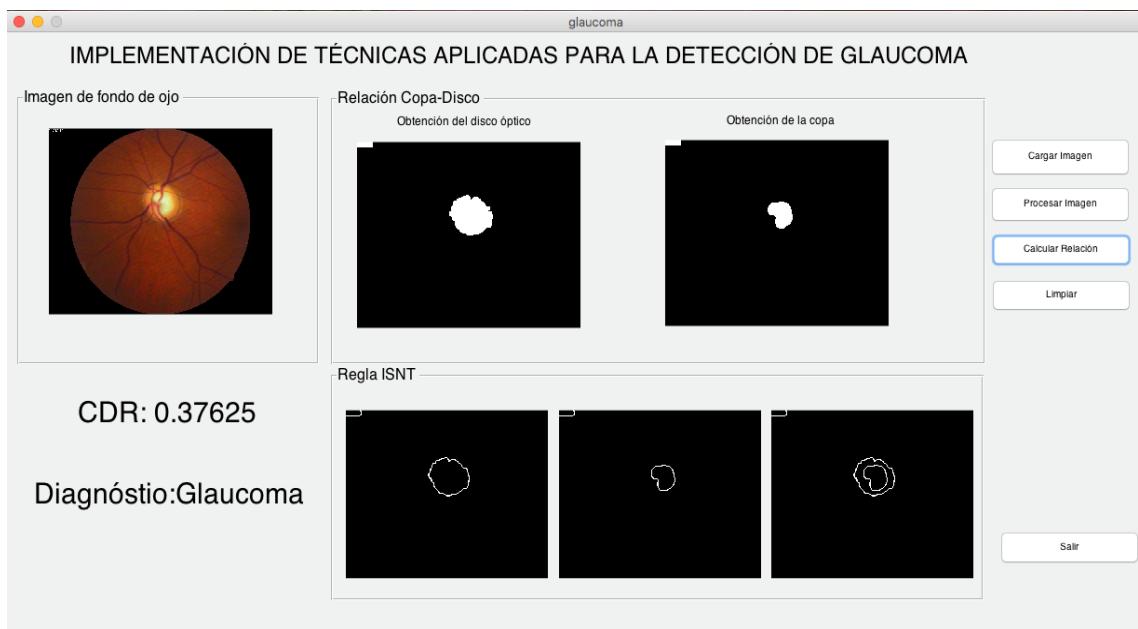


Figura 79. Interfaz Gráfica del Software para la detección de sospecha de glaucoma.

Fuente: Elaboración propia.

### 3. Procesamiento digital de las imágenes de fondo de ojo en software libre

La clínica “Santa Lucía” de la ciudad de Quito, se especializa en el ojo humano, cuenta con equipos de última tecnología para los exámenes necesarios para la detección de diferentes anomalías en el ojo, sin embargo, el proceso de detección del glaucoma es lento y representa un costo elevado, además que, con los resultados obtenidos anteriormente, nos lleva a plantear un nuevo tratamiento digital de las imágenes biomédicas, especialmente del fondo del ojo, para lo cual, la base de datos generada sigue incrementando de manera considerable, sobre todo de personas con diagnóstico de glaucoma. La base de datos generada cuenta con 300 imágenes, sin embargo, por la calidad de las mismas han sido descartadas la mayoría, por cuanto algunas imágenes son más opacas y en otras contenían partes más claras, lo que dificulta el procesamiento ya que se pierden los patrones que se desea encontrar. Por lo que para esta nueva etapa se analiza únicamente 50 imágenes tomadas como válidas para el diagnóstico presuntivo de glaucoma.

Para el procesamiento de imágenes, se realizó el algoritmo de la Figura 69, se elimina el ruido y se aclara algunos bordes de la imagen y así realizar la detección de la copa y del disco óptico.

#### 4. Implementación del algoritmo para el procesamiento de imágenes

El procedimiento es similar al realizado anteriormente, en las imágenes del fondo del ojo, ubicamos el nervio óptico (Figura 80) esto luego de la conversión a escala de grises y de determinar los máximos y mínimos para recortar la imagen en la región de interés de estudio.

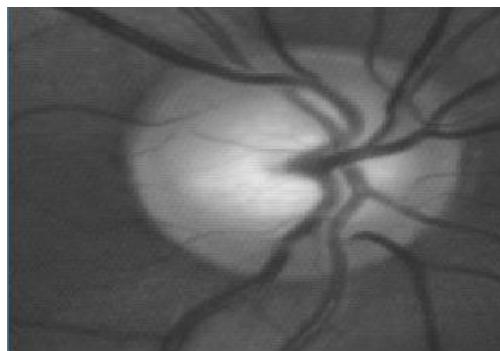


Figura 80. Región de interés de estudio.

Fuente: Elaboración propia.

El ruido y detalle de la Figura 80 se reduce variando el valor de sigma y el suavizado a través de un filtro gaussiano (Figura 81a), además de dilatar la imagen y así tener mejor resultado para la identificación de la copa y el disco del nervio óptico (Figura 81b).

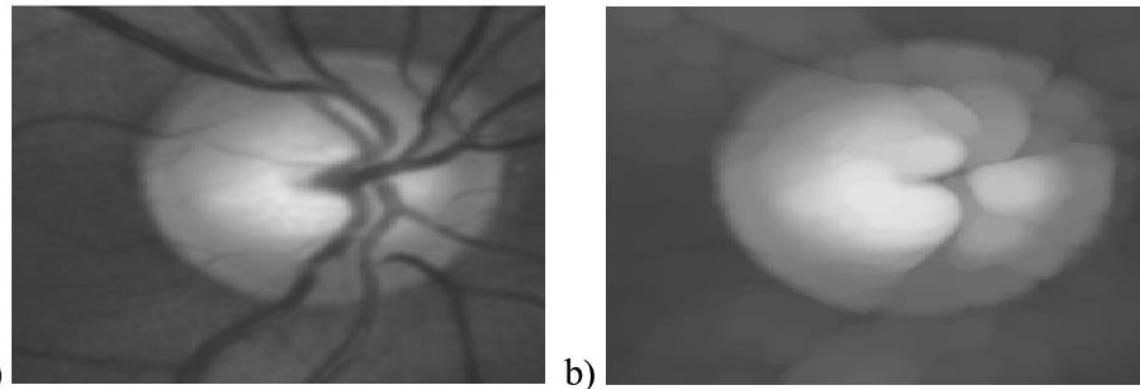


Figura 81. (a) Imagen filtrada con filtro gaussiano, (b) Imagen dilatada.

Fuente: Elaboración propia.

Dentro de éste proceso, es importante la eliminación de los vasos sanguíneos de la parte externa del disco óptico, para lo cual, de la Figura 81 se obtiene la máscara, Figura 82(a), se binariza y a la vez se erosiona la imagen resaltando los vasos sanguíneos, (b) y finalmente se realiza un filtrado bilateral, Figura 82(c).

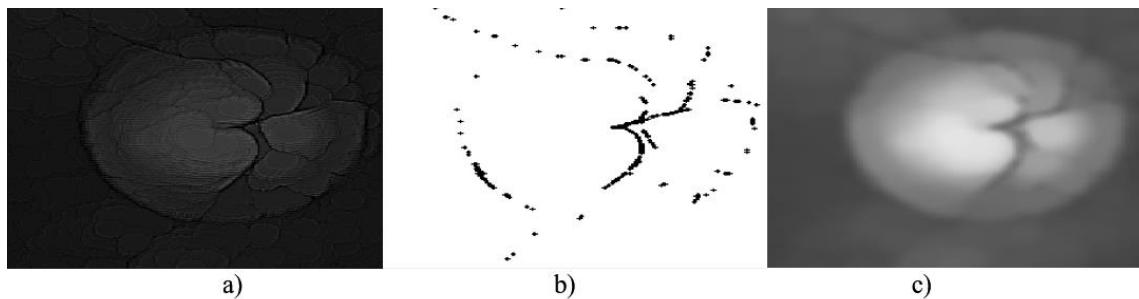


Figura 82. (a) Máscara del nervio óptico, (b) Imagen binarizada y erosionada (c) Imagen con filtrado bilateral.

Fuente: Elaboración propia.

A partir del filtro bilateral se obtiene el contorno del nervio óptico, Figura 83(a), se aplica un filtro adaptativo Figura 83(b), se aplica una operación OR entre estas dos figuras para así obtener el contorno del disco, Figura 83(c).

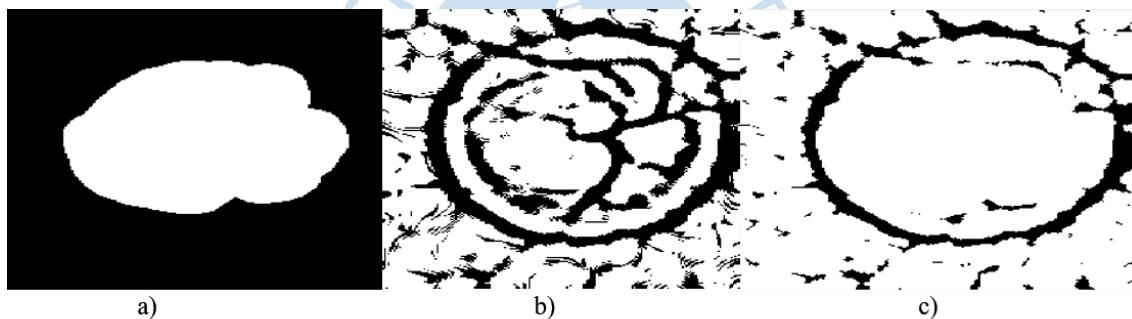


Figura 83. (a) Contorno interno del nervio óptico, (b) Imagen con filtrado adaptativo, (c) Operación OR.

Fuente: Elaboración propia.

Los detalles del disco óptico se eliminan a través de una nueva binarización y filtro de desenfoque gaussiano, Figura 84(a), se erosiona, Figura 84(b) y finalmente se obtiene el contorno del disco óptico, Figura 84(c).

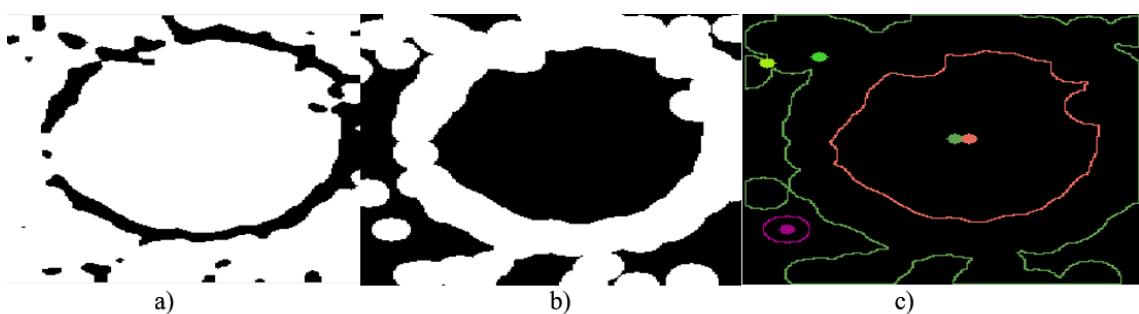


Figura 84. (a) Imagen filtrada y binarizada, (b) Imagen erosionada, (c) Contornos.

Fuente: Elaboración propia.

El proceso de detección de la copa en el nervio óptico es menos complejo. Para la detección de la copa en la imagen del nervio óptico es un proceso menos complejo, de la Figura 84(c), se encuentra el valor máximo, se binariza hasta obtener las regiones con mayor luminosidad, Figura 85(a), se determina el contorno más largo, para así obtener el área que corresponde a la copa, Figura 85(b).

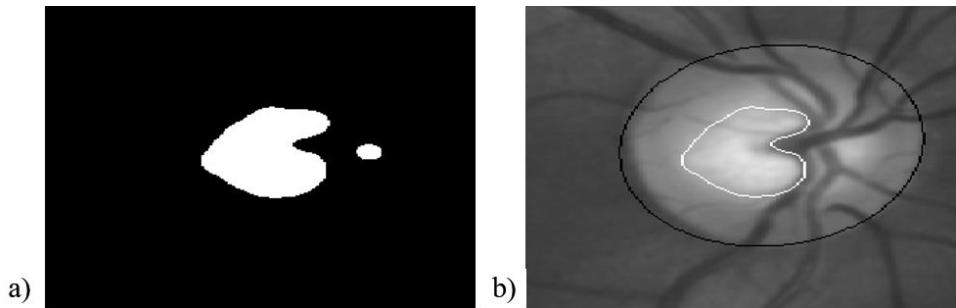


Figura 85. (a) Regiones para obtención de la copa, (b) Imagen procesada.

Fuente: Elaboración propia.

## Capítulo 4

### Diseño de modelos matemáticos y análisis de resultados

La información obtenida en la Clínica Santa Lucía de la ciudad de Quito, sirve para la elaboración de una base de datos de imágenes del fondo de ojo humano realizada a pacientes que están bajo revisión médica. Se destacan los equipos cuyos resultados son de utilidad para la detección del glaucoma, los mismos que se describen a continuación:

- Campímetro, utilizado para el examen del campo visual.
- Tonómetro de Goldmann, es el “*gold estándar*” para la toma de valores de la PIO.
- Tomografía de coherencia óptica, OCT, se obtiene el grosor de la capa de fibras nerviosas retinianas, CFNR.
- Pentacam, entrega el espesor central de la córnea o grosor corneal central, GCC, cuyo valor promedio es de  $500\mu\text{m}$ , este dato afecta al valor de medición de la PIO.

El 10% de la población ecuatoriana tiene algún tipo de discapacidad, es decir, de 1.6 millones de personas discapacitadas, el 0.8% tienen deficiencia visual, de este, el 30% (384000) presenta glaucoma. De igual manera, en Ecuador, la detección temprana requiere el uso de equipos de alta gama, disponibles únicamente en clínicas de especialidades y cuyos exámenes requiere una gran inversión económica no asequible para la economía ecuatoriana, además, de manera general cuando al paciente se le detecta la enfermedad, ya pasaron 5 años de padecimiento de la misma.

La Clínica Santa Lucía de la ciudad de Quito lleva más de 60 años de funcionamiento, tiene especialistas y equipos de alta tecnología para tratar enfermedades del ojo humano. Con la colaboración del Dr. Carlos Luis Chacón, cirujano oftalmólogo y especialista en glaucoma y catarata y de la Dra. Ana María Núñez, optometrista, se obtuvo una gran base de datos de imágenes del fondo de ojo.

#### **1. Prevención del glaucoma luego de la medición de la PIO**

La recopilación de información no es una tarea sencilla por cuanto no existe un precedente de la misma en Ecuador, por lo que se establece un procedimiento adecuado para la recolección, organización y tabulación de la información, partiendo de la medición de la presión intraocular, cuyo resultado si es mayor al valor promedio, se sospecha de daño en la capa de fibras nerviosas retinianas, CFNR

La Tabla A1 del Anexo A, muestra una primera lista de pacientes afectados con glaucoma, pero con PIO ya controlada.

El campo visual de un paciente con glaucoma se ve afectado por la disminución del grosor de la capa de fibras nerviosas, cuyo rango debería estar entre 76 y 104  $\mu\text{m}$ , la Tabla A.2 del Anexo 1, muestra los resultados obtenidos con el equipo de OCT.

Para determinar el diagnóstico presuntivo de glaucoma, es fundamental el aporte de los especialistas, de lo cual, depende del valor de CFNR (Figura 86 y Figura 87)

- 76 - 115 $\mu\text{m}$ , se considera ojo sano.
- 71 - 75 $\mu\text{m}$ , se considera sospecha de glaucoma.
- 40 – 70 $\mu\text{m}$ , se considera con diagnóstico presuntivo de glaucoma.

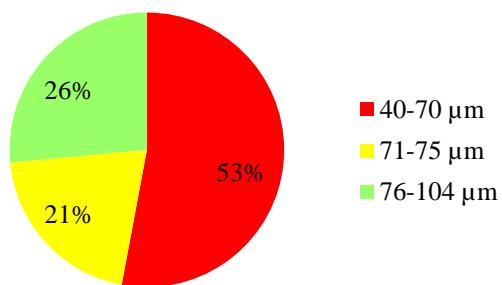


Figura 86. Grosor de la CFNR para el ojo derecho.

Fuente: Elaboración propia.

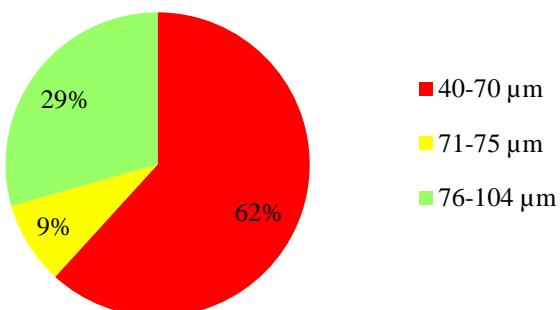


Figura 87. Grosor de la CFNR para el ojo izquierdo.

Fuente: Elaboración propia.

Otro parámetro importante que se obtiene de la Tabla A2 del Anexo A, es sobre las personas que tienen más riesgo de tener glaucoma, lo cual también depende de la edad, ya que en personas mayores de 40 años existe mayor posibilidad de padecer este daño (Figura 88).

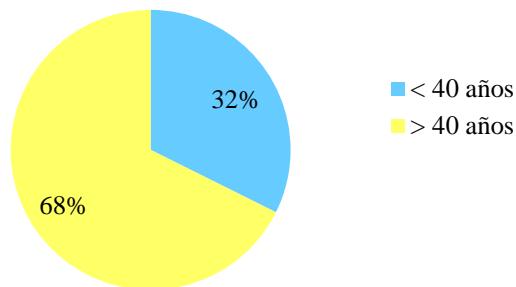


Figura 88. Pacientes afectados con edades mayores de 40 años.

Fuente: Elaboración propia.

Para determinar el daño causado para la pérdida del campo visual, se calcula el valor de la desviación media, DM, que es el promedio de las diferencias de los umbrales medidos y la sensibilidad normal del paciente; y la desviación estándar del modelo, DSM, cuyos índices de irregularidad de la superficie del campo visual son sensibles a defectos focales que inciden en anomalías en el campo.

Si los valores resultantes son mayores a  $\pm 2$  dB, el paciente presenta pérdida del campo visual, si ésta es  $<5\%$  existe sospecha de patología, si es  $<1\%$  la pérdida es mínima, si es  $<0.5\%$  el paciente ha perdido el campo visual en uno o varios puntos (Tabla A3 del Anexo A, Figura 89, Figura 90, Figura 91 y Figura 92).

**Desviación Media menor de 2dB y mayor de 2dB del Ojo Derecho**

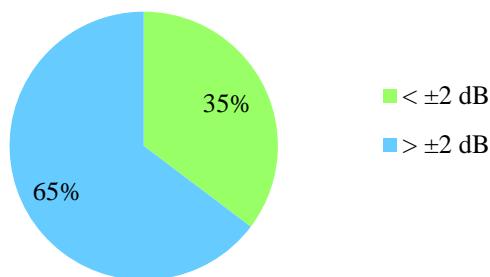


Figura 89. Desviación media del ojo derecho.

Fuente: Elaboración propia.

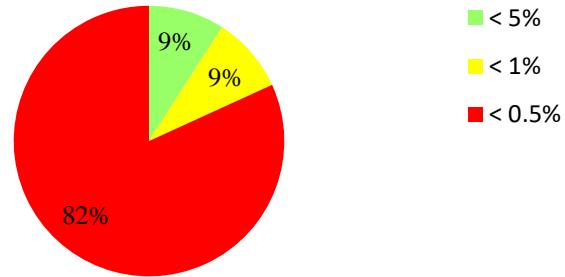


Figura 90. Probabilidad de pérdida DM del campo visual del ojo derecho.

Fuente: Elaboración propia.

#### Desviación Media menor de 2dB y mayor de 2dB del Ojo Izquierdo

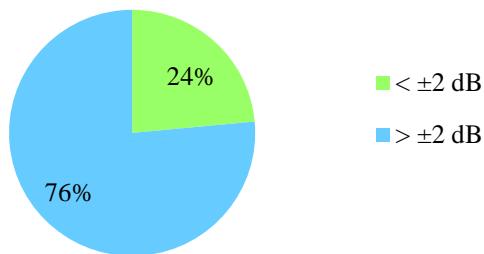


Figura 91. Desviación media del ojo izquierdo.

Fuente: Elaboración propia.

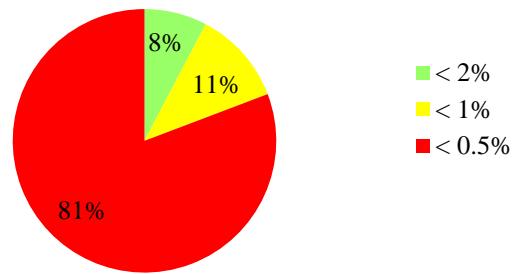


Figura 92. Probabilidad de pérdida DM del campo visual del ojo izquierdo.

Fuente: Elaboración propia.

Se realiza similar proceso para la obtención de la Desviación Estándar del Modelo (Figura 93, Figura 94, Figura 95 y Figura 96).

**Desviacion Estandar del Modelo menor de 2dB y mayor de 2dB del Ojo Derecho**

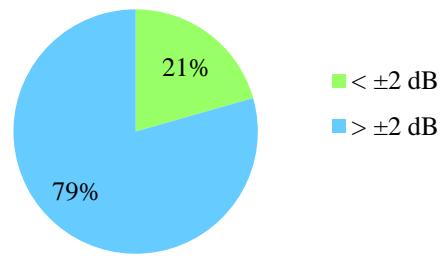


Figura 93. DEM del ojo derecho.

Fuente: Elaboración propia.

ASIST.

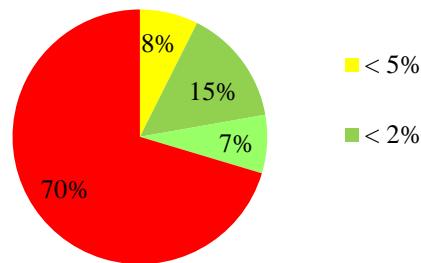


Figura 94. Probabilidad de pérdida del DSM del campo visual del ojo derecho.

Fuente: Elaboración propia.

PIURENSIS

**Desviacion Estandar del Modelo menor de 2dB y mayor de 2dB del Ojo Izquierdo**

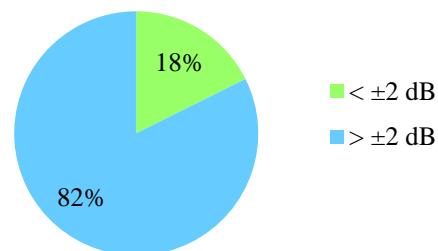


Figura 95. Tabulación de DSM del ojo izquierdo.

Fuente: Elaboración propia.

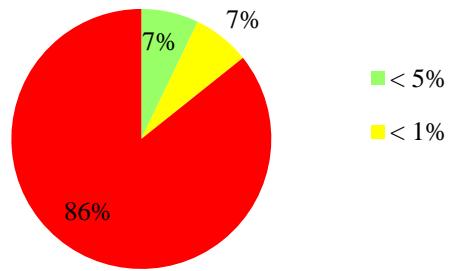


Figura 96. Tabulación de la Probabilidad del Ojo Izquierdo.

Fuente: Elaboración propia.

En la Tabla A4 del Anexo A se puede ver los datos correspondientes al grosor de la córnea central, GCC, obtenidos a través del Pentacam, que también permite identificar el tipo de glaucoma que tiene el paciente. El valor normal de GCC es de 500  $\mu\text{m}$  (Figura 97 y Figura 98).

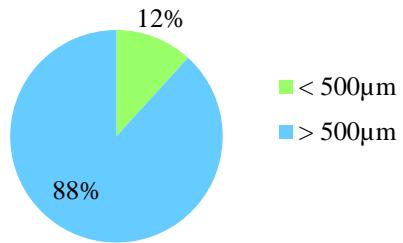


Figura 97. Valores del grosor de la córnea central, GCC, del ojo derecho.

Fuente: Elaboración propia.

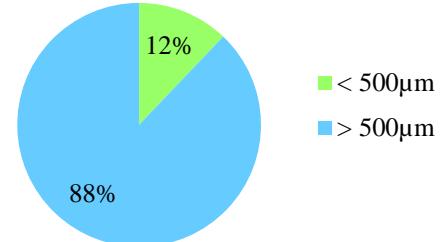


Figura 98. Valores del grosor de la córnea central, GCC, del ojo izquierdo.

Fuente: Elaboración propia.

El volumen de la cámara, además, permite determinar el tipo de glaucoma del paciente, siempre que el valor normal del volumen sea mayor a  $100 \text{ mm}^3$ , caso contrario el ojo demuestra tener alguna anomalía (Tabla A4 del Anexo A, Figura 99y Figura 100).

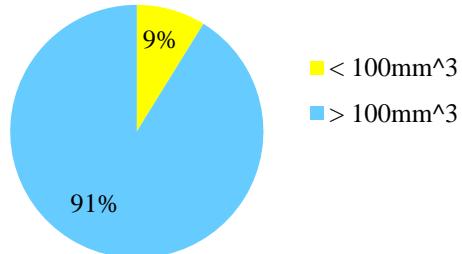


Figura 99. Volumen de cámara del ojo derecho.

Fuente: Elaboración propia.

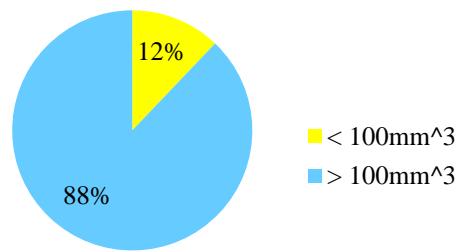


Figura 100. Volumen de cámara del ojo izquierdo.

Fuente: Elaboración propia.

Si el valor del ángulo es menor a  $25^\circ$ , conjuntamente con el valor del volumen, determinan si el paciente tiene glaucoma (Figura 101 y Figura 102).

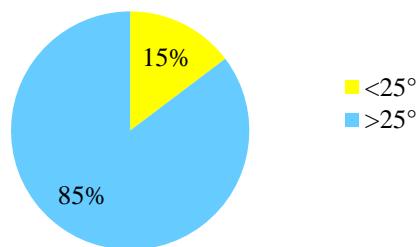


Figura 101. Ángulo en el ojo derecho.

Fuente: Elaboración propia.

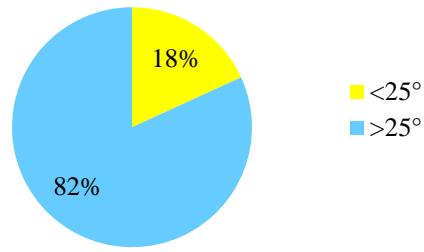


Figura 102. Ángulo en el ojo izquierdo.

Fuente: Elaboración propia.

Las personas que están sobre los 40 años de edad, deberán realizarse un mayor control con respecto al estado de su visión. Además, se busca plantear un modelo matemático del Ojo Humano con la intención de entender su comportamiento, así como el efecto de las posibles afecciones que podría sufrir, para lo cual se trabaja en un modelo determinístico, por cuanto los valores y variables son funcionales para plantear el modelo.

El humor acoso es la principal característica a tener en cuenta dentro del modelo, ya que de aquí parte el análisis completo del glaucoma, la aparición del problema funcional (afección del campo visual) y la relación que se produce entre el diagnóstico del problema, es decir, la detección del problema empieza con la medición de la PIO, si el resultado es elevado, la detección de lo funcional dura alrededor de 5 años, durante este tiempo, el problema es estructural, ya que el nervio óptico sufre daños de manera irreversible, el OCT realiza un estudio estructural del nervio óptico con la finalidad de controlar el daño del campo visual, por lo tanto, el modelo matemático busca comprender el efecto del aumento de la presión con respecto al grosor de la CFNR y su efecto en el campo visual.

Los parámetros a utilizarse como variables para modelar matemáticamente el GCFNR en relación a la presión intraocular, son:

- La presión intraocular, siempre y cuando el valor medido NO esté dentro del rango normal, en este caso, por exceso de producción de humor acoso que no puede ser drenado completamente, generando acumulación y, por ende, aumento de la PIO.
- Capa de Fibras Nerviosas Retinianas, que son afectadas directamente con el aumento de la PIO.

El primer modelo planteado, busca ajustar a los parámetros obtenidos de la base de datos, para lo cual el uso de una regresión polinomial de orden 6 presenta el mejor resultado, considerando valores de PIO correspondientes a pacientes que están en constante control periódico o incluso algunos tienen implantado la válvula de Ahmed que es un dispositivo de drenaje del humor acuoso. Esta información es procesada en MATLAB.

La función resultante se puede ver en la Figura 103.

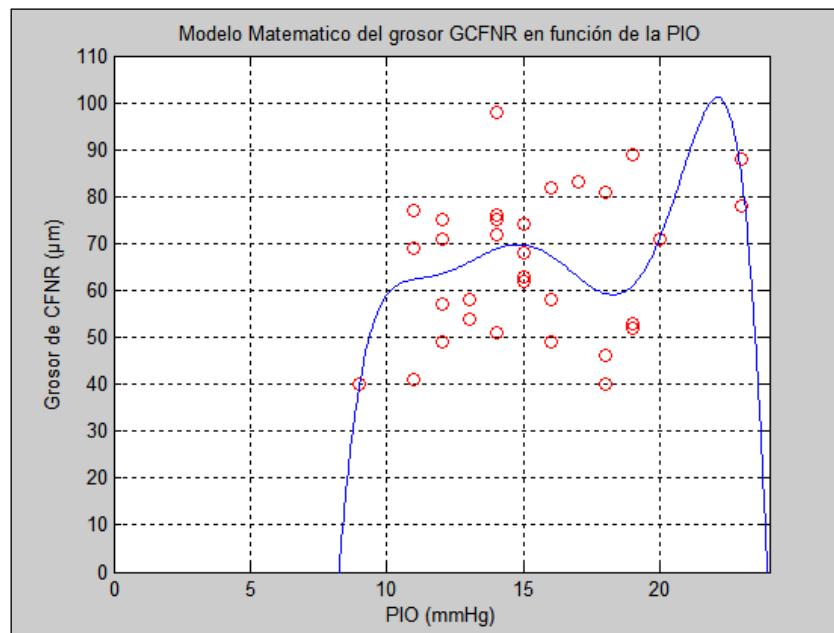


Figura 103. Primer modelamiento de GCFNR en función de la presión intraocular.

Fuente: Elaboración propia.

Cuyos coeficientes son:

$$a_0 = -17187$$

$$a_1 = 7270.9$$

$$a_2 = -1258.1$$

$$a_3 = 114.21$$

$$a_4 = -5.7315$$

$$a_5 = 0.15063$$

$$a_6 = -0.0016191$$

La ecuación 4.1 representa el comportamiento entre el grosor de CFNR y la presión intraocular:

$$G = a_0 + a_1 * p + a_2 * p^2 + a_3 * p^3 + a_4 * p^4 + a_5 * p^5 + a_6 * p^6 \quad (4.1)$$

Donde:

$G$ : valor del grosor de la CFNR.

$a_0 \dots a_6$ : Son los coeficientes del polinomio.

$p$ : Es la PIO.

Sustituyendo los datos de los coeficientes encontrados en la ecuación 4.1, el resultado se muestra en la ecuación 4.2:

$$G = -17187 + 7270.9 * p - 1258.1 * p^2 + 114.21 * p^3 - 5.7315 * p^4 + 0.15063 * p^5 - 0.0016191 * p^6 \quad (4.2)$$

El siguiente modelamiento, analiza la relación entre el GCFNR con el campo visual, específicamente con la desviación media una vez que la enfermedad esté en un 50% de avance. Bajo el mismo parámetro del modelo de la ecuación 4.1, cuya función gráfica corresponde a un polinomio de orden 7, por cuanto se ajusta de mejor manera a los valores reales (Figura 104).

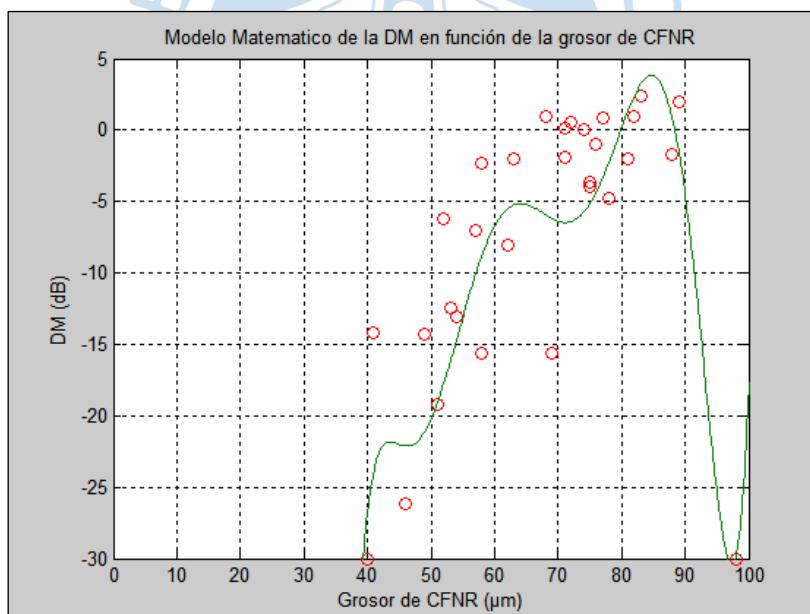


Figura 104. Segundo modelamiento: DM con la enfermedad al 50% en función de GCFNR.

Fuente: Elaboración propia.

Cuyos coeficientes son:

$$a_0 = -57193$$

$$a_1 = 6534$$

$$a_2 = -314.6$$

$$a_3 = 8.2691$$

$$a_4 = -0.12815$$

$$a_5 = 0.0011712$$

$$a_6 = -5.848 \times 10^{-6}$$

$$a_7 = 1.2313 \times 10^{-8}$$

Representada en la ecuación 4.3:

$$D = a_0 + a_1 * g + a_2 * g^2 + a_3 * g^3 + a_4 * g^4 + a_5 * g^5 + a_6 * g^6 + a_7 * g^7 \quad (4.3)$$

Donde:

$D$ : corresponde a la desviación media.

$a_0 \dots a_6$ : Son los coeficientes del polinomio.

$g$ : Representa el grosor de CFNR.

Sustituyendo los datos de los coeficientes encontrados en la ecuación 4.3, el resultado se muestra en la ecuación 4.4:

$$D = -57193 + 6534 * g - 314.6 * g^2 + 8.2691 * g^3 - 0.12815 * g^4 + 0.00117 * g^5 - 5.848 \times 10^{-6} * g^6 + 1.2313 \times 10^{-8} * g^7 \quad (4.4)$$

Se analiza la desviación estándar en relación con el GCFNR, la DSM disminuye su sensibilidad cuando se ha perdido el campo visual, aumentando su valor en dB. Esta representación se la obtiene a través del polinomio de orden 7 (Figura 105).

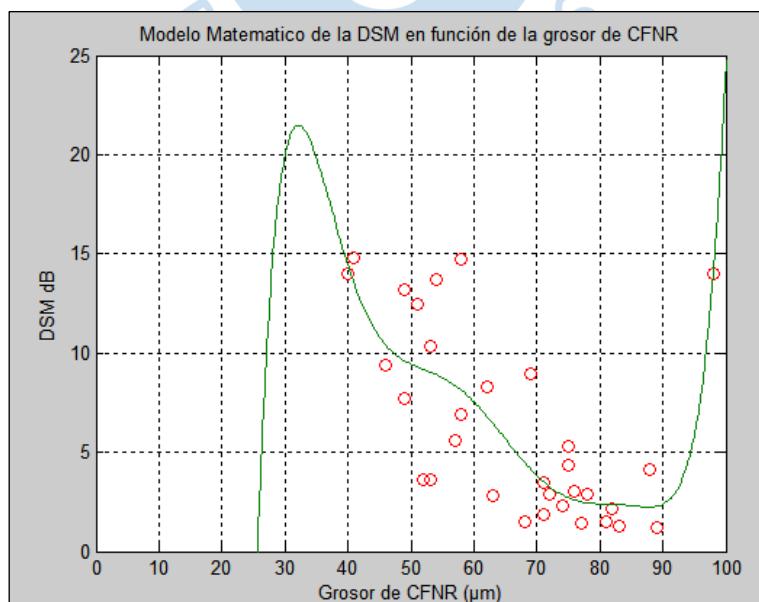


Figura 105. Modelamiento de la desviación estándar en función del GCFNR.

Fuente: Elaboración propia.

Cuyos coeficientes son:

$$\begin{aligned}
 a_0 &= -3879 \\
 a_1 &= 496.56 \\
 a_2 &= -26.213 \\
 a_3 &= 0.74577 \\
 a_4 &= -0.012394 \\
 a_5 &= 0.00012 \\
 a_6 &= -6.38 \times 10^{-7} \\
 a_7 &= 1.4179 \times 10^{-9}
 \end{aligned}$$

Representado en la ecuación 4.5:

$$S = a_0 + a_1 * g + a_2 * g^2 + a_3 * g^3 + a_4 * g^4 + a_5 * g^5 + a_6 * g^6 + a_7 * g^7 \quad (4.5)$$

Donde:

$S$ : corresponde a la desviación estándar en el modelo.

$a_0 \dots a_6$ : Son los coeficientes del polinomio.

$g$ : Representa el Grosor de CFNR.

Sustituyendo los datos de los coeficientes encontrados en la ecuación 4.5, el resultado se muestra en la ecuación 4.6:

$$\begin{aligned}
 S = & -3879 + 496.56 * g - 26.213 * g^2 + 0.74577 * g^3 - 0.012394 * g \\
 & 0.00012 * g^5 - 6.38 \times 10^{-7} * g^6 + 1.4179 \times 10^{-9} * g^7
 \end{aligned} \quad (4.6)$$

Las ecuaciones 4.1, 4.3 y 4.5 representan la relación existente entre los 4 parámetros estudiados en esta investigación y que son fundamentales para la detección del glaucoma. De esta manera es posible realizar diferentes pruebas utilizando los valores obtenidos en la base de datos de la Clínica Santa Lucía, especialmente los datos de la presión intraocular y del grosor de la capa de fibras nerviosas de la retina.

## 2. Relación entre la Copa-Disco y la regla ISNT.

Con respecto a la relación entre la Copa-Disco y la regla ISNT, se ha desarrollado un algoritmo de detección de glaucoma a través del procesamiento digital de imágenes del fondo del ojo, obtenidas en la Clínica “Santa Lucía”, como herramienta de soporte para el diagnóstico temprano presuntivo del glaucoma. Para el efecto, en la Figura 106 se presenta los resultados de un muestreo de cinco pacientes, en donde:

- La primera y tercera fila, corresponden a una imagen del fondo de ojo de pacientes con diagnóstico de glaucoma, cuya copa y disco están localizadas correctamente.
- La segunda y quinta fila, presentan un tipo de glaucoma más avanzado de pacientes que asisten regularmente para el control de la enfermedad.
- La tercera fila presenta el fondo de ojo de una persona sana, cuya relación CDR es de 0.22.

En la Tabla 4.1 se compara los valores del CDR clínico y el valor del CDR obtenido con el algoritmo propuesto, cuyos resultados son bastante cercanos, demostrando que el algoritmo propuesto es bastante eficiente.

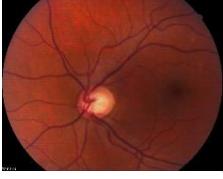
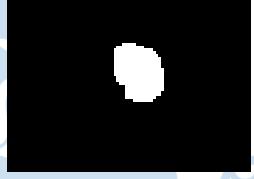
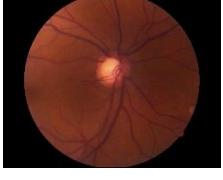
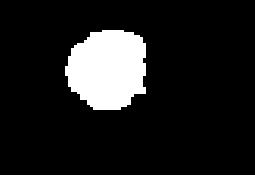
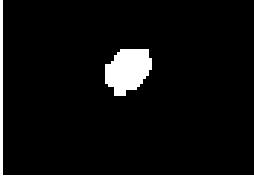
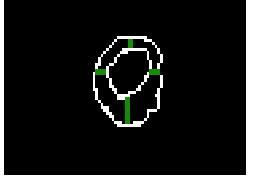
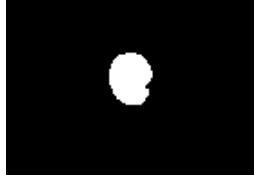
	Imagenes del Fondo del Ojo	Ubicación de la copa	Ubicación del disco	Regla ISNT
1				
2				
3				
4				
5				

Figura 106. Imágenes del algoritmo propuesto como herramienta de soporte para la detección de Glaucoma a través de la relación Copa-Disco.

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 4.

*Comparación entre el CDR clínico y el CDR con el algoritmo propuesto.*

Imagenes de fondo de Ojo	Diagnóstico Clínico	CDR (Oftalmólogo)	CDR (Algoritmo Propuesto)	Margen de error
1	Glaucoma	0.31	0.33	3.12%
2	Glaucoma	0.37	0.39	2.63%
3	Normal	0.21	0.22	4.76%
4	Normal	0.20	0.23	4.54%
5	Glaucoma	0.53	0.54	1.88%

Nota: Elaboración propia.

La media de error con el algoritmo propuesto es de 3.3%, por lo que el algoritmo propuesto no es un sistema libre de errores, sin embargo, sí representa una herramienta de soporte para el diagnóstico de ésta enfermedad, especialmente, ayuda a reducir el tiempo de análisis y exámenes realizados para determinar si el paciente padece o no de dicha enfermedad.

Por los resultados obtenidos se establece que:

- Si la relación copa-disco,  $RCD < 0.3$ , el paciente no tiene glaucoma.
- Si la relación copa-disco,  $0.3 < RCD < 0.5$ , el paciente tiene sospecha de glaucoma.
- Si la relación copa/disco,  $0.5 < RCD < 1$ , el paciente tiene glaucoma.

En la Tabla 5, se presenta un nuevo análisis del algoritmo de RCD.

Tabla 5.

*Diagnóstico presuntivo luego de la comparación entre el CDR clínico y el CDR con el algoritmo propuesto.*

Pacientes	Diagnóstico Clínico	CDR (Oftalmólogo)	CDR (Algoritmo Propuesto)	Diagnóstico presuntivo (Algoritmo propuesto)	Margen de error
1	Glaucoma	0.501	0.490178	Sospecha	2.16%
2	Glaucoma	0.673	0.64073	Glaucoma	4.79%
3	Glaucoma	0.584	0.55045	Glaucoma	5.74%
4	Glaucoma	0.6712	0.718801	Glaucoma	7.09%
5	Glaucoma	0.790	0.780874	Glaucoma	1.15%
6	Glaucoma	0.577	0.584225	Glaucoma	1.25%

Pacientes	Diagnóstico Clínico	CDR (Oftalmólogo)	CDR (Algoritmo Propuesto)	Diagnóstico presuntivo (Algoritmo propuesto)	Margen de error
7	Sospecha	0.374	0.405062	Sospecha	8.30%
8	Glaucoma	0.6463	0.612014	Glaucoma	5.3%
9	Sospecha	0.436	0.458708	Sospecha	5.2%
10	Sospecha	0.487	0.465954	Sospecha	4.32%

Nota: Elaboración propia.

El error relativo medio de la muestra de 10 pacientes, fue de 4.5%.

Para la Regla ISNT, se debe cumplir que  $I+S>N+T$ , la Tabla 6, compara los resultados de la regla ISNT del oftalmólogo, con los resultados del algoritmo propuesto.

Tabla 6.

*Comparación entre la regla ISNT clínico y el ISNT con el algoritmo propuesto*

Paciente	Región				Regla ISNT	
	Inferior I	Superior S	Nasal N	Temporal T	Oftalmólogo	Algoritmo Propuesto
1	1.859	1.401	1.654	3.321	No cumple	No cumple
2	2.0738	0.8614	1.9733	1.3776	No cumple	No cumple
3	1.5620	0.7758	1.8683	0.8939	No cumple	No cumple
4	2.1550	0.63162	2.1330	0.9960	No cumple	No cumple
5	2.1951	0.89863	1.9521	1.517	No cumple	No cumple
6	1.0492	1.2269	1.3025	1.2579	No cumple	No cumple
7	2.2975	1.1058	1.0029	2.1743	Cumple	Cumple
8	2.3973	1.4061	2.229	2.1611	No cumple	No cumple
9	2.4324	1.5804	3.4592	1.5291	No cumple	No cumple
10	2.6644	4.2645	3.2645	2.8614	Cumple	Cumple

Nota: Elaboración propia.

### 3. El queratocono y su afección en el ojo humano

Como se mencionó anteriormente, el modelo determinístico, nos permite trabajar con variables dependientes e independientes, de tal manera que realizar el análisis entre la relación del espesor central de la córnea y el incremento de la PIO, es fundamental para empezar con el análisis de exploración anticipada del glaucoma, por lo que a continuación, se presenta el estudio del grado de evolución del queratocono, QC, considerada como variable dependiente, cuya deformación es muy influyente en la medición de la PIO.

Para el efecto, las variables independientes son:

- Diámetro Corneal, se considera el diámetro corneal o profundidad de la cámara anterior con un valor aproximado de 10.6mm (Borrego Sanz, y otros, 2014).
- Grosor Corneal, partimos de un valor de córnea delgada en el centro, con un valor promedio de 544 $\mu\text{m}$ , en hombres y mujeres, este valor aumenta en la periferia, hasta un valor promedio de 800  $\mu\text{m}$ . (J. Montañés, 2013).

En Ecuador se estima que 1 de cada 2000 personas se ven afectadas por el queratocono, según datos del Instituto Nacional de Estadística y Censo, INEC, sin embargo, a pesar de no tener resultados estadísticos que respalden ésta información, los especialistas consideran que el índice de personas con queratocono es mucho más alta. Esto se debe a los elevados costos en los exámenes que se deben realizar, pero sobre todo, a que el QC en sus primeras etapas no produce síntomas.

El queratocono, QC, afecta al grosor de la córnea, se presenta 4 etapas de evolución con sus respectivos modelos, ya que la deformidad corneal, altera el valor de PIO.

La variación de la PIO con respecto al grosor de la córnea se puede ver en la Tabla 7 (Oliveira, Ribeiro, & Franco, 2007).

Tabla 7.

*Relación entre el grosor corneal vs presión intraocular*

<b>GROSOR CENTRAL DE LA CÓRNEA</b>		
	> 500 $\mu\text{m}$	<500 $\mu\text{m}$
<b>PIO</b>	Menor a la medida real	Mayor a la medida real

Nota: Tomado de “*Corneal imaging with slit scanning and Scheimpflug imaging: a new for ophthalmic diagnosis*” (Oliveira, Ribeiro, & Franco, 2007).

La Tabla A5 del Anexo A, presenta el valor del grosor central respecto a la presión intraocular de pacientes de la Clínica Santa Lucía.

La Figura 107, visualiza la relación de la Tabla 7, con datos de exámenes queratométricos de pacientes con deformidad de córnea.

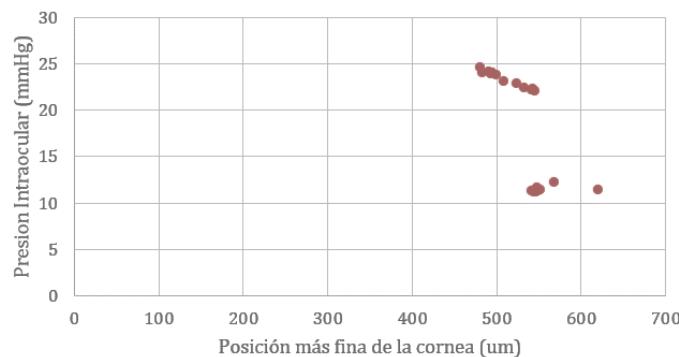


Figura 107. Relación entre grosor corneal y presión intraocular.

Fuente: Elaboración propia.

Las curvas de Belin/Ambrosio, son útiles para la detección del queratocono, en cualquiera de sus fases, ya que se basa en la combinación de criterios de elevación y paquimetría lo cual mejora el diagnóstico de ectasias corneales. Dichas curvas representan los datos de las alturas de la superficie anterior en combinación con el análisis de la evolución del grosor de la córnea, éste análisis se lo realiza mediante anillos concéntricos, que van desde el punto más delgado extendiéndose hasta la periferia de la córnea (Orssengo & Pye, 1999, 2007).

De igual manera, la regresión polinomial, se usa para determinar las ecuaciones de las curvas de Belin/Ambrosio (Ecuación 4.7).

Primera, Segunda y Tercera curva de Belin-Ambrosio

$$G = a_0 + a_1 d_1 + a_2 d_2 + a_3 d_3 + a_4 d_4 \quad (4.7)$$

Donde:

$G$ : Es el grosor corneal del ojo humano.

$a_0 \dots a_4$ : Son los coeficientes del polinomio.

$d$ : Es el diámetro corneal vertical.

Cuyos coeficientes son:

- Primera curva

$$a_0 = 460.1984$$

$$a_1 = -4.1138$$

$$a_2 = 4.9826$$

$$a_3 = -0.3877$$

$$a_4 = 0.0130$$

- Segunda curva

$$a_0 = 539.2063$$

$$a_1 = 2.1693$$

$$a_2 = 2.0933$$

$$a_3 = -0.0116$$

- Tercera curva

$$a_0 = 618.5714$$

$$a_1 = 5.4762$$

$$a_2 = 0.8036$$

$$a_3 = 0.1042$$

Modelo Matemático de las Curvas de Belin-Ambrosio:

$$G1 = 460.1984 + (-4.1138)d_1 + (4.9826)d_2 + (-0.3877)d_3 + (0.0130)d_4 \quad (4.8)$$

$$G2 = 539.2063 + (2.1693)d_1 + (2.0933)d_2 + (-0.0116)d_3 \quad (4.9)$$

$$G3 = 618.5714 + (5.4762)d_1 + (0.8036)d_2 + (0.1042)d_3 \quad (4.10)$$

Dependiendo de los resultados obtenidos para las curvas de Belin-Ambrosio, se establece el tiempo de queratocono, clasificándoles en:

**3.1. Queratocono preclínico.** No presenta síntomas, esto dificulta su temprana detección, sin embargo, las curvas de Belin/Ambrosio permiten plantear un modelo matemático que relaciona el grosor de la córnea y el diámetro del ojo enfermo, representado con la línea roja. Figura 108.

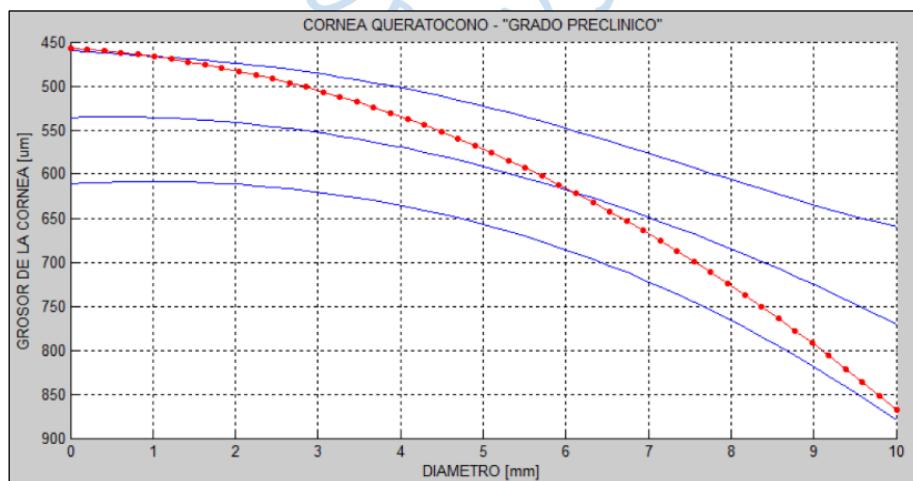


Figura 108. Queratocono preclínico.

Fuente: Elaboración propia.

La ecuación 4.11 representa un queratocono con grado Preclínico.

$$p1 = 457.619 + (5.496)d + (3.3780)d_2 + (0.0174)d_3 \quad (4.11)$$

**3.2. Queratocono Incipiente.** Presenta la aparición de miopía y astigmatismo progresivo, con una leve visión borrosa, ligera distorsión de la visión, sensibilidad a la luz, deslumbramiento e irritación ocular (Figura 109).

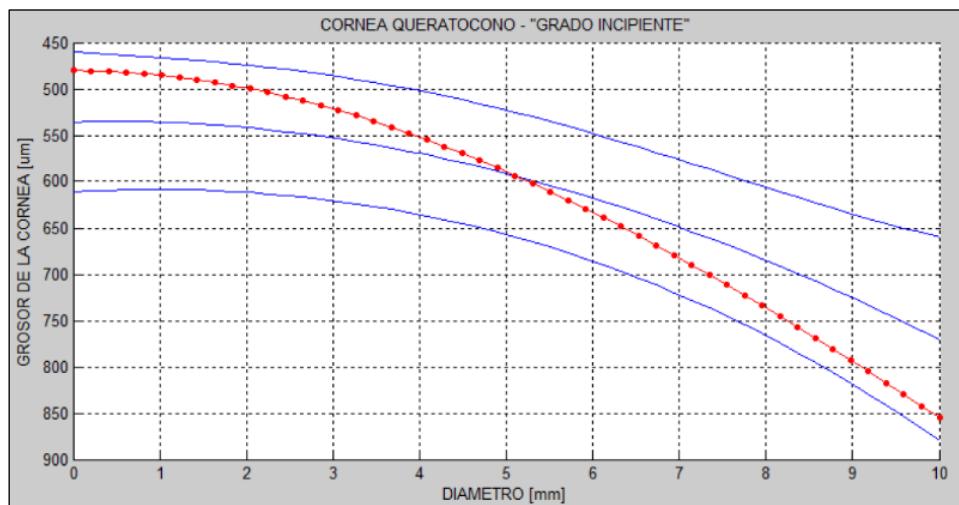


Figura 109. Queratocono incipiente.

Fuente Elaboración propia.

La ecuación 4.12 representa un queratocono con grado Incipiente.

$$p1 = 480.1984 + (-0.1554)d + (5.0347)d_2 + (-0.1273)d_3 \quad (4.12)$$

**3.3. Queratocono Moderado.** Presenta un aumento de distorsión y borrosidad del campo visual, aumenta la miopía y astigmatismo, se producen cambios en la prescripción de lentes y se prohíbe el uso de lentes de contacto (Figura 110).

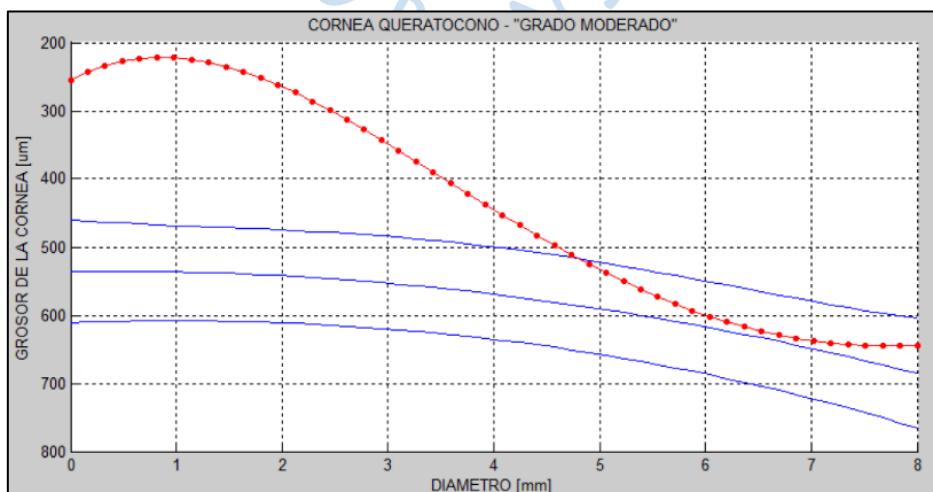


Figura 110. Queratocono moderado.

Fuente: Elaboración propia.

La ecuación 4.13 representa un queratocono con grado moderado.

$$p_1 = 255 - (-83.75)d + (58.2292)d_2 + (-7.5)d_3 + (0.2865)d_4 \quad (4.13)$$

**3.4. Queratocono severo.** Se caracteriza por generar cicatrices en la córnea debido a su adelgazamiento y deformidad, su vértice tipo cono permanece en contacto permanente con la parte interior del párpado produce irritación. Figura 111

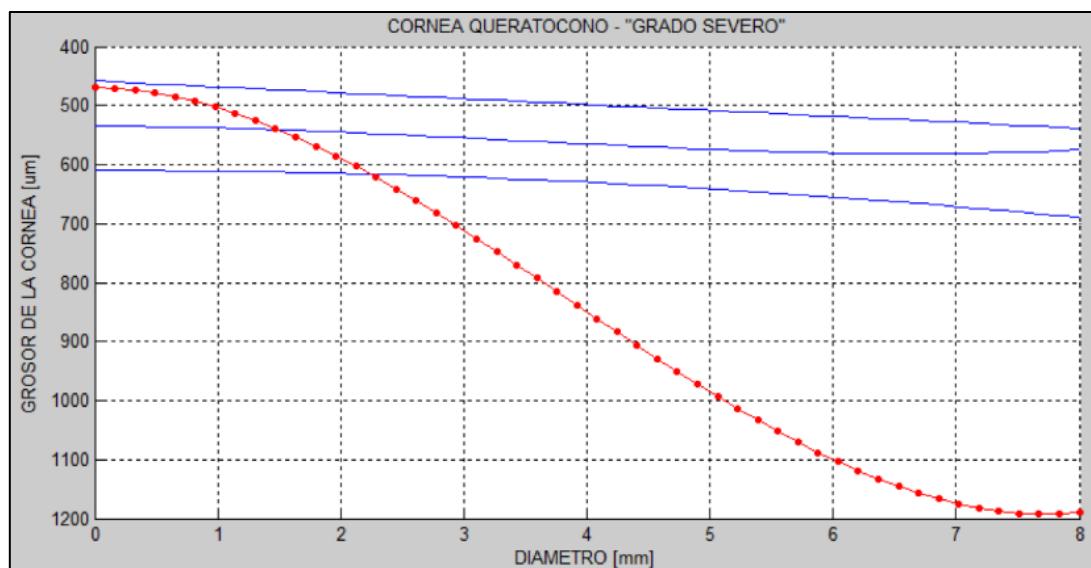


Figura 111. Queratocono severo.

Fuente: Elaboración propia.

La ecuación 4.14 representa un queratocono con grado severo.

$$p_1 = 470 - (36.25)d_1 + (-3.1250)d_3 \quad (4.14)$$

#### 4. Correlación entre la PIO en aumento y el grosor central de la córnea

De igual manera, se aplica un modelamiento determinístico, utilizando los exámenes de paquimetría, para fijar una posible relación entre el incremento de la PIO como principal causal para la aparición del glaucoma y el grosor central corneal.

Asimismo, se realizó diferentes tipos de interpolación polinómica, obteniendo mejores resultados con la interpolación de Lagrange, en donde los valores del grosor central corneal, CCT, corresponde a  $f(x)$ , mientras que el valor de la presión intraocular corresponde a  $f(y)$  (Figura 112).

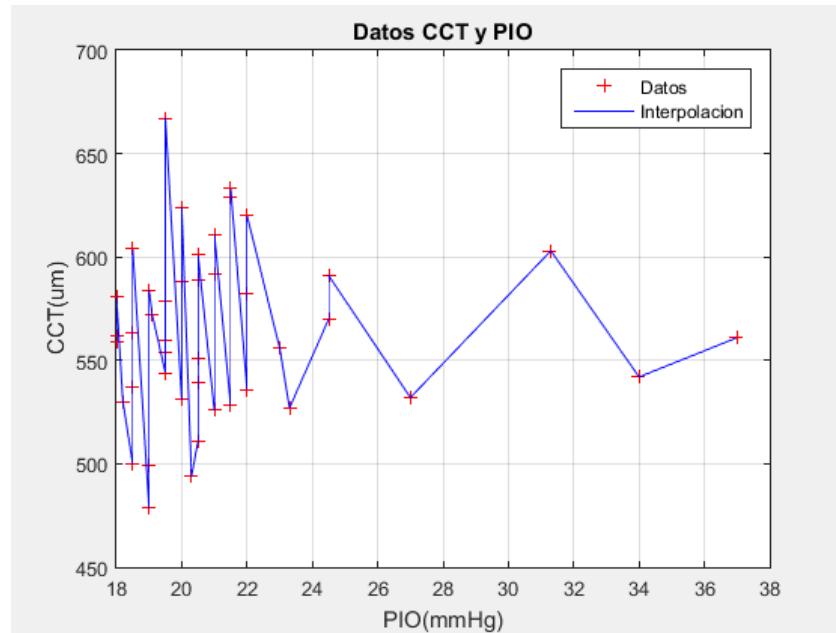


Figura 112. Gráfica de Ecuación obtenida con el polinomio interpolante de Lagrange.

Fuente: Elaboración propia.

La ecuación 4.15, se obtiene mediante el polinomio interpolante de Lagrange, realizada en software MATLAB.

$$\begin{aligned}
 & -3.15479878264514e - 56 * x^{**} 42 + 7.4705202727023e - 52 * x^{**} 41 \\
 & - 8.63332669883833e - 48 * x^{**} 40 + 6.48834545770548e - 44 * x^{**} 39 \\
 & - 3.56532589633583e - 40 * x^{**} 38 + 1.52692284321206e - 36 * x^{**} 37 \\
 & - 5.30536732082227e - 33 * x^{**} 36 + 1.53713300476697e - 29 * x^{**} 35 \\
 & - 3.78812831783496e - 26 * x^{**} 34 + 8.06009060349951e - 23 * x^{**} 33 \\
 & - 1.4978777338621e - 19 * x^{**} 32 + 2.45357780848572e - 16 * x^{**} 31 \\
 & - 3.56853649757748e - 13 * x^{**} 30 + 4.63576695936076e - 10 * x^{**} 29 \\
 & - 5.40491421282392e - 7 * x^{**} 28 + 0.000567801488860989 * x^{**} 27 \\
 & - 0.539169063458936 * x^{**} 26 + 463.957030338561 * x^{**} 25 \\
 & - 362507.792478894 * x^{**} 24 + 257567337.194311 * x^{**} 23 \\
 & - 166589701103.764 * x^{**} 22 + 98141971207623.4 * x^{**} 21 \\
 & - 5.26742491803109e + 16 * x^{**} 20 + 2.57508280284071e + 19 * x^{**} 19 \\
 & - 1.14595605494747e + 22 * x^{**} 18 + 4.63744300832026e + 24 * x^{**} 17 \\
 & - 1.70402515431951e + 27 * x^{**} 16 + 5.67411033935181e + 29 * x^{**} 15 \\
 & - 1.70781283195647e + 32 * x^{**} 14 + 4.63151723485256e + 34 * x^{**} 13 \\
 & - 1.12730662159973e + 37 * x^{**} 12 + 2.45076676377337e + 39 * x^{**} 11 \\
 & - 4.73073640683569e + 41 * x^{**} 10 + 8.04901161445099e + 43 * x^{**} 9 \\
 & - 1.19612774691481e + 46 * x^{**} 8 + 1.53466854689676e + 48 * x^{**} 7 \\
 & - 1.67482283435245e + 50 * x^{**} 6 + 1.52412570866962e + 52 * x^{**} 5 \\
 & - 1.12526088366647e + 54 * x^{**} 4 + 6.4749774107713e + 55 * x^{**} 3 \\
 & - 2.72416109111307e + 57 * x^{**} 2 + 7.45342335828059e + 58 * x \\
 & - 9.95238006506451e + 59
 \end{aligned} \tag{4.15}$$

El estudio de la sensibilidad y la especificidad, permiten determinar si una población en estudio presenta alguna patología (Romero, 2012).

Sensibilidad. – Permite determinar la posibilidad de obtener un resultado positivo en la prueba, detectando pacientes enfermos (Ecuación 4.16).

$$\text{Sensibilidad} = \frac{\text{Valores positivos verdaderos}}{\text{Valores Positivos verdaderos} + \text{Falsos negativos}} = \frac{a}{a + c} \quad (4.16)$$

Donde:

$a$ : pacientes con glaucoma diagnosticados con glaucoma.

$a+c$ : son todos los pacientes.

Especificidad. – Permite determinar la posibilidad de obtener un paciente con resultado negativo en la prueba, excluye a los pacientes sanos (Ecuación 4.17).

$$\text{Especificidad} = \frac{\text{Valores negativos verdaderos}}{\text{Valores negativos verdaderos} + \text{Falsos positivos}} = \frac{d}{b + d} \quad (4.17)$$

Donde:

$d$ : pacientes sin glaucoma no diagnosticados con glaucoma.

$b+d$ : son todos los pacientes.

Falsos negativos. – Permite determinar la posibilidad de que un paciente con glaucoma muestre un resultado negativo en la prueba y se lo clasifique como paciente sano. Ecuación (4.18).

$$TFN = \frac{c}{a + c} \quad (4.18)$$

Donde:

$c$ : pacientes con glaucoma no diagnosticadas de glaucoma.

$a+c$ : son todos los pacientes.

Falsos positivos. – Permite determinar la posibilidad de que un paciente sin glaucoma muestre un resultado positivo en la prueba y se lo clasifique como paciente enfermo (Ecuación 4.19).

$$TFP = \frac{b}{b + d} \quad (4.19)$$

Donde:

$b$ : personas sin glaucoma diagnosticadas con glaucoma (positivo falso).

$b+d$ : son todos los pacientes.

Valor positivo. – Del total de resultados positivos de la prueba, representa la proporción de verdaderos positivos (Colimon, 1990) (Ecuación 4.20).

$$VPP = \frac{a}{a + b} \quad (4.20)$$

Donde:

$a$ : pacientes que realmente tienen glaucoma.

$a+b$ : total de pacientes diagnosticadas de glaucoma.

Valor negativo. – Del total de resultados negativos de la prueba, representa la proporción de verdaderos negativos (R. & Cajal, s.f.) (Ecuación 4.21).

$$VPN = \frac{d}{c + d} \quad (4.21)$$

Donde:

$d$ : pacientes que realmente no tienen glaucoma.

$c+d$ : total de pacientes no diagnosticados de glaucoma.

En análisis de la curva Característica Operativa del Receptor, ROC (*Receiver Operating Characteristic*), es una herramienta útil para la representación gráfica entre la sensibilidad y la especificidad de un sistema de clasificación binaria, dependiendo del umbral de discriminación. La sensibilidad cuenta la cantidad de pacientes de todos los que han sido atendidos, que serán diagnosticados como portadores de la enfermedad, mientras que la especificidad cuantifica el muestreo de pacientes que no tengan la enfermedad. Es decir, si la curva se acerca a la sensibilidad, la prueba es buena, caso contrario, si la curva se acerca a la especificidad, la prueba no es buena.

La Tabla A6 del Anexo A, presenta una lista de pacientes cuyos valores del espesor de la córnea central y el valor de la presión intraocular, que representan la información de 97 personas con glaucoma y 21 personas que aún no tienen el diagnóstico de glaucoma.

La Tabla 8 y la Tabla 9, presentan los resultados de sensibilidad y especificidad, demostrando que el polinomio interpolante obtenido presenta resultados favorables de correlación entre el CCT y el valor de la PIO.

Tabla 8.

*Resultados de la prueba de sensibilidad y especificidad.*

Condición	Verdaderos	Verdaderos	Totales
	Positivos	Negativos	
Con Glaucoma	68	27	95
Sin Glaucoma	19	4	23

Nota: Elaboración propia.

Tabla 9.

*Sensibilidad y especificidad del polinomio interpolante obtenido.*

<b>Sensibilidad</b>	P (+) Enfermo	0.71134019
<b>Especificidad</b>	P (-) Sana	0.14285717
<b>Falso -</b>	P (-) Enferma	0.28865976
<b>Falso +</b>	P (+) Sana	0.85714289

Nota: El polinomio interpolante obtenido es el de la ecuación 4.15. Elaboración propia.

En la Figura 113, se visualiza el comportamiento de la curva característica operativa del receptor, ROC, es visible que los resultados de la ecuación 4.15 son aceptables, por cuanto se acercan más a la sensibilidad que a la especificidad, de tal manera que comprueba que las personas que tienen glaucoma también tienen problemas con el grosor central de la córnea.

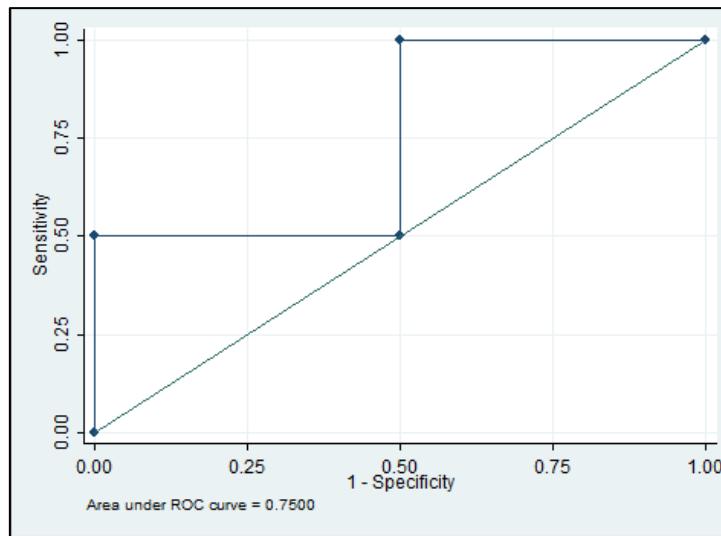


Figura 113. Curva ROC de la ecuación 4.15.

Fuente: Elaboración propia.

## 5. Relación de volumen de fibras nerviosas afectadas por glaucoma

Finalmente, y de los resultados obtenidos, el volumen de fibras nerviosas y su afección a la pérdida del campo visual es fundamental para la detección del glaucoma en etapas tempranas. Para lo cual, de las imágenes del fondo de ojo humano, se identifica las capas que contienen información sobre las fibras nerviosas (Figura 114).

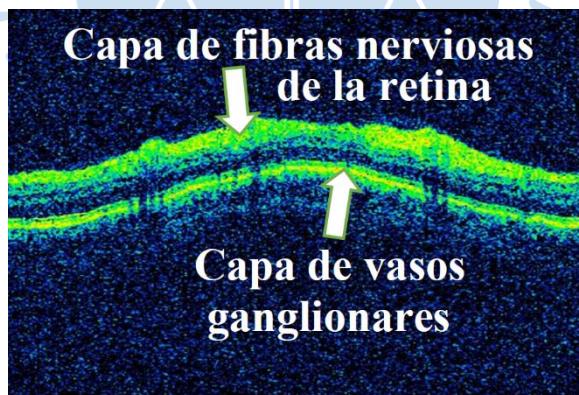


Figura 114. Fondo del ojo humano, identificación de la capa de fibras nerviosas y capa de vasos ganglionares.

Fuente: Elaboración propia.

Luego de aplicar el procesamiento digital de imágenes, en la Figura 115a., se observa la división de las áreas útiles para ésta investigación, en la región A, se puede observar la capa de fibras nerviosa, mientras que en la región B corresponde a la capa de células ganglionares, el espacio entre las regiones permite segmentar la región de interés, que es la región A, aplicando

el polinomio interpolante de Newton en diferencias divididas, se encuentra la ecuación que aproxima los 78 puntos propuestos entre las regiones (Figura 115b).

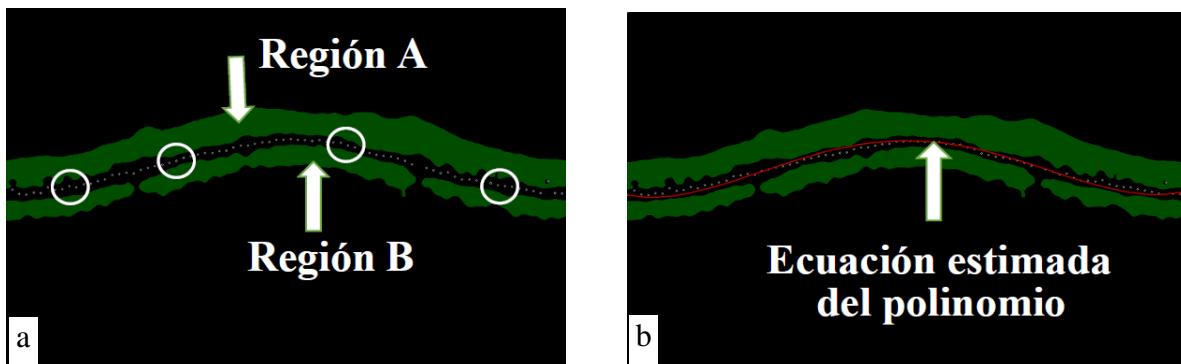


Figura 115. a) Puntos que indican la separación entre A y B, b) Polinomio interpolante de Newton mediante diferencias divididas  
Fuente: Elaboración propia.

Se extrae la Región A, Figura 116a., para poder calcular el espesor del área de las fibras nerviosas mediante el promedio de distancias entre los puntos que componen el grosor de la Región A, se trabaja con 23 puntos, Figura 116b., este resultado es comparado con los resultados de pacientes de la Clínica Santa Lucía y así poder tener un diagnóstico presuntivo de si el paciente no tiene glaucoma, tiene sospecha de glaucoma, o tiene glaucoma.

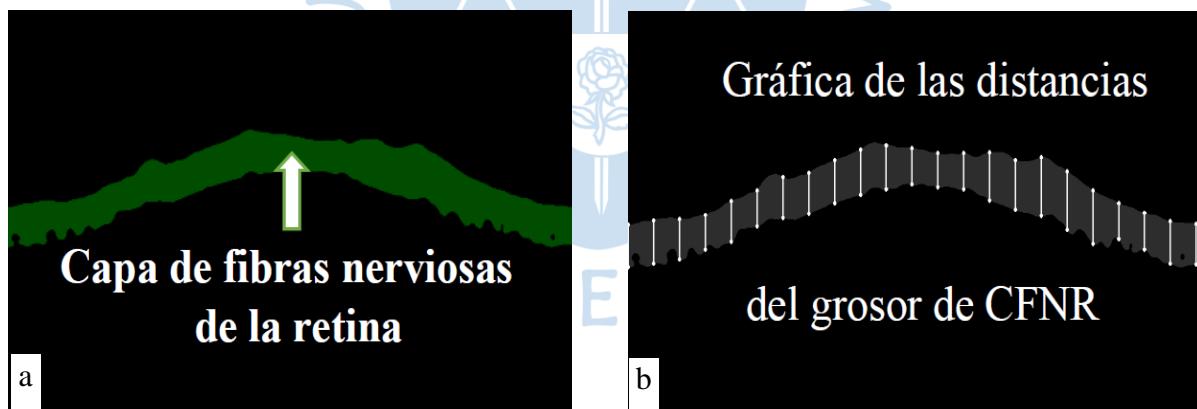


Figura 116. a) Fragmentación de la CFNR, b) Cálculo del GCFNR.

Fuente: Elaboración propia.

Cada uno de los análisis hasta ahora propuestos, han dado muy buenos resultados en temas de prevención y detección temprana del glaucoma a través de una herramienta de diagnóstico presuntivo de dicha enfermedad, a su vez, cada investigación es la pauta e inicio de un nuevo tema de estudio, de tal manera que con la determinación del volumen de la CFNR, la misma que al aumentar la PIO se ve muy afectada y de manera irreversible, motivo por el cual, el

algoritmo propuesta busca dar mejores resultados que los estudios anteriores realizados en éste proyecto.

De igual manera se realiza un análisis de sensibilidad y especificidad para determinar el correcto funcionamiento del algoritmo, se hace un estudio similar para los dos ojos.

La Tabla 10 registra los resultados de 10 de los 78 pacientes de la Clínica “Santa Lucía” de los que se pudo obtener información para éste análisis.

Tabla 10.

*Pacientes de la clínica "Santa Lucía" de la ciudad de Quito.*

Paciente	Nº de paciente de la lista completa	Lista de pacientes para el estudio				Género
		Grosor CFNR del OI	Diagnóstico “Santa Lucía” del OI	Grosor CFNR del OD	Diagnóstico “Santa Lucía” del OD	
		[μm]				F M
1	2	71	Sospecha	52	Glaucoma	X
2	3	98	Normal	57	Glaucoma	X
3	9	84	Normal	84	Normal	X
4	14	64	Glaucoma	61	Glaucoma	X
5	15	92	Normal	92	Normal	X
6	33	56	Glaucoma	88	Normal	X
7	34	74	Sospecha	93	Normal	X
8	48	34	Glaucoma	53	Glaucoma	X
9	56	87	Normal	83	Normal	X
10	61	86	Normal	86	Normal	X

Nota: Elaboración propia.

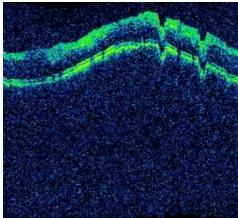
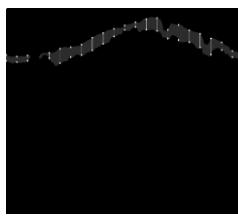
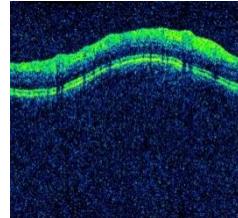
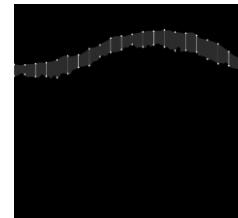
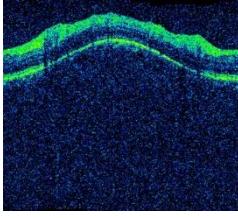
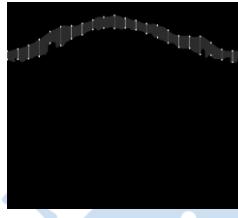
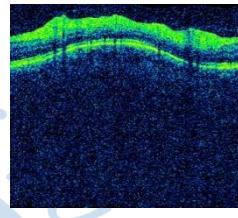
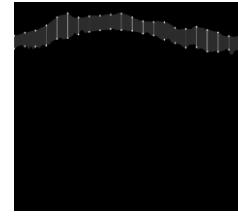
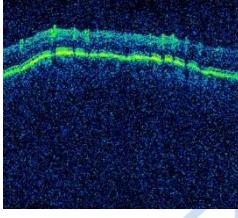
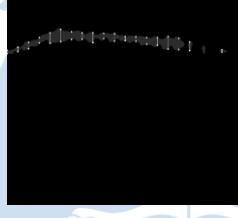
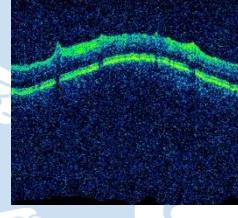
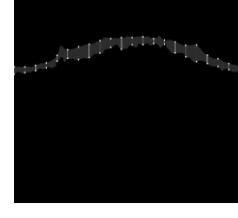
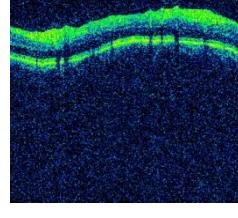
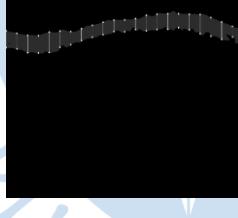
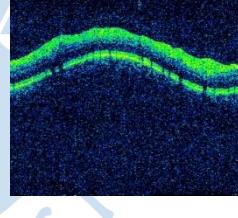
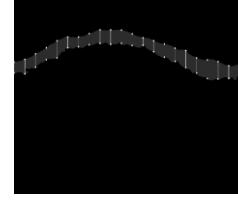
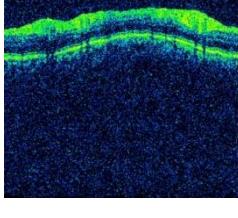
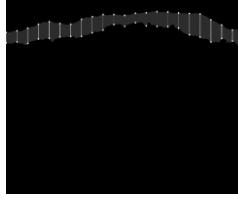
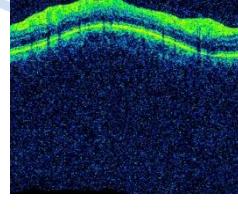
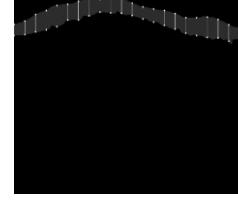
En primer lugar, mediante el procesamiento de imágenes se realiza la separación de la capa de vasos ganglionares de la capa de fibras nerviosas, en cada ojo

Tabla 11.

Tabla 11.

*Implementación del algoritmo para el estudio de la CFNR del ojo izquierdo y del ojo derecho.*

Paciente	Imagen del ojo izquierdo a través de OCT	Imagen procesada del ojo izquierdo	Imagen del ojo derecho a través de OCT	Imagen procesada del ojo derecho
1				
2				
3				
4				
5				

Paciente	Imagen del ojo izquierdo a través de OCT	Imagen procesada del ojo izquierdo	Imagen del ojo derecho a través de OCT	Imagen procesada del ojo derecho
6				
7				
8				
9				
10				

Nota: Elaboración propia.

El mismo procedimiento se aplica a los 78 pacientes, de ésta manera es posible determinar la sensibilidad y especificidad del algoritmo propuesto (Figura 117).

Los resultados son comparados con los de la clínica, es decir, con los diagnósticos médicos, de tal manera que se comprueba el funcionamiento del algoritmo propuesto. Tabla A7 del Anexo A.

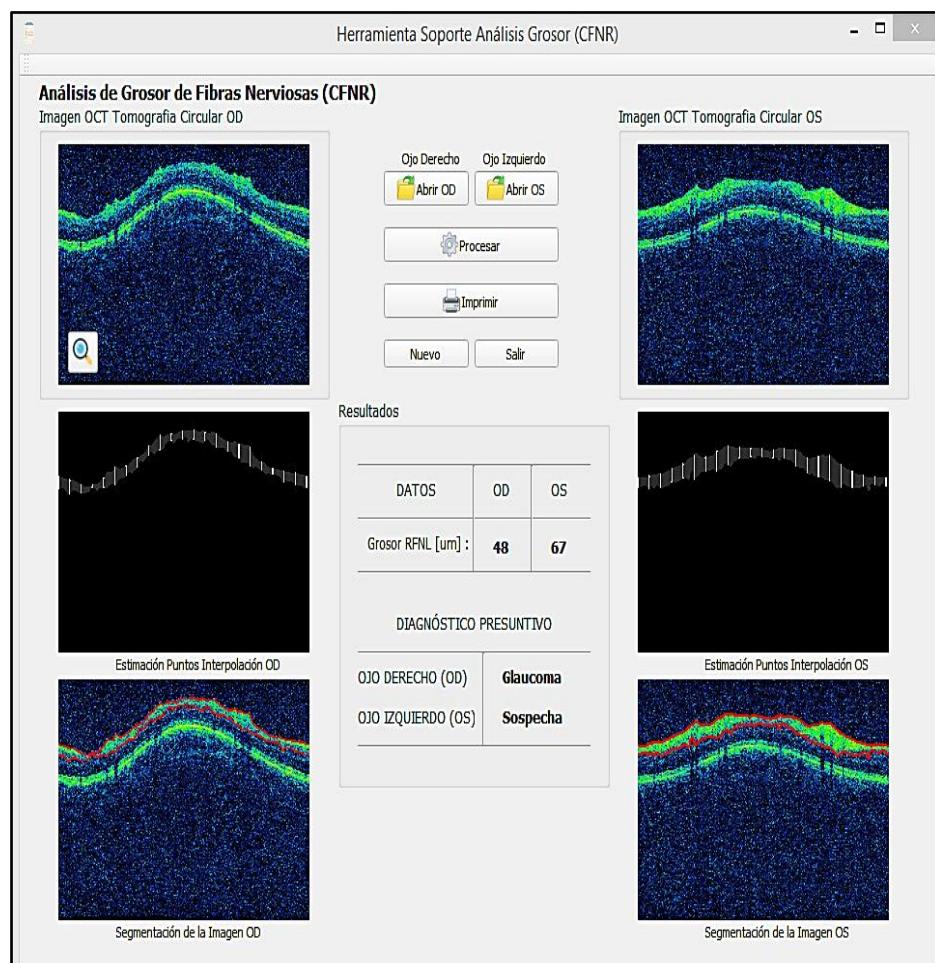


Figura 117. Procesamiento del Grosor de Fibras Nerviosas con el algoritmo propuesto.

Fuente: Elaboración propia.

La Tabla 4.9 y Tabla 4.10, muestran los resultados de los análisis necesarios para determinar el correcto funcionamiento del algoritmo propuesto en comparación con los diagnósticos que posee cada paciente, obteniendo un total de 234 muestras por cada ojo, ya que se analiza si el paciente tiene glaucoma, se sospecha de glaucoma o no tiene glaucoma.

Tabla 12.

*Diagnóstico de glaucoma en ojo izquierdo.*

Verdadero positivo	Verdadero negativo	Falso positivo	Falso negativo
65	150	6	13

Nota: Elaboración propia.

Tabla 13.

*Diagnóstico de glaucoma en ojo derecho.*

<b>Verdadero positivo</b>	<b>Verdadero negativo</b>	<b>Falso positivo</b>	<b>Falso negativo</b>
60	145	11	18

Nota: Elaboración propia.

Utilizando la ecuación 4.16 antes descrita, obtenemos la ecuación 4.22 para el ojo izquierdo y ecuación 4.23 para el ojo derecho, determinando la probabilidad de que un paciente que esté enfermo sea correcto, lo cual se conoce como sensibilidad; pero si el paciente esté sano, se llama especificidad, de la ecuación 4.17, obtenemos la ecuación 4.24 para el ojo izquierdo y la ecuación 4.25 para el ojo derecho. Éste procedimiento se repite para cada ojo del paciente.

$$\text{Sensibilidad} = \frac{65}{65 + 13} \quad (4.22)$$

$$\text{Sensibilidad} = 0.8333 = 83.33\%$$

La sensibilidad que presenta en ojo izquierdo es del 83.33%.

$$\text{Sensibilidad} = \frac{60}{60 + 18} \quad (4.23)$$

$$\text{Sensibilidad} = 0.7692 = 76.92\%$$

La sensibilidad que presenta en ojo derecho del 76.92%.

$$\text{Especificidad} = \frac{150}{150 + 6} \quad (4.24)$$

$$\text{Especificidad} = 0.9615 = 96.15\%$$

La especificidad que se muestra en el ojo izquierdo es del 96.15%.

$$\text{Especificidad} = \frac{145}{145 + 11} \quad (4.25)$$

$$\text{Especificidad} = 0.92948 = 92.95\%$$

La especificidad que se muestra en el ojo derecho es del 92.95%.

## 6. Comparación de los algoritmos planteados para determinar el mejor método propuesto como herramienta de detección temprana y diagnóstico presuntivo del glaucoma

De los métodos propuestos para la detección temprana y diagnóstico presuntivo del glaucoma, antes mencionados, se busca el que menor error genera en dicho diagnóstico, no se considera la correlación entre el CCT y el aumento de la presión PIO, por cuanto, con éste apartado se busca estudiar el efecto que produce la deformación de la córnea en la medición de la PIO que se realiza generalmente con el tonómetro, sin embargo, las otras propuestas sí brindan resultados alentadores en ésta investigación, resaltando que cada etapa es continuación de la anterior, es decir, cada análisis, brinda nuevas pautas para un nuevo estudio, llegando a proponer los expuestos en ésta investigación.

Por tanto, se obtiene el error absoluto porcentual (ecuación 4.26) de cada método.

$$\varepsilon_a = \frac{\bar{x} - x_i}{\bar{x}} \times 100\% \quad (4.26)$$

Donde:

$\varepsilon_a$ : error absoluto.

$\bar{x}$ : dato clínico.

$x_i$ : dato obtenido por el algoritmo.

Los datos utilizados para ésta comparación corresponden únicamente al ojo derecho de cada paciente, el motivo se debe a que la Clínica “Santa Lucía”, tiene esos resultados ya que cada vez la lista de pacientes es diferente, por la cantidad de exámenes que se realizan dentro de la clínica, así como por confidencialidad de cada paciente, por tal motivo, es que se realizó la comparación en función al error absoluto que indica cada método (Tabla 14).

Tabla 14.

*Comparación de error con los métodos propuestos.*

Método por medio del cual se desarrolla	Cantidad pacientes	Error absoluto obtenido
Relación Copa-Disco	10	4.53%
Regla ISNT	10	14.61%
Relación del grosor del volumen de fibras nerviosas de la retina	10	<b>4.11%</b>

Nota: Elaboración propia.

Los resultados demuestran que el menor porcentaje de error absoluto de estos tres métodos corresponde a la relación del espesor del volumen de fibras nerviosas retinianas, la razón se debe a que el aumento de la presión intraocular, afecta directamente al nervio óptico, y por ende a la CFNR de manera irreversible y silenciosa.





## Conclusiones

La base de este proyecto nació con la elaboración de un programa de ayudas técnicas para personas con discapacidad, sin embargo, el campo de la discapacidad es demasiado amplio, motivo por el cual el estudio se centró en la discapacidad visual, desarrollando hasta el momento diversas herramientas de soporte para personas ciegas, las mismas que están implementadas en Centros de Educación Especial en la ciudad de Cuenca. Pero el estudio del ojo humano, es mucho más complejo y amplio, las afecciones pueden generar incluso ceguera de manera permanente, siendo que muchos consideran la vista como el sentido más importante que tiene el ser humano, requiere una especial atención.

La complejidad que tiene el ojo humano ha provocado estudios desde hace muchos años atrás, la innovación tecnológica en conjunto de la ingeniería, actualmente ha generado grandes avances en aras de controlar y en algunos casos el recuperar la agudeza y campo visual. La anatomía e histología del ojo humano la vuelven un campo muy interesante de estudio e investigación, por lo que, dentro de esta investigación el punto es el análisis y estudio del glaucoma.

El glaucoma es la primera causa de ceguera de manera irreversible en el mundo, y en países en desarrollo, aún no existe un estudio apropiado para determinar la epidemiología de la enfermedad, motivo por el cual solo se realizan tareas de diagnóstico y tratamiento, quedando rezagado el tema de prevención temprana, lo cual incluso generaría menos costos si se considera los efectos negativos que causa una ceguera comparado con una vida aún productiva.

Una vez detectada y diagnosticada esta enfermedad, existen muchos procesos de control de la misma, llegando incluso al implante de dispositivos de drenaje del humor acuoso, cuya acumulación es la principal causa del aumento de presión intraocular. Pero el trabajo está en la prevención y detección temprana del glaucoma, que sería posible si existiera un adecuado control de la visión, sin embargo y de manera lamentable, solo vamos al médico especialista en el momento que se presenta alguna anomalía, sabiendo que el problema es más crítico, ya que el glaucoma es una enfermedad silenciosa, asintomática e indolora que genera daños de manera irreversible llegando incluso, a generar ceguera total, además, los exámenes tienen un elevado costo y las clínicas oftalmológicas en el Ecuador que cuentan con los equipos necesarios son muy pocas, volviendo difícil el acceso al control de esta enfermedad.

Los dispositivos de drenaje, brindan una muy buena solución, sin embargo, implantes como la válvula de Ahmed, deben tener una constante revisión y seguimiento, especialmente dentro

de unos 6 meses luego de implantado, de tal manera que se pueda comprobar que haya sido aceptado por el ojo, caso contrario se debe retirar y buscar alternativas para el tratamiento, teniendo que realizar nuevas intervenciones y buscar el uso de micro-dispositivos de drenaje del humor acuoso con resultados mucho más favorables pero también, más costosos.

La medición de la presión intraocular, dependiendo del equipo utilizado y de la experiencia del médico especialista tratante, es fundamental para el proceso del futuro diagnóstico y control del glaucoma, dicha presión debe estar entre los 10 mmHg y los 20 mmHg, fuera de este rango, es necesario realizar más y diferentes exámenes para obtener resultados y determinar el estado de esta enfermedad. Se debe tener en cuenta que el grosor central de la córnea tiene un papel importante en la medición de la presión, ya que puede generar una lectura errónea, motivo por el cual, se continúa con el análisis del estado del nervio óptico y el daño que afecta a la capa de fibras nerviosas retinianas, que, de tener afección, es necesario realizar el examen de la agudeza y campo visual y así determinar el daño causado por el glaucoma en el paciente.

Acceder a base de datos de imágenes del ojo humano y de manera especial al fondo del ojo humano es muy escasa, de igual manera, software de y para simulación del ojo humano no fue posible encontrar, motivo por el cual, se generó una base de datos propia, la misma que se fue actualizando de manera constante, sin embargo, muchas imágenes presentan resultados que son interpretados directamente por el especialista; pero para el pre-procesamiento de las mismas no son útiles, teniendo que descartar parte de la información, según el estudio que se desea realizar y los objetivos que ha alcanzar. La simulación del ojo humano, especialmente para entender su funcionamiento y como el aumento de la presión intraocular a través del drenaje del humor acuoso que daña el nervio óptico y, por ende, la capa de fibras nerviosas, afectando la agudeza y campo visual, fue una tarea bastante ardua, además si consideramos el CCT con su implicación con el valor de la PIO, vuelve más complejo aún esta investigación, en primera instancia se trabajó con software licenciado como MATLAB, LabView, SolidWorks, obteniendo resultados alentadores, pero poco aplicables ya que en la Clínica “Santa Lucía”, no tienen las respectivas licencias, lo cual impulsa el exportar estos resultados al manejo de software libre especializado como Python, OpenCV, Qt Creator, Qt Designer, Qt Assistant, obteniendo, nuevamente, muy buenos resultados según lo expuesto a lo extenso de este documento.

La utilización de software especializado es fundamental para el desarrollo de esta investigación, de manera especial en cuanto a resultados y licencias; software como FEBio,

trabaja con simulación de elementos finitos en biomecánica y biofísica del cuerpo humano, pero no cuenta con librerías aún para la simulación del ojo humano, o incluso para la simulación del drenaje del humor acuoso, la velocidad de drenaje o incluso la afección que genera con respecto al aumento de la PIO, situación similar ocurre con Seg3D que trabaja con la segmentación y procesamiento de herramientas de imágenes del cuerpo humano, motivo por el cual, se desarrolló herramientas propias de simulación para así obtener resultados de acuerdo a la investigación propuesta.

La edad del paciente es importante, en el campímetro, los resultados son comparados con los de otro paciente de similar edad, considerando que el campo visual pierde 0.8 dB de su sensibilidad por cada diez años de vida, comprobando que las personas de 40 años y más, deberían realizarse un control adecuado de la vista, debido a que el glaucoma, afecta por igual tanto a hombres como a mujeres con mayor frecuencia sobre los 40, esto no quiere decir que a las demás personas no podría afectarles ésta enfermedad, se sabe que incluso, hay niños con problemas congénitos de glaucoma, como se ha explicado en esta investigación.

Para la simulación del ojo humano, se tomó como base la proyección de medidas estandarizadas de un ojo de una persona adulta, manteniendo las condiciones físicas internas del mismo, de tal manera que se pueda obtener una caracterización que es utilizadas para posteriores simulaciones, a sabiendas que cada cambio requiere un nuevo cálculo. Sin embargo, en análisis nos demuestra que, al aumentar el humor acuoso, desde de generación del mismo en la capa ciliar con velocidad límite de 1.2 mm/s, considerado como normal, hasta los 2.5 mm/s que es cuando el humor acuoso no se drena con total normalidad, acumulando fluido en la cámara anterior, provocando el aumento de la presión intraocular.

En la simulación en 3D ayuda a que la distribución de la presión intraocular sea uniforme, lo cual representa a un paciente en posición vertical; con la simulación del flujo de fluidos, se busca analizar la trayectoria que sigue el humor acuoso dentro del ojo humano, si su velocidad de entrada a la malla trabecular y canal de Schlemm es de 2.5 mm/s, no se puede drenar de manera correcta, generándose dos corrientes internas en el ojo aumentando la PIO y afectando al nervio óptico, mientras que, con una velocidad de 1.2 mm/s, el drenaje es el deseado.

El valor de la PIO obtenido por tonometría, debe ser cuestionado, especialmente si el resultado está fuera del rango considerado como aceptable o normal, para el efecto, es importante un examen para conocer el valor del grosor central de la córnea, el equipo utilizado es el Pentacam, de ésta manera se puede tener un valor más real de la PIO.

De igual manera, se demuestra que para la detección y poder dar un diagnóstico de glaucoma, se propone varias técnicas a partir de los primeros resultados de simulación y modelamiento del ojo humano, esta fue la pauta para analizar la relación copa-disco y regla ISNT, encontrar el volumen de la capa de fibras nerviosas retinianas y plantear la correlación entre el CCT y el incremento de la PIO, fue importante también, el analizar la córnea de manera especial el queratocono y su afección al ojo humano, para el efecto se realizó el procesamiento de imágenes, especialmente del fondo del ojo, para poder parametrizar y caracterizar patrones de referencia y así tener un diagnóstico presuntivo de dicha enfermedad.

Los principales exámenes para la detección del glaucoma son:

- Tonometría o Gonioscopia.
- Campimetría.
- Pentacam.
- Tomografía de Coherencia Óptica.

Sin embargo, el costo para poder realizar estos análisis es elevado, volviéndose poco accesible para la población ecuatoriana, motivo por el cual, se plantea el análisis de las imágenes del fondo del ojo y así brindar una herramienta de soporte para el especialista para que, con su experiencia y conocimiento, pueda dar un diagnóstico definitivo.

Los modelos matemáticos no presentan una ecuación lineal, los resultados son claros al demostrar que una ecuación con polinomios interpolantes responden de mejor manera para aproximar los datos obtenidos a cada índice de relación para así determinar si el paciente tiene glaucoma, es sospechoso de tener glaucoma o definitivamente no tiene glaucoma, todo esto con la validación y seguimiento por parte de los especialistas de la Clínica “Santa Lucía”.

No existe una relación directa sobre todo en la manera en que el daño del nervio óptico afecta a la agudeza y al campo visual, lo cual motivó a plantear una propuesta que trate de estimar una afección que se produce con el daño, tratando de agilizar y optimizar la detección del deterioro en el campo visual y no dejar pasar alrededor de 5 años para que el daño funcional se vuelva un daño estructural en el ojo afectado por la enfermedad.

El tratamiento digital de imágenes del fondo del ojo humano, fue importante para determinar patologías que le afectan, especialmente en relación con el glaucoma, tema de estudio en esta investigación, se plantearon alternativas para el trabajo con imágenes, muchas

tuvieron que ser descartadas por la mala calidad que presentaban, el uso de árboles predictores conocido como *Random forest*, no fue posible por la complicada interpretación de resultados que presenta, especialmente cuando las imágenes luego de un proceso de filtros y operaciones morfológicas, se parcializa a favor de variables con niveles más altos, sin considerar los de niveles más bajos, lo cual complica la localización de contornos como los de la copa o del disco óptico, de igual forma, para la segmentación de la capa de fibras nerviosas de la retina y la capa de vasos ganglionares, de tal manera que, procesos de mejoramiento de imágenes utilizando librerías de OpenCV, fueron más útiles y con mejores resultados, los cuales fueron validados por los especialistas.

La relación copa-disco va de la mano con la regla ISNT, especialmente cuando el nervio óptico es grande, es ahí donde la regla ISNT, mide el anillo neurorretiniano para así comprobar la condición de  $I+S>N+T$ , lo que favorece al diagnóstico por parte del especialista.

En todas las alternativas propuestas, el resultado luego del análisis, es impreso en un archivo con formato \*.PDF, generando una base de datos útil que sirve para dar seguimiento al historial clínico del paciente de la clínica. De igual manera, estos resultados fueron sometidos a comprobación con los resultados propios de cada equipo de la clínica, obteniendo resultados muy favorables, los mismos que luego de análisis de sensibilidad y especificidad, comprueban la eficiencia de las alternativas de software propuestas.

En el caso de la relación copa-disco, el error promedio es de 4.5%, la regla ISNT presenta un valor promedio de 14.6%, mientras que la relación del volumen de fibras nerviosas tiene un error promedio de 4.11%, en conjunto, se vuelve un sistema de soporte con bastante confiabilidad en el momento de tener un diagnóstico presuntivo de glaucoma, el cual se busca sea una herramienta de uso tanto para el especialista así como para estudiantes de oftalmología, de tal manera que puedan realizar prácticas en el análisis de imágenes del fondo de ojo.

La variación de los resultados depende mucho de la base de datos de los pacientes, difiere incluso si el examen es hecho en el ojo izquierdo o derecho, además, en la Clínica “Santa Lucía”, actualizaron equipos como el OCT, con mejor tecnología, pero al ser nuevos, las imágenes obtenidas son de pacientes actuales, recalmando que, en el Ecuador no existe un estudio similar previo, por lo que, esta investigación se convierte en el estudio piloto en el país, dando pauta para la generación de una nueva línea de investigación en ésta área, más aún cuando los análisis de sensibilidad y especificidad satisficieron las expectativas de los especialistas en la clínica.

Estudiar la incidencia del CCT en el incremento de la PIO, ayuda a entender la importancia que tiene la córnea, para lo cual, el estudio del queratocono y su grado de afección en el ojo humano, permite un análisis de la eficiencia del tonómetro, ya que el queratocono es una enfermedad progresiva que, en sus etapas de tempranas, no presentan grandes diferencias a un ojo sano, por lo que las curvas de Belín-Ambrosio, permiten en primera instancia conocer el estado de la córnea y de ésta manera entender su incidencia en el incremento de la PIO .

El estudio de la córnea es fundamental para entender el correcto funcionamiento del ojo humano, se debería analizar las dimensiones de la córnea, la misma que varía dependiendo de la persona y de ésta manera brindar soporte a los exámenes realizados con la paquimetría, con el estudio de la biomecánica de la córnea, será posible entender diferentes procesos que se presentan en el ojo, como por ejemplo, la histéresis corneal, el cambio de presión intraocular dependiendo incluso de la hora del día, ya que hay indicios de investigaciones sobre la alimentación y actividad deportiva que se debería tener presente para personas con glaucoma, pero de los cuales aún no se tiene resultados comprobados.

La PIO es medible, especialmente, a través de tonometría, en donde depende de la resistencia que tiene la córnea a la deformación de la misma, por lo que es importante calcular el CCT, se ha demostrado que la PIO no es sinónimo de glaucoma, para un diagnóstico, es indispensable el análisis del daño generado en el nervio óptico.

El espesor corneal central analizado, permite conocer la estructura, hidratación y estado metabólico en el que se encuentra la córnea, de manera especial en razas que son más propensas a tener glaucoma.

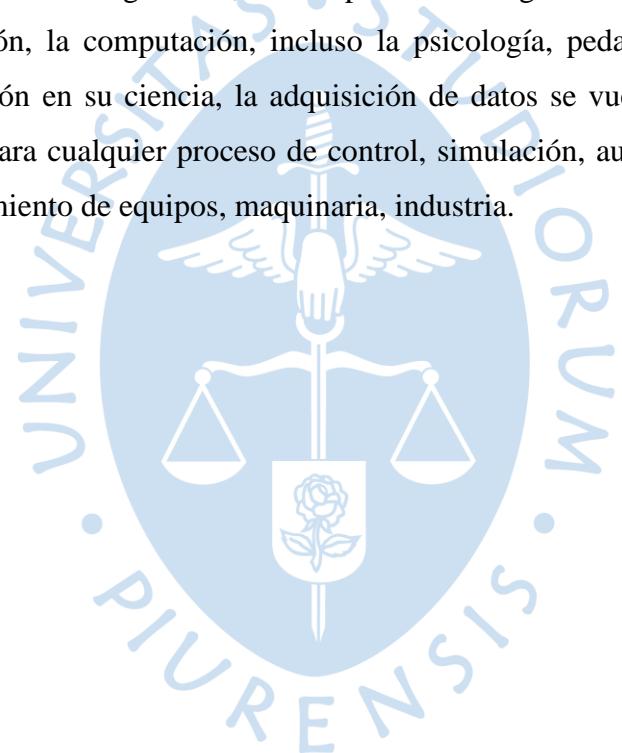
La curvatura de la córnea incide en las medidas de la PIO, así como de la queratometría, en donde, la lectura de la PIO será alta si el radio corneal es menor, en los resultados obtenidos, se puede concluir que esta correlación puede no ser significativa estadísticamente, pero, el valor de la PIO sí es afectado por el astigmatismo corneal.

Estas medidas de control de la PIO no son suficientes por cuanto su aplicabilidad no es continua y tampoco es fácilmente accesible ni disponible, en algunos estudios se demuestra que el glaucoma sigue afectando y aumentando la pérdida del campo visual, por lo tanto, pensar en realizar un monitoreo continuo podría reflejar las variaciones de la PIO lo cual podría ayudar a plantear un mejor tratamiento de esta enfermedad.

Los resultados de este proyecto como diagnóstico presuntivo del glaucoma son buenos y alentadores en cuanto a detección temprana y prevención de esta enfermedad, sin embargo, la última palabra la tendrá siempre el médico especialista, quien finalmente sabrá dar el diagnóstico definitivo y el proceso de tratamiento a seguir.

La implementación de lógica difusa, redes neuronales artificiales, podrían ser de aporte en la evolución de esta investigación, trabajar en el pre-procesamiento de imágenes de tal manera que se obtenga el mejor resultado posible, es fundamental para la continuidad de este estudio, contar con la colaboración del paciente en el momento de realizar los exámenes, ayuda a que los resultados sean más eficientes, con imágenes de alta calidad y mejor fidelidad.

El mundo lo mueven los ingenieros, sin el aporte de la ingeniería, muchas áreas como la medicina, la educación, la computación, incluso la psicología, pedagogía y el deporte, no tendrían esa innovación en su ciencia, la adquisición de datos se vuelve fundamental como insumos de entrada para cualquier proceso de control, simulación, automatización incluso la optimización y rendimiento de equipos, maquinaria, industria.





UNIVERSITAS • STUDIORUM •  
PIURENSIS

## Referencias

- Ferreiro López, S., & Ruiz Navarro, S. (2013). GLAUCOMA. *Oftalmología*, 199 – 224.
- Abad, E. (Octubre 2014). *Caracterización de la entrada de Ca<sup>2+</sup> Capacitiva en Células Trabeculares*. Barcelona: Departamento de Ciencias Fisiológicas.
- Acott, T., Westcott, M., Passo, M., & Van Buskirk, E. (1985). Trabecular meshwork glycosaminoglycans in human and cynomolgus monkey eye. *Invest Ophthalmol Vis Sci*.
- Aris Vision Institute. (Mayo de 2017). *Cámara anterior del Ojo*. (Clínica Oftálmica) Recuperado el Diciembre de 2017, de <http://arisvisionblog.blogspot.com/2017/05/camara-anterior-del-ojo.html>
- Borrego Sanz, L., Sáenz Francés, F., Bermudez Vallecilla, M., Morales Fernández, L., Martínez de la Casa, J. M., Santos Bueso, E., . . . García Feijo, L. (2014). Agreement between central corneal thickness measured using Pentacam, ultrasound pachymetry, specular microscopu and optic biometer Lenstar LS 900 and the influence of intraocular pressure. *Ophthalmologica*.
- Castellví Manent, J., Parera Arranz, M. Á., & Loscos Arena, J. (2009). Consideraciones sobre los principios físicos de la tonometría de aplanación. *Gaceta Óptica*(442), 30-34.
- Cerro, D. S. (2005). *Implicaciones Funcionales de la Señalización Purinérgica En La Red Trabecular*. Barcelona, España : Departament De Ciències Fisiològiques I Laboratori De Neurofisiologia.
- Colimon. (1990). *Fundamentos de epidemiología*. Madrid.
- CONADIS. (26 de Septiembre de 2000). *REGLAMENTO GENERAL A LA LEY DE DISCAPACIDADES* . (CONADIS) Recuperado el 25 de Noviembre de 20017, de [http://obi.itb.edu.ec/public/docs/ley\\_organica\\_disccapacidades\\_ecuador2.pdf](http://obi.itb.edu.ec/public/docs/ley_organica_disccapacidades_ecuador2.pdf)
- Consejo Nacional de Discapacidades del Ecuador. (1996-2010). *Ecuador: Porcentaje de discapacidad*. (CONADIS Personas con discapacidad registradas) Obtenido de [http://www.icevi.org/latin\\_america/publications/quito\\_conference/analisis\\_de\\_la\\_situacion\\_de\\_las\\_.htm](http://www.icevi.org/latin_america/publications/quito_conference/analisis_de_la_situacion_de_las_.htm)
- CONSTITUCIÓN DEL ECUADOR. (2011). Las personas con discapacidad en América Latina: desde el reconocimiento legal a la desigualdad real. Naciones Unidas: CEPAL.

Cuidate. (10 de Marzo de 2016). *Glaucoma*. (cuidateplus.com) Recuperado el 01 de Diciembre de 2017, de <http://www.cuidateplus.com/enfermedades/oftalmologicas/glaucoma.html>

Davies , J., Fisher , C., & Barnett , M. (2001). Glycosaminoglycans in the study of mammalian. *Biochemical Society transactions*.

Department of Health and Human Services. (2016). *El Glaucoma*. (National Eye Institute) Obtenido de [https://nei.nih.gov/glaucoma/default\\_sp](https://nei.nih.gov/glaucoma/default_sp)

Díaz, J. M. (2010). Prevención y tratamiento actual del glaucoma. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 21, 891-900.

Dowling, J. (1979). Information processing by local circuits: the vertebrate retina as a model system in the neuroscience. Fourth Study Program. *Schmitt and Worden*.

Dutta, M., Mourya, A., Singh, A., Parthasarathi, M., Burget, R., & Riha, K. (2014). Glaucoma detection by segmenting the super pixels from fundus colour retinal images. *Medical Imagins, m-Health and Emerging Communication Systems (MedCom)*, 86-90.

Ecuador Vulnerable a la Ceguera. (s.f.). Obtenido de [http://ns1.ecuadorinmediato.com/index.php?module=Noticias&func=news\\_user\\_view&id=3228&umt=ecuador\\_vulnerable\\_a\\_ceguera](http://ns1.ecuadorinmediato.com/index.php?module=Noticias&func=news_user_view&id=3228&umt=ecuador_vulnerable_a_ceguera)

Enfermería Médico-Quirúrgica. (s.f.). *Alteración del humor acuoso: Glaucoma*. Recuperado el 6 de Octubre de 2014, de [http://mural.uv.es/rasainz/1.4\\_grupo7\\_GLUCOMA.pdf](http://mural.uv.es/rasainz/1.4_grupo7_GLUCOMA.pdf)

Escalanate, B. R. (6 de Octubre de 2006). *Procesamiento digital de Imágenes*. Recuperado el 10 de Diciembre de 20016, de <http://verona.fi-p.unam.mx/boris/teachingnotes/Capitulo4.pdf>

Garijo Millán, N., Pérez Ansón, M. Á., & Calvo Calzada, B. (2010). Simulación de la queratoplastia y del proceso de cicatrización de heridas en la córnea. *Universidad de Zaragoza*.

Glaucoma Research Foundation. (15 de Marzo de 2015). *Tipos de Glaucoma*. (GRF) Recuperado el 10 de Diciembre de 2017, de <https://www.glaucoma.org/es/tipos-de-glaucoma.php>

Gómez, E. L., Escarcena, J. C., & García, J. D. (2002). Inventario Semiautomático Del Olivar A Partir De Ortofotografías Digitales. *En XIV Congreso Internacional de Ingeniería Gráfica Santander.*

González, L. C., & Gómez, V. L. (Septiembre-Octubre 2009). Detección de glaucoma: proporción de ojos que requiere corrección de presión intraocular por modificaciones del grosor corneal. *Mex Oftalmol;*.

Graffigna, J. P. (s.f.). Técnicas de Realce de Imágenes. *Apuntes de cátedra*, 128-129.

Guadalupe, S., Elizabeth, V., & Samaniego Campoverde, L. M. (2016). *Diseño e implementación de un filtro adaptativo para la cancelación de ruido con redes Neuronales utilizando DSP*. Chimborazo: Riobamba: Universidad Nacional de Chimborazo.

Hernandez A, E. (2005). *EVALUACION SENSORIAL*. Bogotá: UNIVERSIDAD NACIONAL ABIERTA Y ADISTANCIA – UNAD.

Howorth, D. J. (2002). *Feasibility Study for a Micromachined Glaucoma Drainage Device*. Cranfield University.

Hubel, D. (1988). Eye, brain and vision. *Scientific American Library*(22).

J. Montañés, A. S. (2013). *Córnea y glaucoma diagnóstico y tratamiento del glaucoma de ángulo abierto*.

Jiménez, J. (2013). Contribución al análisis de registros de electrorretinografía multifocal para detección precoz de glaucoma. *Universidad de Alcalá*.

Lerner, L., Polansky, J., Howes, E., & Stern, R. (1997). Hyaluronan in the human trabecular meshwork. *Invest Ophthalmol Vis Sci*.

Machado, N. J. (Diciembre 2014). *SEGMENTACIÓN DE MELANOMA BASADO EN METODOS DE BINARIZACION*. San Lorenzo: BIBLIOTECA CENTRAL DE LA UNA.

Martín P., Piloto D., I., Álvarez C., G., Fumero G., F., Rodríguez R., D., & Sánchez A., L. (26 de Abril de 2013). *Fisiología trabecular y glaucoma de ángulo abierto*. Cuba: Editorial de Ciencias Médicas.

Martin, P. B. (1991). *Estudio de la Dinámica del Humor Acuoso mediante Fluorofotometría en el Glaucoma del Angulo Abierto*. Madrid: Universidad Complutense de Madrid, Departamento de Oftalmología, Facultad de Medicina.

- Masland, R. (2001). The fundamental plan of the retina. *Nat Neurosci.*
- Masland, R. H. (2001). The fundamental plan of the retina. *Nature Neuroscience*(4), 877-886. doi:10.1038/nn0901-877
- Miguel Jiménez, J. M. (2012). *CONTRIBUCION AL ANÁLISIS DE REGISTROS DE ELECTRORRETINOGRAFÍA MULTIFOCAL PARA DETECCIÓN PRECOZ DE GLAUCOMA*. Alcalá: Universidad de Alcalá, Departamento de Electrónica.
- Miller, K. N. (Julio 2001). Implantes filtrantes en cirugía de glaucoma. *Ophthalmic Associates, Alaska, Estados Unidos, Medwave*, 1(7).
- MISIÓN MANUELA ESPEJO. (2010). Diagnóstico de Discapacidades de la Provincia del Azuay. Cuenca.
- Moreno, B. R. (2014). Detección de glaucoma mediante el análisis de imagen de fondo de ojo. Instituto Interuniversitario de Investigación en Bioingeniería Orientada al Ser Humano.
- Morrison, J., Dorman-Pease, M., Dunkelberger, G., & Quigley, H. (1990). Optic nerve head extracellular matrix in primary optic atrophy and experimental glaucoma. *Arch Ophthalmol.*
- Nieto, D. B. (2010). *Sistema de reconocimiento de kanjis japoneses basado en procesamiento digital de imágenes aplicado a dispositivos móviles*. Departamento de Computación, Electrónica y Mecatrónica. Escuela de Ingeniería. U.D.L.A.P. .
- Nieto, D. B. (2013). *Tratamiento de Imagen y sonido*. Valladolid: Ingeniería Informática de Servicios y Aplicaciones, Universidad de Valladolid.
- Oliveira, C. M., Ribeiro, C., & Franco, S. (2007). Corneal imaging with slit scanning and Scheimpflug imaging: a new for ophthalmic diagnosis. *Br J Ophthalmol.*
- Orduña Anguiano, R. A. (2010). *CARACTERIZACIÓN DE PROBLEMAS REFRACTIVOS EN LA POBLACIÓN DE 6 A 12 AÑOS EN SANTA CATARINA YECAHUIZOTL TLÁHUAC DISTRITO FEDERAL*. México: INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL. CENTRO INTERDISCIPLINARIO DE CIENCIAS DE LA SALUD UNIDAD MILPA ALTA.
- Orssengo, G., & Pye, D. C. (1999, 2007). Determination of the true intraocular pressure and modulus of elasticity of the human cornea in vivo. *Bull Mathematical Biol.*

Osorio-Miranda, A., Gil-Carrasco, F., García, P., Noguera, A., & Z, J. A. (Septiembre-Octubre 2004). Manejo del glaucoma neovascular refractario empleando la válvula de Ahmed. Experiencia clínica de corto plazo en un centro de referencia. *Mex Oftalmol*, 7, 237-244.

Ouyang, L., Shah, S., Kimmerling, K., Yin, H., Gutbrod, S., & Hadidi, P. (2009). Development of a Novel Drainage Device for Glaucoma Surgeries. *IEEE 35th*.

Partesdel. (2017). *Partes internas del ojo*. (Partesdel.com) Recuperado el Diciembre de 2017, de Partesdel: [https://www.partesdel.com/internas\\_ojo.html](https://www.partesdel.com/internas_ojo.html)

Pascual, R. (30 de Marzo de 2006). *¿Qué es la tensión ocular?* (Ocularis) Recuperado el 01 de Noviembre de 2017, de <https://ocularis.es/que-es-la-tension-ocular/>

Perez, D. (1991). *Estudio de la Dinámica del Humor Acuoso mediante en la Trabeculoplastia Láser Argón*. Madrid: Universidad Complutense de Madrid, Departamento de Oftalmología, Facultad de Medicina.

Pérez, X. N. (26 de Mayo de 2011). *Entendiendo la Presión Intraocular*. (Clínica Oftalmológica DYTO) Recuperado el 15 de Mayo de 2017, de <http://www.clinicadyto.com/2011/presion-intraocular/>

Pinos Vélez, E., & Ingavelez, P. (2011). Análisis de los diagnósticos de discapacidades en la provincia del Azuay y propuesta de desarrollo de tecnologías inclusivas. *Revista de Ciencia y Tecnología de la Universidad Politécnica Salesiana*(6), 29-36.

Quijano, A. A., Rapallini, J. A., Aróztegui, W. J., & Osio, J. R. (2011). Desarrollo de algoritmos de procesamiento de imágenes basados en "Operadores de Ventana" sobre una FPGA. *SEDICI*, 8.

R., H. U., & Cajal. (s.f.). *SaludMadrid*. Recuperado el 21 de 09 de 2018, de [http://www.hrc.es/bioest/roc\\_1.html](http://www.hrc.es/bioest/roc_1.html)

Ramírez Giraldo, J. C., Fletcher, J. J., & Mccollough, C. H. (2011). Noise reduction in computed tomography images using an anisotropic bilateral filter. *Revista Ingeniería Biomédica*, 4(7), 62-68.

RAMOS, M. R. (2003). *Sistema de pre-procesamiento de imágenes electrocardiográficas en telemedicina*. Puebla: Departamento de Ingeniería en Sistemas Computacionales - Escuela de Ingeniería – U.D.L.A.P. Capítulo 3: Procesamiento de imágenes.

Rodrigo Moreno, B. (2014). Detección de Glaucoma mediante el Análisis de Imágenes de Fondo de Ojo. *Instituto Interuniversitario de Investigación en Bioingeniería Orientada al Ser Humano (I3BH)* .

Rohen, J., & van der Zypen, E. (1968). The phagocytic activity of the trabecular meshwork endothelium. An electron-microscopic study of the vervet (*Cercopithecus aethiops*). *Albrecht Von Graefes Arch Klin Exp Ophthalmol*.

Román, S. M. (Octubre del 2006). *Desarrollo de un simulador visual de óptica adaptativa para el diseño interactivo de componentes oftálmicos*. Murcia: Laboratorio de Óptica. Departamento de Física.

Romero, A. V. (2012). *Epidemiología y estadística en salud pública*. Mexico.

Sanpaloesi, J., & Sam, R. (2003). *Lo que vemos y lo que no vemos de la curva diaria de la presión*. Buenos Aires.

Santini, F. J. (2006). *Oftalmología Dinámica*. Buenos Aires: Universitas.

Sasisekharan, R., Raman, R., & Prabhakar, V. (2006). Glycomics approach to structure-function. *Biomed Eng*, 181-231.

Sassetti, F. L., Garelli, L., & Guarnieri, F. A. (2011). Modelo Hidrodinámico para el Análisis del Sistema Ojo-Válvula en Pacientes con Glaucoma. *Asociación Argentina Computacional, Mecánica Computacional*, XXX, 3661-3677.

Shankar, S. (Marzo 2006). Development of a MEMS device to continuously monitor Glaucoma. *RMIT University, SET Portfolio, School of Electrical and Computer Engineering*.

Silbert, J., & Sugumaran, G. (2002). Biosynthesis of chondroitin/dermatan sulfate. *IUBMB Life*, 54-177.

Soto O., K. (22 de Febrero de 2010). *Fisiología: Humor Acuoso Presión Intraocular*. Recuperado el 14 de Octubre de 2014, de <https://es.slideshare.net/karinaso/humor-acuoso>

Sugahara, K., & Kitagawa, H. (2002). Heparin and heparan sulfate biosynthesis. *IUBMB Life*.

Tamm, E., Carassa, R., Albert, D., Gabelt, B., Patel, S., Rasmussen, C., & Kaufman, P. (2004). Viscocanalostomy in rhesus monkeys. *Arch Ophthalmol* .

Tavakolian, K., Kaminska, B., & Jafarabadi, T. M. (Aug 30 – Sept 3, 2006). Novel Micromachined Valved Glaucoma Drainage Devices. *Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference, NY.*

Tomasi, C., & Manduchi, R. (1998). Bilateral filtering for gray and color images. *Computer Vision, Sixth International Conference on. IEEE*, 839-846.

Torres, R., Merayo-Lloves, J., Jaramillo, M., & Galvis, V. (2005). *Biomecánica de la córnea, Corneal Biomechanics*. Madrid: Archivos de la Sociedad Española de Oftalmología.

Villa Collar, C. (2007). Una fórmula matemática puede ayudar en el control de la PIO tras cirugía Lasik. *Gaceta Óptica*(397), 34-35.





UNIVERSITAS • STUDIORUM •  
PIURENSIS

## Anexos





**Anexo A:****Tablas correspondientes a la sección: “Prevención del glaucoma luego de la medición de la presión intraocular**

Tabla A1.

*Presión intraocular de pacientes con diagnóstico de glaucoma.*

PACIENTES	PIO (mmHg)	
	OD	OI
ACUNA PAREDES MERCEDES BEATRIZ	19	19
ALVAREZ SALAZAR ANTONIO	19	15
ARCOS PINTO GABRIEL	19	*
ARMAS NAVARRETE EDUARDO ABDON	23	13
AVENARIUS PETER	15	17
AVILES MORLAS FRANCISCO	11	10
BARRERA BARRERA JORGE EDUARDO	19	17
CABEZAS BUCHELI JANINNA	14	15
CALISPA LEON BETTY SUSANA	12	12
CARRERA LEGUISAMO FRANKLIN MARCELO	14	17
CASTRO CADENA FREDDY ROBERTO	12	12
CELI GARCIA DIEGO FERNANDO	15	14
CERVANTES MENDEZ LUIS	18	11
CHAVES TERREGLOSA GUADALUPE	20	16
CHAVEZ ENRIQUEZ LUIS ESTUARDO	18	18
CHAVEZ OLEAS MARIANA	12	12
CORDOVA MOLINA LUIS SANTIAGO	12	13
FLORES SERRANO GALO	9	10
FREILE DARQUEA MARIA EUGENIA	11	12
GOMEZ VASQUEZ MARIA VICTORIA	14	13
GUTIERREZ GUARACA PILAR FABIOLA	14	14
HEREDIA VELASTEGUI JUAN LUIS	14	18
HIDALGO VASCONEZ CECILIA	17	17
IDROBO ROUSSEAU PATRICIO EDWIN	15	15
JACOME CEPEDA EUGENIA ISABEL	12	12
JARAMILLO DAVALOS GUILLERMO XAVIER	16	15
LAKE LAURENE MARGARET	19/16 **	19/16 **
LEON RODRIGUEZ GLENDA DEL PILAR	23	25
PACHECO LUPERCIO FERNANDA	11	12
PINTADO ASTUDILLO GUIDO ANTONIO	15	14
REMACHE CANCHIGNIA SEGUNDO ANTONIO	13	13
RIVAS SILVA PILAR ALEXANDRA	16	16
SALAZAR ANAPA DANIEL DIBERTO	13	12
TORRES ALZAMORA CARLOS	18	18

Notas:

\* Paciente sin visión en dicho ojo.

\*\* Presión con ajuste de acuerdo al grosor de la córnea.

Tabla A2.

*Grosor de la capa de fibras nerviosas retinianas.*

PACIENTES	OCT ( $\mu\text{m}$ )		EDAD (años)
	OD	OI	
ACUNA PAREDES MERCEDES BEATRIZ	53	115	76
ALVAREZ SALAZAR ANTONIO	89	60	60
ARCOS PINTO GABRIEL	52	*	17
ARMAS NAVARRETE EDUARDO ABDON	78	58	76
AVENARIUS PETER	62	71	69
AVILES MORLAS FRANCISCO	69	94	75
BARRERA BARRERA JORGE EDUARDO	53	55	68
CABEZAS BUCHELI JANINNA	98	49	22
CALISPA LEON BETTY SUSANA	57	94	55
CARRERA LEGUISAMO FRANKLIN MARCELO	75	65	38
CASTRO CADENA FREDDY ROBERTO	71	77	32
CELI GARCIA DIEGO FERNANDO	63	85	35
CERVANTES MENDEZ LUIS	46	104	63
CHAVES TERREGLOSA GUADALUPE	71	60	69
CHAVEZ ENRIQUEZ LUIS ESTUARDO	*	58	78
CHAVEZ OLEAS MARIANA	71	56	64
CORDOVA MOLINA LUIS SANTIAGO	49	42	21
FLORES SERRANO GALO	*	69	80
FREILE DARQUEA MARIA EUGENIA	77	63	75
GOMEZ VASQUEZ MARIA VICTORIA	72	81	70
GUTIERREZ GUARACA PILAR FABIOLA	51	56	40
HEREDIA VELASTEGUI JUAN LUIS	76	46	37
HIDALGO VASCONEZ CECILIA	83	66	67
IDROBO ROUSSEAU PATRICIO EDWIN	74	78	51
JACOME CEPEDA EUGENIA ISABEL	75	74	69
JARAMILLO DAVALOS GUILLERMO XAVIER	49	51	56
LAKE LAURENE MARGARET	82	75	78
LEON RODRIGUEZ GLENDA DEL PILAR	88	52	49
PACHECO LUPERCIO FERNANDA	41	80	32
PINTADO ASTUDILLO GUIDO ANTONIO	68	88	23
REMACHE CANCHIGNIA SEGUNDO ANTONIO	54	43	69
RIVAS SILVA PILAR ALEXANDRA	58	61	76
SALAZAR ANAPA DANIEL DIBERTO	58	48	65
TORRES ALZAMORA CARLOS	81	61	61

Notas:

\* Paciente sin visión en dicho ojo.

Tabla A3.

Desviación media (DM) y desviación estándar del modelo (DSM).

Paciente	Campo visual DM				Campo visual DSM			
	OD (dB)	OD (%)	OI (dB)	OI (%)	OD (dB)	OD (%)	OI (dB)	OI (%)
ACUNA PAREDES MERCEDES BEATRIZ	-30,4	<0,5%	-25,82	<0,5%	3,63	<0,5%	9,16	<0,5%
ALVAREZ SALAZAR ANTONIO	1,93	***	-29,78	<0,5%	1,18	***	6,19	<0,5%
ARCOS PINTO GABRIEL	-6,21	<0,5%	*	*	3,62	<0,5%	***	***
ARMAS NAVARRETE EDUARDO ABDON	-4,74	<0,5%	-22,99	<0,5%	2,9	<2%	11,54	<0,5%
AVENARIUS PETER	-8,04	<0,5%	0,13	***	8,27	<0,5%	1,88	
AVILES MORLAS FRANCISCO	-15,6	<0,5%	-5,05	<0,5%	8,93	<0,5%	-5,05	<0,5%
BARRERA BARRERA JORGE EDUARDO	-12,44	<0,5%	-9,03	<0,5%	10,32	<0,5%	5,4	<0,5%
CABEZAS BUCHELI JANINNA	*	*	-30,84	<0,5%	*	*	9,01	<0,5%
CALISPA LEON BETTY SUSANA	-7	<0,5%	0,11	***	5,59	<0,5%	1,39	***
CARRERA LEGUISAMO FRANKLIN MARCELO	-3,68	<0,5%	3,5	<2%	5,28	<0,5%	3,71	<0,5%
CASTRO CADENA FREDDY ROBERTO	-33,46	<0,5%	-7,39	<0,5%	1,89	<10%	6,05	<0,5%
CELI GARCIA DIEGO FERNANDO	-1,98	<10%	0,01	***	2,83	<2%	1,53	***
CERVANTES MENDEZ LUIS	-26,16	<0,5%	-0,74	***	9,38	<0,5%	1,54	***
CHAVES TERREGLOSA GUADALUPE	0,18	***	-4,09	<1%	3,46	<1%	9,68	<0,5%
CHAVEZ ENRIQUEZ LUIS ESTUARDO	*	*	-15,19	<0,5%	***	***	13,19	<0,5%
CHAVEZ OLEAS MARIANA	-1,86	***	-11,78	<0,5%	1,89	***	11,26	<0,5%
CORDOVA MOLINA LUIS SANTIAGO	-31,13	<0,5%	-21,4	<0,5%	7,68	<0,5%	13,71	<0,5%
FLORES SERRANO GALO	*	*	-12,92	<0,5%	*	*	13,34	<0,5%
FREILE DARQUEA MARIA EUGENIA	0,87	***	-0,87	***	1,45	***	2,41	<5%
GOMEZ VASQUEZ MARIA VICTORIA	0,56		-2,6	<2%	2,92	<2%	2,31	<5%
GUTIERREZ GUARACA PILAR FABIOLA	-19,16	<1%	-31,51	<1%	12,45	<1%	9	<1%
HEREDIA VELASTEGUI JUAN LUIS	-0,95	***	-25,67	<0,5%	3,05	<2%	9,23	<0,5%
HIDALGO VASCONEZ CECILIA	2,36	***	-0,37	***	1,3	***	3,28	<1%
IDROBO ROUSSEAU PATRICIO EDWIN	0,07	***	*	*	2,28	<5%	*	*
JACOME CEPEDA EUGENIA ISABEL	-3,92	<1%	-4,11	<1%	4,33	<0,5%	4,87	<0,5%
JARAMILLO DAVALOS GUILLERMO XAVIER	-14,34	<0,5%	-18,16	<0,5%	13,2	<0,5%	14,84	<0,5%
LAKE LAURENE MARGARET	0,93	***	-5,75	<0,5%	2,18	<5%	9,11	<0,5%
LEON RODRIGUEZ GLENDA DEL PILAR	-1,67	<10%	-12,77	<0,5%	4,14	<0,5%	*	*
PACHECO LUPERCIO FERNANDA	-14,23	<0,5%	0,78	***	14,81	<0,5%	1,3	***
PINTADO ASTUDILLO GUIDO ANTONIO	0,99	***	0,27	***	1,47	***	1,75	***

Paciente	Campo visual DM				Campo visual DSM			
	OD (dB)	OD (%)	OI (dB)	OI (%)	OD (dB)	OD (%)	OI (dB)	OI (%)
REMACHE CANCHIGNIA	-13,05	<0,5%	-29,13	<0,5%	13,68	<0,5%	5,24	<0,5%
SEGUNDO ANTONIO								
RIVAS SILVA PILAR	-2,27	<5%	-5,99	<0,5%	6,92	<0,5%	7,96	<0,5%
ALEXANDRA								
SALAZAR ANAPA DANIEL	-15,65	<0,5%	-29,05	<0,5%	14,73	<0,5%	7,35	<0,5%
DIBERTO								
TORRES ALZAMORA CARLOS	-2	***	-6,71	<0,5%	1,52	***	7,22	<0,5%

Notas:

\* Paciente sin visión en dicho ojo.

\*\*\* Paciente cuyo valor de DM y DSM es menor a 2dB, por lo tanto, el equipo no asigna una probabilidad.

Tabla A4.

Valores del GCC, volumen de cámara VO.CAM y ángulo del ojo.

Paciente	Ojo derecho			Ojo izquierdo		
	GCC (μm)	VO. CAM (mm^3)	Ángulo (°)	GCC (μm)	VO. CAM (mm^3)	Ángulo (°)
ACUNA PAREDES MERCEDES BEATRIZ	522	140	50,7	524	162	50,7
ALVAREZ SALAZAR ANTONIO	514	145	28	599	158	32,4
ARCOS PINTO GABRIEL	591	282	49,2	*	*	*
ARMAS NAVARRETE EDUARDO ABDON	571	91	30	557	83	28,8
AVENARIUS PETER	520	220	51,7	502	215	52,8
AVILES MORLAS FRANCISCO	553	185	59,2	558	180	51,6
BARRERA BARRERA JORGE EDUARDO	541	130	31	545	117	26,4
CABEZAS BUCHELI JANINNA	554	241	43,4	536	291	51,4
CALISPA LEON BETTY SUSANA	499	125	33,1	505	125	35,6
CARRERA LEGUISAMO	539	92	24,1	541	93	24,8
FRANKLIN MARCELO						
CASTRO CADENA FREDDY ROBERTO	464	186	45,5	473	185	47,2
CELI GARCIA DIEGO FERNANDO	523	197	47,6	535	199	49,3
CERVANTES MENDEZ LUIS	571	55	13,8	564	68	19,6
CHAVES TERREGLOSA GUADALUPE	538	120	30,2	522	140	28,3
CHAVEZ ENRIQUEZ LUIS ESTUARDO	517	115	24,3	499	117	30,9
CHAVEZ OLEAS MARIANA	435	210	53,5	410	209	56,3
CORDOVA MOLINA LUIS SANTIAGO	573	163	36,5	573	143	39,8
FLORES SERRANO GALO	591	172	32,7	589	194	42,8
FREILE DARQUEA MARIA EUGENIA	529	199	52,1	527	198	49

<b>Paciente</b>	<b>Ojo derecho</b>			<b>Ojo izquierdo</b>		
	GCC ( $\mu\text{m}$ )	VO. CAM ( $\text{mm}^3$ )	Ángulo ( $^\circ$ )	GCC ( $\mu\text{m}$ )	VO. CAM ( $\text{mm}^3$ )	Ángulo ( $^\circ$ )
GOMEZ VASQUEZ MARIA VICTORIA	509	137	26,3	515	129	19,8
GUTIERREZ GUARACA PILAR FABIOLA	481	147	24,9	484	134	24,3
HEREDIA VELASTEGUI JUAN LUIS	595	155	31,4	605	160	32,7
HIDALGO VASCONEZ CECILIA	576	135	34,4	584	138	24,9
IDROBO ROUSSEAU PATRICIO EDWIN	561	189	38	549	196	45
JACOME CEPEDA EUGENIA ISABEL	517	116	26,7	522	114	30
JARAMILLO DAVALOS GUILLERMO XAVIER	569	156	38,1	569	153	39,2
LAKE LAURENE MARGARET	621	179	45,9	633	186	47,5
LEON RODRIGUEZ GLENDA DEL PILAR	545	158	44,3	566	148	44,7
PACHECO LUPERCIO FERNANDA	500	151	42,2	517	138	43,2
PINTADO ASTUDILLO GUIDO ANTONIO	614	216	43,5	601	219	46,5
REMACHE CANCHIGNIA SEGUNDO ANTONIO	565	133	38	561	123	38,5
RIVAS SILVA PILAR ALEXANDRA	562	173	36,8	554	173	36,7
SALAZAR ANAPA DANIEL DIBERTO	519	114	24,4	513	99	19,5
TORRES ALZAMORA CARLOS	556	173	32,9	536	197	32,3

Notas:

\* Paciente sin visión en dicho ojo.

Tabla A5.

*Pacientes con queratocono.*

<b>NOMBRE</b>	<b>Ojo</b>	<b>PIO [mmHg]</b>	<b>Posición más Fina [<math>\mu\text{m}</math>]</b>
ALDAS ALDAS AIDA	OD	12,1	569
AVILES MORLAS FRANCISCO RAUL	OD	22,1	542
AVILES MORLAS FRANCISCO RAUL	OI	11,3	553
BARRERA PALACIOS MARIA VISCTORIA	OD	11,3	621
CALDERON JUMBO CARMEN	OD	11,6	549
CALDERON JUMBO CARMEN	OI	22	546
CALISPA LEON BETTY SUSANA	OD	23,9	494
CALISPA LEON BETTY SUSANA	OI	23,7	501
CARRASCO DE LA TORRE MARIA HERLINDA	OD	22,4	533
CARRASCO DE LA TORRE MARIA HERLINDA	OI	23	510
CHARRO GALLARDO ROSA BOLIVIA	OD	11,1	547
CHARRO GALLARDO ROSA BOLIVIA	OI	11,1	545
CUADRADO BALSECA LUIS ENRIQUE	OD	24	495

NOMBRE	Ojo	PIO [mmHg]	Posición más Fina [μm]
CUADRADO BALSECA LUIS ENRIQUE	OI	24	496
DINOGUIDA SOTOMAYOR OLIVER	OD	22,8	524
DINOGUIDA SOTOMAYOR OLIVER	OI	24	484
GRIJALVA LARREA MARIA ISABEL	OD	22,2	544
GRIJALVA LARREA MARIA ISABEL	OI	11,2	550
IGLESIAS VALDIVIEZO MARIA DE LOURDES	OI	11,2	543
JARAMILLO FLORES MARIO VINICIO	OD	24,1	492
JARAMILLO FLORES MARIO VINICIO	OI	24,5	482

Tabla A6.

*Pacientes de la Clínica Santa Lucía.*

Dato	CCT [μm]	IOP(mmHg)
76	559	18
29	562	18
41	581	18
67	530	18,2
36	500	18,5
70	537	18,5
32	563	18,5
92	604	18,5
37	479	19
82	499	19
64	584	19
3	572	19,1
48	544	19,5
14	554	19,5
61	560	19,5
53	579	19,5
97	667	19,5
31	531	20
12	588	20
73	624	20
66	494	20,3
40	511	20,5
19	539	20,5
23	551	20,5

Dato	CCT [μm]	IOP(mmHg)
58	589	20,5
49	601	20,5
80	526	21
11	592	21
93	611	21
90	528	21,5
96	629	21,5
56	633	21,5
30	536	22
59	582	22
74	620	22
4	556	23
20	527	23,3
77	570	24,5
78	591	24,5
55	532	27
8	603	31,3
54	542	34
63	561	37

Tabla A7.

*Análisis de resultados.*

Paciente	Grosor CFNR del OS [μm]	Diagnóstico "Santa Lucía" del OI	Algoritmo grosor del OI [μm]	Diagnóstico Algoritmo del OI	Grosor CFNR del OD [μm]	Diagnóstico "Santa Lucía" del OD	Algoritmo grosor del OD [μm]	Diagnóstico Algoritmo del OD
1	84	Normal	89.51	Normal	74	Sospecha	91.89	Normal
2	71	Sospecha	68.93	Sospecha	52	Glaucoma	49.57	Glaucoma
3	98	Normal	95.40	Normal	57	Glaucoma	54.70	Glaucoma
4	77	Normal	79.98	Normal	89	Normal	94.42	Normal
5	79	Normal	81.48	Normal	88	Normal	61.47	Glaucoma
6	80	Normal	78.20	Normal	102	Normal	95.01	Normal
7	93	Normal	86.63	Normal	86	Normal	71.05	Sospecha
8	85	Normal	84.43	Normal	76	Normal	69.07	Sospecha
9	84	Normal	81.59	Normal	84	Normal	88.82	Normal
10	87	Normal	85.79	Normal	93	Normal	77.40	Normal
11	40	Glaucoma	37.87	Glaucoma	64	Glaucoma	54.12	Glaucoma
12	90	Normal	92.52	Normal	83	Normal	83.70	Normal
13	79	Normal	76.94	Normal	82	Normal	90.01	Normal

Paciente	Grosor CFNR del OS [μm]	Diagnóstico "Santa Lucía" del OI	Algoritmo grosor del OI [μm]	Diagnóstico Algoritmo del OI	Grosor CFNR del OD [μm]	Diagnóstico "Santa Lucía" del OD	Algoritmo grosor del OD [μm]	Diagnóstico Algoritmo del OD
14	64	Glaucoma	65.48	Glaucoma	61	Glaucoma	60.17	Glaucoma
15	92	Normal	94.03	Normal	92	Normal	98.37	Normal
16	72	Sospecha	98.39	Normal	72	Sospecha	95.99	Normal
17	91	Normal	82.86	Normal	67	Sospecha	51.12	Glaucoma
18	87	Normal	85.92	Normal	93	Normal	93.22	Normal
19	65	Glaucoma	76.08	Normal	58	Glaucoma	55.71	Glaucoma
20	45	Glaucoma	42.33	Glaucoma	76	Normal	70.54	Sospecha
21	89	Normal	91.41	Normal	82	Normal	82.28	Normal
22	83	Normal	81.51	Normal	92	Normal	90.91	Normal
23	79	Normal	67.21	Glaucoma	82	Normal	62.01	Glaucoma
24	93	Normal	89.42	Normal	86	Normal	89.16	Normal
25	89	Normal	90.57	Normal	92	Normal	93.02	Normal
26	82	Normal	81.41	Normal	81	Normal	99.56	Normal
27	65	Glaucoma	62.05	Glaucoma	76	Normal	42.26	Glaucoma
28	90	Normal	94.39	Normal	85	Normal	75.88	Normal
29	37	Glaucoma	30.57	Glaucoma	75	Normal	54.42	Glaucoma
30	38	Glaucoma	35.33	Glaucoma	70	Sospecha	59.61	Glaucoma
31	77	Normal	73.66	Sospecha	101	Normal	85.08	Normal
32	76	Normal	75.99	Normal	86	Normal	97.17	Normal
33	56	Glaucoma	54.66	Glaucoma	88	Normal	82.60	Normal
34	74	Sospecha	71.59	Sospecha	93	Normal	93.98	Normal
35	69	Sospecha	84.14	Normal	62	Glaucoma	65.25	Glaucoma
36	59	Glaucoma	36.17	Glaucoma	63	Glaucoma	60.87	Glaucoma
37	74	Sospecha	72.21	Sospecha	97	Normal	90.68	Normal
38	55	Glaucoma	56.96	Glaucoma	52	Glaucoma	42.72	Glaucoma
39	73	Sospecha	21.48	Glaucoma	61	Glaucoma	49.62	Glaucoma
40	110	Normal	115.06	Normal	98	Normal	100.58	Normal
41	85	Normal	83.70	Normal	82	Normal	85.14	Normal
42	92	Normal	89.91	Normal	91	Normal	86.82	Normal
43	94	Normal	96.39	Normal	90	Normal	79.10	Normal
44	82	Normal	61.04	Glaucoma	93	Normal	76.28	Normal
45	107	Normal	109.40	Normal	109	Normal	108.63	Normal
46	75	Sospecha	62.95	Glaucoma	78	Normal	73.97	Sospecha
47	79	Normal	93.18	Normal	86	Normal	86.38	Normal
48	34	Glaucoma	33.64	Glaucoma	53	Glaucoma	53.33	Glaucoma
49	94	Normal	96.92	Normal	96	Normal	101.47	Normal
50	76	Normal	74.00	Sospecha	70	Sospecha	67.98	Sospecha
51	87	Normal	88.19	Normal	69	Sospecha	74.91	Normal
52	54	Glaucoma	55.55	Glaucoma	83	Normal	83.12	Normal
53	79	Normal	50.96	Glaucoma	98	Normal	80.15	Normal
54	109	Normal	111.16	Normal	74	Sospecha	77.30	Normal
55	70	Sospecha	60.25	Glaucoma	67	Sospecha	63.54	Glaucoma
56	87	Normal	89.47	Normal	83	Normal	81.59	Normal
57	80	Normal	78.81	Normal	85	Normal	63.23	Glaucoma

Paciente	Grosor CFNR del OS [μm]	Diagnóstico "Santa Lucía" del OI	Algoritmo grosor del OI [μm]	Diagnóstico Algoritmo del OI	Grosor CFNR del OD [μm]	Diagnóstico "Santa Lucía" del OD	Algoritmo grosor del OD [μm]	Diagnóstico Algoritmo del OD
58	108	Normal	109.60	Normal	101	Normal	101.90	Normal
59	78	Normal	76.81	Normal	82	Normal	78.42	Normal
60	89	Normal	87.43	Normal	93	Normal	88.08	Normal
61	86	Normal	85.41	Normal	86	Normal	93.60	Normal
62	108	Normal	112.26	Normal	98	Normal	100.59	Normal
63	94	Normal	101.05	Normal	98	Normal	104.02	Normal
64	63	Glaucoma	63.69	Glaucoma	57	Glaucoma	56.86	Glaucoma
65	101	Normal	113.06	Normal	101	Normal	97.16	Normal
66	76	Normal	73.36	Sospecha	72	Sospecha	73.15	Sospecha
67	102	Normal	90.51	Normal	99	Normal	114.65	Normal
68	90	Normal	93.98	Normal	88	Normal	89.60	Normal
69	88	Normal	77.88	Normal	85	Normal	87.76	Normal
70	97	Normal	82.30	Normal	97	Normal	97.45	Normal
71	78	Normal	81.03	Normal	84	Normal	78.48	Normal
72	81	Normal	84.34	Normal	84	Normal	91.57	Normal
73	108	Normal	109.20	Normal	97	Normal	89.75	Normal
74	87	Normal	85.90	Normal	94	Normal	94.57	Normal
75	83	Normal	80.78	Normal	97	Normal	98.77	Normal
76	85	Normal	74.74	Sospecha	83	Normal	83.49	Normal
77	77	Normal	75.64	Normal	79	Normal	59.54	Glaucoma
78	68	Glaucoma	48.20	Glaucoma	87	Normal	66.65	Glaucoma