

**REPRODUCIBILIDAD DE PARÁMETROS MORFOMÉTRICOS DE NERVIO
ÓPTICO ENTRE HRTIII Y OCT 3 EN UNA POBLACION ADULTA HISPANA
EN BUCARAMANGA, SANTANDER-COLOMBIA.**

VANESSA CRISTINA PONGO VALDERAS

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FUNDACIÓN OFTALMOLÓGICA DE SANTANDER
FACULTAD DE SALUD
ESCUELA DE MEDICINA
BUCARAMANGA
2007**

**REPRODUCIBILIDAD DE PARÁMETROS MORFOMÉTRICOS DE NERVIO
ÓPTICO ENTRE HRTIII Y OCT 3 EN UNA POBLACION ADULTA HISPANA
EN BUCARAMANGA, SANTANDER-COLOMBIA.**

**Trabajo de investigación presentado
para optar al título de:
OFTALMÓLOGO**

VANESSA CRISTINA PONGO VALDERAS
MD Residente Oftalmología
FOSCAL – U.I.S

Director de tesis
JUAN CARLOS RUEDA GALVIS
MD Oftalmólogo Glaucomatólogo FOSCAL

ASESOR METODOLÓGICO
Laura Andrea Rodríguez
MD. Msc. Epidemiología
FOSCAL

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FUNDACIÓN OFTALMOLÓGICA DE SANTANDER
FACULTAD DE SALUD
ESCUELA DE MEDICINA
BUCARAMANGA
2007**

AGRADECIMIENTOS

A Dios por el regalo de la vida y la salud.

En memoria de mi madre, PAQUITA ISABEL VALDERAS, que Dios la tenga en su santo regazo, A mi padre LUIS PONGO AGUILA; mis hermanos Paola, Brenda y Jorge. Por el apoyo y el amor.

TABLA DE CONTENIDO

	Pág
RESUMEN	
SUMMARY	
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	1
2. JUSTIFICACIÓN	3
3. MARCO TEÓRICO	5
The Heidelberg Retina Tomograph HRT	5
Principio del HRT	5
Plano de referencia	6
Adquisición de la imagen	7
Parámetros estereométricos	7
Tomógrafo Óptico de Coherencia	9
Concordancia y Acuerdo de parámetros Morfométricos	16
Medidas Estadísticas	18
4. OBJETIVOS	21
4.1 Generales	21
4.2 Específicos	21
5. METODOLOGÍA	22
5.1 Diseño de Estudio	22
5.2 Sedes y lugares de trabajo	22
5.3 Población estudio	22
5.4 Criterios de Inclusión	22
5.5 Tamaño de Muestra	23
6. VARIABLES	24
7. PROCEDIMIENTO DE RECOLECCIÓN	25

7.1 Captación de paciente y obtención de registros	25
8. PLAN DE ANÁLISIS	26
9. IMPLICACIONES ÉTICAS	27
9.1 Riesgo de Estudio	
9.2 Riesgos y beneficios	27
9.3 Precauciones	27
10. RESULTADOS	28
11. DISCUSIÓN	34
12. CONCLUSIONES	37
13. RECOMENDACIONES	38
14. BIBLIOGRAFÍA	39

LISTA DE FIGURAS

	Pág
Figura 1. Plano de Referencia	6
Figura 2. Tomógrafo Óptico de Coherencia	10
Figura 3. Scan de cabeza de Nervio Óptico por OCT	13

LISTA DE GRÁFICAS

	Pág
Grafica 1. Distribución de pacientes según sexo	28
Grafica 2. Límites de acuerdo de Bland y Altman del Disc Area	31
Grafica 3. Límites de acuerdo de Bland y Altman de Cup Area	32
Grafica 4. Límites de acuerdo de Bland y Altman de Rim Area	32
Grafica 5. Límites de acuerdo de Bland y Altman de Cup/Disc AR	33
Grafica 6. Límites de acuerdo de Bland y Altman de Linear C/DR – C/DVR	33

LISTA DE TABLAS

	Pág
Tabla 1. Promedio de parámetros morfométricos obtenidos por HRT III y OCT 3	29
Tabla 2. Reproducibilidad de parámetros morfométricos determinados por OCT y HRT III.	29
Tabla 3. Acuerdo entre parámetros morfométricos evaluados por HRT III y OCT 3	30

RESUMEN

TÍTULO: REPRODUCIBILIDAD DE PARÁMETROS MORFOMÉTRICOS DE NERVIÓ ÓPTICO ENTRE HRTIII Y OCT 3 EN UNA POBLACION ADULTA HISPANA EN BUCARAMANGA, SANTANDER-COLOMBIA*

AUTOR: Pongo Valderas Vanessa Cristina**

PALABRAS CLAVES: Parámetros morfométricos, The Heidelberg Retina Tomograph (HRT).Tomógrafo Óptico de Coherencia (OCT)

CONTENIDO

Objetivo: Determinar la reproducibilidad de los diferentes parámetros morfométricos entre HRT III y OCT 3 en adultos evaluados por el área diagnóstica del departamento de glaucoma de la FOSCAL.

Diseño: Evaluación de tecnología diagnóstica , muestreo transversal y recolección de datos retrospectiva.

Participantes: 77 pacientes evaluados durante el período 2006-2007 a quienes se les realizó en conjunto tanto OCT como HRT .

Metodología: Posterior a la selección de pacientes se procedió a la revisión de los diferentes parámetros morfométricos .

En el caso del HRT los exámenes en versión II fueron convertidos a versión III. Posterior a esto se identificaron los parámetros bajo los cuales se podía establecer el grado de acuerdo , siendo los siguientes: Área de Disco mm² , Área de la Copa mm² , Área del Anillo mm² Índice Copa/Disco y la relación Índice Copa /Disco vertical obtenido por OCT con el Índice Lineal Copa /Disco obtenido por HRT.

* Tesis de Grado

** Facultad de Salud; Especialización en Oftalmología; Director: Rueda Galvis Juan Carlos MD.

Resultados: Se evaluaron un total de 154 ojos .

Excepto por el valor del área del anillo, todos los valores determinados por OCT son mayores. El área del Disco mm^2 es el parámetro que presentaba mejor reproducibilidad entre las dos tecnologías.

El área del Anillo y la relación Índice Lineal Copa/Disco –Índice Copa/Disco Vertical son los que presentaban mejor acuerdo.

CONCLUSIÓN: 1.Existe un considerable rango de diferencias en la estimación de parámetros morfométricos determinados por OCT y HRT, siendo la mayoría de los mismos mayores por OCT.

2.A pesar de la correlación moderada entre los parámetros, existe un amplio rango y dispersión considerable a nivel de los límites y gráficas de acuerdo por lo que se concluye que las medidas no son comparables.

SUMMARY

TITLE: REPRODUCIBILITY OF OPTIC NERVE MORPHOMETRIC PARAMETERS BETWEEN HRT III AND OCT 3 IN A HISPANIC ADULT POPULATION IN BUCARAMANGA , SANTANDER , COLOMBIA*

AUTHOR: Pongo Valderas Vanessa Cristina**

KEY WORDS: Morphometric parameters, The Heidelberg Retina Tomograph (HRT), Optical coherence tomography (OCT)

CONTENT

Objective: To determine reproducibility of the different morphometric parameters between HRT III y OCT 3 in adults evaluated by the diagnoses area of the FOSCAL glaucoma department.

Design: Diagnoses technology evaluation transversal sampling and retrospective data collection.

Participants: 77 patients evaluated during the period 2006-2007 underwent OCT and HRT.

Methodology: Subsequent to the selection of patients , the revision of the different morphometric parameters was done.

In the case of the HRT, the examinations in version II were changed to version III. After identified the parameters under which could be established the agreement degree such as : Disc area mm^2 , Cup area mm^2 , Rim area mm^2 ,Cup to Disc area ratio , Cup to Disc Vertical ratio, in OCT to relation Linear cup /Disc ratio in HRT.

* Tesis de Grado

** Facultad de Salud; Especialización en Oftalmología; Director: Rueda Galvis Juan Carlos MD.

Results: 154 eyes were evaluated.

Except by the average value of the Rim Area, all the values obtained with OCT are greater. Disc Area mm² is the parameter that displayed better reproducibility between the two technologies.

The Rim area and Linear Cup/Disc Ratio – Cup/Disc Vertical Ratio are the parameters with better agreement.

CONCLUSIÓN : 1.Exists a considerable range of differences in the estimation of morphometric parameters with OCT and HRT being most with exception of Rim area the greater by OCT .

2.Although the correlation between parameters is moderate ,there exist a range and substantial dispersion at level of the limits and agreement graphics reason why concludes that the measures are not comparable.

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El término Glaucoma se refiere a un grupo de enfermedades que tienen como característica: Neuropatía óptica asociado a pérdida de campo visual en el cual la presión intraocular es uno de los principales factores de riesgo, siendo el único factor medible y susceptible de ser controlado hasta el momento.(1)

El glaucoma es la segunda causa de ceguera irreversible a nivel mundial, Quigley estima que aproximadamente 67 millones de personas sufren de Glaucoma y de ellos un 50% no es diagnosticado oportunamente, además 7.6 millones de personas son ciegos bilaterales.(2)

En el año 2002 se estimó que 2.22 millones de personas en EEUU presentaban glaucoma de ángulo abierto, para el 2010 se estima un aumento a 2.79 y el número de ciegos bilaterales en el mundo se estima estará sobre los 8.4 millones de personas.(3). Por lo expuesto es importante la prevención, diagnóstico y tratamiento oportuno de esta patología.

El proceso patológico esencial en glaucoma es la pérdida de células ganglionares y sus axones. Ésta pérdida es la causa de cambios estructurales en la cabeza del nervio óptico y del adelgazamiento de capa de fibras nerviosas en la Retina. Dada la irreversibilidad del daño resulta de vital importancia el diagnóstico precoz del proceso. Actualmente es aceptado que los cambios estructurales de Nervio óptico preceden en el tiempo a la aparición de las pérdidas funcionales en el campo visual, por ejemplo Sommer y col reportaron que anomalías de capa de fibras están presentes en un 60 % de los ojos en promedio 6 años antes de pérdidas detectables a nivel de campo visual.(4,5)

Anteriormente las fotografías libres de rojo se consideraban un método estándar para la detección de defectos de capa de fibras sin embargo es un método

subjetivo que requiere máxima dilatación pupilar y medios claros así este método presenta una gran variabilidad inter e intraobservador.(5,6,7)

Dentro de este contexto se han desarrollado métodos objetivos con equipos útiles para el diagnóstico estructural del glaucoma tales como el Heidelberg Retina Tomograph : HRT y el Tomógrafo óptico de coherencia : OCT (5,6)

El HRT es un método diagnóstico preciso reproducible y rápido que aporta gran cantidad de parámetros cuantitativos sobre la morfología del Disco óptico.(5) Para facilitar la interpretación de estos datos se han desarrollado algoritmos diagnósticos como el propuesto por el hospital de Moorfields que a partir de una base de normalidad establece una regresión lineal entre el área del anillo neuroretiniano y el área de disco óptico en función de la edad.(5)

Recientemente se cuenta en el mercado con la versión HRT software 3.0 el cual usa un método avanzado para el alineamiento topográfico.(8)

El OCT es una técnica que originalmente fue introducida para la medida de capa de fibras nerviosas retinianas, ahora adicionalmente también es un medio diagnóstico cuantitativo para el examen de la cabeza de Nervio óptico que presenta una alta reproducibilidad con un promedio de coeficiente de variación menor al 10% para remediciones del disco óptico y área de anillo neuroretiniano.(6) .Actualmente contamos con OCT 3000 (Stratus OCT, software versiónA 4.0 1; Carl Zeiss Meditec, Inc, Dublín , CA, USA).

Se han realizado diversos estudios valorando el grado de acuerdo de los diferentes parámetros morfométricos entre métodos subjetivos y objetivos tales como fotos ,HRT y OCT , todos ellos realizados con versiones previas a HRT III y OCT3 en poblaciones con características étnicas diferentes a la nuestra.

2. JUSTIFICACIÓN

Como mencionamos el glaucoma es la segunda causa de ceguera irreversible a nivel mundial, hay 67 millones de personas afectados por Glaucoma y de ellos un 50% no es diagnosticado, además 7.6 millones de personas son ciegos bilaterales. (2)

Por lo expuesto resulta de vital importancia el diagnóstico precoz del proceso. Se sabe que los cambios estructurales de Nervio óptico preceden en el tiempo a la aparición de las pérdidas funcionales en el campo visual, (4,5)

Dentro de este contexto se han desarrollado métodos objetivos con equipos útiles para el diagnóstico estructural del glaucoma tales como el Heidelberg Retina Tomograph: HRT ,el Tomógrafo óptica de coherencia : OCT y GDX analizador de capa de fibras nerviosas (polarimetría láser)(5,6).Actualmente contamos en nuestra institución con las versiones HRT III y OCT 3 Stratus .

Debido a la disponibilidad actual de equipos para el diagnóstico estructural del glaucoma se han realizado diversos estudios comparando los parámetros morfométricos del Disco óptico tomados por OCT 3 Y HRT II entre otros. (7, 10,11).

Stella y col compararon el nivel de acuerdo entre fotografías HRT II y OCT 3 para el Índice Copa / Disco Horizontal HCDR e Índice Copa/Disco vertical VCDR .(7)

Barkana y colab evaluaron la correlación del área y diámetro vertical del Disco Óptico determinadas por fundoscopia, OCT 3 y HRT II (10)

Iliev y col compararon parámetros morfométricos entre fotografía, HRT II y OCT 3.(11)

Como observamos la concordancia de las medidas entre versiones previas a OCT 3 y HRT III han sido evaluadas sin embargo los estudios entre las nuevas versiones de estos instrumentos son limitados por tal motivo el propósito de este trabajo es evaluar la concordancia de los diferentes parámetros morfométricos del Disco óptico, entre OCT 3 y HRT III, contribuyendo así al mejor aprovechamiento de medios diagnósticos estructurales, para la detección temprana de Glaucoma.

Cabe destacar que el hecho de que los estudios descritos corresponden a poblaciones con características étnicas diferentes a la nuestra, incrementa el interés en los resultados obtenidos por este estudio.

3. MARCO TEÓRICO

El glaucoma provoca un daño en el nervio óptico caracterizado por la pérdida progresiva de células ganglionares de la retina, ésta pérdida es la causa de cambios estructurales en la cabeza del nervio óptico y del adelgazamiento de capa de fibras nerviosas de la Retina. (5)

Es conocido que los cambios estructurales que preceden a los cambios en el campo visual, pueden extenderse hasta un 20 – 40% de axones perdidos sin que estas alteraciones puedan ser detectadas por la técnicas campimétricas convencionales (12). Esto ha estimulado la búsqueda de instrumentos que permitan una valoración de la papila como el HRT Y medición acertada de la capa de fibras nerviosas retiniana como OCT para detección temprana de daño glaucomatoso. En este contexto la valoración de la papila mediante una tomografía papilar realizada por el Heidelberg Retina Tomograph HRT ha demostrado en numerosos estudios ser útil en el diagnóstico de estos cambios estructurales (5).

THE HEIDELBERG RETINA TOMOGRAPH HRT

El HRT es un sistema láser escáner confocal para la adquisición y análisis de imágenes tridimensionales del segmento posterior y anterior del ojo.

La más importante aplicación clínica del HRT es la detección de daño glaucomatoso de la cabeza de nervio óptico y seguimiento de progresión con el módulo de glaucoma.

PRINCIPIO DEL HRT

El láser empleado es un diodo láser con una longitud de onda de 670 nm. una imagen tridimensional es generada como una serie de 16 a 64 imágenes ópticas

seccionales bidimensionales consecutivas y equidistantes a una profundidad de 4 mm es decir 16 planos por cada mm. Cada una de las imágenes presenta una resolución de 384 x 384 píxeles o 147,456 puntos. El tamaño de la imagen tomada es de 15° x 15° en la retina. La imagen topográfica tridimensional resulta de la superposición de las imágenes en mención.(8,13)

Cada sección óptica bidimensional toma 0.025 seg y un simple scan de 2mm en profundidad, puede realizarse en 1 seg, así pues una típica sesión de toma de pre scan y tres scan confocal puede obtenerse bajo 7 seg.(13)

PLANO DE REFERENCIA

Posterior a la realización de la línea de contorno alrededor del borde del disco óptico, el software toma automáticamente un plano de referencia paralelo a la superficie retinal peripapilar localizada 50 μm posterior a la altura de la línea de contorno en el margen temporal del disco. Cabe mencionar que se han realizado algunos estudios en los que se evalúa la reproducibilidad del HRT con el uso de otro plano de referencia diferente al de 50 μm , reportándose igualmente buena reproducibilidad pero como ya mencionamos éste último es el plano de referencia estándar. (8,13,14).Fig 1 (8)

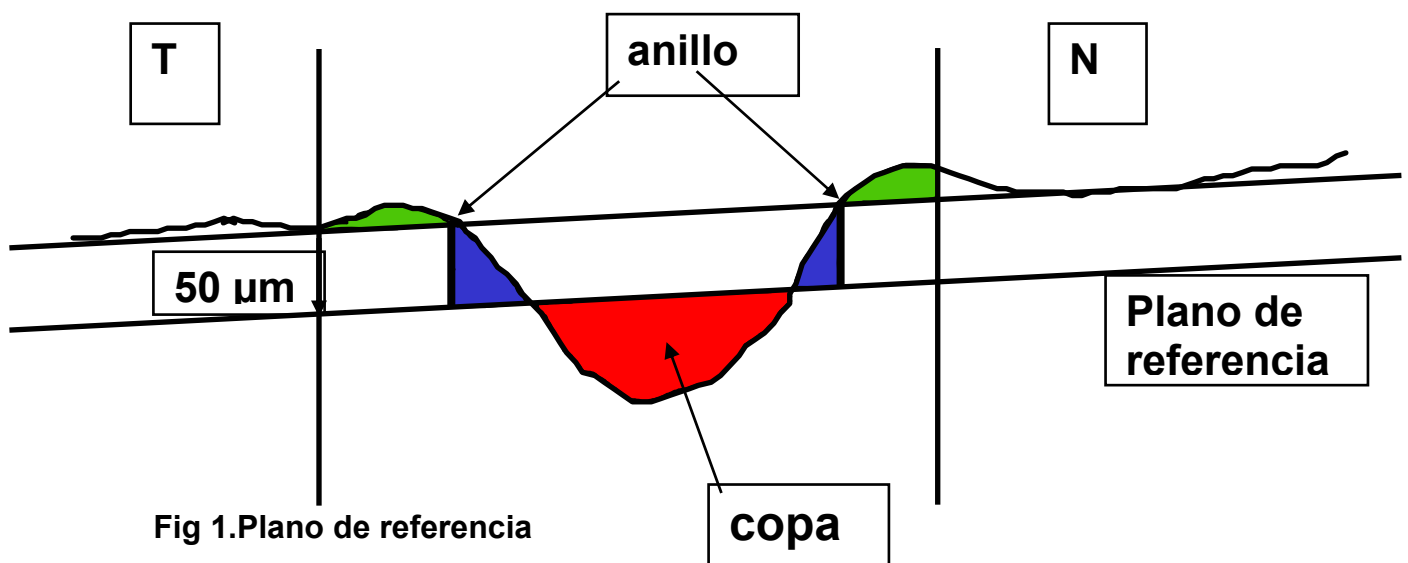


Fig 1.Plano de referencia

ADQUISICIÓN DE LA IMAGEN

La obtención de una imagen de buena calidad depende de muchos factores como dilatación pupilar adecuada, claridad de medios, fijación del paciente y foco. Por lo expuesto se entiende que las anomalías en la refracción deben ser compensadas, se destaca entonces el juego de lentes cilíndricos para astigmatismos mayores a 1.00 Dp, los cuales pueden ser fijados al objetivo, de este modo obtendremos imágenes de alta calidad y confiables. (8,13)

En cuanto a la posición del lente con respecto al paciente, éste debe quedar a 10 mm de la córnea sin toque de pestañas. La pupila puede no requerir dilatación si presenta 3 a 4 mm de diámetro, en pacientes ancianos con catarata se requiere de dilatación para la obtención de una imagen fiable.

El score de calidad de imagen es determinado por la calidad de la topografía y se basa en el promedio de desviación estándar, éste valor se obtiene de cada desviación estándar de cada píxel de la topografía y su promedio en la totalidad de la imagen. Se considera una calidad de imagen excelente si la desviación estándar es menor a 10 μm , muy buena entre 10 y 20 μm , buena entre 20 y 30 μm , aceptable entre 30 y 40 μm , pobre entre 40 y 50 μm y muy pobre mayor a 50 μm . (8)

Nosotros en la institución somos estrictos en la confiabilidad de la imagen por lo que consideramos como una imagen fiable y de buena calidad si es menor o igual a 20 μm .

PARÁMETROS ESTEREOMÉTRICOS

Los parámetros estereométricos más importantes son Cup shape measure, área del anillo, volumen del anillo, promedio de espesor de capa de fibras, y height variation contour, el rango normal representa ± 1 DS del promedio.

Catorce son los parámetros disponibles para impresión y análisis adyacente a cada parámetro figura el promedio del rango normal, es decir con una desviación

estándar de ± 1 DS. Siete parámetros adicionales están disponibles en la pantalla del computador mas no en la impresión.(13)

Para el propósito del estudio nosotros determinamos como variables a comparar los siguientes parámetros: Disc Area mm^2 , Cup Area mm^2 , Rim Area mm^2 , Cup/Disc Area Ratio y Linear Cup/Disc Ratio.

Disc Area mm^2 es el área limitado por el contorno de línea indicando el área del disco óptico, el valor normal para HRT III es de 1.63 – 2.43 mm^2

Cup Area mm^2 es el área de la excavación del disco óptico y es vista como el área localizada por debajo del plano de referencia. En la imagen topográfica aparece de color rojo.

Rim Área mm^2 , es el área del anillo neuroretiniano, el cual esta localizado cercano al plano de referencia. Este aparece como azul o verde en la imagen topográfica, representando la pendiente y el anillo neuroretiniano estable respectivamente. El valor normal va de 1.31 a 1.96 mm^2

Cup/Disc Área Ratio es la tasa de área de la excavación respecto al área del disco óptico. El valor normal va de 0.07 a 0.30

Linear Cup/Disc Ratio es el promedio de la tasa diámetro Cup/Disc calculada como la raíz cuadrada de Cup/Disc Area Ratio. El valor normal va de 0.27 a 0.55 (13)

Cabe resaltar que los valores de normalidad para los parámetros en mención de HRT III a pesar de que se basan en una población amplia y variada, ésta es de características étnicas diferentes a la nuestra.

El HRT III así pues incorpora una nueva base de datos que comprende 733 ojos de pacientes blancos y 215 ojos de pacientes negros de Alabama, ésta población negra está formada por un diverso grupo de inmigrantes incluyendo personas de África Sudamérica, y el Caribe. (8,15)

A diferencia el HRT II comprendía una base normativa de 112 sujetos blancos, con ametropías menor a 6 dioptrías. (15)

Se ha estudiado la sensibilidad y especificidad del HRTII y HRT III, encontrándose para el HRT II una sensibilidad y especificidad de 71.9% y 95.3% respectivamente, para sujetos blancos, y 50% y 98.6% respectivamente en sujetos negros. En el HRT III se encontró una sensibilidad y especificidad de 81.3% y 93.8% respectivamente para sujetos blancos y 71.2% y 86.1% en sujetos negros. Así pues vemos como en la nueva versión HRT III se incrementa la sensibilidad y se mantiene la especificidad en sujetos blancos, pero a nivel de la población negra si bien es cierto que se incrementa la sensibilidad, decrece la especificidad. (15)

TOMÓGRAFO ÓPTICO DE COHERENCIA (OCT)

Como mencionamos defectos en la capa de fibras nerviosa retiniana pueden ser signos tempranos de glaucoma, precediendo a los cambios en el Disco Óptico y en el campo visual. La capa de fibras nerviosas esta compuesta primariamente por axones de células ganglionares retinianas, neuroglia y astrocitos. Las células ganglionares están dispuestas en capas de 4 a 6 células en la mácula. La capa de células ganglionares es solo una célula más densa por fuera de la mácula. Las células ganglionares constituyen entre el 30 y el 35% del espesor macular retiniano, aunque por si mismas constituyen el mayor componente del estrecho espesor retiniano de la cabeza del disco óptico. La pérdida del espesor macular en glaucoma puede ser atribuida principalmente a la atrofia de células ganglionares

retiniana y capa de fibras nerviosas. Es útil, por lo tanto, la evaluación del espesor macular, como lo expresan Zeimer y colaboradores, quienes consideran que una pérdida de células ganglionares retinianas maculares puede resultar en un adelgazamiento retiniano y proponen la detección cuantitativa de daño glaucomatoso del polo posterior por mapeo del espesor retiniano. Así es que en 1991 Huang describe por primera vez el OCT. (9, 16, 17, 18, 19)

El OCT 3 es un instrumento óptico de precisión informatizado que genera imágenes de cortes transversales (tomografías) de la retina con una resolución axial $\leq 10 \mu\text{m}$ lo cual le otorga un papel fundamental de ayuda en el diagnóstico del glaucoma por su potencial detección temprana de daño y progresión. Su funcionamiento se basa en una técnica de medición óptica denominada interferometría de baja coherencia. (9, 16, 17) ver Fig 2 (9)



Fig 2. Tomógrafo óptico de coherencia

La interferometría se basa en un principio análogo al ultrasonido pero en lugar de ondas acústicas utiliza ondas de luz. La diferencia fundamental es que la velocidad de la luz es casi un millón de veces mayor que la del sonido. Esta diferencia permite medir estructuras y distancias en la escala de $\leq 10 \mu\text{m}$ en contraste con la escala de $100 \mu\text{m}$ característica del ultrasonido, otra importante

disimilitud respecto al ultrasonido es que la interferometría óptica no requiere contacto con el tejido examinado (9,16).

El OCT 3 contiene un interferómetro que resuelve las estructuras retinianas midiendo el retardo del eco producido por la luz reflejada y retrodispersada desde diferentes microestructuras de la retina. El OCT 3 proyecta sobre la retina un haz luminoso de banda ancha en el infrarrojo cercano a 820 nm, emitido desde un diodo superluminiscente. Seguidamente compara los retardos de los ecos de la luz reflejada desde la retina con los obtenidos al reflejar el mismo haz luminoso en un espejo de referencia situado a distancias conocidas.

Cuando en interferómetro combina los impulsos de luz reflejada desde la retina y el espejo de referencia se produce un fenómeno denominado interferencia. Para detectar y medir la interferencia se emplea un fotodetector. Aunque la luz reflejada desde la retina se compone de múltiples ecos la distancia que éstos recorren se determina variando la distancia hasta la distancia de espejo de referencia. Esto produce una gama de retardos de tiempos de la luz de referencia, que puede emplearse para fines de comparación (9).

El interferómetro detecta, recopila, procesa y almacena electrónicamente los patrones de retardo de los ecos procedentes de la retina. En cada pasada de escáner el OCT captura 128 y 768 muestras de rango longitudinal (axial), es decir, barridos A. Cada barrido A se compone de 1024 puntos de datos adquiridos hasta una profundidad de 2 mm. Así el OCT 3 integra de 131072 a 786432 puntos de datos para construir una imagen de corte transversal (tomografía) de la anatomía retiniana. Las tomografías se visualizan en un tiempo real mediante una escala de pseudocolores que representan la magnitud de retrodispersión de la luz desde tejidos que se encuentran a distintas profundidades en la retina el sistema almacena las tomografías realizadas para su análisis posterior (9).

El OCT 3 delinea la anatomía intrarretiniana efectuando cortes con una resolución axial de $\leq 10\mu\text{m}$ y una resolución transversal de $20\mu\text{m}$. El paquete del software OCT 3 ofrece 18 protocolos de adquisición de tomografías y 18 protocolos de análisis que en conjunto permiten analizar el disco óptico, la capa de fibras nerviosas de la retina y la mácula con un solo instrumento, así facilita la evaluación tanto de glaucoma como de la patología vitreoretiniana. (9)

El OCT no requiere de un plano de referencia para calcular el espesor de NFL porque este provee una medida absoluta de un corte seccional de la subestructura retiniana, desde donde es calculada.

El instrumento adquiere la mayoría de las tomografías en un segundo. El resto de tiempo es el que se requiere para situar correctamente al paciente antes de explorarlo y para optimizar la calidad de la tomografía, el instrumento nunca toca el ojo del paciente (9). Para la exploración se requiere una dilatación adecuada.

En cuanto a la calidad de la imagen la señal de ruido provee una guía para la valoración de la misma, en general una gran señal de ruido indica una mejor imagen y por lo tanto una buena confiabilidad en el resultado de los análisis. Cuando adquirimos un scan, el operador debe tratar de optimizar la imagen el OCT 3 tratando de alcanzar una señal de ruido entre 7 y 10 y tratando de conseguir un brillo uniforme a través del scan. Si en general la señal de ruido es menor o igual a 5 o si el instrumento arroja una señal de alerta como análisis de baja confiabilidad el examen debe ser repetido. Nótese que los problemas asociados a opacidad de medios tal como hemorragia vítrea, cataratas entre otros pueden hacer imposible conseguir un examen con señal de ruido de 5. (Comunicación vía mail con representante ZEISS en Colombia).

Para la medición macular el OCT genera 6 scans lineares separados 30° , centrados en la fovea, conformados cada uno por 100 scan A. Cada tiempo de

adquisición del scan corresponde a 1 segundo. Cada scan lineal tiene una longitud de 5.93 mm. La longitud del scan es corregida por magnificación basada en el error refractivo del ojo. El espesor de la capa de fibras nerviosas medido sobre los 6 scan lineares (600 scan A) es promediado para obtener el promedio del espesor macular de RNFL. De igual forma, el espesor retiniano a través de los 6 scans lineares son promediados para proveer el promedio del espesor retiniano macular. En el scan circular peripapilar alrededor de la circunferencia de la cabeza del disco óptico, el OCT genera 100 scan A a lo largo de los 360° circulares. 3 scan circulares son obtenidos para la retina peripapilar en un radio predeterminado de 1.74 mm desde el centro del disco óptico, y las mediciones son promediadas para proveer el promedio del espesor RNFL peripapilar. El scan peripapilar esta dividido en 4 cuadrantes iguales de 90° (superior, inferior, temporal y nasal), y se obtienen también las mediciones del espesor de RNFL en los 4 cuadrantes. (9)

Las técnicas de medición de NFL usa varias opciones para determinar el radio del nervio óptico (1.5 mm, 1.73 mm, 2.0 mm). Se realiza el escaneo previamente posicionado en un círculo cuyas dimensiones pueden ser ajustadas manualmente acorde con el tamaño del disco óptico, y el radio de scan actual es mayor que el radio del círculo designado. La opción de radio 1.73 mm resulta en un escaneo muy similar a los 3.4 mm de diámetro usados por Schuman (20) y Blumenthal (21). Ver fig 3 (9)

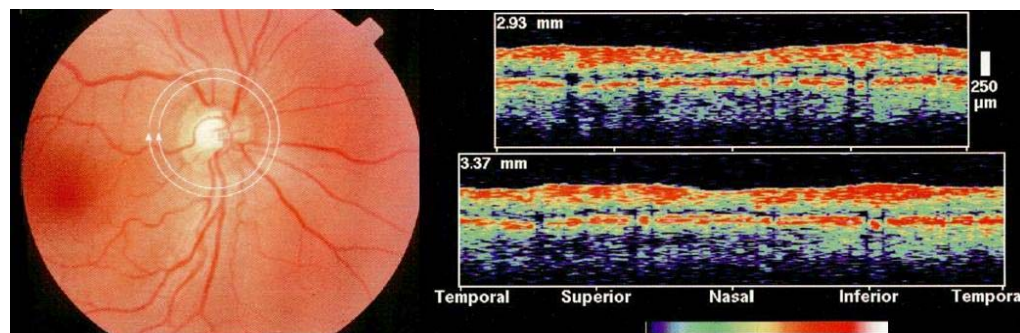


Fig 3. Scan de cabeza de Nervio óptico por OCT

En el estudio realizado por Carpineto et al (22), realizaron el escaneo con los 3 programas opcionales para medición de cabeza de disco óptico (Radio: 1.5, 1.74 y 2.0 mm). Encontraron que el espesor de la NFL, disminuye con el incremento del círculo de radio.

La retina es diferenciada en sus capas con un algoritmo que detecta el borde del epitelio pigmentario retiniano y la capa de fotorreceptores. El espesor retiniano macular es calculado por obtención de la diferencia entre la primer señal de la interfase vitreoretiniana y la señal del limite anterior del epitelio pigmentario retiniano. La capa de fibras nerviosas en la región peripapilar y macular es determinada por la obtención de la diferencia en las distancia entre la interfase vitreoretiniana y la capa adyacente altamente reflectiva, con el borde posterior determinado por computador, basado en la reflectividad alcanzada por un umbral preciso predeterminado. El umbral es individualmente predeterminado por cada scan como un múltiplo de la máxima reflectividad local para ajustar las variaciones por lineamientos ópticos ó resequedad de la superficie corneal o cambios en el tamaño pupilar. Un algoritmo interextrapolado es usado para corregir algunos límites erróneos causados por sombras de los vasos sanguíneos. El espesor de la capa de fibras nerviosas es calculado como un múltiplo de un número de píxeles entre los límites anterior y posterior de RNFL. El análisis del espesor de RNFL es similar al macular o de la retina peripapilar.

El protocolo de la cabeza de nervio óptico realiza barridos individuales para luego combinar el análisis y la medición de cada barrido individual para luego formar una imagen y mediciones compuestas que abarcan toda la cabeza del nervio óptico , es así que nosotros para el estudio tomamos de las mediciones de la imagen compuesta los siguientes parámetros a comparar: Disc Area, Cup Area, Rim Area, Cup/ Disc Area Ratio, y Cup/Disc Vertical Ratio.(9)

El Disc Area mm^2 es el área del disco delimitada por el contorno rojo del mismo en la imagen compuesta.

Cup Area mm^2 área de la copa delimitada por el contorno verde de la misma en la imagen compuesta.

Rim Area mm^2 es el área del anillo que se obtiene de la diferencia entre el área del disco y de la copa.

Cup/Disc Area Ratio, proporción entre el área de la copa y el área del disco.

Cup/Disc Vertical Ratio, es el índice vertical copa disco que es la proporción entre la línea vertical mas larga de un lado a otro de la copa y la equivalente línea de un lado a otro del disco

Se han realizado diversos estudios donde se valoran los parámetros en mención en ojos de pacientes sanos ,Hipertensos oculares y con glaucoma. Es así que los rangos de normalidad serian como siguen: área de Disco $1.6-2.8 \text{ mm}^2$, área de la copa $0.48 \text{ mm}^2 \pm 0.28$, área del anillo $1.41 \text{ mm}^2 \pm 0.27$, Cup/Disc Area Ratio 0.25 ± 0.13 y Cup/Disc Vertical Ratio 0.52 ± 0.1 .(11,23)

OCT es un método muy exacto y reproducible para la medición del espesor de la capa de fibras nerviosas retinianas. Particularmente cuando es usado en combinación con técnicas de imágenes del nervio óptico, siendo usado para diferenciar discos ópticos sanos de glaucomatosos. Numerosos estudios han demostrado su reproducibilidad, sensibilidad y especificidad. por ejemplo Schuman demostró que el cuadrante inferior fue significativamente más delgado en ojos glaucomatosos que en ojos normales.(6,16,24,25,26)

Parikh encontró que el parámetro inferior máximo tuvo mejor combinación de sensibilidad y especificidad con unos porcentajes de 75% y 89,4% respectivamente. (16)

Finalmente dentro de las novedades con respecto al OCT ,actualmente se encuentra en estudio un nuevo OCT de alta resolución UHR-OCT que es un sistema de alta resolución axial de aproximadamente 3 um permitiendo la visualización y detección de las numerosas capas retinales incluyendo la capa de células ganglionares, esto promete ser un gran aporte debido a que como sabemos múltiples estudios histológicos han demostrado que las células ganglionares y capa de fibras nerviosas son el blanco del daño glaucomatoso.(27)

CONCORDANCIA Y ACUERDO DE PARÁMETROS MORFOMÉTRICOS ENTRE OCT Y HRT.

Como ya mencionamos se han realizado múltiples estudios que determinan la concordancia de parámetros morfométricos entre OCT y HRT.

Stella y col compararon el nivel de acuerdo entre fotografías, HRT II y OCT3 para el Índice Copa / Disco Horizontal HCDR e Índice Copa/Disco vertical VCDR encontrando que el OCT da valores mayores respecto a HRT tanto en nervios normales como glaucomatosos. Los valores más pequeños del VCDR fueron los dados por el HRT. Cabe resaltar que el acuerdo entre los tres métodos fue moderado. (7)

Barkana y colab evaluaron la correlación del área y diámetro vertical del disco óptico determinadas por fundoscopia, OCT 3 y HRT II encontrando un rango de diferencia considerable demostrando así un pobre acuerdo entre esos métodos en la clasificación del tamaño de Disco como pequeño promedio o grande. Se destaca el promedio de la diferencia de 0.20 mm entre OCT y HRT en cuanto a

los valores hallados del diámetro vertical del Disco. Por lo mencionado concluyen que las medidas dadas por los diferentes métodos no son intercambiables. (10)

Hoffman y col realizaron un estudio buscando establecer el acuerdo de los parámetros morfométricos entre HRT II, RTA Retinal Thickness Analyser y OCT3 encontrando a nivel del área de Disco valores de OCT mayores que HRT en promedio 0.18 mm^2 , en cuanto al resto de parámetros existe discrepancias significativas, por ejemplo a nivel del área del anillo entre HRT II y OCT3 se encontró un Límite de acuerdo de -0.76 mm^2 a 0.75 mm^2 . Por lo expuesto concluyen que las medidas no son intercambiables. (28)

Iliev y col compararon parámetros morfométricos entre fotografía, HRT II y OCT 3 encontrando que los valores de área de disco, área de la copa y el índice copa/disco fueron mayores en OCT que HRT, por ejemplo a nivel de área de Disco los valores fueron en promedio 0.16 mm^2 mayores con un límite de acuerdo de -0.76 a 0.39 . A nivel de área y volumen del anillo los valores por OCT fueron mayores que los tomados por HRT solamente en el caso de Disco normales e Hipertensos oculares ya que en el caso de Discos glaucomatosos, los valores promedios de OCT fueron menores que HRT. Así áreas y volúmenes de anillo pequeños ($< 1.10 \text{ mm}^2$, $< 0.24 \text{ mm}^3$) tienden a ser minimizados por OCT contrario a las áreas y volúmenes grandes que son magnificados. Por lo hallado concluyen que los valores morfométricos entre HRT y OCT no son directamente comparables ya que a pesar de que poseen una correlación significativa, presentan mucha dispersión a nivel de límites de acuerdo. (11)

Schuman en su estudio en 2003 encontró una buena correlación de los parámetros entre HRT I y OCT3. Cabe resaltar que en este estudio los límites de acuerdo no fueron reportados. (11)

Jonas realizó la comparación de medidas del anillo entre HRT y planimetría de fotografías encontrando que el valor promedio de área del anillo fue mayor en HRT que en planimetría. (1.51 mm^2 vs 1.37 mm^2).(29)

MEDIDAS ESTADÍSTICAS

La reproducibilidad o fiabilidad es una medida de consistencia de la eficacia de un instrumento cuando se utiliza repetidamente en condiciones similares.

Las mediciones son reproducibles si son de la misma magnitud o presentan resultados similares en cada momento que es realizada. En ocasiones pueden existir diferentes métodos de medida, siendo uno de ellos el que mejor determina la magnitud de la variable en estudio. A éste se le conoce como patrón de referencia (estándar de oro) y sería el método a utilizar si presenta un nivel de acuerdo apropiado.

La reproducibilidad es cuantificada de dos formas: la reproducibilidad relativa examina la relación entre dos o más series de mediciones repetidas (asociación) y la absoluta que examina la magnitud de las diferencias entre las mediciones (concordancia). Se puede evaluar varios tipos de reproducibilidad:

Reproducibilidad intra observador: Medición determinada por el mismo observador efectuando las mismas mediciones a los mismos sujetos en dos o más ocasiones diferentes. Su objetivo es evaluar el grado de consistencia medición de un observador consigo mismo.

Reproducibilidad inter observador: Se determina la medición en los mismos sujetos por dos o más examinadores independientes.; evalúa la consistencia entre los observadores cuando realizan una misma medida en un mismo individuo.

Concordancia entre dos métodos de medición: Se realiza cuando existen diferentes métodos de medida para un mismo factor y se evalúa si los resultados obtenidos con ambos instrumentos son equivalentes.

Una medida no es válida si no tiene un buen grado de reproducibilidad y es considerada como el primer paso para establecer la calidad de una prueba.

Para estimar la reproducibilidad de las mediciones existen varios coeficientes de correlación que se usan dependiendo de la naturaleza de las variables: El coeficiente de correlación de Pearson producto momento (dos variables continuas), el coeficiente de correlación intraclase (dos o mas variables continuas), el coeficiente kappa (dos o mas variables nominales y ordinales), el coeficiente de correlación o concordancia de Lin (variables continuas) coeficiente de Spearman (dos variables ordinales), coeficiente de Kendall (dos variables ordinales) y, para evaluar el nivel de acuerdo entre pruebas se utiliza los límites de acuerdo de Bland y Altman (30)

El coeficiente de Pearson es aplicado frecuentemente. Mide el grado de asociación entre dos variables continuas con diferentes unidades de medida mostrando como los puntos de un diagrama de dispersión se ajustan a una recta pero no mide el grado de acuerdo entre ellas.

El coeficiente de correlación intraclase y el coeficiente Kappa miden el grado de acuerdo entre dos o más mediciones y están corregidos por el azar (30). El primero permite la comparación de dos o más medidas repetidas en variables continuas. La técnica depende del análisis de Anova de medidas repetidas y el coeficiente Kappa es utilizado para evaluar la reproducibilidad en datos nominales con dos o más categorías, en realidad es como un coeficiente de correlación intraclase para datos binarios.

El coeficiente de correlación de concordancia de Lin determina la reproducibilidad de dos medidas continuas con las mismas unidades obtenidas por dos evaluadores o dos métodos. Evalúa que tan desviados están los datos de la línea de 45° o línea de la perfecta concordancia (31)

El método de los límites de acuerdo de Bland y Altman se basa en la representación gráfica de la diferencia de dos mediciones frente a su media, a su vez proporciona unos límites de acuerdo a partir del cálculo del intervalo de confianza del 95% para la diferencia de las dos mediciones. Permite examinar la magnitud de discrepancias entre cada par de observaciones y su relación con la magnitud de la medida (32)

4. OBJETIVOS

4.1 Generales

Determinar la reproducibilidad de los diferentes parámetros morfométricos entre HRT III y OCT 3 en adultos atendidos por el área diagnóstica del departamento de glaucoma de la FOSCAL.

4.2. Específicos

- a. Evaluar el grado de concordancia y error entre los medios diagnósticos HRT III y OCT3 para los siguientes parámetros morfométricos: área de Disco Óptico, área de la Copa, área del Anillo e Índice Copa/Disco .
- b. Determinar el grado de acuerdo entre los medios diagnósticos HRT III y OCT3 para los siguientes parámetros morfométricos: área de Disco Óptico, área de la Copa, área del Anillo e Índice Copa/Disco
- c. Determinar la concordancia y el acuerdo entre el Índice Copa /Disco vertical determinado por OCT y el Índice Lineal Copa/Disco determinado por HRT III.

5. METODOLOGÍA

5.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

Evaluación de tecnología diagnóstica con muestreo transversal y recolección de datos retrospectiva.

5.2 SEDES Y LUGARES DE TRABAJO

Fundación Oftalmológica de Santander, Clínica Carlos Ardila Lulle

5.3 POBLACIÓN A ESTUDIO

Este estudio incluye a todos los pacientes que acuden remitidos al área diagnóstica del departamento de glaucoma para la toma de OCT CAPA DE FIBRAS y HRT, cabe destacar que dichos pacientes son remitidos tanto por oftalmólogos pertenecientes a nuestra institución como por otras instituciones en la ciudad de Bucaramanga durante el período 2006 -2007.

5.4 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- ❖ Pacientes remitidos al área diagnóstica del departamento de glaucoma para la toma de OCT CAPA DE FIBRAS y HRT.
- ❖ Pacientes cuyos exámenes sean confiables. Cabe resaltar que siendo estrictos en la confiabilidad nosotros consideramos un HRT confiable si presenta una desviación estándar menor a 20 μ m y un OCT con una señal de ruido entre 7 -10.
- ❖ Mayores de 18 años.

5.5 TAMAÑO DE MUESTRA

Para el cálculo de la concordancia y reproducibilidad intermétodo se determinó un tamaño de muestra de 160 ojos (80 pacientes) basado en un coeficiente de correlación intraclase esperado de 0.8 ± 0.1 , dicha muestra fue calculada según la fórmula que trae la versión del software epidat 3.0.

Tres de los 80 pacientes fueron excluidos, debido a que presentaban exámenes de baja confiabilidad.

6. VARIABLES

NOMBRE	DEFINICION CONCEPTUAL	Definición operativa y escala de medición
Edad	Años cumplidos	≥18 años. Razón
Sexo	Género	Masculino – Femenino. Nominal
Disc Area mm ²	Área del Disco óptico en mm ²	Variable cuantitativa Razón
Cup Area mm ²	Área de la copa (excavación) mm ²	Variable cuantitativa Razón
Rim Area mm ² ,	Área del anillo mm ²	Variable cuantitativa Razón
Cup/Disc Area Ratio	Índice del área de la Copa respecto al área del Disco óptico.	Variable cuantitativa Razón
Linear Cup/Disc Ratio	Índice Lineal Copa/Disco Promedio del índice diámetro Copa/Disco calculada como la raíz cuadrada de Cup/Disc Area Ratio.	Variable cuantitativa Razón
Cup/Disc Vertical Ratio	Índice Copa/Disco Vertical	Variable cuantitativa Razón

7. PROCEDIMIENTO DE RECOLECCIÓN

7.1 Captación de paciente y Obtención de registros.

Previa aprobación por el comité de ética médica se revisó el registro de pacientes a quienes se les había realizado en conjunto tanto OCT como HRT con lo cual quedaron identificados facilitando la adquisición de historias clínicas disponibles ,recordemos que no todos los pacientes poseen historia clínica por ser remitido por otras instituciones .Posterior a la revisión de historias y la selección de pacientes según criterios de inclusión se procedió a la revisión y registro de los diferentes parámetros morfométricos tanto para OCT 3 como HRT III.

En el caso del HRT los exámenes en versiónII fueron exportados y convertidos a versión tres. Posterior a esto se identificaron los parámetros bajo los cuales se podía establecer el grado de acuerdo entre OCT 3 y HRT III siendo los siguientes: Área de Disco mm^2 , Área de la copa mm^2 , Área del anillo mm^2 ,Índice copa/Disco e Índice copa /Disco vertical por OCT en relación a Índice Lineal Copa /Disc por HRT.

8. PLAN DE ANÁLISIS

La correlación entre la medición de los dos equipos se evaluará mediante el coeficiente de correlación intraclass por tratarse de variables cuantitativas de razón y se calcularán sus intervalos de confianza del 95 % con el fin de establecer el nivel de variabilidad de la medida.

Se tendrán en cuenta también como medidas de correlación el coeficiente de Pearson y de Lin. Para evaluar el nivel de acuerdo entre los métodos se utilizarán las gráficas y los límites de acuerdo de Bland y Altman

9. IMPLICACIONES ÉTICAS

9.1 Riesgo del estudio:

Se considera como un estudio con riesgos menores al mínimo de acuerdo al reglamento de investigación biomédica ya que es un estudio tipo retrospectivo. Ninguna de las maniobras de toma de datos implica riesgo desproporcionado o injustificado.

9.2 Riesgos y beneficios

No existe riesgo para el paciente ya que los exámenes previamente realizados constituyen un medio diagnóstico no invasivo y no implica tipo alguno de alteración de la estructura ocular.

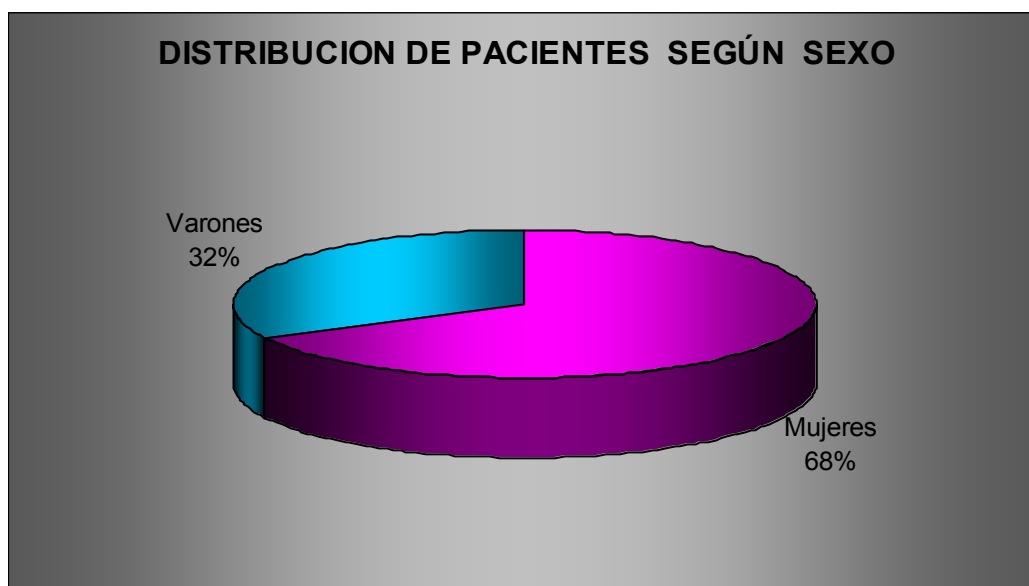
9.3 Precauciones

La identidad del paciente se cambiará por un código alfa-numérico confidencial, con objeto de reservar la información para situaciones especiales

10. RESULTADOS

- ❖ Se evaluaron un total de 154 ojos correspondientes a 77 pacientes (52 mujeres y 25 hombres) con un promedio de edad de 57.3+/- 12.2 años (rango 28 – 91 años). Ver Gráfico 1.

Gráfico 1. Distribución de pacientes según sexo



- ❖ La tabla 1 presenta las medidas resumen de los parámetros morfométricos medidos por el HRT y el OCT en los que se aprecia que excepto por el valor promedio del Rim Area, todos los valores promedio obtenidos por OCT son mayores.

- ❖ **Tabla 1. Promedio de parámetros morfométricos obtenidos por HRT III y OCT 3**

Variable	HRT		OCT	
	Promedio	DS	Promedio	DS
Disc Area mm ²	2.31	0.61	2.58	0.56
Cup Area mm ²	0.92	0.48	1.32	0.7
Rim Area mm ²	1.4	0.42	1.27	0.45
Cup/Disc Area Ratio	0.38	0.15	0.49	0.19
Linear C/D R - C/DVR	0.6	0.14	0.66	0.14

- ❖ En la tabla 2 observamos que el Disc Area mm² es el parámetro que presentaba mejor reproducibilidad entre las dos tecnologías, seguido por la concordancia entre Linear Cup/Disc Ratio (**Linear C/D R**) – Cup/Disc vertical ratio (**C/DVR**), evaluados con un coeficiente de correlación intraclase de 0.80 y de 0.74 respectivamente.

Tabla 2. Reproducibilidad de parámetros morfométricos determinados por OCT y HRT III.

Variable	CCP*	CCI** (IC 95%)	C.C.L*** (IC 95%)
Disc Area mm ²	0.74	0.80 (0.53-0.89)	0.69 (0.61-0.77)
Cup Area mm ²	0.65	0.66 (0.17-0.83)	0.50 (0.40-0.59)
Rim Area mm ²	0.37	0.52 (0.33-0.65)	0.37 (0.24-0.50)
Cup/Disc Area Ratio	0.66	0.69 (0.21-0.85)	0.54 (0.44-0.64)
Linear C/DR - C/DVR	0.64	0.74 (0.53-0.84)	0.61 (0.51-0.71)

*Coeficiente de Correlación de Pearson

** Coeficiente de Correlación Intraclase

***Coeficiente de Correlación o Concordancia de Lin.

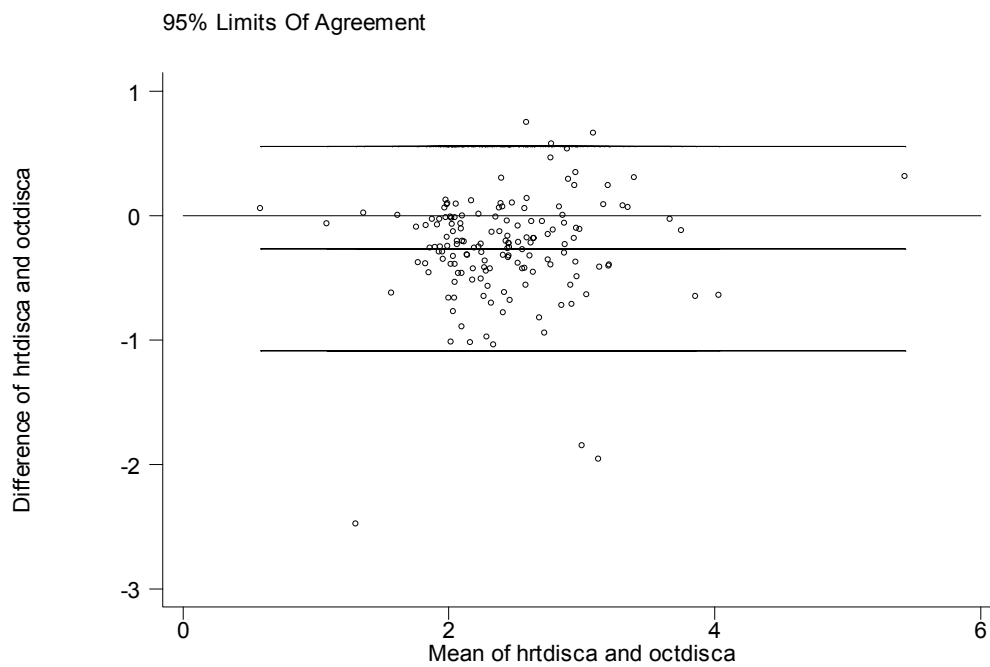
- ❖ En términos del acuerdo entre los dos métodos de medición se observa que en general mediciones realizadas con el OCT son mayores que las registradas con el HRT (representadas por un valor negativo del promedio de las diferencias del HRT comparado con el OCT). En este análisis la medida del Cup Area y del Disc Area fueron las que mostraron mayores promedios de diferencias. (Ver tabla 3 y figuras).

Tabla 3. Acuerdo entre parámetros morfométricos evaluados por HRT III Y OCT 3.

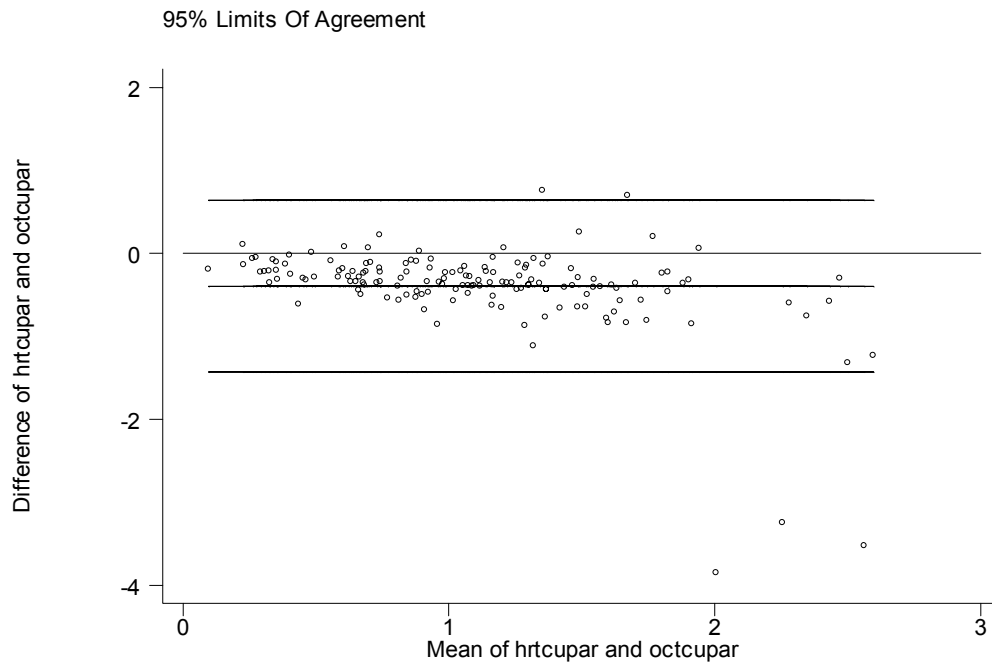
Variable	Promedio de diferencia entre métodos	Desviación estándar de las diferencias entre métodos.	Límites de acuerdo de Bland Altman del 95%
Disc Area mm²	-0.267	0.42	-1.089 – 0.556
Cup Area mm²	-0.395	0.529	-1.432 – 0.642
Rim Area mm²	0.134	0.486	-0.818 – 1.087
Cup/Disc Area Ratio	-0.108	0.144	-0.390 – 0.173
Linear C/DR- C/DVR	-0.06	0.119	-0.293 – 0.173

- ❖ A continuación se muestran las gráficas de límites de acuerdo de los diferentes parámetros, en las cuales podemos apreciar que los parámetros que presentan menor dispersión es decir mejor acuerdo son el Rim area y Linear C/DR – C/DVR

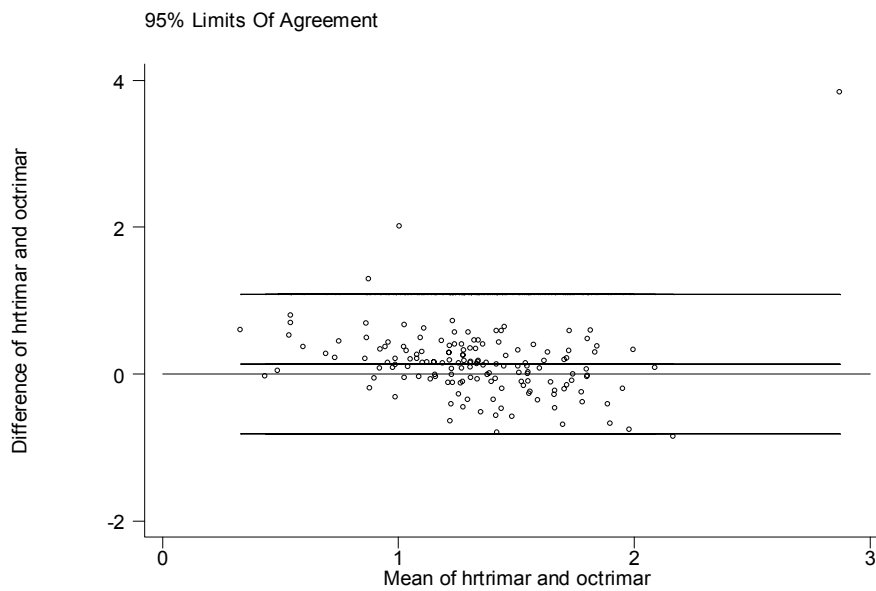
Grafica 2. Límites de acuerdo de Bland y Altman del Disc Area



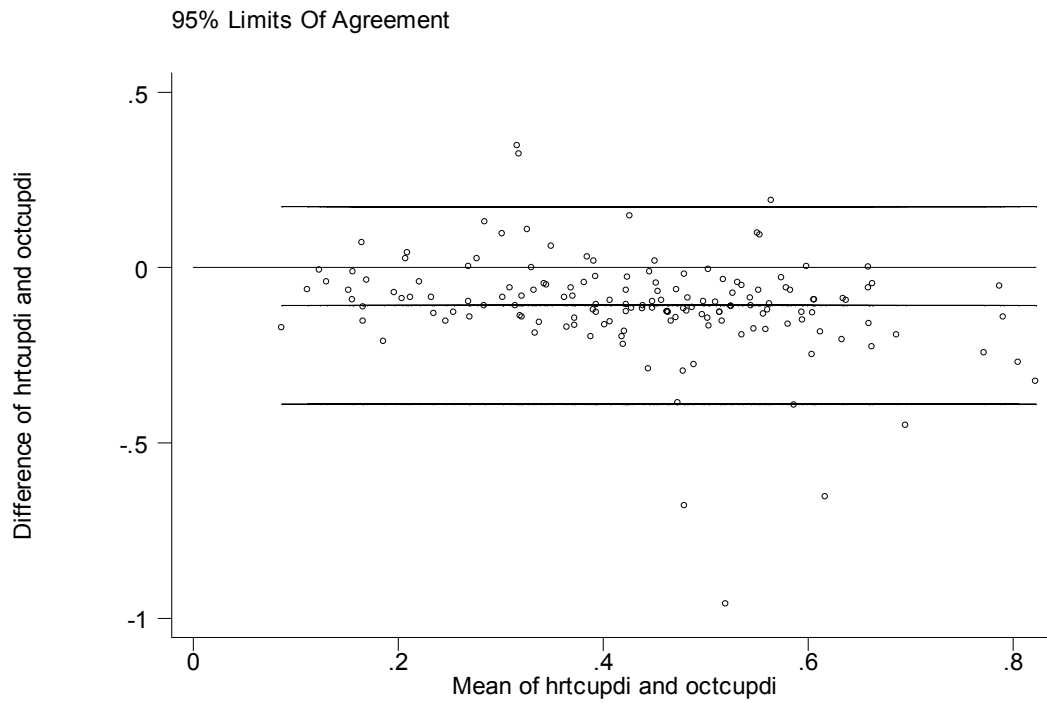
Grafica 3. Límites de acuerdo de Bland y Altman de Cup Area



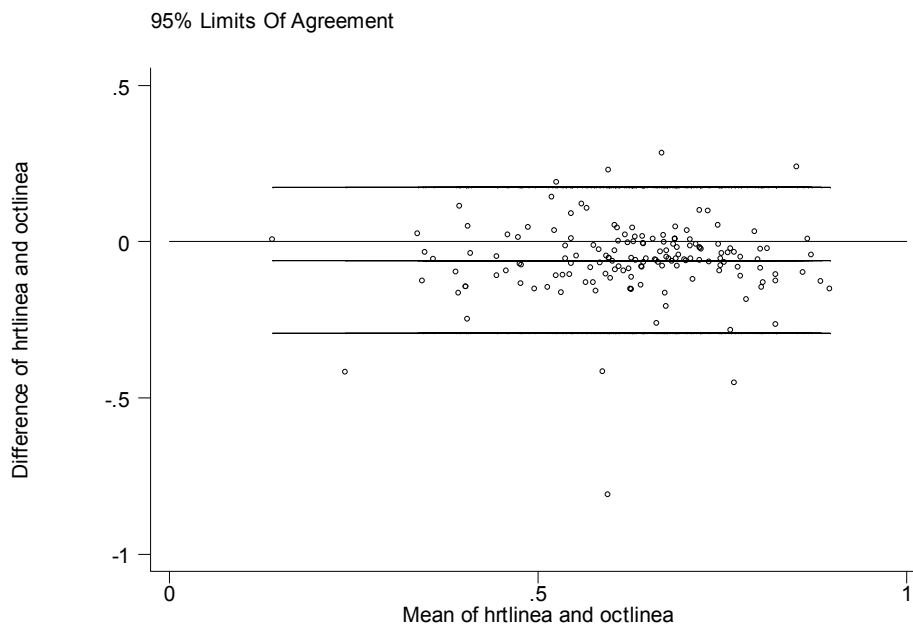
Grafica 4. Límites de acuerdo de Bland y Altman de Rim Area .



Grafica 5. Límites de acuerdo de Bland y Altman de Cup/Disc Area Ratio



Grafica 6. Límites de acuerdo de Bland y Altman de Linear C/DR – C/DVR



11. DISCUSIÓN

El glaucoma provoca un daño en el nervio óptico caracterizado por la pérdida progresiva de células ganglionares de la retina, ésta pérdida es la causa de cambios estructurales en la cabeza del nervio óptico y del adelgazamiento de capa de fibras nerviosas de la Retina .

Es conocido que los cambios estructurales que preceden a los cambios en el campo visual, pueden extenderse hasta un 20 – 40% de axones perdidos sin que estas alteraciones puedan ser detectadas por la técnicas campimétricas convencionales . Esto ha estimulado la búsqueda de instrumentos que permitan una valoración de la papila como el HRT Y medición acertada de la capa de fibras nerviosas retiniana como OCT para detección temprana de daño glaucomatoso.

El HRT es un sistema láser escáner confocal para la adquisición y análisis de imágenes tridimensionales del segmento posterior y anterior del ojo.

La más importante aplicación clínica del HRT es la detección de daño glaucomatoso de la cabeza de nervio óptico y seguimiento de progresión con el módulo de glaucoma.(8,13)

OCT adquiere en vivo cortes seccionales de la estructura retiniana. Incorpora matemáticamente un algoritmo capaz de localizar los límites anterior y posterior de la capa de fibras nerviosas retinianas. Tiene un teórica resolución axial aproximada de 8 a 10 micras en tejidos claros biológicos con una evidente excelente resolución.

Nuestro estudio tuvo como objetivo determinar la reproducibilidad intermétodo de los diferentes parámetros morfométricos entre HRT III y OCT 3 en pacientes atendidos por el área diagnóstica del departamento de glaucoma de la FOSCAL.

La idea de evaluar los parámetros morfométricos fue valorar si estas medidas por OCT y HRT son o no comparables debido a que nosotros los oftalmólogos podríamos llegar a diferentes conclusiones diagnósticas acerca de un mismo caso clínico atribuido al uso de diferentes técnicas diagnósticas. Por tal motivo debemos conocer si dichas medidas son comparables antes de ser usadas en el diagnóstico y seguimiento del glaucoma.

Encontramos que excepto por el Rim área todos los valores por OCT son mayores a los de HRT estos hallazgos son similares a los hallado por Barkana, Hoffman, Iliev .(10,11,28).

En nuestro estudio por ejemplo el Disc Área es 0.267 mm^2 más en OCT que en HRT, similar a lo encontrado por Barkana 0.20 mm^2 , Hoffman 0.18 mm^2 , Iliev 0.16 mm^2 .La posible explicación a estos resultados se basa en el entendimiento de anatomía ,histología y morfometría, es bien aceptado que el anillo escleral de Elschnig está por fuera de los bordes de la cabeza del nervio óptico, lo que se tiene en cuenta para determinar el contorno del Disco en el HRT el mismo que queda definido a nivel del borde interno del anillo escleral de Elschnig.En el caso de OCT el borde del Disco se localiza a nivel del borde del Epitelio pigmentario-Coriocapilaris; histológicamente este nivel colinda con el borde externo del anillo de Elsching. Por este motivo los valores de OCT podrían ser mayores a los encontrados por HRT,es decir teóricamente la diferencia estaría en la localización dentro y fuera del anillo de Elsching.

El valor promedio del Rim area fue mayor en HRT similar a lo hallado por Jonas (29). Esto podría deberse a que al medir el área del anillo neuroretiniano, el HRT toma en cuenta parte de los vasos centrales retinales sin distinguir los diferentes tejidos, en ésta definición, todos los puntos dentro de la línea de contorno respecto al plano de referencia son considerados para la medida del anillo.(11,29)

Nosotros observamos que el Disc Area mm^2 es el parámetro que presenta mejor reproducibilidad entre las dos tecnologías, seguido por la correlación entre Linear Cup/Disc Ratio – Cup/Disc vertical ratio, evaluados con un coeficiente de correlación intraclase de 0.80 y de 0.74 respectivamente. Es importante notar que a parte de los parámetros en mención, el resto presentó una correlación moderada. Estos resultados son similares a lo hallado por Shuman e Iliev. (11).

Lo importante a resaltar es que a pesar de que la correlación sea moderada o buena, lo que nos puede mostrar si las medidas son comparables son sus límites de acuerdo y sus respectivas gráficas de Bland y Altman, así vemos como los límites menos amplios y las gráficas con menos dispersión de puntos corresponden a Rim área y Linear C/DR – C/DVR. Debido a esto podemos concluir que las diferentes medidas de los parámetros morfométricos por OCT y HRT no son comparables tal como lo determinó Barkana, Hoffman e Iliev (10,11,28)

Los resultados obtenidos son entendibles, considerando que los medios diagnósticos a estudio se basan en principios ópticos diferentes para la determinación de los diferentes parámetros morfométricos del Nervio óptico.

12. CONCLUSIONES

1. Existe un considerable rango de diferencias en la estimación de parámetros con OCT y HRT, siendo la mayoría de los mismos a excepción del Rim área mayores por OCT.
2. A pesar de la correlación moderada entre los parámetros, existe un amplio rango y dispersión considerable a nivel de los límites y gráficas de acuerdo por lo que se concluye que las medidas no son comparables. Dichos hallazgos son entendibles, considerando que los medios diagnósticos a estudio se basan en principios ópticos diferentes para la determinación de los diferentes parámetros morfométricos del Nervio óptico.

13. RECOMENDACIONES

1. Idealmente este tipo de estudio de evaluación de tecnología diagnóstica debe contar con una evaluación clínica uniforme de cada uno de los pacientes dejando disponible una gama de datos clínicos que enriquecerían la investigación tal como la posibilidad de categorizar condición clínica como sanos, sospechosos o pacientes con glaucoma, y la comparación respectiva de los diferentes parámetros según el estadio clínico.
2. Se recomienda la realización de diferentes trabajos encaminados al aprovechamiento de tecnología diagnóstica tal como por ejemplo una normalización a nivel del OCT III (protocolo: cabeza de Nervio óptico) permitiéndonos una mejor utilización de tecnología de alto costo.

14. BIBLIOGRAFÍA

1. RITCH, R, Shields MB, Krupin Capítulo 1 Glaucoma. The glaucomas.2º edición St Louis Mosby. 2003-2004.
2. QUIGLEY, H. Glaucoma, International Glaucoma Review 3, 3. 2002
3. QUIGLEY, H. The number of people with glaucoma worldwide in 2010-2020, Br. J. Ophthalmol,90,262-267. 2006
4. MIN, J. Correlation Between Topographic Profiles of Localized Retinal Nerve Fiber Layer Defects as Determined by Optical Coherence Tomography and Red – Free Fundus Photography, J Glaucoma ,15, 223-228. 2006
5. PUEYO, V. Análisis de la Distribución de Anillo Neuroretiniano por sectores Mediante Láser Confocal de Barrido en el Diagnóstico del Glaucoma, Arch Soc Esp Oftalmol,81,135-140. 2006
6. BERND, A. Optical Coherence Tomography of the Optic Nerve Head, J Glaucoma 15,248-254. 2006
7. STELLA, N. Agreement in Assessing Cup to Disc Ratio Measurement Among Stereoscopic Optic Nerve Head Photographs HRT II ,and Stratus OCT, J Glaucoma,15,183-189. 2006
8. Heidelberg Engineering ,Glaucoma Module Heidelberg Retina Tomograph HRT II and HRT III. 2006

9. ZEISS. Tomógrafo Óptico de Coherencia modelo 3000. 2002
10. BARKANA, Y. Measurements of Optic Disk Size With HRT II, Stratus OCT, and Fundoscopy Are Not Interchangeable, Am J Ophthalmol, 142,375-380. 2006
11. ILIEV M. Morphometric Assessment of normal, Suspect and Glaucomatous Optic Disc with Stratus OCT and HRT II, Eye 20,1288-1299. 2006
12. SOMMER, A. Clinically Detectable Nerve Atrophy Precedes The Onset of Glaucomatous Field Loss, Arch Ophthalmol, 109,77-83. 1991
13. FINGERET, M. The Essential HRT Primer, Heidelberg Engineering, USA. 2005
14. STROUTHIDIS, N. Improving The Repeatability of Heidelberg Retina Tomograph II Rim Area Measurements, Br. J. Ophthalmol , 89, 1433-1437. 2005
15. ZELEFSKY, J. Assessment of a Race – Specific Normative HRT III Database to Differentiate Glaucomatous From Normal Eyes, J Glaucoma, 15,548-551. 2006
16. PARIKH, R. Diagnostic Capabilities of Optical Coherence Tomography (Stratus OCT 3) in Early Glaucoma, Ophthalmology, article in press . 2007
17. HUANG, D. SWANSON, E, Lin, C. Optical coherence tomography. Science;254:1178–1181. 1991
18. ZEIMER, R. ASRANI S, ZOU S, Quantitative detection of glaucomatous damage at the posterior pole by retinal thickness mapping. A pilot study. Ophthalmology ;105:224-31. 1998

19. QUIGLEY HA, Miller NR & George T. Clinical evaluation of the nerve fiber layer atrophy as an indicator of glaucomatous optic nerve damage. Arch Ophthalmol; 98: 1564-1571. 1980.
20. SCHUMAN JS, Pedut-Kloizman T, Hertzmark E. Reproducibility of nerve fiber layer thickness measurements using optical coherence tomography. Ophthalmology ;103:1889-98. 1996
21. BLUMENTHAL, EZ, Williams JM, Weinreb RN, Girkin CA, Berry CC, Zangwill
Reproducibility of nerve fiber layer thickness measurements by use of optical coherence tomography. Ophthalmology; 107:2278–2282. 2000
22. CARPINETO P, Ciancaglini M, Zuppardi E. Reliability of Nerve Fiber Layer Thickness Measurements Using Optical Coherence Tomography in Normal and Glaucomatous Eyes. Ophthalmology; 110: 190-195. 2003
23. ANTON, A. Usefulness of Optical Coherence Tomography Parameters of The Optic Disc and The Retinal Nerve Fiber Layer to Differentiate Glaucomatous, Ocular Hypertensive, and Normal Eyes, J Glaucoma,16,1-8. 2007
24. MISTLBERGER, A. Heidelberg Retina Tomography and Optical Coherence Tomography in Normal,Ocular Hipertensive,and Glaucomatous Eyes,Ophthalmology,106.2027-2032, 1999.
25. WOOK, J. Diagnostic Ability of Optical Coherence Tomography with a Normative Database to Detec Localized Retinal Nerve Fiber Layer Defects, Ophthalmology,112,2157-2163. 2005
26. LETH J. Glaucoma Detection by Stratus OCT,J Glaucoma,16,302-306. 2007

27. WOLLSTEIN, GADI. Ultrahigh Resolution Optical Coherence Tomography in Glaucoma, *Ophthalmology*, 112,229-237. 2005
28. HOFFMAN E. Agreement Among 3 Optical Imaging Methods For The Assessment of Optic Disc Topography, *Ophthalmology* 112,2149-2156. 2005
29. JONAS J. Comparison of Measurements of Neuroretinal Rim Area between Confocal Laser Scanning Tomography and Planimetry of Photographs, *Br J Ophthalmol*,82,362-366. 1998
30. KRAEMER H. Periyakoil V. Noda A. Kappa coefficients in medical research. *Statist Med* 2002; 21:2109-29.
31. LIN L.I-K. A concordance correlation coefficient to evaluate reproducibility. *Biometrics* 1989; 45:255-268.
32. BLAND M, Almant D. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet*; 1996:307-10.
-