

1-1-2014

## Descripción y análisis del OCT, HRT y GDX en glaucoma : un enfoque para la optometría clínica

Viviana Peña Martínez  
*Universidad de La Salle*

Andrea Paola Espinosa Castañeda  
*Universidad de La Salle*

Follow this and additional works at: <https://ciencia.lasalle.edu.co/optometria>

---

### Citación recomendada

Peña Martínez, V., & Espinosa Castañeda, A. P. (2014). Descripción y análisis del OCT, HRT y GDX en glaucoma : un enfoque para la optometría clínica. Retrieved from <https://ciencia.lasalle.edu.co/optometria/135>

This Trabajo de grado - Pregrado is brought to you for free and open access by the Facultad de Ciencias de la Salud at Ciencia Unisalle. It has been accepted for inclusion in Optometría by an authorized administrator of Ciencia Unisalle. For more information, please contact [ciencia@lasalle.edu.co](mailto:ciencia@lasalle.edu.co).

# DESCRIPCIÓN Y ANÁLISIS DEL OCT, HRT Y GDX EN GLAUCOMA. Un Enfoque para la Optometría Clínica.

\*Viviana Peña Martínez

\*Andrea Paola Espinosa Castañeda

## RESUMEN

**Objetivo:** el propósito de este escrito es describir y analizar por medio de una revisión bibliográfica la tecnología diagnóstica (OCT, HRT Y GDX) en glaucoma con un enfoque para la optometría clínica. **Materiales y métodos:** se realizó una búsqueda sistemática de literatura de tipo primario, en bases de datos como Pubmed, Medline, Cochrane, Elsevier, entre otras además se incluyeron textos literarios relacionados con el tema escritos en inglés, español y portugués; la información seleccionada estuvo dentro de un periodo de publicación comprendido entre los años 2007-2014. **Conclusión** El OCT utiliza una longitud de onda de 820nm, valora la retina y determina la aparición de la enfermedad; el HRT funciona con un laser diodo de 670 nm generando imágenes en 3D del nervio óptico, convirtiéndolo en el más específico para valorar glaucoma y el GDx emplea un laser polarizado de 780 nm evalúa el nervio óptico, ideal para realizar seguimiento de la enfermedad ya que determina cambios mínimos. Estos equipos tienen aplicabilidad favorable para la detección y seguimiento del glaucoma, sin importar cual instrumento se emplee es fundamental que el profesional tenga la competencia de interpretar los resultados y realizar una correlación con examen clínico.

Palabras Clave: OCT, HRT, GDx, Glaucoma y Tomografía Ocular, Espesor capa de fibras nerviosas retinales.

\*Aspirantes a Grado de Optómetra, Universidad De La Salle.

## ABSTRACT

**Objective:** This paper aims to describe and analyze the technological tools described above, (OCT, HRT and GDx) through a literature search with a focus on clinical optometry. **Methodology:** was perform by a systematic search of primary literature, on data bases like Pubmed, Medline, Cochrane, Elsevier and others, and also was include literary books about subject on English, Spanish, and Portuguese. The selected information was on a period of publication from 2007 to 2014. **Conclusion:** The OCT uses a wavelength of 820 nm, it assess the retina and determines the appearance of the disease; The HRT works with a diode laser of 670 nm generates images

on 3D of the optic nerve, becoming in the most specific to value glaucoma and the GDx uses a polarized laser of 780 nm and evaluates the optic nerve, perfect to realize monitoring of the disease because it determines minimal changes. Those devices has a great applicability to detection and monitoring glaucoma, no matter which instrument be used is essential that the physician has the competence to interpreting the results and to realize a correlation with the clinical assessment.

Keywords: OCT, HRT, GDx, Glaucoma and Ocular Tomography. thickness of the retinal nerve fiber layer

**\*Optometrist Degree Candidate, University De La Salle.**

## **INTRODUCCIÓN**

La tomografía de coherencia óptica (OCT), el tomógrafo de Heidelberg (HRT) y el analizador de fibras nerviosas (GDx) son herramientas tecnológicas diagnósticas que basan su funcionamiento en un principio óptico físico que emplea láseres con distintas longitudes de onda para cada equipo, estos tomógrafos cuya aplicabilidad clínica es el diagnóstico de patologías oculares en segmento posterior, son capaces de generar imágenes en tercera dimensión de la retina y el nervio óptico lo cual los hace útiles en el diagnóstico y seguimiento del glaucoma. Según (Gupta, Gupta, & Dogra, 2012) el glaucoma es una neuropatía óptica degenerativa que se caracteriza por la muerte de las células ganglionares y pérdida de la capa de fibras nerviosas retinales, dando una apariencia de profundidad en la excavación del disco óptico, signo característico del glaucoma que se evidencia en los pacientes con pérdida del campo visual.

Según (Smith, Woods, B, Sowka, & Besada, 2014) el glaucoma es la segunda causa de ceguera en el mundo, además de producir un daño irreversible en el nervio óptico, se menciona que el gold standart para la detección de la progresión del glaucoma es la perimetría automatizada convencional (campo visual), la cual ha mostrado ofrecer buenos resultados en el diagnóstico de la patología, pero como todos los exámenes mediados por máquinas tiene limitaciones.

En contraste (Alencar, et al., 2011) afirma que el signo más temprano que detecta el desarrollo y la progresión del glaucoma es el cambio del espesor en la capa de fibras nerviosas de la retina y el nervio óptico, por esto la prueba del campo visual no resulta siendo el examen idóneo a escoger para detectar tempranamente la aparición de la enfermedad. Autores como

(Alasil, et al., 2014) afirman que hay evidencia de pérdida de campo visual cuando hay un deterioro de aproximadamente un 40% de la capa de fibras nerviosas de la retina.

Cada vez es más importante para el optómetra adquirir destreza y aprender a utilizar las herramientas que tiene a su alcance para realizar un diagnóstico acertado y actuar de manera idónea frente a un paciente que pueda padecer esta enfermedad, por ello surge la necesidad de este estudio tipo artículo de revisión que tiene como objetivo describir y analizar la tecnología diagnóstica OCT, HRT y GDx teniendo en cuenta su aplicabilidad clínica y contribución para el diagnóstico y progresión del glaucoma.

## MATERIALES Y MÉTODOS.

Se realizó una búsqueda sistemática de literatura de tipo primario disponible a texto completo, en bases de datos como Pubmed, Medline, Cochrane, Elsevier, entre otras; así como textos literarios relacionados con el tema escritos en inglés, español y portugués. Se implementó una estrategia de búsqueda con palabras clave como OCT, HRT, GDx, glaucoma, tomografía ocular y espesor capa de fibras nerviosas retinales. Se tomaron escritos con un periodo publicación comprendido entre los años 2007-2014, a través de la búsqueda realizada se encontraron más de 500 artículos relacionados con el tema de los cuales se tomaron 69 escritos que cumplieran los siguientes criterios de selección: título relacionado directamente con el tema OCT, HRT y Gdx en glaucoma, un resumen conciso y claro que evidenciara el aporte académico para nuestro tema y finalmente resultados/discusión con análisis de los distintos autores respecto a los equipos y su aplicabilidad clínica que complementaran la revisión. Estos artículos se clasificaron según el nivel de evidencia científica, expuesta por (Wanderley, et al., 2011). (Tabla1)

CLASIFICACIÓN DE LA EVIDENCIA CIENTÍFICA SEGÚN EL TIPO DE ESTUDIO			
NIVEL DE EVIDENCIA	TIPO DE ESTUDIO	TOTAL ESTUDIOS ENCONTRADOS	AUTORES
10 Mayor Evidencia	Revisiones sistemáticas con metaanálisis de ensayos clínicos aleatorios	1	(Sharma, et al., 2008)
9	Revisiones sistemáticas con metaanálisis	3	(Ávila, F.,2011) (Gonzales, et al.,2012) (Wanderley, Y.,2011) (Andersson, et al., 2011) (Atsuya, et al.,2013) (Borque, et al.,2008) (Chan, et al., 2014)(Dimitrios, et al.,2011) (Garas, et al., 2012)(Götzinger, et al.,2011) (Hirokazu & Etsuo.,2008)(Hwang,et al.,2013)(Knight, et al.,2010)(Lee, et al.,2010)(Mendez.,2008)(Mesiwala, et al.,2012)(Orlev, et al.,2008)( Toth, et al.,2008)(Townsend, et al.,2010)( Zhong, et al.,2009)
8	Ensayos Clínicos Aleatorios	17	

7	Guías de Práctica Clínica	20	(Alias, et al.,2008)(Bernades & Cunha-vaz.,2012)(Bruno & Rispoli.,2012)(Carratalá.,2011)(Chen, et al., 2009)(Chung & Leung.,2009)(Dascalu, et al., 2010)(Duch & Buchacra.,2012)(Fernandez, et al.,2009)(Fingeret.,2009)(Goñi &Guarro.,2009)(Gupta, et al.,2012)(Heidelberg,2009)(Heilderberg.,2010)(Kotosky,et al.,2012)(Moreno, et al.,2010) (Sharma, et al.,2010)( Suarez.,2011)(Vela & Hernecki.,2012) (Vizzeri.,2011)
6	Estudios de Cohorte y de Casos y Control	9	(Alvarez.,2010)(Deleon, et al.,2013)(Egea.,2009) (Hermann, et al.,2007)(Medeiros, et al.,2007)(Murad.,2007)(Sanchez.,2007)(Smith, et al.,2014)(Xiao &Wu.,2010)
5	Estudios Observacionales (longitudinales o transversales)	16	(Alasil, et al.,2014)(Alencar, et al.,2014)( Andreou, et al.,2007)(Balasubramanian, et al.,2011)(Bowd, et al.,2007)(Burgansky, et al.,2009)(Chen,H. et al.,2009)(Huijuan, et al.,2012)(Jung, et al.,2013)(Lleò, et al.,2009)(Medeiros, et al.,2010)(Abou- Hinin.,2012)(Pablo, et al.,2010)(Swathy, et al.,2009)(Xu, et al.,2013)(Young, et al., 2012)
4	Casos clínicos o serie de casos	3	(Capote, et al.,2009)(Stone., 2008)(Wollstein, et al.,2007)
3	Investigación Básica de laboratorio	0	
2	Opinión de Especialistas	0	
1 Menor Evidencia	Revisiones no Sistemáticas de Literatura	0	
<b>TOTAL ESTUDIOS</b>		<b>69</b>	

Tabla 1. Clasificación de evidencia científica según (Wanderley, et al., 2011), adaptado por autores.

## TOMOGRAFÍA DE COHERENCIA ÓPTICA (OCT)

(Fernández, et al., 2009) Describe en su artículo de revisión que el OCT ha sido desarrollado hace más de una década, los investigadores hallaron su aplicación clínica en el año 1991, pero fue solamente hasta en el año 1993 que se determinó su utilidad oftálmica. Con base en estos principios se decide introducir finalmente al mercado al OCT en 1996. Según (Götzinger, et al., 2011) y (Dimitrios, Heijl, & Bengtsson, 2011) El OCT, es un equipo que utiliza una técnica de imagen diagnóstica ocular no invasiva, que a su vez proporciona imágenes en sección transversal con alta resolución de los tejidos.

(Wollstein, et al., 2007) menciona que numerosos estudios han tratado de establecer las diversas funcionalidades del OCT, llegando a concluir que este equipo arroja imágenes de la detección en vivo de los cambios histológicos de la capa de fibras nerviosas de la retina (CFNR) y de las células ganglionares de la retina (CGR), por otra parte se ha informado según evidencia científica que el OCT puede realizar evaluaciones cualitativas y cuantitativas de los daños netamente estructurales del nervio óptico (NO) y de la capa de fibras nerviosas de la retina (CFNR) (Atsuya, Yasushi, Yukari, & Kohji, 2013), y (Huijuan, De Boer, & Chen, 2012) afirman que el OCT permite la valoración del espesor de la capa de fibras nerviosas de la retina (CFNR)

Diversos estudios involucrados con el OCT coinciden en la descripción del principio de funcionamiento del mismo, afirmando que la tomografía de coherencia óptica utiliza la interferometría de baja coherencia de una fuente de diodo luminiscente (Luz infrarroja) con una longitud de onda de 820 nm de centrado y 25 nm de ancho de la banda; logrando así proporcionar imágenes de las estructuras oculares gracias al tiempo de retardo del eco y la magnitud de luz dispersa en las microestructuras de la retina como la capa de fibras nerviosas, haciendo válido el instrumento para la valoración del glaucoma. (Wollstein, et al., 2007)

La imagen que resulta de la exploración con OCT tiene una resolución de 10 micras de longitud axial y 20 micras de tejido transversal, con una velocidad de 400 Scan por segundo, valorando el área retinal con un rango de exploración de 3,4 milímetros y con 6 escaneos lineales en patrón de radio separados por intervalos de 30°. (Wollstein, et al., 2007). A su vez (Vizzeri, Kjaergaard, Rao, & Zangwill, 2011) describe que el OCT muestra la imagen artificialmente como un código de colores traducido por un software que funciona con el principio de reflectividad, a más reflectivo más color (amarillo-verde) y a menos reflectivo menos color (negro-azul).

Las medidas de espesor y volumen de la CFNR de los diferentes tipos de OCT no son intercambiables entre sí (González, González, Lascencia, & Reyes, 2012) a su vez (Knight, Chang, Feuer, & Budenz, 2010) afirman que los resultados del OCT-TD y OCT-SD son compatibles pese a que la medición del espesor puede variar, pero hay correlación entre sí.

La reproducibilidad del OCT-TD tiene una variabilidad de 3,5 um en ojos normales, y 20,6 um en ojos glaucomatosos, en el OCT-SD existe una variabilidad similar entre ojos normales y ojos glaucomatosos 0,77/0,99 um y finalmente el spectralis tiene una variabilidad de 0,97/0,99 um (Moreno, Anton, Bonet, & García, 2010)

### **Interpretación del OCT**

Actualmente los estudios se han enfocado en realizar investigaciones relacionadas con la calidad de las imágenes y la capacidad de exploración del tejido con el OCT, un aspecto fundamental para dar un buen diagnóstico es la interpretación. (Alvarez, 2010) Menciona que es fundamental tener en cuenta los valores normales para el espesor de capa de fibras nerviosas el cual es de 128,4 micras con una desviación estándar de 15,4 micras en personas sanas, en pacientes con glaucoma disminuye a 86,6 micras con una desviación estándar de

31,5 micras y en pacientes con sospecha de glaucoma 102,0 micras con una desviación estándar de 25,4 micras.

A continuación se expondrán los parámetros de interpretación del OCT, con el objetivo de que el lector comprenda los aspectos más relevantes a la hora de realizar una valoración con este equipo (Tabla 2.) (Fig. 1).

Parámetros de Interpretación OCT		
Parámetro	Descripción	Autor
1.	<b>Signal Strength (ss):</b> intensidad de señal y calidad del escaneo, se califica de 1 a 10 si este valor se encuentra por debajo de 5 no debe tenerse en cuenta ya que puede arrojar datos falsos.	(Cheung & Leung, 2009)
2.	<b>Gráfico circular del espesor CFNR:</b> muestra dos formas de representación, la primera un círculo dividido en 12 secciones de 30° cada una y la segunda un círculo dividido en cuadrantes superior (45-135°), nasal (136-225°), inferior (226-315°) y temporal (316-45°). Tener presente la regla ISNT: proporciones en relación al espesor del anillo neuroretiniano, siendo el cuadrante inferior más grueso que el superior y el nasal más grueso que el temporal.	(Goñi & Guarro, 2009)
3.	<b>Mapa de espesor CFNR:</b> Brinda una imagen esquematizada con una escala de colores asociados a valores en micras, las tonalidades azules equivalen a 0 micras y los tonos cálidos representan mayor número de micras.	(Alvarez, 2010)
4.	<b>Imagen Fundoscópica:</b> A semeja una fotografía de fondo de ojo delimitando la zona explorada con el OCT (círculo rojo), representa la localización de pérdida de grosor de la capa de fibras nerviosas. Reporta pixeles amarillos cuando hay una probabilidad <5% de que se encuentre normal y pixeles rojos cuando existe una probabilidad <1% de hallazgo normal según la base de datos normativa.	(Vela & Hernecki, 2012) y (Hwang, Kim, Kim, & Sohn, 2013)
5.	<b>Gráfica comparativa:</b> Se representan los valores obtenidos con respecto a la base de datos normativa, la línea negra representa los datos del paciente, además se observan 3 regiones: La banda roja representa al 1% de la población que está fuera de límites normales, el 5% de la población se encuentra en la banda amarilla o debajo de ella, y la banda verde incluye el 90% de la población normal.	(Duch & Buchacra, 2012) (Lee, et al., 2010)
6.	<b>Imagen tomográfica de la CFNR alrededor del disco óptico:</b> Muestra la conformación de la capa de fibras nerviosas retinales que es hiperreflectiva.	(Duch & Buchacra, 2012)
7.	<b>Imagen tomográfica del disco óptico:</b> Se debe tener en cuenta la reflectividad de la imagen, se observa una línea hiperreflectante (roja) que es la capa de fibras nerviosas de la retina, las capas intermedias de la retina se muestran con líneas alternantes de baja reflectividad (capa de células ganglionares, capas nucleares interna y externa) y de mediana reflectividad (capa plexiforme interna y externa). Finalmente se muestra una capa hiperreflectiva (naranja) que representa el epitelio pigmentario de la retina (EPR), por debajo de esta se encuentra la coroides representada como un área oscura hiporreflectante.	(Duch & Buchacra, 2012)
8.	<b>Tabla de valores:</b> Se muestran dos tablas con el análisis de la capa de fibras nerviosas de la retina (CFNR) y de la cabeza del nervio óptico (CON). Se debe analizar los siguientes valores normales además de la representación de colores rojo amarillo y verde. (Tabla 3.)	(Moreno, Anton, Bonet, & García, 2010)

Tabla 2. Parámetros interpretación OCT con autores.

CFNR	RANGO NORMAL	CON	RANGO NORMAL
Espesor promedio	128,4um	Radio area/ copa disco	0,16-0,47
Espesor promedio superior	132 um	Radio V copa/disco	0,39
Espesor promedio inferior	136 um	Radio H copa/ disco	0,25
		Area del anillo mm2	1,20-1,78mm2
		Area del disco mm2	1,69-2,82mm2
		Volumen de copa mm2	-0,01-0,49cmm

Tabla 3. Valores de referencia CFNR y de la cabeza del nervio óptico CON. Fuente: (Fingeret, 2009) y (Duch & Buchacra, 2012)

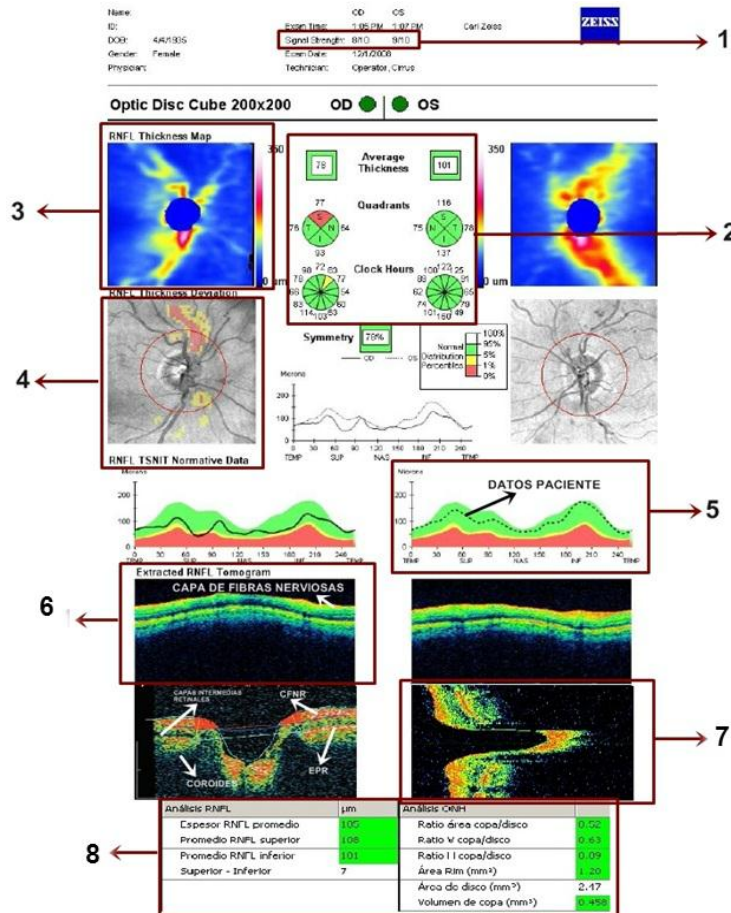


Figura 1. Fuente: (Alvarez, 2010) Impresión de OCT. Se esquematiza cada resultado imagenológico arrojado por el equipo y su interpretación Clínica. (Ver texto). Imagen tomográfica del disco óptico y análisis RNFL y OHN cortesía: Dr. Marcelo Carrizosa.

### Tipos de OCT

A lo largo de la historia se han desarrollado tres generaciones o tipos de OCT que han marcado la pauta en la revolución de las ayudas imagenológicas de apoyo diagnóstico; dando el beneficio mayoritario a los pacientes que son valorados con esta herramienta ya que logra

detectar alteraciones en el espesor de la capa de fibras nerviosas (CFNR) y del nervio óptico (NO), parámetros cruciales para la detección precoz del glaucoma.

### **OCT- TD (Time Domain)**

También llamado comercialmente Stratus OCT, funciona bajo principios similares al OCT convencional, aunque este equipo utiliza un factor innovador que es el escaneo lineal acompañado con el circular tradicional, esto hace que se obtengan resultados más exactos de la medición del espesor de la capa de fibras nerviosas incluso de la zona peripapilar, lo cual resulta ser una herramienta importante para la detección de la progresión del glaucoma. Según evidencia científica el OCT–TD tiene una sensibilidad del 95 %, la cual es mayor que la obtenida con el campo visual para la valoración de progresión del glaucoma. (Kotowski, Wollstein, Folio, Ishikawa, & Schuman, 2012)

Algunas de las debilidades que se han encontrado en la ejecución del OCT- TD es que los resultados obtenidos tardan más de un segundo para formar una imagen en dos dimensiones, además limita el área de exploración y tiene dificultades con el resultado final de la imagen debido a la formación de artefactos producidos por los movimientos microsacádicos en la valoración. A su vez es relevante mencionar que este instrumento tiene ventajas importantes con relación al OCT convencional, no requiere dilatación total, realiza una toma transversal de la cabeza de nervio óptico determinando su margen y arroja resultados correlacionados con la histología, representación gráfica y comparación de resultados con la base de datos según la edad, etnia y raza (Chen, Zeng, Wei, Mujat, & Johannes, 2009)

### **OCT- SD (Spectral Domain)**

El OCT- SD o también conocido comercialmente como CIRRUS o RTVue es una versión evolucionada del OCT convencional y OCT- TD, utiliza el mismo principio del existente empleando una luz emitida por un diodo superluminiscente con una longitud de onda central de 840 nm y 50 nm de ancho de banda (Götzinger, et al., 2011).

Este tipo de OCT adquiere la información de profundidad de las estructuras por medio de un análisis de patrones de interferencia de un espectro de luz mezclada, la cual es sometida a una transformación de Fourier creando así la imagen, es por esta razón que también se le conoce como OCT-De Fourier (Atsuya, Yasushi, Yukari, & Kohji, 2013)

El OCT-SD utiliza una tecnología con espectómetro, la cual hace posible determinar las señales más débiles permitiendo que se generen transmisiones tridimensionales en video de la capa de fibras nerviosas de la retina (CFNR) y de la cabeza del nervio óptico (CNO). Una de las ventajas del OCT- SD es que tiene un ritmo de 29.000 Scan por segundo, haciéndolo 73 veces más rápido que el OCT- TD y además tiene un mayor rango de exploración de las estructuras de la retina, obteniendo imágenes con una resolución de 6 micras, lo que genera que sea 3 veces mejor que el OCT- TD con 3,5 micras de resolución (Chen, Zeng, Wei, Mujat, & Johannes, 2009)

Uno de los tipos de OCT–SD es el Cirrus, este equipo ha marcado un gran avance para la ciencia generando imágenes procesadas en cubos a una velocidad de 5000 scan por segundo, con protocolos de escaneo del disco óptico y de la zona peripapilar con 3,46 mm de diámetro, permitiendo su visualización 3D en tiempo real, generando un mapa de espesores por cada punto de escaneo; además con esta ayuda tecnológica es posible determinar el área del disco óptico delimitando sus bordes favoreciendo así el análisis de aplicabilidad en glaucoma (Bernades & Cunha-vaz., 2012)

El OCT RTVue pertenece a una nueva generación del OCT-SD, provee una exploración profunda para glaucoma gracias a dos mecanismos: El primero de ellos muestra el promedio de cuatro escáneres de la zona peripapilar midiendo así el espesor alrededor de un círculo de 3,45 mm de diámetro centrado en el disco óptico. El segundo está compuesto por 12 escáneres radiales de 3,4 mm de longitud y 6 escáneres circulares concéntricos en rangos de 2,5 hasta 4mm de diámetro todos centrados en el disco óptico (Bernades & Cunha-vaz., 2012).

A su vez estudios como el de (Kotowski, Wollstein, Folio, Ishikawa, & Schuman, 2012) indican que el OCT- RTvue tiene una función que permite al examinador comparar los resultados obtenidos con un paciente a través del tiempo, por medio de la superposición de perfiles de la capa de fibras nerviosas de la retina resultantes en la examinación, logrando así determinar la progresión del glaucoma.

Otra función del OCT-SD–Rtvue es el mapa de complejo de células ganglionares, que está compuesto por la capa de fibras nerviosas, la capa de células ganglionares y la capa plexiforme interna. El estudio del complejo de células ganglionares CCG es útil ya que puede detectar el glaucoma y estudiar la progresión del mismo, teniendo en cuenta que hay una pérdida de células ganglionares antes de que ocurran cambios en el campo visual y adelgazamiento de la capa de fibras nerviosas de la retina (Bruno & Rispoli, 2012)

Finalmente dentro del grupo de OCT-SD se encuentra el OCT spectralis, este instrumento difiere de los demás en que tiene una velocidad de 40.000 scans por segundo, lo cual lo convierte en el más rápido del mercado, a su vez este sistema de OCT funciona con un aditamento especial eye-tracking, el cual tiene la ventaja de compensar los movimiento microsacádicos durante la exploración, con ello se evidencia una reducción notoria de los artefactos producidos, mejorando así la precisión de la medición y dando así la posibilidad de determinar diagnósticos con precisión. (Huijuan, De Boer, & Chen, 2012)

En el año 2006 la compañía Heidelberg Engineering, recibe la aprobación de la FDA para combinar el OCT-SD con el angiógrafo laser, permitiendo la observación del flujo sanguíneo de la retina y del nervio óptico, esta combinación se introduce al mercado como SPECTRALIS OCT, este parámetro vascular es útil para diagnosticar patologías del segmento posterior. (Fernández, et al., 2009),

### **TOMÓGRAFO RETINAL DE HEIDELBERG (HRT)**

Se describirá a continuación otro de los equipos o herramientas tecnológicas empleadas en la actualidad para el seguimiento y la detección del glaucoma, el HRT por sus siglas en inglés (Heidelberg Retina Tomograph) es tomógrafo (oftalmoscopio) confocal de escaneo láser, se dice que es un oftalmoscopio debido a que la imagenología topográfica que brinda, es de un aspecto similar a una fotografía del fondo de ojo. El HRT fue creado en Alemania e integrado para su utilidad clínica en el año 1991. (Fernández, et al., 2009) Y (Borque, et al., 2008)

Algunos autores como (Dascalu, et al., 2010) han descrito la funcionalidad del tomógrafo de Heidelberg afirmando que su objetivo es medir topográficamente los parámetros del nervio óptico (CNO), dentro de los que se incluyen: El área de disco óptico, área de la copa, área del anillo neuroretinal, relación copa disco, radio lineal copa disco, volumen de disco, volumen de copa, volumen de anillo, y volumen de la relación copa disco, el promedio de espesores de capa de fibras nerviosas de la retina inferior y superior.

El Tomógrafo retinal de Heidelberg para su funcionamiento usa un láser diodo de aproximadamente 670 nm con el cual realiza un escaneo en dos dimensiones en múltiples planos focales, para obtener finalmente la reconstrucción de una imagen tridimensional del plano retinal, la cual es proporcionada en series de 16 a 64 imágenes ópticas seccionadas en 2D consecutivas y equidistantes (Mesiwala, Pekmezci, Porco, Travis, & Shan, 2012).

## Interpretación del HRT.

El equipo HRT es una herramienta fácil en cuanto a su entendimiento e interpretación ya que utiliza una técnica de semaforización que ofrece al clínico información sobre las alteraciones o cambios del nervio óptico.

Según (Fernández, et al., 2009) al realizar la toma del examen con HRT por primera vez a cualquier persona se debe demarcar una línea de contorno de la papila por parte del profesional de la salud visual para poder realizar el cálculo posterior de la copa, el anillo neuroretinal y la capa de fibras nerviosas de la retina. Para la elaboración de la línea de contorno se requiere una previa experiencia clínica en el reconocimiento del borde del anillo escleral de Elsching, por medio de la cual se va a poder definir de forma idónea el contorno del disco óptico. (Hermann, et al., 2007)

Los resultados obtenidos con el HRT, básicamente dividen la información en: la copa, el anillo neuroretiniano, la capa de fibras nerviosas de la retina, y a su vez determina la asimetría entre un ojo y el otro. A continuación se describirán las pautas de interpretación de un examen de HRT. (Tabla. 4) (Figura. 2 y 3)

Parámetros de Interpretación HRT		
Parámetro	Descripción	Autor
1.	<b>Desviación estándar (Standart Deviation SD):</b> Calidad de imagen, debe ser menor a 30 micras para calificar el examen como útil. Se recomienda verificar este valor y tener en cuenta que las tomas con valores por debajo o hasta 10um representan una confiabilidad excelente y aquellas tomas que estén por encima de 40um no deberán ser tenidas en cuenta.	(Fernández, et al., 2009)
2.	<b>Análisis de Cambio Topográfico (Topographic Change Analysis TCA):</b> Especifica y describe los cambios más significativos y repetibles en el material imagenológico en los llamados superpíxeles, sobre el mapa topográfico. El Resumen de los parámetros de cambio de TCA se utiliza para describir el tamaño y la ubicación en los sitios donde se registra alteración en la CFNR. -Se muestran colores rojos cuando hay depresión (excavación) y colores verdes cuando hay más espesor (anillo neuroretinal).	(Vizzeri, Kjaergaard, Rao, & Zangwill, 2011).
3.	<b>Análisis de regresión de Moorfields (Moorfields Regression Analysis MRA):</b> Es una herramienta que cataloga y compara los valores del anillo neuroretinal, los símbolos de revisado (check) en color verde indican valores dentro de límites normales, los amarillos indican puntos en borde de límites normales y las equis rojas indican valores fuera de límites normales	(Egea, 2009)
4.	<b>Perfil de espesores de la CFNR:</b> muestra el grosor de la capa de fibras nerviosas de la retina, se debe inspeccionar este perfil o gráfica de CFNR para localizar regiones fuera de límites normales y áreas asimétricas entre ojo derecho e izquierdo, esto puede reflejar daño temprano, incluso si ambos ojos se hallan dentro de un rango normal una asimetría grande puede indicar daño temprano.	(Heidelberg E. , 2010)
5.	<b>Tabla de valores de referencia:</b> En los resultados se muestra una tabla de valores del disco óptico, para su correcto análisis tenga presente los siguientes valores de normalidad para cada parámetro. Tabla 5.	(Fingeret, 2009) (Alías, Borque, Larrosa, Polo, & Honrubia, 2008)
6.	<b>Gráfica de análisis de regresión de Moorfields:</b> Esta gráfica representa los valores medidos del nervio óptico para arrojar un valor de probabilidad de glaucoma. la gráfica muestra columnas de cada cuadrante del nervio óptico y a su vez cada columna está dividida en color rojo que representa la copa y verde el anillo neuroretinal.	(Abou-Hinin, 2012)

7.	<p><b>Probabilidad de Glaucoma (Glaucoma Probability Score GPS):</b>  Analiza el nervio óptico usando 5 parámetros: tamaño de la excavación, profundidad de excavación, pendiente del anillo neuroretiniano, la capa de fibras nerviosas retinales y disco óptico en medición horizontal y vertical. Este análisis arroja la probabilidad de padecer glaucoma, si el paciente examinado tiene una probabilidad <math>\leq 28\%</math>: se considera como un examen dentro de los límites de la normalidad, si arroja una probabilidad entre 28%-64% se considera un examen "en límites". y si obtiene una probabilidad <math>\geq 64\%</math> se considera como un examen anormal.</p>	(Abou-Hinin, 2012)
----	--	--------------------

Tabla 4. Parámetros de interpretación HRT con autores.

ANÁLISIS ESTEREOMETRICO N.O	DESCRIPCIÓN	VALORES NORMALES	
Área Disco	Área incluida dentro de la línea de contorno	1.858mm <sup>2</sup>	1.69-2.82
Área Copa	Área incluida dentro del disco, situada por debajo del plano de referencia	0.906mm <sup>2</sup>	0.26-1.27
Área Anillo	Área incluida dentro del disco, situada por encima del plano de referencia	0.952mm <sup>2</sup>	1.20-1.78
Volumen Copa	Volumen del espacio papilar situado por debajo del plano de referencia	0.386 cmm	0,01 - 0,49
Volumen Anillo	Volumen del espacio papilar situado por encima del plano de referencia	0.161 cmm	0.24- 0.49
Área copa/disco	Cociente entre el área de excavación y el área de disco	0.488	0.16-0.47
Profundidad media de la Copa	Profundidad media de los puntos de la superficie papilar localizados dentro de la línea de contorno y bajo el plano de referencia	0.424mm	0.14-0.38
Profundidad máxima de la Copa	Profundidad máxima de entre todos los puntos de la superficie papilar localizados dentro de la línea de contorno y bajo el plano de referencia	1.235mm	0.46-0.90
Índice de la morfología de la excavación	Es una medición de la profundidad y verticalidad de las paredes de la excavación y de las variaciones de profundidad	-0,189	_ 0.27 - _0.09
Variación de la altura de contorno	Diferencia entre la máxima altura y la máxima depresión de la línea de contorno	0.280mm	0.30-0.47
Espesor de la capa de fibras nerviosas de la retina	Altura media de la línea de contorno con respecto al plano de referencia a nivel del borde temporal papilar	0.140 mm	0.18-0.31
Área de sección de la capa de fibras nerviosas de la retina	Área de corte englobada entre la línea de contorno papilar y el plano de referencia.	0.680mm <sup>2</sup>	0.95- 1.61
Desviación Estándar Topográfica	15 micras		

Tabla 5. Valores de normalidad de parámetros del nervio óptico. Fuente (Fingeret, 2009) (Alías, Borque, Larrosa, Polo, & Honrubia, 2008)

Stereometric Analysis ONH	Change	Normal Range
Disk Area	3.382 0.000 mm <sup>2</sup>	1.69 - 2.82
Cup Area	1.256 0.030 mm <sup>2</sup>	0.26 - 1.27
Rim Area	2.126 -0.030 mm <sup>2</sup>	1.20 - 1.78
Cup Volume	0.259 0.059 cmm	-0.01 - 0.49
Rim Volume	0.606 0.033 cmm	0.24 - 0.49
Cup/Disk Area Ratio	0.371 0.009	0.16 - 0.47
Linear Cup/Disk Ratio	0.609 0.007	0.36 - 0.80
Mean Cup Depth	0.326 0.033 mm	0.14 - 0.38
Maximum Cup Depth	0.808 0.083 mm	0.46 - 0.90
Cup Shape Measure	-0.112 0.002	-0.27 - -0.09
Height Variation Contour	0.574 0.009 mm	0.30 - 0.47
Mean RNFL Thickness	0.348 0.009 mm	0.18 - 0.31
RNFL Cross Sectional Area	2.272 0.059 mm <sup>2</sup>	0.95 - 1.61
Reference Height	0.639 0.001 mm	
Topography Std Dev.	9 μm	

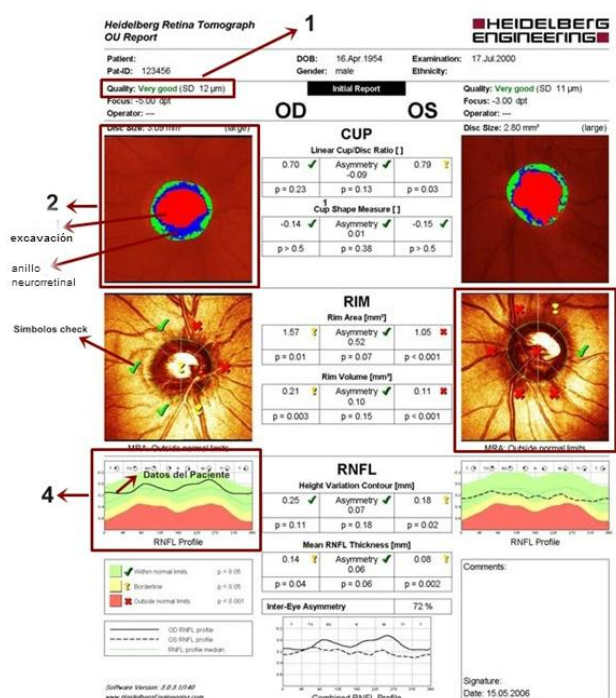


Figura 2. Impresión de HRT. Se esquematiza cada resultado imagenológico arrojado por el equipo y su interpretación Clínica. (Ver texto). Fuente: (Heidelberg E. , 2009)

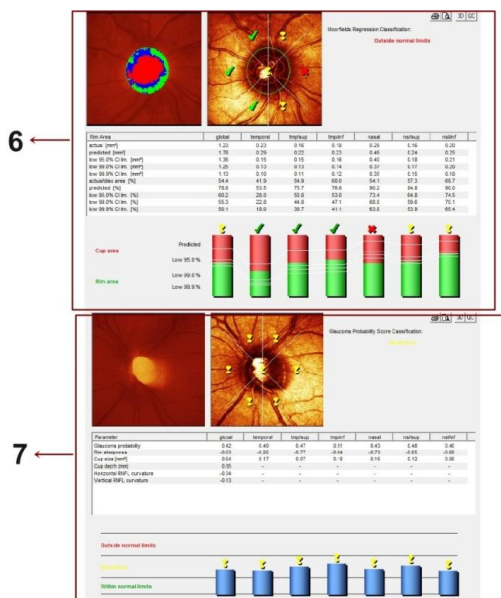


Figura 3. Fuente: (Abou-Hinin, 2012) Análisis de regresión de Moorfields y Glaucoma Probability Score, Indicadores para glaucoma del HRT II y III respectivamente.

## **Tipos de HRT.**

A lo largo del tiempo el HRT ha potenciado sus capacidades y ha tenido una evolución tecnológica, lo cual ha resultado en la creación de diferentes generaciones del equipo, actualmente se conocen el HRT I o el clásico, el HRT II y el HRT III. El HRT I fue el primero de su generación, obtiene una serie de imágenes en conjunto (32 imágenes en sección óptica) independientemente de la profundidad de exploración y tiene una resolución axial variable de 62 a 128 micras entre las secciones ópticas. (Balasubramanian, Bowd, Weinreb, & Zangwill, 2011) Y (Andreou, Wickremasinghe, Asaria, Tay, & Franks, 2007). El HRT II obtiene un conjunto variable de 16 a 64 imágenes en sección óptica y su resolución axial de 62,5 micras se mantiene constante. (Young, Lopilly Park, Kyoung, & Chan Kee, 2012) Este tipo de HRT contiene en la actualización de su software un módulo de análisis para glaucoma: El "Moorfields Regression Analysis" (MRA) es una herramienta que toma los valores medidos del nervio óptico para analizar la probabilidad de glaucoma del ojo que se esté examinando y estos se comparan con una base de datos de 112 individuos de raza caucásica (Abou-Hinin, 2012) Y (Borque, et al., 2008). También posee un software que reconstruye tridimensionalmente la papila, mostrando una serie de parámetros morfométricos los cuales son medido de forma globalizada o por sectores (temporal superior, temporal, temporal inferior, nasal superior, nasal y nasal inferior), este software tiene integrado una serie de herramientas útiles en la exploración de la capa de fibras nerviosas y del nervio óptico. (Borque, et al., 2008).

La evolución tecnológica del HRT más reciente es el HRT III, incluye una base de datos mucho más específica en sus parámetros de clasificación lo que hace que está sea aplicable para muchas más poblaciones. Según (Pablo, Ferreras, Fogagnolo, Figus, & Pajarin, 2010) Y (Swathi, et al., 2009) esta base de datos puede ser capaz de detectar el daño glaucomatoso en individuos de diferentes orígenes raciales. El HRT III además cuenta con un software de probabilidad de glaucoma, el llamado Glaucoma probability score o GPS, este mide el tamaño y la profundidad de la copa, inclinación del anillo, curvaturas globales, sectoriales horizontales y verticales de la CFNR dando así una puntuación de probabilidad de anomalías estructurales. Los rangos del GPS van de 0 a 100%, una puntuación de 27% corresponde a límites normales, de 28 a 63% corresponde a borde de límites normales y mayor o igual a 64% corresponde a fuera de límites normales (Swathi, et al., 2009)

Además que esta nueva versión del HRT tiene la capacidad de clasificar acertadamente los pacientes que tienen glaucoma como positivos para la enfermedad en un 80% (sensibilidad) y descarta aquellos pacientes que podrían arrojar falsos positivos en un 90% (especificidad) en la

detección del daño en el glaucoma (Fernández, et al., 2009). El HRT-III clasifica automáticamente los discos ópticos en tres grupos de acuerdo al área de disco óptico de la base de datos normativa: grande  $> 2,5 \text{ mm}^2$ , mediano  $1,6 \text{ y } 2,5 \text{ mm}^2$  y pequeño  $<1,6 \text{ mm}^2$ . (Xiao & Wu, 2010).

(Burgansky, et al., 2009) afirma que las mediciones con HRT tienen una reproducibilidad alta, concordancia e intercambio en las medidas entre el HRT II y III. De acuerdo a otros reportes el HRT y sus diversos tipos no tienen concordancia en sus resultados debido a los parámetros de clasificación de normalidad de cada versión del HRT (Townsend, et al., 2010)

Según (Chan, Liao, & Cheng, 2014) los módulos de exploración del HRT poseen una sensibilidad de 93,5 % y una especificidad de 99.1%, siendo estas herramientas cruciales para valorar glaucoma. Por otra parte se encontró que el HRT II tiene un sensibilidad de 74% y especificidad de 94% y el HRT III tiene una sensibilidad de 84% y especificidad de 96% (De León, et al., 2013). Finalmente (Andersson, Heijl, & Bengtsson, 2011) afirma que lo importante para lograr un buen diagnóstico y seguimiento del glaucoma es la calidad de la exploración del nervio óptico independientemente de cuál tipo de HRT se use.

### **ANALIZADOR DE FIBRAS NERVIOSAS DE LA RETINA (GDx)**

Después de haber revisado exhaustivamente la literatura a cerca de la tecnología imagenológica existente que facilita el diagnóstico y el seguimiento en la progresión del glaucoma, nos encontramos con el analizador de fibras nerviosas de la retina o GDx.

Este novedoso equipo fue introducido a la práctica clínica en el año de 1993/1994, luego de algunos intentos en mejorar la capacidad de reproductividad en sus resultados finalmente en el año 1997 se lanza al mercado un instrumento mejorado con la capacidad de medir la capa de fibras nerviosas retinales. (Orlev, Rapson, Cohen, & Blumenthal, 2008) Y (Méndez, 2008).

El analizador de fibras nerviosas de la retina es un polarímetro de escáner confocal láser el cual es capaz de generar imágenes basado en las propiedades polarizantes de la capa de fibras nerviosas retinales. (Carratalá Ferre, 2011)

Dentro de las funciones del analizador de fibras nerviosas se encuentra evaluar el espesor de la capa de fibras nerviosas, midiendo el área peripapilar proporcionando mapas e imágenes de la región estudiada. (Alías, Borque, Larrosa, Polo, & Honrubia, 2008) y (Alencar, et al., 2011) Afirman que el GDx tiene la capacidad de predecir el desarrollo de la pérdida del campo visual

en pacientes con sospecha de glaucoma, hasta cinco años antes de que se haga evidente la enfermedad.

Este innovador dispositivo funciona con un principio óptico basado en una tecnología de escaneo láser emparejado con un modulador de luz polarizada de 780 nm, la cual es proyectada dentro de la retina por el instrumento. La birrefringencia de las estructuras, que se genera gracias al ordenamiento de los microtúbulos especialmente de la capa de fibras nerviosas de la retina (Jung, Kyoung, Jong, Youngrok, & Kook, 2013), tiene un efecto de retardo en la luz reflejada la cual es medida automáticamente por el aparato; dicho retardo será equivalente al grosor de la retina. Finalmente se construye así una imagen con cada pixel que corresponde a un valor de retardo en la localización de la exploración, traducida a código de colores. Se afirma que 0,67 nm de retraso equivalen a una micra de espesor retinal. (Sánchez, 2013), (Tóth, Köthy, Barghat, & Gabor, 2008) y (Andreou, Wickremasinghe, Asaria, Tay, & Franks, 2007)

### Interpretación del GDx.

Es fundamental comprender de una forma sencilla la interpretación de los resultados obtenidos con el GDx, para ello se han concretado unos parámetros según evidencia científica que ayudan a entender acertadamente los valores y caracterización de las imágenes que arroja el analizador de fibras nerviosas.

Según (Carratalá Ferre, 2011), (Suárez, 2011) y (Sharma, Sobti, Wadhvani, & Panda, 2010) se debe tener en cuenta los siguientes criterios para realizar una acertada interpretación del GDx. (ver Tabla 6 y Figura 4)

Parámetros de Interpretación GDx		
Parámetro	Descripción	Autor
1.	<b>Fundus Image:</b> Se basa en el enfoque, iluminación y centrado de la imagen del fondo de ojo en la toma del examen. Arroja a su vez un valor de calidad (Q), debe oscilar de 1-10, siendo aceptable la toma cuando se encuentre en un rango de 8 a 10.	(Carratalá Ferre, 2011)
2.	<b>Thickness Map:</b> Muestra un mapa de espesores formado por colores, donde la escala representada con colores cálidos (amarillo, naranja y rojo) representa un mayor espesor de la CFNR y colores fríos (azul y verde) representa un menor espesor de la CFNR. Para la obtención de estos resultados el analizador de fibras nerviosas tiene en cuenta la edad y la etnia a la cual pertenece la persona sometida al examen	(Carratalá Ferre, 2011)

3.	<p><b>Desviation Map:</b> Este mapa se muestra dentro de una escala de grises, representando así a la imagen con cuadros o súper píxeles, donde se pretende mostrar la magnitud del resultado del espesor de la CFNR y la correlación con la base de datos. Cuando en un resultado se evidencien súper píxeles o cuadros de color azul oscuro significa que el paciente tiene una probabilidad del 5% de estar dentro de los límites normales, si se evidencian cuadros de color azul claro tendrá una probabilidad del 2%, cuando aparezcan píxeles o cuadros amarillos tendrá una probabilidad del 1% y cuando los píxeles sean rojos tendrá una probabilidad del 0.5%.</p>	(Sharma, Sobti, Wadhwani, & Panda, 2010)
4.	<p><b>TSNIT Map:</b> Es un mapa que brinda información del espesor de todos los sectores del disco óptico, representando con una línea sólida que bordea el disco: a menor espesor del la CFNR se evidenciará en la imagen menos grosor en la línea de contorno.</p>	(Suárez, 2011)
5.	<p><b>Gráfico TSNIT:</b> Representa el espesor de la CFNR por zonas temporal, superior, nasal, e inferior. El grafico muestra una zona sombreada que representa el rango de normalidad, en un ojo normal se aprecia el grafico de "doble joroba", se debe tener en cuenta que la línea oscura representa los datos obtenidos del paciente.</p>	(Carratalá Ferre, 2011)
6.	<p><b>Tabla de parámetros TSNIT:</b> En esta se aprecian los valores de:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>TSNIT Average.</b> Es el espesor medio de la CFN alrededor del círculo de cálculo. valores normales: 54.8 micras desviación estándar de 4.1 micras</li> <li>• <b>Sup. e inf.r Average:</b> espesor medio en los 120° de la región sup. e inf. del círculo de cálculo. Valores normales sup: 66.8 um (desviación estándar 6,7 um) Valores normales inf. 62.1um (desviación estándar 6.6 micras).</li> <li>• <b>TSNIT SD.</b> Esta medida nos indica la diferencia de espesores en unas zonas y otras.</li> <li>• <b>Inter-eye Simmetry.</b> Nos indica la simetría entre ambos ojos. Los valores van desde -1 a 1, estando los valores cercanos a 1 (sano). Este parámetro es importante en el glaucoma, ya que un ojo suele estar más afectado que el otro.</li> <li>• <b>NFI (nerve fiber indicator indicador de fibras nerviosas):</b> Medida global basada en mapa de espesores, El NFI va desde 1-100 (valores absolutos) indicando: de 1-30: normal, de 31-50: sospechoso y más de 51: glaucomatoso.</li> </ul>	(Sharma, Sobti, Wadhwani, & Panda, 2010)

Tabla 6. Parámetros de interpretación GDx con autores.

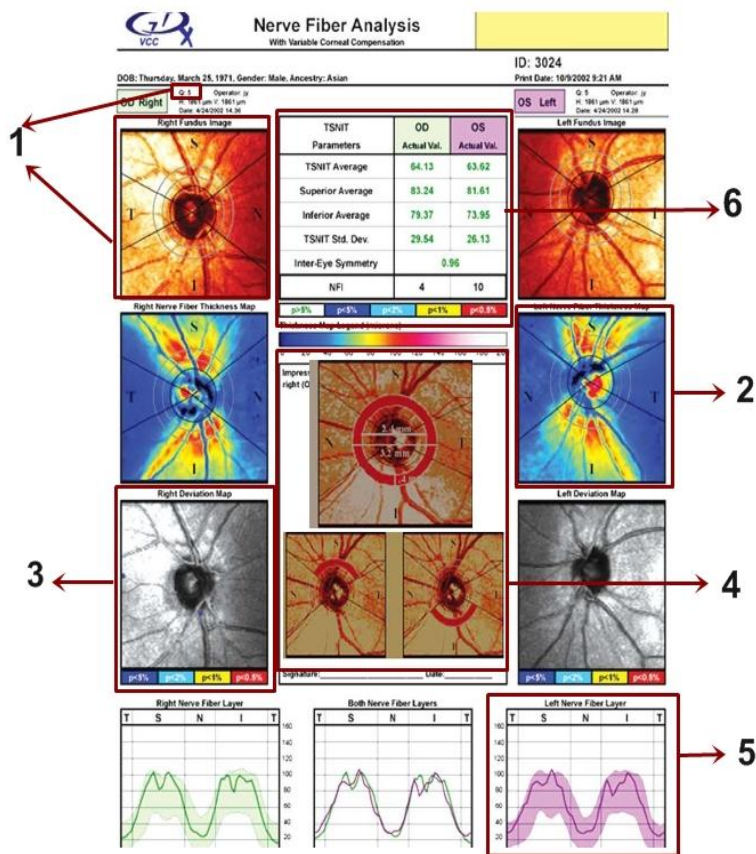


Figura 4. Representación de resultado impreso GDx, se observa el fundus image, Thickness Map, deviation map y TSNIT map. Fuente: (Sharma, Sobti, Wadhvani, & Panda, 2010)

### Tipos de analizador de fibras nerviosas (GDx)

Con base en la revisión científica de la evolución del GDx, se ha encontrado que existen tres modelos disponibles que conservan el mismo principio de polarización láser, además están diseñados para arrojar medidas de las mismas estructuras (CFNR).

### Analizador de fibras nerviosas de la retina con compensación fija. (GDx FCC)

Según (Garas, Vargha, & Hollo, 2012) Este tipo de analizador fue el primero de su generación y cuenta con ciertas características:

1. Tiene la capacidad de catalogar acertadamente los pacientes que tienen la enfermedad como positivos en un 96% (sensibilidad) y descarta aquellos pacientes que podrían arrojar falsos positivos en un 93% (especificidad) en la detección del daño en el glaucoma.
2. Este instrumento aplica el mismo eje corneal para todos los usuarios en la toma, lo que genera que se haga más lenta la birrefringencia en todos los casos. Se afirma que el eje

corneal tiene una relación directa con el resultado del espesor de la capa de fibras nerviosas de la retina.

### **Analizador de fibras nerviosas con compensación corneal variable. (GDx- VCC)**

Con el avance tecnológico de la ciencia el GDx ha tenido una evolución que según autores como (Medeiros, Zangwill, Patel, Robert, & Bowd, 2007) ha representado un avance en relación a la precisión del diagnóstico comparado con las versiones anteriores como la de compensación corneal fija.

El GDx VCC funciona con un mecanismo de neutralización de la magnitud de la polarización de la córnea de cada ojo; además este instrumento utiliza a la mácula como un polarímetro intraocular, mejorando así el retardo generado por las estructuras. (Murad, 2007). Y (Ávila, 2011)

El analizador de fibras con VCC mide el espesor de la CFNR basado en la birrefringencia de la misma con un laser diodo infrarrojo que detecta la cantidad de retardo de la fase de cambio entre la luz polarizada de entrada y salida que choca con los microtúbulos de los axones. (Hirokazu & Etsuo, 2008)

(Zhong, Chen, Cheng, & Huang, 2009) En su artículo evidencian que previos trabajos han demostrado que el GDx VCC es rápido altamente sensible y específico para detectar defectos en la CFNR y monitorear los cambios producidos en estas estructuras por el glaucoma.

### **Analizador de fibras nerviosas con compensación corneal Mejorada. (GDx- ECC)**

El GDx- ECC fue desarrollado para eliminar los artefactos de la imagen asociados al principio de birrefringencia ocular, y así mejorar la calidad de la imagen, además de los resultados. Esta actualización de GDx tiene en cuenta las irregularidades anatómicas de las microestructuras emitiendo señales con birrefringencia atípica, la cual se adapta la tejido y gracias a ello se obtiene una imagen con menos distorsión y similar a la real. (Murad, 2007) Y (Medeiros, Zangwill, Patel, Robert, & Bowd, 2007).

(Medeiros, Zangwill, Alencar, Sample, & Weinreb, 2010)Mencionan que el GDx genera exploraciones cuantitativas del espesor del la CFNR a su vez (Chen, Huang, & Huang, 2009) afirman que el GDx utiliza un método objetivo para la evaluación del espesor de la CFNR además muestran que existe una buena correlación con las medidas histológicas. (Sharma, Sample, Zangwill, & Schuman, 2008) Reportan que una de las limitaciones en los resultados

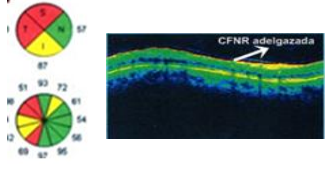
del GDx FCC, ocurre cuando los pacientes cursan con opacidades en medios refringentes; a su vez se ha descrito que en algunas de las exploraciones que se realizan con el GDx-VCC aparecen patrones de birrefringencia atípica lo cual resulta en artefactos que son ocasionados por una incorrecta compensación en la birrefringencia del segmento anterior.

(Xu, Weinreb, & Leung, 2013) Mencionan que el GDx CCV tiene una especificidad del 100% y una sensibilidad del 50%. En acuerdo (Chen, Huang, & Huang, 2009) y (Lleó, Ortuño, Rahhal, & Sanchis, 2009), señalan que la sensibilidad del indicador de fibras nerviosas (NFI) (el mejor parámetro para discriminar ojos normales de glaucomatosos) para identificar el daño en los pacientes con glaucoma leve era de 83,8%, moderado 92,9% y severo 90,1%, Finalmente (Bowd, et al., 2007) enfatiza que El GDx ECC quita los artefactos generados por la compensación corneal inadecuada y es más específico para glaucoma, este estudio mencionó que la medida del espesor de la CFNR es diferente cuando se realiza con VCC con respecto a cuando se realiza con ECC, pero solamente en los sectores temporal, superotemporal y la variación en los valores del espesor eran de solamente 3.2 micras entre método y método .

## **CONCLUSIÓN**

La tecnología imagenológica descrita en este artículo de revisión, mostró tener aplicabilidad favorable para el diagnóstico y seguimiento del glaucoma, no obstante cada equipo diagnóstico cuenta con un enfoque distinto para el estudio de la enfermedad. El OCT analiza la retina en su totalidad, cuenta con módulos que valoran glaucoma y pueden determinar la aparición de la enfermedad, el HRT estudia únicamente el nervio óptico lo cual lo convierte en el más específico para valorar glaucoma y el GDx permite evaluar el nervio óptico y es ideal para realizar seguimiento a la enfermedad. Estos instrumentos no son comparables debido a la naturaleza de sus principios ópticos y al lugar anatómico de exploración en la retina. A continuación se muestra una tabla comparativa entre las tres tecnologías. (Tabla 7).

En conclusión, la tecnología diagnóstica existente para la detección y seguimiento del glaucoma (OCT, HRT y GDx) aporta al Optómetra herramientas de gran utilidad para su desempeño clínico. Sin importar cual sea el instrumento que se emplee, es fundamental que el profesional cuente con el conocimiento intelectual, el criterio de interpretación de resultados y la correlación de estos con el examen clínico para así obtener un diagnóstico acertado.

Característica	Tomografía de Coherencia Óptica (OCT)	Tomógrafo Retinal de Heidelberg (HRT)	Analizador de Fibras Nerviosas (GDx)
Tipo de luz usado	Luz infrarroja (820 nm)	Láser diodo de 670 nm	Láser diodo de 780 nm
Principio óptico	Compara los ecos provenientes de la retina y los compara con los proyectados a un espejo de referencia (Interferometría).	Oftalmoscopio confocal que utiliza múltiples agujeros estenopeicos que se conjugan para obtener imágenes en 3D.	Utilización de la técnica de polarización de la luz (modificación) al atravesar la retina, teniendo en cuenta la birrefringencia de las estructuras.
Rapidez obtención imagen	0,32 a 1,9 segundos	1,6 segundos	0,7 segundos
Utilidad	CFNR, Papila y Retina	CFNR y Papila	CFNR
Tipo de medida que realiza	Directa	Indirecta, debido a la demarcación por parte del profesional de la línea de contorno de la papila (anillo elsching)	Directa
Ventajas	No requiere gran midriasis, diferencia capas retinales en alta resolución que se correlacionan con la histología.	Amplia base de datos normativa, software para detección y progresión de Glaucoma	Obtiene medidas reproducibles del espesor de la CFNR sin dilatación pupilar, plano de referencia o compensación del defecto refractivo.
Desventajas	Aunque se considera alta resolución puede no ser tan exacta para detectar cambios pequeños.	Algunas mediciones están basadas en un plano de referencia creado por el profesional y esto puede generar variaciones en la medida y la PIO en algunos casos puede influenciar los resultados.	En versiones anteriores aparecen patrones de birrefringencia atípica por una compensación corneal inadecuada, además los GDx de última generación no son comparables ni compatibles con los antiguos.
Interpretación equipos con diferentes casos de Glaucoma	 <p>Esta opción de gráfico circular por cuadrante es propia del OCT y es útil debido a que arroja específicamente la localización de la pérdida de CFNR. En esta imagen se observa la pérdida en los cuadrantes sup. y temp. En la parte izquierda se muestra la imagen tomográfica de la CFNR arrojada por el OC</p>		

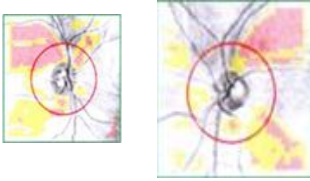

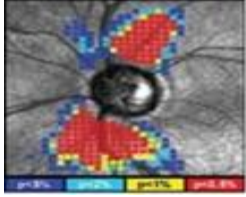
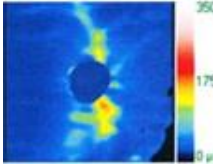
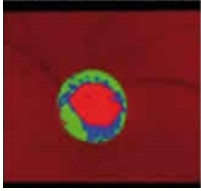
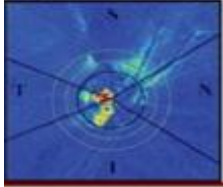
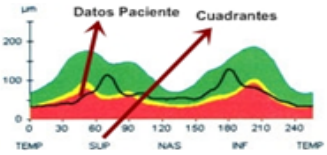
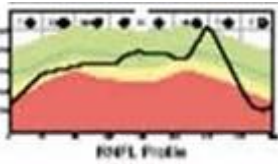
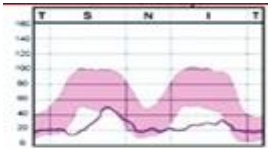
<p>Imagen Fundoscópica</p>	 <p>Esta imagen fundoscópica indica las zonas de adelgazamiento con pixeles rojos y las zonas sobre límites normales con pixeles amarillos, se observa correlación con el gráfico circular (arriba)</p>	 <p>Análisis de regresión de Moorfields para OI. Con sospecha de Glaucoma: muestra disminución del espesor en el cuadrante nasal y sobre límites en cuadrante sup e inf.</p>	 <p>Este mapa muestra las zonas de adelgazamiento de la CFNR si se muestran pixeles azules, rojos o amarillos el paciente está fuera de límites normales. Es parecido al arrojado por el OCT.</p>
<p>Esquema cabeza N.O. y CFNR</p>	 <p>Este mapa muestra una escala de colores fríos y cálidos para esquematizar el espesor de cada paciente, cuando se observan colores fríos es indicador de menor número de micras, se observa el adelgazamiento en las zonas sup e inf.</p>	 <p>Mapa topográfico de la cabeza del N.O. las zonas rojas son las de menor grosor y excavadas y las verdes y azules son zonas más gruesas</p>	 <p>se muestra una escala de colores fríos y cálidos a menor número de micras o signos de adelgazamiento se observan colores fríos. Este mapa también coincide con el del OCT.</p>
<p>Gráfica comparativa con base de datos normativa</p>	 <p>Se esquematiza la ubicación del paciente con respecto a la base de datos, se evidencia depresión en curva sup. Y temp.</p>	 <p>se evidencia la caída en la curva en la zona temp. Y casi la curva en su mayoría toca la zona amarilla de la gráfica que indican datos sobre límites</p>	 <p>Se evidencia que la línea oscura que evidencia los datos del paciente se encuentra por fuera del área sombreada lo cual indica anomalía</p>

Tabla 7. Resumen OCT, HRT y GDx principales características, ventajas y limitaciones. Adaptado por autores. Fuente: (Vizzeri, Kjaergaard, Rao, & Zangwill, 2011) y (Egea, 2009)

### Agradecimientos.

Dr. Marcelo Carrizosa Optómetra Universidad de la Salle, Esp. MsC. por su aporte intelectual y apoyo incondicional para la elaboración de este escrito y Dra. Johanna Garzón, Optómetra Universidad de la Salle, MsC.,Ph.D. Por su colaboración y orientación.

## REFERENCIAS

- Abou-Hinin, O. (2012). Estudio De Correlación Entre Función Retiniana Determinada Con Perimetría (Octopus TG1) Y Pruebas Objetivas En Medición De Capa De Fibras Nerviosas (Tomografía De Coherencia Óptica) Y Cabeza Del Nervio Óptico (Tomografía de Barrido Láser HRT). Madrid, Madrid, España: FACULTAD DE MEDICINA Universidad Complutense de Madrid.
- Alasil, T., Wang, K., Yu, F., Field, M., Lee, H., Baniyadi, N., . . . Chen, T. (2014). Correlation of Retinal Nerve Fiber Layer Thickness and Visual Fields in Glaucoma: A Broken Stick Model. *American Journal of Ophthalmology*, 157(5), 957.
- Alencar, L. M., Zangwill, L. M., Weinreb, R. N., Bowd, C., Vizzeri, G., Sample, P., . . . Menderios, F. A. (2011). Agreement For Detecting Glaucoma Progression With The Gdx Guided Progression Analysis, Automated Perimetry And Optic Disc Photography. *National Institute of health*, 117(3), 462-470.
- Alías, E. G., Borque, E., Larrosa, J. M., Polo, V., & Honrubia, F. (2008). Cómo Pueden Ayudar Los Analizadores De Imagen (OCT, HRT y GDx VCC) En La Práctica Clínica Diaria Del Oftalmólogo Frente Al Paciente Glaucomatoso. *Thea Innovación*, 12-15.
- Alvarez, O. (2010). *Descripción y Análisis Del Grosor De La Capa De Fibras Nerviosas Retinianas Obtenidos Mediante Tomografía De Coherencia Óptica En Pacientes Sometidos A Cirugía Combinada De Glaucoma. Tesis Doctoral Universidad Autónoma de Barcelona*. Recuperado el 23 de Enero de 2014, de [www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/32027/oabunodeuno.pdf?sequence1](http://www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/32027/oabunodeuno.pdf?sequence1)
- Andersson, S., Heijl, A., & Bengtsson, B. (2011). Optic Disc Classification By The Heidelberg Retina Tomograph And By Physicians With Varying Experience Of Glaucoma. *Eye*, 2011(25), 1401–1407.
- Andreou, P., Wickremasinghe, S., Asaria, R., Tay, E., & Franks, W. (2007). A Comparison Of HRT II And GDx Imaging For Glaucoma Detection In A Primary Care Eye Clinic Setting. *Nature/Eye*, 2007(21), 1050-1055.
- Atsuya, M., Yasushi, I., Yukari, J., & Kohji, N. (2013). Comparison Of Enhanced Depth Imaging And High-Penetration Optical Coherence Tomography For Imaging Deep Optic Nerve Head And Parapapillary Structures. *Dove Press Journal Clinical Ophthalmology*, 2013(7), 1995-2001.
- Ávila, F. (2011, 06 01). *Polarización Y Calidad De Imagen Retiniana En Sujetos Jóvenes. Tesis De Master, Universidad De Murcia*. Retrieved 04 02, 2014, from [www.eumed.net/libros/gratis2011/1088/polarización.html](http://www.eumed.net/libros/gratis2011/1088/polarización.html)
- Balasubramanian, M., Bowd, C., Weinreb, R., & Zangwill, L. (2011). Agreement Between Heidelberg Retina Tomograph-I And -II In Detecting Glaucomatous Changes Using Topographic Change Analysis. *Eye/Nature*, 25, 31-42.

- Bernades, R., & Cunha-vaz., J. (2012). *Optical Coherence Tomography A Clinical And Technical Update*. Portugal: Springer.
- Borque, E., Ferreas, A., Polo, V., Larrosa, J., Alias, E., & Honrubia, F. (2008, junio). Evaluación De Cuatro Nuevas Funciones Discriminantes Del HRT II Para El Diagnóstico Del Glaucoma. *Archivos de la Sociedad Española de Oftalmología*, 83(6), 432-440.
- Bowd, C., Tavares, I., Medeiros, F., Zangwill, L., Sample, P., & Weinreb, R. (2007). Retinal Nerve Fiber Layer Thickness And Visual Sensitivity Using Scannig Laser Polarimetry With Variable And Enhanced Corneal Compensation. *American Academy of Ophtalmology*, 114(7), 1259-1265.
- Bruno, L., & Rispoli, M. (2012). *Practical Handbook Of OCT (Retina, Choroid And Glaucoma)*. New Dalhy: jaypee-highlights - medical publichers, INC.
- Burgansky, Z., Wollstein, G., Bilonick, R., Ishikawa, H., Kagemann, L., Schuman, J., & MD, S. (2009). Glaucoma Detection With The Heidelberg Retina Tomograph 3. *NATIONAL INSTITUTE OF HEALTH*, 114(3), 466-471.
- Capote, E., Armas, K., Medina, E., González, M., & Abreu, J. (2009). Glaucoma Secundario A Distrofia Polimorfa Posterior: Un Dilema Terapéutico. *Archivos De La Sociedad Canaria De Oftalmología*, 1-3.
- Carratalá Ferre, S. (2011). GDx Analizador De Fibras Nerviosas De La Retina. *Gaceta Optometría y óptica oftálmica*, 12-16.
- Chan, W., Liao, J., & Cheng, C.-Y. (2014). Diagnostic Performance Of The ISNT Rule For Glaucoma Based On The Heidelberg Retinal Tomography. *Transl Vis Sci Technol.*, 3(2), 32-40.
- Chen, H.-Y., Huang, M.-L., & Huang, W.-C. (2009). Evaluating Glaucomatous Retinal Nerve Fiber Damage By GDx VCC Polarimetry In Taiwan Chinese Population. *J Ophtalmol*, 2009(2), 197-206.
- Chen, T. C., Zeng, A., Wei, S., Mujat, M., & Johannes. (2009). Spectral Domain Optical Coherence Tomography And Glaucoma. (I. O. Clin., Ed.) *National Institute of Health*, 48(4), 29-45.
- Cheung, C., & Leung, C. (2009). A Practical Guide For Interpretation Of Optical Coherence Tomography Retinal Nerve Fiber Layer Measurement. (T. C. Kong, Ed.) *Journal of current glaucoma practice*, 3(1), 9-13.
- Dascalu, A., Alexandrescu, C., Pascu, R., Llinca, R., Popescu, V., Ciuluvica, R., . . . Davila, C. (2010). Heidelberg Retina Tomography Analysis In Optic Disks With Anatomic Particularities. *Journal of medicine and life*, 3(4), 359-364.
- De León, J., Sakata, L., Monheit, B., McGwin, G., Arthur, S., Girkin, C., & Ortega. (2013). Comparison Of Diagnostic Accuracy Of HRT-II And HRT-3 To Discriminate Glaucomatous And Non-Glaucomatous Eyes. *NATIONAL INSTITUTES OF HEALTH*, 144(4), 525-532.

- Dimitrios, B., Heijl, A., & Bengtsson, B. (2011). Integration And Fusion Of Standard Automated Perimetry And Optical Coherence Tomography Data For Improved Automated Glaucoma Diagnostics. (S. U. Ophthalmology, Ed.) *BioMedCentral*, 1-11.
- Duch, S., & Buchacra, O. (2012). Tomografía De Coherencia Óptica En Glaucoma. *Thea Laboratorios*, 5-9. Retrieved from <http://www.laboratoriosthea.com/archivos/publicaciones/00072.pdf>
- Egea, C. (2009). Capacidad Diagnóstica De La Tomografía Óptica de Coherencia En El Glaucoma Mediante El Desarrollo y Validación De Un Nuevo Algoritmo Multivariante. Tesis Doctoral, Universidad De Zaragoza. *Tesis Doctoral*. Zaragoza, España, España: Hospital universitario Miguel Servet. Obtenido de <http://zaguan.unizar.es/record/4817/files/TESIS-2010-042.pdf>
- Fernández, L., Piloto, I., Coba, M. J., Pérez, B., Domínguez, M., & Trujillo, K. (2009). Sistemas de Análisis Digital de Imágenes en el Glaucoma. *revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, 28(3), 102-111.
- Fingeret, M. (2009). Using The Heidelberg Retina Tomograph II (HRT II): Image Acquisition And Accessing The Data. *Heidelberg Engineering*, 11-30.
- Garas, A., Vargha, P., & Hollo, G. (2012). Comparison Of Diagnostic Accuracy Of The RTVue Fourier Domain OCT And The GDx -VCC /ECC Polarimeter To Detect Glaucoma. *Eur Journal Ophthalmol*, 22(1), 45-54.
- González, S., González, A., Lascencia, A., & Reyes, A. (2012). Espesor Y Volúmen Macular Normal En Tomografía De Coherencia Óptica De Dominio Espectral. Revisión De Literatura. *Archivos de la sociedad CANARIA Ophthalmology*, 2012(23), 13-20.
- Goñi, F., & Guarro, M. (2009). Diagnóstico a Tiempo Del Glaucoma: Evaluación Del Nervio Óptico. *THEA, INNOVACIÓN*, 3-16.
- Götzinger, E., Pircher, M., Baumann, B., Hirn, C., Vass, C., & Hitzenberger, C. (2011). Analysis Of The Origin Of Atypical Scanning Laser Polarimetry Patterns By Polarization-Sensitive Optical Coherence Tomography. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 49(12), 5366–5372.
- Gupta, V., Gupta, A., & Dogra, M. R. (2012). *Atlas Optical Coherence Tomography of Macular diseases and Glaucoma*. New Delhi: Jaypee- Highlights medical publishers, INC.
- Heidelberg, E. (2009). Clinical Practical Guide How to Read The Print Out HRT. *Heidelberg Engineering Inc*, 1-6.
- Heidelberg, E. (17 de 03 de 2010). *How To Interpret The New OU-Report*. Recuperado el 15 de 03 de 2014, de [www.heidelbergengineering.com](http://www.heidelbergengineering.com): [http://www.heidelbergengineering.co.uk/wp-content/uploads/2011/08/HRT\\_Glaucoma\\_Interpreting\\_the\\_New\\_OU\\_Report\\_English.pdf](http://www.heidelbergengineering.co.uk/wp-content/uploads/2011/08/HRT_Glaucoma_Interpreting_the_New_OU_Report_English.pdf)

- Hermann, M. M., Garway Heath, D. F., Jonescu-Cuypers, C. P., O.W., B. R., Jonas, J. B., Mardin, C. Y., . . . Diestelhorst, M. (2007). Interobserver Variability In Confocal Optic Nerve Analysis (HRT). *Int Ophthalmol*, 2005(26), 143-149.
- Hirokazu, T., & Etsuo, C. (2008). Impact Of Diabetic Retinopathy On Quantitative Retinal Nerve Fiber Layer Measurement And Glaucoma Screening. *Investigative Ophtalmology & visual science*, 49(2), 687-692.
- Huijuan, W., De Boer, J. F., & Chen, T. C. (2012). Diagnostic Capability Of Sprectral-Domain Optical Coherence Tomography For Glaucoma. *American Journal of Ophthalmology*, 153(5), 815-826.
- Hwang, Y., Kim, Y., Kim, H., & Sohn, Y. (2013). Ability Of Cirrus High-Definition Spectral-Domain Optical Coherence Tomography Clock-Hour, Deviation, and Thickness maps in Detecting Photographic Retinal Nerve Fiber Layer Abnormalities. *The American Academy of Ophthalmology*, 120(7), 1381.
- Jung, H. N., Kyoung, S. L., Jong, R. L., Youngrok, L., & Kook, M. (2013). The Glaucoma Detection Capability Of Spectral Domain OCT And GDx-VCC Deviation Maps In Early Glaucoma Patients With Localized Visual Field Defects. *Graefes Arch Clin Exp Ophtalmol*, 2013(251), 2371-2382.
- Knight, O., Chang, R., Feuer, W., & Budenz, D. (2010). Comparison Of Retinal Nerve Fiber Layer Measurements Using Time Domain And Spectral Domain Optical Coherence Tomography. *National Institute of Health*, 116(7), 1271-1277.
- Kotowski, J., Wollstein, G., Folio, L. S., Ishikawa, H., & Schuman, J. S. (2012, July). Clinical Use Of OCT In Assessing Glaucoma Progression. (O. S. Imaging, Ed.) *National Institutes of Health*, 42(0), 1-13.
- Lee, S., Sung, K., Cho, J., Cheon, H., Kang, S., & Kook, M. (2010). Spectral-Domain Optical Coherence Tomography and scanning Laser Polarimetry in Glaucoma Diagnosis. *Jpn J Ophtalmology*, 54, 544-549.
- Lleó, A., Ortuño, A., Rahhal, M., & Sanchis, J. (2009). Relationship between visual field sensitivity and retinal nerve fiber layer thickness measured by scanning laser polarimetry and optical coherence tomography in normal, ocular hypertensive and glaucomatous eyes. *J Optom*, 2009(2), 39-50.
- Medeiros, F., Zangwill, L., Alencar, L., Sample, P., & Weinreb, R. (2010). Rates Of Progressive Retinal Nerve Fiber Layer Loss In Glaucoma Measured By Scanning Laser Polarimetry. *Am J Ophtalmol*, 149(6), 908-915.
- Medeiros, F., Zangwill, L., Patel, C., Robert, W., & Bowd, C. (2007). Detection Of Glaucoma Using Scanning Laser Polarimetry With Enhanced Corneal Compesation. *Investigative Ophtalmology and Visual Science*, 48(7), 3146-3153.

- Méndez, C. (2008). *Análisis Morfológico Y Funcional De La Capa De Fibras Nerviosas En Glaucoma. Tesis Doctoral*. Recuperado el 10 de 04 de 2014, de tesis.bbt.ull.es: <ftp://tesis.bbt.ull.es/ccppytec/cp268.pdf>
- Mesiwala, K., Pekmezci, M., Porco, H. J.-Y., Travis, C., & Shan, L. (2012). Comparison Of Optic Disc Parameters Measured By RTVue-100 FDOCT Versus HRT-II. *J Glaucoma*, 21(8), 516-522.
- Moreno, J., Anton, A., Bonet, E., & García, J. (2010). OCT De Dominio Espectral Vs OCT De Dominio Temporal En El Estudio De La Capa De Fibras Nerviosas En Glaucoma. *Tomografía de Coherencia Óptica en Glaucoma, Sección B*, 625-630.
- Murad, R. (2007, 10 09). *www.teses.usp.br*. Retrieved 04 02, 2014, from Comparación Entre Las Diversas Técnicas De Imagen Para El Diagnóstico Del Glaucoma. Tesis Doctoral, Universidad De Sao Paulo: [www.teses.usp.br/teses/./robertomuradvessani.pdf](http://www.teses.usp.br/teses/./robertomuradvessani.pdf)
- Orlev, A., Rapson, A., Cohen, M., & Blumenthal, E. (2008). Clinical Characteristics Of Eyes Demosntrating Atypical Patterns In Scanning Laser Polarimetry. *Nature/ Eye*, 2008(22), 1378-1383.
- Pablo, L., Ferreras, A., Fogagnolo, P., Figus, M., & Pajarin, A. (2010). Optic Nerve Head Changes In Early Glaucoma: A Comparison Between Stereophotography And Heidelberg Retina Tomography. *Eye/ Nature*, 2010(24), 123-125.
- Sánchez, M. (2013). *Estudio De Correlación Entre La Capa De Fibras Nerviosas Peripapilar y Macular y El Campo Visual En Pacientes Con Glaucoma. Tesis Doctoral, Universidad Complutense De Madrid*. Retrieved 03 26, 2014, from eprints.ucm.es: <http://eprints.ucm.es/21315/1/T34456.pdf>
- Sharma, A., Sobti, A., Wadhvani, M., & Panda, A. (2010). Evaluation Of Retinal Nerve Fiber Layer Using Scanning Laser Polarimetry. *Jp Journals*, 4(3), 137-150.
- Sharma, P., Sample, P., Zangwill, L., & Schuman, J. (2008). Diagnostic Tools For Glaucoma Detection And Management. *Survey of Ophthalmology*, 53(1), S17-S32.
- Smith, J. P., Woods, A. D., B, H., Sowka, J., & Besada, E. (2014). Staging Glaucoma Using Stratus OCT un a U.S. Veteran Population. *Optometry and Vision Science*, 95(5), 1-9.
- Stone, L. (2008). Detect Early Glaucoma With Greater Presicion. *Ophtalmology Management*, 1-6.
- Suárez, I. (2011). *Utilidad Diagnóstica En el Glaucoma Del Análisis De Las Fibras Retinianas Mediante Polarimetría Láser Asociada A La Autoperimetría Y A Sistemas De Inteligencia Artificial (Redes Neuronales)* (Vol. 1). Salamanca, España: Ediciones universidad de Salamanca.
- Swathi, R., Danli, X., Arthur, S. N., Harizman, N., Dorairaj, S., Ritch, R., & Liebmann, J. M. (2009). HRT III Glaucoma Probability Score And Moorfields Regression Across The Glaucoma Spectrum. *J Glaucoma*, 2009(18), 368-372.

- Tóth, M., Köthy, P., Barghat, P., & Gabor, H. (2008). Accuracy Of Combined GDx-VCC And Matrix FDT In Glaucoma Screening Trial. *Journal Glaucoma*, 2007(16), 469-470.
- Townsend, K. A., Wollstein, G., Danks, D., Sung, K., Ishikawa, H., Kagemann, L., . . . Schuman, J. (2010). Heidelberg Retina Tomograph 3 Machine Learning Classifiers For Glaucoma Detection. *NATIONAL INSTITUTES OF HEALTH*, 92(6), 814–818.
- Vela, J. I., & Hernecki, J. (2012). *Tomografía de Coherencia Óptica En la Patología Retiniana*. Recuperado el 9 de 03 de 2014, de [www.laboratorioshea.com](http://www.laboratorioshea.com): <http://www.laboratorioshea.com/archivos/publicaciones/00068.pdf>
- Vizzeri, G., Kjaergaard, S. M., Rao, H. L., & Zangwill, L. M. (2011). Role of Imaging In Glaucoma Diagnosis And Follow-Up. *Indian J Ophthalmol*, 59(1), 59-68.
- Wanderley, Y., Almeida, I., Carreiro, E., Teixeira, D., Ramalho, F., Lira, R., & Dantas, A. (2011). Determinación Del Nivel de Evidencia Científica de Los Artículos Odontológicos. *Revista Brasileira de Ciencias de la Salud*, 14(4), 45-50.
- Wollstein, G., Paunescu, L., Ko, T., Fujimoto, J., Kowalevicz, A., Hartl, I., . . . Ishikawa, H. (2007, August 01). Ultrahigh-Resolution Optical Coherence Tomography In Glaucoma. *National Institutes of Health NIH public access Ophthalmology*, 38(122), 229–237.
- Xiao, G.-G., & Wu, L.-L. (2010). Optic Disc Analysis With Heidelberg Retina Tomography III In Glaucoma With Unilateral Visual Field Defects. *Jpn J Ophthalmol*, 2010(54), 305-309.
- Xu, G., Weinreb, R., & Leung, C. (2013). Retinal Nerve Fiber Layer Progression In Glaucoma, A Comparison Between Retinal Nerve Fiber Layer Thickness And Retardance. *American Academy of Ophthalmology*, 120(12), 2493-2500.
- Young, S. H., Lopilly Park, H. Y., Kyoung, I. J., & Chan Kee, P. (2012). Glaucoma Diagnosis Optic Disc Analysis Comparing Cirrus Spectral Domain Optical Coherence Tomography And Heidelberg Retina Tomograph II. *Jpn J Ophthalmol*, 2013(57), 41-47.
- Zhong, Y., Chen, L., Cheng, Y., & Huang, P. (2009). Correlation Between Blue-On-Yellow Perimetry And Scanning Laser Polarimetry With Variable Corneal Compensation Measurements In Primary Open Angle Glaucoma. *Jpn J Ophthalmol*, 2009(53), 574-579.