

January 2014

Descripción y análisis de las tecnologías diagnósticas OCT, HRT y GDx en glaucoma: un enfoque para la optometría clínica

Andrea Paola Espinosa Castañeda

Universidad de La Salle, Bogotá, revistasaludvisual@lasalle.edu.co


Viviana Peña Martínez

Universidad de La Salle, Bogotá, revistasaludvisual@lasalle.edu.co

Marcelo Carrizosa

Universidad El Bosque, Bogotá, Colombia, revistasaludvisual@lasalle.edu.co

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

 Part of the [Eye Diseases Commons](#), [Optometry Commons](#), [Other Analytical, Diagnostic and Therapeutic Techniques and Equipment Commons](#), and the [Vision Science Commons](#)

Citación recomendada

Espinosa Castañeda AP, Peña Martínez V y Carrizosa M. Descripción y análisis de las tecnologías diagnósticas OCT, HRT y GDx en glaucoma: un enfoque para la optometría clínica. *Cienc Tecnol Salud Vis Ocul.* 2014;(2): 87-106. doi: <https://doi.org/10.19052/sv.3298>

This Artículo de Revisión is brought to you for free and open access by the Revistas científicas at Ciencia Unisalle. It has been accepted for inclusion in *Ciencia y Tecnología para la Salud Visual y Ocular* by an authorized editor of Ciencia Unisalle. For more information, please contact ciencia@lasalle.edu.co.

Descripción y análisis de las tecnologías diagnósticas OCT, HRT y GDx en glaucoma: un enfoque para la optometría clínica

Description and Analysis of OCT, HRT and GDx Diagnostic Technologies in Glaucoma: An Approach to Clinical Optometry

ANDREA PAOLA ESPINOSA CASTAÑEDA*
VIVIANA PEÑA MARTÍNEZ*
MARCELO CARRIZOSA**

RESUMEN

Objetivo: describir y analizar, por medio de una revisión bibliográfica, las tecnologías diagnósticas OCT (tomografía de coherencia óptica), HRT (tomógrafo de Heidelberg) y GDx (analizador de fibras nerviosas) en glaucoma, como un enfoque para la optometría clínica. **Materiales y métodos:** se realizó una búsqueda sistemática de literatura primaria en bases de datos como Pubmed, Medline, Cochrane y Elsevier; 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 2007 y 2014. **Conclusión:** la OCT utiliza una longitud de onda de 820 nm, valora la retina y determina la aparición de la enfermedad; el HRT funciona con un láser diodo de 670 nm y genera imágenes en tercera dimensión del nervio óptico, lo que lo convierte en la tecnología diagnóstica más específica para valorar glaucoma; el GDx emplea un láser polarizado de 780 nm y evalúa el nervio óptico, por lo cual es ideal para realizar seguimiento de la enfermedad, ya que determina cambios mínimos. Estos equipos tienen aplicabilidad favorable para la detección y el seguimiento del glaucoma; sin importar cuál 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, tomografía ocular, espesor en capa de fibras nerviosas retinales.

* Optómetra por la Universidad de La Salle, Bogotá, Colombia.

** Optómetra, especialista y magíster en Ciencias de la Visión por la Universidad de La Salle, Bogotá, Colombia. Profesor de la Universidad El Bosque, Bogotá, Colombia.

Cómo citar este artículo: Espinosa Castañeda, A. P., Peña Martínez, V. y Carrizosa, M. (2014). Descripción y análisis de las tecnologías diagnósticas OCT, HRT y GDx en glaucoma: un enfoque para la optometría clínica. *Ciencia & Tecnología para la Salud Visual y Ocular*, 12(2), 87-106.

ABSTRACT

Objective: To describe and analyze, through a literature review, the OCT (optical coherence tomography), HRT (Heidelberg tomography) and GDx (nerve fiber analyzer) diagnostic technologies in glaucoma, as an approach to clinical optometry. **Materials and methods:** A systematic primary literature search was conducted in databases such as PubMed, Medline, Cochrane, Elsevier, among others; literary texts related to the subject, written in English, Spanish and Portuguese, were also included. The information was selected within a period of publication between 2007 and 2014. **Conclusion:** The OCT uses a wavelength of 820 nm, assesses the retina and determines the appearance of the disease; HRT works with a 670 nm diode laser and generates three-dimensional images of the optic nerve, making it the most specific diagnostic technology to assess glaucoma; GDx employs a 780 nm polarized laser and evaluates the optic nerve, and is therefore ideal for monitoring the disease, as it determines minimal changes. Such equipment has a favorable applicability for detecting and monitoring the glaucoma; regardless of what instrument is used, it is essential for the professional have the competence to interpret the results and correlate with a clinical examination.

Keywords: OCT, HRT, GDx, Glaucoma, Ocular Tomography, Thickness of Retinal Nerve Fiber Layer.

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 y Dogra (2012), el glaucoma es una neuropatía óptica degenerativa que se caracteriza por la muerte de las células ganglionares y la pérdida de la capa de fibras nerviosas retinales, lo cual da 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 *et al.* (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 standard* (criterio de referencia) para la detección de la progresión del glaucoma es la perimetría automatizada conven-

cional (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) afirman 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 ello, la prueba del campo visual no resulta ser el examen idóneo 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 que el optómetra adquiera destreza y aprenda 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 las tecnologías diagnósticas OCT, HRT y GDx, teniendo en cuenta su aplicabilidad clínica y contribución para el diagnóstico y la progresión del glaucoma.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizó una búsqueda sistemática de literatura primaria, disponible en texto completo, en bases de datos como Pubmed, Medline, Cochrane y Elsevier; 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 de capa de fibras nerviosas retinales. Se seleccionaron escritos con un periodo de publicación comprendido entre 2007 y 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 y 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) (tabla 1).

TOMOGRAFÍA DE COHERENCIA ÓPTICA

Fernández *et al.* (2009) describen en su artículo de revisión que la OCT ha sido desarrollada hace más de una década. Los investigadores encontraron su aplicación clínica en 1991, pero fue solamente hasta 1993 que se determinó su utilidad oftálmica. Con base en estos principios, se decide introducir finalmente la OCT al mercado en 1996. Según Götzinger *et al.* (2011) y Dimitrios, Heijl y Bengts-

TABLA 1. Clasificación de evidencia científica según el tipo de estudio

| NIVEL DE EVIDENCIA | TIPO DE ESTUDIO | TOTAL DE ESTUDIOS ENCONTRADOS | AUTORES |
|--------------------|---|-------------------------------|---|
| 10 | Revisiones sistemáticas con metaanálisis de ensayos clínicos aleatorios | 1 | Sharma <i>et al.</i> (2008) |
| 9 | Revisiones sistemáticas con metaanálisis | 3 | Ávila, 2011; Gonzales <i>et al.</i> , 2012; Wanderley, 2011 |
| 8 | Ensayos clínicos aleatorios | 17 | Andersson <i>et al.</i> , 2011; Atsuya <i>et al.</i> , 2013; Borque <i>et al.</i> , 2008; Chan <i>et al.</i> , 2014; Dimitrios <i>et al.</i> , 2011; Garas <i>et al.</i> , 2012; Götzinger <i>et al.</i> , 2011; Hirokazu y Etsuo, 2008; Hwang <i>et al.</i> , 2013; Knight <i>et al.</i> , 2010; Lee <i>et al.</i> , 2010; Méndez, 2008; Mesiwala <i>et al.</i> , 2012; Orlev <i>et al.</i> , 2008; Toth <i>et al.</i> , 2008; Townsend <i>et al.</i> , 2010; Zhong <i>et al.</i> , 2009 |
| 7 | Guías de práctica clínica | 20 | Alías <i>et al.</i> , 2008; Bernades y Cunha-vaz., 2012; Bruno y Rispoli, 2012; Carratalá, 2011; Chen <i>et al.</i> , 2009; Chung y Leung, 2009; Dascalu <i>et al.</i> , 2010; Duch y Buchacra, 2012; Fernández <i>et al.</i> , 2009; Fingeret, 2009; Goñi y Guarro, 2009; Gupta <i>et al.</i> , 2012; Heidelberg, 2009; Heilderberg, 2010; Kotosky <i>et al.</i> , 2012; Moreno <i>et al.</i> , 2010; Sharma <i>et al.</i> , 2010; Suárez, 2011; Vela y Hernecki, 2012; Vizzeri, 2011 |
| 6 | Estudios de cohorte y de casos y control | 9 | Álvarez, 2010; Deleon <i>et al.</i> , 2013; Egea, 2009; Hermann <i>et al.</i> , 2007; Medeiros <i>et al.</i> , 2007; Murad, 2007; Sánchez, 2007; Smith <i>et al.</i> , 2014; Xiao y Wu, 2010 |
| 5 | Estudios observacionales (longitudinales o transversales) | 16 | Alasil <i>et al.</i> , 2014; Alencar <i>et al.</i> , 2014; Andreou <i>et al.</i> , 2007; Balasubramanian, <i>et al.</i> , 2011; Bowd <i>et al.</i> , 2007; Burgansky <i>et al.</i> , 2009; Chen <i>et al.</i> , 2009; Huijuan <i>et al.</i> , 2012; Jung <i>et al.</i> , 2013; Lleò <i>et al.</i> , 2009; Medeiros <i>et al.</i> , 2010; Abou-Hinin, 2012; Pablo <i>et al.</i> , 2010; Swathy <i>et al.</i> , 2009; Xu <i>et al.</i> , 2013; Young <i>et al.</i> , 2012 |
| 4 | Casos clínicos o serie de casos | 3 | Capote <i>et al.</i> , 2009; Stone, 2008; Wollstein <i>et al.</i> , 2007 |
| 3 | Investigación básica de laboratorio | 0 | |
| 2 | Opinión de especialistas | 0 | |
| 1 | Revisiones no sistemáticas de literatura | 0 | |
| Total | | 69 | |

Fuente: Wanderley *et al.* (2011), adaptado por autores.

son (2011), la 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) mencionan que numerosos estudios han tratado de establecer las diversas funcionalidades de la OCT, y concluyen 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 la OCT puede realizar evaluaciones cualitativas y cuantitativas de los daños netamente estructurales del nervio óptico (NO) y de la CFNR. Atsuya *et al.* (2013) y Huijuan, De Boer y Chen (2012) afirman que la OCT permite la valoración del espesor de la CFNR.

Diversos estudios involucrados con la OCT coinciden en la descripción del principio de funcionamiento de esta. Afirman 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, a través del cual logra 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 μm de longitud axial y 20 μm de tejido transversal, con una velocidad de 400 Scan por segundo. Así, la OCT valora el área retinal con un rango de exploración de 3,4 mm y con 6 escaneos lineales en patrón de radio separados por intervalos de 30° (Wollstein *et al.*, 2007). A su vez, Vizzeri *et al.* (2011) describen que la OCT muestra la imagen artificialmente como

un código de colores, traducido por un *software* que funciona con el principio de reflectividad: a mayor reflectividad, mayor color (amarillo-verde), y a menor reflectividad, menor color (negro-azul).

Las medidas de espesor y volumen de la CFNR de los diferentes tipos de OCT no son intercambiables entre sí (González *et al.*, 2012). A su vez, Knight *et al.* (2010) afirman que los resultados de la OCT-TD (dominio del tiempo) y la OCT-SD (de dominio espectral) son compatibles, pese a que la medición del espesor puede variar; pero hay correlación entre sí. La reproducibilidad de la OCT-TD tiene una variabilidad de 3,5 μm en ojos normales, y 20,6 μm en ojos glaucomatosos. En el OCT-SD existe una variabilidad similar entre ojos normales y ojos glaucomatosos de 0,77-0,99 μm , y finalmente, el *spectralis* tiene una variabilidad de 0,97-0,99 μm (Moreno *et al.*, 2010).

Interpretación de la tomografía de coherencia óptica

Actualmente, los estudios se han enfocado en realizar investigaciones relacionadas con la calidad de las imágenes y la capacidad de exploración del tejido con la OCT. Un aspecto fundamental para dar un buen diagnóstico es la interpretación. Álvarez (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 μm , con una desviación estándar de 15,4 μm en personas sanas; en pacientes con glaucoma disminuye a 86,6 μm , con una desviación estándar de 31,5 μm , y en pacientes con sospecha de glaucoma es de 102,0 μm , con una desviación estándar de 25,4 μm .

A continuación se expondrán los parámetros de interpretación de la 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, figura 1).

TABLA 2. Parámetros de interpretación de la tomografía de coherencia óptica (OCT), según autores

| PARÁMETRO | DESCRIPCIÓN | AUTOR |
|-----------|--|--|
| 1 | <i>Signal strength (SS)</i> . 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 y Leung, 2009 |
| 2 | <i>Gráfico circular del espesor (CFNR)</i> . 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 con el espesor del anillo neuroretiniano; el cuadrante inferior es más grueso que el superior y el nasal es más grueso que el temporal. | Goñi y Guarro, 2009 |
| 3 | <i>Mapa de espesor CFNR</i> . Brinda una imagen esquematizada con una escala de colores asociados a valores en micras. Las tonalidades azules equivalen a 0 µm, y los tonos cálidos representan mayor número de micras. | Álvarez, 2010 |
| 4 | <i>Imagen fundoscópica</i> . A semeja una fotografía de fondo de ojo delimitando la zona explorada con la OCT (círculo rojo). Representa la localización de pérdida de grosor de la capa de fibras nerviosas. Reporta píxeles amarillos cuando hay una probabilidad <5% de que se encuentre normal, y píxeles rojos cuando existe una probabilidad <1% de hallazgo normal, según la base de datos normativa. | Vela y Hernecki, 2012; Hwang <i>et al.</i> , 2013 |
| 5 | <i>Gráfica comparativa</i> . Se representan los valores obtenidos con respecto a la base de datos normativa. La línea negra representa los datos del paciente. Además, se observan tres 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 y Buchacra, 2012; Lee <i>et al.</i> , 2010 |
| 6 | <i>Imagen tomográfica de la CFNR alrededor del disco óptico</i> . Muestra la conformación de la capa de fibras nerviosas retinales que es hiperreflectiva. | Duch y Buchacra, 2012 |
| 7 | <i>Imagen tomográfica del disco óptico</i> . 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 y Buchacra, 2012 |
| 8 | <i>Tabla de valores</i> . 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 los colores rojo, amarillo y verde (tabla 3). | Moreno <i>et al.</i> , 2010 |

Fuente: Álvarez (2010).

TABLA 3. Valores de referencia de la capa de fibras nerviosas de la retina (CFNR) y la cabeza del nervio óptico (CON)

| CFNR | RANGO NORMAL (µm) | CON | RANGO NORMAL |
|---------------------------|-------------------|------------------------------------|---------------------------|
| Espesor promedio | 128,4 | Radio área/copa disco | 0,16-0,47 |
| | | Radio V copa/disco | 0,39 |
| Espesor promedio superior | 132 | Radio H copa/disco | 0,25 |
| Espesor promedio inferior | 136 | Área del anillo (mm ²) | 1,20-1,78 mm ² |
| | | Área del disco (mm ²) | 1,69-2,82 mm ² |
| | | Volumen de copa (mm ³) | -0,01-0,49 cm |

Fuente: Fingeret (2009) y Duch y Buchacra (2012).

Tipos de tomografía de coherencia óptica

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, lo cual ha derivado en beneficio mayoritario de 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.

Tomografía de coherencia óptica de dominio de tiempo (OCT-TD)

Es también llamada comercialmente como Stratus OCT. Funciona desde principios similares a la OCT convencional, aunque este equipo utiliza un factor innovador: el escaneo lineal acompañado con el circular tradicional, lo que permite que se obtengan resultados más exactos en la medición del espesor de la capa de fibras nerviosas, incluso de la zona peripapilar; por ello, resulta ser una

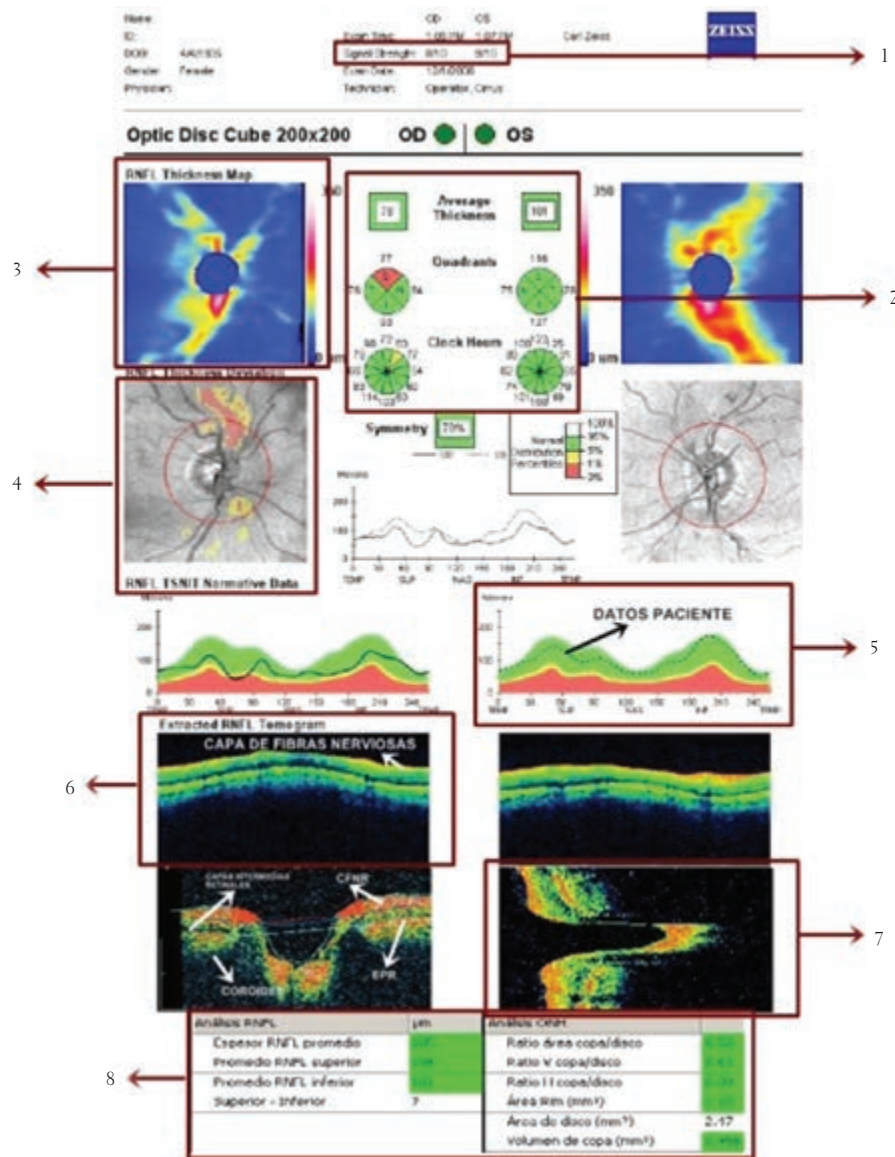


FIGURA 1. Impresión de la tomografía de coherencia óptica (OCT)

Nota: en la figura se esquematiza cada resultado imagenológico arrojado por el equipo y su interpretación clínica. Constituye una imagen tomográfica del disco óptico y un análisis de la CFNR y el CON.

Fuente: Dr. Marcelo Carrizosa (cortesía).

herramienta importante para la detección de la progresión del glaucoma. Según evidencia científica, la 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 *et al.*, 2012)

Algunas de las debilidades que se han encontrado en la ejecución de la OCT-TD hacen referencia

a que los resultados obtenidos tardan más de un segundo para formar una imagen en dos dimensiones; además, esta tomografía 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 a la 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 edad, etnia y raza (Chen *et al.*, 2009).

Tomografía de coherencia óptica de dominio de espectro (OCT-SD)

Es también conocida comercialmente como Cirrus o RTVue. Es una versión evolucionada de la OCT convencional y de la OCT-TD, aunque utiliza el mismo principio: emplea 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. Por esta razón también se le conoce como OCT-De Fourier (Atsuya *et al.*, 2013).

La OCT-SD utiliza una tecnología con espectómetro, la cual hace posible determinar las señales más débiles y permite que se generen transmisiones tridimensionales en video de la CFNR y la CNO. Una de las ventajas de la OCT-SD es que tiene un ritmo de 29.000 Scan por segundo, haciéndolo 73 veces más rápido que la OCT-TD; además, tiene un mayor rango de exploración de las estructuras de la retina, lo que permite obtener imágenes con una resolución de 6 μm , es decir, es 3 veces mejor que la OCT-TD con 3,5 μm de resolución (Chen *et al.*, 2009)

Uno de los tipos de OCT-SD es el Cirrus. Este equipo ha marcado un gran avance para la ciencia, por cuanto genera 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, lo que permite su visualización 3D en tiempo real y genera un mapa de espesores por cada punto de escaneo; además, con esta ayuda tecnológica es posible de-

terminar el área del disco óptico delimitando sus bordes, lo cual favorece el análisis de aplicabilidad en glaucoma (Bernades y Cunha-vaz, 2012).

La OCT RTVue pertenece a una nueva generación del OCT-SD que provee una exploración profunda para glaucoma gracias a dos mecanismos: el primero 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 4 mm de diámetro, todos centrados en el disco óptico (Bernades y Cunha-vaz, 2012). A su vez, estudios como el de Kotowski *et al.* (2012) indican que la 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, lo que permite determinar la progresión del glaucoma.

Otra función de la 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 de este, 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 y Rispoli, 2012).

Finalmente, dentro del grupo de OCT-SD se encuentra la OCT Spectralis, instrumento que 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*, que tiene la ventaja de compensar los movimientos microsacádicos durante la exploración; con ello, se evidencia una reducción notoria de los artefactos producidos y, por ende, mejora

la precisión de la medición y da la posibilidad de determinar diagnósticos con precisión (Huijuan *et al.*, 2012). En el 2006, la compañía Heidelberg Engineering recibe la aprobación de la Asociación Americana de Optometría (FDA) para combinar la OCT-SD con el angiógrafo láser, permitiendo la observación del flujo sanguíneo de la retina y del nervio óptico. Esta combinación se introduce en el mercado como Spectralis OCT. Este parámetro vascular es útil para diagnosticar patologías del segmento posterior (Fernández *et al.*, 2009).

TOMÓGRAFO RETINAL DE HEIDELBERG

Se describirá a continuación otro de los equipos o las 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 un tomógrafo (oftalmoscopia) 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 1991 (Fernández *et al.*, 2009; Borque *et al.*, 2008).

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

Para su funcionamiento, el HRT 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. Esta es proporcionada en series de 16 a 64 imágenes ópticas seccionadas en 2D consecutivas y equidistantes (Mesiwala *et al.*, 2012).

Interpretación del tomógrafo retinal de Heidelberg

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 los cambios del nervio óptico. Según Fernández *et al.* (2009), cuando se realiza por primera vez la toma del examen con HRT 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 elaborar 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 y la capa de fibras nerviosas de la retina; a su vez, determina la asimetría entre un ojo y el otro. A continuación se describieran las pautas de interpretación de un examen de HRT (tablas 4 y 5, figuras 2 y 3).

Tipos de tomógrafo retinal de Heidelberg

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 μm entre las secciones ópticas (Balasubramanian *et al.*, 2011; Andreou *et al.*, 2007).

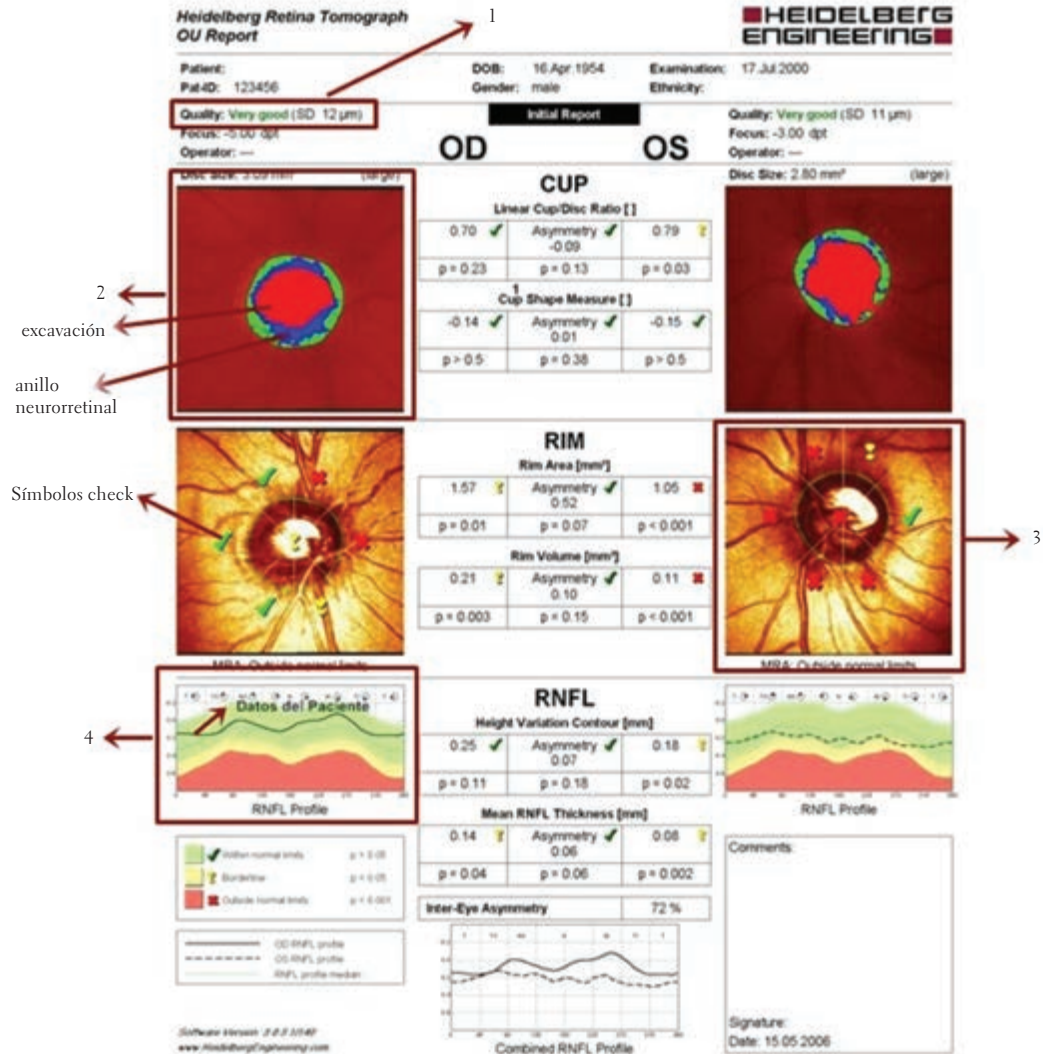
TABLA 4. Parámetros de interpretación del tomógrafo retinal de Heidelberg (HRT), según autores

| PARÁMETRO | DESCRIPCIÓN | AUTOR |
|-----------|---|--|
| 1 | <i>Desviación estándar (standart deviation [SD]).</i> La calidad de imagen debe ser menor a 30 μm , para calificar el examen como útil. Se recomienda verificar este valor y tener en cuenta que las tomas con valores por debajo o hasta 10 μm representan una confiabilidad excelente, y aquellas tomas que estén por encima de 40 μm no deberán ser valoradas. | Fernández <i>et al.</i> , 2009 |
| 2 | <i>Análisis de cambio topográfico (topographic change analysis [TCA]).</i> Especifica y describe los cambios más significativos y repetibles en el material imagenológico, en los llamados <i>superpíxeles</i> , 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 <i>et al.</i> , 2011 |
| 3 | <i>Análisis de regresión de Moorfields (Moorfields regression analysis [MRA]).</i> Es una herramienta que cataloga y compara los valores del anillo neuroretinal. Los símbolos de revisado (<i>check</i>) 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 | <i>Perfil de espesores de la CFNR.</i> 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, 2010 |
| 5 | <i>Tabla de valores de referencia.</i> En los resultados se muestra una tabla de valores del disco óptico. Para su correcto análisis, deben tenerse presentes los valores de normalidad para cada parámetro (tabla 5). | Fingeret, 2009; Alías <i>et al.</i> , 2008 |
| 6 | <i>Gráfica de análisis de regresión de Moorfields.</i> 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. A su vez cada columna está dividida en color rojo, que representa la copa, y verde se indica el anillo neuroretinal. | Abou-Hinin, 2012 |
| 7 | <i>Probabilidad de glaucoma (glaucoma probability score [GPS]).</i> Analiza el nervio óptico usando cinco parámetros: tamaño de la excavación, profundidad de excavación, pendiente del anillo neuroretiniano, 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 $\leq 28\%$, 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 $\geq 64\%$, se considera como un examen anormal. | Abou-Hinin, 2012 |

TABLA 5. Valores de normalidad de parámetros del nervio óptico (NO)

| ANÁLISIS ESTEREO MÉTRICO DEL NO | | DESCRIPCIÓN | VALORES NORMALES | |
|---|--|-------------|-----------------------|------------|
| Área del disco | Área incluida dentro de la línea de contorno | | 1,858 mm ² | 1,69-2,82 |
| Área de la copa | Área incluida dentro del disco, situada por debajo del plano de referencia | | 0,906 mm ² | 0,26-1,27 |
| Área del anillo | Área incluida dentro del disco, situada por encima del plano de referencia | | 0,952 mm ² | 1,20-1,78 |
| Volumen de la copa | Volumen del espacio papilar situado por debajo del plano de referencia | | 0,386 cmm | 0,01-0,49 |
| Volumen del anillo | Volumen del espacio papilar situado por encima del plano de referencia | | 0,161 cmm | 0,24-0,49 |
| Área de 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 | | 0,424 mm | 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 | | 1,235 mm | 0,46-0,90 |
| Índice de la morfología de la excavación | 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 | | 0,280 mm | 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. | | 0,680 mm ² | 0,95-1,61 |
| Desviación estándar topográfica | 15 μm | | | |

Fuente: Fingeret (2009) y Alías *et al.* (2008).



5

| Stereometric Analysis ONH | Change | Normal Range |
|---------------------------|------------------|---------------|
| Disk Area | 3.382 0.000 mm² | 1.89 - 2.82 |
| Cup Area | 1.256 0.030 mm² | 0.25 - 1.27 |
| Rim Area | 2.126 -0.039 mm² | 1.20 - 1.78 |
| Cup Volume | 0.259 0.059 cmm | -0.01 - 0.49 |
| Rim Volume | 0.606 0.032 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 | 0.608 0.082 mm | -0.46 - 0.90 |
| Cup Shape Measure | -0.112 0.602 | -0.27 - -0.69 |
| 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 mm² | 0.95 - 1.61 |
| Reference Height | 0.639 0.001 mm | |
| Topography Std Dev. | 9 µm | |

FIGURA 2. Impresión del tomógrafo retinal de Heidelberg

Nota: en la figura se esquematiza cada resultado imagenológico arrojado por el equipo y su interpretación clínica.

Fuente: Heidelberg (2009).

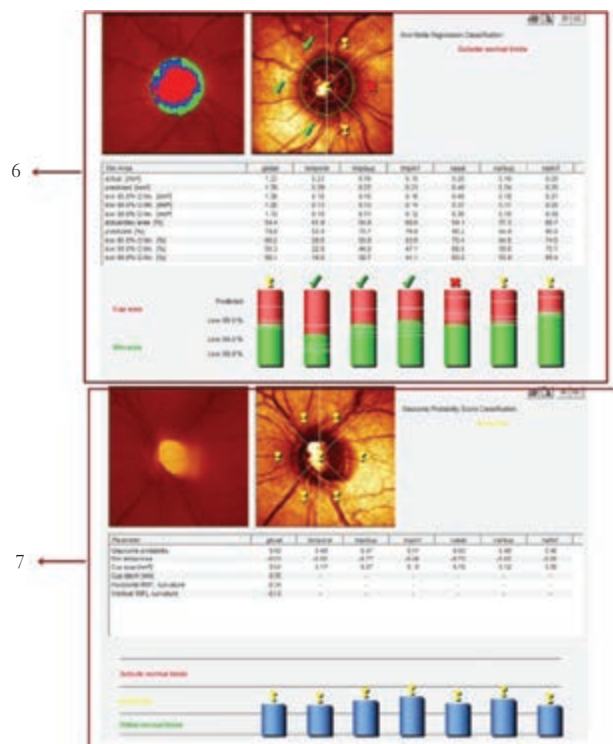


FIGURA 3. Análisis de regresión de Moorfields y probabilidad de glaucoma

Nota: en la figura se presentan los indicadores para glaucoma del HRT II y III, respectivamente

Fuente: Abou-Hinin (2012).

El HRT II obtiene un conjunto variable de 16 a 64 imágenes en sección óptica, y su resolución axial de $62,5 \mu\text{m}$ se mantiene constante (Young *et al.*, 2012). Este tipo de HRT contiene en la actualización de su *software* un módulo de análisis para glaucoma: el análisis de regresión de Moorfields (MRA). Esta 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; Borque *et al.*, 2008). También posee un *software* que reconstruye tridimensionalmente la papila, al mostrar una serie de parámetros morfométricos que son medidos de forma globalizada o por sectores (temporal superior, temporal, temporal inferior, nasal superior, nasal y nasal inferior). Este *software* tiene integrada 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, que incluye una base de datos mucho más específica en sus parámetros de clasificación, lo que hace que esta sea aplicable para muchas más poblaciones. Según Pablo *et al.* (2010) y Swathi *et al.* (2009), esta base de datos puede ser capaz de detectar el daño glaucomatoso en individuos de diferentes orígenes raciales. Además, el HRT III cuenta con un *software* de probabilidad de glaucoma, llamado Glaucoma Probability Score (GPS), que mide el tamaño y la profundidad de la copa, la inclinación del anillo, las 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)

Adicionalmente, 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), a la vez que 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 con el área de disco óptico de la base de datos normativa: grande > 2,5 mm², mediano 1,6 y 2,5 mm² y pequeño < 1,6 mm² (Xiao y 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 con 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 y Cheng (2014), los módulos de exploración del HRT poseen una sensibilidad de 93,5 % y una especificidad de 99,1 %, herramientas cruciales para valorar glaucoma. Por otra parte, se encontró que el HRT II tiene un sensibilidad de 74 % y especificidad de 94 %, en tanto el HRT III tiene una sensibilidad de 84 % y especificidad de 96 % (De León *et al.*, 2013). Finalmente, Andersson, Heijl y Bengtsson (2011) afirman 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 acerca 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 (GDx). Este novedoso equipo fue introducido a la práctica clínica en 1993/1994. Luego de algunos intentos por mejorar la capacidad de reproduc-

tividad en sus resultados, finalmente en 1997 se lanza al mercado un instrumento mejorado con la capacidad de medir la capa de fibras nerviosas retinales (Orlev *et al.*, 2008; Méndez, 2008). El GDx es un polarímetro de escáner confocal láser capaz de generar imágenes, basado en las propiedades polarizantes de la capa de fibras nerviosas retinales (Carratalá, 2011).

Dentro de las funciones del analizador de fibras nerviosas se encuentra evaluar el espesor de la capa de fibras nerviosas, para lo cual mide el área peripapilar y proporciona mapas e imágenes de la región estudiada. Alías *et al.* (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 *et al.*, 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 1 μm de espesor retinal (Sánchez, 2013; Tóth *et al.*, 2008; Andreou *et al.*, 2007).

Interpretación del analizador de fibras nerviosas de la retina (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 la caracte-

rización de las imágenes que arroja el analizador de fibras nerviosas. Según Carratalá (2011), Suárez (2011) y Sharma *et al.* (2010), se deben tener en cuenta los siguientes criterios para realizar una acertada interpretación del GDx (tabla 6, figura 4).

Tipos de analizador de fibras nerviosas de la retina (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 y 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 y 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) 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 *et al.* (2007), ha representado un avance en relación con la precisión del diagnóstico, en comparación con las versiones anteriores como la

TABLA 6. Parámetros de interpretación del analizador de fibras nerviosas de la retina (GDx), según con autores

| PARÁMETRO | DESCRIPCIÓN | AUTOR |
|-----------|--|-----------------------------|
| 1 | <i>Fundus image.</i> Se basa en el enfoque, la iluminación y el centrado de la imagen del fondo de ojo en la toma del examen. Arroja a su vez un valor de calidad (Q), que debe oscilar entre 1-10. La toma es aceptable cuando se encuentre en un rango de 8 a 10. | Carratalá, 2011 |
| 2 | <i>Thickness map.</i> Muestra un mapa de espesores formado por colores, donde la escala representada con colores cálidos (amarillo, naranja y rojo) indica un mayor espesor de la CFNR, y una escala de 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, 2011 |
| 3 | <i>Deviation map.</i> Este mapa se muestra dentro de una escala de grises, con lo cual se representa la imagen con cuadros o superpíxeles. 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 superpíxeles 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%. | Sharma <i>et al.</i> , 2010 |
| 4 | <i>TSNIT map.</i> Es un mapa que brinda información del espesor de todos los sectores del disco óptico. Se representa con una línea sólida que bordea el disco: a menor espesor de la CFNR, se evidenciará en la imagen menos grosor en la línea de contorno. | Suárez, 2011 |
| 5 | <i>Gráfico TSNIT.</i> Representa el espesor de la CFNR por zonas temporal, superior, nasal e inferior. El gráfico muestra una zona sombreada que representa el rango de normalidad. En un ojo normal se aprecia el gráfico de "doble joroba". Se debe tener en cuenta que la línea oscura representa los datos obtenidos del paciente. | Carratalá, 2011 |
| 6 | <i>Tabla de parámetros TSNIT.</i> En esta se aprecian los valores de: a) <i>TSNIT average</i> , que es el espesor medio de la CFN alrededor del círculo de cálculo. Valores normales: 54,8 μm , desviación estándar de 4,1 μm ; <i>sup. e infr. average</i> : espesor medio en los 120° de la región superior e inferior del círculo de cálculo; valores normales en región superior: 66,8 μm (desviación estándar de 6,7 μm); valores normales en región inferior: 62,1 μm (desviación estándar de 6,6 μm); b) <i>TSNIT SD</i> , medida que nos indica la diferencia de espesores entre unas zonas y otras; c) <i>inter-eye symmetry</i> , que nos indica la simetría entre ambos ojos. Los valores van desde -1 a 1, estando sano el paciente con valores cercanos a 1. Este parámetro es importante en el glaucoma, ya que un ojo suele estar más afectado que el otro; d) <i>indicador de fibras nerviosas (NFI)</i> , que es una 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. | Sharma <i>et al.</i> , 2010 |

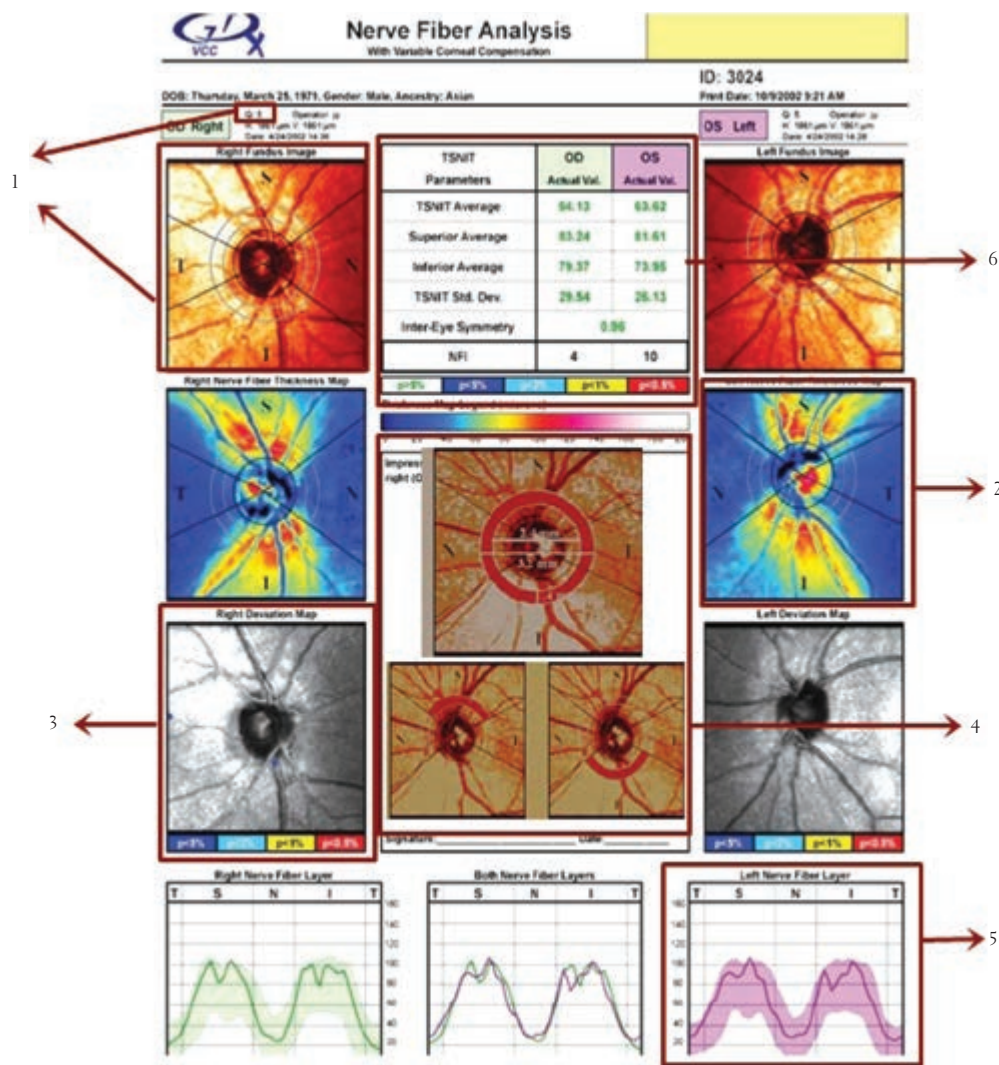


FIGURA 4. Representación del resultado impreso del analizador de fibras nerviosas de la retina (GDx)

Nota: se observan los parámetros *fundus image*, *thickness map*, *deviation map* y *TSNIT map*.

Fuente: Sharma *et al.* (2010).

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, con lo cual se mejora el retardo generado por las estructuras (Murad, 2007; Ávila, 2011).

El analizador de fibras con VCC mide el espesor de la CFNR, basado en la birrefringencia, con un láser 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 y Etsuo, 2008). Zhong *et al.* (2009) evidencian que previos trabajos han demostrado que el GDx-VCC es rápido, altamente sensible y específico para detectar defectos en la CFNR y para 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 y de los resultados. Esta actualización del GDx tiene en cuenta las irregularidades anatómicas de las microestructuras, a través de la emisión de señales con birrefringencia atípica, la cual se adapta al tejido. Gracias a ello se obtiene una imagen con menos distorsión y similar a la real (Murad, 2007; Medeiros *et al.*, 2007).

Medeiros *et al.* (2010) mencionan que el GDx genera exploraciones cuantitativas del espesor de la CFNR; a su vez, Chen *et al.* (2009) afirman que el GDx utiliza un método objetivo para la evaluación del espesor de la CFNR y, además, muestran que existe una buena correlación con las medidas histológicas. Sharma *et al.* (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 *et al.* (2013) mencionan que el GDx-CCV tiene una especificidad del 100% y una sensibilidad del 50%. En el mismo sentido, Chen *et al.* (2009) y Lleó *et al.* (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 era de 92,9% y severo era de 90,1%. Finalmente, Bowd *et al.* (2007) enfatizan en 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 y cuando se realiza con ECC, pero solamente en los sectores temporal y superotemporal. Se señala que la variación en

los valores del espesor eran de solamente 3,2 μm entre método y método.

CONCLUSIÓN

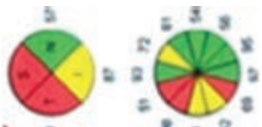
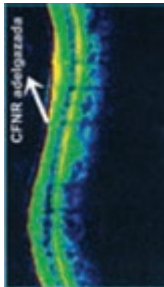
La tecnología imagenológica descrita en este artículo de revisión mostró tener aplicabilidad favorable para el diagnóstico y seguimiento del glaucoma; no obstante, cada equipo diagnóstico cuenta con un enfoque distinto para el estudio de la enfermedad. La OCT analiza la retina en su totalidad, cuenta 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 el seguimiento del glaucoma (OCT, HRT y GDx) aporta al optómetra herramientas de gran utilidad para su desempeño clínico. Sin importar cuál 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.

AGRADECIMIENTOS

A la doctora Johanna Garzón, optómetra de la Universidad de la Salle, Ms.C., Ph.D., por su colaboración y orientación.

TABLA 7. Resumen: principales características, ventajas y limitaciones de las tecnologías diagnósticas OCT, HRT y GDx

| 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 | Toma los ecos provenientes de la retina y los compara con los proyectados hacia un espejo de referencia (interferometría) | Usa un oftalmoscopio confocal que utiliza múltiples agujeros estenopeicos que se conjugan para obtener imágenes en 3D | Utiliza la técnica de polarización de la luz (modificación) al atravesar la retina, teniendo en cuenta la birrefringencia de las estructuras |
| Rapidez de obtención de imagen | 0,32 a 1,9 s | 1,6 s | 0,7 s |
| 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 miopía, diferencia capas retinales en alta resolución que se correlacionan con la histología | Amplia base de datos normativa, <i>software</i> 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 de 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; 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 de equipos con diferentes casos de glaucoma |  |  | |

Esta opción de gráfico circular por cuadrante es propia de la 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 superior y temporal. En la parte izquierda se muestra la imagen tomográfica de la CFNR arrojada por el OC

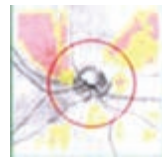
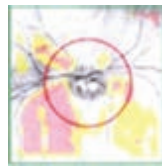
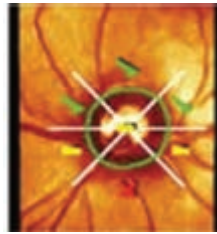
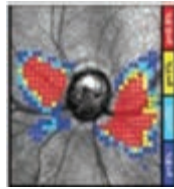


Imagen fundoscópica

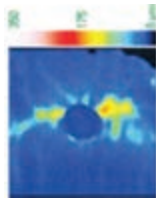
Esta imagen fundoscópica indica las zonas de adelgazamiento con píxeles rojos, y las zonas sobre límites normales con píxeles amarillos; se observa correlación con el gráfico circular (arriba)



Análisis de regresión de Moorfields para OI; con sospecha de glaucoma, muestra disminución del espesor en el cuadrante nasal y sobre límites en cuadrante superior e inferior



Este mapa muestra las zonas de adelgazamiento de la CFNR; si se muestran píxeles azules, rojos o amarillos, el paciente está fuera de límites normales; es parecido al arrojado por la OCT

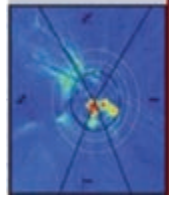


Esquema de cabeza NO y CFNR

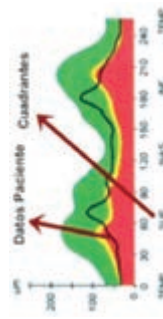
Este mapa muestra una escala de colores fríos y cálidos para esquematizar el espesor de cada paciente; cuando se observan colores fríos, es indicador de menor número de micras; se observa el adelgazamiento en la zonas superior e inferior



Mapa topográfico de la cabeza del NO; las zonas rojas son las de menor grosor y excavadas, y las verdes y azules son zonas más gruesas

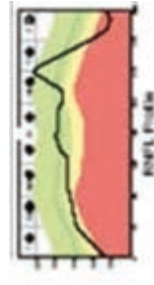


Se muestra una escala de colores fríos y cálidos: a menor número de micras o signos de adelgazamiento se, observan colores fríos; este mapa también coincide con el de la OCT

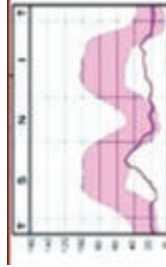


Gráfica comparativa con base de datos normativa

Se esquematiza la ubicación del paciente con respecto a la base de datos, se evidencia depresión en curva superior y temporal



Se evidencia la caída en la curva en la zona temporal, casi la curva, en su mayoría, toca la zona amarilla de la gráfica, que indica datos sobre límites



Se evidencia que la línea oscura que evidencia los datos del paciente se encuentra por fuera del área sombreada, lo cual indica anomalía

Fuente: Vizzeri *et al.* (2011) y Egea (2009), adaptado por autores.

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: Universidad Complutense de Madrid.
- Alasil, T. *et al.* (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. *et al.* (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. y 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. Recuperado de <http://www.laboratoriossthea.com/archivos/publicaciones/00079.pdf>
- Álvarez, 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). Barcelona: Universidad Autónoma de Barcelona. Recuperado de <http://www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/32027/oabunodeuno.pdf?sequence=1>
- Andersson, S., Heijl, A. y 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. y 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. y 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). *Polarización y calidad de imagen retiniana en sujetos jóvenes* (tesis de maestría). Murcia: Universidad de Murcia. Recuperado de www.eumed.net: www.eumed.net/libros/gratis2011/1088/polarización.html
- Balasubramanian, M., Bowd, C., Weinreb, R. y 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. y Cunha-vaz, J. (2012). *Optical coherence tomography: a clinical and technical update*. Lisboa: Springer.
- Borque, E., Ferreas, A., Polo, V., Larrosa, J., Alías, E. y Honrubia, F. (2008). 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. y Weinreb, R. (2007). Retinal nerve fiber layer thickness and visual sensitivity using scanning laser polarimetry with variable and enhanced corneal compensation. *American Academy of Ophthalmology*, 114(7), 1259-1265.
- Bruno, L. y Rispoli, M. (2012). *Practical handbook of OCT (retina, choroid and glaucoma)*. Nueva Delhi: Jaypee-Highlights.
- Burgansky, Z., Wollstein, G., Bilonick, R., Ishikawa, H., Kagemann, L. y Schuman, J. (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. y 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. y 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. y Huang, W.-C. (2009). Evaluating Glaucomatous retinal nerve fiber damage by GDx VCC polarimetry in Taiwan Chinese population. *J. Ophthalmol.*, 2009(2), 197-206.
- Chen, T. C., Zeng, A., Wei, S., Mujat, M. y Johannes, F. (2009). Spectral domain optical coherence tomography and glaucoma. *National Institute of Health*, 48(4), 29-45.
- Cheung, C. y Leung, C. (2009). A practical guide for interpretation of optical coherence tomography retinal nerve fiber layer measurement. *Journal of Current Glaucoma Practice*, 3(1), 9-13.
- Dascalu, A. *et al.* (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. y 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. y Bengtsson, B. (2011). Integration and fusion of standard automated perimetry and optical coherence tomography data for improved automated glaucoma diagnostics. *BioMedCentral*, 1-11.

- Duch, S. y Buchacra, O. (2012). Tomografía de coherencia óptica en glaucoma. *Thea Laboratorios*, 5-9. Recuperado de <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 multi-variante* (tesis doctoral). Zaragoza: Universidad de Zaragoza y Hospital Universitario Miguel Servet. Recuperado de <http://zaguan.unizar.es/record/4817/files/TESIS-2010-042.pdf>
- Fernández, L., Piloto, I., Coba, M. J., Pérez, B., Domínguez, M. y 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. y 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. y Reyes, A. (2012). Espesor y volumen 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. y 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. y 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. y Dogra, M. R. (2012). *Atlas optical coherence tomography of macular diseases and glaucoma*. Nueva Delhi: Jaypee-Highlights.
- Heidelberg, E. (2009). Clinical practical guide how to read the print out HRT. *Heidelberg Engineering Inc*, 1-6.
- Heidelberg, E. (2010). *How to interpret the new OU-report*. Recuperado de www.heidelbergengineering.com: http://www.heidelbergengineering.co.uk/wp-content/uploads/2011/08/HRT_Glaucoma_Interpreting_the_New_OU_Report_English.pdf
- Hermann, M. M. *et al.* (2007). Interobserver variability in confocal optic nerve analysis (HRT). *Int. Ophthalmol*, 2005(26), 143-149.
- Hirokazu, T. y Etsuo, C. (2008). Impact of diabetic retinopathy on quantitative retinal nerve fiber layer measurement and glaucoma screening. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 49(2), 687-692.
- Huijuan, W., De Boer, J. F. y Chen, T. C. (2012). Diagnostic capability of spectral-domain optical coherence tomography for glaucoma. *American Journal of Ophthalmology*, 153(5), 815-826.
- Hwang, Y., Kim, Y., Kim, H. y 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. y 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. Ophthalmol.*, 2013(251), 2371-2382.
- Knight, O., Chang, R., Feuer, W. y 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. y Schuman, J. S. (2012). Clinical Use of OCT in assessing glaucoma progression. *National Institutes of Health*, 42(0), 1-13.
- Lee, S., Sung, K., Cho, J., Cheon, H., Kang, S. y Kook, M. (2010). Spectral-domain optical coherence tomography and scanning laser polarimetry in glaucoma diagnosis. *Jpn. J. Ophthalmology*, 54, 544-549.
- Lleó, A., Ortuño, A., Rahhal, M. y 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. y Weinreb, R. (2010). Rates of progressive retinal nerve fiber layer loss in glaucoma measured by scanning laser polarimetry. *Am. J. Ophthalmol.*, 149(6), 908-915.
- Medeiros, F., Zangwill, L., Patel, C., Robert, W. y Bowd, C. (2007). Detection of glaucoma using scanning laser polarimetry with enhanced corneal compensation. *Investigative Ophthalmology 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 de <ftp://tesis.bbt.ull.es/ccppytec/cp268.pdf>
- Mesiwala, K., Pekmezci, M., Porco, H. J.-Y., Travis, C. y 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. y 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). *Comparación entre las diversas técnicas de imagen para el diagnóstico del glaucoma* (tesis doctoral). São Paulo: Universidad de São Paulo.

- Recuperado de www.teses.usp.br/teses/./roberto-muradvessani.pdf
- Orlev, A., Rapson, A., Cohen, M. y Blumenthal, E. (2008). Clinical characteristics of eyes demonstrating atypical patterns in scanning laser polarimetry. *Nature Eye*, 2008(22), 1378-1383.
- Pablo, L., Ferreras, A., Fogagnolo, P., Figus, M. y 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). Madrid: Universidad Complutense de Madrid. Recuperado de <http://eprints.ucm.es/21315/1/T34456.pdf>
- Sharma, A., Sobti, A., Wadhvani, M. y 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. y 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. y Besada, E. (2014). Staging glaucoma using stratus OCT in a U.S. veteran population. *Optometry and Vision Science*, 95(5), 1-9.
- Stone, L. (2008). Detect early glaucoma with greater precision. *Ophthalmology 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: Ediciones Universidad de Salamanca.
- Swathi, R., Danli, X., Arthur, S. N., Harizman, N., Dorairaj, S., Ritch, R. y 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. y Gabor, H. (2008). Accuracy of combined GDx-VCC AND Matrix FDT in glaucoma screening trial. *Journal Glaucoma*, 2007(16), 469-470.
- Townsend, K. A. et al. (2010). Heidelberg Retina Tomograph 3 machine learning classifiers for glaucoma detection. *National Institutes of Health*, 92(6), 814-818.
- Vela, J. I. y Hernecki, J. (2012). *Tomografía de coherencia óptica en la patología retiniana*. Recuperado de [www.laboratoriossthea.com](http://www.laboratoriossthea.com/archivos/publicaciones/00068.pdf): <http://www.laboratoriossthea.com/archivos/publicaciones/00068.pdf>
- Vizzeri, G., Kjaergaard, S. M., Rao, H. L. y 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. y Dantas, A. (2011). Determinación del nivel de evidencia científica de los artículos odontológicos. *Revista Brasileira de Ciências de la Salud*, 14(4), 45-50.
- Wollstein, G., et al. (2007). Ultrahigh-resolution optical coherence tomography in glaucoma. *National Institutes of Health NIH Public Access Ophthalmology*, 38(122), 229-237.
- Xiao, G.-G. y 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. y 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. y 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. 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.

Recibido: 21 de marzo del 2014

Aceptado: 25 de mayo del 2014

CORRESPONDENCIA

Andrea Paola Espinosa Castañeda

aespinosa27@unisalle.edu.co