

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE MEDICINA



TESIS DOCTORAL

**Evaluación del cuerpo ciliar mediante tomografía de
coherencia óptica Swept Source**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Hang Shi

DIRECTORES

Julián García Feijó

José Angel Fernández-Vigo López

José Ignacio Fernández-Vigo Escribano

Madrid

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE MEDICINA
PROGRAMA DE DOCTORADO EN CIENCIAS DE LA VISIÓN
DEPARTAMENTO DE OFTALMOLOGÍA



**EVALUACIÓN DEL CUERPO CILIAR
MEDIANTE TOMOGRAFÍA DE
COHERENCIA ÓPTICA SWEPT SOURCE**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR PRESENTADA POR

Hang Shi

BAJO LA DIRECCIÓN DE LOS DOCTORES

Julián García Feijó

José Angel Fernández-Vigo López

José Ignacio Fernández-Vigo Escribano

MADRID 2020



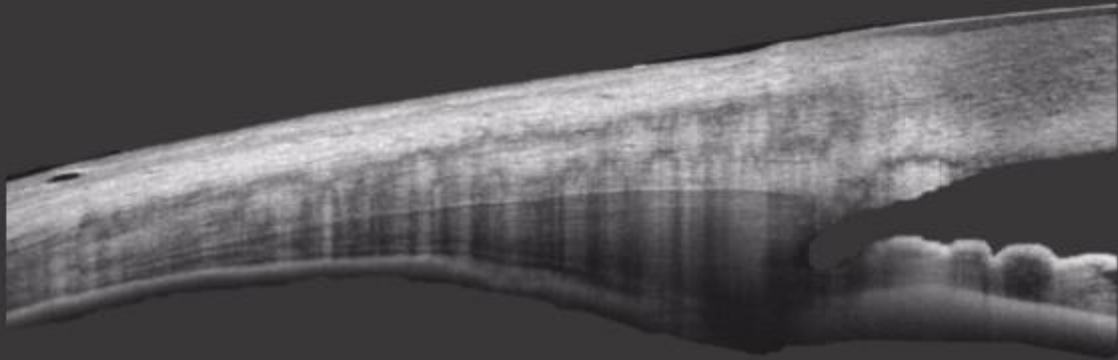
UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE MEDICINA

PROGRAMA DE DOCTORADO EN CIENCIAS DE LA VISIÓN

DEPARTAMENTO DE OFTALMOLOGÍA

EVALUACIÓN DEL CUERPO CILIAR MEDIANTE TOMOGRAFÍA DE COHERENCIA ÓPTICA SWEPT SOURCE



MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR PRESENTADA POR

Hang Shi

DIRECTORES

Julián García Feijóo

José Ángel Fernández-Vigo López

José Ignacio Fernández-Vigo Escribano

MADRID 2020

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE MEDICINA
PROGRAMA DE DOCTORADO EN CIENCIAS DE LA VISIÓN
DEPARTAMENTO DE OFTALMOLOGÍA**



EVALUACIÓN DEL CUERPO CILIAR MEDIANTE TOMOGRAFÍA DE COHERENCIA ÓPTICA SWEPT SOURCE

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR PRESENTADA POR

Hang Shi

DIRECTORES

Julián García Feijóo

José Ángel Fernández-Vigo López

José Ignacio Fernández-Vigo Escribano

MADRID 2020

EVALUACIÓN DEL CUERPO CILIAR MEDIANTE TOMOGRAFÍA DE COHERENCIA ÓPTICA SWEPT SOURCE

Hang Shi

Tesis doctoral

Universidad Complutense de Madrid

Directores

Vº Bº



**José Ángel Fernández-Vigo
López**

**Catedrático Oftalmología
UEX**



Julián García Feijóo

**Catedrático Oftalmología
UCM**



**José Ignacio Fernández-Vigo
Escribano**

**Médico especialista en
Oftalmología, Hospital Clínico San
Carlos**

José Ángel Fernández-Vigo López, Catedrático de Oftalmología del Departamento de Especialidades médico-quirúrgicas de la Universidad de Extremadura, como **director**,

Julián García Feijóo, Catedrático de Oftalmología del Departamento de Oftalmología y Otorrinolaringología de la Universidad Complutense de Madrid, como **director**,

y

José Ignacio Fernández-Vigo Escribano, Médico especialista en Oftalmología, del Hospital Clínico San Carlos de Madrid, como **director**,

CERTIFICAN

Que la presente memoria de Tesis titulada “Evaluación del cuerpo ciliar mediante tomografía de coherencia óptica Swept Source” ha sido realizada bajo nuestra dirección por D. Hang Shi desde el año 2018 en el Departamento de Oftalmología del Hospital Clínico San Carlos de Madrid, para optar al grado de Doctor por la Universidad Complutense de Madrid. Hacemos constar que la citada Tesis reúne todos los requisitos necesarios para su defensa y

aprobación.

Y, para que conste a los efectos oportunos, firmamos el presente certificado en Madrid, 2020.



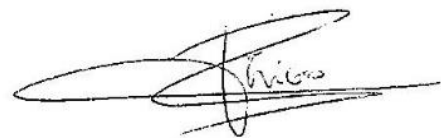
José Ángel Fernández-Vigo
López

Catedrático Oftalmología



Julián García Feijóo

Catedrático Oftalmología
UCM



José Ignacio Fernández-Vigo
Escribano

Médico especialista en
Oftalmología, Hospital Clínico San
Carlos

Hospital Clínico San Carlos
Universidad Complutense, Madrid

AGRADECIMIENTOS Y DEDICATORIAS

Al profesor José Ángel Fernández-Vigo López por brindarme todos los recursos y herramientas necesarias para llevar a cabo esta tesis doctoral. No hubiese podido alcanzar estos resultados de no haber sido por su ayuda.

Al profesor Julián García Feijóo por sus conocimientos y su apoyo en cada una de las etapas de esta tesis para poder finalizarla satisfactoriamente.

Al doctor José Ignacio Fernández-Vigo Escribano por su dirección, paciencia y entrega, así como por brindarme un apoyo incondicional, lo que me ha permitido alcanzar los objetivos planteados en esta tesis.

A mis padres, por apoyarme en todo momento, por los valores que me han inculcado, y por haberme dado la oportunidad de tener una excelente educación en el transcurso de mi vida. Y sobre todo, por ser un excelente ejemplo de vida a seguir.

A mi mujer, por ser una parte muy importante de mi vida, por haberme apoyado tanto en los buenos como en los malos momentos, así como por su paciencia y amor incondicional.

Al Centro Internacional de Oftalmología Avanzada y al personal del centro, por su ayuda desinteresada que me brindó la oportunidad de llevar a cabo el diseño del estudio y la recogida de los datos de la tesis.

A Juan José Salazar y a Victoria Mayenco por su ayuda y amabilidad.

Por último, agradecer a todos mis amigos que me han ofrecido su apoyo y comprensión para alcanzar la meta de realizar la tesis doctoral.

ÍNDICE

ÍNDICE

ABSTRACT.....	1
RESUMEN	7
LISTADO DE ABREVIATURAS.....	13
DIVULGACIÓN CIENTÍFICA	17
1.INTRODUCCIÓN.....	23
1.1. ANATOMÍA DEL CUERPO CILIAR.....	25
1.1.1 CONCEPTO DEL CUERPO CILIAR.	25
1.1.2 ANATOMÍA Y EMBRIOLOGÍA DEL CUERPO CILIAR.	26
1.2. FUNCIONES DEL CUERPO CILIAR.	36
1.3. RELACIONES ANATÓMICAS DEL CUERPO CILIAR.	36
1.4. TÉCNICAS DE IMAGEN PARA EL ESTUDIO DEL CUERPO CILIAR.	45
1.4.1 BIOMICROSCOPIA ULTRASÓNICA.	45
1.4.2 TOMOGRAFÍA DE COHERENCIA ÓPTICA DE SEGMENTO ANTERIOR (OCT-SA).....	52
2.IMPORTANCIA Y JUSTIFICACIÓN.....	79
3.HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.....	87
3.1. HIPÓTESIS.....	89
3.2. OBJETIVOS.....	90
4.MATERIAL Y MÉTODOS.....	91
4.1. DISEÑO DEL ESTUDIO Y SELECCIÓN DE LA MUESTRA.	93
4.1.1 DISEÑO DEL ESTUDIO.....	93
4.1.2 CONSENTIMIENTO INFORMADO.....	93

4.1.3 SELECCIÓN DE LA MUESTRA.....	93
4.2. PROTOCOLO EXPLORATORIO.	95
4.2.1 METODOLOGÍA DEL PROTOCOLO DE ESTUDIO DE LA EVALUACIÓN DE LAS DIMENSIONES DEL MÚSCULO CILIAR MEDIANTE OCT-SS EN UNA POBLACIÓN SANA, ESTUDIO DE CORRELACIÓN Y REPRODUCIBILIDAD.	97
4.2.2 METODOLOGÍA DEL PROTOCOLO DE ESTUDIO DE LA EVALUACIÓN DE LAS DIMENSIONES DEL MÚSCULO CILIAR EN PACIENTES CON GLAUCOMA PRIMARIO DE ÁNGULO ABIERTO Y EN SANOS.....	106
4.3. CREACIÓN DE LA BASE DE DATOS.	108
4.4. ANÁLISIS ESTADÍSTICO.	109
5.RESULTADOS.....	111
5.1. CARACTERÍSTICAS DE LA POBLACIÓN ESTUDIADA.	113
5.2. ESTUDIO DE REPRODUCIBILIDAD.	115
5.3. BASE NORMATIVA DE LAS DIMENSIONES DEL MÚSCULO CILIAR.	118
5.4. ESTUDIO DE CORRELACIÓN DE LAS DIMENSIONES DEL MÚSCULO CILIAR CON OTROS PARÁMETROS.	122
5.5. RESULTADOS DEL ESTUDIO COMPARATIVO DE LAS DIMENSIONES DEL MÚSCULO CILIAR ENTRE PACIENTES CON GLAUCOMA PRIMARIO DE ÁNGULO ABIERTO Y SUJETOS SANOS.....	127
6.DISCUSIÓN	135
6.1. DISCUSIÓN RESPECTO AL ESTUDIO DE REPRODUCIBILIDAD Y BASE NORMATIVA DE LAS DIMENSIONES DEL MÚSCULO CILIAR MEDIANTE OCT-SS EN UNA POBLACIÓN SANA.	136
6.2. DISCUSIÓN RESPECTO AL ESTUDIO DE CORRELACIÓN DE LAS DIMENSIONES DEL MÚSCULO CILIAR MEDIANTE OCT-SS CON OTROS PARÁMETROS.	139

6.2.1 CORRELACIÓN ENTRE LAS DIMENSIONES DEL CC CON EL DEFECTO REFRACTIVO.....	140
6.2.2 INFLUENCIA DE LA EDAD EN LAS DIMENSIONES DEL CUERPO CILIAR.	143
6.2.3 INFLUENCIA DEL GÉNERO Y LA RAZA EN LAS DIMENSIONES DEL CUERPO CILIAR.	143
6.2.4 INFLUENCIA DEL CUADRANTE ESTUDIADO EN LAS DIMENSIONES DEL MÚSCULO CILIAR.....	144
6.3. DISCUSIÓN RESPECTO AL ESTUDIO COMPARATIVO DE LAS DIMENSIONES DEL MÚSCULO CILIAR ENTRE PACIENTES CON GLAUCOMA PRIMARIO DE ÁNGULO ABIERTO Y SUJETOS SANOS.	145
6.4. UTILIDAD CLÍNICA DE LA EVALUACIÓN DEL CUERPO CILIAR.	151
6.4.1 EVALUACIÓN DE LA POSICIÓN Y MORFOLOGÍA DEL CC EN EL CIERRE ANGULAR.	151
6.4.2 HIPOTONÍA – SOSPECHA DE CICLODIÁLISIS.	152
6.4.3 ESTUDIO DE LA POSICIÓN DE LENTES FÁQUICAS Y DETECCIÓN DE QUISTES DEL CUERPO CILIAR.....	154
6.4.4 LENTES SUTURADAS AL SULCUS.	156
6.4.5 ACOMODACIÓN.....	156
6.4.6 TUMORES DEL CUERPO CILIAR.....	157
6.4.7 UVEÍTIS INTERMEDIA – PARS PLANITIS.....	160
6.4.8 VALORACIÓN TRAS INTERVENCIONES RETINIANAS.	161
7.LIMITACIONES y APORTACIONES	165
7.1.LIMITACIONES DEL PRESENTE TRABAJO.	167
7.2. LIMITACIONES ACTUALES DE LA EXPLORACIÓN DEL CUERPO CILIAR Y FUTURO DE LA MISMA.	168
7.3. APORTACIONES ORIGINALES Y REPERCUSIÓN.....	171
8.CONCLUSIONES.....	173

9.BIBLIOGRAFÍA.....	177
----------------------------	------------

ABSTRACT

ABSTRACT

ASSESSMENT OF THE CILIARY BODY USING SWEEP SOURCE OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY

Purpose: To examine ciliary muscle (CM) dimensions in vivo by Swept Source optical coherence tomography (SS-OCT) in a large healthy population. Also, to assess the reproducibility of CM measurements and correlations with different parameters. Finally, to compare SS-OCT CM measurements in patients with primary open-angle glaucoma (POAG) and healthy subjects, and to examine correlations between CM dimensions and the severity of the glaucoma.

Methods: In this cross-sectional study the following CM measurements were made in 495 eyes of 495 subjects in the temporal and nasal quadrants: length (CML), area (CMA) and thickness at distances of 1000 μm (CMT1), 2000 μm (CMT2) and 3000 μm (CMT3) from the scleral spur using the SS-OCT DRI-Triton® (Topcon, Tokyo, Japan). These dimensions were then assessed for correlations with the factors age, gender, refractive error, anterior chamber angle (ACA) and intraocular pressure (IOP). The reproducibility of CM measurements was determined in 85 of the participants. For the assessment of the differences in POAG patients versus healthy subjects, a cross-sectional study including the right eyes of 181 subjects: 89 POAG patients and 92 healthy subjects was performed. In addition of the CM dimensions parameters, POAG patients were subjected to visual field (VF) and peripapillary retinal nerve fiber layer (RNFL) assessment. CM dimensions were then assessed for correlation with VF mean defect (MD), mean RNFL thickness and intraocular pressure (IOP).

ABSTRACT

Results: Mean age in the population was 41.4 ± 17.5 years (range 5 - 83). The following means were recorded as follows: CML= 4.57 ± 0.73 mm (range 2.16 - 6.97), CMA= 1.35 ± 0.31 mm² (2.04 - 5.45), CMT1= 558 ± 98 μ m (299 - 891), CMT2= 366 ± 100 μ m (89 - 629) and CMT3= 210 ± 75 μ m (36 - 655). Negative correlation was detected between CML/CMA and age ($R = -0.516$ and $R = -0.404$; $p < 0.001$) and refractive error ($R = -0.519$ and $R = -0.538$; $p < 0.001$). No gender differences were observed ($p \geq 0.150$). Both CML and CMA were correlated with ACA ($R = 0.498$ and 0.546 ; $p < 0.001$) and slightly with IOP ($R = -0.175$; $p < 0.001$). The reproducibility was excellent (intraclass correlation coefficient ≥ 0.878) both for intra and interobserver CM measurements. For the assessment of the differences in POAG patients versus healthy subjects, mean CMLs were 4.325 ± 0.340 mm and 4.195 ± 0.843 mm for the healthy subjects and POAG patients, respectively ($p = 0.17$). Mean CM thicknesses were CMT1= 546 ± 56 μ m, CMT2= 326 ± 44 μ m and CMT3= 174 ± 16 μ m in the healthy eyes versus CMT1= 534 ± 108 , CMT2= 332 ± 99 and CMT3= 183 ± 74 in the POAG eyes, with no significant differences detected (all $p \geq 0.25$). In the temporal quadrant, mean CMA was 1.12 ± 0.29 mm² and 1.15 ± 0.24 mm² for the healthy and POAG subjects respectively ($p = 0.45$). No correlations were observed between CM measurements and RNFL thickness ($p \geq 0.15$), IOP or VF MD ($p \geq 0.14$) in POAG subjects irrespective of the severity of the glaucoma ($p \geq 0.19$).

Conclusions: Swept Source optical coherence tomography is a valid tool for in vivo CM measurements, showing a good reproducibility and a wide range of dimensions in a healthy population. Our data indicate a larger CM in myopes and its diminishing size with age. The CM dimensions did not differ between

healthy individuals and POAG subjects. Finally, in POAG patients no correlations were detected between CM dimensions and VF, RNFL or IOP.

Keywords: anterior chamber angle; ciliary body; ciliary muscle; intraocular pressure; myopia; optical coherence tomography.

ABSTRACT

RESUMEN

RESUMEN

EVALUACIÓN DEL CUERPO CILIAR MEDIANTE TOMOGRAFÍA DE COHERENCIA ÓPTICA SWEPT SOURCE

Propósito: Evaluar las dimensiones del músculo ciliar (MC) en vivo mediante la tomografía de coherencia óptica de dominio Swept Source (OCT-SS) en una gran población sana. Además, analizar la reproducibilidad de las medidas del MC y su correlación con diferentes parámetros. Por último, comparar las dimensiones del MC en pacientes con glaucoma primario de ángulo abierto (GPAA) y sujetos sanos, y valorar la correlación entre las dimensiones del MC y la severidad del glaucoma.

Métodos: Estudio transversal en 495 ojos de 495 sujetos sanos en el que se midieron, en los cuadrantes temporal y nasal, las dimensiones del MC: longitud (CML), área (CMA) y grosor a 1000 μm (CMT1), 2000 μm (CMT2) y 3000 μm (CMT3) desde el espolón escleral empleando la OCT-SS DRI-Triton® (Topcon, Tokyo, Japón). Se analizó la correlación de las dimensiones del MC con factores como la edad, el género, el defecto refractivo, el ángulo de la cámara anterior (ACA) y la presión intraocular (PIO). La reproducibilidad de las medidas del MC fue evaluada en una muestra de 85 sujetos elegidos al azar. Para la evaluación de las diferencias en las dimensiones del MC entre GPAA y sujetos sanos se realizó un estudio transversal que incluyó 181 pacientes: 89 GPAA y 92 sujetos sanos. Además, a los pacientes con GPAA se les realizó un campo visual (CV) determinando el defecto medio (DM), y se midieron la PIO y la capa de fibras nerviosas de la retina (CFNR) peripapilar para analizar su relación con las dimensiones del MC.

Resultados: La edad media de la población fue de $41,4 \pm 17,5$ años (rango 5 - 83). Se observaron las siguientes dimensiones del MC: CML $4,57 \pm 0,73$ mm

RESUMEN

(rango 2,16 – 6,97), CMA= $1,35 \pm 0,31 \text{ mm}^2$ (rango 2,04 – 5,45), CMT1= $558 \pm 98 \text{ }\mu\text{m}$ (rango 299 - 891), CMT2= $366 \pm 100 \text{ }\mu\text{m}$ (89 - 629) y CMT3= $210 \pm 75 \text{ }\mu\text{m}$ (36 - 655). Se observó una correlación negativa entre el CML y el CMA con la edad ($R = -0,516$ y $R = -0,404$ respectivamente; $p < 0,001$). No se observaron diferencias respecto al género en ninguno de los parámetros estudiados ($p \geq 0,150$). Tanto el CML como el CMA se correlacionaron con el ACA ($R = 0,498$ y $0,546$; $p < 0,001$) y ligeramente con la PIO ($R = -0,175$; $p < 0,001$).

La reproducibilidad de las medidas fue excelente (coeficiente de correlación intraclase $\geq 0,878$) para las dimensiones del MC tanto intra como interobservador. Para analizar las diferencias entre pacientes con GPAA versus sujetos sanos, el CML medio fue $4,325 \pm 0,340 \text{ mm}$ y $4,195 \pm 0,843 \text{ mm}$ respectivamente ($p = 0,17$).

El grosor medio del MC fue CMT1= $546 \pm 56 \text{ }\mu\text{m}$, CMT2= $326 \pm 44 \text{ }\mu\text{m}$ y CMT3= $174 \pm 16 \text{ }\mu\text{m}$ en los ojos sanos versus CMT1= 534 ± 108 , CMT2= 332 ± 99 y CMT3= $183 \pm 74 \text{ }\mu\text{m}$ en los ojos con GPAA, sin diferencias entre ambos grupos (todas $p \geq 0,25$). En el cuadrante temporal, el CMA medio fue $1,12 \pm 0,29 \text{ mm}^2$ y $1,15 \pm 0,24 \text{ mm}^2$ para los sujetos sanos y pacientes con GPAA respectivamente ($p = 0,45$). No se observaron correlaciones entre las dimensiones del MC y la CFNR ($p \geq 0,15$), la PIO o el defecto medio del CV ($p \geq 0,14$) en los pacientes con GPAA en relación con la severidad del glaucoma ($p \geq 0,19$).

Conclusiones: La tomografía de coherencia óptica Swept Source es una herramienta útil para valorar las dimensiones del MC en vivo, ofreciendo una buena reproducibilidad de las medidas, y un amplio rango de las mismas en la población normal. Se observó un MC más largo en pacientes con miopía y una

disminución del tamaño del mismo con la edad. No existieron diferencias entre las dimensiones del MC entre sujetos sanos y pacientes con GPAA. Por último, no existieron diferencias en las dimensiones del MC en pacientes con GPAA según el defecto medio en el CV, la CFNR o la PIO.

RESUMEN

LISTADO DE ABREVIATURAS

LISTADO DE ABREVIATURAS

ACA: Ángulo de la cámara anterior

BMU: Biomicroscopia ultrasónica

CA: Cámara anterior

CC: Cuerpo ciliar

CCI: Coeficiente de correlación intraclase

CMA: Área del músculo ciliar (Ciliary muscle area)

CBL: Longitud del cuerpo ciliar (Ciliary body length)

CML: Longitud del músculo ciliar (Ciliary muscle length)

CMT: Grosor del músculo ciliar (Ciliary muscle thickness)

CFNR: Capa de fibras nerviosas de la retina

CV: Campo visual

D.E: Desviación estándar

GPAA: Glaucoma primario de ángulo abierto

HA: Humor acuoso

IC 95%: Intervalo de confianza al 95%

LA: Longitud axial

MC: Músculo ciliar

MT: Malla trabecular

N: Número

LISTADO DE ABREVIATURAS

OCT-SA: Tomografía de coherencia óptica de segmento anterior

OCT-FD: Tomografía de coherencia óptica Fourier Domain

OCT-TD: Tomografía de coherencia óptica de dominio temporal

OCT-SD: Tomografía de coherencia óptica de dominio espectral

OCT-SS: Tomografía de coherencia óptica Swept Source

OD: Ojo derecho

OI: Ojo izquierdo

P: Probabilidad

PIO: Presión intraocular

DIVULGACIÓN CIENTÍFICA

Artículos científicos publicados:

Fernández-Vigo JI, **Shi H**, Kudsieh B, Arriola-Villalobos P, De-Pablo Gómez-de-Liaño L, García-Feijóo J, Fernández-Vigo JA. Ciliary muscle dimensions by swept-source optical coherence tomography and correlation study in a large population. *Acta Ophthalmologica*. 2020;98(4):e487-e494.

Kudsieh B, Fernandez-Vigo JI, **Shi H**, De-Pablo-Gómez-de-Liaño L, Ruiz-Moreno JM, García-Feijóo J, Fernández-Vigo JA. Comparison of the ciliary muscle dimensions measured by Swept-source optical coherence tomography between healthy and primary open-angle glaucoma. *International Ophthalmology* 2020 May. doi: 10.1007/s10792-020-01405-5.

Fernández-Vigo JI, Kudsieh B, **Shi H**, De Pablo Gómez de Liaño L, García-Feijóo J, Fernández-Vigo JA. Diagnostic imaging of the ciliary body: technologies, outcomes and future perspectives. *Artículo enviado para su publicación, en revisión*

Premios recibidos:

Tercer Premio THEA-Sociedad Española de Glaucoma (SEG) de Investigación 2019 a las mejores publicaciones en Glaucoma. «*Ciliary Muscle Dimensions by Swept-Source Optical Coherence Tomography and Correlation Study in a Large Population*». Publicado en la revista *Acta Ophthalmologica* (Q1).

DIVULGACIÓN CIENTÍFICA

Primer premio de la Sociedad Oftalmológica de Madrid a “Los mejores proyectos de innovación tecnológica en el área de la Oftalmología” al trabajo: Kudsieh B, Fernández-Vigo JI, **Shi H**, Ruiz Moreno JM, Fernández-Vigo JA. *Evaluación de las dimensiones del cuerpo ciliar mediante tomografía de coherencia óptica Swept Source en pacientes con glaucoma primario de ángulo abierto y sanos*. Reunión anual de la Sociedad Oftalmológica de Madrid. Madrid, 13 de Diciembre de 2019.

Comunicaciones orales en congresos:

Kudsieh B, Fernández-Vigo JI, **Shi H**, Hernández de los Reyes I, Ruiz Moreno JM, Fernández-Vigo López JA. *Evaluación del porcentaje de identificación y el tamaño del cuerpo ciliar mediante tomografía de coherencia óptica Swept Source en adultos sanos*. Congreso de la Sociedad Española de Glaucoma (SEG). Madrid, 8-9 Marzo 2019.

Alarcón M, Hernández de los Reyes I, **Shi H**, Kudsieh B. *Estudio del cuerpo ciliar en niños sanos mediante tomografía de coherencia óptica de segmento anterior Swept Source*. Congreso anual de la SEEOP. Burgos, 10 mayo, 2019

Comunicaciones en panel en congresos:

Kudsieh B, **Shi H**, Fernández-Vigo JI, Ruiz Moreno JM, Fernández-Vigo JA. *Evaluación de las dimensiones del cuerpo ciliar mediante tomografía de coherencia óptica Swept Source en pacientes con glaucoma primario de ángulo abierto y sanos*. Congreso anual de la Sociedad Española de Glaucoma. Marzo de 2020.

Fernández-Vigo JI, **Shi H**, Kudsieh B, García Feijoo J, Fernández-Vigo JA.

Evaluación del cuerpo ciliar mediante tomografía de coherencia óptica de dominio Swept Source en una población sana. Reunión anual de la Sociedad Oftalmológica de Madrid. Madrid, 13 de Diciembre de 2019.

Kudsieh B, Fernández-Vigo JI, **Shi H**, Ruiz Moreno JM, Fernández-Vigo JA.

Evaluación de las dimensiones del cuerpo ciliar mediante tomografía de coherencia óptica Swept Source en pacientes con glaucoma primario de ángulo abierto y sanos. Reunión anual de la Sociedad Oftalmológica de Madrid. Madrid, 13 de Diciembre de 2019.

Fernández-Vigo JI, **Shi H**. *Evaluación del cuerpo ciliar mediante tomografía de coherencia óptica de dominio Swept Source en una población sana.* Congreso de la Sociedad Española de Oftalmología. Madrid, 25-28 Septiembre 2019.

1.INTRODUCCIÓN

1.INTRODUCCIÓN

1.1. ANATOMÍA DEL CUERPO CILIAR.

1.1.1 CONCEPTO DEL CUERPO CILIAR.

El cuerpo ciliar (CC) es una parte especializada del tracto uveal que se encuentra situada entre el iris y la coroides, presentando numerosas y complejas relaciones de vecindad.(Figura 1) Tiene una estructura anular que se extiende de delante a atrás desde la raíz del iris hasta la ora serrata, dividiéndose funcionalmente en dos elementos: los procesos ciliares y el músculo ciliar (MC).¹⁻³

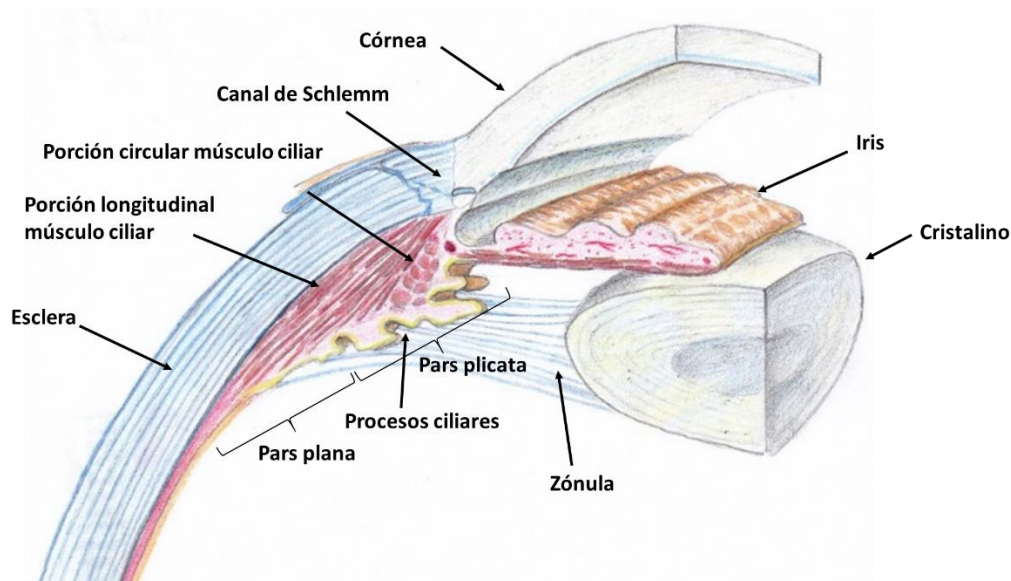


Figura 1: Ilustración representativa de la anatomía del cuerpo ciliar, la región angular y la pared del globo ocular. Realizado por Beatriz De Pablo Gómez de Liaño

1.INTRODUCCIÓN

1.1.2 ANATOMÍA Y EMBRIOLOGÍA DEL CUERPO CILIAR.

El cuerpo ciliar se puede subdividir en dos porciones:

1) la parte posterior o pars plana, que es una superficie plana y lisa. Mide 4 mm, contacta con el cuerpo vítreo y está cubierta por fibras zonulares que corren principalmente en una dirección longitudinal.

2) la parte anterior o pars plicata, que mide 2 mm y que se caracteriza por 70-80 crestas prominentes, pálidas y radiales, que son los procesos ciliares. Las puntas de los procesos no están cubiertas por fibras zonulares, sino que se proyectan libremente en la cámara posterior, mientras que los valles entre los procesos son el sitio de unión de la "bifurcación zonular",⁴ que consta de las dos hebras zonulares principales que corren a la cápsula del cristalino anterior y posterior.

En el ojo adulto en el sector nasal existe un CC más estrecho que en el temporal con unos rangos entre 4,5 y 5,3 mm en el primer caso frente a 5,6 a 6,3 mm en el segundo caso.¹

Considerando el CC en conjunto podemos distinguir tres caras y un vértice⁵:
(Figura 2)

- Cara antero-externa: está en relación con la esclerótica y separada de ella en la parte posterior mediante una lámina supraciliar, inexistente en la porción anterior.
- Cara postero-interna: está orientada hacia la porción central del globo ocular. La componen dos zonas distintas: una parte posterior, el anillo ciliar, de aspecto liso y color claro (pars plana) y otra anterior formada por los

procesos ciliares (pars plicata). El anillo ciliar se localiza por delante de la ora serrata. Mide alrededor de 4,5 mm de grosor en la porción anterior y 3,3 mm en la posterior. Esta cara postero-interna se relaciona con la zónula mediante un conjunto de fibras que se dirigen hacia el cristalino, y que se adhieren al vítreo a nivel de lo que se denomina matriz del humor vítreo. De esta forma, envían un grupo de fibras procedentes de la porción plana y posterior de los procesos ciliares a introducirse en éste y dan lugar a la llamada zónula vítrea. Esta cara se relaciona con el ecuador del cristalino, del que está separado por 1 mm aproximadamente.

La pars plana muestra una superficie interna plana. Esta porción del cuerpo ciliar es mucho más fina y menos vascularizada que la pars plicata, convirtiéndolo en el punto de entrada más seguro en el ojo para los procedimientos vítreo retinianos.

- Base del CC: Está dividida en dos porciones por la inserción de la raíz del iris, que se prolonga entre los elementos que forman dicha base. Por detrás de la inserción de la raíz del iris se encuentra el ángulo irido-ciliar, de amplitud variable según la elongación de los procesos ciliares. Por delante de dicha inserción, la base del CC forma parte del ángulo iridocorneal.
- Vértice: Está situado en la ora serrata, punto en el que desaparecen las capas nerviosas de la retina para comenzar la denominada retina ciega.

En el ojo adulto la distancia desde el limbo quirúrgico a la ora serrata es aproximadamente 7 mm en el lado temporal y 6 mm en el lado nasal.

1.INTRODUCCIÓN

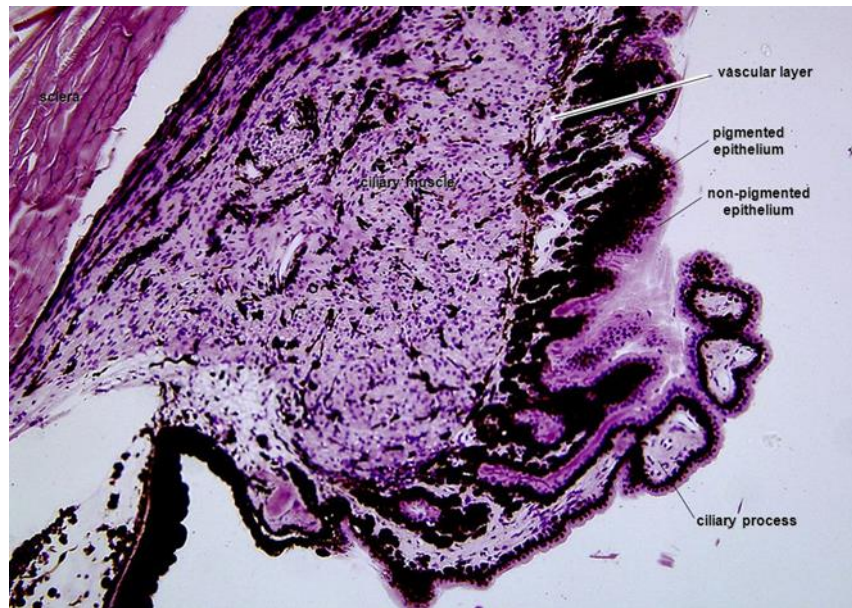


Figura 2: Imagen histológica que muestra el cuerpo ciliar con el músculo ciliar, los procesos ciliares y los epitelios pigmentado y no pigmentado.

La superficie interna del CC, que forma la interfase con el interior del ojo, está delineada por un epitelio bicapa. (Figura 3) Estas dos capas se denominan por su relativo contenido de pigmento melánico¹:

- La capa más próxima a la cámara posterior no tiene pigmento y, por eso, se denomina epitelio ciliar no pigmentado. Éste se continúa anteriormente con el epitelio pigmentado posterior del iris y posteriormente con la retina neurosensorial a la ora serrata.
- La capa más próxima al estroma del cuerpo ciliar se denomina epitelio pigmentario ciliar por su contenido en melanina. Este epitelio se continúa anteriormente con el mio-epitelio anterior del iris (que incluye el músculo del esfínter del iris) y posteriormente con el epitelio pigmentado de la retina.



Figura 3: Imágenes histológicas del cuerpo ciliar.

MÚSCULO CILIAR

La presencia de un músculo ciliar (MC) bien desarrollado, que sirve para la acomodación, es un rasgo característico de los ojos humanos y de los primates superiores.^{6, 7} Por contra, en los ojos de la mayoría de los mamíferos inferiores, el músculo está débilmente desarrollado o es vestigial y consiste solo en unas pocas fibras musculares meridionales.⁸ Esto es consistente con la observación de que ningún mamífero terrestre subprimate exhibe una amplitud acomodativa que se aproxime a la del ser humano o el mono.^{9,10} Una excepción podrían ser los ojos de algunos carnívoros como el mapache (*Procyon lotor*) donde se observa un MC y un aparato zonular prominentes, y se ha observado una capacidad sustancial de acomodación.¹¹

La mayor parte del estroma del MC consiste en los haces de músculo liso. En una sección meridional, el MC tiene la forma de un triángulo. La superficie externa del músculo se encuentra contra la esclerótica. Entre la esclerótica y el

1.INTRODUCCIÓN

músculo, se forma la lámina supracoroidea o supraciliar, que consiste en una capa delgada de escasas fibras de colágeno, fibroblastos y melanocitos. La porción anterior del MC está unida al espón escleral y a la malla trabecular (MT).

❖ Porciones del músculo ciliar:

Según la orientación de sus haces de músculo liso, el MC se ha subdividido clásicamente en tres porciones diferentes¹² (Figura 4):

1) Longitudinal or meridional fibres

- Most external and closest to the sclera
- Pass posteriorly into the stroma of ciliary body

2) Oblique or radial fibres

- Radiate out from the scleral spur

3) Circular fibres

- Occupy anterior and inner portion of the ciliary body
- Nearest to the lens
- Runs parallel to the limbus
- Directly act as sphincter

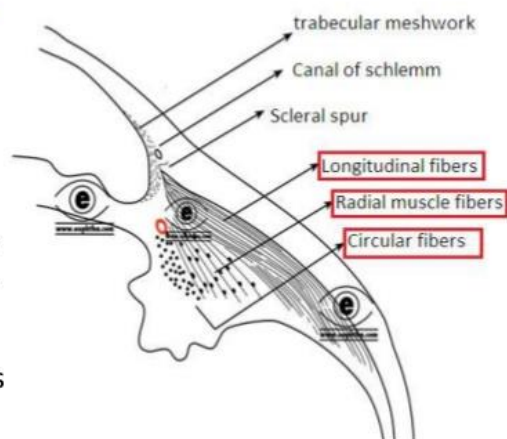


Figura 4: Diferentes fibras y porciones musculares que componen el músculo ciliar.

1) la porción longitudinal externa o músculo de Brücke:

Surge de la epicoroides y corre longitudinalmente a lo largo de la superficie interna de la esclerótica. Las fibras longitudinales (meridionales) son las más

externas, y anclan el cuerpo ciliar anteriormente al espolón escleral y a la MT en el limbo, y posteriormente a la lámina supra coroidea (fibras que conectan la coroides y la esclera) hacia atrás en el ecuador del globo. De este modo, la contracción del músculo longitudinal abre la malla trabecular y el canal de Schlemm.

2) la porción radial, oblicua o reticular intermedia:

Está ubicada más internamente, y forma una masa menos compacta cuyos haces se extienden desde la inserción común desde el ángulo de la cámara anterior hacia los procesos ciliares. Las fibras oblicuas (radiales o intermedias) conectan las fibras longitudinales y circulares. La contracción de estas fibras puede ensanchar los espacios trabeculares uveales.

3) la porción circular interna o ecuatorial o músculo de Müller:

Las fibras circulares componen la porción más anterior e interna, y corren paralelas al limbo. Esta inserción se realiza en el iris posterior. Cuando estas fibras se contraen, la zónula se relaja, incrementando el diámetro axial del cristalino y su convexidad.

Sin embargo, cabe resaltar que los análisis estructurales más detallados del músculo ciliar muestran que sus diferentes porciones no son entidades verdaderamente separadas y forman simplemente un "sincitio" similar a una malla.^{13, 14}

❖ Vascularización del músculo ciliar.

El músculo ciliar está irrigado por las arterias ciliares largas posteriores y anteriores, por las venas coroideas y, en parte, por las venas ciliares

1.INTRODUCCIÓN

anteriores.(Figura 5) Todas las arterias ciliares del segmento anterior del ojo atraviesan el músculo.

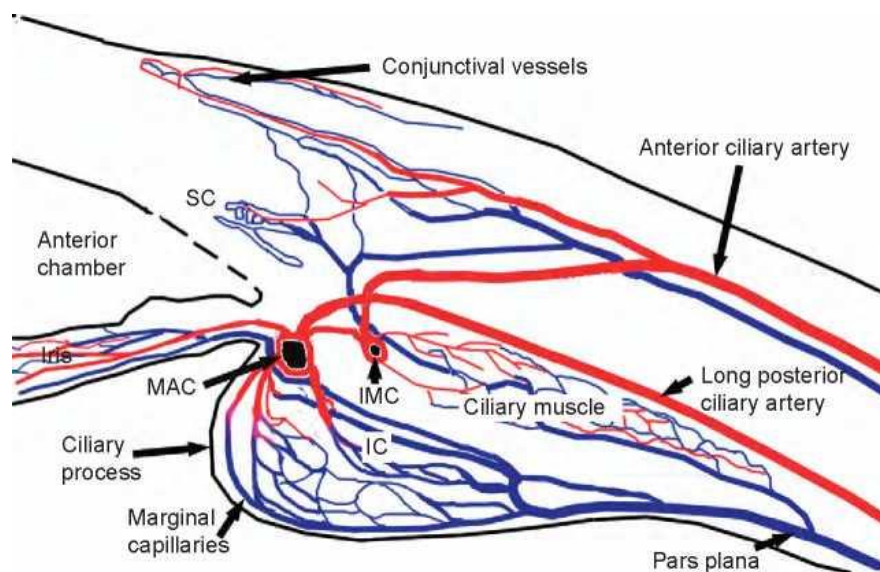


Figura 5: Vascularización del cuerpo ciliar. *Extraído de Wolff's Anatomy of the Eye and Orbit, 8th ed. London: Chapman and Hall Medical.*¹⁵

Por delante de los procesos ciliares hay una extensa zona vascular donde podemos distinguir los elementos arteriales del círculo arterial mayor del iris, formado por la anastomosis de las dos ramas terminales de las arterias ciliares largas posteriores con las arterias ciliares anteriores, ramas de las arterias musculares. El círculo arterial mayor del iris se encuentra en el CC entre los procesos ciliares y la porción circular o anular del MC. En algunas ocasiones es posible observar una nueva formación arterial, el círculo arterial del MC, constituido por la anastomosis de las ramas arteriales encargadas de irrigar este músculo.

El contenido venoso del CC es drenado hacia atrás, hacia las venas vorticosas de la coroides. Sin embargo, según Ashton una pequeña porción del CC, en

concreto la más anterior y externa del músculo, drena su sangre a una delgada vena ciliar anterior que, a su vez, desemboca en las venas intraesclerales.¹⁵

❖ Inervación del músculo ciliar:

El CC está inervado por una serie de ramas procedentes de los plexos ciliares localizados a nivel del músculo ciliar. Estos plexos ciliares están constituidos por los nervios ciliares largos (que discurren junto a las arterias ciliares largas) y por los nervios ciliares cortos (muy abundantes y profusamente ramificados).¹⁶

De los plexos ciliares emergen una serie de ramas sensitivas simpáticas y parasimpáticas que se dirigen hacia el MC, los vasos y el CC en su conjunto. La mayor parte de estas fibras nerviosas van destinadas al MC. Éstas son fibras mielínicas que, después de llegar a la parte más externa del músculo, se introducen en él y se mezclan con las fibras musculares.

Hacia los vasos se dirigen fibras amielínicas, que se disponen en la periferia de éstos envolviéndolos. Por último, las fibras sensitivas acaban en el CC, a cuyo nivel se distinguen abundantes terminaciones nerviosas.^{17,18}

PROCESOS CILIARES.

Los procesos ciliares son crestas dispuestas meridionalmente que tienen aproximadamente 2 mm de largo, 0,5 mm de ancho, y 0,8 o 1 mm de altura desde la superficie, aunque existen grandes variaciones individuales. En relación a su estructura son casi completamente vasculares ya que la coroides pierde la coriocapilar en esta región y los vasos forman una capa que discurre

1.INTRODUCCIÓN

en paquetes paralelos de forma antero-posterior. Los valles entre las crestas principales están profundamente pigmentados y contienen numerosos pliegues ciliares subsidiarios (Figura 6). Histológicamente los procesos ciliares están formados por un epitelio ciliar y un estroma en el que se sitúan los vasos sanguíneos.¹⁹

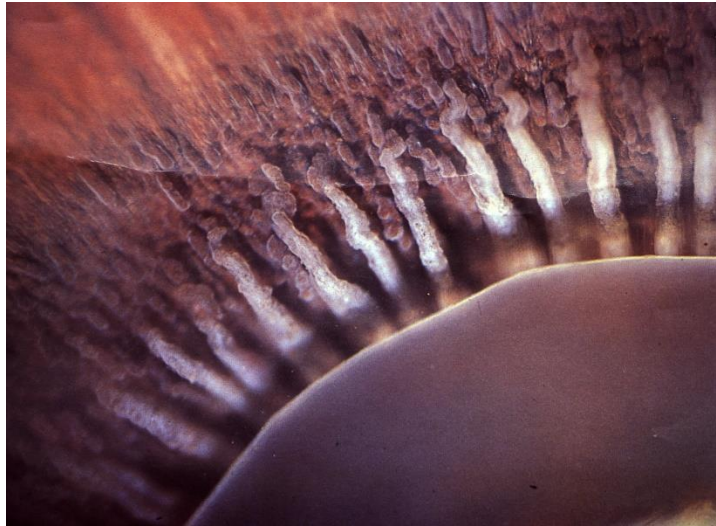


Figura 6: Se muestran los procesos ciliares en un corte histológico.

Las funciones más importantes de los procesos ciliares son la formación del humor acuoso (HA) y la unión de las fibras zonulares.²⁰ Para la producción del HA cada uno de los 70 - 80 procesos está densamente vascularizado y cubierto por un revestimiento epitelial de células secretoras altamente activas.

Esta formación del HA es una acción combinada de dos procesos funcionales. En primer lugar una ultrafiltración de líquido desde la vasculatura del proceso ciliar hacia el interior del estroma adyacente. En segundo lugar se produce una secreción activa, dependiente de la energía del epitelio ciliar.

El lugar principal de secreción acuosa es probablemente la parte superior de cada uno de los procesos ciliares, que no está cubierto por fibras zonulares,

sino que sobresale libremente en la cámara posterior. Por el contrario, en los valles entre los procesos y la pars plana del CC, las fibras zonulares están firmemente unidas al epitelio ciliar. En estas regiones, la función mecánica del epitelio ciliar parece ser predominante.(Figura 7)

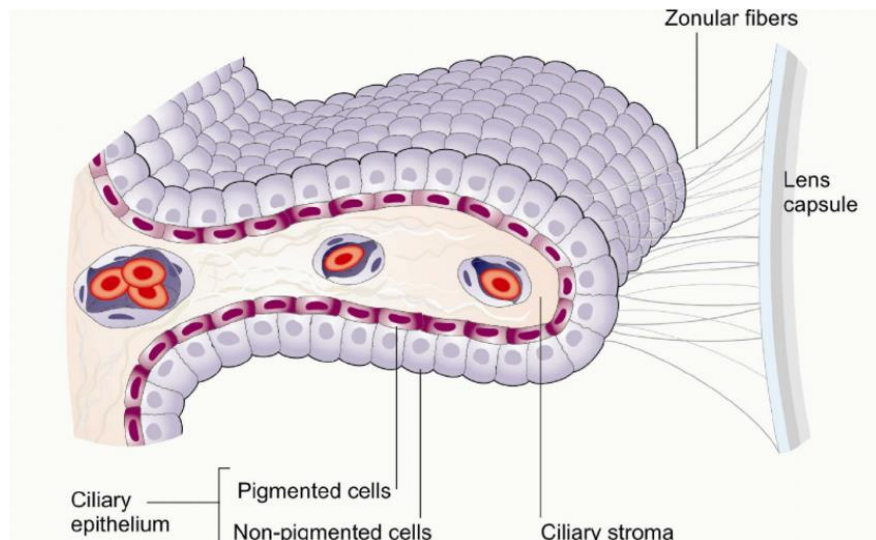


Figura 7: Ilustración que muestra los componentes de un proceso ciliar.

El epitelio ciliar consta de dos capas de células secretoras.²¹ La capa interna o epitelio no pigmentado (NPE) que se compone de células columnares, se ha invertido en la embriogénesis debido a la invaginación de la copa óptica. Como resultado, el lado basal del NPE mira hacia la cámara posterior y el cuerpo vítreo, y está cubierto por una lámina basal que es una continuación directa de la membrana limitante interna. El vértice de la NPE se coloca en el ápice de una segunda capa externa de células cúbicas pigmentadas, el epitelio ciliar pigmentado (PE). Ambas capas del epitelio ciliar no muestran una ultraestructura similar en todo el cuerpo ciliar.²²

1.INTRODUCCIÓN

1.2. FUNCIONES DEL CUERPO CILIAR.

El cuerpo ciliar desempeña numerosas funciones:

- acomodación.²³
- formación del humor acuoso.³
- oxigenación de los tejidos no vascularizados del segmento anterior del ojo.²⁴
- producción y recambio de ciertos componentes moleculares del humor vítreo como el ácido hialurónico.²⁵
- formación y anclaje de las fibras zonulares²⁶.
- constituye en gran parte la barrera hemato acuosa.³
- actúa sobre la malla trabecular para regular el drenaje del HA así como a través de la vía úveo escleral.³

1.3. RELACIONES ANATÓMICAS DEL CUERPO CILIAR.

El CC es una estructura compleja con importantes y múltiples relaciones que debemos conocer para interpretar las imágenes tomográficas.

Está en íntima relación con la retina, coroides, esclera, iris, espolón escleral y malla trabecular así como con el cristalino, a través de la zónula, y con el vítreo. Además, forma parte del ángulo iridocorneal o de la cámara anterior y de la cámara posterior del ojo (Figura 8).²⁷

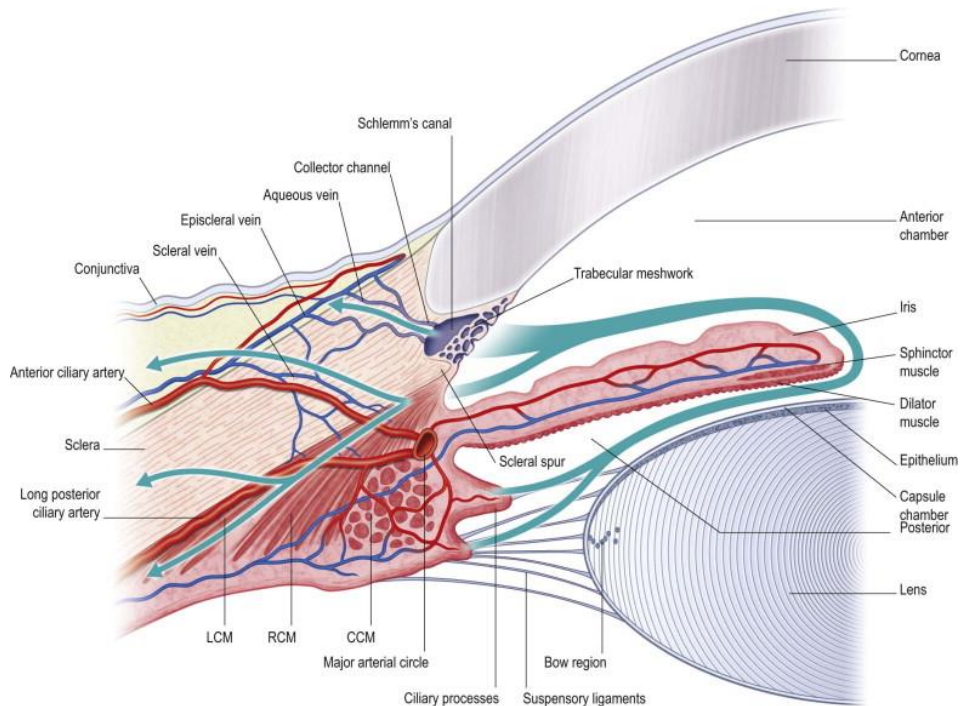


Figura 8: Se muestra la anatomía de la región del cuerpo ciliar y sus relaciones de vecindad.

❖ ÚVEA:

La úvea es la capa intermedia del globo ocular situada entre la esclera y la retina. Tiene tres elementos: el iris, el cuerpo ciliar y la coroides. Los dos primeros constituyen la denominada úvea anterior, mientras que la coroides forma la úvea posterior. Hay dos elementos constantes que destacan en la composición de la úvea: la abundancia de melanina en todos los niveles y su estructura eminentemente vascular.

IRIS: El CC se encuentra localizado a nivel de la capa media o vascular del ojo, la úvea, continuándose con la coroides por detrás y el iris por delante. El iris está compuesto por dos caras, la anterior y la posterior, siendo el contenido entre las dos capas el estroma del iris.²⁸

1.INTRODUCCIÓN

La cara posterior, que es la más interesante en este trabajo por su aspecto tomográfico, está constituida por dos capas: el mioepitelio pigmentado y el epitelio pigmentario posterior.

El mioepitelio pigmentado está formado por células que debido a su disposición determinan dos zonas: la anterior, que se corresponde a las prolongaciones celulares, y la posterior que está constituida por los cuerpos celulares.

COROIDES: La coroides es una membrana esencialmente vascular, de color pardo, de consistencia blanda y delgada. Se sitúa adyacente a la superficie interna de la esclerótica, y se extiende desde el nervio óptico a la ora serrata formando la capa media del ojo.²⁹

Está compuesta esencialmente de vasos sanguíneos, y ocupa los 2/3 posteriores del globo ocular. Su superficie externa está adosada en toda su extensión a la cara interna de la esclera mediante una zona permeable unida a esta, la denominada lámina fusca. La superficie interna de la coroides es lisa y de tonalidad oscura, tapizando la retina en toda su extensión sin adherirse a ella.³⁰

Desde el punto de vista histológico la coroides tiene tres estratos:

La membrana de Bruch, que se encuentra en relación con la superficie externa de la retina. En el medio se encuentra la coroides propiamente dicha, y por fuera está la supra coroides o epicoroides.^{31, 32}

- a) Membrana de Bruch: también conocida con el nombre de lámina vítrea o lámina basal tiene un grosor de 1,8 micras. Presenta a su vez dos láminas,

una más interna que es un producto del epitelio pigmentario y otra externa que es la coroidea y de naturaleza elástica.

La lámina interna representa la membrana basal del epitelio pigmentario, es continua y se extiende hasta el iris y representa la tercera parte del espesor total de la membrana de Bruch. La lámina externa está constituida por fibras colágenas y elásticas entrelazadas.

En la parte anterior la lámina elástica se difumina en la capa media del cuerpo ciliar, y a nivel posterior se continúa hasta la papila óptica.

Las dos láminas dejan un espacio virtual entre ellas y se encuentran relacionadas por fibrillas que van de una a otra capa.

- b) Coroides (propiamente dicha): Está constituida por una zona coriocapilar de vasos estrechos que aporta la nutrición de las capas externas de la retina, y existe otra zona de vasos de mayor calibre denominada capa de los grandes vasos.

A pesar de la distinción, la coroides en conjunto está formada por un tejido conjuntivo laxo ricamente vascularizado y provisto de células pigmentadas, anastomosadas entre sí formando una red. El estroma corioideo formado por un tejido conjuntivo laxo, presenta fibroblastos, células pigmentadas, fibras y vasos sanguíneos.

Los melanocitos de la coroides se comportan como melanóforos, siendo por tanto incapaces de la formación de melanina. Las células situadas alrededor de las arterias ciliares posteriores son las que podrían producir el pigmento para posteriormente ser distribuido a todas las demás células melánicas de la coroides.

1.INTRODUCCIÓN

El espesor de la coroides disminuye progresivamente de atrás hacia adelante; en la parte posterior mide alrededor de 220-250 micras, mientras que en las proximidades de la ora serrata sólo posee 80 micras de espesor.³⁰

Los vasos constituyen el esqueleto de la coroides. En general, dentro de la coroides los grandes vasos se encuentran más superficiales mientras que los pequeños están en las zonas media intermedia.

- c) La supra coroides o epicoroides: Es una capa espesa constituida por láminas colágenas superpuestas que se entrecruzan. Su grosor oscila alrededor de las 6,25 micras. A su nivel se localizan dos tipos celulares: melanocitos grandes con ramificaciones y citoplasma lleno de granos pigmentados, y células no pigmentadas con algunas ramificaciones. La supra coroides está atravesada por arterias y venas que irrigan la coroides. Las arterias ciliares largas posteriores la atraviesan de atrás hacia adelante, yendo a desembocar al círculo arterial mayor del iris.³³

❖ RETINA PERIFÉRICA

La úvea en general y en particular el cuerpo ciliar están en relación con la capa más interna del ojo, la retina, que se extiende desde el nervio óptico hasta la pupila, pero que se encuentra atrofiada a partir de la ora serrata.³⁴

Se distinguen dos sectores dentro la retina: retina visual y retina ciega, separadas ambas por la ora serrata que es el punto de unión de los 2/3 posteriores con el tercio anterior (Figura 9).^{35, 36}

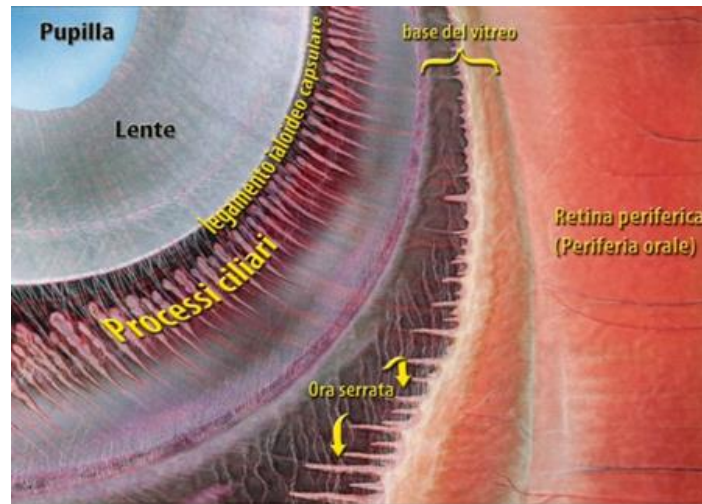


Figura 9: Se muestra la relación de los procesos ciliares con la ora serrata y la retina periférica.

Desde la ora serrata hacia adelante la estructuración retiniana cambia radicalmente, se atrofia y persisten un fino epitelio no pigmentado, que se continúa con el que reviste a los procesos ciliares y el epitelio pigmentario que se continúa con el del cuerpo ciliar y el iris y constituye la retina ciega.³⁷ Esta relación es funcionalmente muy importante, sin embargo aquí la resaltamos anatómicamente ya que el epitelio pigmentario que se extiende en toda la retina visual y ciega va a ser el punto de referencia que nos permita identificar el borde interno del cuerpo ciliar. De esta manera el epitelio pigmentario se convierte en una referencia clave para la OCT de la zona.³⁸ En la Figura 10 se ofrecen detalles anatómicos y morfométricos de la ora serrata.

1.INTRODUCCIÓN



Figura 10: Detalles anatómicos y morfométricos de la ora serrata.

❖ MALLA TRABECULAR:

La malla trabecular está alojada en el tercio más interno del espesor del limbo esclero-corneal. Se distinguen dos porciones: la red córneo-escleral y la red uveal.³⁹

La primera tiene forma triangular y se extiende desde el final de la membrana de Descemet y el endotelio corneal hasta el espolón escleral. Está constituida fundamentalmente por un gran número de láminas de colágena aplanadas que se entrecruzan y forman una malla circular tridimensional.⁴⁰

La porción uveal de la red trabecular se dirige desde el CC hacia el espolón escleral. Los cordones uveales están cubiertos por un endotelio y se ramifican profusamente, uniéndose entre sí o con la malla corneoescleral adyacente a ellos.

❖ **ESPOLÓN ESCLERAL Y BANDA CILIAR**

Se denomina espolón escleral a una formación que, a modo de cuña, se introduce en el limbo esclerocorneal desde las capas más internas de la esclera. El espolón escleral se sitúa por debajo del canal de Schlemm, entrando en contacto con la base de la red trabecular (Figura 11).⁴¹

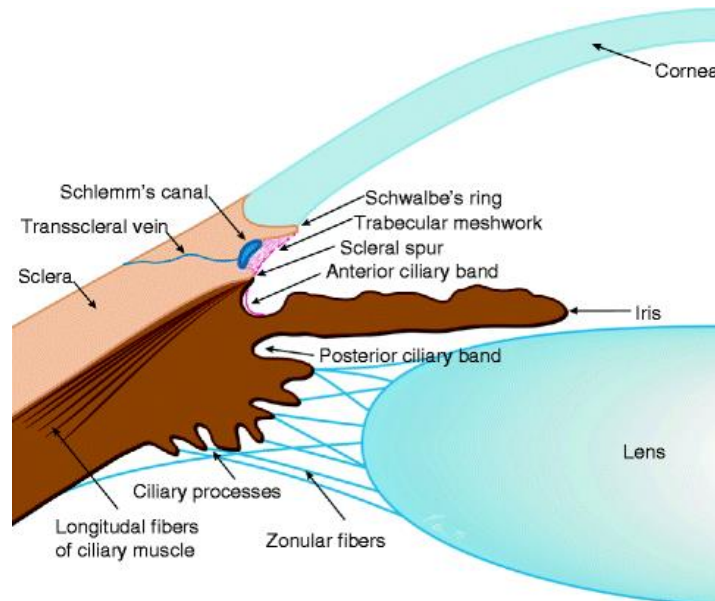


Figura 11: Se muestra la región angular con estructuras claves como el espolón escleral o la banda ciliar.

La pared posterior del sulcus escleral está formada por un grupo de fibras, paralelas al limbo que se proyectan hacia dentro como un anillo fibroso, denominado el espolón escleral. El espolón escleral se ancla anteriormente a la malla trabecular, y posteriormente a la esclera y a la porción longitudinal del músculo ciliar.⁴² Cuando el músculo ciliar se contrae, tracciona del espolón escleral posteriormente, aumentando la anchura de los espacios intertrabeculares y previene el colapso del canal de Schlemm.

1.INTRODUCCIÓN

La banda ciliar es la estructura localizada posterior al espolón escleral. Cuando el iris se inserta en la cara anterior del cuerpo ciliar, deja una anchura variable de la última estructura visible entre el iris y el espolón escleral, correspondiente a la banda del cuerpo ciliar. Por lo tanto, la banda ciliar es la porción del cuerpo ciliar que es visible en la cámara anterior.⁴³ La anchura de la banda depende del punto de inserción del iris sobre cuerpo ciliar. Gonioscópicamente aparece como una banda densamente pigmentada posterior al espolón escleral y anterior a la raíz del iris.

❖ ESCLERA Y LÁMINA FUSCA.

La esclera a partir de la córnea más periférica está recubierta de un tejido conjuntivo denominada cápsula de Tenon, que tiene gran cantidad de fibras elásticas.⁴⁴ Entre ésta y la esclera propiamente dicha existe un tejido conjuntivo laxo muy vascularizado: la epiesclera.⁴⁵

Entre la esclera y la coroides se aprecia una capa de tejido conjuntivo laxo con fibroblastos, melanocitos, fibras elásticas y algunas colágenas.⁴⁶ La zona de esta capa conjuntiva inmediata a la esclera es denominada lamina fusca, y la contigua a la coroides, epicoroides.

La lámina fusca forma parte de la capa de tejido conjuntivo laxo que separa la esclera de la coroides y está en íntima relación con la epicoroides.⁴⁷ Presenta en su constitución un componente celular en el que además de fibroblastos aparecen algunos melanóforos y melanófagos.

1.4. TÉCNICAS DE IMAGEN PARA EL ESTUDIO DEL CUERPO CILIAR.

En los últimos años ha sido posible estudiar en vivo el CC mediante diferentes técnicas de imagen. Entre las mismas destacan fundamentalmente la biomicroscopía ultrasónica (BMU) y más recientemente la tomografía de coherencia óptica (OCT) de segmento anterior. Cabe destacar que las técnicas de imagen basadas en la cámara de Scheimpflug no permiten la visualización del CC ni del sulcus ciliar.

1.4.1 BIOMICROSCOPIA ULTRASÓNICA.

Es una técnica ecográfica que utiliza transductores de ultrasonidos de alta frecuencia (50-100 MHz) para obtener imágenes del segmento anterior ocular. A principios de la década de 1990, Pavlin desarrolló el primer instrumento de BMU para su uso oftalmológico.⁴⁸

La BMU es una ecografía en modo B, por lo que se obtienen imágenes bidimensionales de los tejidos. La resolución depende de la frecuencia del transductor empleado: cuanto mayor es la frecuencia del transductor mayor es la resolución (por ejemplo, en frecuencias de 50-100 MHz la resolución oscilará entre 30 y 50 micras) pero peor es la penetración y el campo exploratorio (habitualmente 5 x 5 mm). Las sondas de 35-50 MHz por el contrario presentan una mayor penetración y permiten ver la cámara anterior en su totalidad (Figura 12).⁴⁹

1.INTRODUCCIÓN



Figura 12: Dispositivo de biomicroscopía ultrasónica.

Proporciona información sobre la configuración del ángulo de la cámara anterior y, debido a la mayor penetración respecto a la OCT (5 mm vs 2-3 mm), permite capturar imágenes de buena calidad y con detalle para estudiar las estructuras retroiridianas como el CC y la cámara posterior.⁵⁰

Esta técnica exploratoria presenta cierta incomodidad para el paciente ya que requiere que la sonda permanezca sumergida en un medio líquido en contacto con la superficie ocular de contacto, posición supina y anestesia tópica, siendo especialmente difícil de realizar en pacientes pediátricos.⁵¹ Una limitación de la técnica es que para obtener una adecuada calidad de imagen se debe hacer incidir perpendicularmente el haz de ultrasonidos a la superficie de la córnea o del área de interés.⁵²

Debido a su elevado coste, la incomodidad para el paciente, y la necesidad de un examinador experimentado, no es usada de forma rutinaria en la práctica clínica diaria, pero sigue siendo insuperable en el estudio de la cámara posterior y de la estructura más interna de la región iridociliar, como son los procesos ciliares y la zónula.

1.INTRODUCCIÓN

En la BMU la región del ángulo iridocorneal y el espolón escleral en concreto son referencias fundamentales, observándose este último como un ligero abombamiento de la esclera hacia la cámara anterior, siendo hiperreflectivo.⁵⁵ La transición esclero-corneal se identifica como una zona de cambio gradual de la reflectividad desde la esclera (hiperecogénica) hasta la córnea (hipoecogénica). La superficie del iris y de la córnea se identifican fácilmente debido al cambio de ecogenicidad entre los medios sólidos y líquidos. El estroma corneal e iridiano poseen una reflectividad media lo que permite distinguirlo fácilmente del epitelio hiperecogénico.⁵⁶(Figura 14)

Es importante resaltar que diferentes elementos pueden bloquear el paso de los ultrasonidos completamente, como por ejemplo el aire, los gases o la silicona.

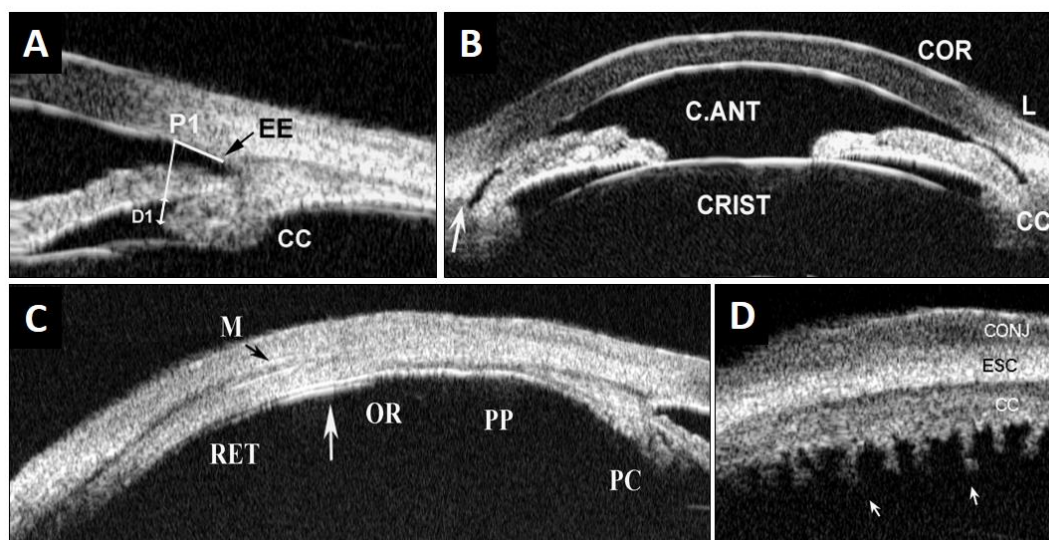


Figura 14: Visualización del cuerpo ciliar (CC) mediante biomicroscopía ultrasónica (BMU). A) Visualización del CB y su relación con el ángulo iridocorneal. B) La BMU permite la visualización de toda la cámara anterior, apreciando un ángulo estrecho. C) Es posible visualizar la pars plana (PP),

la ora serrata (OR), los músculos extraoculares (ME), la retina (RET) y los procesos ciliares (PC). D) Visualización de los PC.

Medidas de la región del cuerpo ciliar.

Pavlin fue el primer autor que realizó medidas del segmento anterior ocular mediante BMU centrándose en primer lugar en la medida de la abertura del ángulo iridocorneal y proponiendo parámetros como el AOD o distancia de abertura angular,^{48, 57} que se define como la distancia entre un punto situado 500 o 750 micras anterior al espolón escleral y el iris.

Para el estudio de la posición del CC se han descrito diferentes parámetros mediante BMU^{58, 59} (Figura 15) como son: la distancia trabecular-procesos ciliares (TCPD= Trabecular-ciliary process distance) que es una línea que se extiende desde el endotelio corneal 500 micras anterior al espolón escleral hasta los procesos ciliares. Otra medida es la distancia iris-procesos ciliares (ICPD=Iris-ciliary process distance) que es la línea desde la superficie posterior del iris 500 micras anterior del espolón escleral hacia los procesos ciliares. El ángulo trabeculo-ciliar (TCA= Trabecular-ciliary angle) es el ángulo entre la endotelio corneal y la superficie anterior del CC. Por último, la posición anterior del CC (APCB =Anterior placement of the ciliary body) es la distancia entre el punto más anterior del CC hacia la línea vertical desde la parte pared interior de la esclera pasando por el espolón escleral.

1.INTRODUCCIÓN

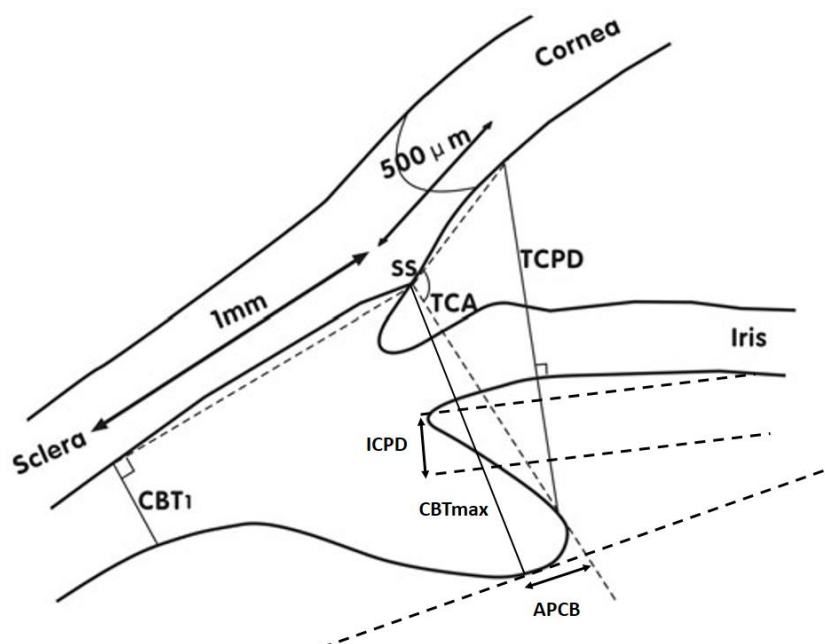


Figura 15: Esquema representativo de las mediciones de la posición del cuerpo ciliar. SS= Espolón escleral; CBT1= grosor del cuerpo ciliar a 1 mm del espolón escleral. TCA= ángulo trabeculo-ciliar; TCPD= distancia trabeculo-procesos ciliares; ICPD= distancia iris-procesos ciliares; APCB= posición anterior del cuerpo ciliar.

Además se pueden realizar otras medidas, como para el estudio de la configuración iridiana, ya que para determinar la concavidad o convexidad del iris se puede emplear una línea trazada entre el epitelio pigmentario de la raíz del iris y el punto visible del epitelio pigmentario iridiano más extremo.⁶⁰

Utilidad clínica de la Biomicroscopía ultrasónica:

La BMU presenta múltiples utilidades clínicas como son el estudio de:

- Glaucomas de ángulo estrecho, como son el bloqueo pupilar,^{61,62} el iris plateau o en meseta,^{63,64} el cierre angular quístico, las sinequias iridianas o angulares⁶⁵ o la evaluación de iridotomías.^{60, 66-69} (Figura 16)

Es una técnica especialmente útil cuando existe una opacidad de medios corneales.

- Es útil para evaluar el postoperatorio tras cirugías de glaucoma, pudiendo evaluar las vías de drenaje del acuoso y diferentes implantes.⁷⁰
- Permite realizar el diagnóstico diferencial de tumores ciliares, angulares o iridianos, pudiendo medirlos con precisión, y conociendo su extensión posterior y grado de invasión así como sus características internas (Figura 17).⁷¹
- Estudio de la posición de las lentes fáquicas precristalinianas o lentes en sulcus, medidas de la cámara anterior o estudios pre y postoperatorios en casos como por ejemplo de opacidades corneales.⁷²⁻⁷⁴
- Evaluación del ángulo tras traumatismos para evaluar la existencia de una recesión angular, ciclodíálisis, luxaciones o subluxaciones del cristalino, desprendimientos coroideos, etc.⁷⁵

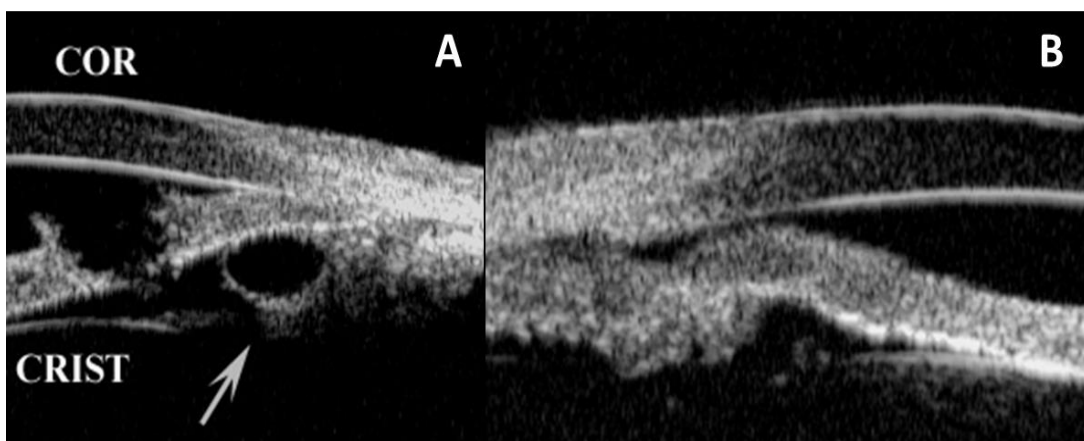


Figura 16: Cierre angular evaluado mediante Biomicroscopía ultrasónica (BMU). A) Cierre angular secundario a un quiste del cuerpo ciliar. Se

1.INTRODUCCIÓN

aprecia además en la misma imagen una iridotomía permeable. B) Iris plateau con una rotación anterior de los procesos ciliares. Figura extraída de *Ultrasound Biomicroscopy in Glaucoma*.⁷⁶

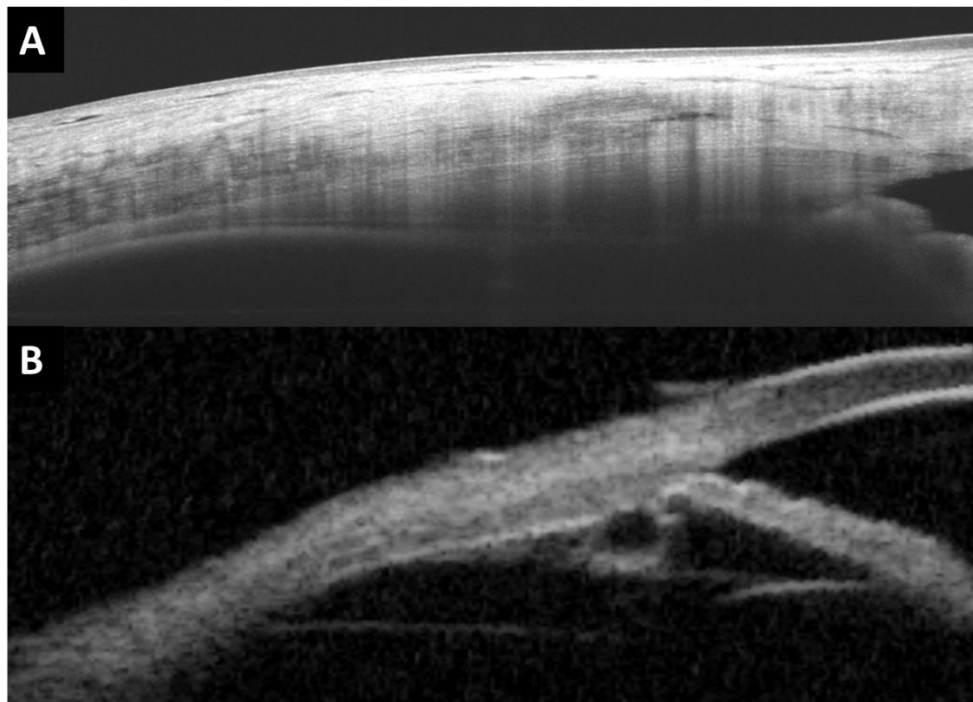


Figura 17: Visualización del Cuerpo ciliar (CC) en el mismo sujeto mediante tomografía de coherencia óptica Swept Source (OCT-SS) y mediante biomicroscopía ultrasónica (BMU). Se aprecia un quiste en el CC que no es visible con OCT pero sí con BMU debido a la mayor penetración de esta.

1.4.2 TOMOGRAFÍA DE COHERENCIA ÓPTICA DE SEGMENTO ANTERIOR (OCT-SA).

1.4.2.1 INTRODUCCIÓN DE LA OCT-SA.

La OCT es una técnica de imagen basada en la interferometría de baja coherencia óptica, que permite obtener en tiempo real, mediante una exploración rápida y no invasiva, imágenes de los tejidos en vivo con una alta resolución.⁵⁰ El

principio de la tomografía de coherencia óptica fue descrito por Huang y cols. en el año 1991,⁷⁷ ofreciendo imágenes transversales de tejidos biológicos en vivo. En 1994 Izatt y cols. realizaron la primera imagen del segmento anterior ocular mediante OCT.⁷⁸

La OCT es una tecnología que permite, mediante una onda de luz, adquirir imágenes de cortes transversales con una gran resolución de imagen. Es una técnica análoga al ultrasonido B, siendo la diferencia entre ambas que la OCT utiliza una onda de luz y el ultrasonido emplea una onda acústica. Esto provoca que la OCT llegue a ofrecer una resolución de las imágenes hasta 10 veces superior a las ecográficas.⁷⁹

Esta técnica de imagen es especialmente útil en la especialidad de oftalmología, dada la facilidad con la que la luz alcanza las estructuras oculares en el segmento anterior y posterior para captar las imágenes.⁸⁰ Una ventaja adicional es que la luz incide de forma directa sobre el tejido ocular, sin la necesidad de emplear un transductor sobre el globo.⁸¹

El empleo de la OCT en la oftalmología comenzó a utilizarse en el diagnóstico y seguimiento de patologías maculares y del nervio óptico. Posteriormente se desarrolló la OCT para el segmento anterior (OCT-SA) y la mayoría de los trabajos se centraron en el estudio de la córnea y más tarde del ángulo iridocorneal.⁸²

Para la exploración retiniana se utilizaba generalmente un haz de luz con una longitud de onda de 840 nm. Posteriormente se diseñaron prototipos de OCT con una mayor longitud de onda que permitía una mayor penetración en los tejidos, siendo su principal desventaja que eran muy lentos (1-2 segundos por

1.INTRODUCCIÓN

cada imagen), lo que generaba numerosos artefactos (Figura 18).

Posteriormente, Radhakrishnan y cols. consiguieron desarrollar una OCT de 1300 nm pero que captaba 4000 A scans/seg.⁸³ De esta forma se reducía la dispersión de la luz en la esclera incrementando la penetración y mejorando la visualización tanto de la córnea como del ángulo iridocorneal.

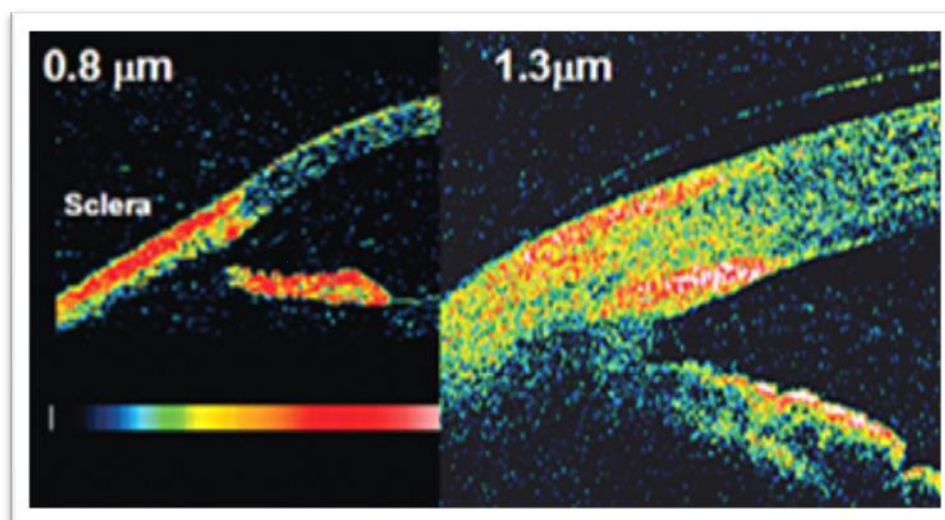


Figura 18: Visualización de detalles anatómicos de la cámara anterior mediante los primeros prototipos de OCT comparando el uso de longitudes de onda de 840 nm (imagen izquierda) con 1.300 nm (imagen derecha), ofreciendo esta última una mayor penetración en los tejidos. (Extraído de Ophthalmol Clin North Am, 18, Radhakrishnan S, Huang D, Smith SD, Optical coherence tomography imaging of the anterior chamber angle, 375-381, 2005).⁸³

Sin embargo, las imágenes que ofrecían los primeros dispositivos de OCT-SA, al no poder atravesar el pigmento de la cara posterior del iris, no permitían la visualización de estructuras más posteriores como el cuerpo ciliar.

FUNDAMENTOS DE LA OCT

La OCT tiene su fundamento en el principio de interferometría de baja coherencia, lo que le otorga la capacidad de diferenciar las diversas estructuras existentes en función de su reflectividad y del tiempo de retraso de la luz en cada una de ellas.⁸⁴ Así, cada tejido tiene unas propiedades particulares que determinan su reflectividad, y mediante la OCT es posible medirlas y representarlas mediante una escala (por lo general de grises).⁸⁵

La interferometría está basada en un principio similar al de la ultrasonografía, pero la velocidad de la luz es casi un millón de veces mayor que la del sonido, lo que se traduce en una mayor resolución de imagen.⁸⁶ Los interferómetros son instrumentos utilizados para medir la longitud de onda de un haz de luz. La interferencia de los dos haces de luz reflejados es procesada por un interferómetro y la distancia de las estructuras se mide por el tiempo de retraso de la luz reflejada y la intensidad de la señal, dependiente de las propiedades ópticas del tejido, que se transforma en una escala logarítmica con un código de colores.

El principio básico de la OCT es la emisión de un haz de luz de entre 820 y 850 nm que se dirige a un espejo que divide la luz en dos haces diferentes. Uno de estos haces es dirigido hacia otro espejo que se encuentra a una distancia conocida, y es lo que se denomina espejo de referencia.⁸⁷ El otro haz de luz se dirige hacia el ojo, el cual se verá reflejado de vuelta. La luz reflejada de vuelta consistirá en múltiples reflejos con información acerca de la distancia y el grosor de los diferentes tejidos oculares. Como la distancia a la que se encuentra el espejo de referencia es conocida, de esta forma se puede

1.INTRODUCCIÓN

determinar la distancia a la que está la estructura de la retina que ha generado un reflejo que coincide con el que proviene del espejo de referencia.

Existen diferentes tipos de scan en la OCT. Las variaciones que se producen en la onda de luz a medida que penetra en un tejido en profundidad permiten obtener un registro axial, que es conocido como A-scan. Si se obtienen múltiples A-scans desplazando el haz de luz incidente sobre el tejido siguiendo una línea recta, se obtiene entonces un corte transversal en 2 dimensiones, que se denomina B-scan. De este modo, la obtención de varios B-scans en paralelo genera un cubo tridimensional, en el que está contenida toda la información en profundidad del tejido sobre el que ha incidido el haz de luz.

La tecnología OCT ha ido evolucionando de forma constante y progresiva desde sus inicios. Los primeros modelos pertenecían al dominio temporal, en el que el espejo de referencia es móvil. Posteriormente surgió la OCT de dominio espectral en la que el espejo de referencia es fijo, existiendo además diferencias en el tipo de detector utilizado. Por ello, la OCT espectral presenta algunas ventajas como son una mayor resolución axial, de aproximadamente 5 micras lo que implica una mejor visualización de las estructuras. Además presenta una mayor velocidad de escaneos por segundo, entre 18.000 y 40.000 escaneos por segundo en contraposición a los 400 por segundo que permite la OCT de dominio temporal.⁸⁸ Estas diferencias se traducen en una mayor resolución y mejor visualización de las imágenes obtenidas mediante OCT de dominio espectral.

En la evolución de la tecnología OCT, el último dominio en ser desarrollado ha sido el Swept Source (OCT-SS). Esta modificación de la técnica presenta una

longitud de onda más larga y una alta penetración. El OCT-SS realiza 100.000 Hz scans/segundo con una longitud de onda de 1050 nm.⁸⁹ Esta generación de dispositivos pueden realizar un promedio de hasta 96 B-scans en la misma posición, y en caso de utilizar el modo de exploración de un corte o línea sencilla genera imágenes que llegan a contener un promedio de hasta 1024 A-scans, con una longitud de hasta 16 mm.⁹⁰

1.4.2.2 DISPOSITIVOS OCT DE SEGMENTO ANTERIOR

Existen diferentes dispositivos de OCT para la captura de imágenes del segmento anterior. Algunos de estos dispositivos son exclusivos para dicho fin, mientras que otros son dispositivos diseñados para la exploración del segmento posterior ocular pero que pueden analizar el segmento anterior mediante la adaptación de una lente específica para esa finalidad.

Se realiza a continuación un repaso a los diferentes modelos de OCT existentes en la actualidad.

Dispositivos OCT exclusivos para el segmento anterior:

❖ **Slit Lamp OCT** ®(Heidelberg Engineering GmbH)

Es uno de los primeros dispositivos que apareció en el mercado y está prácticamente en desuso. Consiste en un sistema de OCT adaptado a una lámpara de hendidura (Figura 19). Realiza 200 A-scan/segundo. Utiliza un haz de luz estrecho de baja intensidad emitido por la lámpara de hendidura para

1.INTRODUCCIÓN

determinar la zona a escanear. Presenta una resolución axial de 25 micras y transversal de 75 micras.⁹¹



Figura 19: Dispositivo Slit Lamp OCT.

❖ **OCT VISANTE®** (Carl Zeiss Meditec)

Es el dispositivo de OCT exclusivo del segmento anterior más utilizado y que más popularidad ha alcanzado en los últimos años (Figura 20). La velocidad de adquisición de imágenes es 10 veces más rápida que con el Slit Lamp OCT, siendo la resolución de 18 micras en el eje axial y 60 micras en el eje transversal.⁹² Además el OCT Visante es capaz de escanear diferentes meridianos de forma simultánea (hasta 16), mientras que el Slit Lamp OCT sólo puede escanear un meridiano en cada examen.⁹³



Figura 20: Dispositivo OCT Visante.

Este dispositivo está calibrado para permitir la medición fiable y reproducible entre dos puntos de la imagen, ofreciendo un análisis cuantitativo de múltiples parámetros de la cámara anterior (como el grosor corneal, la profundidad de la cámara anterior, el ángulo irido-corneal o la distancia ángulo-ángulo) (Figura 21).

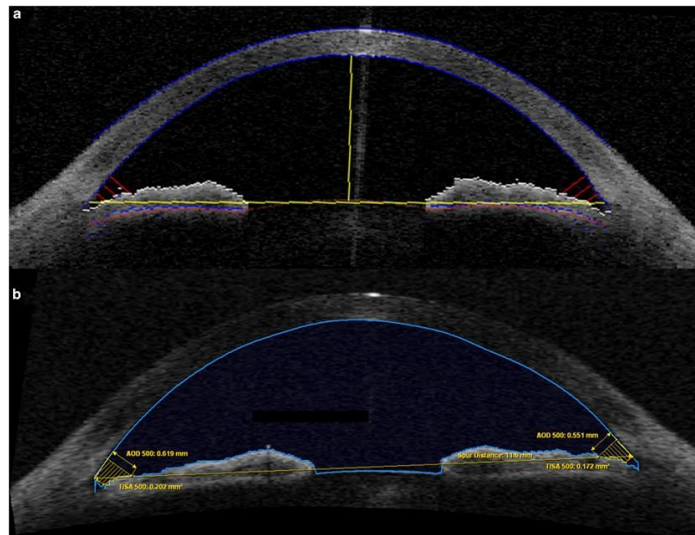


Figura 21: Imagen de la cámara anterior del globo ocular obtenida mediante exploración OCT Visante.

1.INTRODUCCIÓN

❖ CASIA SS-1000 y CASIA 2®

La OCT CASIA SS-1000 OCT (Tomey, Nagoya, Japón) es una OCT específicamente diseñada para analizar el segmento anterior ocular (Figura 22).

Este sistema adquiere imágenes con una resolución axial de 10 μm y transversal de 30 μm con una velocidad de escaneo de 30,000 A-scans/segundo. Con el aumento sustancial en la velocidad de scan, el ángulo iridocorneal puede representarse en los 360° en 128 imágenes transversales (cada una compuesta de 512 A-scans) en tan sólo 2,4 segundos.⁹⁴

Permite la realización de mapas de topografía corneal, paquimetría, análisis del ángulo y de la cámara anterior (Figura 23).



Figura 22: Dispositivo OCT CASIA.

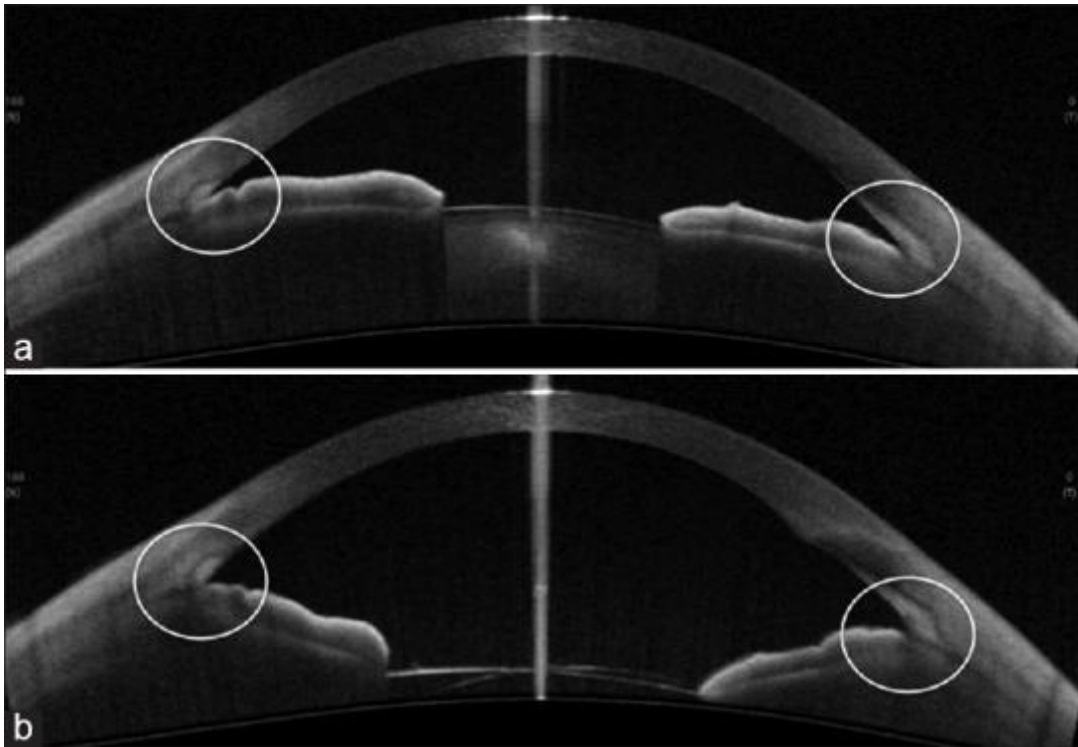


Figura 23: Imágenes de la cámara anterior del globo ocular obtenidas mediante OCT CASIA. (a) Imagen preoperatoria mediante OCT de un paciente con glaucoma primario de ángulo estrecho y catarata, evidenciándose un ángulo cerrado. primary angle closure glaucoma with cataract, showing narrow angles. (b) Aspecto postoperatorio tras cirugía de catarata observándose una abertura angular.

El dispositivo CASIA 2 ha sido recientemente comercializado, y supone una mejora en las funciones que ofrece y un avance en la exploración en profundidad frente a otros dispositivos.

Una de las principales novedades que ofrece este tipo de dispositivos es que permite medir desde la córnea anterior hasta la cara posterior del cristalino con un solo scan (Figura 24). El escáner en profundidad se describe que puede

1.INTRODUCCIÓN

alcanzar hasta los 13 mm, con una resolución axial de 10 micras y horizontal de 30 micras. La velocidad de scanner es de 50.000 A scans por segundo.

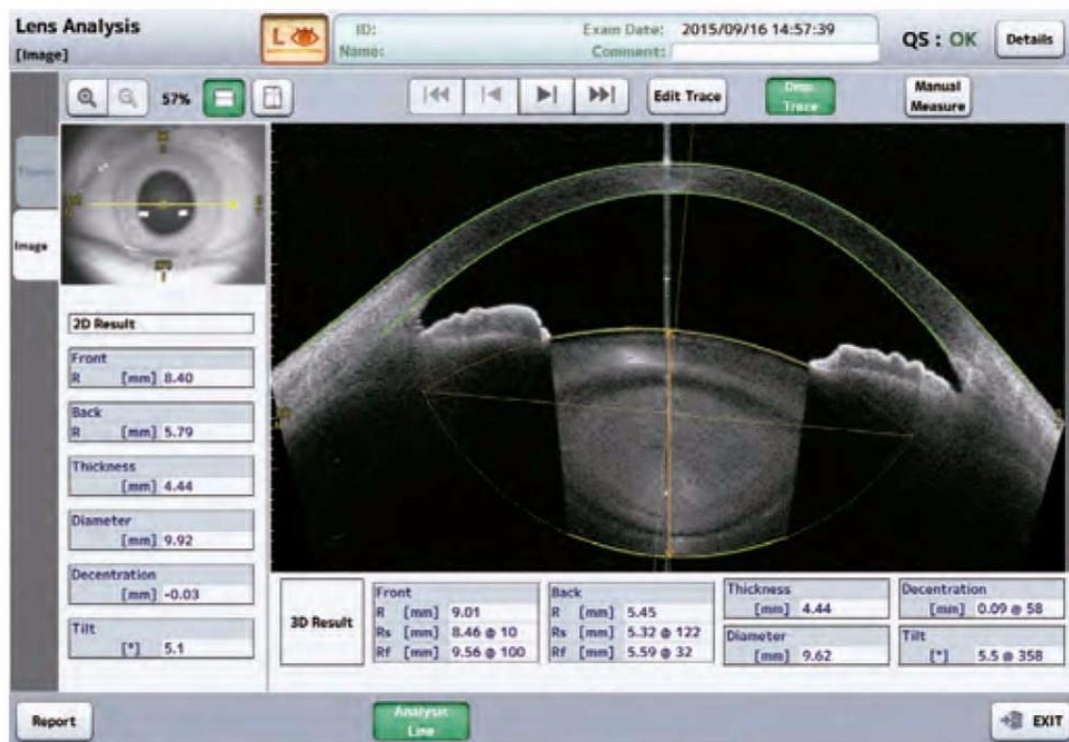


Figura 24: Imagen obtenida mediante CASIA-2 OCT y software de análisis de las imágenes.

❖ Anterior OCT (Heidelberg, Germany)

El OCT Anterior ha sido el último dispositivo comercializado específico para el segmento anterior. Mientras que el módulo de segmento anterior del dispositivo Spectralis emplea una longitud de onda de 880 nm, el dispositivo Anterior emplea una longitud de onda de 1300 nm, lo que optimiza la captación de imágenes empleando la OCT-SS, con una alta sensibilidad de imagen y un gran contraste. Permite además medir la longitud axial del globo ocular, con un rango de 14 a 32 mm.^{95, 96}

Una de sus principales ventajas es que engloba en un solo equipo: Biometría y cálculo de lentes, Topografía de cara anterior y posterior, Aberrometría y OCT de polo anterior (Tabla 1). Permite obtener imágenes de alta resolución del segmento anterior ocular (Figuras 25 y 26).

Tabla 1: Características técnicas del sistema Anterion.

ANTERION, Heidelberg Engineering					
Especificaciones técnicas	Cornea App	Catarata App		Medidas App	Imagen App
		Cornea	Biometría		
Resolución (en los tejidos) (µm)	<10 axial x <45 lateral	<10 axial x <45 lateral	<10 axial x 30 lateral	<10 axial x 30 lateral	<10 axial x 30 laterally
Tamaño de la imagen (in air) (mm)	11 ± 1 axially x 9 laterally	11 ± 1 axially x 9 laterally	14 ± 0.5 axially x 16,5 laterally	14 ± 0.5 axially x 16.5 laterally	14 ± 0.5 axially x 16,5 laterally
Patrón del escaneado	Radial	Radial	Line	Radial	Linear, volume, arc and radial
Número de B-Scans	65	65	1 (promediado)	6 (promediado)	Personalizado
Número de A-scans	256	256	768	768	Personalizado

1.INTRODUCCIÓN

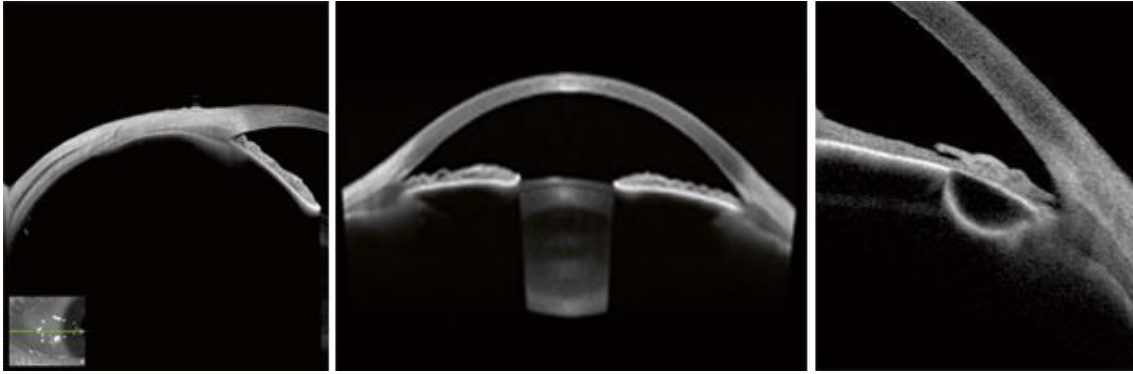


Figura 25: Imágenes obtenidas mediante dispositivo Anterion del segmento anterior ocular.

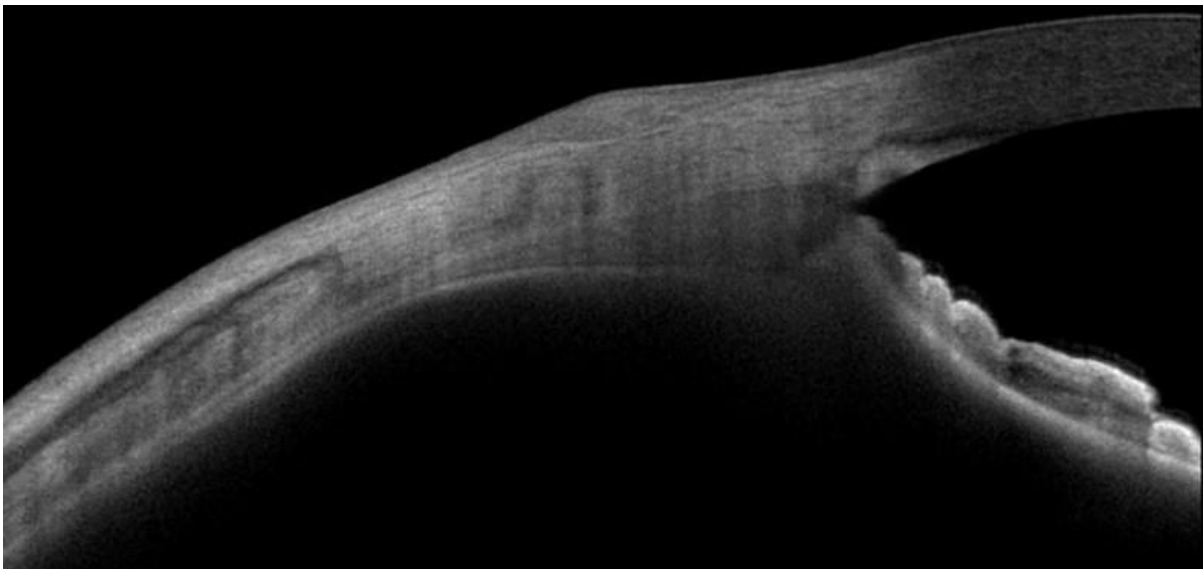


Figura 26: Imagen obtenida mediante ANTERION OCT en la que se muestra un Nevus conjuntival, visualizándose el iris, el ángulo de la cámara anterior, cuerpo ciliar y músculo recto

Dispositivos OCT para el segmento posterior que permiten además el estudio del segmento anterior:

La mayor parte de los dispositivos de OCT diseñados para analizar el segmento posterior disponen de un módulo con una lente específica para explorar el segmento anterior. Se realiza a continuación un repaso de los principales dispositivos comercializados.

❖ **Cirrus HD OCT (Carl Zeiss, Alemania):**

Este dispositivo de dominio espectral permite la adquisición y el análisis de imágenes del segmento anterior (Figura 27). Para ello utiliza dos protocolos de adquisición de tomografía y análisis de imágenes:⁹³

- Cubo de segmento anterior: de 512 x 128, generando una imagen 3D de datos mediante una cuadrícula de 4 mm de lado, adquiriendo una serie de 128 barridos lineales horizontales compuestos, a su vez de 512 barridos.
- Rastreo: Permite realizar 5 líneas horizontales de 3 mm separadas entre sí por 0,25 mm, de modo que las 5 líneas juntas cubren un ancho de 1 mm.



Figura 27: Dispositivo OCT Cirrus HD 5000.

1.INTRODUCCIÓN

Existe una característica diferencial importante entre la OCT Visante y la OCT Cirrus HD, y es que el Visante permite evaluar la totalidad de la cámara anterior en una sola imagen, de limbo a limbo, mientras que el Cirrus obtiene imágenes de una región angular en cada toma, pero no la cámara anterior completa (Figura 28).⁹⁷

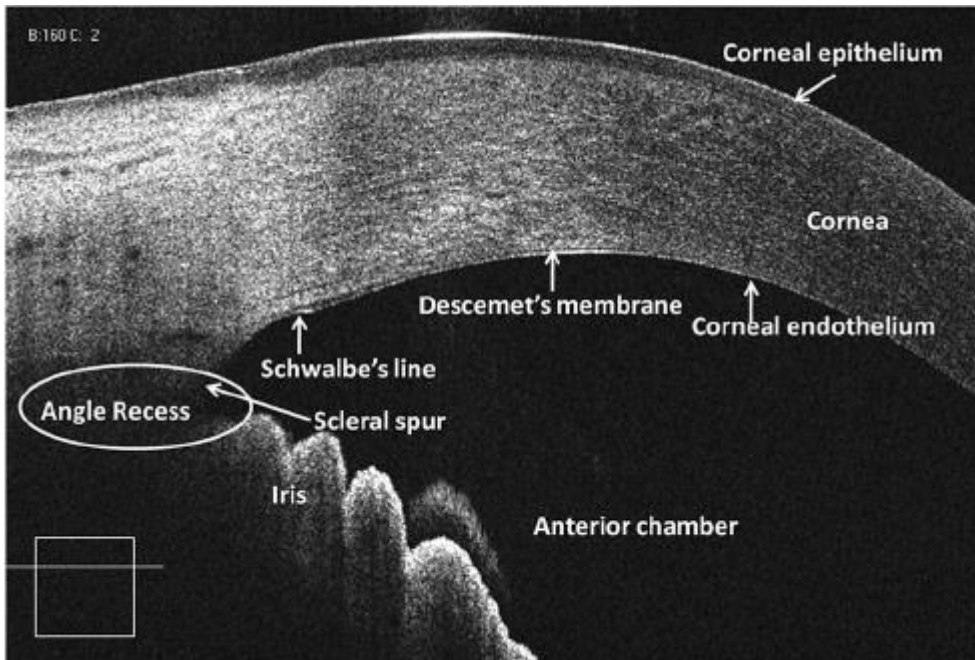


Figura 28: Se muestra una imagen del segment anterior obtenida mediante OCT Cirrus. *Extraído de Automatic Anterior Chamber Angle Assessment for HD-OCT Images August 2011IEEE transactions on bio-medical engineering 58(11):3242-9.*⁹⁸

❖ OCT SPECTRALIS (Heidelberg Engineering, Germany)

Es un dispositivo con SD-OCT con un sistema de fijación ocular láser.⁹⁹ Entre sus principales características técnicas destacan una velocidad de escaneado: 40.000 A-scans/seg, una resolución axial de 7 micras (llegando a 4 micras tras

el tratamiento digital de las imágenes) con una resolución transversal de 14 micras.⁹⁹

Una de las principales ventajas de este dispositivo es que ofrece un sistema de Eye tracking activo y AutoRescan para escanear y comparar de forma precisa idénticas áreas a lo largo de diferentes exploraciones en el seguimiento.¹⁰⁰

Además permite la posibilidad de adaptar un objetivo con un gran angular. Para adquirir las imágenes de polo anterior se debe añadir una lente, y éste sistema también se beneficia de la disminución de ruido de la imagen que permite el eye-tracking. Dispone de un software para el análisis de polo anterior que permite explorar la estructura corneal, escleral y el ángulo, con una sección blanco-blanco que muestra los dos ángulos opuestos al mismo tiempo (Figuras 20, 30 y 31).¹⁰¹

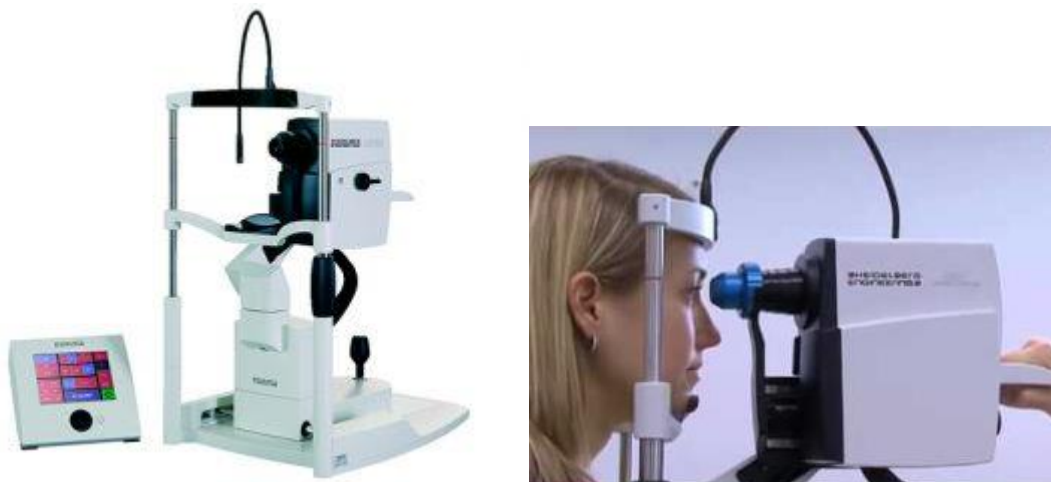


Figura 29 y 30: Dispositivo OCT Spectralis Heidelberg. En la imagen derecha se muestra la lente azul que se debe acoplar para explorar el segmento anterior.

1.INTRODUCCIÓN



Figura 31: Se muestra una OCT de segmento anterior mediante OCT Spectralis.

❖ **RTVue OCT (Optovue®)**

La RTVue Modelo RT 100 (Optovue)® es un tipo de OCT de dominio Fourier, un subtipo de SD-OCT. Las características técnicas más destacadas del dispositivo son una Velocidad de escaneo: 26.000 A-scan/seg, de 256 a 4096 A-scan/imagen, con una resolución axial de 5 micras y una resolución transversa de 15 micras (Figuras 32 y 33). El rango de exploración en profundidad es de 2 - 2,3 mm, y transversa de 2 – 12 mm.¹⁰²

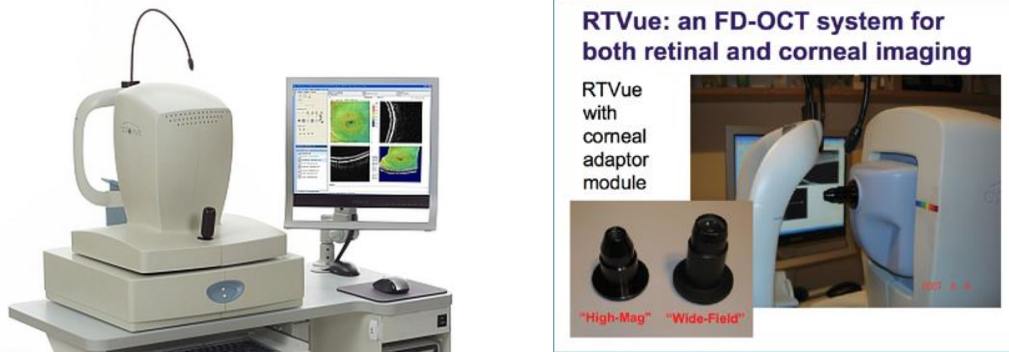


Figura 32 y 33: Dispositivo OCT RTVue y lentes de exploración para el segmento anterior.

La gran velocidad de escaneado permite adquirir un mayor número de imágenes y disminuye los artefactos y el ruido que se producen debido al movimiento, de manera que al promediar todas las imágenes en una (“average frame”) se genera una imagen de mayor calidad, debida también a la mejora de la resolución axial.¹⁰³

Mediante este dispositivo es posible realizar exploraciones tanto del segmento posterior ocular como del anterior, con la simple adaptación de una lente específica para dicho fin al objetivo. La principal característica de este dispositivo es que ofrece imágenes con una gran magnificación y por tanto un alto grado de detalle, pero como desventaja ofrece un campo exploratorio muy reducido. Hay disponibles 2 tipos de lentes para el segmento anterior: A) una de gran angular o CAM-L que proporciona un escaneado de hasta 8 mm de ancho con una resolución axial de 15 micras) y B) una lente de gran aumento o CAM-S que permite un escáner de hasta 4 mm de ancho y resolución de 10 micras.

1.INTRODUCCIÓN

DRI Triton OCT (Topcon, Nagoya, Japón).

Es el primer dispositivo de OCT-SS (o fuente de barrido) que obtiene imágenes del segmento anterior y posterior ocular (Figura 34).¹⁰⁴ Emplea una longitud de onda de 1050 nm lo que permite obtener imágenes en capas profundas oculares, permitiendo una buena visualización de la esclera y de la coroides. Presenta una velocidad de escáner de 100,000 A-Scans/segundo. Permite realizar exploraciones del segmento anterior de hasta 16 mm.^{105, 106}

Al ser el dispositivo empleado en esta tesis se incluyen más detalles en el apartado de métodos.



Figura 34: Dispositivo DRI Triton OCT Swept Source

1.INTRODUCCIÓN

Tabla 2: Resumen comparativo de las características de los principales dispositivos de OCT que permiten evaluar el segmento anterior ocular.

	Visante OCT	SL-OCT	RTVUe FD-OCT	Cirrus HD-OCT	SPECTRALIS OCT	CASIA OCT	ANTERION	TRITON
Fabricante	Carl Zeiss Meditec	Heidelberg Engineering	Optovue	Carl Zeiss Meditec	Heidelberg Engineering	Tomey	Heidelberg Engineering	Topcon Corporation
Año	2005	2006	2006	2007	2009	2009	2018	2015
Fuente de luz	1310nm	1310 nm	1300 nm	1310 nm	1310 nm	1310 nm	1300 nm	1050 nm
Resolución axial (micras)	18	<25	5	5	7	<10	<10	8
Tamaño del scan (ancho x profundidad)	16 x 6 mm	15 x 7 mm	2 x 2 mm (CAM-S) 6 x 2 mm (CAM-L)	3 x 1mm	16 mm	16 x 6 mm y 8 x 4mm (en HD)	14 ± 0.5 axial x 16.5 lateral	16mm
Velocidad de scan	2000 A scans/seg	200 A scans/seg	26.000 A scans/seg	27.000 A scans/seg	40.000 A scans/seg	30.000 A scans/seg	50.000 A scans/seg	100.000 A scans/seg

1.INTRODUCCIÓN

1.4.2.3 LA OCT PARA LA EXPLORACIÓN DEL CUERPO CILIAR. EVOLUCIÓN Y COMPARACIÓN DE LOS DISPOSITIVOS

La OCT se comenzó a utilizar para el segmento anterior en primer lugar por Izatt y cols. en 1994.⁷⁸ Esta técnica ha supuesto una verdadera revolución en la exploración oftalmológica y su desarrollo ha sido exponencial en los últimos años. Por ello, la mejora de la tecnología de la OCT en cuanto a la velocidad de captación y la resolución de las imágenes ha convertido esta técnica en una exploración fundamental en la consulta, ofreciendo la posibilidad de estudiar estructuras oculares que eran inaccesibles en los primeros modelos de OCT.¹⁰⁷

Los dispositivos de OCT y los diferentes software que incluyen los equipos comercializados no disponen de un modo específico para la exploración y el análisis del CC. A pesar de esto, es posible obtener imágenes del CC adaptando la lente específica para el análisis del segmento anterior de los dispositivos. Por lo general, se debe escoger el modo esclera o cámara anterior y se solicitará al paciente que realice una mirada lateral para la evaluación del CC, en este caso para visualizar los sectores temporal y nasal. Sin embargo, en la actualidad no todos los dispositivos de OCT comercializados permiten la evaluación del CC.

Los primeros trabajos se realizaron con el dispositivo de dominio temporal Visante (Carl Zeiss Meditec Inc, CA, EEUU), que permitía una buena visualización del CC, pero con una imagen pobre en detalles (Figuras 35 y 36).

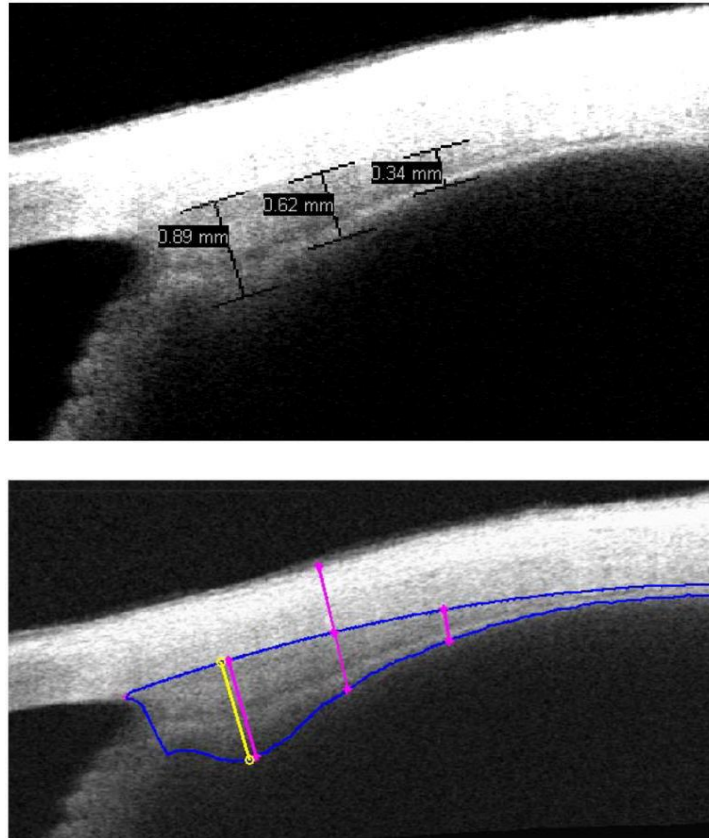


Figura 35 y 36: Primeros estudios empleando la OCT Visante para el análisis del cuerpo ciliar. Figuras extraídas de Semiautomatic extraction algorithm for images of the ciliary muscle.¹⁰⁸

De esta forma, ya en 2011 Bailey publicó un editorial en el que describía cómo se debería medir el MC, planteando las principales dificultades que existen al respecto, especialmente la definición del límite posterior del MC mediante OCT Visante¹⁰⁹ (Figura 37). Además recomendaba realizar esta exploración tras cicloplegia para valorar la correlación con el defecto refractivo y proponía medir el grosor máximo del MC.

1.INTRODUCCIÓN

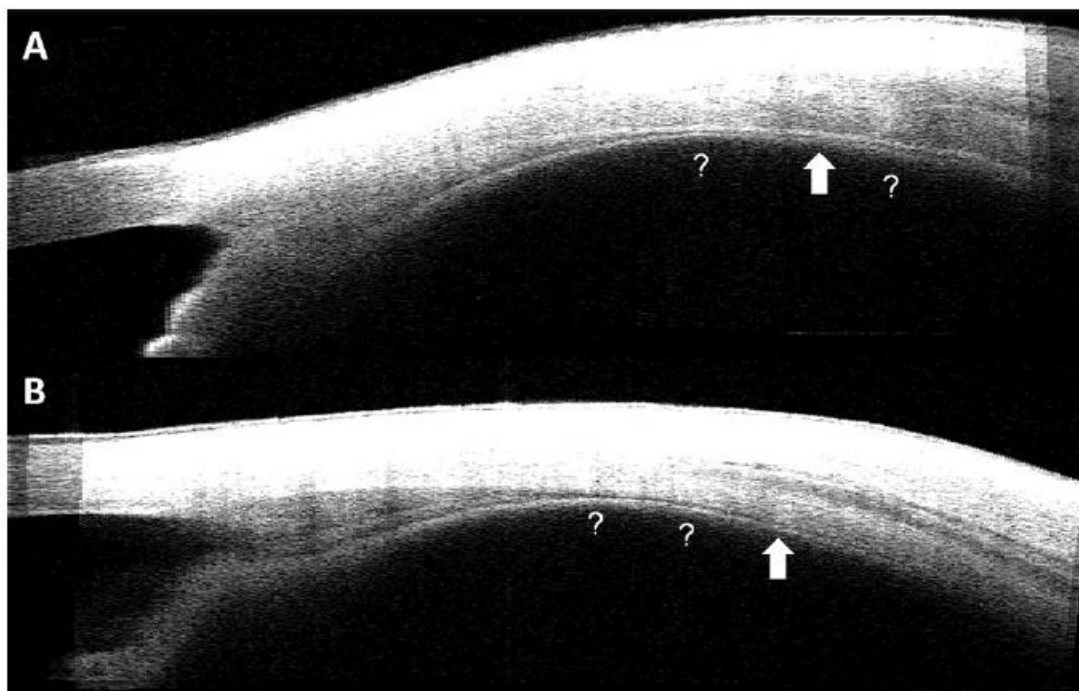


Figura 37: Imagen del cuerpo ciliar mediante tomografía de coherencia óptica en la que se cuestionaba la posición del límite posterior del mismo. Extraída de Bailey MD. How should we measure the ciliary muscle?.¹⁰⁹

También en 2010 y 2011, Sheppard y Davies comenzaron a estudiar la relación entre la edad y las dimensiones del CC cuantificadas mediante TD-OCT, así como con la acomodación y los diferentes errores refractivos.^{110, 111}

En ese mismo año Kao y cols. propusieron un nuevo software para medir el MC de forma automática en grandes series de datos.¹⁰⁸ Unos años más tarde y en la misma línea, Laughton y cols. diseñaron en 2015 un software a medida capaz de realizar de forma precisa y repetible medidas del músculo ciliar (Figura 38).¹¹²

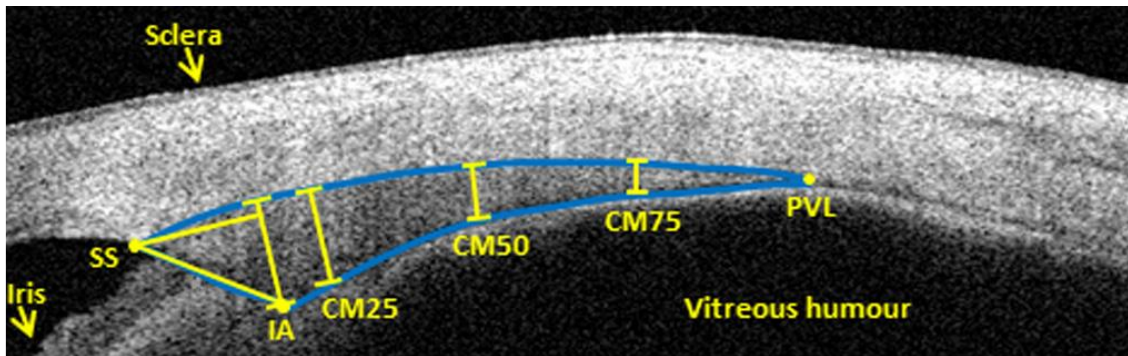


Figura 38: Diferentes medidas del músculo ciliar realizadas mediante OCT Visante. Extraída de Laughton y cols. A program to analyze optical coherence tomography images of the ciliary muscle.¹¹²

Domínguez Vicent y cols. se centraron también en el estudio del MC mediante OCT en pacientes sanos y en presbítas para analizar los cambios tras la acomodación.¹¹³ En la misma línea, otros autores como Wagner y cols. en 2018 analizaban si existía algún patrón de cambios reconocible en el MC tras la acomodación mediante OCT.¹¹⁴

Además del estudio mediante OCT de la morfología normal del CC y su relación con otros parámetros y con la acomodación, numerosos estudios se centraron en analizar el CC en el glaucoma, especialmente de ángulo cerrado.(Figura 39)

1.INTRODUCCIÓN

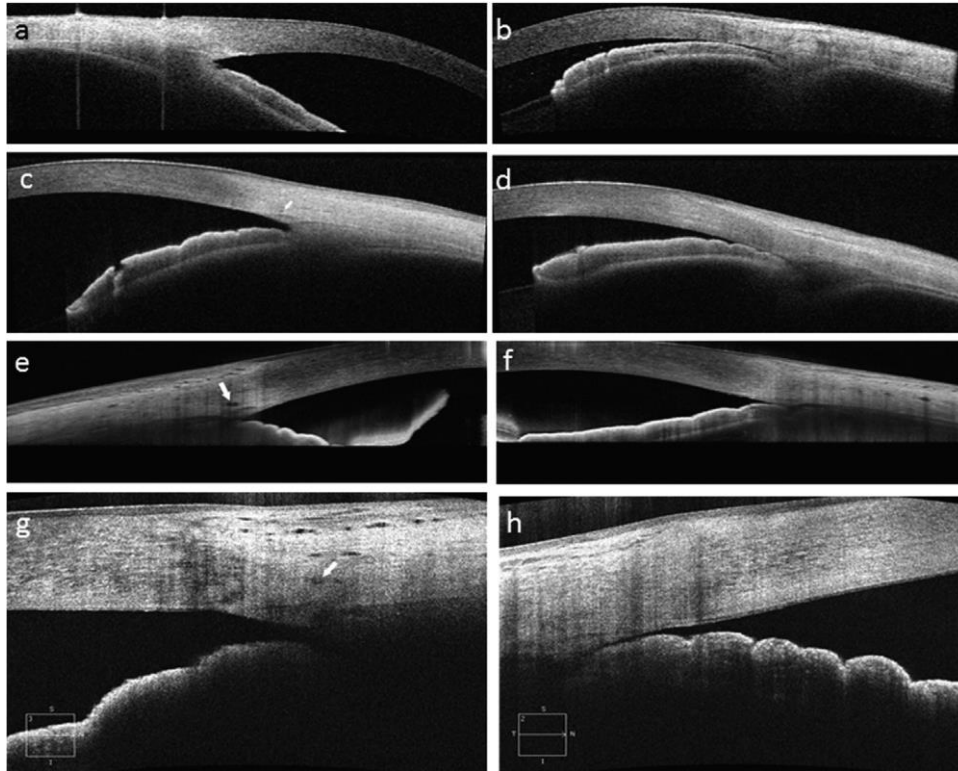


Figura 39: Imágenes de ángulos abiertos y cerrados con alta resolución utilizando tomografía de coherencia óptica Visante (OCT). a y b) Casia OCT Swept Source; c y d) Spectralis spectral-domain OCT; e y f) Cirrus HD-OCT; g y h) imágenes obtenidas con Cirrus con mayor magnificación de la región angular. *Extraída de Ang y cols.*¹⁰⁷

Posteriormente, surgieron los dispositivos de dominio espectral, pero seguían sin ofrecer una alta calidad de imagen del CC (Figura 40).

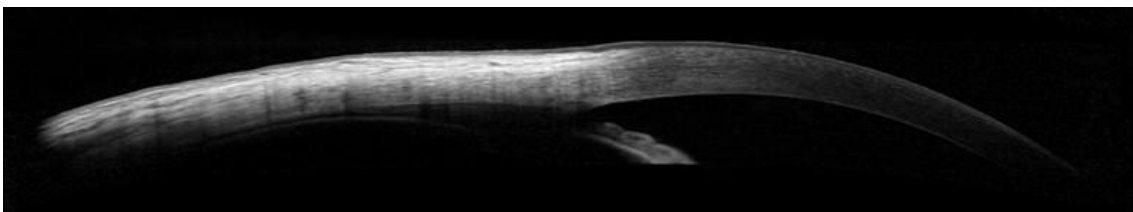


Figura 40: Imagen del cuerpo ciliar obtenida mediante SD-OCT, en concreto con el dispositivo Spectralis.

Ha sido la última generación de OCT, el dominio Swept Source, que ofrece una mayor velocidad de captación de imágenes (100.000 A-scans/segundo), mayor penetración y con una mayor resolución de imagen (resolución axial 8 μm y transversa de 20 μm) la que ha permitido analizar en mayor detalle esta estructura (Figura 41).⁵⁰

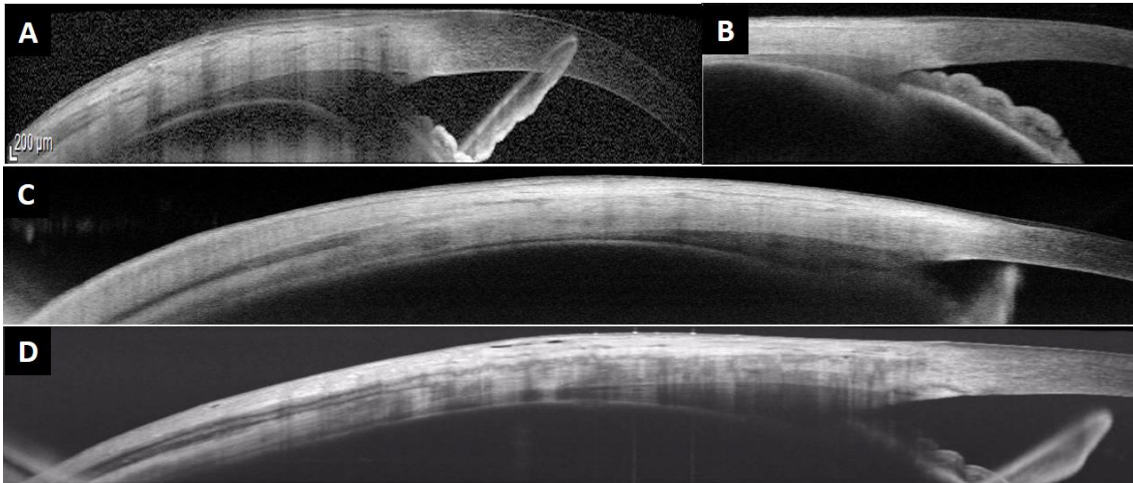


Figura 41: Exploración de la región del cuerpo ciliar con distintos dispositivos de OCT en el mismo individuo. (A) Spectralis (Heidelberg); B) Visante (Zeiss); C) PlexElite (Zeiss); D) Triton (Topcon).

La OCT permite valorar con un grado de detalle superior que la BMU algunas estructuras que forman parte del CC, la región angular y la pared escleral. Así, permite identificar claramente el espolón y la inserción del MC, analizar con detalle la raíz del iris y su inserción en la cara anterior del MC, identificar la banda ciliar y la prolongación posterior del MC longitudinal en su inserción en la coroides y membrana de Bruch.

Sin embargo, debido a la absorción de luz por el pigmento las capas más internas de la pars plicata, especialmente los procesos ciliares se visualizan peor

1.INTRODUCCIÓN

con OCT que con BMU.^{50, 78, 107, 112, 114-118} Algunas de las principales ventajas que ofrece la OCT-SA son la posibilidad de identificar el CC de forma no invasiva y cómoda para el paciente obteniendo imágenes en tan sólo unos segundos.

2.IMPORTANCIA Y JUSTIFICACIÓN

2.IMPORTANCIA Y JUSTIFICACIÓN

IMPORTANCIA Y JUSTIFICACIÓN:

¿Por qué es importante el estudio del cuerpo ciliar mediante la tomografía de coherencia óptica?

El cuerpo ciliar (CC) es una estructura compleja, con múltiples funciones y diversas relaciones de vecindad que lo convierten en una encrucijada clave para el funcionamiento del globo ocular y la visión. Por otra parte, es un semidesconocido dado que ha permanecido oculto a la exploración oftalmológica convencional. Han existido diferentes intentos con técnicas de imagen como la ecografía, la BMU o la OCT Visante para analizarlo, sin embargo no han alcanzado una gran difusión.

El CC es una parte especializada de la úvea situada entre el espolón escleral y la coroides y cuyas funciones son muy variadas entre las que cabe destacar dos esencialmente, la formación de humor acuoso y la acomodación.

Por su composición y origen embriológico, así como por sus funciones, inserciones, relaciones y vascularización, el CC es un cruce de caminos. Se encuentra ubicado en un lugar privilegiado conecta el segmento anterior y el posterior y se encuentra estrechamente relacionado con casi todas las estructuras oculares: esclera, coroides y retina, nervio óptico, iris, córnea y malla trabecular, ángulo y cámara anterior, cristalino, acuoso y vítreo.

Su estructura histológica es muy compleja y tiene tres elementos fundamentales. Los procesos ciliares a su vez divididos en epitelio pigmentario y el epitelio no pigmentado encargado este último de la producción de humor acuoso, y la zónula. El segundo elemento sería la pars plana y el tercero el

2.IMPORTANCIA Y JUSTIFICACIÓN

músculo ciliar con su porción longitudinal con posibles asociaciones en la fisiopatología del glaucoma y las porciones radial y circular, en relación con la acomodación.

El resto de las estructuras oculares tienen funciones muy específicas: retina, nervio óptico, cristalino... pero el cuerpo ciliar es diferente ya que es plurifuncional.

Desde el punto de vista funcional se encarga de:

- Relacionadas con el humor acuoso: su producción relacionada con el epitelio no pigmentado de la retina y con su eliminación a través del músculo de Brücke y su papel en la vía de drenaje uveo escleral
- Relacionados con la acomodación
- Relacionados con la coroides ya que representa el músculo tensor de la coroides.

Desde un punto de vista morfo-funcional queremos destacar dos aspectos por su trascendencia a la hora de interpretar la imagen y la función del CC.

- 1.- El epitelio pigmentario es una capa del cuerpo ciliar que conecta prácticamente todo el sistema visual del globo, ya que se extiende desde la papila hasta el esfínter de la pupila pasando por la retina visual y la no visual incluyendo el iris.
- 2.- El músculo ciliar conecta el segmento anterior con el posterior. El glaucoma con el nervio óptico. El ángulo con la lámina cribosa. El músculo longitudinal tiene un papel clave gracias a sus inserciones en el espolón escleral y su tejido adyacente y a la coroides que se prolonga hasta la papila.

Uno de los aspectos conflictivos o discutibles de esta tesis doctoral es su propio título y objetivo. ¿Qué estamos midiendo?, ¿cuerpo ciliar o músculo ciliar?

El CC al estar situado tras una estructura altamente pigmentada como es el iris, ha permanecido oculto para la exploración clínica convencional en vivo.^{111, 112, 119} Esto determina que la mayor parte del conocimiento existente sobre el CC proviene de las muestras histopatológicas en ojos enucleados.^{120, 121} Por lo tanto, las dimensiones y características del CC provienen de muestras por lo general reducidas y que pueden estar artefactadas por las técnicas histopatológicas.

Una publicación reciente anatómico-histológica ha sido realizada en ojos de chinos midiendo las longitudes de las distintas facciones del cuerpo ciliar y de otros elementos anatómicos así como su ubicación.

El interés por el estudio del cuerpo ciliar está alcanzando un auge muy importante en los últimos años dada su implicación en la presbicia y en el glaucoma, dos de las enfermedades más prevalentes en la oftalmología, así como su papel en la miopía y en otras patologías.^{110, 113, 115, 119, 122-124}

Presbicia

La presbicia supone una pequeña minusvalía que afecta a más de 1000 millones de personas siendo incapacitante para muchas de ellas tanto en los países desarrollados como en los no desarrollados donde el 34% de la población no tiene corregida su presbicia y les incapacita para distintas profesiones y actividades laborales así como de ocio, especialmente en un entorno digital donde la información fluye a través de las telecomunicaciones y la informática.

2.IMPORTANCIA Y JUSTIFICACIÓN

El mecanismo de la acomodación permanece desconocido y es fruto de constantes investigaciones y aportaciones ya que su conocimiento es clave para combatir la presbicia. La lucha contra la presbicia ha abierto una nueva vía de investigación con respecto a la fisiología del envejecimiento del ojo. Por todo esto, diferentes autores se han centrado en el estudio del MC como clave para comprender y poder tratar la presbicia.^{119, 125}

Glaucoma

De la misma forma su papel es muy importante en el glaucoma dada la estrecha relación entre el músculo de Brücke y la malla trabecular uveal,^{24, 113} Así, la contracción del MC puede facilitar la apertura de la malla trabecular ejerciendo una tracción sobre el espolón escleral, regulando así la cantidad de HA que sale por la vía trabecular.³ Además es clave la participación del CC en la conformación de la cámara anterior y de la posterior, y su relación con el cierre angular y la configuración del iris.^{59, 116, 123, 126, 127}

Recientes publicaciones también hipotetizan sobre una posible relación entre el MC con la lámina cribosa y el nervio óptico a través de la coroides.¹²² En concreto, Croft y cols. han propuesto una hipótesis basada en que el MC y la coroides forman una red elástica funcional que se extiende desde la MT hasta el anillo elástico fibroso que rodea el nervio óptico y la lámina cribosa, siendo el MC la estructura que gobierna el movimiento acomodativo de esa red.¹²² Durante la respuesta acomodativa, se ejercerían fuerzas tensionales sobre el anillo elástico y la lámina cribosa y, por tanto, sobre el nervio óptico, lo que podría ser relevante en la neuropatía óptica glaucomatosa. Por otra parte, diferentes autores han descrito las diferencias que existen en la composición

de la porción anterior del MC, y la existencia de un grosor coroideo anterior aumentado en pacientes con glaucoma frente a controles.^{58, 128}

Otras utilidades clínicas relevantes

Otros puntos de interés clave del estudio del cuerpo ciliar son la localización anatómica del sulcus ciliar para los implantes de las lentes intraoculares fáquicas o pseudofáquicas y las lentes suturadas a la esclera.¹²⁹ Además la pars plana es el lugar ideal para las inyecciones intravítreas o las esclerotomías de la vitrectomía.^{130, 131} Sin olvidar que las nuevas cirugías de glaucoma a nivel del ángulo y de la vía uveo-escleral incrementan el interés por esta zona.

Tal como hemos expresado el estudio de la anatomía y especialmente sus dimensiones ha sido realizado en ojos de cadáver y con técnicas de escasa resolución o limitadas como la BMU y el Visante OCT y siempre con muestras de pacientes reducidas y no en grandes poblaciones.

Creemos fundamental, por tanto, establecer la morfología, dimensiones y posición no solo de la parte anterior del cuerpo ciliar o músculo ciliar sino de la pars plana con técnicas rutinarias que permitan una fácil y rápida evaluación.

2.IMPORTANCIA Y JUSTIFICACIÓN

3.HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

3.HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

3.1. HIPÓTESIS

1. La tomografía de coherencia óptica de segmento anterior Swept Source (OCT-SS) es una técnica de exploración eficaz para el análisis morfológico y morfométrico del músculo ciliar, equiparable en reproducibilidad a otros procedimientos exploratorios del segmento anterior.

2. Con la OCT-SS es posible medir la longitud, el grosor y el área del músculo ciliar, que nos permitirán una mejor definición del patrón de normalidad, observando además qué parámetros influyen en el tamaño del mismo.

3. Mediante la OCT-SS es posible medir las dimensiones del músculo ciliar en pacientes con glaucoma primario de ángulo abierto, pudiendo analizar si existen diferencias en dichas dimensiones frente a sujetos sanos y si se correlacionan con el grado de severidad del glaucoma.

3.HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

3.2. OBJETIVOS

• **OBJETIVO GLOBAL:**

Evaluar el músculo ciliar mediante la OCT de segmento anterior Swept Source (OCT-SS) para definir el patrón de normalidad y establecer su relación con otros parámetros oculares.

• **OBJETIVOS CONCRETOS:**

1.- Realizar una base normativa de las dimensiones del músculo ciliar mediante OCT-SS, evaluando la longitud, grosor y área del mismo.

2.- Analizar la reproducibilidad intra e interobservador de las medidas del tamaño del músculo ciliar mediante OCT-SS.

3.- Analizar la correlación del tamaño del músculo ciliar en sujetos sanos con la edad, el sexo, el defecto refractivo esférico, la presión intraocular y la abertura angular.

4.- Evaluar las dimensiones del músculo ciliar en pacientes con glaucoma primario de ángulo abierto y compararlo con sujetos sanos.

5.- Evaluar la correlación entre las dimensiones del músculo ciliar en pacientes con glaucoma primario de ángulo abierto y la presión intraocular, el defecto medio del campo visual y el grosor de la capa de fibras nerviosas peripapilar.

4.MATERIAL Y MÉTODOS

4.MATERIAL Y MÉTODOS

4.1. DISEÑO DEL ESTUDIO Y SELECCIÓN DE LA MUESTRA.

4.1.1 DISEÑO DEL ESTUDIO.

Estudio transversal de cohorte prospectiva consecutivo unicéntrico.

El protocolo del estudio fue llevado a cabo siguiendo las normas éticas descritas en la Declaración de Helsinki para la investigación biomédica.

4.1.2 CONSENTIMIENTO INFORMADO.

A todos los pacientes se les solicitó permiso para ser incluidos en el estudio mediante un consentimiento informado en el que se explicaban las exploraciones y las pruebas complementarias a las que iban a ser sometidos, así como las consecuencias de los resultados que pudieran aparecer.

También se dejó constancia de la posibilidad de abandonar el estudio en cualquier momento del mismo, sin perjuicio alguno de cara a la asistencia facultativa que pudieran precisar.

4.1.3 SELECCIÓN DE LA MUESTRA.

Se estudió una población de 520 pacientes sanos entre los pacientes que acudieron a las consultas del Centro Internacional de Oftalmología Avanzada situado en Madrid, entre el 1 de Febrero del 2018 hasta el 21 de Enero del 2019. Los pacientes incluidos en el estudio se obtuvieron mayoritariamente de aquellos que acudían a una exploración rutinaria anual como revisión o para valorar su graduación.

4.MATERIAL Y MÉTODOS

A todos los pacientes se le exploraron ambos ojos y se escogió aleatoriamente el ojo derecho de cada participante para ser incluido en el estudio.

Cada sujeto debía cumplir unos criterios de inclusión y exclusión para ser seleccionado para el estudio que se muestran a continuación:

- **Criterios de inclusión:**

- Raza caucásica
- Firma del consentimiento informado

- **Criterios de exclusión:**

- Patologías oculares diagnosticadas como glaucoma o catarata
- Antecedente de trauma ocular previo
- Cirugías oculares previas incluyendo catarata y cirugía refractiva
- Anomalías oculares o angulares
- Dificultades físicas o mentales que impidieran la realización de las exploraciones
- Síndromes o enfermedades generales graves
- Pacientes con defectos refractivos mayores de 6 dioptrías

4.2. PROTOCOLO EXPLORATORIO.

A todos los pacientes se les realizaron los siguientes exámenes en una única visita a la consulta:

- Anamnesis general: nombre, sexo, fecha de nacimiento (edad), enfermedades generales, antecedentes familiares de enfermedades oftalmológicas, tratamientos sistémicos previos o actuales
- Historia clínica oftalmológica: cirugías previas, traumatismos, enfermedades oculares diagnosticadas, tratamientos oftalmológicos antiguos o actuales (tópicos, laserterapia, etc).
- Exploración oftalmológica básica: agudeza visual (mejor agudeza visual corregida), biomicroscopia anterior mediante lámpara de hendidura (Figura 31), oftalmoscopia de segmento posterior con lente de + 78 D (Volk Optical Inc, Mentor, EEUU) previa midriasis farmacológica con colirio de Tropicamida al 0.5% (Alcon Laboratories Inc, Forth Worth, EEUU).
- Tonometría con neumotonómetro Canon TX 10® (Canon Inc.; Tokio, Japón).
- A los pacientes con Glaucoma primario de ángulo abierto se les midió además la presión intraocular mediante tonometría de aplanación tipo Perkins.
- Topografía corneal y análisis del segmento anterior mediante Pentacam® (Oculus Inc, Wetzlar, Germany). Mediante esta exploración se analizaba la cámara anterior para evaluar que todos los parámetros (profundidad de la

4.MATERIAL Y MÉTODOS

cámara anterior, volumen de la cámara anterior, paquimetría, elevaciones corneales, etc se encontraban dentro de la normalidad.

- Biometría mediante IOL Master® (Carl Zeiss, Meditec, USA). Mediante este dispositivo se midieron la profundidad de la cámara anterior así como la longitud axial del globo ocular.
- Tomografía de coherencia óptica mediante la OCT-SS DRI-Triton® (Topcon, Nagoya, Japón) (Figura 42 y 43).



Figura 42 y 43: Dispositivo de OCT Swept Source Triton (izquierda) y lente para exploración del segmento anterior (derecha).

4.2.1 METODOLOGÍA DEL PROTOCOLO DE ESTUDIO DE LA EVALUACIÓN DE LAS DIMENSIONES DEL MÚSCULO CILIAR MEDIANTE OCT-SS EN UNA POBLACIÓN SANA, ESTUDIO DE CORRELACIÓN Y REPRODUCIBILIDAD.

Para analizar las dimensiones del CC se empleó el dispositivo de OCT Triton que emplea una longitud de onda de 1050 nm con una resolución axial de 8 μm , resolución transversa de 20 μm y una velocidad de escaneado de 100.000 A-scans por segundo.

Para capturar las imágenes se debe crear un nuevo paciente incluyendo los datos del mismo y el número de historia. Además, se requiere indicar el género del individuo y la fecha de nacimiento. A continuación se debe adaptar la lente de segmento anterior del dispositivo para obtener imágenes del CC y seleccionar el modo de captura "line" (Figura 44). Se elegirán 2 modos de exploración:

- Line de 6 mm: para obtener una imagen con una mayor magnificación y por tanto detalle de la imagen. Esto fue empleado fundamentalmente para medir el grosor del MC.
- Line de 16 mm: Este modo permite una visualización de la totalidad de la cámara anterior. En el presente trabajo se empleó para poder valorar la longitud del MC. Esto se realizó ya que en el estudio piloto o primeras imágenes obtenidas se observó que en numerosas ocasiones no se observaba el final del MC en la exploración de 6 mm.
- Además es posible realizar una exploración radial o 3D realizando diferentes escáneres en forma de estrella o de cubo para explorar

4.MATERIAL Y MÉTODOS

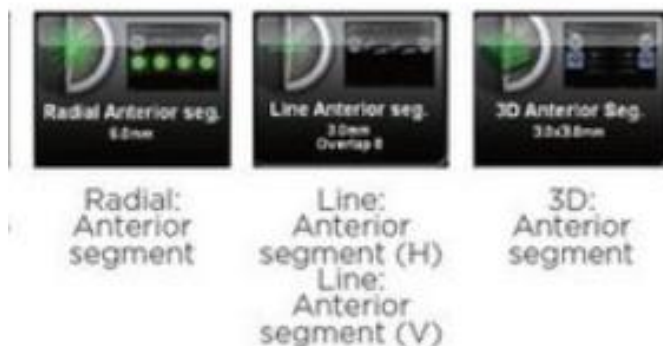


Figura 44: Diferentes modos de captura ofrecidos por el OCT Triton para el segmento anterior.

Tras elegir el modo:

- Se alinea y se sitúa el marcador en la zona que se desee escanear.
- Se observa si la calidad de imagen es óptima.
- Se realiza el escáner.
- Una vez finalizado se revisa el escáner y se comprueba la óptima calidad de imagen.
- Se guarda el escáner.
- Una vez realizado el escáner, al cargar las imágenes de la base de datos, se pueden realizar las mediciones de forma manual sobre las imágenes obtenidas con el caliper del dispositivo (Figura 45).

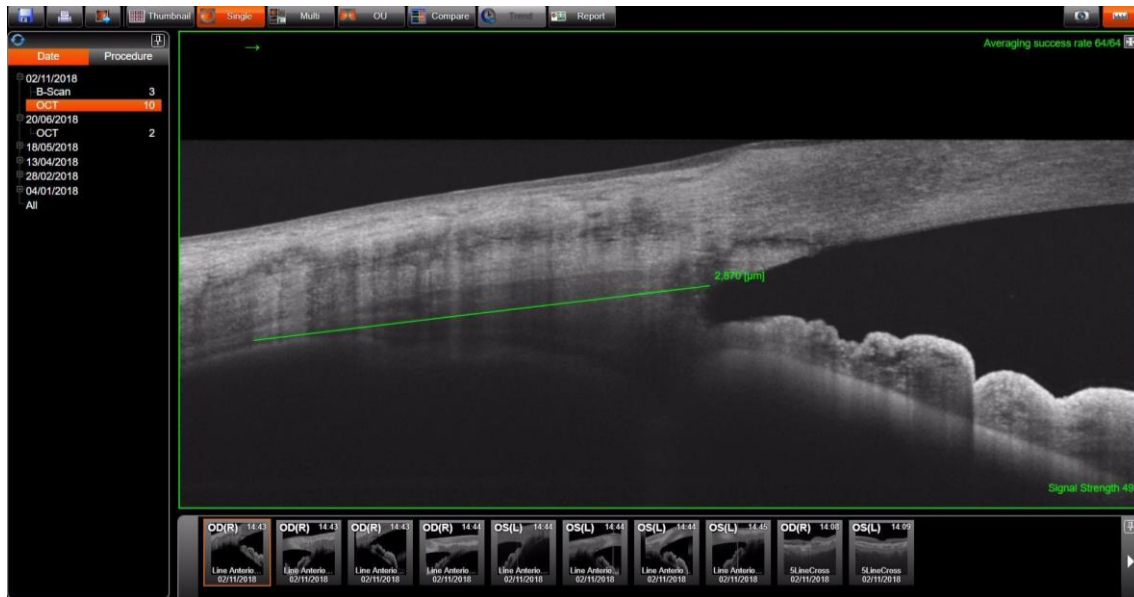


Figura 45: Software del OCT Triton en el que se observa la imagen obtenida y cómo es posible realizar diferentes medidas sobre el CC.

Todas las imágenes fueron adquiridas por un evaluador bien entrenado (HS) con los sujetos mirando a un punto fijo previo a la dilatación de la pupila. Los participantes debían realizar una mirada lateral durante el escáner, lo que permitía una exploración del CC a las 3 y 9 horas.

Sólo las imágenes con suficiente calidad, determinadas por la “signal strength intensity (SSI)” mayor de 40 fueron incluidas. Si la imagen obtenida no presentaba una buena calidad, se realizaba un segundo intento, especialmente en casos en los que el paciente se había movido o si había pestañeado durante la exploración.

Dada la importancia que tienen las condiciones de luz sobre el diámetro pupilar y posición del iris y la posible influencia de esto en los resultados, la OCT-SS se realizó en una habitación con unas condiciones de exploración mesópicas,

4.MATERIAL Y MÉTODOS

determinadas con un fotómetro (7 EV o 320 lux empleando el SEKONIC Flash mate K-308S® (SEKONIC, Tokyo, Japón). Así se estandarizaron estas condiciones para que fueran lo más uniforme posibles de cara a la valoración de las dimensiones del MC.

Identificación del CC y estructuras de vecindad mediante OCT.

El CC se identificó mediante OCT como una estructura hiporreflectiva con forma triangular consistente en: una superficie externa, que corresponde con la interfase con la esclera (hiperreflectiva) y el CC (hiporreflectivo); una superficie interna o interfase entre el epitelio pigmentario del CC y la cámara vítrea; y una base que corresponde al límite con la cámara anterior.

En la Figura 46 se muestra la amplia variedad de estructuras de la región del cuerpo ciliar que es posible detectar mediante OCT-SS. De esta forma, es posible identificar:

- córnea: presenta una hiperreflectiva media, siendo más hiporreflectivo el epitelio corneal que el estroma.
- limbo esclero-corneal: se observa la zona de transición entre la córnea y la esclera con un cambio de reflectividad de las mismas (pasa de hiporreflectivo a nivel corneal a hiperreflectivo a nivel escleral).
- Conjuntiva y esclera: la conjuntiva se aprecia como una fina banda hiperreflectiva en la superficie ocular. Por debajo se aprecia la esclera conformando la pared ocular con una hiperreflectividad marcada. Entre la esclera y el músculo ciliar se sitúa la lámina fusca.
- cámara anterior: se observa un espacio hiporreflectivo por su contenido en humor acuoso.

- malla trabecular: se observa como un tejido hiperreflectivo en el interior del surco escleral (hiporreflectivo).
- Espolón escleral: es hiperreflectivo como todo tejido escleral, y está localizado inmediatamente por detrás de la malla trabecular.
- Banda ciliar e inserción anterior del músculo ciliar: se localizan entre el espolón escleral y el receso angular.
- Iris: hiperreflectivo por el epitelio iridiano en su cara anterior y posterior, con una reflectividad moderada en el estroma.
- Músculo ciliar: se observa como una estructura hiporreflectiva de forma triangular, con la base hacia la cámara anterior y el vértice hacia la parte posterior del globo ocular. Es posible visualizar la estriación de las fibras musculares, aunque no es posible distinguir las 3 porciones principales del músculo con la diferente distribución de los haces musculares.
- Pars plicata: debido a la falta de penetración de esta técnica de imagen, no es posible visualizar los procesos ciliares con esta técnica de imagen.
- Pars plana y coroides: sí que es posible identificar la pars plana con su epitelio pigmentario y la coroides en su porción más anterior.

4.MATERIAL Y MÉTODOS

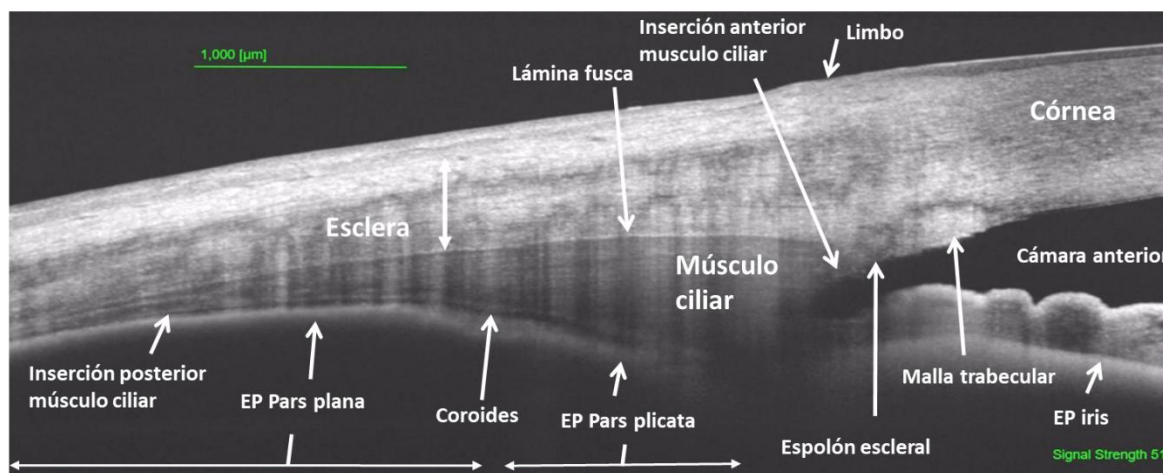


Figura 46: Imagen obtenida mediante tomografía de coherencia óptica en detalle de las diferentes estructuras que se pueden identificar en el cuerpo ciliar, región angular y pared del globo ocular. EP= epitelio pigmentario.

El ápex del CC se identificó con un ángulo cerrado y continuo con la coroides formado por la convergencia entre las superficies internas y externas del CC. Es por tanto el punto donde existe la mínima separación posterior entre ambas superficies. Así, el CC se define como la distancia desde el espolón escleral hasta el límite posterior del CC, o el llamado límite posterior visible.

Los principales parámetros estandarizados para cuantificar las dimensiones del CC son:

- la longitud (conocido como CBL= longitud del cuerpo ciliar o CML= longitud del músculo ciliar)
- el grosor (CBT= grosor del cuerpo ciliar o CMT= grosor del músculo ciliar) El grosor se mide habitualmente a 1, 2 y 3 mm desde el espolón escleral.^{109, 132-139} (Figuras 47 y 48).

- área del mismo (CBA= área del cuerpo ciliar o CMA= área del músculo ciliar).

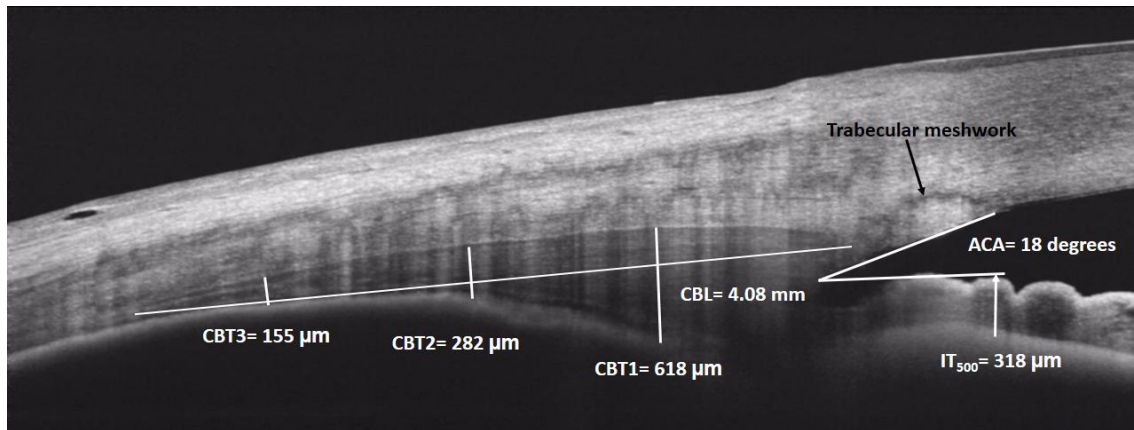


Figura 47: Imagen del cuerpo ciliar obtenida mediante tomografía de coherencia óptica Swept Source (OCT-SS) en con las medidas realizadas. CBL= longitud del cuerpo ciliar; CBT1= grosor del cuerpo ciliar a 1 mm del espolón escleral; CBT2= grosor del cuerpo ciliar a 2 mm del espolón escleral; CBT3= grosor del cuerpo ciliar a 3 mm del espolón escleral; ACA= ángulo de la cámara anterior; IT₅₀₀= grosor iridiano a 500 μm desde el espolón escleral.

En el presente trabajo se realizaron las medidas en los sectores temporal y nasal. El modo del software empleado fue la exploración de 6 mm para analizar el CBT y la de 16 mm para analizar el CBL y CBA.

En las imágenes de OCT se midieron además el ángulo de la cámara anterior (ACA) y el grosor del iris a 500 micras desde el espolón escleral (IT₅₀₀).

4.MATERIAL Y MÉTODOS

Cabe resaltar que los diferentes autores se refieren indistintamente a la medición del MC o del CC. En nuestra opinión con la BMU se puede medir el CC ya que incluyen teóricamente los procesos ciliares, pero como una estructura de límites poco definidos y que engloba los propios procesos ciliares, pero también los espacios entre los mismos y el MC. Con la OCT actualmente se mide, con las limitaciones citadas al no detectar los procesos ciliares, el MC y la parte del CC correspondiente al tejido conectivo-vascular de la pars plicata.

Estudio de la reproducibilidad de las medidas del CC mediante OCT

Para analizar la reproducibilidad de las medidas de la OCT-SS se realizó un estudio en 85 ojos de 85 sujetos de la muestra elegidos al azar.

En cada individuo se realizaron dos escáner el mismo día separados por un intervalo de 10 minutos. En 200 sujetos, ambos ojos fueron incluidos para analizar si existían diferencias o asimetrías interoculares así como su correlación con el ojo contralateral.

Para el estudio de reproducibilidad interobservador las medidas se realizaron de forma independiente por dos observadores en las imágenes de la primera exploración (HS y BK). Para determinar la reproducibilidad intraobservador, uno de los observadores (HS) volvió a realizar una segunda medida en la misma imagen una semana después.

La correlación entre las medidas de las exploraciones de 6 mm y 16 mm fueron evaluadas en un subgrupo de 20 sujetos.(Figura 48)

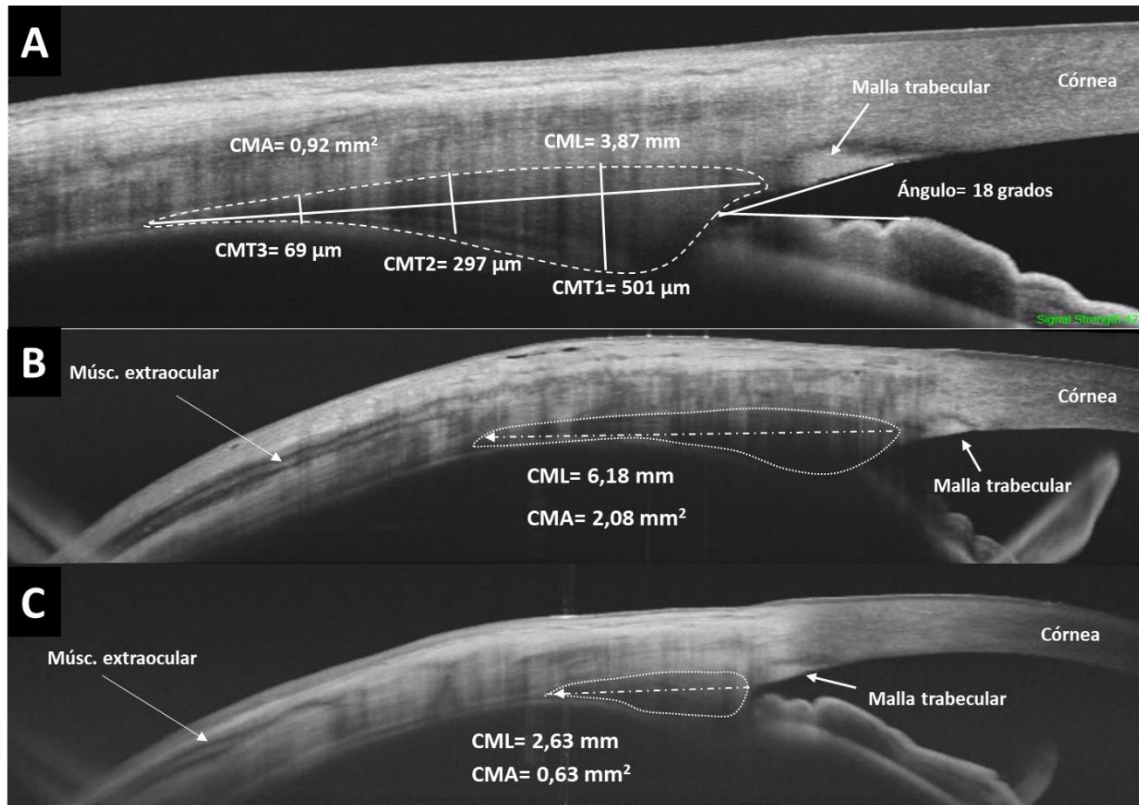


Figura 48: Visualización del cuerpo ciliar (CC) mediante tomografía de coherencia óptica de dominio Swept Source. A) Exploración con el modo de 6 mm de las dimensiones del CC (CML: longitud del músculo ciliar; CMT: grosor del músculo ciliar a 1, 2 y 3 mm desde el espolón escleral; CMA: Área del músculo ciliar). B) Exploración con el modo de 16 mm de un CC largo. C) Exploración con el modo de 16 mm de un CC corto.

4.MATERIAL Y MÉTODOS

4.2.2 METODOLOGÍA DEL PROTOCOLO DE ESTUDIO DE LA EVALUACIÓN DE LAS DIMENSIONES DEL MÚSCULO CILIAR EN PACIENTES CON GLAUCOMA PRIMARIO DE ÁNGULO ABIERTO Y EN SANOS.

❖ **Sujetos:**

La selección de la muestra se realizó de la siguiente forma:

Para el grupo de sujetos sanos:

- Criterios de inclusión: raza caucásica, edad mayor o igual a 18 años, presión intraocular <21 mm Hg y un ángulo abierto en la gonioscopia.
- Criterios de exclusión: anomalías del disco óptico o capa de fibras nerviosas de la retina (CFNR), cirugía ocular previa, cualquier patología ocular diagnosticada previamente o durante la exploración, e historia familiar de glaucoma.

Para el grupo de glaucoma:

- Criterios de inclusión: raza caucásica, ángulo abierto en la gonioscopia, defecto glaucomatoso en el campo visual y/o en la RFNL en la OCT, tratamiento tópicos con prostaglandinas, betabloqueantes o ambos.
- Criterios de exclusión: cirugía previa de glaucoma o catarata, o cualquier otra patología que pudiera alterar el campo visual.

❖ **Exploraciones adicionales en los pacientes con glaucoma primario de ángulo abierto (GPAA)**

A los pacientes con GPAA se les realizó un campo visual Humphrey Field Analyzer (HFA; Carl Zeiss Meditec, Inc. Dublin, CA, EEUU) empleando la

estrategia rápida estandar 24-2 Swedish Interactive Thresholding Algorithm.

Sólo se aceptaron los test que fueron fiables. En cada paciente el glaucoma fue clasificado de acuerdo al defecto medio (DM) del campo visual en:

- GPAA leve: $DM < -6$ dB
- GPAA moderado: $DM -6$ a -12 dB
- GPAA avanzado: > -12 dB

Además se empleó la OCT-SS para cuantificar el grosor de la capa de fibras nerviosas retiniana (CFNR) peripapilar en la exploración del nervio óptico en el modo "3D optic disc" con un campo exploratorio de 6 x 6 mm centrado en el nervio óptico.

El MC fue identificado según el protocolo empleado en el estudio general de la población sana, en el que se incluía el estudio de reproducibilidad y correlación como se ha detallado previamente.

Se obtuvieron las mismas medidas del MC realizadas en el protocolo general (CML, CMA, CMT1, CMT2 y CMT3).

Además se analizó la posible asociación entre las dimensiones del MC en sujetos con GPAA y parámetros como el defecto medio del campo visual, la CFNR peripapilar y la presión intraocular (PIO). Esto se realizó con el fin de valorar si los parámetros que indican un daño glaucomatoso y una mayor severidad del mismo, o si el principal factor de riesgo para este tipo de daño (PIO) se correlacionaban con las dimensiones del MC.

4.3. CREACIÓN DE LA BASE DE DATOS.

Para trabajar con los resultados obtenidos en las diferentes exploraciones se diseñó una base de datos a partir de una tabla de SPSS versión 18.0 (SPSS Inc.; Chicago, EEUU).

Para cada uno de los ojos a estudio se recogieron diversas variables, distribuidas en varios bloques:

- Primer bloque: Datos demográficos: Número de historia, edad y sexo.
- Segundo bloque: Características oftalmológicas generales: longitud axial, defecto refractivo esférico, PIO.
- Tercer bloque:
 - Medidas del cuerpo ciliar, sector temporal: CML, CMT1, CMT2, CMT3, CMA, ACA, IT₅₀₀.
 - Medidas del cuerpo ciliar, sector nasal: CML, CMT1, CMT2, CMT3, CMA, ACA, IT₅₀₀.
- Cuarto bloque: Pacientes con GPAA: DM en el campo visual, CFNR en los 4 cuadrantes (superior, inferior, temporal y nasal) y PIO. Además se anotó el tratamiento hipotensor ocular del paciente.
- Quinto bloque: Estudio de reproducibilidad intra e interobservador y correlación entre las medidas del OD y OI y entre las exploraciones de 6 mm y 16 mm.

4.4. ANÁLISIS ESTADÍSTICO.

Todos los cálculos estadísticos se realizaron empleando el software SPSS® (Statistical Package for Social Sciences, v18.0; SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

Los datos cuantitativos se resumieron en su media y desviación estándar. Los datos cualitativos se resumieron en la distribución de frecuencias.

Se empleó el test Kolmogorov-Smirnov para comprobar que las variables cuantitativas cumplían la distribución de normalidad. Las correlaciones entre las dimensiones del MC (CML, CMT y CMA) con el resto de parámetros estudiados fueron evaluadas mediante el coeficiente de correlación de Pearson, salvo en los casos en los que no existía una distribución normal en los que se empleó la Rho de Spearman.

Se analizó además la correlación entre los cuadrantes nasales y temporales, entre los ojos derechos e izquierdos, así como la correlación entre las medidas en las exploraciones de 6 mm y 16 mm (en un subgrupo de pacientes)

Además, se realizó un análisis de regresión multivariable tipo stepwise calculándose el R^2 para identificar cuáles eran los factores que se asociaban o que determinaban un mayor o menor tamaño del músculo ciliar.

La reproducibilidad de las medidas se valoró calculando el coeficiente de correlación intraclase (CCI) con el modo efectos mixtos, two-way, acuerdo absoluto y medidas individuales tanto para el acuerdo intra como inter-observador.

Para analizar si existían diferencias en las dimensiones del MC entre sujetos sanos y sujetos con GPAA, se realizó un cálculo del tamaño muestral

4.MATERIAL Y MÉTODOS

previamente para 2 muestras independientes. De esta forma se determinó que hacían falta al menos 86 sujetos por grupo para el estudio del CML, y entre 61 a 87 sujetos para los diferentes CMT (CMT1, CMT2, CTM3) para detectar una diferencia de un 10% con una alpha de 0,1 y una potencia estadística de 0,8.

Las diferencias entre las medidas del MC entre pacientes con GPAA y sujetos sanos se analizaron empleando la T student. Las diferencias entre los 3 grupos de tratamiento hipotensor ocular de los pacientes (Prostaglandinas, beta bloqueantes o una combinación de ambos) fueron evaluadas mediante el análisis de la varianza (ANOVA).

Se estableció la significación estadística cuando la $p < 0,05$.

5.RESULTADOS

5.RESULTADOS

5.1. CARACTERÍSTICAS DE LA POBLACIÓN

ESTUDIADA.

En la presente tesis doctoral se estudiaron diferentes poblaciones.

En primer lugar en la tabla 3 se muestran las principales características de la población de sujetos sanos estudiada, consistente en 495 ojos de 495 individuos (Figuras 49 y 50). Por lo general eran pacientes que acudían a una exploración rutinaria anual como revisión o para valorar su graduación. El 66% de los sujetos incluidos fueron mujeres.

La población de los pacientes con glaucoma se mostrará en el apartado correspondiente (apartado 4.5 de resultados).

Tabla 3: Características de la población estudiada.

Parámetro	Media \pm Desviación estándar	Rango
Edad (años)	41,4 \pm 17,5	5 – 83
Defecto refractivo (dioptrías)	-0,75 \pm 3,3	-6 – +6
ACA (grados)	36,9 \pm 13,1	7 – 76,4
IT ₅₀₀ (μ m)	318 \pm 49	158 – 562
PIO (mmHg)	15,8 \pm 3,6	8 – 21

ACA= ángulo de la cámara anterior; IT₅₀₀= grosor iridiano a 500 μ m desde el espón escleral; PIO= presión intraocular.

5.RESULTADOS

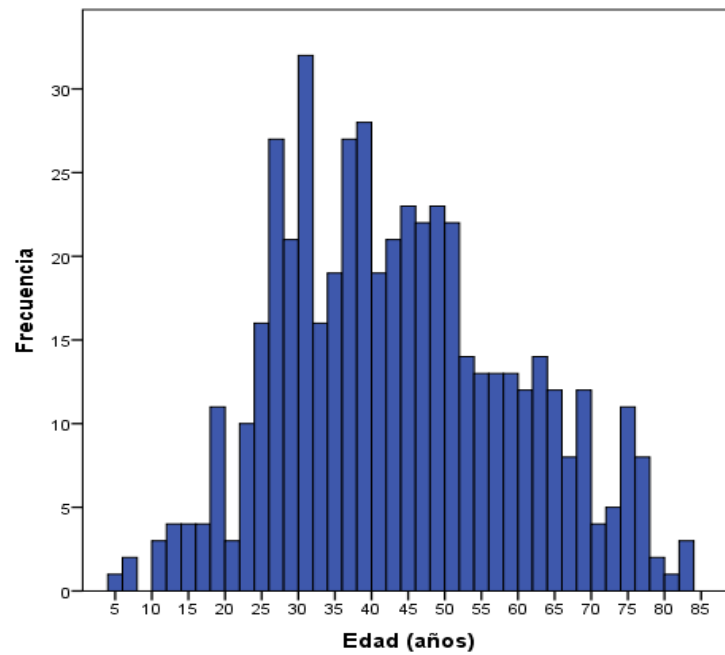


Figura 49: Se muestra la distribución de edad de la población estudiada.

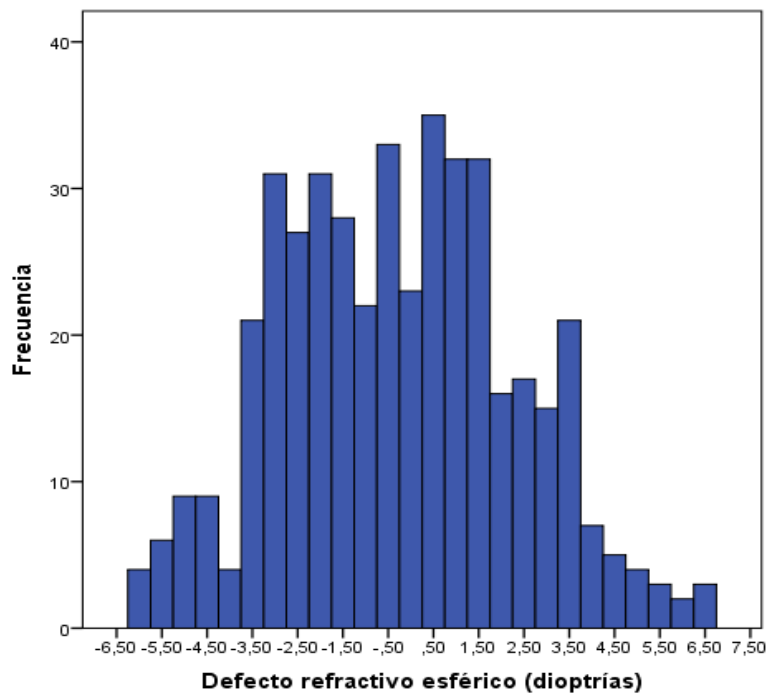


Figura 50: Se muestra la distribución del defecto refractivo esférico de la población estudiada.

5.2. ESTUDIO DE REPRODUCIBILIDAD.

La reproducibilidad se evaluó en 85 sujetos sanos escogidos de forma aleatoria de la muestra de la población general.

En la tabla 4 y 5 se muestran los resultados de la reproducibilidad de las medidas del MC tanto intra como interobservador. Se puede apreciar como existió una excelente reproducibilidad ($ICC \geq 0,878$) tanto para las medidas intraobservador como interobservador, siendo mejor para el CML y para el CMA que para las medidas del grosor o CMT. Entre las medidas del CMT, se observó una peor reproducibilidad en el CMT1 que en el CMT2 o CMT3.

El CV fue $\leq 7,0\%$ para todos los parámetros, excepto para el CMT3 en el que fue superior (9,4%).

Los límites de repetibilidad fueron 375,4 y 503,7 μm para las medidas intra e interobservador respectivamente, con un rango desde 37,8 a 66,1 μm y desde 54,0 a 77,6 μm en el CMT para intra e interobservador respectivamente.

5.RESULTADOS

Tabla 4: Se muestra la reproducibilidad de las medidas intraobservador del músculo ciliar (MC) realizadas mediante OCT Swept Source en 85 sujetos.

Intra-observador		Media \pm DS	CV	CCI (IC 95%)	Límites de reproducibilidad (μ m)
CML (mm)	Sesión 1	4,27 \pm 0,81	2,7%	0,971 (0,956 – 0,981)	135,4 (375,4)
	Sesión 2	4,28 \pm 0,78			
CMT1 (μ m)	Sesión 1	536 \pm 107	3,3%	0,945 (0,917 – 0,964)	23,8 (66,1)
	Sesión 2	535 \pm 96			
CMT2 (μ m)	Sesión 1	320 \pm 108	4,5%	0,952 (0,928 – 0,969)	23,5 (65,0)
	Sesión 2	318 \pm 107			
CMT3 (μ m)	Sesión 1	166 \pm 88	6,7%	0,977 (0,965 – 0,985)	13,6 (37,8)
	Sesión 2	170 \pm 92			
CMA (mm ²)	Sesión 1	1,21 \pm 0,34	6,1%	0,962 (0,942 – 0,975)	0,064 (0,018)
	Sesión 2	1,22 \pm 0,32			

CML= longitud del músculo ciliar; CMT1= grosor del músculo ciliar a 1 mm del espolón escleral; CMT2= grosor del músculo ciliar a 2 mm del espolón escleral; CMT3= grosor del músculo ciliar a 3 mm del espolón escleral; CMA= área del músculo ciliar; ICC= coeficiente de correlación intraclase; 95% CI= 95% intervalo de confianza; SD= Desviación Estándar.

Tabla 5: Se muestra la reproducibilidad de las medidas interobservador del músculo ciliar (MC) realizadas mediante OCT Swept Source en 85 sujetos.

Inter-observador		Media \pm DS	CV	CCI (IC 95%)	Límites de reproducibilidad (μ m)
CML (mm)	Sesión 1	4,27 \pm 0,81	3,7%	0,948 (0,868 – 0,974)	181,7 (503,7)
	Sesión 2	4,13 \pm 0,80			
CMT1 (μ m)	Sesión 1	536 \pm 107	4,5%	0,908 (0,863 – 0,939)	28,0 (77,6)
	Sesión 2	542 \pm 103			
CMT2 (μ m)	Sesión 1	320 \pm 108	5,8%	0,940 (0,909 – 0,960)	24,0 (66,5)
	Sesión 2	326 \pm 107			
CMT3 (μ m)	Sesión 1	166 \pm 88	9,4%	0,933 (0,858 – 0,964)	19,5 (54,0)
	Sesión 2	182 \pm 92			
CMA (mm ²)	Sesión 1	1,21 \pm 0,34	7,0%	0,878 (0,785 – 0,928)	0,104 (0,288)
	Sesión 2	1,28 \pm 0,34			

CML= longitud del músculo ciliar; CMT1= grosor del músculo ciliar a 1 mm del espón escleral; CMT2= grosor del músculo ciliar a 2 mm del espón escleral; CMT3= grosor del músculo ciliar a 3 mm del espón escleral; CMA= área del músculo ciliar; ICC= coeficiente de correlación intraclase; 95% CI= 95% intervalo de confianza; SD= Desviación Estándar.

5.3. BASE NORMATIVA DE LAS DIMENSIONES DEL MÚSCULO CILIAR.

Las dimensiones del CC pudieron ser evaluadas en el 95,2% de los casos de un total de 520 ojos incluidos inicialmente. Veinticinco ojos fueron excluidos debido a una mala calidad de imagen que no permitía definir con claridad los límites del CC.

Por tanto, la muestra final incluida en el estudio fue de 495 ojos de 495 sujetos.

Las dimensiones del MC cumplían la distribución de normalidad, así como la edad, pero no el defecto refractivo (Figura 51).

Las características de la población estudiada se muestran en el apartado 4.1.

El CML medio fue de $4,57 \pm 0,73$ mm (rango 2,16 a 6,97) y de $4,45 \pm 0,63$ mm (2,42 a 6,37) en los sectores temporal y nasal respectivamente, sin existir diferencias entre estos cuadrantes ($p= 0,223$).

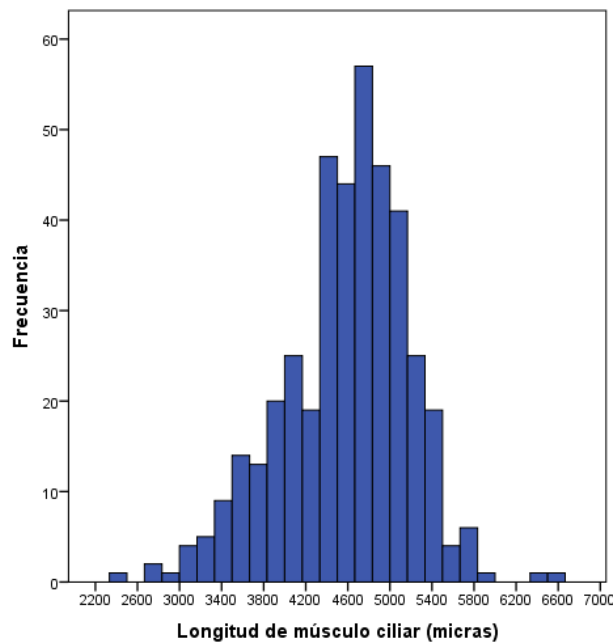


Figura 51: Se muestra la frecuencia de distribución de la longitud del músculo ciliar.

El grosor medio del MC fue: CMT1= $563 \pm 167 \mu\text{m}$ (rango 299 - 891), CMT2= $366 \pm 100 \mu\text{m}$ (rango 89 - 629) y CMT3= $210 \pm 75 \mu\text{m}$ (36 - 655) en el cuadrante temporal, y CMT1= 538 ± 89 (289 - 997), CMT2= 333 ± 93 (44 - 909) y CMT3= 180 ± 76 (34 - 486) en el cuadrante nasal, siendo más grueso el MC a nivel temporal de forma significativa ($p < 0,001$) (Figura 51).

Las dimensiones del CMA fueron $1,36 \pm 0,32 \text{ mm}^2$ (rango 2,04 - 5,45) y $1,27 \pm 0,30 \text{ mm}^2$ (rango 1,91 - 5,22) para los sectores temporal y nasal respectivamente.

Se observó una buena correlación entre las medidas nasales y temporales para el CML ($R= 0,773$; $p < 0,001$), CMT1 ($R= 0,745$), CMT2 ($R= 0,851$) y CMT3 ($R= 0,817$) (todas $p < 0,001$), y para el CMA ($R= 0,863$; $p < 0,001$).

5.RESULTADOS

En un subgrupo de 200 sujetos en los que las medidas de las dimensiones del MC fueron realizadas en ambos ojos, se observó una buena correlación entre los ojos derechos e izquierdos para el CML ($R= 0,773$; $p<0,001$) CMT ($R\geq 0,745$; $p<0,001$), y el CMA ($R= 0,872$; $p<0,001$) (ver Tabla 6 y 7).

Tabla 6: Se muestran las dimensiones del músculo ciliar (MC) en la población estudiada y la correlación entre los cuadrantes temporal y nasal.

Variable Media \pm DS (rango)	Cuadrante Temporal	Cuadrante Nasal	Correlación
CML (mm)	4,57 \pm 0,73 (2,16 – 6,97)	4,45 \pm 0,63 (2,42 – 6,37)	R= 0,773 ($p<0,001$)
CMT1 (μ m)	563 \pm 167 (299 – 891)	538 \pm 89 (289 – 997)	R= 0,745 ($p<0,001$)
CMT2 (μ m)	366 \pm 100 (89 – 629)	333 \pm 93 (44 – 909)	R= 0,851 ($p<0,001$)
CMT3 (μ m)	210 \pm 75 (36 – 655)	180 \pm 76 (34 – 486)	R= 0,817 ($p<0,001$)
CMA (mm ²)	1,36 \pm 0,31 (2,04 – 5,45)	1,27 \pm 0,28 (1,91 – 5,22)	R= 0,863 ($p<0,001$)

MC= músculo ciliar; CML= longitud del músculo ciliar; CMT1= grosor del músculo ciliar a 1 mm del espolón escleral; CMT2= grosor del músculo ciliar a 2 mm del espolón escleral; CMT3= grosor del músculo ciliar a 3 mm del espolón escleral; CMA= área del músculo ciliar.

Tabla 7: Se muestran las dimensiones del músculo ciliar (MC) en la población estudiada y la correlación entre los ojos contralaterales.

Subgrupo de 200 ojos	Ojo derecho	Ojo izquierdo	Correlación
CML (mm)	4,63 ±0,85 (2,67 – 6,96)	4,56 ±0,72 (2,40 – 6,63)	R= 0,751 (p<0,001)
CMT1 (µm)	567 ±113 (167 – 891)	549 ±92 (336 – 753)	R= 0,694 (p<0,001)
CMT2 (µm)	361 ±108,5 (69 – 602)	351 ±97 (102 – 567)	R= 0,818 (p<0,001)
CMT3 (µm)	205 ±91 (36 – 655)	192 ±75 (24 – 378)	R= 0,786 (p<0,001)
CMA (mm ²)	1,34 ±0,33 (2,02 – 5,39)	1,28 ± 0,31 (1,96 – 5,28)	R= 0,872 (p<0,001)

MC= músculo ciliar; CML= longitud del músculo ciliar; CMT1= grosor del músculo ciliar a 1 mm del espolón escleral; CMT2= grosor del músculo ciliar a 2 mm del espolón escleral; CMT3= grosor del músculo ciliar a 3 mm del espolón escleral; CMA= área del músculo ciliar.

5.4. ESTUDIO DE CORRELACIÓN DE LAS DIMENSIONES DEL MÚSCULO CILIAR CON OTROS PARÁMETROS.

En el presente trabajo se evaluaron las posibles correlaciones de las dimensiones del MC y otros parámetros estudiados.(Tabla 8)

- **Género:** En primer lugar, cabe destacar que no existieron diferencias entre las dimensiones del MC entre hombres y mujeres en el modelo multivariable realizado (incluyendo el género, la edad y el defecto refractivo) ($p \geq 0,150$).
- **Edad:** Existió además una correlación negativa entre las dimensiones del MC (CML, CMT y CMA) y la edad, siendo la correlación más fuerte con el CML ($R = -0,516$; $p < 0,001$) (Figura 52).
- **Defecto refractivo:** Se observaron correlaciones negativas entre el defecto refractivo y el CML ($R = -0,519$; $p < 0,001$), así como con el CMT ($R \geq -0,386$; $p < 0,001$) y con el CMA ($R = -0,538$; $p < 0,001$) (ver Tabla 3 y Figura 53).
- **Otros parámetros:** Además, las dimensiones del MC se correlacionaron con el ACA (CBL $R = 0,499$; CBT $R = 0,434$; CBA $R = 0,545$; todas $p < 0,001$) (Figura 54), y ligeramente con la PIO ($R = -0,175$; $p < 0,001$), no observándose ninguna correlación con el IT_{500} ($p > 0,088$).

Tabla 8: Correlaciones entre las dimensiones del músculo ciliar y el resto de parámetros estudiados.

Cuadrante Temporal					
Variable	CML	CMT1	CMT2	CMT3	CMA
Edad	R= -0,516 (p<0,001)	R= -0,197 (p<0,001)	R= -0,438 (p<0,001)	R= -0,485 (p<0,001)	R= -0,404 (p<0,001)
Defecto refractivo	R= -0,519 (p<0,001)	R= -0,386 (p<0,001)	R= -0,554 (p<0,001)	R= -0,551 (p<0,001)	R= -0,538 (p<0,001)
ACA	R= 0,499 (p<0,001)	R= 0,434 (p<0,001)	R= 0,569 (p<0,001)	R= 0,581 (p<0,001)	R= 0,545 (p<0,001)
IT ₅₀₀	R= 0,078 (p=0,088)	R= 0,071 (p=0,115)	R= 0,021 (p=0,126)	R= 0,040 (p=0,376)	R= 0,022 (p=0,787)
PIO	R= -0,175 (p<0,001)	R= -0,148 (p=0,002)	R= -0,184 (p<0,001)	R= -0,160 (p<0,001)	R= -0,158 (p<0,001)
Cuadrante nasal					
Variable	CML	CMT1	CMT2	CMT3	CMA
Edad	R= -0,458 (p<0,001)	R= -0,301 (p<0,001)	R= -0,352 (p<0,001)	R= -0,312 (p<0,001)	R= -0,410 (p=0,015)
Defecto refractivo	R= -0,499 (p<0,001)	R= -0,360 (p<0,001)	R= -0,487 (p<0,001)	R= -0,480 (p<0,001)	R= -0,556 (p=0,037)
ACA	R= 0,475 (p<0,001)	R= 0,444 (p<0,001)	R= 0,514 (p<0,001)	R= 0,422 (p<0,001)	R= 0,571 (p<0,001)
IT ₅₀₀	R= 0,043 (p=0,351)	R= 0,067 (p=0,142)	R= 0,038 (p=0,403)	R= 0,044 (p=0,602)	R= 0,020 (p=0,813)
PIO	R= -0,234 (p<0,001)	R= -0,117 (p=0,014)	R= -0,137 (p=0,004)	R= -0,163 (p<0,001)	R= -0,175 (p<0,001)

5.RESULTADOS

MC= músculo ciliar; CML= longitud del músculo ciliar; CMT1= grosor del músculo ciliar a 1 mm del espolón escleral; CMT2= grosor del músculo ciliar a 2 mm del espolón escleral; CMT3= grosor del músculo ciliar a 3 mm del espolón escleral; CMA= área del músculo ciliar; ACA= ángulo de la cámara anterior; IT₅₀₀= grosor iridiano a 500 µm desde el espolón escleral; IOP= presión intraocular.

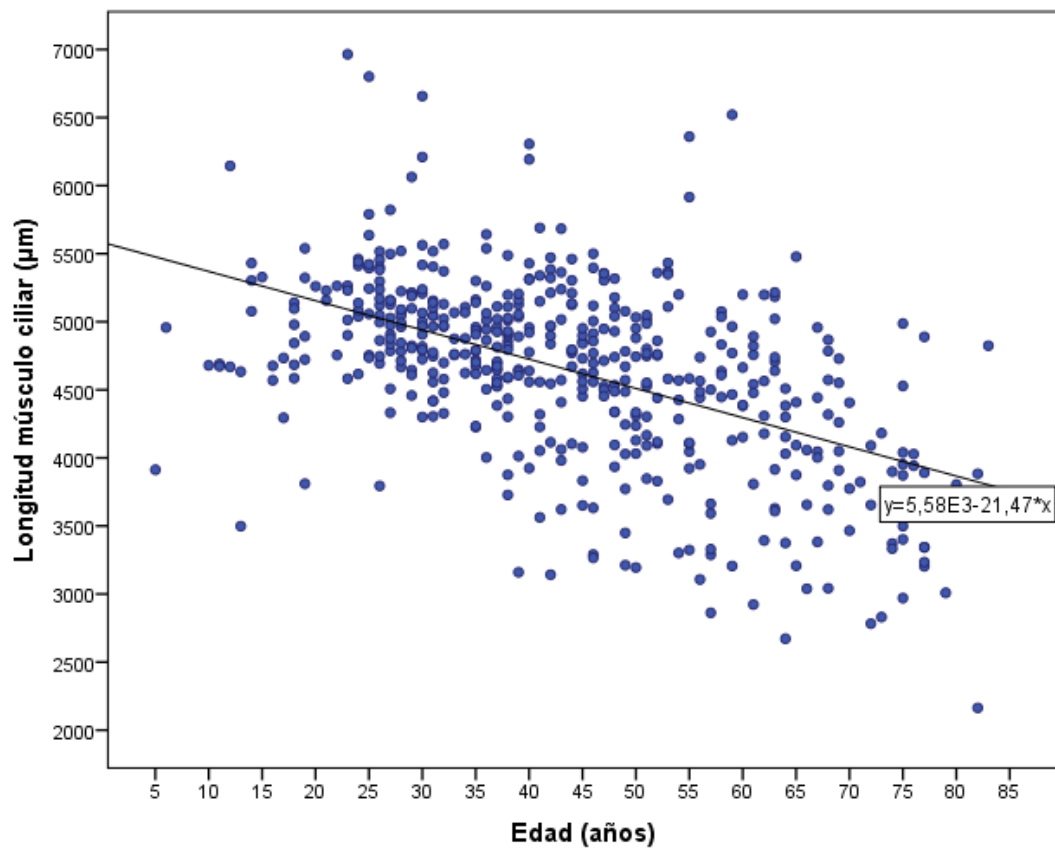


Figura 52: Correlación entre la longitud del músculo ciliar y la edad.

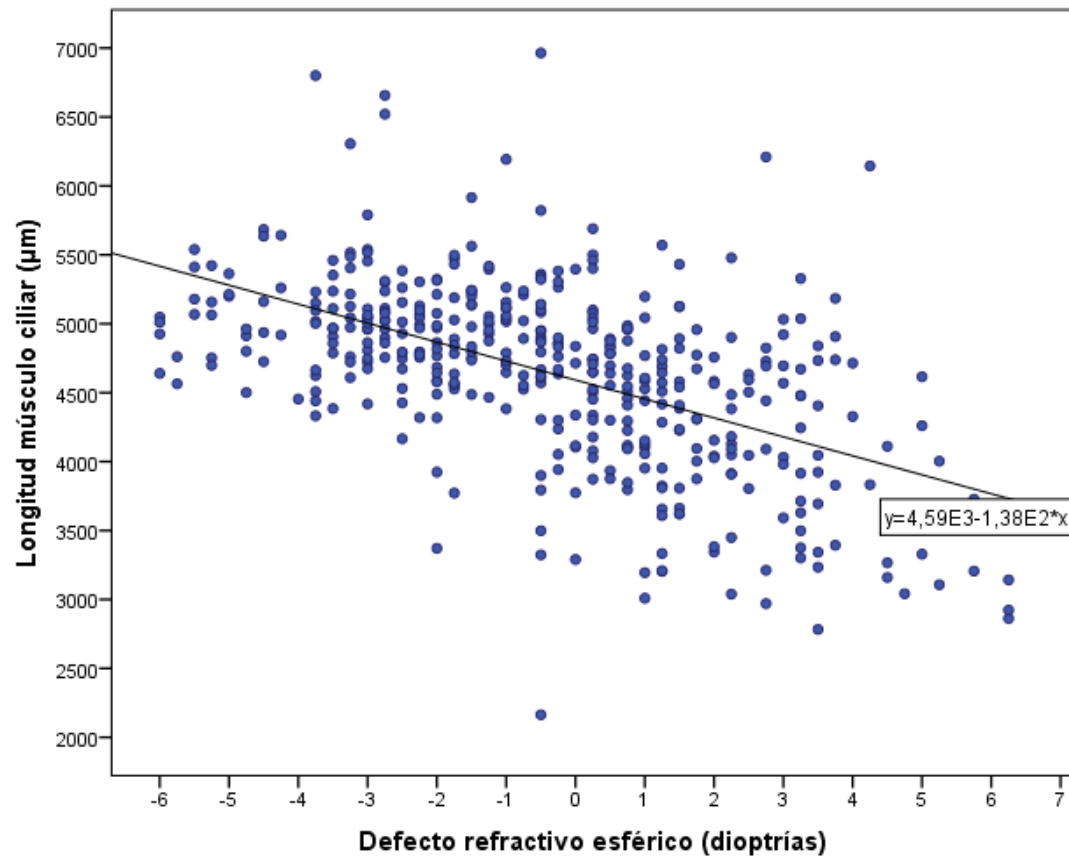


Figura 53: Correlación entre la longitud del músculo ciliar y el defecto refractivo.

5.RESULTADOS

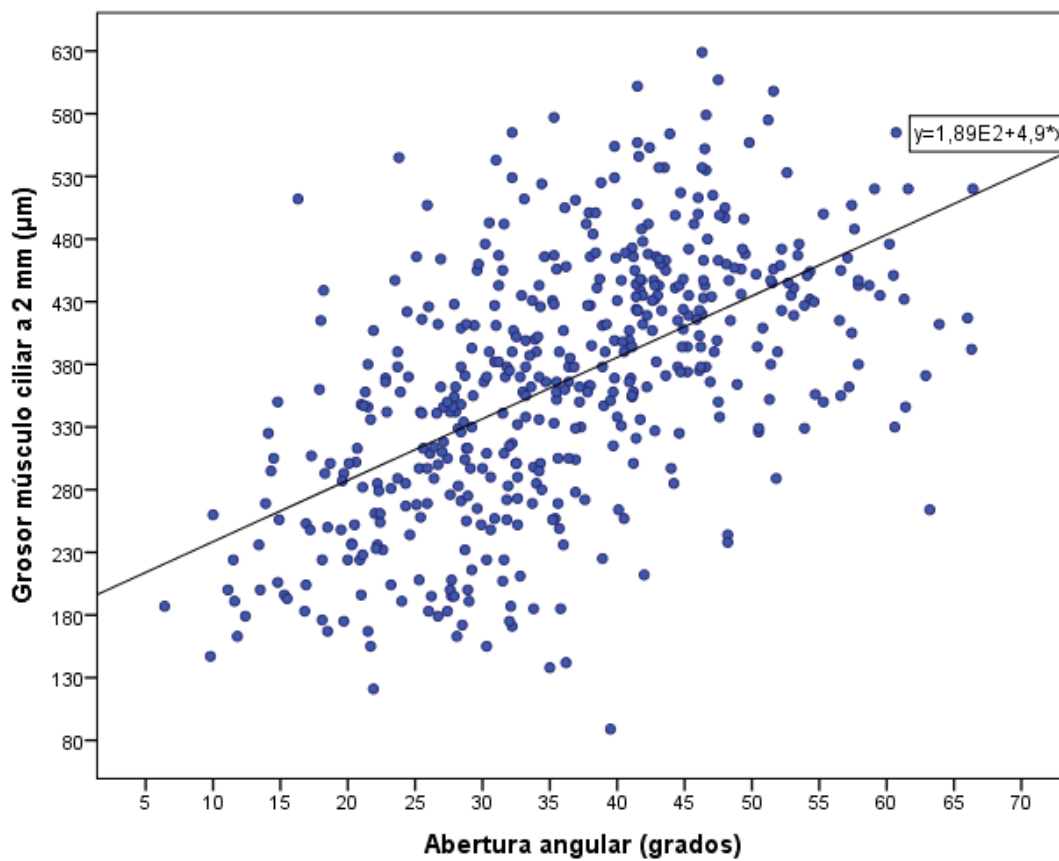


Figura 54: Correlación entre el grosor del músculo ciliar (CMT2) y la abertura angular.

5.5. RESULTADOS DEL ESTUDIO COMPARATIVO DE LAS DIMENSIONES DEL MÚSCULO CILIAR ENTRE PACIENTES CON GLAUCOMA PRIMARIO DE ÁNGULO ABIERTO Y SUJETOS SANOS.

Se incluyeron inicialmente 192 ojos de 192 pacientes de los cuales 11 fueron excluidos por insuficiente calidad de imagen que no permitía la identificación del límite posterior del MC. Por lo tanto, la muestra final incluyó 181 sujetos de los cuales 92 eran sanos y 89 ojos correspondían a pacientes con glaucoma primario de ángulo abierto (GPAA).(Tabla 9)

Los datos de las dimensiones del MC y del resto de parámetros evaluados en los pacientes con GPAA (DM en el CV, PIO y CFNR) se ajustaron a una distribución normal.

La edad media fue de $66,6 \pm 5,3$ y $67,1 \pm 4,2$ años para los pacientes con GPAA y sanos respectivamente ($p= 0,48$), con un porcentaje de mujeres similar entre ambos grupos (55,9% y 57,8% respectivamente) y sin existir diferencias en la LA ($p= 0,14$).

5.RESULTADOS

Tabla 9: Características demográficas de la población estudiada.

	Sanos Media \pm DS (rango)	GPAA Media \pm DS (rango)	P
Tamaño muestral	92	89	N/A
Edad (años)	66,6 \pm 5,3 (61 - 82)	67,1 \pm 4,2 (60 - 83)	0,48
Género (femenino)	55,9%	57,8%	0,23
Longitud axial (mm)	23,8 \pm 2,0 (21 - 28)	23,4 \pm 1,6 (22 - 29)	0,14
Refracción (D)	1,17 \pm 2,2 (-8,00 – +5,00)	1,30 \pm 2,17 (-7,00 – +6,00)	0,69

GPAA= glaucoma primario de ángulo abierto; mm= milímetros; D= dioptrías.

N/A= no aplicable

En el grupo de GPAA, el defecto medio en el campo visual fue de $-8,5 \pm 7,2$ dB (rango $-2,3$ a $-30,0$). De acuerdo con este parámetro, el 44,6% de los pacientes tenían glaucoma leve, el 25,0% moderado y el 30,4% glaucoma avanzado. En estos pacientes, la CFNR peripapilar media fue de 77 ± 18 μ m (rango 42 a 95) con una PIO media de $16,1 \pm 4,2$ mmHg (rango 14 a 22).

En el grupo de sanos y de GPAA el CML en el sector temporal fue similar siendo de $4,325 \pm 0,340$ mm (rango 2,831 – 5,215 mm) y $4,195 \pm 0,843$ mm (rango 2,000 – 5,874 mm) respectivamente ($p= 0,17$) (Figura 55). En el cuadrante nasal los CML fueron $4,143 \pm 0,500$ mm (rango 2,690 – 5,301 mm) y

3,966 ±0,797 mm (rango 1,927 – 5,979 mm) para ambos grupos, sin existir diferencias entre los mismos (p= 0,07).

Sin embargo, cabe destacar que las desviaciones estándar de las medidas fueron claramente más amplias en los pacientes con GPAA que en los controles sanos. Esto se debería estudiar en mayor detalle en futuros estudios para analizar las posibles implicaciones que pudiera tener.

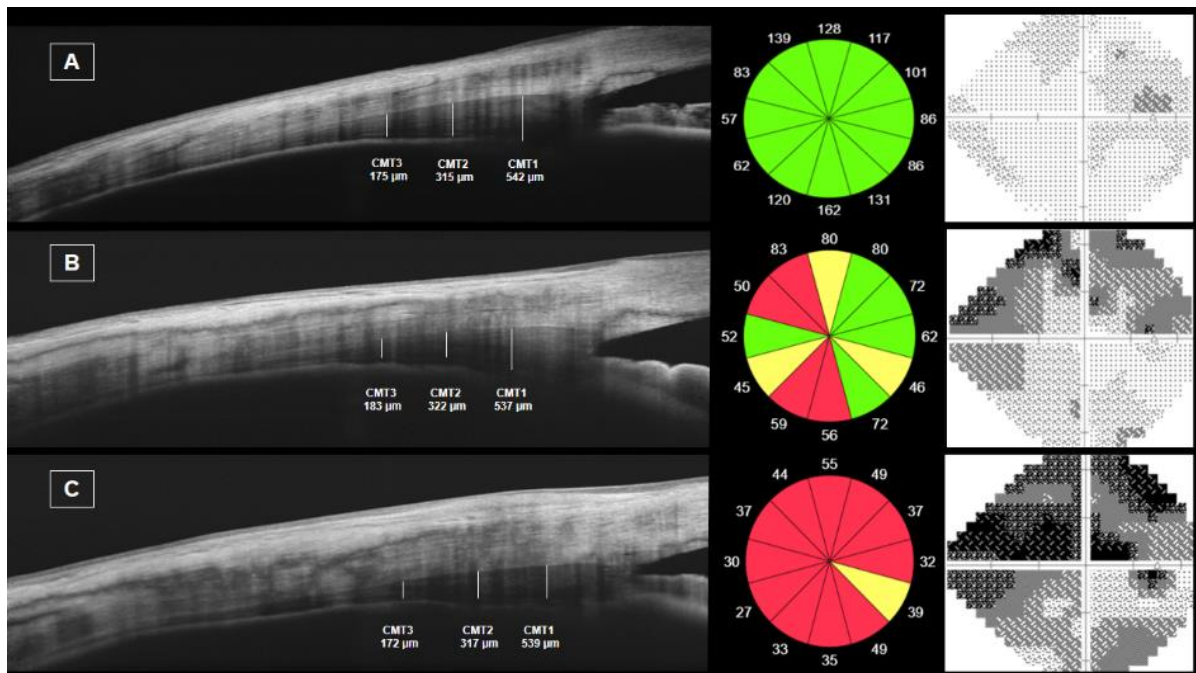


Figura 55: Medidas del músculo ciliar obtenidas mediante OCT Swept Source en un paciente sano (A), en un paciente con glaucoma primario de ángulo abierto moderado (B) y severo (C).CMT1= grosor del músculo ciliar a 1 mm del espolón escleral; CMT2= grosor del músculo ciliar a 2 mm del espolón escleral; CMT3= grosor del músculo ciliar a 3 mm del espolón escleral.

5.RESULTADOS

No existieron diferencias entre ambos grupos en el CMT medio ($p \geq 0,25$; tabla 10) ni en el CMA ($p = 0,45$; tabla 10): CMT1 fue $546 \pm 56 \mu\text{m}$ (rango 331- 747) y 534 ± 108 (rango 307 – 802), y los valores de CMA fueron $1,12 \pm 0,29 \text{ mm}^2$ (rango 0,5 – 1,7) y $1,15 \pm 0,24 \text{ mm}^2$ (rango 0,6 – 1,7) para el grupo de sanos y de GPAA respectivamente.

En el grupo de GPAA, 36%, 33% y 31% de los pacientes se encontraban en tratamiento con PG, BB y una combinación de los mismos respectivamente, no existiendo diferencias entre ambos grupos ($p = 0,31$).

En el grupo GPAA, no se observaron correlaciones entre las medidas del MC y el grosor de la CFNR ($p = 0,15$), el defecto medio del CV ($p = 0,14$) o la PIO ($p = 0,19$) (Tabla 11). Tampoco existieron diferencias en las dimensiones del MC comparando el defecto medio del CV entre leves versus moderados ($P \geq 0,27$) o leves versus avanzados ($P \geq 0,423$)

Tabla 10: Medida de las dimensiones del músculo ciliar en los sectores temporal y nasal en sujetos sanos y en glaucoma primario de ángulo abierto (GPAA).

Variable	Cuadrante temporal <i>Media ± DS (rango)</i>			Cuadrante nasal <i>Media ± DS (rango)</i>		
	Sanos	GPAA	P	Sanos	GPAA	P
CML (mm)	4,325 ±0,340 (2,831- 5,215)	4,195 ±0,843 (2,000- 5,874)	0,17	4,143 ±0,500 (2,690- 5,301)	3,966 ±0,797 (1,927- 5,979)	0,07
CMT1 (µm)	546 ±56 (331-747)	534 ±108 (307-802)	0,34	517 ±33 (343-700)	510 ±91 (281-814)	0,49
CMT2 (µm)	326 ±44 (133-512)	332 ±99 (125-525)	0,59	301 ±27 (144-477)	296 ±25 (121-543)	0,19
CMT3 (µm)	174 ±16 (82-323)	183 ±74 (85-359)	0,25	155 ±09 (102-295)	161 ±28 (89-365)	0,05
CMA (mm ²)	1,12 ±0,29 (0,5-1,7)	1,15 ±0,24 (0,6-1,7)	0,45	1,05 ±0,25 (0,6-1,7)	1,08 ±0,28 (0,5-1,5)	0,48

GPAA= glaucoma primario de ángulo abierto; CML= longitud del músculo ciliar; CMT1= grosor del músculo ciliar a 1 mm del espolón escleral; CMT2= grosor del músculo ciliar a 2 mm del espolón escleral; CMT3= grosor del músculo ciliar a 3 mm del espolón escleral; CMA= área del músculo ciliar.

5.RESULTADOS

Tabla 11: Correlaciones entre las dimensiones del músculo ciliar y el resto de variables estudiadas en pacientes con glaucoma primario de ángulo abierto (GPAA).

Cuadrante temporal					
	CML	CMT1	CMT2	CMT3	CMA
CFNR	R=0,098 (p=0,60)	R=-0,186 (p=0,30)	R=-0,143 (p=0,43)	R=-0,128 (p=0,51)	R=0,002 (p=0,99)
Defecto medio CV	R=0,157 (p=0,25)	R=0,048 (p=0,72)	R=0,114 (p=0,40)	R=0,077 (p=0,58)	R=0,161 (p=0,23)
PIO	R=-0,023 (p=0,87)	R=-0,009 (p=0,94)	R=0,035 (p=0,79)	R=0,184 (p=0,19)	R=0,078 (p=0,56)
Cuadrante nasal					
	CML	CMT1	CMT2	CMT3	CMA
CFNR	R=0,261 (p=0,15)	R=-0,107 (p=0,56)	R=0,109 (p=0,56)	R=0,066 (p=0,74)	R=0,077 (p=0,68)
Defecto medio CV	R=0,302 (p=0,26)	R=0,202 (p=0,14)	R=0,273 (p=0,46)	R=0,098 (p=0,50)	R=0,143 (p=0,30)
PIO	R=0,033 (p=0,81)	R=-0,013 (p=0,92)	R=0,068 (p=0,62)	R=0,087 (p=0,55)	R=0,088 (p=0,52)

CM= músculo ciliar; CML= longitud del músculo ciliar; CMT1= grosor del músculo ciliar a 1 mm del espolón escleral; CMT2= grosor del músculo ciliar a 2 mm del espolón escleral; CMT3= grosor del músculo ciliar a 3 mm del espolón escleral; CMA= área del músculo ciliar; RNFL= grosor de la capa de fibras

nerviosas de la retina; VF MD= defecto del campo visual-mediana; IOP= presión intraocular.

En los pacientes con GPAA el 36%, 33% y 31% de los mismos estaban en tratamiento hipotensor ocular con prostaglandinas (PG), beta bloqueantes (BB) y una combinación de los mismos respectivamente. No existieron diferencias entre las dimensiones de CML y CMT entre los diferentes grupos de tratamiento (grupo de PG $3996 \pm 275 \mu\text{m}$ y $495 \pm 105 \mu\text{m}$; grupo de BB $4177 \pm 295 \mu\text{m}$ y $524 \pm 55 \mu\text{m}$, y en grupo de la combinación PG-BB fue $4148 \pm 226 \mu\text{m}$ y $517 \pm 95 \mu\text{m}$; $p > 0,31$ y $p > 0,25$ respectivamente).

5.RESULTADOS

6.DISCUSIÓN

6.DISCUSIÓN

6.1. DISCUSIÓN RESPECTO AL ESTUDIO DE REPRODUCIBILIDAD Y BASE NORMATIVA DE LAS DIMENSIONES DEL MÚSCULO CILIAR MEDIANTE OCT-SS EN UNA POBLACIÓN SANA.

El CC es una estructura ocular clave con un papel importante en los primates en el control tanto de la acomodación como en la regulación del flujo del humor acuoso.³ En el presente estudio, se empleó un instrumento OCT-SS para medir las dimensiones del CC con excelente reproducibilidad, siendo ≥ 0.878 tanto para las medidas intra como interobservador, siendo mejores para la longitud y el área que para el grosor del MC.¹³³ Entre las medidas del grosor del MC o CMT, se observó una peor reproducibilidad en el CMT1 que en el CMT2 o CMT3. Esto fue probablemente debido a que en la zona de mayor grosor del MC, la penetración de la OCT es peor y, por ello, es más difícil medir el límite del mismo, siendo el motivo de una ligera peor reproducibilidad en la medida de este parámetro.

Otros autores como Wang y cols. también observaron una alta reproducibilidad de las medidas del grosor del MC empleando en su caso una BMU (ICC $> 0,93$).⁵⁹ En los últimos años, de forma interesante, se han empezado a emplear diferentes software de análisis semiautomático para cuantificar el tamaño del MC de una forma eficiente y realizándolo de forma enmascarada en grandes conjuntos de datos obtenidos mediante OCT Visante, obteniéndose una alta reproducibilidad de las medidas (ICC= 0,85).¹⁰⁸

Hasta ahora, pocos estudios han evaluado en vivo la longitud del CC. Mediante OCT-SS Fernández-Vigo y cols. describieron en una población de sujetos sanos

una longitud media del MC de $4,6 \pm 0,7$ mm y $4,5 \pm 0,6$ mm en los sectores temporales y nasales respectivamente.¹³³ Cabe resaltar que se observó un gran rango de medidas en sujetos sanos, desde 2,2 a 7 mm, lo que podría tener implicaciones en los diferentes abordajes quirúrgicos o de las inyecciones intravítreas por ejemplo a ese nivel. Del mismo modo, pero con OCT Visante, otros autores como Sheppard y Davies observaron un CML de 4,6 – 4,8 mm.¹¹⁰ Estas medidas de OCT coinciden con los estudios histopatológicos clásicos, como el llevado a cabo por Aiello y cols. en 5 ojos enucleados, que describieron unas medidas de 4,6 – 4,8 mm en el sector nasal, siendo 5,8 mm en el sector temporal.¹²⁰

De acuerdo con las medidas de Sheppard y Davies observaron un CBL de 4,81 mm en el sector temporal y de 4,63 mm en nasal.¹¹⁰ En nuestro estudio se observaron medias de $4,57 \pm 0,73$ mm y $4,45 \pm 0,63$ mm respectivamente. Por su parte, Laughon y cols. describieron un CBL de $5,15 \pm 0,43$ mm.¹¹²

Por lo tanto, las medidas del CBL descritas en el presente trabajo y en el de Sheppard y Davies se encuentran en línea con las reportadas en estudios previos invitro.

Pardue y Sivak describieron un CBL medio de 3,87 mm en ojos tratados mediante atropina,¹²⁴ mientras que Aiello y cols. obtuvieron una longitud del CC en adultos de 4,6 – 4,79 mm en el cuadrante nasal y 5,76 mm en el cuadrante temporal.¹²⁰ Sin embargo, su muestra consistía en tan sólo 5 ojos de cadáver adulto. En el mismo estudio histológico, se estimó un CBL en niños entre 2 y 6 años de 3,75 a 4,95 mm.¹²⁹

6.DISCUSIÓN

Nuestras medidas para el grosor del MC fueron de $563 \pm 167 \mu\text{m}$ y $210 \pm 75 \mu\text{m}$, para el CBT1 y CBT3 respectivamente. En niños, Bailey y cols. apreciaron un CBT1 medio de $899 \pm 122 \mu\text{m}$ y CBT3 de $326 \pm 69 \mu\text{m}$.¹³² Para las medidas del CMT1 o medidas del grosor del músculo ciliar más proximal Pucker y cols. encontraron valores también más altos empleando Visante OCT, CMT1: $778 \pm 65 \mu\text{m}$ (rango 570 a 965), CMT2: $528 \pm 73 \mu\text{m}$ (range 345 to 725) y CMT3: $281 \pm 55 \mu\text{m}$ (125 a 447).¹³⁸ El grosor máximo del CBT que describió Kuchem y cols. fue $855.3 \pm 76.6 \mu\text{m}$ (640 a 1003).¹³⁵ Todos estos autores emplearon un OCT Visante el cual tiene una resolución de imagen y penetración menor que la OCT-SS, lo que podría explicar las diferencias observadas en el grosor del MC.

Como destacaron Ruggeri y cols. uno de los principales desafíos de obtener imágenes de las estructuras internas del globo ocular como es el CC, es la atenuación de la luz que se produce en su paso a través de la esclera, lo que disminuye el contraste de la imagen, haciendo que las estructuras como el ápex del CC sean más difíciles de visualizar.¹¹⁵ Las imágenes de OCT obtenidas con mayores longitudes de onda permiten una visualización en mayor profundidad del límite posterior del CC y del ápex interno, siendo claves para poder realizar medidas fiables del CC.¹¹⁰

6.2. DISCUSIÓN RESPECTO AL ESTUDIO DE CORRELACIÓN DE LAS DIMENSIONES DEL MÚSCULO CILIAR MEDIANTE OCT-SS CON OTROS PARÁMETROS.

Mediante OCT de dominio temporal con el dispositivo Visante, diferentes autores han ofrecido las medidas del grosor del CC, obteniendo Bailey y cols. en niños unos valores de CMT1: $899 \pm 122 \mu\text{m}$ y CMT3: $326 \pm 69 \mu\text{m}$,¹³² y Pucker y cols. observando valores de CMT1: $778 \pm 65 \mu\text{m}$ (rango 570 a 965) y CMT3: $281 \pm 55 \mu\text{m}$ (125 a 447).¹³⁸ También Kuchem y cols. describieron un grosor máximo del MC similar, siendo de $855 \pm 77 \mu\text{m}$ (rango 640 a 1003).¹³⁵ El grosor medio del MC descrito mediante OCT-SS por Fernández-Vigo y cols. fue CMT1= $563 \pm 167 \mu\text{m}$ (rango 299 - 891) y el CMT3= $210 \pm 75 \mu\text{m}$ (36 – 655). Del mismo modo que la longitud, existe un gran rango tanto en el grosor como en el área del MC en sujetos sanos. No existen hasta la fecha estudios que realicen una comparación directa de la medida del CC entre BMU y OCT.

Mediante BMU, Wang y cols. hallaron una posición anterior del CC o APCB en ojos normales de $0,42 \pm 0,13 \text{ mm}$, observando que cuanto mayor era esa distancia menor era la profundidad de la cámara anterior ($R=-0,655$; $p<0,001$) siendo esta asociación positiva con el Vault del cristalino ($R=0,656$; $p<0,001$).⁵⁹ Henzan y cols. en un estudio poblacional sobre 301 individuos sanos encontraron un ángulo trabeculo-ciliar o TCA medio de 79 grados, observando que este era mayor en los cuadrantes horizontales que en los verticales, lo que indicaría que los procesos ciliares están posicionados de forma más posterior en los cuadrantes horizontales.¹⁴⁰ Además, en este estudio se observó que el TCA y la distancia trabecular-procesos ciliares o TCPD eran menores en pacientes

6.DISCUSIÓN

de edad más avanzada, mujeres, defecto refractivo hipermetrópico, longitud axial corta y una cámara anterior estrecha.

6.2.1 CORRELACIÓN ENTRE LAS DIMENSIONES DEL CC CON EL DEFECTO REFRACTIVO.

Como describieron Sheppard y Davies, mediante OCT se ha observado un mayor grosor del MC en la infancia, etapa en la que se posee un mayor poder acomodativo, y tras esto se va adelgazando a medida que el ojo crece y el error refractivo se estabiliza.¹¹¹ Estos autores además afirman que el hecho de que el MC sea más largo en los miopes no debería sorprender ya que es un globo ocular elongado.¹¹⁰

Sheppard y Davies observaron medidas del grosor del CC similares a las observadas en nuestra población, describiendo un CMT2 (similar a CBT2) en nasal de 340 μm en emétopes and 356 μm en miopes con una edad comprendida entre 19 y 34 años.¹¹¹

En nuestra población se observó un CC elongado en pacientes miopes, observando una correlación entre el error refractivo y el CBL ($R = -0,519$; $P < 0,001$), así como con el CBT (desde $R = -0,386$ a $-0,554$; $p < 0,001$). El dato de que exista un CC más largo en ojos miopes no debería sorprender ya que es esperable esa morfología con la elongación del globo ocular.¹¹⁵

Mediante OCT Visante, Bailey y cols. describieron en 53 niños un mayor grosor del CC en niños más miopes, CBT2 ($R = -0,29$, $p < 0,03$) y CBT3 ($R = -0,38$, $p < 0,005$) y con una mayor longitud axial (LA).¹³² Nuestras correlaciones fueron

más fuertes, pero esta diferencia no debería sorprender ya que ellos sólo incluyeron 2 sujetos hipermétropes y con un rango de LA de 22,1 to 26,8 mm.

En una cohorte de adultos con una edad media de 51,8 años, Oliveira y cols. mediante BMU observaron un CBT2 de 490 μm en miopes y de 362 μm en emétopes, sin embargo no incluyeron en la muestra sujetos jóvenes.¹³⁷

La correlación entre el grosor del CC y el defecto refractivo en el estudio de Oliveira y cols.¹³⁷ (CBT2: $R = -0,64$ en adultos vs. $R = -0,29$ en niños) fue mayor que el observado en el caso de Bailey y cols.¹³² Como explicación a esta diferencia en la fuerza de la asociación, estos últimos autores proponían que su muestra estaba formada por niños a los que se les exploró de forma transversal y que probablemente no habían alcanzado su defecto refractivo de adultos (por ejemplo, algunos de esos niños emétopes podrían ser miopes en el futuro).

Mediante BMU, Okamoto y cols. observaron también que los ojos con una mayor longitud axial presentan un CC más engrosado y elongado.¹¹⁸

Por su parte, Pucker y cols. también con OCT Visante realizaron un interesante estudio en niños observando que la parte más posterior del MC (CMT2 y CMT3) era más gruesa en aquellos con miopía, existiendo por el contrario un mayor grosor en la parte más anterior del MC (CMT1) en la hipermetropía.¹³⁸ Esto coincide con el hallazgo de Kuchem y cols. que observaron también un mayor grosor de las medidas posteriores del MC con el aumento del error refractivo miópico, y un mayor grosor del MC en su porción más anterior en sujetos hipermétropes.¹³⁵

Sin embargo, sigue existiendo cierta controversia acerca de la influencia del defecto refractivo sobre el tamaño del MC. Muftuoglu y cols. afirmaron que existe

6.DISCUSIÓN

un mayor grosor del CC en la alta miopía unilateral frente a los ojos emétopes contralaterales.¹³⁶ Por el contrario, Kuchem y cols. describieron que cuando existe una anisometropía un ojo puede aumentar su longitud axial y ser más miope sin que esto se relacione con un aumento del grosor del MC.¹³⁵

Muy recientemente Shi y cols. han descrito, evaluando el MC mediante OCT, que existe un mayor grado de retraso en la acomodación en el ojo más hipermetrope en niños con anisometropía (Figura 56). No existió una correlación entre el retraso acomodativo, la longitud axial y el área del músculo con el grado de hipermetropía.¹⁴¹

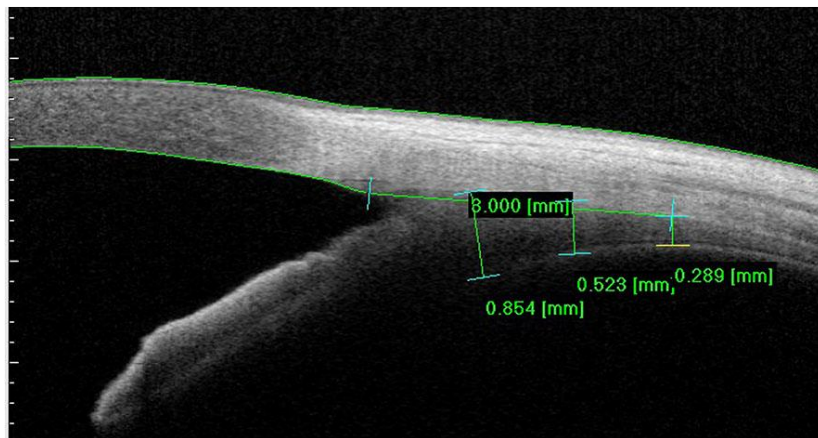


Figura 56: Se muestran las medidas del músculo ciliar mediante OCT Visante. Extraído de Shi y cols. Ciliary muscle morphology and accommodative lag in hyperopic anisometropic children. *Int Ophthalmol* (2020) 40:917–924

6.2.2 INFLUENCIA DE LA EDAD EN LAS DIMENSIONES DEL CUERPO CILIAR.

En el presente trabajo se observó una reducción de las dimensiones del CC con la edad. Esto es consistente con los estudios realizados por Tamm y cols. en piezas histológicas, en el que analizaron secciones meridionales del MC, observando una disminución progresiva del volumen del mismo con la edad.¹²¹

Aiello y cols. en estudios histológicos describieron una longitud del CC en niños entre 2 y 6 años de 3,75 a 4,95 mm.¹²⁰ También coincidiendo con esos hallazgos Sheppard y cols. hallaron una correlación negativa tanto en nasal ($R= 0,461$; $p=0,001$) como en temporal ($R= 0,619$; $p<0,001$) en sujetos emétopes entre las dimensiones del MC y la edad en sujetos emétopes, sugiriendo un posible desplazamiento anterior de la masa muscular.¹¹⁰

6.2.3 INFLUENCIA DEL GÉNERO Y LA RAZA EN LAS DIMENSIONES DEL CUERPO CILIAR.

Diferentes estudios han señalado que no existe una diferencia de tamaño del MC en hombres y en mujeres.^{118, 133}

Con respecto a la raza, He y cols. describieron que comparando con sujetos Caucásicos, los Chinos presentan un CC más fino con un cristalino más anteriormente posicionado, lo que puede contribuir a que estos sujetos tengan unos procesos ciliares anteriorizados.¹⁴² Esto podría ayudar a explicar la mayor prevalencia del cierre angular en los sujetos Chinos.

6.DISCUSIÓN

6.2.4 INFLUENCIA DEL CUADRANTE ESTUDIADO EN LAS DIMENSIONES DEL MÚSCULO CILIAR.

En un estudio de BMU en vivo de la región del cuerpo ciliar en monos a los que se les había producido una dilatación ciclopléjica farmacológica, se observó una simetría entre las medidas biométricas del CC en los sectores nasal y temporal.¹¹⁸ De forma consistente, Sheppard y Davies no observaron diferencias en la longitud del CC entre los sectores nasal y temporal. Sin embargo, las medidas del grosor del CC fueron todas significativamente más gruesas en el cuadrante temporal que en el nasal. Este hallazgo es idéntico al observado en el presente estudio, en el que no existieron diferencias en el CBL entre cuadrantes pero sí que el grosor del CC fue mayor en temporal ($p < 0,001$).

Como mencionaron Sheppard y Davies las diferencias entre nasal y temporal en el grosor del CC no habían sido previamente reportadas en un estudio in vivo, y la relevancia de esa asimetría es desconocida. Una hipótesis es que podría existir una mayor respuesta contráctil en el sector en el que existe un mayor grosor, en este caso el temporal.¹¹⁵

6.3. DISCUSIÓN RESPECTO AL ESTUDIO COMPARATIVO DE LAS DIMENSIONES DEL MÚSCULO CILIAR ENTRE PACIENTES CON GLAUCOMA PRIMARIO DE ÁNGULO ABIERTO Y SUJETOS SANOS.

El cuerpo ciliar, y específicamente el MC, juega un papel importante en el glaucoma. Este músculo presenta una relación estrecha con la malla trabecular y ayuda a controlar la salida del humor acuoso en los primates.¹²² La anatomía y las dimensiones del MC se han evaluado en numerosos estudios clínicos e histopatológicos.^{111, 112, 120, 133, 134}

Recientemente diferentes investigadores se han centrado en analizar el CC y el MC y su posible papel en el glaucoma,^{24, 116, 122} siendo esta una de las principales causas de ceguera irreversible a nivel mundial.^{24, 116, 122, 128}

En nuestro caso, consideramos que hay varias razones para analizar la posible asociación entre el MC y el glaucoma, no sólo en el glaucoma de ángulo estrecho, sino en el GPAA o en otros tipos de glaucoma:

1) El CC forma parte del tracto uveal a través de la banda ciliar y juega un papel importante en la producción y regulación del humor acuoso (AH) a través de las pars plicata con los procesos ciliares y la vía uveoescleral, respectivamente.^{110, 111, 143, 144}

2) La contracción del MC conduce a una abertura de la TM y facilitando la salida del HA.^{145, 146}

3) Diferentes autores han planteado la hipótesis de que el MC y la coroides forman funcionalmente una red elástica que se extiende desde la MT hasta la

6.DISCUSIÓN

lámina cribosa, ejerciendo fuerzas tensionales sobre el nervio óptico y pudiendo provocar un daño sobre el mismo y desempeñar un papel en la progresión de la neuropatía.

4) El CC, y más concretamente el MC al ser la estructura fundamental y más voluminosa del mismo, es un determinante importante de la configuración del iris y del ángulo cerrado,¹¹⁶ existiendo una posición más anterior y un tamaño más adelgazado en pacientes con glaucoma primario de ángulo cerrado (GPAC).

5) Además y de forma interesante, diversos autores han encontrado diferencias en la composición de la porción del MC más anterior así como una coroides anterior más gruesa en pacientes con glaucoma que en los controles.^{58, 128}

6) Por último, el MC contiene receptores para los hipotensores oculares tradicionales para el tratamiento del glaucoma como las prostaglandinas y la brimonidina.^{145, 146}

Se ha descrito un papel relevante del CC en la configuración del ángulo y en el cierre angular.¹²⁷ De esta forma, Wang y cols. observaron que el CC era más delgado y estaba posicionado más anteriormente en pacientes con glaucoma agudo de ángulo cerrado en comparación con sujetos sanos (el grosor del CB a 1000 μm fue $0,616 \pm 0,111$ mm vs $0,842 \pm 0,118$ mm, $p < 0,001$).¹²⁷

Por contra, las dimensiones del MC en vivo no se habían descrito en pacientes con GPAA hasta ahora. Nuestros datos indican que no hay diferencias en la longitud del MC entre sujetos sanos y pacientes con GPAA, con longitudes de $4,325 \pm 0,340$ mm frente a $4,195 \pm 0,843$ mm registradas en el cuadrante

temporal ($p= 0,17$) y de $4,143 \pm 0,500$ mm frente a $3,966 \pm 0,797$ mm ($p= 0,07$) en el cuadrante nasal respectivamente.

Este hallazgo está en concordancia con los resultados de un estudio histológico previo realizado por Lutjen-Drecoll y cols.⁵⁸ que no encontraron diferencias en el tamaño y la forma del MC entre pacientes con GPAA y adultos sanos de la misma edad. Sin embargo, estos autores destacaron las diferencias en la composición de la porción anterior del MC en pacientes con glaucoma, incluida una mayor cantidad de material extracelular y un engrosamiento de la porción más anterior en contacto con la malla trabecular.

En sujetos sanos, Sheppard y Davies, utilizando un OCT Visante (Carl Zeiss Meditec, Inc. Jena, Alemania), observaron una longitud de CC de 4,81 mm en el sector temporal y 4,63 mm en el nasal,¹¹¹ en línea con las longitudes registradas en nuestra muestra.

Las mediciones de CMT1, CMT2 y CMT3 observadas en la muestra estudiada fueron 534 ± 108 μm , 332 ± 99 μm y 183 ± 74 μm respectivamente en el grupo GPAA, sin diferencias significativas de los valores registrados en los sujetos sanos (todos $p \geq 0,25$).

En un estudio llevado a cabo mediante BMU en 26 sujetos con GPAA, Marchini y cols. registraron un CBT2 de 434 ± 140 μm y no observaron diferencias con los sujetos controles (493 ± 165 μm), mientras que se observó un aumento significativo a 536 ± 127 μm ($p = 0,01$) en respuesta al latanoprost tópico.¹⁴⁷ En nuestro estudio en pacientes con GPAA, no existieron diferencias en las dimensiones del MC entre los que recibieron tratamiento con PG o no.

6.DISCUSIÓN

En otro estudio de BMU, Gao y cols. obtuvieron unas dimensiones de CMT de $0,45 \pm 0,057$ mm en 29 pacientes con GPAA y describieron que en estos ojos se observaba una coroides anterior más gruesa que en los controles.¹²⁸ Por consiguiente, estos autores propusieron que una coroides anterior más gruesa podría desempeñar un papel en la patogénesis del glaucoma, lo que requiere de investigaciones adicionales.

Las diferencias observadas entre nuestras mediciones de espesor del MC y las de Marchini y cols. y Gao y cols. podrían atribuirse al empleo por estos últimos grupos de investigación de la BMU, que tiene una resolución de imagen más baja pero una penetración más alta que la OCT-SS.

En nuestro trabajo no se evidenció ninguna diferencia en el área del MC (CMA) entre pacientes con GPAA y controles sanos ($1,15 \pm 0,24$ mm² versus $1,12 \pm 0,29$ mm², $p= 0,45$). Por el contrario, en su estudio histopatológico, Mao y cols. detectaron áreas transversales más pequeñas de diferentes componentes del MC (músculos de Brücke y Müller) en el glaucoma ($0,28 \pm 0,18$ mm² y $0,19 \pm 0,11$ mm² respectivamente).²⁴ Esta discrepancia con nuestros datos puede explicarse por el hecho de que las muestras histopatológicas incluyeron solo los dos músculos mencionados anteriormente y no todo el MC visible, como en nuestro estudio, y también que la técnica histológica puede alterar las dimensiones del CC.

En el presente trabajo no se observó correlación entre las mediciones del MC y la CFNR en los individuos con GPAA. Además, las mediciones del MC no se correlacionaron con la gravedad de la pérdida de CV. Del mismo modo, en pacientes GPAA, Gao y cols. no encontraron correlación entre las dimensiones

del CB medido por UBM y el defecto medio en el CV ($p= 0,78$), ni observaron correlación con la pérdida del CV ($p= 0,32$).¹²⁸

Por lo tanto, las dimensiones del MC mediante OCT-SS no son un indicador sensible que se correlaciona con la severidad del glaucoma. En nuestro estudio, la PIO no se correlacionó con las mediciones del MC ($p> 0,19$).

En nuestro estudio el tratamiento con prostaglandinas no evidenció diferencias en las dimensiones del MC mediante OCT en aquellos pacientes con GPAA tratados con o sin las mismas ($p= 0,31$). En la misma línea, Vyborny y cols.¹⁴⁸ no detectaron diferencias significativas en el grosor del MC (CMT) tras el tratamiento con latanoprost 0,005% en pacientes con GPAA. De forma interesante, de acuerdo con las observaciones realizadas por Ritch y cols.¹³⁷ la eficacia del latanoprost parece independiente de la altura del CC o del grosor del mismo.

En nuestro estudio como objetivo secundario se quiso valorar si las dimensiones del MC podrían ser menores en estadios avanzados del glaucoma. La base racional o fisiopatológica de esta hipótesis se fundamenta en el estudio morfométrico-histológico llevado a cabo por Mao y cols. Estos autores analizaron 29 globos oculares humanos de pacientes chinos que habían sido enucleados debido a un estadio terminal del glaucoma. Evaluaron las dimensiones del MC de Brücke, Müller e Iwanoff, su relación con la LA y el glaucoma.

Como en nuestro estudio, la longitud promedio del CC desde el espón escleral hasta la ora serrata (correspondiente a CML en el presente estudio) fue de $4,94 \pm 1,42$ mm y no se relacionó con la presencia o ausencia de

6.DISCUSIÓN

glaucoma. La longitud media del músculo de Brücke fue de $3,40 \pm 0,76$ mm (rango: 0,76–2,29 mm) observando un incremento con la LA (β : 0,52; $p < 0,001$) mientras que su área era independiente de la LA.

En relación al glaucoma, Mao y cols. describieron que el MC, y específicamente los músculos de Müller e Iwanoff (porciones circular y radial o reticular respectivamente) presentaban una disminución del volumen en pacientes con glaucoma terminal, mientras que tamaño del músculo de Brücke no se asociaba con el glaucoma.

De esta forma, en el presente estudio, se quiso valorar si las dimensiones del MC obtenidas mediante OCT-SS se relacionaban con parámetros como el DM del CV y la CFNR que indican la severidad del glaucoma. Además se quiso valorar la relación entre estas dimensiones con la PIO por ser el principal factor de riesgo para el desarrollo del glaucoma. Sin embargo, no se encontraron asociaciones entre el tamaño del MC con los parámetros citados.

Por lo tanto, la relevancia clínica de esta parte de nuestro estudio es que la OCT-SS demostró ser útil para medir las dimensiones del MC in vivo, sin existir diferencias entre individuos sanos y sujetos con GPAA. Además en pacientes con GPAA no se detectaron diferencias entre las medidas del MC según la severidad del glaucoma.

6.4. UTILIDAD CLÍNICA DE LA EVALUACIÓN DEL CUERPO CILIAR.

Entre las utilidades clínicas del estudio del CC mediante técnicas de imagen destacan varias:

6.4.1 EVALUACIÓN DE LA POSICIÓN Y MORFOLOGÍA DEL CC EN EL CIERRE ANGULAR.

Una de las principales ventajas de la OCT y la BMU es que permiten visualizar de forma directa la región angular y el CC.

Ku y cols. describieron mediante BMU que un mayor CC y un grosor iridiano aumentado incrementaban la probabilidad de que existiera un cierre angular.¹¹⁶

Una limitación de este estudio es que el tamaño del CC se determinó de forma cualitativa relativa al grosor corneal limbar. Sin embargo, Fernández-Vigo y cols. mediante OCT-SS en sanos detectaron que a mayor tamaño del MC mayor abertura angular ($R > 0,434$), sin observar asociación con el grosor del iris.¹³³ Coincidiendo con esto, Gohdo y cols. observaron que los pacientes con ángulos estrechos presentaban un CC más fino comparado con controles ($454 \pm 107 \mu\text{m}$ vs $602 \pm 86 \mu\text{m}$; $p < 0,001$),¹²³ concluyendo que esto podría ser un factor importante asociado con una localización más anterior del cristalino. Por otra parte, tanto Marchini y cols. como Li y cols. describieron que la distancia trabeculo-procesos ciliares o TCPD era un importante parámetro asociado al riesgo de ataque agudo de glaucoma.^{149, 150}

Mediante BMU, Wang y cols. observaron que el grosor máximo del CC era menor en aquellos con glaucoma maligno ($545 \pm 88 \mu\text{m}$) que en los ojos contralaterales (855 ± 170) y que en controles ($960 \pm 127 \mu\text{m}$), siendo la

6.DISCUSIÓN

abertura angular también menor ($18,5 \pm 4,1$, $41,8 \pm 17,3$ y $48,5 \pm 10,4$ grados respectivamente).⁵⁹ Además, encontraron que la posición anterior del CC o APCD era mayor en ojos con glaucoma maligno tras una trabeculectomía. Cabe destacar un interesante estudio histológico llevado a cabo por Mao y cols. en el que examinaron las dimensiones del MC y observaron que los músculos de Müller e Iwanoff mostraban un menor área en pacientes con glaucoma terminal.²⁴ Kudsieh y cols. analizaron las dimensiones del MC en glaucomas primarios de ángulo abierto sin observar diferencias versus controles sanos.¹³⁴ Además, mediante estas técnicas de imagen, BMU y OCT, es posible identificar un iris plateau, en el que existe una rotación anterior del CC, una pérdida del sulcus, un receso angular amplio, el iris plano o discretamente convexo y un engrosamiento del iris periférico (Figura 17).^{50, 76}

6.4.2 HIPOTONÍA – SOSPECHA DE CICLODIÁLISIS.

La ciclodíalisis ocurre al desprenderse las fibras longitudinales del MC de su inserción en el espolón escleral, produciéndose una vía de drenaje secundaria anormal del HA hacia el espacio supracoroideo. Esto suele producir una hipotonía marcada, siendo las principales causas quirúrgicas o traumáticas.¹⁵¹ El diagnóstico de la ciclodíalisis ha sido tradicionalmente basado en la gonioscopia. Sin embargo, en los últimos años tanto la BMU como la OCT permiten evaluar la presencia del mismo, su localización y extensión, siendo útil para el seguimiento de este cuadro clínico (Figura 57). En cuanto al tratamiento, según la gravedad del caso puede ser médico, quirúrgico o requerir la aplicación de fotocoagulación, diatermia o crioterapia.

Es relevante conocer que son varios los autores que han descrito una ciclodíálisis cuando se produce un síndrome de contracción capsular severo, que suele resolverse tras capsulotomía láser.¹⁵² Rosa y cols. realizaron un estudio para analizar la causa por la que los pacientes con una distrofia miotónica tipo 1 presentaban una presión intraocular baja, observando mediante BMU que la principal razón era una ciclodíálisis.¹⁵³ Esta asociación es tan fuerte que ante un desprendimiento ciliocoroideo sin un trauma o una cirugía previa asociada se debe descartar este diagnóstico.

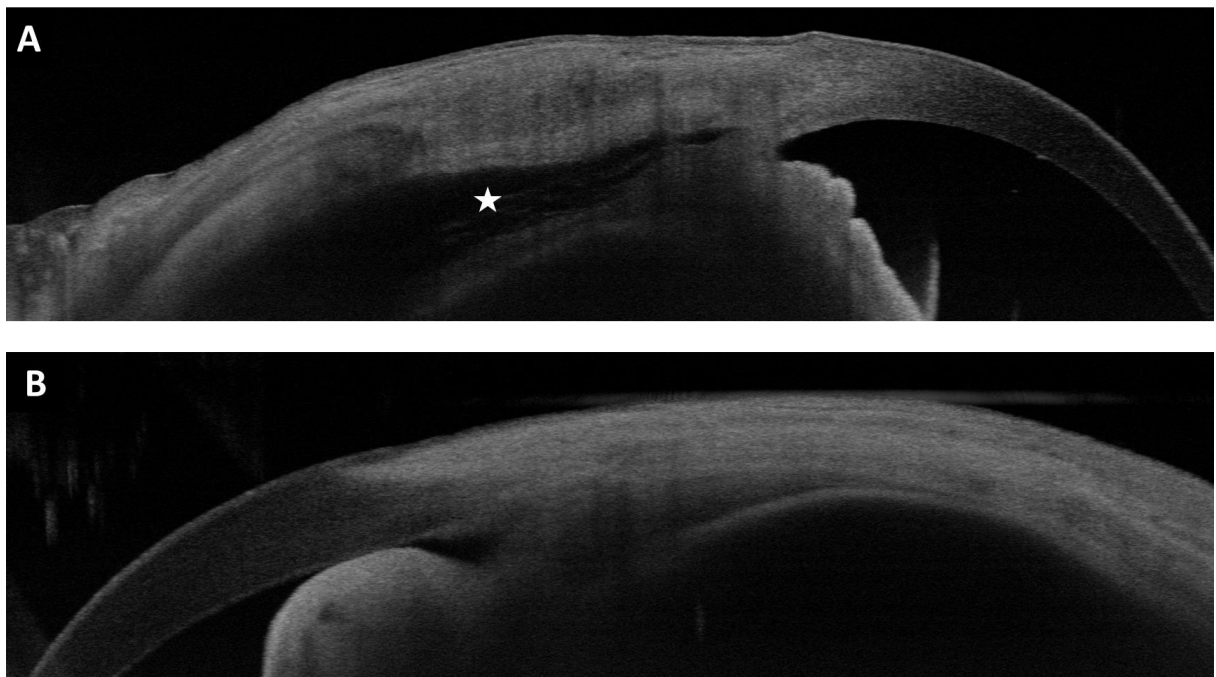


Figura 57: A) Exploración mediante tomografía de coherencia óptica (OCT) en la que es posible detectar un desprendimiento ciliocoroideo. B) Tumor de cuerpo ciliar e iris mediante OCT.

6.DISCUSIÓN

6.4.3 ESTUDIO DE LA POSICIÓN DE LENTES FÁQUICAS Y DETECCIÓN DE QUISTES DEL CUERPO CILIAR.

Para este fin la BMU sigue siendo claramente superior a la OCT (Figuras 57 y 58), aunque con esta última es posible valorar el vault de forma muy precisa. Aunque la resolución de imagen es inferior en la BMU, al presentar una mayor penetración es posible visualizar la presencia de quistes en el CC, lo que podría condicionar la posición de las lentes fáquicas de apoyo en sulcus. García Feijóo y cols. analizaron la posición de las lentes fáquicas en el sulcus, observando que en algunos casos, el apoyo de los hápticos era realmente sobre la zónula (Figura 58).^{74, 154, 155} A este respecto, Zhao y cols. estudiaron mediante BMU la posición y estabilidad de las lentes fáquicas precristalinianas implantadas en el sulcus en pacientes miopes magnos con quistes periféricos del CC y del iris, afirmando que esta técnica es segura y que no se producen variaciones en los quistes ni en la posición de las lentes en el tiempo.¹⁵⁶

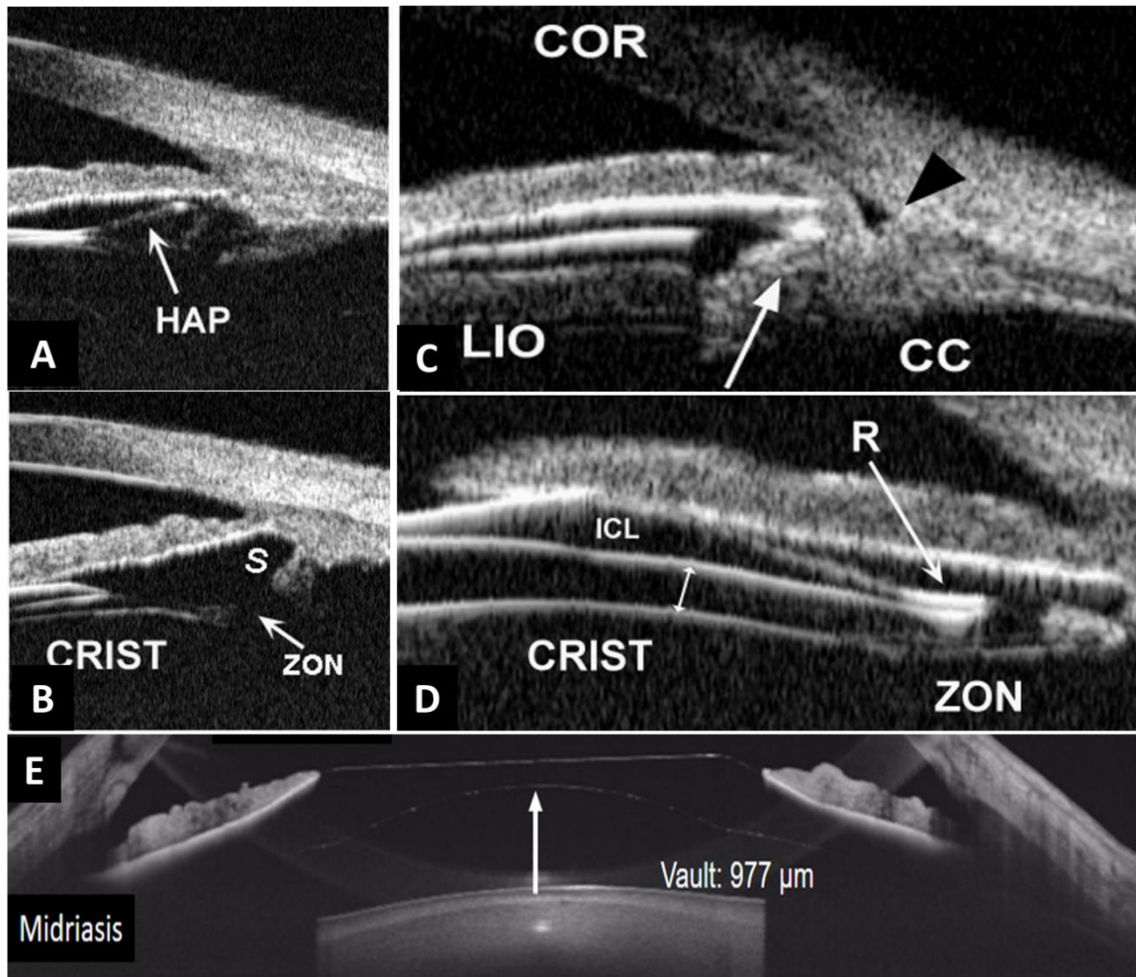


Figura 58: Evaluación de la posición de las lentes fáquicas mediante biomicroscopía ultrasónica (BMU). En la figura A se aprecia el háptico de la lente en el surco ciliar. B) Se aprecia el háptico de la lente apoyado en la zónula. C) Lente en el sulcus ciliar suturada a la esclera D) Se aprecia la relación de la lente con el cristalino y la zónula. E) Imagen de una ICL mediante OCT y evaluación del vault.

6.DISCUSIÓN

6.4.4 LENTES SUTURADAS AL SULCUS.

Por último, la BMU y la OCT han sido empleadas para valorar el lugar para la correcta implantación de las lentes suturadas al sulcus ciliar.¹²⁹ El lugar de implantación y sutura ha sido extensamente discutido por diferentes autores, ya que no existe una medida única y fiable que indique que la inserción de la aguja se está realizando de forma precisa a través del sulcus o de la pars plana, ya que el CC y el sulcus no pueden ser visualizados directamente. Manabe y cols. en una muestra de pacientes con LIO suturada al sulcus describieron mediante BMU que sólo en el 37% de los casos los hápticos estaban realmente suturados en sulcus, ya que en el 34% estaban a nivel de los procesos ciliares y en el 29% en la pars plana.¹⁵⁷ Además, en el 47% de los casos existió una incarceration vítrea. Posteriormente, Sugiura y cols. han descrito que para la sutura ab interno al sulcus, la posición correcta de la aguja es a 2,5 mm del limbo posterior cuando se emplea una aguja recta, siendo para una fijación ab externo a 3 mm.¹²⁹

6.4.5 ACOMODACIÓN.

La acomodación es el proceso por el que el crystalino permite al ojo enfocar objetos cercanos y depende en parte de la contracción del MC. Esta capacidad de acomodación ocular es muy alta en la infancia y va disminuyendo con la edad, aunque sólo se advierte de forma manifiesta a partir de la cuarta o quinta década de la vida, denominándose presbicia.³ Sin embargo, el mecanismo de la acomodación y su pérdida fisiológica siguen siendo parcialmente desconocidos. Además de los cambios en el cristalino, se han evidenciado modificaciones en el MC con la edad, como un aumento del tejido conectivo entre las fibras musculares y una pérdida del retroceso elástico tras cada contracción.

Diferentes autores han estudiado mediante OCT el MC en relación a la acomodación. Así, Esteve-Taboada y cols. mediante Visante OCT describieron que ante un mayor esfuerzo acomodativo existía un mayor aumento del área del MC, siendo del 8,6%, 17,2%, y 25,5% para 1, 2, y 3 D, respectivamente.¹¹⁷ Dichos autores consideran que el análisis del MC mediante OCT pueden contribuir a profundizar en el conocimiento del mecanismo de la acomodación. De hecho, como explicaron Ruggeri y cols., actualmente no hay ningún sistema estandarizado para analizar los cambios que se producen en el MC durante este proceso,¹¹⁵ por lo que sugieren generar unos diagramas acomodativos usando diferentes parámetros del MC.

6.4.6 TUMORES DEL CUERPO CILIAR.

La OCT y especialmente la UBM son técnicas muy útiles para evaluar las diferentes masas que pueden estar presentes en el CC. Mediante la BMU se puede caracterizar la naturaleza sólida o quística de las lesiones, siendo muy útil para el seguimiento y detección del crecimiento de las mismas. Asimismo, se ha descrito que la OCT puede ayudar a diferenciar lesiones quísticas de sólidas en el iris. De esta forma, estas técnicas son esenciales para un manejo conservador de las masas que pueden aparecer en el CC e iris. Los quistes de iris y de CC son lesiones por lo general mucho más frecuentes que las lesiones sólidas, siendo en estos casos importante realizar el diagnóstico diferencial con nevus o tumores como el melanoma.¹⁵⁸

El melanoma de CC al crecer por detrás del iris suele ser asintomático y alcanzar un tamaño importante antes de ser detectado. Se caracteriza mediante

6.DISCUSIÓN

BMU por ser una masa sólida con una ecogenicidad media y halo acústico unida al CC por una raíz fina (Figura 59)¹⁵⁹. Es frecuente encontrar en estos casos un desprendimiento del CC en la pars plicata. Los melanomas del CC presentan un peor pronóstico que los iridianos, debido en parte a su diagnóstico más tardío y a la invasión de estructuras adyacentes. Este tipo de tumor presenta un alto potencial metastásico, con tasas de un 25% a 5 años. Para aquellos con metástasis uveales del melanoma de CC, las tasas de supervivencia son muy pobres, siendo menor de 6 meses. Debido al pobre pronóstico, los melanomas de CC son tratados habitualmente de forma agresiva requiriéndose enucleación en un alto porcentaje de los casos.¹⁵⁸

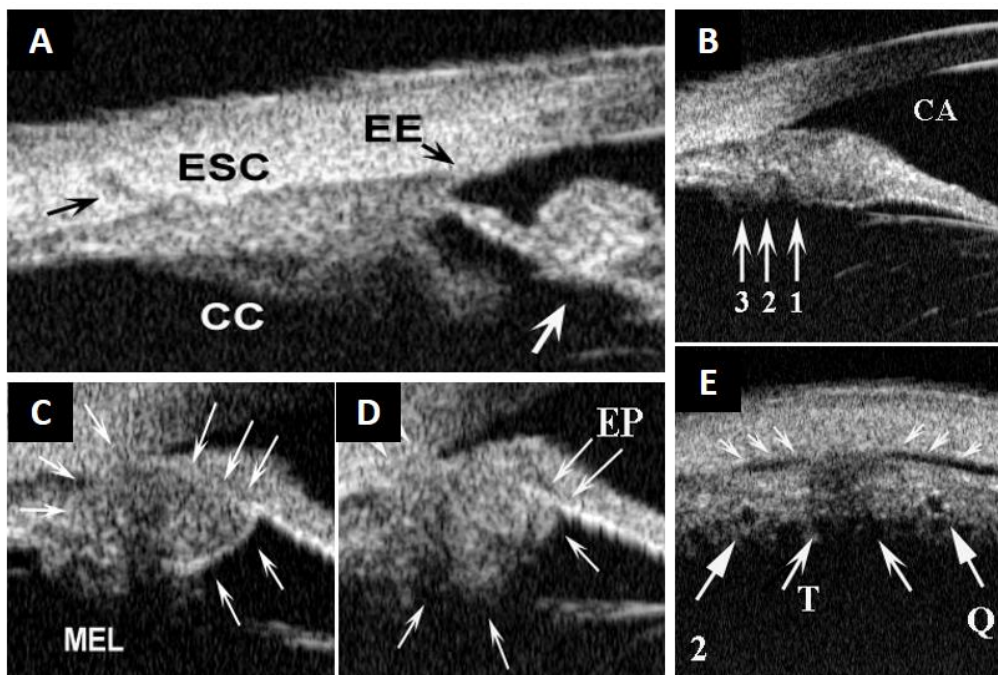


Figura 59: A) Imágenes de biomicroscopía ultrasónica para la evaluación tumoral de un melanoma de cuerpo ciliar. B-C) Determinación del desplazamiento e invasión de estructuras adyacentes, D) valoración de la ruptura del epitelio pigmentario (EP) E) e invasión de los procesos ciliares.

Figura extraída de: Biomicroscopía ultrasónica en la exploración de tumores de polo anterior. En: Encinas JL. "Tumores intraoculares". Editorial Universitaria Ramón Areces. Madrid 2006.

Otro de los tumores propios del CC es el meduloepitelioma. Es un tumor no hereditario que se origina en el epitelio ciliar no pigmentado, con una presentación típica entre los 2 y 10 años de edad.^{160, 161} Es un tumor blanco-rosáceo de crecimiento lento, por lo que suele ser asintomático durante un largo tiempo. Los síntomas principales serían pérdida de AV (por catarata, subluxación del cristalino o membrana retrocristaliniana), leucocoria, aumento de la PIO y glaucoma secundario. El diagnóstico definitivo es histopatológico, pero la BMU puede determinar la localización y tamaño y ofrecer un diagnóstico de sospecha muy fiable, mostrando un patrón heterogéneo con alta reflectividad interna y con quistes e incluso cartílago en el interior (Figura 60). Kaliki y cols. describieron la enucleación como tratamiento estándar para casos avanzados, aunque en casos menos avanzados se puede emplear la uveoesclerectomía lamelar parcial o la radioterapia. El pronóstico es bueno tras la enucleación si el tumor se mantenía confinado al globo ocular, siendo pobre en el caso de extensión extraescleral.¹⁶⁰

La Resonancia magnética nuclear puede llegar a ofrecer imágenes de los tumores del CC si estos alcanzan un tamaño suficiente, pero son imágenes por lo general con escasa resolución y detalle.

6.DISCUSIÓN

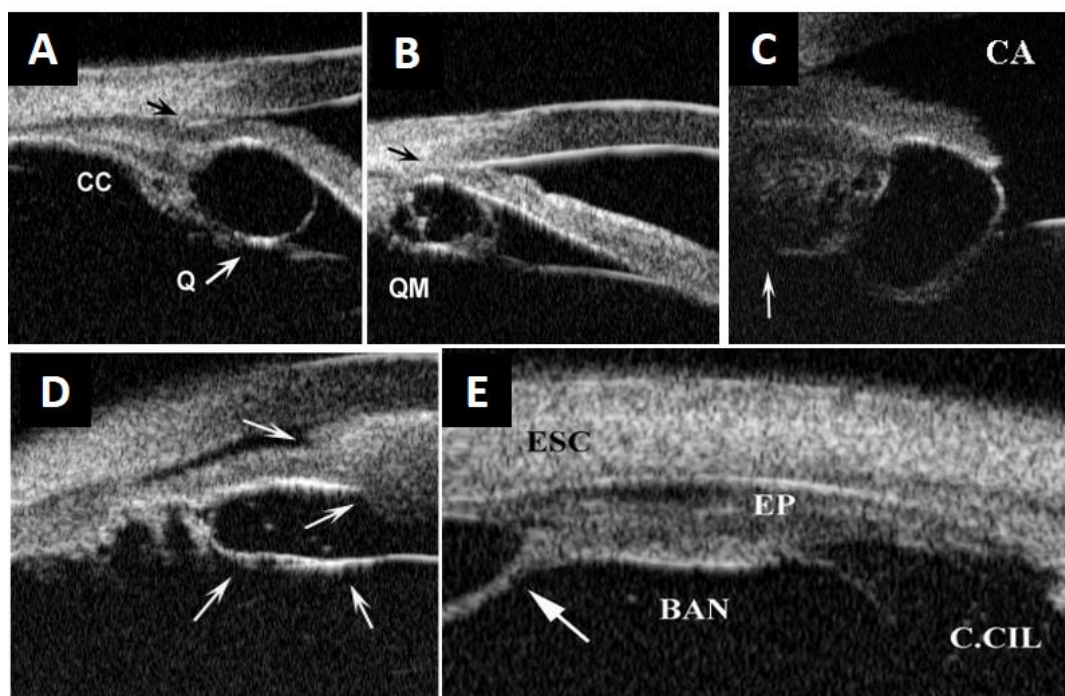


Figura 60: Mediante biomicroscopía ultrasónica es posible valorar la naturaleza de distintas lesiones a nivel del cuerpo ciliar (CC). A y B) Quistes de gran tamaño del CC. C) Meduloepitelioma del CC. D y E) Pars planitis. Figura extraída de: Biomicroscopía ultrasónica en la exploración de tumores de polo anterior. En: Encinas JL. "Tumores intraoculares". Editorial Universitaria Ramón Areces. Madrid 2006.

6.4.7 UVEÍTIS INTERMEDIA – PARS PLANITIS.

La pars planitis es una uveítis intermedia, con una presentación bilateral y asimétrica, siendo la etiología y la patogenia en parte desconocidas. La BMU ha sido empleada en estos casos, especialmente en aquellos con opacidad de medios, para la detección de membranas ciclólicas, condensaciones vítreas o tracciones vítreoretinianas, así como para valorar el engrosamiento uveal en granulomas sarcoideos y en la enfermedad de Harada.¹⁶²⁻¹⁶⁶

6.4.8 VALORACIÓN TRAS INTERVENCIONES RETINIANAS.

Tanto la BMU como la OCT han sido empleadas por diferentes autores para valorar el estado de la pared escleral y de la pars plana tras la realización de esclerotomías para una vitrectomía o tras la inyección de implantes intravítreos para analizar la competencia de las incisiones y su posterior cicatrización.

Garay-Aramburu y cols. describieron que el trayecto de la incisión en la esclera es un punto crítico para evitar complicaciones como la hipotonía, siendo preferible realizar incisiones biplanares que oblicuas.¹³¹ López-Guajardo y cols. emplearon la OCT y la BMU para valorar la incarceration vítrea en las esclerotomías, siendo superior la BMU para este fin (Figura 61).¹⁶⁷ No obstante, con la mejora de la tecnología OCT en estos últimos años, la sensibilidad de la misma para detectar la incarceration vítrea podría ser superior a la descrita. Además, este mismo grupo estudió mediante BMU las esclerotomías 25G para la vitrectomía observando que el proceso de cicatrización se produce en la mayoría de los casos a los 15 días y que no existieron diferencias entre las esclerotomías oblicuas y las directas, salvo en el caso de las ampollas conjuntivales que se formaron con mayor frecuencia en las directas.¹³⁰

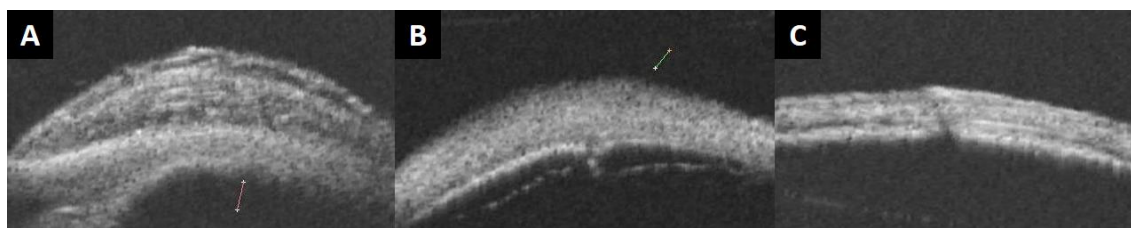


Figura 61: Imágenes obtenidas mediante biomicroscopía ultrasónica de la pared escleral. A) Se aprecia una ampolla subconjuntival post-esclerotomía tras la realización de una vitrectomía. B) Incarceración vítrea C) Esclerotomía oblicua. (Por cortesía del Dr López-Guajardo)

6.DISCUSIÓN

Con respecto al papel de las técnicas de imagen para el seguimiento de cirugías, en relación al desprendimiento de retina (DR), Maruyama y cols. observaron que el desprendimiento ciliocoroideo era frecuente (67%) tras la cirugía de cerclaje o tras desgarros retinianos grandes, estando confinado a la pars plana en 9/33 casos y afectando también a la pars plicata en 13/33 ojos, siendo esta complicación temporal.¹⁶⁸ Kawana y cols. describieron en el tratamiento del DR que existía un edema en el CC en la mayor parte de los casos, alcanzando su pico a los 3 días y disminuyendo progresivamente más allá de las 2 semanas postoperatorias, siendo más frecuente tras un procedimiento escleral circunferencial.¹⁶⁹ También en relación al DR, Alibet y cols. afirmaron que el tratamiento preoperatorio con antiinflamatorios en aquellos con un desprendimiento coroideo asociado podría ser útil para restaurar la posición anatómica del CC, reduciendo de forma significativa el edema del mismo.¹⁷⁰

Como resumen de las utilidades prácticas del estudio del cuerpo ciliar se puede afirmar que mediante BMU y OCT es posible visualizar el CC pudiendo conocer las dimensiones del mismo y sus relaciones de vecindad. El CC es un importante determinante de la abertura angular y forma parte del sulcus ciliar, observándose un mayor tamaño del mismo en sujetos miopes y disminuyendo su tamaño con la edad. La OCT, especialmente los dispositivos Swept Source, ofrecen como ventajas una exploración rápida y no invasiva con una alta resolución de imagen del CC. La BMU, sin embargo, es una técnica de contacto e incómoda para el paciente, pero que ofrece una mejor penetración y, por tanto, sigue siendo la técnica de elección para la evaluación de la cámara posterior, visualización de la zónula o procesos ciliares. Entre las utilidades clínicas de la evaluación del CC destacan su valoración en diferentes tipos de glaucoma como el debido a un

cierre angular, el maligno o el iris plateau. Además es importante ante la sospecha de un desprendimiento ciliocoroideo, para analizar la posición de las lentes precristalinianas o suturadas en el sulcus ciliar, para el estudio de quistes o tumores en el CC, permitiendo además la evaluación de las esclerotomías y el estudio de la acomodación.

6.DISCUSIÓN

7.LIMITACIONES y APORTACIONES

7.LIMITACIONES y APORTACIONES

LIMITACIONES

7.1.LIMITACIONES DEL PRESENTE TRABAJO.

- Nuestro estudio presenta varias limitaciones. En primer lugar, como también mencionaron Bailey y cols., en ocasiones es difícil determinar el límite del epitelio pigmentario del cuerpo ciliar para localizar la medida CBT1.¹⁰⁹ Además, como resaltaron Bailey y cols. en imágenes que no sean de alta calidad es difícil establecer el final del MC, ya que el punto de convergencia del MC con la pared escleral no es claramente visible.^{109, 120} Sin embargo, a pesar de esto, se obtuvo una excelente reproducibilidad de las medidas.

- En segundo lugar, sólo se evaluaron los cuadrantes horizontales y no los cuadrantes verticales, para evitar la necesidad de manipular los párpados con el riesgo de producir artefactos o modificaciones en las mismas. Además, en los sectores verticales es más difícil poder realizar una exploración más posterior que pudiera incluir la totalidad del CC en aquellos que presentaran una gran longitud.

- Las imágenes captadas evalúan un único punto del CC en el cuadrante, la localización exacta en la que son captadas. Por tanto, es una única imagen por cada cuadrante. Las medidas de las dimensiones del CC podrían ser variables dentro del mismo cuadrante, por lo que sería aconsejable realizar exploraciones tipo cubo o barridos de todo el cuadrante.

- Otra limitación del trabajo fue que los sujetos con GPAA se encontraban en tratamiento con colirios hipotensores para reducir la presión intraocular, lo que podría artefactar las medidas del CC. Para evaluar los posibles efectos del

7.LIMITACIONES y APORTACIONES

tratamiento hipotensor, se deben desarrollar futuros estudios para evaluar a los sujetos antes y después de los diferentes tratamientos.

- Todas las medidas de nuestro estudio en cuanto a las dimensiones y límites del CC y el resto de parámetros evaluados en la OCT han sido realizadas de manera manual, con la posible imprecisión que pudiera conllevar.

7.2. LIMITACIONES ACTUALES DE LA EXPLORACIÓN DEL CUERPO CILIAR Y FUTURO DE LA MISMA.

La principal limitación de la exploración del CC mediante OCT es la atenuación de luz que se produce en la esclera y en las capas pigmentadas, que hace que estructuras como el ápex del CC, la zónula, el sulcus ciliar y los procesos ciliares sean más difíciles de visualizar.^{115, 132} En este sentido, Ruggeri y cols.

argumentaron que uno de los principales desafíos en la obtención de imágenes de las estructuras internas del CC es la atenuación de la luz por la esclerótica y el CC, lo que a su vez reduce el contraste de la imagen, provocando que estructuras como el vértice interno del MC sean más difíciles de visualizar. A pesar de esto, el empleo de la OCT-SS que emplean longitudes de onda más largas permite una visualización más profunda del límite posterior del MC y del vértice interno del mismo, siendo clave para obtener mediciones precisas del grosor del MC.¹¹⁵

Sin embargo, pronosticamos que en los próximos años debido a la evolución constante de la tecnología OCT, muy probablemente será posible visualizar estas estructuras retroiridianas, ya que mejorará la resolución de las imágenes,

pero sobretodo la penetración de las mismas, ya que se encuentran en desarrollo prototipos con una penetración de hasta 6 mm.

Una variante interesante es la OCT sensible a la polarización o polarizada (PS-OCT) que utiliza la información que ofrece la luz polarizada para obtener información adicional sobre los tejidos.^{171, 172} Esta técnica se ha aplicado tanto para el segmento anterior como posterior del ojo, revelando las características de intensidad, retardo de fase y birrefringencia local para la esclera y los tejidos circundantes, siendo una herramienta prometedora para el estudio del CC y específicamente del MC.

Por último, la angiografía guiada por OCT (OCTA) es una técnica de imagen no invasiva que permite detectar la presencia de vasos sanguíneos sin la inyección de contraste, basándose en el movimiento de los glóbulos rojos. Hasta ahora, esta técnica muestra el flujo vascular en el iris, la conjuntiva y esclera, pero no existen todavía software diseñados para el CC.¹⁷³ Sin embargo, como se muestra en la Figura 62 es posible realizar este tipo de exploración en el CC. Posibles aplicaciones en el futuro serían la de analizar la vascularización del círculo arterial mayor del iris y de las ramas vasculares correspondientes a los procesos ciliares, para estudiar si ello pudiera tener alguna relevancia en la presión hidrostática capilar y por tanto en la tasa de formación del HA, así como para diferenciar la vascularización de las masas o tumoraciones del CC.

7.LIMITACIONES y APORTACIONES

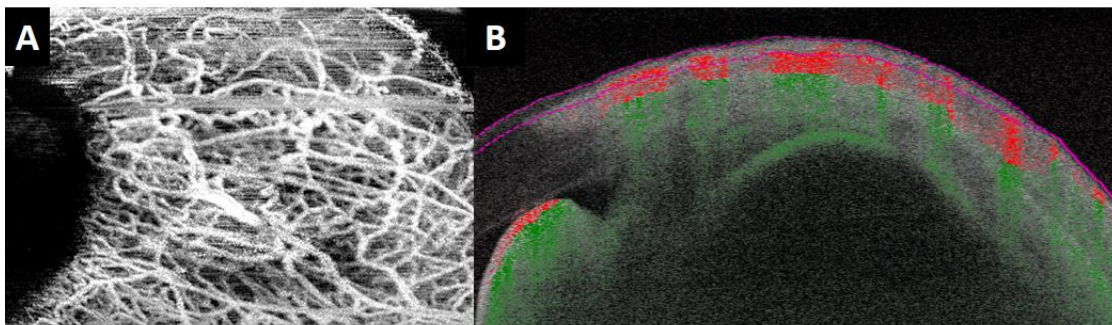


Figura 62: Angiografía por tomografía de coherencia óptica de segmento anterior de la pared del globo ocular. A) Se aprecia la vascularización conjuntival y escleral. B) B-scan con superposición del flujo sanguíneo (rojo= superficial, verde= profundo) en el que se muestra la vascularización de la pared escleral e iridiana y en el quiste del iris y del CC.

7.3. APORTACIONES ORIGINALES Y REPERCUSIÓN.

- Este es el primer estudio en evaluar las dimensiones del CC mediante OCT-SS. Además es el estudio que evalúa el CC en la población más numerosa hasta la fecha. Se han incluido sujetos con un rango muy amplio de edad y de refracción. Representa, por tanto, a la población normal al estar bien distribuida, pudiendo ofrecer resultados de correlaciones y de valores estadísticos muy sólidos.

Una particularidad es que la mayor parte de la bibliografía sobre este tema se ha realizado en poblaciones de raza asiática, siendo nuestro estudio relevante por incluir pacientes caucásicos, ya que la anatomía del segmento anterior ocular presenta ciertas diferencias y peculiaridades.

- Además este es el primer estudio que analiza las dimensiones del CC en pacientes con glaucoma primario de ángulo abierto (GPAA) y la compara con sujetos sanos. Consideramos que sería importante realizar estudios para analizar el papel del cuerpo ciliar, y en concreto, del músculo ciliar en los diferentes tipos de glaucoma. Además sería interesante poder analizar las dimensiones del mismo tras diferentes tratamientos médicos y quirúrgicos del glaucoma y muy especialmente tras una ciclodestrucción.

- Consideramos que hemos realizado una completa descripción de la normalidad del CC analizando la influencia de múltiples factores como la edad, el defecto refractivo, el sexo o la abertura angular.

- Son necesarios estudios adicionales para analizar en mayor profundidad la el rol del CC en la presbicia y en los diferentes tipos de glaucoma.

7.LIMITACIONES y APORTACIONES

- Por último, consideramos que haber analizado el CC mediante OCT-SS nos ha abierto nuevas líneas de investigación para conocer mejor una región del globo ocular escasamente conocida mediante técnicas de imagen, lo que consideramos como "OCT de segmento intermedio". De esta forma seguiremos trabajando en mejorar el conocimiento de la base del vítreo, el sulcus ciliar, la ora serrata, la pars plana-pars plicata y estructuras adyacentes.

8.CONCLUSIONES

8.CONCLUSIONES

CONCLUSIONES

1. La OCT de dominio Swept Source (OCT-SS) es una técnica eficaz y reproducible en el análisis y medición del cuerpo ciliar y especialmente el músculo ciliar.
2. Mediante OCT-SS es posible cuantificar las dimensiones del músculo ciliar, evaluando su longitud, grosor y área, observándose un amplio rango de medidas en una población sana.
3. Se observó un músculo ciliar más grande en sujetos miopes y se observó una disminución de su volumen con la edad, existiendo además asociación con la abertura angular. Sin embargo, no existió correlación entre las dimensiones del músculo ciliar y el género.
4. No existieron diferencias en las dimensiones del músculo ciliar entre los ojos derechos e izquierdos, sin embargo, éste fue más grueso en el sector temporal que en el sector nasal.
5. No existieron diferencias en las dimensiones del cuerpo ciliar entre pacientes con glaucoma primario de ángulo abierto y sujetos sanos. Además, en los pacientes con glaucoma no se detectó ninguna correlación entre el tamaño del músculo ciliar y el defecto medio del campo visual, la presión intraocular o el grosor de la capa de fibras nerviosas de la retina peripapilar.

8.CONCLUSIONES

9.BIBLIOGRAFÍA

9.BIBLIOGRAFÍA

REFERENCIAS

1. Tamm ER, Lütjen - Drecoll E. Ciliary body. Microscopy research and technique. 1996;33(5):390-439.
2. Elder D. The anatomy of the visual system. London:Henry kimpton; 1976.
3. American Academy of Ophthalmology. Basic and clinical science course, section 2: Fundamentals and principles of ophthalmology; 2016.
4. Rohen JW. Scanning electron microscopic studies of the zonular apparatus in human and monkey eyes. Investigative ophthalmology & visual science. 1979;18(2):133-44.
5. Stoffelns BM. Daniel M. Albert, Joan W. Miller, Dimitri T. Azar, Barbara A. Blodi (eds): Albert & Jakobiec's Principles and Practice of Ophthalmology. Springer Science & Business Media; 2009.
6. Rohen JW. Rohen Handbook of Primatology: Lieferung 6-Sehorgan: Karger Medical and Scientific Publishers; 1962.
7. Rohen JW. Ciliarkörper (corpus ciliare). Haut und Sinnesorgane: Springer; 1964. p. 189-239.
8. Duke-Elder S. The eye in evolution. System of Ophthalmology. 1958;1.
9. Bito L, Miranda O. Accommodation and presbyopia. Ophthalmology annual. Ophthalmology annual Raven, New York. 1989;103.
10. Bito L, Kaufman P, Neider M, Miranda O, Antal P. The dynamics of accommodation (ciliary muscle contraction, zonular relaxation and lenticular

9.BIBLIOGRAFÍA

deformation) as a function of stimulus strength and age in iridectomized rhesus eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 1987;28(ARVO suppl):318.

11. Rohen JW, Kaufman PL, Eichhorn M, Goeckner PA, Bito LZ. Functional morphology of accommodation in the raccoon. *Experimental eye research.* 1989;48(4):523-37.

12. Nishida S, Mizutani S. [Topography of the human ciliary muscle]. *Nippon Ganka Gakkai Zasshi.* 1991;95(11):1044-56.

13. Calasans O. The architecture of the ciliary muscle of man. *Ann Fac Med Univ Sao Paulo.* 1953;27(3).

14. Fincham E. The coincidence optometer. *Proceedings of the Physical Society.* 1937;49(5):456.

15. Bron AJ. *Wolff's Anatomy of the Eye and Orbit.* 1997.

16. Suzuki R. Neuronal influence on the mechanical activity of the ciliary muscle. *Br J Pharmacol.* 1983;78(3):591-7.

17. Lee N, Serbinski CR, Braunlin MR, Rasch MS, Rydyznski CE, MacLennan AJ. Muscle and motor neuron ciliary neurotrophic factor receptor α together maintain adult motor neuron axons in vivo. *Eur J Neurosci.* 2016;44(12):3023-34.

18. Tamm ER, Flügel-Koch C, Mayer B, Lütjen-Drecoll E. Nerve cells in the human ciliary muscle: ultrastructural and immunocytochemical characterization. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 1995;36(2):414-26.

19. Funk R, Rohen JW. Scanning electron microscopic study on the vasculature of the human anterior eye segment, especially with respect to the ciliary processes. *Exp Eye Res.* 1990;51(6):651-61.
20. Morrison JC, Van Buskirk EM. Microanatomy and modulation of the ciliary vasculature. *Trans Ophthalmol Soc U K.* 1986;105 (Pt 2):131-9.
21. Morrison JC, DeFrank MP, Van Buskirk EM. Comparative microvascular anatomy of mammalian ciliary processes. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 1987;28(8):1325-40.
22. Silverman RH, Lizzi FL, Ursea BG, Rondeau MJ, Eldeen NB, Kalisz A, et al. High-resolution ultrasonic imaging and characterization of the ciliary body. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2001;42(5):885-94.
23. Fisher RF. The ciliary body in accommodation. *Trans Ophthalmol Soc U K.* 1986;105 (Pt 2):208-19.
24. Mao Y, Bai HX, Li B, Xu XL, Gao F, Zhang ZB, et al. Dimensions of the ciliary muscles of Brücke, Müller and Iwanoff and their associations with axial length and glaucoma. *Graefes Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology.* 2018;256(11):2165-71.
25. Freddo TF, Gong H. Anatomy of the ciliary body and outflow pathways. *Duane's Clinical Ophthalmology*, William Tasman, ed, Lipincott Williams and Wilkins. 2007;3:1-18.
26. Stachs O, Martin H, Kirchhoff A, Stave J, Terwee T, Guthoff R. Monitoring accommodative ciliary muscle function using three-dimensional ultrasound. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2002;240(11):906-12.

9.BIBLIOGRAFÍA

27. Moses RA. Detachment of ciliary body--anatomical and physical considerations. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*. 1965;4(5):935-41.
28. Garcia JP, Jr., Spielberg L, Finger PT. High-frequency ultrasound measurements of the normal ciliary body and iris. *Ophthalmic Surg Lasers Imaging*. 2011;42(4):321-7.
29. Wolburg H, Paulus W. Choroid plexus: biology and pathology. *Acta neuropathologica*. 2010;119(1):75-88.
30. Cserr HF. Physiology of the choroid plexus. *Physiological reviews*. 1971;51(2):273-311.
31. Bird A. Bruch's membrane change with age. *The British journal of ophthalmology*. 1992;76(3):166.
32. Pauleikhoff D, Harper CA, Marshall J, Bird AC. Aging changes in Bruch's membrane: a histochemical and morphologic study. *Ophthalmology*. 1990;97(2):171-8.
33. Nickla DL, Wallman J. The multifunctional choroid. *Progress in retinal and eye research*. 2010;29(2):144-68.
34. Dowling JE. *The retina: an approachable part of the brain*: Harvard University Press; 1987.
35. Rodieck RW. *The vertebrate retina: principles of structure and function*. 1973.
36. Pinz A, Bernogger S, Datlinger P, Kruger A. Mapping the human retina. *IEEE Transactions on medical imaging*. 1998;17(4):606-19.

37. Masland RH. The fundamental plan of the retina. *Nature neuroscience*. 2001;4(9):877-86.
38. Hee MR, Izatt JA, Swanson EA, Huang D, Schuman JS, Lin CP, et al. Optical coherence tomography of the human retina. *Archives of ophthalmology*. 1995;113(3):325-32.
39. SPELSBERG WW, CHAPMAN GB. Fine Structure of Human Trabeculae. *Archives of Ophthalmology*. 1962;67(6):773-84.
40. Tamm ER. The trabecular meshwork outflow pathways: structural and functional aspects. *Experimental eye research*. 2009;88(4):648-55.
41. Moses RA, Grodzki W. The scleral spur and scleral roll. *Investigative ophthalmology & visual science*. 1977;16(10):925-31.
42. Liu S, Li H, Dorairaj S, Cheung CYL, Rousso J, Liebmann J, et al. Assessment of scleral spur visibility with anterior segment optical coherence tomography. *Journal of glaucoma*. 2010;19(2):132-5.
43. Borges-Giampani AS, Junior JG. *Anatomy of ciliary body, ciliary processes, anterior chamber angle and collector vessels*: IntechOpen; 2013.
44. Maurice DM. The cornea and sclera. *Vegetative Physiology and Biochemistry*: Elsevier; 1962. p. 289-368.
45. Olsen TW, Aaberg SY, Geroski DH, Edelhauser HF. Human sclera: thickness and surface area. *American journal of ophthalmology*. 1998;125(2):237-41.
46. Foster CS, de la Maza MS. *The sclera*: Springer Science & Business Media; 2013.

9.BIBLIOGRAFÍA

47. Maggs DJ. CORNEA AND SCLERA 10. Slatter's fundamentals of veterinary ophthalmology. 2008:175.
48. Pavlin CJ, Sherar MD, Foster FS. Subsurface ultrasound microscopic imaging of the intact eye. *Ophthalmology*. 1990;97(2):244-50.
49. Pavlin CJ, Foster FS. *Ultrasound biomicroscopy of the eye*: Springer Science & Business Media; 2012.
50. Sánchez Salorio M, García Feijóo J, Pazos González B. *Biomicroscopia ultrasónica en oftalmología*. Madrid: Tecnimedia Editorial. 1998.
51. Foster FS, Pavlin CJ, Harasiewicz KA, Christopher DA, Turnbull DH. Advances in ultrasound biomicroscopy. *Ultrasound in medicine & biology*. 2000;26(1):1-27.
52. Tello C, Liebmann J, Potash SD, Cohen H, Ritch R. Measurement of ultrasound biomicroscopy images: intraobserver and interobserver reliability. *Investigative ophthalmology & visual science*. 1994;35(9):3549-52.
53. García Feijoo J. Biomicroscopia ultrasónica (BMU) en segmento anterior. En: *Métodos diagnósticos en segmento anterior* (Castillo Gómez A, Ed.). Madrid: Sociedad Española de Cirugía Ocular Implanto-Refractiva; 2011.
54. Ishikawa H, Schuman JS. Anterior segment imaging: ultrasound biomicroscopy. *Ophthalmology Clinics of North America*. 2004;17(1):7.
55. Pavlin CJ, Harasiewicz K, Foster FS. Ultrasound biomicroscopy of anterior segment structures in normal and glaucomatous eyes. *American journal of ophthalmology*. 1992;113(4):381-9.

56. Ishikawa H, Liebmann JM, Ritch R. Quantitative assessment of the anterior segment using ultrasound biomicroscopy. *Current opinion in ophthalmology*. 2000;11(2):133-9.
57. Pavlin CJ, Harasiewicz K, Sherar MD, Foster FS. Clinical use of ultrasound biomicroscopy. *Ophthalmology*. 1991;98(3):287-95.
58. Lütjen-Drecoll E, Shimizu T, Rohrbach M, Rohen J. Quantitative analysis of 'plaque material' between ciliary muscle tips in normal-and glaucomatous eyes. *Experimental eye research*. 1986;42(5):457-65.
59. Wang Z, Huang J, Lin J, Liang X, Cai X, Ge J. Quantitative measurements of the ciliary body in eyes with malignant glaucoma after trabeculectomy using ultrasound biomicroscopy. *Ophthalmology*. 2014;121(4):862-9.
60. Mansouri K, Burgener N, Bagnoud M, Shaarawy T. A prospective ultrasound biomicroscopy evaluation of changes in anterior segment morphology following laser iridotomy in European eyes. *Eye*. 2009;23(11):2046-51.
61. Matsunaga K, Ito K, Esaki K, Sugimoto K, Sano T, Miura K, et al. Evaluation and comparison of indentation ultrasound biomicroscopy gonioscopy in relative pupillary block, peripheral anterior synechia, and plateau iris configuration. *Journal of glaucoma*. 2004;13(6):516-9.
62. Matsunaga K, Ito K, Esaki K, Sugimoto K, Sano T, Miura K, et al. Evaluation of eyes with relative pupillary block by indentation ultrasound biomicroscopy gonioscopy. *American journal of ophthalmology*. 2004;137(3):552-4.

9.BIBLIOGRAFÍA

63. Diniz Filho A, Cronemberger S, Ferreira DM, Mérula RV, Calixto N. Plateau iris configuration in eyes with narrow-angle: an ultrasound biomicroscopic study. *Arquivos brasileiros de oftalmologia*. 2010;73(2):155-60.
64. Mochizuki H, Takenaka J, Sugimoto Y, Takamatsu M, Kiuchi Y. Comparison of the prevalence of plateau iris configurations between angle-closure glaucoma and open-angle glaucoma using ultrasound biomicroscopy. *Journal of glaucoma*. 2011;20(5):315-8.
65. Yoo C, Oh JH, Kim YY, Jung HR. Peripheral anterior synechiae and ultrasound biomicroscopic parameters in angle-closure glaucoma suspects. *Korean Journal of Ophthalmology*. 2007;21(2):106-10.
66. Kaushik S, Kumar S, Jain R, Bansal R, Pandav S, Gupta A. Ultrasound biomicroscopic quantification of the change in anterior chamber angle following laser peripheral iridotomy in early chronic primary angle closure glaucoma. *Eye*. 2007;21(6):735.
67. Gazzard G, Friedman DS, Devereux JG, Chew P, Seah SK. A prospective ultrasound biomicroscopy evaluation of changes in anterior segment morphology after laser iridotomy in Asian eyes. *Ophthalmology*. 2003;110(3):630-8.
68. He M, Friedman DS, Ge J, Huang W, Jin C, Cai X, et al. Laser peripheral iridotomy in eyes with narrow drainage angles: ultrasound biomicroscopy outcomes. The Liwan Eye Study. *Ophthalmology*. 2007;114(8):1513-9.
69. Ramani KK, Mani B, George RJ, Lingam V. Follow-up of primary angle closure suspects after laser peripheral iridotomy using ultrasound biomicroscopy and A-scan biometry for a period of 2 years. *Journal of glaucoma*. 2009;18(7):521-7.

70. Dada T, Gadia R, Sharma A, Ichhpujani P, Bali SJ, Bhartiya S, et al. Ultrasound biomicroscopy in glaucoma. *Survey of ophthalmology*. 2011;56(5):433-50.
71. Bianciotto C, Shields CL, Guzman JM, Romanelli-Gobbi M, Mazzuca Jr D, Green WR, et al. Assessment of anterior segment tumors with ultrasound biomicroscopy versus anterior segment optical coherence tomography in 200 cases. *Ophthalmology*. 2011;118(7):1297-302.
72. Barkana Y, Dorairaj SK, Gerber Y, Liebmann JM, Ritch R. Agreement between gonioscopy and ultrasound biomicroscopy in detecting iridotrabecular apposition. *Archives of Ophthalmology*. 2007;125(10):1331-5.
73. Trindade F, Pereira F, Cronemberger S. Ultrasound biomicroscopic imaging of posterior chamber phakic intraocular lens. *Journal of Refractive Surgery*. 1998;14(5):497-503.
74. García-Feijóo J, Alfaro IJ, Cuiña-Sardiña R, Méndez-Hernandez C, Del Castillo JMB, García-Sánchez J. Ultrasound biomicroscopy examination of posterior chamber phakic intraocular lens position. *Ophthalmology*. 2003;110(1):163-72.
75. Berinstein DM, Gentile RC, Sidoti PA, Stegman Z, Tello C, Liebmann JM, et al. Ultrasound biomicroscopy in anterior ocular trauma. *Ophthalmic Surgery, Lasers and Imaging Retina*. 1997;28(3):201-7.
76. García-Feijoo J MHC, Martínez de la Casa JM, Saenz Francés F, Sánchez Jean R, García Sánchez J. *Ultrasound Biomicroscopy in Glaucoma*. Springer NY. London Heidelberg 2016.
77. Huang D, Swanson EA, Lin CP, Schuman JS, Stinson WG, Chang W, et al. Optical coherence tomography. *science*. 1991;254(5035):1178-81.

9.BIBLIOGRAFÍA

78. Izatt JA, Hee MR, Swanson EA, Lin CP, Huang D, Schuman JS, et al. Micrometer-scale resolution imaging of the anterior eye in vivo with optical coherence tomography. *Archives of ophthalmology*. 1994;112(12):1584-9.
79. Siddiqui Y, Yin J. Anterior Segment Applications of Optical Coherence Tomography Angiography. *Semin Ophthalmol*. 2019;34(4):264-9.
80. McCabe JM, Croce KJ. Optical coherence tomography. *Circulation*. 2012;126(17):2140-3.
81. Podoleanu AG. Optical coherence tomography. *J Microsc*. 2012;247(3):209-19.
82. Sridhar MS, Martin R. Anterior segment optical coherence tomography for evaluation of cornea and ocular surface. *Indian J Ophthalmol*. 2018;66(3):367-72.
83. Radhakrishnan S, Huang D, Smith SD. Optical coherence tomography imaging of the anterior chamber angle. *Ophthalmology Clinics of North America*. 2005;18(3):375-81.
84. Huang D, Li Y, Radhakrishnan S. Optical coherence tomography of the anterior segment of the eye. *Ophthalmology Clinics of North America*. 2004;17(1):1-6.
85. Rollins AM, Izatt JA. Optimal interferometer designs for optical coherence tomography. *Optics letters*. 1999;24(21):1484-6.
86. Radhakrishnan S, Goldsmith J, Huang D, Westphal V, Dueker DK, Rollins AM, et al. Comparison of optical coherence tomography and ultrasound biomicroscopy for detection of narrow anterior chamber angles. *Archives of ophthalmology*. 2005;123(8):1053-9.

87. Podoleanu AG. Optical coherence tomography. *Br J Radiol.* 2005;78(935):976-88.
88. Aumann S, Donner S, Fischer J, Müller F. Optical Coherence Tomography (OCT): Principle and Technical Realization. In: Bille JF, editor. *High Resolution Imaging in Microscopy and Ophthalmology: New Frontiers in Biomedical Optics.* Cham (CH): Springer. 2019. p. 59-85.
89. Semenova NS, Larichev AV, Akopyan VS. Swept source optical coherence tomography: a technology review. *Vestn Oftalmol.* 2020;136(1):111-6.
90. Vira J, Marchese A, Singh RB, Agarwal A. Swept-source optical coherence tomography imaging of the retinochoroid and beyond. *Expert Rev Med Devices.* 2020;17(5):413-26.
91. Leung CK, Li H, Weinreb RN, Liu J, Cheung CY, Lai RY, et al. Anterior chamber angle measurement with anterior segment optical coherence tomography: a comparison between slit lamp OCT and Visante OCT. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2008;49(8):3469-74.
92. Sakata LM, Wong TT, Wong HT, Kumar RS, Htoon HM, Aung HT, et al. Comparison of Visante and slit-lamp anterior segment optical coherence tomography in imaging the anterior chamber angle. *Eye (Lond).* 2010;24(4):578-87.
93. Tun TA, Baskaran M, Tan SS, Perera SA, Aung T, Husain R. Evaluation of the Anterior Segment Angle-to-Angle Scan of Cirrus High-Definition Optical Coherence Tomography and Comparison With Gonioscopy and With the Visante OCT. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2017;58(1):59-64.

9.BIBLIOGRAFÍA

94. Shinzawa M, Dogru M, Miyasaka K, Shimazaki J, Sekiryu T. Application of CASIA SS-1000 Optical Coherence Tomography Tear Meniscus Imaging in Testing the Efficacy of New Strip Meniscometry in Dry Eye Diagnosis. *Eye Contact Lens*. 2018;44 Suppl 1:S44-s9.
95. Tañá-Rivero P, Aguilar-Córcoles S, Ruiz-Mesa R, Montés-Micó R. Repeatability of whole-cornea measurements using a new swept-source optical coherence tomographer. *Eur J Ophthalmol*. 2020:1120672120944022.
96. Ruíz-Mesa R, Aguilar-Córcoles S, Montés-Micó R, Tañá-Rivero P. Ocular biometric repeatability using a new high-resolution swept-source optical coherence tomographer. *Expert Rev Med Devices*. 2020;17(6):591-7.
97. Brautaset R, Birkeldh U, Rosén R, Ramsay MW, Nilsson M. Reproducibility of disc and macula optical coherence tomography using the Canon OCT-HS100 as compared with the Zeiss Cirrus HD-OCT. *Eur J Ophthalmol*. 2014;24(5):722-7.
98. Tian J, Marziliano P, Baskaran M, Wong H-T, Aung T. Automatic anterior chamber angle assessment for HD-OCT images. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2011;58(11):3242-9.
99. Coscas G, Lupidi M, Coscas F. Heidelberg Spectralis Optical Coherence Tomography Angiography: Technical Aspects. *Dev Ophthalmol*. 2016;56:1-5.
100. Suda K, Akagi T, Nakanishi H, Noma H, Ikeda HO, Kameda T, et al. Evaluation of Structure-Function Relationships in Longitudinal Changes of Glaucoma using the Spectralis OCT Follow-Up Mode. *Sci Rep*. 2018;8(1):17158.
101. Smretschnig E, Krebs I, Moussa S, Ansari-Shahrezaei S, Binder S. Cirrus OCT versus Spectralis OCT: differences in segmentation in fibrovascular

pigment epithelial detachment. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2010;248(12):1693-8.

102. Wang X, Li S, Fu J, Wu G, Mu D, Li S, et al. Comparative study of retinal nerve fibre layer measurement by RTVue OCT and GDx VCC. *Br J Ophthalmol*. 2011;95(4):509-13.

103. Şimşek A, Bilak Ş, Güler M, Çapkin M, Bilgin B, Reyhan AH. Comparison of Central Corneal Thickness Measurements Obtained by RTVue OCT, Lenstar, Sirius Topography, and Ultrasound Pachymetry in Healthy Subjects. *Semin Ophthalmol*. 2016;31(5):467-72.

104. Pérez Del Palomar A, Cegoñino J, Montolío A, Orduna E, Vilades E, Sebastián B, et al. Swept source optical coherence tomography to early detect multiple sclerosis disease. The use of machine learning techniques. *PLoS One*. 2019;14(5):e0216410.

105. Fenner BJ, Tan GSW, Tan ACS, Yeo IYS, Wong TY, Cheung GCM. Identification of imaging features that determine quality and repeatability of retinal capillary plexus density measurements in OCT angiography. *Br J Ophthalmol*. 2018;102(4):509-14.

106. Munk MR, Giannakaki-Zimmermann H, Berger L, Huf W, Ebnetter A, Wolf S, et al. OCT-angiography: A qualitative and quantitative comparison of 4 OCT-A devices. *PLoS One*. 2017;12(5):e0177059.

107. Ang M, Baskaran M, Werkmeister RM, Chua J, Schmidl D, Dos Santos VA, et al. Anterior segment optical coherence tomography. *Progress in retinal and eye research*. 2018;66:132-56.

108. Kao C-Y, Richdale K, Sinnott LT, Ernst LE, Bailey MD. Semi-automatic extraction algorithm for images of the ciliary muscle. *Optometry and vision*

9.BIBLIOGRAFÍA

science: official publication of the American Academy of Optometry. 2011;88(2):275.

109. Bailey MD. How should we measure the ciliary muscle? Invest Ophthalmol Vis Sci. 2011;52(3):1817-8.

110. Sheppard AL, Davies LN. In vivo analysis of ciliary muscle morphologic changes with accommodation and axial ametropia. Investigative ophthalmology & visual science. 2010;51(12):6882-9.

111. Sheppard AL, Davies LN. The effect of ageing on in vivo human ciliary muscle morphology and contractility. Investigative ophthalmology & visual science. 2011;52(3):1809-16.

112. Laughton DS, Coldrick BJ, Sheppard AL, Davies LN. A program to analyse optical coherence tomography images of the ciliary muscle. Contact Lens and Anterior Eye. 2015;38(6):402-8.

113. Domínguez-Vicent A, Monsálvez-Romín D, Esteve-Taboada JJ, Montés-Micó R, Ferrer-Blasco T. Effect of age in the ciliary muscle during accommodation: Sectorial analysis. Journal of optometry. 2019;12(1):14-21.

114. Wagner S, Zrenner E, Strasser T. Ciliary muscle thickness profiles derived from optical coherence tomography images. Biomedical optics express. 2018;9(10):5100-14.

115. Ruggeri M, de Freitas C, Williams S, Hernandez VM, Cabot F, Yesilirmak N, et al. Quantification of the ciliary muscle and crystalline lens interaction during accommodation with synchronous OCT imaging. Biomedical Optics Express. 2016;7(4):1351-64.

116. Ku JY, Nongpiur ME, Park J, Narayanaswamy AK, Perera SA, Tun TA, et al. Qualitative evaluation of the iris and ciliary body by ultrasound biomicroscopy in subjects with angle closure. *Journal of Glaucoma*. 2014;23(9):583-8.
117. Esteve-Taboada JJ, Domínguez-Vicent A, Monsálvez-Romín D, Del Águila-Carrasco AJ, Montés-Micó R. Non-invasive measurements of the dynamic changes in the ciliary muscle, crystalline lens morphology, and anterior chamber during accommodation with a high-resolution OCT. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*. 2017;255(7):1385-94.
118. Okamoto Y, Okamoto F, Nakano S, Oshika T. Morphometric assessment of normal human ciliary body using ultrasound biomicroscopy. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*. 2017;255(12):2437-42.
119. Strenk SA, Strenk LM, Koretz JF. The mechanism of presbyopia. *Progress in retinal and eye research*. 2005;24(3):379-93.
120. Aiello AL, Tran VT, Rao NA. Postnatal development of the ciliary body and pars plana: a morphometric study in childhood. *Archives of Ophthalmology*. 1992;110(6):802-5.
121. Tamm S, Tamm E, Rohen JW. Age-related changes of the human ciliary muscle. A quantitative morphometric study. *Mechanisms of ageing and development*. 1992;62(2):209-21.
122. Croft MA, Lütjen-Drecoll E, Kaufman PL. Age-related posterior ciliary muscle restriction—A link between trabecular meshwork and optic nerve head pathophysiology. *Experimental eye research*. 2017;158:187-9.
123. Gohdo T, Tsumura T, Iijima H, Kashiwagi K, Tsukahara S. Ultrasound biomicroscopic study of ciliary body thickness in eyes with narrow angles. *American journal of ophthalmology*. 2000;129(3):342-6.

9.BIBLIOGRAFÍA

124. Pardue MT, Sivak JG. Age-related changes in human ciliary muscle. *Optometry and Vision Science*. 2000;77(4):204-10.
125. Glasser A, Kaufman PL. The mechanism of accommodation in primates. *Ophthalmology*. 1999;106(5):863-72.
126. Prata TS, Dorairaj S, De Moraes CG, Mehta S, Sbeity Z, Tello C, et al. Is preoperative ciliary body and iris anatomical configuration a predictor of malignant glaucoma development? *Clinical & experimental ophthalmology*. 2013;41(6):541-5.
127. Wang Z, Chung C, Lin J, Xu J, Huang J. Quantitative measurements of the ciliary body in eyes with acute Primary-Angle closure. *Investigative ophthalmology & visual science*. 2016;57(7):3299-305.
128. Gao K, Li F, Li Y, Li X, Huang W, Chen S, et al. Anterior choroidal thickness increased in primary open-angle glaucoma and primary angle-closure disease eyes evidenced by ultrasound biomicroscopy and SS-OCT. *Investigative ophthalmology & visual science*. 2018;59(3):1270-7.
129. Sugiura T, Kaji Y, Tanaka Y. Anatomy of the ciliary sulcus and the optimum site of needle passage for intraocular lens suture fixation in the living eye. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2018;44(10):1247-53.
130. López-Guajardo L, Vleming-Pinilla E, Pareja-Esteban J, Teus-Guezala MA. Ultrasound biomicroscopy study of direct and oblique 25-gauge vitrectomy sclerotomies. *American journal of ophthalmology*. 2007;143(5):881-3.
131. Garay-Aramburu G, Gómez-Moreno Á, Urcola JA, Diaz-de-durana-Santa-coloma E, Cabrerizo FJ, Larrauri-Arana A. 22-gauge sclerotomy architecture evaluated by anterior segment optical coherence tomography. *British Journal of Ophthalmology*. 2014;98(2):280-1.

132. Bailey MD, Sinnott LT, Mutti DO. Ciliary body thickness and refractive error in children. *Investigative ophthalmology & visual science*. 2008;49(10):4353-60.
133. Fernández-Vigo JI, Shi H, Kudsieh B, Arriola-Villalobos P, De-Pablo Gómez-de-Liaño L, García-Feijóo J, et al. Ciliary muscle dimensions by swept-source optical coherence tomography and correlation study in a large population. *Acta Ophthalmologica*. 2020;98(4):e487-e94.
134. Kudsieh B, Fernández-Vigo JI, Shi H, De-Pablo-Gómez-de-Liaño L, Ruiz-Moreno JM, Garcia-Feijoo J, et al. Ciliary muscle dimensions measured by swept-source optical coherence tomography in eyes with primary open-angle glaucoma and healthy eyes. *International ophthalmology*. 2020.
135. Kuchem MK, Sinnott LT, Kao C-Y, Bailey MD. Ciliary muscle thickness in anisometropia. *Optometry and vision science: official publication of the American Academy of Optometry*. 2013;90(11):1312.
136. Muftuoglu O, Hosal B, Zilelioglu G. Ciliary body thickness in unilateral high axial myopia. *Eye*. 2009;23(5):1176-81.
137. Oliveira C, Tello C, Liebmann JM, Ritch R. Ciliary body thickness increases with increasing axial myopia. *American journal of ophthalmology*. 2005;140(2):324-5.
138. Pucker AD, Sinnott LT, Kao C-Y, Bailey MD. Region-specific relationships between refractive error and ciliary muscle thickness in children. *Investigative ophthalmology & visual science*. 2013;54(7):4710-6.
139. Pucker AD, Sinnott LT, Kao C-Y, Bailey MD. Paradoxical Relationships between Refractive Error and Ciliary Muscle Thickness in Children. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*. 2012;53(14):149-.

9.BIBLIOGRAFÍA

140. Henzan IM, Tomidokoro A, Uejo C, Sakai H, Sawaguchi S, Iwase A, et al. Ultrasound biomicroscopic configurations of the anterior ocular segment in a population-based study: the Kumejima Study. *Ophthalmology*. 2010;117(9):1720-8. e1.
141. Shi J, Zhao J, Zhao F, Naidu R, Zhou X. Ciliary muscle morphology and accommodative lag in hyperopic anisometropic children. *International Ophthalmology*. 2020:1-8.
142. He N, Wu L, Qi M, He M, Lin S, Wang X, et al. Comparison of ciliary body anatomy between American Caucasians and ethnic Chinese using ultrasound biomicroscopy. *Current Eye Research*. 2016;41(4):485-91.
143. Lewis HA, Kao C-Y, Sinnott LT, Bailey MD. Changes in ciliary muscle thickness during accommodation in children. *Optometry and Vision Science*. 2012;89(5):727.
144. Lossing LA, Sinnott LT, Kao C-Y, Richdale K, Bailey MD. Measuring changes in ciliary muscle thickness with accommodation in young adults. *Optometry and Vision Science*. 2012;89(5):719.
145. Lindsey JD, Kashiwagi K, Kashiwagi F, Weinreb RN. Prostaglandins alter extracellular matrix adjacent to human ciliary muscle cells in vitro. *Investigative ophthalmology & visual science*. 1997;38(11):2214-23.
146. Marchini G, Babighian S, Tosi R, Bonomi L. Effects of 0.2% brimonidine on ocular anterior structures. *Journal of ocular pharmacology and therapeutics*. 1999;15(4):337-44.
147. Marchini G, Ghilotti G, Bonadimani M, Babighian S. Effects of 0.005% latanoprost on ocular anterior structures and ciliary body thickness. *Journal of glaucoma*. 2003;12(4):295-300.

148. Výborný P, Hejsek L, Sicakova S, Pasta J. Changes of the thickness of the ciliary body after the latanoprost 0.005% application. *Ceska a Slovenska Oftalmologie: Casopis Ceske Oftalmologicke Spolecnosti a Slovenske Oftalmologicke Spolecnosti*. 2007;63(6):415, 8-21.
149. Marchini G, Pagliarusco A, Toscano A, Tosi R, Brunelli C, Bonomi L. Ultrasound biomicroscopic and conventional ultrasonographic study of ocular dimensions in primary angle-closure glaucoma. *Ophthalmology*. 1998;105(11):2091-8.
150. Li M, Chen Y, Chen X, Zhu W, Chen X, Wang X, et al. Differences between fellow eyes of acute and chronic primary angle closure (glaucoma): An ultrasound biomicroscopy quantitative study. *PloS One*. 2018;13(2):e0193006.
151. González-Martín-Moro J, Contreras-Martín I, Muñoz-Negrete FJ, Gómez-Sanz F, Zarallo-Gallardo J. Cyclodialysis: an update. *International ophthalmology*. 2017;37(2):441-57.
152. Wang W, Chen M, Wang Y, Yao K. Bilateral capsule contraction syndrome–induced ciliary body detachment. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2015;41(2):468-70.
153. Rosa N, Lanza M, Borrelli M, De Bernardo M, Palladino A, Di Gregorio MG, et al. Low intraocular pressure resulting from ciliary body detachment in patients with myotonic dystrophy. *Ophthalmology*. 2011;118(2):260-4.
154. García-Feijoó J, Hernández-Matamoros JL, Méndez-Hernández C, Castillo-Gómez A, Lázaro C, Martín T, et al. Ultrasound biomicroscopy of silicone posterior chamber phakic intraocular lens for myopia. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2003;29(10):1932-9.
155. García-Feijoó J, Hernández-Matamoros JL, Castillo-Gómez A, Lázaro C, Méndez-Hernández C, Martín T, et al. High-frequency ultrasound

9.BIBLIOGRAFÍA

biomicroscopy of silicone posterior chamber phakic intraocular lens for hyperopia. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2003;29(10):1940-6.

156. Zhao J, Luo D, Sun Y, Niu L, Zhao F, Wang X, et al. Implanting a posterior chamber phakic intraocular lens in highly myopic eyes with peripheral primary iris and ciliary body cysts. *European journal of ophthalmology*. 2019;29(2):171-7.

157. Manabe S-i, Oh H, Amino K, Hata N, Yamakawa R. Ultrasound biomicroscopic analysis of posterior chamber intraocular lenses with transscleral sulcus suture. *Ophthalmology*. 2000;107(12):2172-8.

158. Shields CL, Manalac J, Das C, Ferguson K, Shields JA. Choroidal melanoma: clinical features, classification, and top 10 pseudomelanomas. *Current opinion in ophthalmology*. 2014;25(3):177-85.

159. Julián García Feijóo. Biomicroscopía ultrasónica en la exploración de tumores de polo anterior. Universitaria Ramón Areces ed. Madrid2006.

160. Kaliki S, Shields CL, Eagle Jr RC, Vemuganti GK, Almeida A, Manjandavida FP, et al. Ciliary body medulloepithelioma: analysis of 41 cases. *Ophthalmology*. 2013;120(12):2552-9.

161. García-Feijóo J, Encinas JL, Méndez-Hernández C, Ronco IS, de la Casa JMM, Sánchez JG. Medulloepithelioma of the ciliary body: ultrasonographic biomicroscopic findings. *Journal of ultrasound in medicine*. 2005;24(2):247-50.

162. Häring G, Nölle B, Wiechens B. Ultrasound biomicroscopic imaging in intermediate uveitis. *British journal of ophthalmology*. 1998;82(6):625-9.

163. Ahn JK, Jeong IY. Ultrasound biomicroscopy in anterior uveitis. *Ophthalmology*. 2008;115(10):1851-. e3.
164. del Río LEC, González GAD, Ruiz MM, Arellanes-García L. Characterization of cyclitic membranes by ultrabiomicroscopy in patients with pars planitis. *Journal of Ophthalmic Inflammation and Infection*. 2020;10(1):7.
165. Gentile RC, Berinstein DM, Liebmann J, Rosen R, Stegman Z, Tello C, et al. High-resolution ultrasound biomicroscopy of the pars plana and peripheral retina. *Ophthalmology*. 1998;105(3):478-84.
166. Garcia-Feijoo J, Martin-Carbajo M, del Castillo JMB, Garcia-Sanchez J. Ultrasound biomicroscopy in pars planitis. *American journal of ophthalmology*. 1996;121(2):214-5.
167. Lopez-Guajardo L, Benitez-Herreros J, Camara-Gonzalez C, Silva-Mato A. Assessment of vitreous incarceration in sclerotomies with OCT, ultrasound biomicroscopy, and direct visualization. *Ophthalmic Surgery, Lasers and Imaging Retina*. 2012;43(6):S117-S22.
168. Maruyama Y, YUUKI TH, Kimura Y, Kishi S, Shimizu K. Ciliary detachment after retinal detachment surgery. *Retina*. 1997;17(1):7-11.
169. Kawana K, Okamoto F, Hiraoka T, Oshika T. Ciliary body edema after scleral buckling surgery for rhegmatogenous retinal detachment. *Ophthalmology*. 2006;113(1):36-41.
170. Alibet Y, Levytska G, Umanets N, Pasychnikova N, Henrich PB. Ciliary body thickness changes after preoperative anti-inflammatory treatment in rhegmatogenous retinal detachment complicated by choroidal detachment. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*. 2017;255(8):1503-8.

9.BIBLIOGRAFÍA

171. Pircher M, Hitzengerger CK, Schmidt-Erfurth U. Polarization sensitive optical coherence tomography in the human eye. *Progress in retinal and eye research*. 2011;30(6):431-51.
172. Fukuda S, Fujita A, Kasaragod D, Beheregaray S, Ueno Y, Yasuno Y, et al. Comparison of intensity, phase retardation, and local birefringence images for filtering blebs using polarization-sensitive optical coherence tomography. *Scientific reports*. 2018;8(1):1-10.
173. Aicher NT, Nagahori K, Inoue M, Itoh Y, Hidakata A. Vascular Density of the Anterior Segment of the Eye Determined by Optical Coherence Tomography Angiography and Slit-Lamp Photography. *Ophthalmic Research*. 2020.