



Asimetrías del espesor coroidal entre ambos ojos de pacientes jóvenes sanos mediante Tomografía de Coherencia Óptica

Elvira Orduna Hospital

Dirigido por: Prof. José Carlos Pastor Jimeno

Prof. Isabel Pinilla Lozano

Máster en Investigación en Ciencias de la Visión

Curso 2013-2014

Universidad de Valladolid



AUTORIZACIÓN DEL TUTOR PARA LA EXPOSICIÓN PÚBLICA DEL TRABAJO DE FIN DE MÁSTER

(Art. 6.2 del Reglamento de la UVA sobre la Elaboración y Evaluación del Trabajo Fin de Máster)

D./Dña. José Carlos Pastor Jimeno
en calidad de Tutor/a del alumno/a

D. /Dña. Elvira Orduna Hospital
del Máster en: Investigación en Ciencias de La Visión
Curso académico: 2013-2014

CERTIFICA haber leído la memoria del Trabajo de Fin de Máster titulado “Asimetrías del espesor coroideo entre ambos ojos de pacientes jóvenes sanos mediante Tomografía de Coherencia Óptica “ y estar de acuerdo con su exposición pública en la convocatoria de Julio

(indicar julio o septiembre)

En Valladolid.. a .30. de ...Junio.. de 2014

Vº Bº

Fdo.: Prof. José Carlos Pastor Jimerno
El/La Tutor/a



Universidad de Valladolid



AUTORIZACIÓN DEL TUTOR PARA LA EXPOSICIÓN PÚBLICA DEL TRABAJO DE FIN DE MÁSTER

(Art. 6.2 del Reglamento de la UVA sobre la Elaboración y Evaluación del Trabajo Fin de Máster)

D./Dña. Isabel Pinilla Lozano

en calidad de Tutor/a del alumno/a

D. /Dña. Elvira Orduna Hospital

del Máster en: Investigación en Ciencias de La Visión

Curso académico: 2013-2014

CERTIFICA haber leído la memoria del Trabajo de Fin de Máster titulado "Asimetrías del espesor coroideo entre ambos ojos de pacientes jóvenes sanos mediante Tomografía de Coherencia Óptica" y estar de acuerdo con su exposición pública en la convocatoria de Julio

(indicar julio o septiembre)

En Zaragoza a 29 de Junio de 2014

Vº Bº

Fdo.: Prof. Isabel Pinilla Lozano

El/La Tutor/a

Asimetrías del espesor coroideo entre ambos ojos de jóvenes sanos mediante Tomografía de Coherencia Óptica

Currículum Vitae

FORMACIÓN ACADÉMICA

Graduada En Óptica y Optometría por la Universidad de Zaragoza (oct 2009-jun 2013)

2012 Junio: nivel de **inglés B1** por la Universidad de Cambridge

EXPERIENCIA LABORAL

- 2013 Mayo-Actualmente: contrato como óptica optometrista Centros Ópticos OSCA S.L.

PUBLICACIONES Y PONENCIAS

2014: publicación en la revista American Journal of Ophthalmology

- Ana Sanchez-Cano; Elvira Orduna; Francisco Segura; Carmen Lopez; Nicolás Cuenca; Emilio Abecia; Isabel Pinilla. Choroidal Thickness And Volume In Healthy Young Whites And Their Relationship With Axial Length, Ammetropy And Sex. Am J Ophthalmol. 2014 Jun 4. pii: S0002-9394(14)00324-9. doi: 10.1016/j.ajo.2014.05.035. [Epub ahead of print]

2014 Abril: ponente en congreso internacional de optometría OPTOM 2014

- Comunicaciones e-Poster:
 - o Elvira Orduna Hospital, Ana Sánchez-Cano, Francisco Segura, Carmen López de la Fuente, Isabel Pinilla Lozano. Medidas del espesor coroideo en jóvenes sanos con Tomografía de Coherencia Óptica. Comunicación e-Póster. 23º Congreso Internacional Optometría, Contactología y Óptica Oftálmica. Optom 2014. Madrid, del 4 al 6 de abril de 2014
 - o Elvira Orduna Hospital, Ana Sánchez-Cano, Carmen López de la Fuente, Francisco Segura, Isabel Pinilla Lozano. Relación entre el espesor coroideo, longitud axial y ametropía miópica en jóvenes sanos. Comunicación e-Póster. 23º Congreso Internacional Optometría, Contactología y Óptica Oftálmica. Optom 2014. Madrid, del 4 al 6 de abril de 2014.
 - o Francisco J Segura Calvo, Ana Sánchez-Cano, Carmen López de la Fuente, Lorena Fuentes Broto, Elvira Orduna Hospital, Isabel Pinilla Lozano. Valoración de la visión de un modelo roedor en función de la luminancia mediante un sistema optomotor. Comunicación e-Póster. Congreso Internacional Optometría, Contactología y Óptica Oftálmica. Optom 2014. Madrid, del 4 al 6 de abril de 2014.
- Comunicación oral
 - o Carmen López de la Fuente, Ana Isabel Sánchez-Cano, Francisco Segura Calvo, Elvira Orduna Hospital, Isabel Pinilla Lozano. Estudio del segmento anterior con IOL Master y con analizador de doble cámara de Scheimpflug Galilei G2. Comunicación Oral. 23º Congreso Internacional Optometría, Contactología y Óptica Oftálmica. Optom 2014. Madrid, del 4 al 6 de abril de 2014
 - o Carmen López de la Fuente, Ana Isabel Sánchez-Cano, Francisco Segura Calvo, Elvira Orduna Hospital, Isabel Pinilla Lozano. Repetibilidad de parámetros corneales y de segmento anterior mediante doble cámara de Schempflug e Interferometría de Coherencia Parcial. Comunicación Oral. 23º Congreso Internacional Optometría, Contactología y Óptica Oftálmica. Optom 2014. Madrid, del 4 al 6 de abril de 2014

2014 Marzo: Charlas en el Centro Social del Jubilado de Sabiñánigo y Biescas

- *Función Visual. Complicaciones y Patologías Oculares. Tratamiento y Terapias para Prevenirlas*

2013 Diciembre: Ponente en el I Congreso Internacional de jóvenes optometristas Siyo

- Gené Sampedro, Andrés; Bueno Gimeno, Inmaculada; Sañudo Buitrago, Francisco. (L) Temas actuales en Optometría. Siyo 2013. (CL) Capítulo 11. Variaciones del espesor coroideo en jóvenes sanos mediante tomografía de coherencia óptica. Elvira Orduna Hospital, Ana Sánchez-Cano, Isabel Pinilla Lozano. ISBN: 978-84-942452-1-3. Depósito Legal: V-763-2014

El proyecto del TFM tiene la aprobación de la Comisión de Investigación del IOBA y del Comité Ético de Investigación Clínica de la UVA.

Índice

1) Resumen.....	6
2) Introducción.....	7
a. Tomografía de coherencia óptica	
i. Bases físicas	
ii. Imagen tomográfica	
iii. Tomografía de Coherencia Óptica de Dominio Espectral, Spectralis OCT	
iv. Adquisición de imágenes coroideas	
b. La coroides	
c. Biometría óptica, IOL Master	
3) Hipótesis y objetivos.....	15
4) Material y métodos.....	16
a. Sujetos a estudio	
b. Protocolos tomográficos	
c. Protocolos biométricos	
d. Análisis estadístico	
5) Resultados.....	20
6) Discusión.....	24
7) Conclusiones	28
8) Bibliografía.....	29
Anexo I.....	32

1. Resumen

Proyecto de investigación mediante la utilización del Tomógrafo de Coherencia Óptica (OCT) de dominio espectral SD-OCT. En él se valora la asimetría de la capa vascular coroidea del ojo derecho e izquierdo del mismo sujeto medida con OCT mediante la técnica de EDI (enhanced depth imaging), así obtenemos su espesor, volumen y distribución tridimensional, en jóvenes sanos, de edades comprendidas entre 19 y 32 años.

Una vez obtenidos los resultados, se elabora un estudio en el que se comparan los datos obtenidos con las pruebas de OCT entre ambos ojo de un mismo sujeto y se relacionan con la longitud axial del ojo, calculada tras una biometría con el biómetro de no contacto IOL Master, y el sexo. Existen pocos datos sobre asimetrías coroideas entre ambos ojos de sujetos jóvenes y sus relaciones en dependencia del defecto de refracción. Es necesaria la obtención de estos datos para generar una base normativa para los valores coroideos en el OCT.

2. Introducción

a. Tomografía de coherencia óptica

La Tomografía de Coherencia Óptica (OCT) es una técnica de diagnóstico por imagen, no invasiva, de no contacto y de alta resolución, introducida en el año 1991 por Huang¹ que se aplica para el estudio “in vivo” del segmento anterior y posterior del globo ocular.

Consiste en la realización de cortes transversales (tomográficos) micrométricos, de un haz de luz sobre el tejido a estudiar con una resolución axial/longitudinal de entre 8-10 μm y transversal de 20 μm en el tejido, existiendo equipos de dominio espectral que presentan una resolución próxima a las 3 μm .

La OCT obtiene imágenes de la retina y del nervio óptico que, aunque “virtuales”, recrean de manera fidedigna la morfología de dichos tejidos, semejando un corte histológico “in situ” y en tiempo real. Permite, además, obtener medidas cuantitativas de la capa de fibras nerviosas retinianas, de la cabeza del nervio óptico y del espesor macular.

Es una técnica reproducible capaz de explorar la misma zona retiniana en diferentes ocasiones, pudiendo valorar la evolución de diferentes patologías.^{1, 2}

i. Bases físicas

La OCT emplea la luz como onda de exploración, emitida por un láser diodo de espectro infrarrojo de baja coherencia (820-830nm), lo que permite obtener imágenes 10 veces superiores a las imágenes ecográficas que utilizan las ondas ultrasónicas para su funcionamiento. Ello se debe a que la velocidad de la luz es casi un millón de veces mayor que la del sonido, mostrando una resolución inferior a 10 μm , en contraste con escalas de 100 micras características del ultrasonido y sin requerir contacto con el tejido examinado.

Se basa para su funcionamiento en el interferómetro de Michelson, desarrollado inicialmente por Albert Michelson en 1920 (premio Nobel de física en 1907) para

mediciones de longitud muy precisas. Consiste en un dispositivo capaz de dividir la luz procedente de una fuente emisora en dos haces perpendiculares, uno de los cuales irá dirigido a un espejo de referencia que se encuentra a una distancia conocida y el otro a la retina. Cuando ambos reflejos coinciden en el tiempo se produce el fenómeno de la interferencia que es captada por un detector, hecho que permite determinar la distancia a la que está el tejido retiniano que ha generado el reflejo.²

En base a diferentes distancias recibidas por la interferencia del espesor retiniano se obtiene un gráfico que da una imagen en sentido axial (A-SCAN).

El registro repetido de varios escáneres A permite construir una imagen bidimensional que denominamos tomografía.

La principal ventaja de este principio óptico es que la luz incide de forma directa sobre el tejido, sin necesidad de utilizar un transductor, con el inconveniente de que la luz se refleja y absorbe casi en su totalidad por el tejido explorado.³

ii. Imagen tomográfica

Cada escáner A (rango de barrido longitudinal) tiene una profundidad de 2mm y se compone de 500 a 1024 puntos longitudinales y de 128 a 768 puntos transversales de píxeles de barrido. En cada barrido se realizan entre 100 y 768 escáneres A según el equipo y el protocolo de adquisición (generalmente 512 A-SCAN para la mayoría de los protocolos y 768 escáneres A para los protocolos rápidos). El tiempo de adquisición de la imagen varía de 0,32 segundos a 1,92 segundos.

Una imagen tomográfica individual está compuesta por un conjunto de puntos que fluctúa entre 50.000 y 524.288, según el protocolo y las características del barrido del equipo.

La resolución transversal calculada es de aproximadamente 20 μ m y está en relación con el número de escáneres A por tomografía y con la longitud de éstos; en consecuencia, un mayor número de escáneres A distribuidos en una menor longitud, generará la mayor resolución transversal posible.

Cada medida longitudinal muestra el comportamiento de una porción de tejido frente a un haz de luz y se expresa en función de la reflectividad presente:

- Una reflectividad alta implica un bloqueo parcial o total al paso de luz (sangre, lípidos, fibrosis, infiltrados, pigmento).
- Una reflectividad baja expresa poca o nula resistencia de los tejidos al paso de la luz (edema, acumulo de fluidos, cavidades).

Las imágenes resultantes vienen expresadas en una falsa escala de colores, o en tonos de grises, según el aparato, donde el espectro blanco-rojo señala una alta reflectividad, mientras el azul-negro corresponde a una baja reflectividad.

Por tanto, la morfología de las capas retinianas mostradas en la OCT representa las propiedades ópticas de los tejidos, y no a los tejidos en sí, puesto que diferentes tejidos pueden estar representados por el mismo color; lo que sí muestra son las verdaderas dimensiones del tejido estudiado.³

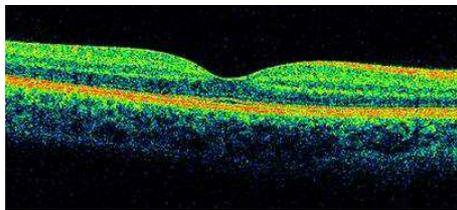


Figura 1. Imagen retiniana obtenida con OCT de dominio espectral a nivel macular.

iii. Tomografía de Coherencia Óptica de Dominio Espectral, Spectralis OCT:

Protocolos de estudio:

El Spectralis OCT (Heidelberg Engineering, Heidelberg, Alemania) se incluye en los OCT de cuarta generación, también llamados de Dominio Fourier. Es capaz de realizar 40.000 escáneres tipo A, con una profundidad de resolución de 7 μ m, y una resolución transversal de 14 μ m. Con este OCT se pueden hacer imágenes lineales, circunferenciales, radiales y tipo volumen de 15, 20 ó 30 grados en la zona de retina elegida.³ El instrumento tiene una base normativa para comparar los resultados, en el

análisis de la adquisición circunferencial de la capa de fibras nerviosas de la retina (CFNR) y de la adquisición volumen en la mácula.^{4,5}

El estudio macular se realiza mediante el protocolo de escaneo “volumen”, que realiza hasta un total de 37 cortes en el área macular.

Las medidas del espesor macular se obtienen en nueve regiones, similares a aquellas descritas del Tratamiento Precoz de la Retinopatía Diabética (Early Treatment Diabetic Retinopathy Study ETDRS)⁶ un área central de 1mm de diámetro y centrada en la fovea, el anillo interno de 3mm de diámetro y está dividido a su vez en zona temporal, superior, nasal e inferior y por último, un anillo externo hasta 6mm de diámetro y también se subdivide igualmente en cuatro.

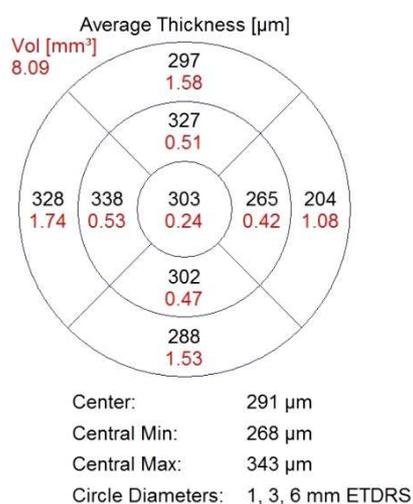


Figura 2. Ejemplo de división en cuadrantes del mapa topográfico coroideo

Este sistema de OCT, permite fijar un punto de referencia que se repetirá en sucesivas exploraciones para permitir un seguimiento preciso (Sistema Tru-Track) lo que proporciona una gran fiabilidad para el seguimiento de patologías que precisan obtener mediciones repetidas de la misma zona.

iv. Adquisición de Imágenes coroideas

EDI-SD-OCT (“enhanced depth imaging spectral-domain optical coherence tomography”) fue descrito por primera vez por el Dr. Spaide y colaboradores en 2008 como una técnica para obtener imágenes de las capas superficiales y profundas del fondo de ojo. El método consiste en colocar el OCT más cerca del ojo y así producir una imagen invertida tanto de la retina como de la coroides.⁷ La tecnología convencional de OCT visualiza las capas retinianas y el epitelio pigmentario retiniano (EPR), pero poco el tejido coroideo subyacente. Este nuevo método permite una mejor resolución y sensibilidad hacia las estructuras más profundas del fondo de ojo como la coroides y la esclerótica interior usando la tecnología sin contacto.⁸

Un dispositivo estándar OCT utiliza luz casi infrarroja de aproximadamente 800nm sin necesidad de una pupila midriática. Esta forma de luz permite la visualización de la retina y del espacio subretiniano pero al llegar al ERP, la luz, se dispersa quedándonos muy poca información sobre la coroides. Al mover el dispositivo más cerca del ojo permite que las capas de la coroides reciban un flujo de luz más centrado, proporcionando una mejor visualización en detalle de la capa coroidea. Este desarrollo ha facilitado la medición del grosor coroideo y de las variaciones que se dan en él en las diferentes patologías que afectan a la coroides.⁷

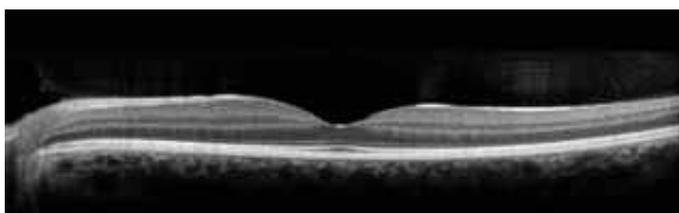


Figura 3. Imagen con un SD-OCT de un ojo normal. Se puede ver la retina con excelente detalle, pero cuando la luz incide sobre el EPR perdemos información para evaluar la coroides.⁹

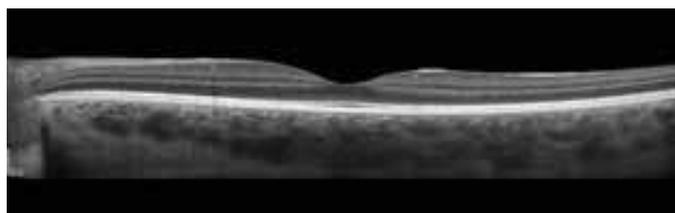


Figura 4. Imagen con SD-OCT utilizando la técnica de EDI en el mismo ojo que en la figura anterior. Los detalles retinianos se conservan, pero ahora la luz llega hasta la coroides y la esclera.⁹

b. La coroides

La coroides es la capa más vascularizada del globo ocular, se encuentra entre la esclera y la retina, separada de ésta última por la membrana de Bruch que queda en contacto con el EPR.

Fisiológicamente, una de las principales funciones de la coroides es nutrir (aporte de O₂ y glucosa) a las capas más externas de la retina (fundamentalmente a los fotorreceptores y al EPR). No obstante, la coroides parece estar perfundida en una proporción que excede las necesidades nutritivas, sugiriéndose por tanto, un papel adicional para la alta tasa de flujo coroideo. Así se piensa que el flujo sanguíneo coroideo podría por un lado ayudar a mantener la regulación de la PIO y por otro tener una acción termorreguladora mediante los siguientes mecanismos: disipando el calor generado durante el proceso de fototransducción visual, previniendo el sobrecalentamiento de la retina externa durante la exposición a la luz brillante, y por último calentando las estructuras intraoculares que pueden enfriarse por la exposición con el medio externo en condiciones extremas.¹⁰

La coroides sufre cambios con la edad disminuyendo de grosor y se asocia con la fisiopatología de muchas enfermedades que afectan a la retina, como la degeneración macular asociada a la edad, Coroidopatía serosa central, agujero macular, la miopía alta, etc. Dado que el cambio coroideo tiene un papel importante en el desarrollo y progresión de estas enfermedades, el espesor de la coroides, que refleja el cambio coroideo, proporciona información muy útil para los clínicos.¹¹ El normalizar una base de datos de simetrías coroideas entre ambos ojos en jóvenes sanos puede ser muy útil para identificar patologías a tiempo precoz iniciadas unilateralmente, con progresión bilateral, detectar cambios tempranos y así poder actuar con antelación sobre ambos ojos. Hay patologías retinianas y de la CFNR que comienzan en un ojo y acaban afectando a los dos y otras, como la Coroidopatía Serosa Central, de afectación unilateral, en las cuales se pueden detectar asimetrías entre ambos ojos.^{26, 27}

La visualización de la coroides por oftalmoscopia indirecta y angiografía con fluoresceína es difícil porque el pigmento en el EPR y la coroides obstruye la visión. La angiografía con verde de indocianina permite la visualización de la perfusión de los

vasos coroideos pero no proporciona visión tridimensional anatómica y no permite hacer evaluaciones cuantitativas. La ecografía aporta datos coroideos pero sobre todo en presencia de anomalías a su nivel y la Resonancia Magnética Nuclear también nos puede proporcionar hallazgos pero con un coste elevado.¹²

SD-OCT es una modalidad de gran alcance para la investigación de la estructura de la retina y coroides. La baja relación señal-ruido y una mayor velocidad de escaneado permiten obtener unas imágenes con mayor resolución y una densidad de escaneado superior al OCT convencional. Esta ventaja nos permite observar no sólo los cambios retinianos iniciales, sino también los cambios coroideos. Por ejemplo, la coroides adelgazada en miopías altas también puede observarse con esta tecnología para evaluar los cambios morfológicos que en ellos se producen. Con el SD-OCT se pueden medir el espesor coroideo y la curvatura.

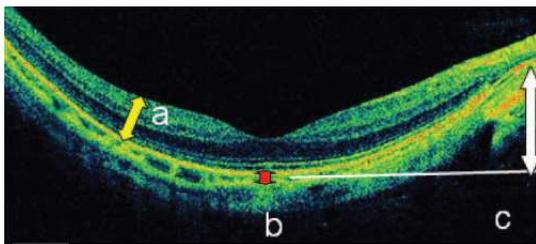


Figura 5. Imagen representativa de los parámetros medidos con un SD-OCT en un ojo miope con estafiloma posterior. El grosor de la retina se define como la distancia desde la membrana limitante interna al EPR (a). El

espesor coroideo se define como la distancia desde el EPR a la superficie hiperfluorescente escleral (b). La altura del estafiloma posterior se define como la distancia desde la línea del EPR subfoveal al borde de la imagen (c).¹³

El swept-source OCT (SS-OCT) es un aparato de alta penetración que hace un barrido con un láser de longitud de onda más larga y tiene una innovadora fuente luminosa de $1\mu\text{m}$ más larga que los aparatos convencionales, proporcionando mayor penetrancia a través del EPR y permitiendo imágenes de la coroides más profundas. Todavía no se comercializan estos SS-OCT y los prototipos que hay se utilizan principalmente para la investigación incluida la valoración del espesor coroideo.^{20, 21, 22}

c. Biometría óptica, IOL Master

La biometría es la ciencia que estudia las medidas de los fenómenos y los procesos biológicos, la técnica mediante la cual obtenemos las dimensiones y poder dióptrico del ojo y de las estructuras ópticas que lo componen: longitud axial, potencia, queratometría, grosor del cristalino, espesor de cámara anterior, etc. Con todos estos datos medibles se puede calcular la potencia de la lente intraocular que se va a implantar en una cirugía. La medida de estos parámetros se realiza midiendo los fenómenos que se producen en las ondas al incidir en cada una de las diferentes superficies que componen las estructuras intraoculares. Esta técnica es rápida no invasiva ni dolorosa.¹⁴

El biómetro IOL Master está basado en el Interferómetro de Michelson, al igual que el SD-OCT. Un interferómetro es un instrumento de medida de distancias, índices de refracción, etc, basado en fenómenos interferenciales.

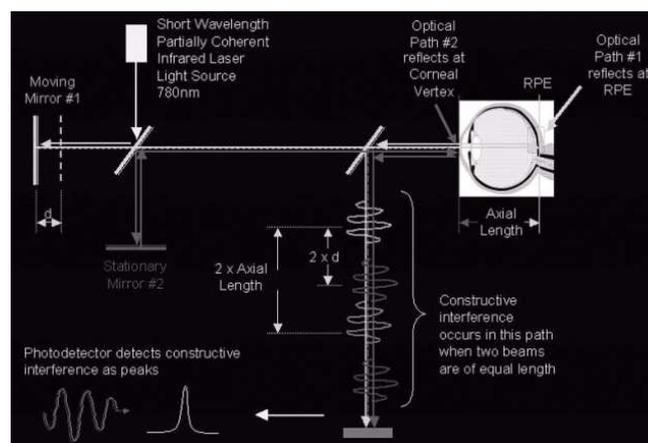


Figura 6: Trazado de rayos del interferómetro de Michelson

Mediante un sistema de espejos se divide el haz de luz de 780nm en dos nuevos paralelos los cuales interfieren en el infinito o sobre el plano focal del instrumento. Al atravesar los distintos medios se producirá una diferencia de fase entre ambas ondas, traduciéndose en un perfil interferencial determinado cuando éstas se superpongan, pudiendo obtener de éste, mediante un cálculo matemático, la diferencia de caminos ópticos entre ellas, y por tanto, la distancia que han recorrido, en nuestro caso, la longitud del globo ocular.¹⁵

3. Hipótesis y objetivos

➤ Hipótesis:

- El SD-OCT en su modo EDI permite una valoración del espesor coroideo en sujetos sanos. En estos individuos, el espesor coroideo puede estar modificado por el estado refractivo y apreciar asimetrías coroideas entre ambos ojos en función de la longitud axial.

➤ Objetivo Primario:

- Valorar diferencias de espesor coroideo entre ambos ojos de un mismo sujeto mediante tomografía de coherencia óptica de dominio espectral en jóvenes sanos.

➤ Objetivos Secundarios:

- Valorar el espesor coroideo de adultos jóvenes sanos estudiando las diferencias entre ambos ojos según estados refractivos.
- Valorar si la longitud axial ocular influye en las asimetrías de las medidas coroideas de ambos ojos en este grupo de sujetos sanos.
- Valorar las diferencias de espesores en las distintas áreas maculares definidas por el ETDRS.

4. Material y métodos

a. Sujetos a estudio:

Los pacientes elegidos para someterse a las pruebas fueron 60 adultos jóvenes y sanos de entre 19 y 32 años de edad, sin patología sistémica. Los pacientes fueron reclutados durante los meses de junio-2013 a abril 2014. En su mayoría, los sujetos desempeñarán ocupaciones estudiantiles para una mayor relación de los resultados obtenidos. El estudio se desarrolló siguiendo los principios establecidos en la Declaración de Helsinki.

Todos ellos cumplían los siguientes criterios de inclusión:

- Agudeza visual (AV) con su mejor corrección igual o superior a 8/10 en la escala de Snellen
- Equivalente esférico menor de 12 dioptrías (D) y astigmatismo inferior a 3D
- No patología retiniana ni de nervio óptico valorada mediante oftalmoscopia indirecta bajo midriasis farmacológica
- Voluntad de participar en el estudio reflejada mediante la firma del consentimiento informado

Los criterios de exclusión fueron los siguientes:

- Historia de ambliopía, estrabismo o enfermedades sistémicas
- Presión intraocular superior a 21mmHg medida por tonometría de Goldman.

Todos ellos fueron sometidos a una valoración optométrica y oftalmológica completa que incluía AV, valoración de la motilidad ocular intrínseca y extrínseca, estudio de polo anterior y polo posterior mediante lámpara de hendidura y examen de fondo de ojo mediante oftalmoscopia indirecta. Todos ellos fueron sometidos a biometría (IOLMaster; Carl Zeiss Meditec, Dublin, CA, EEUU) para determinar la LA,

autorrefractómetro (autokerato/refractometer WAM-5500®, Grand Seiko Co. Ltd, Japón) y aberrometría (Wavefront Supported Custom Ablation (WASCA); Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Alemania) para valorar su estado refractivo. Posteriormente se realizó el estudio retiniano y coroideo mediante el SD-OCT (Spectralis; Heidelberg Engineering GmbH, Heidelberg, Alemania).

b. Protocolos tomográficos:

Las pruebas se realizaron mediante OCT como aparato de elección. Se utilizó un OCT de dominio espectral o Fourier, el Spectralis OCT (Heidelberg, Alemania) identificando la coroides mediante el software EDI (enhanced deep imaging). La adquisición de los cortes tomográficos se realizó tanto de la retina como de la coroides utilizando el EDI, mediante un mapa de rastreo de 25 cortes.

Se compensarán los errores refractivos de cada paciente mediante el sistema de enfoque para obtener imágenes de mejor calidad.

Para minimizar los posibles movimientos de los pacientes durante cada exploración, con el OCT de dominio espectral Spectralis se utilizará el sistema llamado eye-tracking® que captura la imagen seleccionada de mejor calidad y la obtiene, de esta manera se intenta disminuir los artefactos.

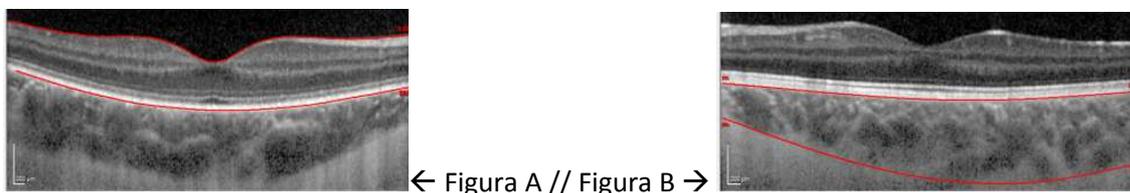
Se identificó el mapa retiniano y coroideo mediante la división del área macular que realiza siguiendo el ETDRS (Early Treatment Diabetic Retinopathy Study), en la que la retina central queda dividida en tres círculos, uno central y dos anillos, el interno y el externo, con radios de 3 y 6 mm respectivamente, y estos a su vez, en zona temporal, nasal, superior e inferior, como se ha comentado anteriormente.

Los escáneres valorados fueron aquellos con una buena calidad de la imagen adquirida, es decir, la línea de calidad valorada en el OCT de 0 a 40dB, tenía que ser superior a 25dB.

Todos los exámenes con OCT se realizaron por el mismo explorador. Dentro de cada sesión se realizaron 3 mediciones del espesor macular de cada ojo con el protocolo EDI. Entre cada medición, se pidió al paciente que se movilizara y se volviera a ajustar

el visor del tomógrafo. El tiempo entre cada examen fue de 5 minutos. Se valoraron 2 escáneres por sujeto, uno del ojo derecho y otro del ojo izquierdo, tomados por el mismo observador, para realizar un estudio de asimetrías coroideas, determinándose las diferencias de espesores entre ambos ojos y con correspondencia a los cuadrantes del ETDRS.

El espesor de la retina se definió como la distancia vertical desde el EPR a la superficie de retina (Figura A). El espesor de la coroides se definió como la distancia desde la línea en la base del EPR a la línea que queda tras los grandes vasos de la coroides (Figura B), siendo ésta la que nos deja diferenciar la coroides de la esclera.¹³



Una vez obtenidos los mapas maculares con EDI se modificaron manualmente las líneas de referencia que da el aparato, situándose la línea de la Membrana Limitante Interna (ILM) a nivel del límite externo de la capa del EPR, y la línea que marca la Membrana de Bruch (BM) se situó a nivel de la esclera. De este modo el aparato generó mapas similares a los obtenidos en el protocolo de valoración macular, pero midiendo después de nuestra modificación de las líneas de referencia, el espesor coroideo en cada uno de los campos definidos por el ETDRS.

Además de los datos obtenidos mediante la OCT, se valoró el estado refractivo mediante cicloplegia y se realizó una biometría para la obtención de la LA ocular.

c. Protocolos biométricos:

Se tomaron cinco medidas de la longitud axial ocular, tres queratométricas, tres de longitud de cámara anterior y otras tres de distancia blanco-blanco (desde el limbo corneal temporal al limbo nasal, se toma desde el inicio del iris nasal hasta el iris temporal siempre en dirección horizontal). Todas ellas se realizaron tras haber parpadeado el paciente anteriormente a la toma de cada medida.

d. Análisis estadístico:

Se verificó la normalidad de la muestra utilizando el test de Kolmogorov Smirnov y se calculó la media y la desviación estándar de cada uno de los parámetros utilizando el programa SPSS 19.0 para Windows (SPSS, IBM Co, IL, EEUU). La fuerza de asociación correspondiente a las medidas de localización del espesor o volumen coroideo entre ambos ojos fue analizada con el coeficiente de correlación de Pearson o de Spearman en función del tipo de simetría que presentaba cada uno de los grupos de estudio. La asimetría interocular fue cuantificada con diferencias absolutas de los espesores coroideos representados con la media, máximo-mínimo y varios percentiles (50, 75, 90 y 95%).

5. Resultados

Se realizaron las pruebas a 67 pacientes, de los cuales 7 fueron excluidos por no diferenciarse el límite coroidoescleral. De los 60 pacientes restantes, 37 eran mujeres y 23 hombres. La media de edad (\pm DS) fue de 23,69 (\pm 3,01) años (de 19 a 32 años) y la media de error refractivo esférico y de longitud axial fue de -1,48D (\pm 2,12) (con un rango de +0,50D a -11,24D) y 24,11 (\pm 1,14)mm (entre 22,05 y 28,72) respectivamente. La Tabla 1 muestra el espesor coroideo (μ m) y volumen (mm^3) en nueve cuadrantes: temporal, inferior, nasal y superior, de radios 6 y 3mm respecto a la fóvea, y cuadrante centro de 1mm de radio, para ojo derecho y ojo izquierdo por separado. También obtenemos valores máximo y mínimo de espesor (μ m) de todos ellos y el coeficiente de correlación de Pearson. Para el ojo derecho e izquierdo respectivamente, la media de espesor de los cuadrantes de radio 6mm temporal (T), inferior (I), nasal (N) y superior (S) fueron: OD-T 324,62 μ m (\pm 56,02 μ m); OI-T 334,73 μ m (\pm 59,03 μ m); OD-I 320,42 μ m (\pm 68,50 μ m); OI-I 329,13 μ m (\pm 71,07 μ m); OD-N 243,85 μ m (\pm 66,66 μ m); OI-N 247,87 μ m (\pm 63,35 μ m) y OD-S 336,23 μ m (\pm 62,70 μ m); OI-S 343,88 μ m (\pm 65,34 μ m). Los espesores de los cuadrantes de radio 3mm temporal, inferior, nasal y superior son: OD-T 341,22 μ m (\pm 66,42 μ m); OI-T 358,92 μ m (\pm 71,37 μ m); OD-I 336,25 μ m (\pm 78,06 μ m); OI-I 350,27 μ m (\pm 78,14 μ m); OD-N 309,43 μ m (\pm 74,92 μ m); OI-N 321,55 μ m (\pm 75,37 μ m) y OD-S 341,40 μ m (\pm 69,00 μ m); OI-S 356,88 μ m (\pm 69,77 μ m) respectivamente. En el cuadrante centro (C) de 1mm nos encontramos con un espesor subfoveal medio de OD-C 338,33 μ m (\pm 73,82 μ m) y OI-C 357,80 μ m (\pm 76,11 μ m). La media de LA fue; OD-LA 24,16mm (\pm 1,17mm) y OI-LA 24,11mm (\pm 1,19mm). En todos los cuadrantes se aprecia un espesor mayor en el OI que en OD y el coeficiente de correlación de Pearson es muy elevado ($r > 0,81$; $p < 0,001$) en todos los casos, lo que nos indica una relación lineal entre ambos ojos.

		Variación topográfica n=60								Coeficiente de correlación de Pearson (esp)
		Esp (μm) OD		Vol (mm^3) OD		Esp (μm) OI		Vol (mm^3) OI		
anillo	área	Media (DS)	Min, Máx	Media (DS)	Min, Máx	Media (DS)	Min, Máx	Media (DS)	Min, Máx	
6mm	Temp	324,62 (56,02)	181; 445	1,72 (0,30)	0,96; 2,36	334,73 (59,03)	206; 491	1,77 (0,31)	1,09; 2,60	0,857
	Inf	320,42 (68,50)	184; 484	1,70 (0,36)	0,97; 2,56	329,13 (71,07)	175; 477	1,74 (0,38)	0,93; 2,53	0,828
	Nas	243,85 (66,66)	109; 408	1,27 (0,36)	0,56; 2,16	247,87 (63,35)	118; 405	1,31 (0,34)	0,63; 2,15	0,903
	Sup	336,23 (62,70)	208; 494	1,78 (0,33)	1,10; 2,62	343,88 (65,34)	209; 490	1,82 (0,35)	1,11; 2,60	0,836
3mm	Temp	341,22 (66,42)	164; 503	0,54 (0,10)	0,26; 0,79	358,92 (71,37)	182; 518	0,56 (0,11)	0,29; 0,81	0,817
	Inf	336,25 (78,06)	157; 531	0,53 (0,12)	0,25; 0,83	350,27 (78,14)	179; 547	0,55; 0,13	0,26; 0,86	0,825
	Nas	309,43 (74,92)	131; 488	0,49 (0,11)	0,21; 0,77	321,55 (75,37)	145; 470	0,50 (0,12)	0,23; 0,74	0,857
	Sup	341,40 (69,00)	164; 507	0,54 (0,11)	0,26; 0,80	356,88 (69,77)	191; 500	0,56 (0,11)	0,30; 0,78	0,828
1mm	Fóv	338,33 (73,82)	152; 504	0,27 (0,06)	0,12; 0,40	357,80 (76,11)	171; 506	0,28 (0,06)	0,13; 0,40	0,826
Long Axial	(mm)	24,16 (1,17)	22,07; 28,71			24,11 (1,19)	22,05; 28,72			0,966
Vol total	mm^2			8,84 (1,72)	4,75; 12,87			9,12 (1,74)	5,17; 12,85	0,894

Tabla 1: Valores calculados de espesor (μm) y volumen (mm^3) coroideos para una muestra de 60 pacientes en los anillos maculares de 1, 3, y 6mm de diámetro.

En las tablas 2 y 3 separamos a los emétopes y a los miopes en dos grupos, consideramos emétopes de +0,50D a -0,50D y miopes de -0,51D a -11,24D. Siempre teniendo en cuenta que ambos ojos del mismo paciente pertenezcan al mismo grupo. Tenemos 27 pacientes emétopes y 33 miopes, de los que calculamos los espesores medios (DS), mínimos y máximos de los nueve cuadrantes del ETDRS de 1, 3 y 6mm de radio. En los dos grupos obtenemos valores, tanto de espesor como de volumen, mayor en el OI que en el OD y un coeficiente de correlación de Spearman elevado ($r \geq 0,698$; $p < 0,001$). También se observa mayor espesor corioideo en todos los cuadrantes en el grupo de los emétopes para ambos ojos y menor LA media que en los miopes.

		Variación topográfica EMÉTROPE n=27								Coeficiente de correlación de Spearman (esp)
		Esp (μm) OD		Vol (mm^3) OD		Esp (μm) OI		Vol (mm^3) OI		
anillo	área	Media (DS)	Min, Max	Media (DS)	Min, Máx	Media (DS)	Min, Max	Media (DS)	Min, Máx	
6mm	Temp	337,56 (58,35)	213; 445	1,79 (0,31)	1,13; 2,36	349,22 (56,72)	238; 491	1,85 (0,30)	1,26; 2,60	0,71
	Inf	339,07 (66,90)	223; 484	1,80 (0,35)	1,18; 2,56	349,07 (68,72)	210; 477	1,85 (0,37)	1,11; 2,53	0,774
	Nas	259,22 (65,48)	135; 408	1,37 (0,35)	0,72; 2,16	263,15 (57,71)	147; 386	1,40 (0,31)	0,78; 2,05	0,842
	Sup	348,56 (66,42)	231; 494	1,85 (0,35)	1,23; 2,62	356,70 (72,12)	237; 490	1,89 (0,38)	1,26; 2,60	0,847
3mm	Temp	359,22 (69,56)	227; 503	0,56 (0,11)	0,36; 0,79	379,89 (68,80)	251; 518	0,60 (0,11)	0,39; 0,81	0,698
	Inf	361,19 (79,39)	205; 531	0,57 (0,12)	0,32; 0,83	373,04 (75,03)	226; 547	0,59 (0,12)	0,35; 0,86	0,77
	Nas	332,15 (75,09)	204; 488	0,52 (0,12)	0,32; 0,77	344,26 (71,41)	202; 470	0,54 (0,11)	0,32; 0,74	0,796
	Sup	355,48 (68,71)	234; 493	0,56 (0,11)	0,37; 0,77	375,41 (69,89)	264; 500	0,59 (0,11)	0,41; 0,78	0,783
1mm	Fóv	361,67 (75,14)	225; 504	0,28 (0,06)	0,18; 0,40	380,30 (74,13)	253; 506	0,30 (0,06)	0,20; 0,40	0,734
Long Axial	(mm)	23,57 (0,86)	22,07; 25,22			23,51 (0,87)	22,05; 25,20			0,984
Vol total	mm^2			9,30 (1,77)	6,13; 12,87			9,60 (1,69)	6,62; 12,85	0,828

Tabla 2: Valores calculados de espesor (μm) y volumen (mm^3) coroideos para una muestra de 27 pacientes emétopes en los anillos maculares de 1, 3, y 6 mm de diámetro.

		Variación topográfica MIOPE n=33								Coeficiente de correlación de Spearman (esp)
		Esp (μm) OD		Vol (mm^3) OD		Esp (μm) OI		Vol (mm^3) OI		
anillo	área	Media (DS)	Min, Max	Media (DS)	Min, Máx	Media (DS)	Min, Max	Media (DS)	Min, Máx	
6mm	Temp	314,03 (52,57)	181; 423	1,66 (0,28)	0,96; 2,24	322,88 (59,07)	206; 450	1,71 (0,31)	1,09; 2,38	0,877
	Inf	305,15 (66,93)	184; 454	1,62 (0,35)	0,97; 2,41	312,82 (69,75)	175; 458	1,66 (0,37)	0,93; 2,43	0,86
	Nas	231,27 (65,94)	109; 380	1,19 (0,35)	0,56; 2,02	235,36 (65,83)	118; 405	1,25 (0,35)	0,63; 2,15	0,897
	Sup	326,15 (58,58)	208; 464	1,73 (0,31)	1,10; 2,46	333,39 (58,26)	209; 455	1,77 (0,31)	1,11; 2,41	0,735
3mm	Temp	326,48 (60,86)	164; 444	0,51 (0,10)	0,26; 0,70	341,76 (69,79)	182; 480	0,54 (0,11)	0,29; 0,75	0,826
	Inf	315,85 (71,83)	157; 454	0,49 (0,11)	0,25; 0,71	331,64 (76,74)	179; 468	0,51 (0,13)	0,26; 0,73	0,761
	Nas	290,85 (70,53)	131; 430	0,49 (0,23)	0,21; 0,61	302,97 (74,42)	145; 442	0,48 (0,12)	0,23; 0,70	0,824
	Sup	329,88 (68,11)	164; 507	0,52 (0,11)	0,26; 0,80	341,73 (66,93)	191; 491	0,54 (0,11)	0,30; 0,77	0,737
1mm	Fóv	319,24 (68,02)	152; 442	0,25 (0,05)	0,12; 0,35	339,39 (73,76)	171; 465	0,27 (0,06)	0,13; 0,37	0,769
Long Axial	(mm)	24,64 (1,17)	22,83; 28,71			24,59 (1,21)	22,85; 28,72			0,893
Vol total	mm^2			8,46 (1,61)	4,75; 12,16			8,72 (1,70)	5,17; 11,99	

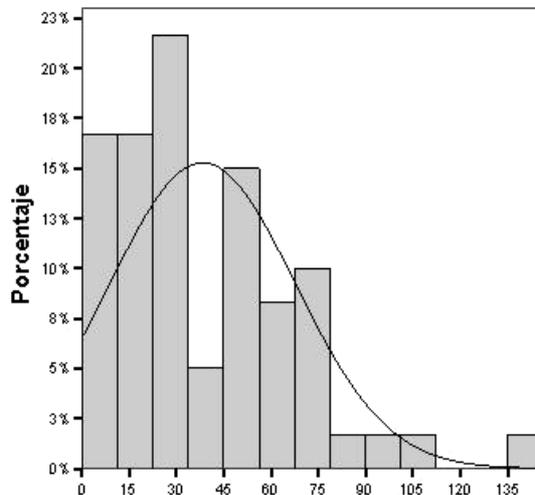
Tabla 3: Valores calculados de espesor (μm) y volumen (mm^3) coroideos para una muestra de 33 pacientes miopes en los anillos maculares de 1, 3, y 6 mm de diámetro.

En la tabla 4 se muestran las diferencias interoculares absolutas, tanto la media (SD) como las mínimas diferencias y las máxima. Esta vez la división la realizamos por anillos de 1, 3 y 6mm, en el caso del espesor es la media de todo el anillo y en el volumen es la media de la suma del anillo o los anillos que engloba según su radio. También hacemos una distinción en dos grupos, uno de emétopes y otro de miopes. Calculamos para los tres casos (n=60, n=27 y n=33) la diferencia para ambos ojos de un mismo sujeto. Obtenemos los percentiles 50, 75, 90 y 95 para espesores y volúmenes

de los tres grupos. Con el percentil 95, tenemos que el 95% de la población puede tener hasta una diferencia de espesor subfoveal coroideo interocular de 94,6 μ m, en el caso de los emétopes de 122,4 μ m y en los miopes se consideraría normal hasta 97,4 μ m.

	Ranillo	Dif Esp (μ m)		Percentiles				dif Vol (mm^3)		Percentiles			
		Media (DS)	Min, Max	50 (Mediana)	75	90	95	Media (DS)	Min, Máx	50 (Mediana)	75	90	95
Todos N=60	1 mm	38,27 (29,33)	1; 146	29	58	74,8	94,6	0,03 (0,02)	0; 0,12	0,02	0,05	0,06	0,07
	3 mm	31,29 (24,88)	1; 124,50	23,38	46,38	64,2	73,21	0,22 (0,18)	0,01; 0,92	0,17	0,32	0,46	0,62
	6 mm	22,18 (15,38)	1; 65,25	18,13	28,63	47,6	58,66	0,69 (0,48)	0,07; 2,15	0,52	0,93	1,45	1,85
	LA (mm)	0,18 (0,25)	0; 1,52	0,12	0,21	0,29	0,76						
Emétrope N=27	1 mm	44,19 (29,57)	9; 146	41	61	78,2	122,4	0,03 (0,02)	0,01; 0,12	0,03	0,05	0,06	0,1
	3 mm	34,38 (27,86)	1; 124,50	24,75	57,5	67,35	101,8	0,25 (0,20)	0,01; 0,92	0,18	0,41	0,47	0,74
	6 mm	25,06 (16,67)	2,75; 65,25	17,75	35,5	57,35	62,65	0,78 (0,52)	0,11; 2,15	0,58	1,05	1,72	2,03
	LA (mm)	0,11 (0,07)	0; 0,27	0,08	0,16	0,24	0,27						
Miopes N=33	1 mm	33,42 (28,67)	1; 103	24	56	74,2	97,4	0,03 (0,02)	0; 0,08	0,02	0,05	0,06	0,07
	3 mm	28,39 (22,23)	2,50; 97	20,5	36,88	63,55	80,55	0,20 (0,17)	0,02; 0,68	0,14	0,25	0,45	0,65
	6 mm	19,81 (14,06)	1; 65	18,25	26,38	37,3	56,43	0,62 (0,43)	0,07; 2,08	0,51	0,8	1,24	1,7
	LA (mm)	0,24 (0,32)	0; 1,52	0,17	0,27	0,67	1,25						

Tabla 4: Diferencias absolutas interoculares tanto del espesor (μ m) como del volumen (mm^3) coroideo y longitud axial (mm) en la totalidad de los sujetos y en los subgrupos emétrope y miope.



Gráfica 1. Diferencias interoculares absolutas en espesor coroideo subfoveal (μ m) en la totalidad de los sujetos.

En la gráfica 1 se puede observar como el 50% de la población tiene una diferencia de espesor interocular coroideo inferior a 30 μ m y que el 95% una diferencia de 90 a 105 μ m. Menos del 3% de la población restante tiene una diferencia de espesor coroideo subfoveal de un ojo a otro mayor a 135 μ m.

6. Discusión

Es la primera vez que se establecen valores normales de simetría interocular coroidea y se realiza una exploración topográfica de la misma en los nueve cuadrantes del ETDRS para este grupo poblacional de jóvenes sanos comprendidos entre 19 y 32 años, en estudios recientes se ha realizado en un rango de edad superior, de 30 a 50 años²⁵. Luego, esta base de datos normalizada es relevante para monitorizar condiciones o tratamientos que puedan causar asimetrías focales o generalizadas del espesor coroideo, ya sea por exceso de delgadez o grosor de éste, y así poder actuar con rapidez en el ojo afecto y en el no afecto. Se ha demostrado que el espesor de la neurorretina en la región macular es simétrica, pero no en la capa coroidea.³⁰

En este estudio, aunque hay una variación topográfica coroidea significativa entre el espesor subfoveal y los otros cuatro cuadrantes (superior, inferior, nasal y temporal), se muestra una fuerte correlación de simetría coroidea entre ambos ojos del mismo sujeto en los cuadrantes del ETDRS, asociada a parámetros como el error refractivo y la LA, viendo que esta última es la que nos da una fuerte predicción del espesor.

Se han estudiado rangos amplios de espesores submaculares utilizando varios tipos de OCT, incluyendo Spectralis OCT²³, Cirrus HD OCT²⁹ y SS-OCT²⁵. La diferencia en el espesor subfoveal entre los otros estudios puede deberse a diferencias en la edad, errores refractivos, LA criterio de segmentación manual, instrumentación de OCT o al subconjunto de variables tomadas a la hora de realizar el análisis estadístico. En este caso encontramos espesores similares subfoveales si comparamos con otros estudios^{18, 25}.

En estudios anteriores se ha mencionado una diferencia subfoveal interocular de 17µm, encontrando mayor grosor en el ojo izquierdo que en el ojo derecho⁷. Y en otros que el espesor coroideo subfoveal en el ojo derecho es más grueso que en el izquierdo por 1µm, manteniéndose un mayor espesor coroideo del ojo derecho a lo largo del área paramacular, excepto en el cuadrante temporal que es más delgado que en el ojo izquierdo.²⁵ En este estudio encontramos la tendencia de mayor espesor y volumen coroideo en el ojo izquierdo en todos los cuadrantes, tanto si consideramos

toda la población junta como si dividimos entre emétopes y miopes. También se obtienen valores menores de LA en el ojo izquierdo que en el derecho, lo que era de esperar ya que, como se ve en otros estudios^{12, 17, 20} la LA y la edad son inversamente proporcionales al espesor coroideo.

El coeficiente de correlación de Pearson, si consideramos la muestra en su conjunto (n=60) es muy elevado, siendo el más bajo en temporal a 3mm ($r \geq 0,817$) y el más alto en nasal a 6mm ($r \geq 0,903$). Esto nos indica que hay simetría coroidea, es decir, a mayor espesor del ojo derecho mayor espesor tendrá el ojo izquierdo y viceversa. Si dividimos entre emétopes y miopes los coeficientes de correlación máximos y mínimos son algo más bajos ($r \geq 0,847$; $r \geq 0,698$ y $r \geq 0,897$; $r \geq 0,735$), pero nos sigue dando una alta correlación de simetría. Para la LA es muy elevado en los tres grupos (n=60: $r \geq 0,966$; n=27: $r \geq 0,984$ y n=33: $r \geq 0,893$) prediciendo que a mayor LA del ojo derecho, mayor será la del ojo izquierdo.

El mínimo espesor coroideo lo encontramos en el OD en el grupo de los miopes en nasal a 6mm de fóvea con $109\mu\text{m}$, lo que era de esperar ya que los miopes tienen un espesor coroideo más delgado debido a la elevada LA, y es alejándonos de la fóvea hacia nasal donde más va adelgazando⁷.

La mayor diferencia absoluta interocular de longitud axial se da en los miopes $0,24\text{mm}$ ($0,32\text{mm}$) con un mínimo y un máximo de 0 y $1,52\text{mm}$, en un rango de $22,83$ a $28,71\text{mm}$.

- **Predictores del espesor macular en las regiones foveal y paramaculares**

Se ha encontrado que la LA es el único predictor significativo del espesor subfoveal con una reducción del espesor coroideo de 38 y $28\mu\text{m}$ por milímetro de más de LA en el ojo derecho y en el izquierdo respectivamente.²⁵

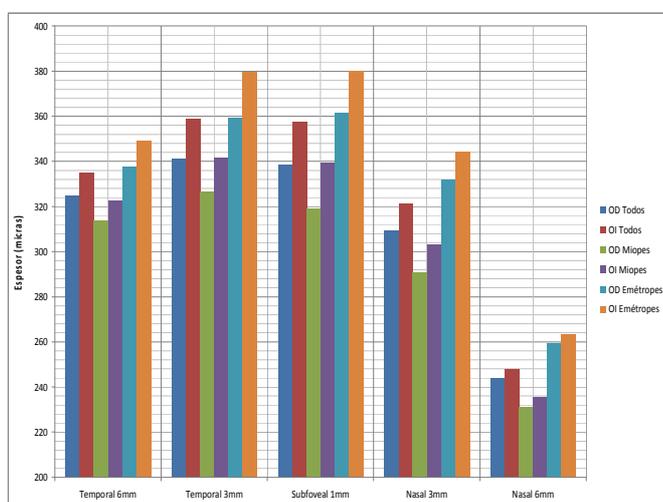
Sólo en un estudio se muestra un espesor coroideo superior en los hombres que en las mujeres al realizar el ajuste por edad y LA.¹⁸

Se ha demostrado que con la edad el espesor coroideo va disminuyendo^{23,29}, esto es más pronunciado en sujetos que tienen longitudes axiales elevadas²⁴. La LA y el error refractivo son variables relacionadas, pero no intercambiables, ya que la LA no tiende a

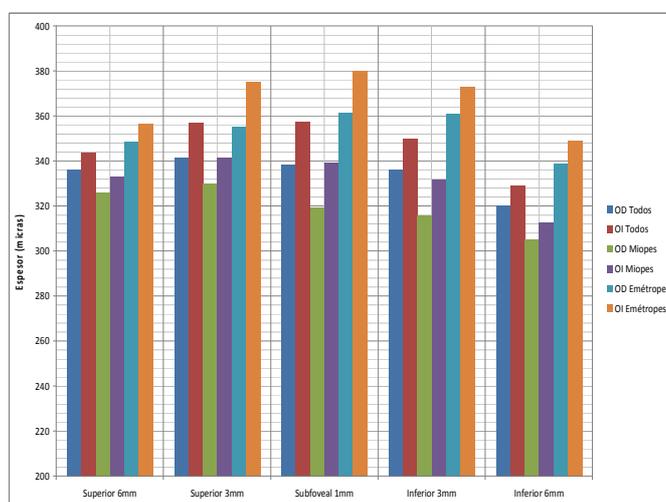
cambiar después de la segunda década de vida, excepto en casos con alguna patología. En cambio, el error refractivo puede fluctuar o cambiar debido a diferentes factores.²⁵

- Predictores de los perfiles horizontal y vertical del espesor coroideo

Nuestros resultados muestran que el espesor coroideo en los meridianos horizontal y vertical son únicos y a veces asimétricos, tal y como se ve en otro estudio.²⁵ En cambio, en otros estudios muestran un decrecimiento del espesor coroideo más rápido en dirección nasal que en temporal,²⁸ pero esta asimetría naso-temporal está casi ausente en ojos con longitudes axiales inferiores a 23,5mm,²⁵ y exagerada en longitudes axiales elevadas.²⁹



Gráfica 2: Cortes horizontales de espesor coroideo para ambos ojos y los tres grupos



Gráfica 3: Cortes verticales de espesor coroideo para ambos ojos y los tres grupos

En el meridiano vertical, el descenso en la asimetría del espesor coroideo es similar en superior-inferior, encontrando un decrecimiento más rápido de éste en dirección inferior. La asimetría está casi ausente en ojos con longitudes axiales pequeñas y exagerada en elevadas, tal y como observan en anteriores estudios.^{25, 30} En emétopes encontramos su máximo espesor coroideo en el área subfoveal-temporal y una simetría coroidea a lo largo de los meridianos horizontal y vertical, mientras que en miopes tenemos una gran variación de espesor a lo largo de ambos meridianos y su máximo espesor suele estar localizado superotemporal a la fóvea.

Se piensa que el ojo va desarrollándose para concluir con un espesor coroideo máximo subfoveal para que actué como un dissipador de calor y metabólico. Sin embargo en

ojos con una elongación progresiva como en la miopía, puede haber una asimetría de grosor coroideo a lo largo del área macular respecto de la fovea. Otra hipótesis alternativa es que esa asimetría del espesor coroideo respecto a la fovea contribuya al exceso de crecimiento ocular, dando la miopía.²⁵

- **Predictores de las diferencias interoculares del espesor coroideo**

Hasta ahora sólo hay un estudio en el que se han estudiado las diferencias del espesor coroideo interocular,²⁵ en el que encontraron una simetría subfoveal alta. En nuestro caso el ojo izquierdo tiene un espesor más elevado en todos los cuadrantes y se vio una mayor diferencia en el espesor coroideo temporal a 3mm, con el coeficiente de correlación más bajo (n=60: $r \geq 0,817$).

Las diferencias absolutas interoculares del espesor coroideo muestran una diferencia de hasta 135 μm en el área subfoveal y de 180 μm en paramacular, el percentil 95 considera que lo normal es una diferencia de espesor de hasta 84,95 μm .²⁵ En nuestro caso obtenemos mayor diferencia subfoveal de 146 μm y menor en paramacular en el anillo de 3mm de radio con 124,5 μm , se considera que el 95% de la población puede tener hasta una diferencia de 94,6 μm de espesor coroideo entre ambos ojos. La diferencia absoluta interocular del espesor coroideo es considerablemente más grande que la notificada en otros estudios de espesor macular.²⁸ Las diferencias de espesor coroideo en los diferentes cuadrantes pueden ser debidos a errores en la segmentación, localización del área paramacular, por la curvatura de la capa vascular o movimientos de cabeza durante la toma de la imagen.

En otros estudios se han hallado medidas de espesores coroides centrales anormales en ojos afectados de Coroidopatía serosa central, comparados con el contralateral, que clínicamente no habían encontrado afectaciones. De la misma manera, en pacientes con vasculopatía coroidal polipoidea se ha encontrado un incrementado del espesor coroideo subfoveal. Otras investigaciones examinan el espesor coroideo en pacientes con glaucoma y otras afectaciones retinianas, viendo que el espesor coroideo disminuye significativamente en correlación con el tiempo que hace que padecen la enfermedad.¹⁹

7. Conclusiones

1. La Tomografía de Coherencia Óptica (OCT), mediante el protocolo EDI, es un proceso no invasivo y bien tolerado por los pacientes con una excelente resolución para visualizar la capa vascular coroidea en el polo posterior, y cuantificarla tanto en espesores como en volúmenes por cuadrantes, sin necesidad de utilizar dilatación pupilar.
2. El espesor coroideo más delgado se encuentra en la zona nasal a la fóvea, seguido del inferior y los valores de espesores más gruesos en los cuadrantes superior y temporal, siendo este último el más espeso
3. La longitud axial es el único predictor significativo del espesor coroideo subfoveal.
4. Hay una correlación lineal de simetría del espesor coroideo en el área foveal y paramacular entre ambos ojos de un mismo sujeto que se mantiene tanto en el subgrupo de emétopes como en el de miopes.
5. Los espesores coroides en los meridianos horizontales y verticales son únicos y a veces asimétricos.
6. Diferencias en los espesores subfoveales mayores a $146\mu\text{m}$ están por encima del P95 de la población estudiada y pueden ser sugerentes de patología.

8. Bibliografía

1. Huang D, Swanson EA, Lin CP, et al. Optical coherence tomography. *Science* 1991;254:1178-1181.
2. Costa RA, Mirian S, Luiz RAS, et al. Retinal assessment using optical coherence tomography. *Prog Retin Eye Res* 2006;25:325-353.
3. Han IC, Jaffe GJ. Comparison of spectral and time domain optical coherence tomography for retinal thickness measurements in healthy and diseased eyes. *Am J Ophthalmol* 2009;147:847-58.
4. Mylonas G, Ahlers C, Malamos P, et al. Comparison of retinal thickness measurement and segmentation performance of four different spectral and time domain OCT devices in neovascular age-related macular degeneration. *Br J Ophthalmol* 2009; 93:1453-60.
5. Marcel N, Simeon D, Pacal K, Veit S. Reproducibility of retinal thickness measurements in patients with age-related macular degeneration using 3D Fourier-domain optical coherence tomography. *Acta Ophthalmol* 2011;89:346-351.
6. Early Treatment Diabetic Retinopathy Study research group. Photocoagulation for diabetic macular edema. Early Treatment Diabetic Retinopathy Study report number 1. *Arch Ophthalmol* 1985;103(12):1796-806.
7. Spaide RF, Koizumi H, Pozzoni MC. Enhanced depth imaging spectral-domain optical coherence tomography. *Am J Ophthalmol* 2008;146:496-500.
8. Torres V, Brugnoli N, Kaiser P, Singh A. Optical coherence tomography enhanced depth imaging of choroidal tumors. *Am J Ophthalmol* 2011;151:586-593.
9. Spaide RF. Applications for OCT Enhanced Depth Imaging. The technology is providing previously unavailable insights into choroidal pathologies. *Retina Today*. Cover story 2011;1:57-59.
10. De Hoz Montañana R, Ramirez Sebastián AI. Implicaciones del control nervioso del flujo sanguíneo coroideo en las enfermedades oculares. *Arch Soc Esp Oftalmol* 2006, 81: 241-242.
11. Shin JW, Shin YU, Cho HY, Lee BR. Measurement of Choroidal Thickness in Normal Eyes Using 3D OCT-1000 Spectral Domain Optical Coherence Tomography. *Korean J Ophthalmol* 2012;26(4):255-259.
12. Barteselli G, Chhablani J, El-Emam S, et al. Choroidal Volume Variations with Age, Axial Length, and Sex in Healthy Subjects: A Three-Dimensional Analysis. *Ophthalmology* 2012;119(12): 2572-8.
13. Ikuno Y, Tan Y. Retinal and Choroidal Biometry in Highly Myopic Eyes with Spectral-Domain Optical Coherence Tomography. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2009;50:3876-3880.

14. Alió JL, Rodríguez-Prats JL, Buscando la excelencia en la cirugía de la catarata: cálculo de la lente intraocular. Editorial Glosa, Barcelona 2006; 1: 65-93
15. Pedroso Llanes A, Beitia Roby ZA, Pérez Candelaria EC, Rodríguez Mazo S, Montero Díaz E, Santisteban García I. Comparación entre las fórmulas estándar y específicas para el cálculo del ojo con IOL master. Revista médica de la facultad cubana de oftalmología: Misión Milagro. La Habana 2009. 3:4-8
16. Garcia-Martin E, Pinilla I, Idoipe M, Fuertes I, Pueyo V. Intra and interoperator reproducibility of retinal nerve fibre and macular thickness measurements using Cirrus Fourier-domain OCT. *Acta Ophthalmol* 2011;89(1):e23-9.
17. Park K-A, Oh SY. Choroidal Thickness in healthy children. *The journal of retinal and vitreous diseases. Retina* 2013 ;0:1-6.
18. Li XQ, Larsen M, Munch IC. Subfoveal choroidal thickness in relation to sex and axial length in 93 Danish university students. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2011;52:8438-8441.
19. Shao L, Xu L, Chen CX, et al. Reproducibility of Subfoveal Choroidal Thickness Measurements with Enhanced Depth Imaging by Spectral-Domain Optical Coherence Tomography. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2013;54:230-233.
20. Ruiz-Moreno JM, Flores-Moreno I, Lugo F, Ruiz-Medrano J, Montero JA and Akiba M. Macular Choroidal Thickness in Normal Pediatric Population Measured by Swept-Source Optical Coherence Tomography. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2013;54:353-359.
21. Huber R, Adler DC, Srinivasan VJ, Fujimoto JG. Fourier domain mode locking at 1050 nm for ultra-high-speed optical coherence tomography of the human retina at 236,000 axial scans per second. *Opt Lett* 2007;32:2049-2051.
22. Yasuno Y, Hong Y, Makita S, et al. In vivo high-contrast imaging of deep posterior eye by 1-micron swept source optical coherence tomography and scattering optical coherence angiography. *Opt Express* 2007; 15:6121-6139.
23. Margolis R, Spaide RF. A pilot study of enhanced depth imaging optical coherence tomography of the choroid in normal eyes. *Am J Ophthalmol* 2009;147:811-815.
24. Agawa T, Miura M, Ikuno Y, et al. Choroidal thickness measurement in healthy Japanese subjects by three-dimensional high-penetration optical coherence tomography. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2011;249:1485-1492.
25. Chen FK, Yeoh J, Rahaman W, Patel PJ, Tufail A, Da Cruz L. Topographic Variation and Interocular Symmetry of Macular Choroidal Thickness Using Enhanced Depth Imaging Optical Coherence Tomography. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2012;53:976-985
26. Huynh SC, Wang XY, Burlutsky G, Mitchell P. Symmetry of Optical Coherence Tomography Retinal Measurements in Young Children. *Am J Ophthalmol* 2007;143:518-520

27. Li H, Healey PR, Tariq YM, Teber E, Mitchell P. Symmetry of Optic Nerve Head Parameters Measured by the Heidelberg Retina Tomograph 3 in Healthy Eyes: The Blue Mountains Eye Study. *Am J Ophthalmol* 2013;155:518-523
28. El Ashry M, Hegde V, James P, Pagliarini S. Analysis of macular thickness in British population using optical coherence tomography (OCT): an emphasis on interocular symmetry. *Curr Eye Res* 2008;33:693-699
29. Manjunath V, Taha M, Fujimoto JG, Duker JS. Choroidal thickness in normal eyes measured using Cirrus HD optical coherence tomography. *Am J Ophthalmol* 2010;150:325-329.
30. Esmaeelpour M, Povazay B, Hermann B, et al. Three-dimensional 1060-nm OCT: choroidal thickness maps in normal subjects and improved posterior segment visualization in cataract patients. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2010;51:5260-5266.

ANEXO I

Lista de abreviaturas

- OCT: Optical Coherence Tomography, Tomógrafo de Coherencia Óptica
- SD-OCT: Spectral Domain Optical Coherence Tomography, Tomógrafo de Coherencia Óptica de Dominio Espectral
- EDI: Enhanced Depth Imaging
- SS-OCT: Swept-Source Optical Coherence Tomography
- ILM: inner limiting membrane, Membrana Limitante Interna
- BM: Bruch Membrane, Membrana de bruch
- CFNR: Capa de Fibras Nerviosas de la Retina
- EPR: Epitelio Pigmentario de la Retina
- PIO: Presión Intraocular
- ETDRS: Early Treatment Diabetic Retinopathy Study
- A-SCAN: imagen en sentido axial
- D: dioptrías
- mm: milímetros
- nm: nanómetros
- μm : micras
- mmHg: milímetros de mercurio
- dB: decibelios
- DS: Desviación estándar
- AV: Agudeza Visual
- OD: ojo derecho
- OI: ojo izquierdo
- LA: longitud axial
- T: Temporal
- N: Nasal
- S: Superior
- I: Inferior
- C: Central