



TESIS DOCTORAL

**ESTUDIO CORNEAL Y POBLACIONAL MEDIANTE TOMOGRAFÍA
CON CÁMARA ROTACIONAL DE TIPO SCHEIMPFLUG**

IGNACIO ALMORÍN FERNÁNDEZ-VIGO

Departamento de terapéutica médico quirúrgica

Conformidad de los Directores:

Fdo: José Ángel Fernández-Vigo López Fdo: José Ignacio Fernández-Vigo Escribano

2017

A Inés

AGRADECIMIENTOS

Al Profesor Fdez- Vigo, director de esta tesis y del proyecto profesional del que formamos parte. Por la ilusión que desprende con cada nuevo reto que nos plantea. Y a la Dra. Macarro, ya que no entiendo el uno sin el otro. Ambos son ejemplo de los pasos que debemos seguir las siguientes generaciones.

Al Dr. Fdez-Vigo Escribano, co-director de la tesis, por las ganas que imprime en todo lo que hace y que contagia a los que le rodean. Siempre ha sido referencia e inspiración para convertirme en algo cada vez mejor.

A mi mujer, Inés, la persona que está a mi lado repasando cada párrafo de esta tesis y que espero también repase conmigo cada capítulo de mi vida. Sin ella no habría podido completar este largo y duro camino. Ha sido mi fuerza y mi sustento en todas las situaciones difíciles y siempre ha sacado lo mejor de mí.

A mis padres y mis abuelos, porque me habéis dado los mejores años de mi vida y la mejor educación posible. Espero que estos logros os llenen de orgullo y satisfacción, ya que sois los artífices de ellos.

Al personal de CIOA, por el interés y cariño con que tratáis a los pacientes y a cualquier persona que pase por vuestro lado. Es un lujo trabajar con vosotros.

A Maricarmen Lavado, porque sin sus horas invertidas en la universidad y sin sus nervios desbordados esto no hubiera sido posible.

ÍNDICE

ABREVIATURAS	1
IMPORTANCIA Y JUSTIFICACIÓN	7
HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	11
1. HIPÓTESIS	13
2. OBJETIVO PRINCIPAL	13
3. OBJETIVOS SECUNDARIOS	13
INTRODUCCIÓN	15
1. DESCRIPCIÓN DE LA CÓRNEA	17
2. EXPLORACIÓN DE LAS PROPIEDADES ESTRUCTURALES	20
2.1. IMPORTANCIA DE LA PAQUIMETRÍA CORNEAL	20
2.2. PAQUIMETRÍA EN UN PUNTO	20
2.2.1. PAQUÍMETRO ÓPTICO	21
2.2.2. MICROSCOPIA CONFOCAL	22
2.2.3. PAQUIMETRÍA ULTRASÓNICA	22
2.2.4. REFLECTOMETRÍA DE BAJA COHERENCIA	23
2.3. TOMOGRAFÍA	24
2.3.1. TOMOGRAFÍA ULTRASÓNICA	24
2.3.2. TOMOGRAFÍA ÓPTICA	27
2.3.3. TOMOGRAFÍA DE COHERENCIA ÓPTICA (OCT-SA)	29
2.3.4. COMPARATIVA DE MODALIDADES	32
2.4. EXPLORACIÓN DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS	32
3. EXPLORACIÓN DE LAS PROPIEDADES REFRACTIVAS	35
3.1. EJES, PUNTOS DE REFERENCIA Y ZONAS EN EL SISTEMA OCULAR	35
3.2. PROPIEDADES REFRACTIVAS DE LA CÓRNEA NORMAL	37
3.3. MÉTODOS DE REFLEXIÓN	38
3.3.1. KERATÓMETROS	38
3.3.2. KERATOSCOPIOS Y VIDEOKERATOSCOPIOS	40
3.3.3. MÉTODOS DE ELEVACIÓN	43
3.3.4. LEDs MULTICOLOR	44
3.4. MÉTODOS DE PROYECCIÓN (TOMÓGRAFOS)	45
3.4.1. BARRIDO DE HENDIDURA	45
3.4.2. CÁMARA DE SCHEIMPFLUG ROTACIONAL	46
3.4.3. COMPARATIVA APARATOS	48
3.5. TIPOS DE MAPAS	51
3.5.1. MAPAS REFRACTIVOS	51
3.5.2. MAPAS DE ELEVACIÓN	55
3.5.3. MÓDULO DE BELIN-AMBROSIO	55

1. DISEÑO DEL ESTUDIO Y SELECCION DE LA MUESTRA	61
1.1. DISEÑO DEL ESTUDIO	61
1.2. CONSENTIMIENTO INFORMADO	61
1.3. SELECCIÓN DE LA MUESTRA	61
2. MATERIAL	62
2.1. MATERIAL EXPLORATORIO CONVENCIONAL	62
2.2. MATERIAL EXPLORATORIO ESPECÍFICO	63
2.2.1. PENTACAM®	63
2.2.2. IOLMASTER®	67
3. MÉTODO	68
3.1. PROTOCOLO DE EXPLORACIÓN OFTALMOLÓGICA BÁSICA	68
3.2. PROTOCOLO DE EXPLORACIONES ESPECÍFICAS	68
3.2.1. PENTACAM®	68
3.2.2. IOLMASTER®	71
4. CREACIÓN DE BASE DE DATOS	72
4.1. CURVATURA ANTERIOR	73
4.2. CURVATURA POSTERIOR	74
4.3. RELACIÓN CARA ANTERIOR Y POSTERIOR	76
4.4. PAQUIMETRÍA	76
4.5. ELEVACIONES	78
4.6. CÁMARA ANTERIOR	78
5. ANÁLISIS ESTADÍSTICO	78
5.1. ESTUDIO DESCRIPTIVO	79
5.2. ESTUDIO COMPARATIVO	79
5.3. ESTUDIOS DE REGRESIÓN	79

RESULTADOS

1. ESTUDIO DESCRIPTIVO DE LA MUESTRA GLOBAL	83
1.1. PARÁMETROS DE CURVATURA	83
1.1.1. DE CARA ANTERIOR	83
1.1.1.1. EN PUNTOS, ANILLOS Y ZONAS	83
1.1.1.2. DE SIMETRÍA INFERIOR-SUPERIOR	85
1.1.1.3. DE PROGRESIÓN A PERIFERIA	86
1.1.2. DE CARA POSTERIOR	87
1.1.2.1. EN PUNTOS, ANILLOS Y ZONAS	88
1.1.2.2. DE SIMETRÍA INFERIOR-SUPERIOR	89
1.1.2.3. DE PROGRESIÓN A PERIFERIA	89
1.1.3. RELACIÓN CARA ANTERIOR-CARA POSTERIOR	90
1.2. PARÁMETROS DE PAQUIMETRÍA	92
1.2.1. EN PUNTOS Y CUADRANTES	92
1.2.2. DE SIMETRÍA SUPERIOR-INFERIOR	93
1.2.3. DE PROGRESIÓN A PERIFERIA	94

1.3. PARÁMETROS DE ELEVACIÓN	95
1.3.1. EN PUNTOS	95
1.3.2. PARÁMETROS DEL BELIN-AMBROSIO	96
2. ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE GRUPOS	98
2.1. POR SEXO	98
2.1.1. PARÁMETROS DE CURVATURA	98
2.1.1.1. DE CARA ANTERIOR	98
2.1.1.2. DE CARA POSTERIOR	100
2.1.1.3. RELACIÓN CARA ANTERIOR-CARA POSTERIOR	101
2.1.2. PARÁMETROS DE PAQUIMETRIA	101
2.1.3. PARÁMETROS DE ELEVACION	102
2.2. POR REFRACCIÓN	104
2.2.1. PARÁMETROS DE CURVATURA	105
2.2.1.1. DE CARA ANTERIOR	105
2.2.1.2. DE CARA POSTERIOR	106
2.2.1.3. RELACIÓN CARA ANTERIOR-CARA POSTERIOR	107
2.2.2. PARÁMETROS DE PAQUIMETRIA	108
2.2.3. PARÁMETROS DE ELEVACION	109
2.3. POR AXL	110
2.3.1. PARÁMETROS DE CURVATURA	111
2.3.1.1. DE CARA ANTERIOR	111
2.3.1.2. DE CARA POSTERIOR	112
2.3.1.3. RELACIÓN CARA ANTERIOR-CARA POSTERIOR	113
2.3.2. PARÁMETROS DE PAQUIMETRIA	114
2.3.3. PARÁMETROS DE ELEVACION	115
3. MODELO 1 DE REGRESIÓN MULTIVARIANTE	116
3.1. PARÁMETROS DE CURVATURA	116
3.1.1. DE CARA ANTERIOR	116
3.1.2. DE CARA POSTERIOR	122
3.1.3. RELACIÓN CARA ANTERIOR-CARA POSTERIOR	127
3.2. PARÁMETROS DE PAQUIMETRÍA	128
3.3. PARÁMETROS DE ELEVACIÓN	133
4. MODELO 2 DE REGRESIÓN MULTIVARIANTE	136
5. MODELO 3 DE REGRESIÓN MULTIVARIANTE	137
6. MODELO 4 Y 5 DE REGRESIÓN MULTIVARIANTE	144

DISCUSIÓN 147

1. PARÁMETROS DE CURVATURA	149
1.1. DESCRIPCIÓN DE LA CARA ANTERIOR	149
1.1.1. VALORES CENTRALES DE CARA ANTERIOR	149
1.1.2. SIMETRÍA VERTICAL O RATIO I-S	158
1.1.3. EVOLUCIÓN DE LA CARA ANTERIOR DEL CENTRO A LA PERIFERIA	159
1.2. DESCRIPCIÓN DE LA CARA POSTERIOR	164
1.2.1. VALORES CENTRALES DE CARA POSTERIOR	164
1.2.2. SIMETRÍA VERTICAL	167

1.2.3. EVOLUCIÓN DE LA CARA POSTERIOR DEL CENTRO A LA PERIFERIA	167
1.3. RELACIÓN CARA ANTERIOR Y POSTERIOR	169
1.3.1. RATIO A/P	169
1.3.2. MAPAS TNP Y TCRP	172
1.4. ASTIGMATISMO	173
1.4.1. ASTIGMATISMO ANTERIOR	173
1.4.2. ASTIGMATISMO POSTERIOR:	175
1.4.3. RELACIÓN ENTRE EL ASTIGMATISMO ANTERIOR Y POSTERIOR	178
2. PARÁMETROS DE PAQUIMETRÍA	182
2.1. PAQUIMETRÍA CENTRAL (ÁPEX)	182
2.2. PAQUIMETRÍA DE MÍNIMO ESPESOR (THINNEST)	189
2.3. PAQUIMETRÍA PERIFÉRICA:	193
3. PARÁMETROS DE ELEVACIONES Y MÓDULO DE BELIN-AMBROSIO	199
3.1. ELEVACIONES ANTERIORES	199
3.2. ELEVACIONES POSTERIORES	201
3.3. PARAMETROS DEL BAD:	204
APORTACIONES ORIGINALES	209
LIMITACIONES:	211

CONCLUSIONES **213**

BIBLIOGRAFÍA **217**

RESULTADOS ¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.

ABREVIATURAS

PRK: Photorefractive keratectomy (Queratectomía fotorefractiva)

LASIK: Laser assisted in situ Keratomileusis (Queratomileusis asistida por laser in situ)

LASEK: Laser Assisted Subepithelial Keratomileusis (Queratomileusis asistida por laser subepitelial)

Fig.: Figura

EEUU: Estados Unidos.

BMU: Biomicroscopía ultrasónica

OCT: Optical Coherence Tomography (Tomografía de coherencia óptica)

CCT: Central Corneal Thickness (Grosor Corneal Central)

IC: Intevalo de confianza

DS: Desviación estándar

CoR: Coeficiente de repetibilidad

CV: Coeficiente de variación

ICC: Interclass Correlation Coefficient (Coeficiente de correlación intraclase)

TD- OCT: Time- Domenin OCT (Tomografía de coherencia óptica de dominio temporal)

SD- OCT: Spectral- Domein OCT (Tomografía de coherencia óptica de dominio espectral)

FD- OCT: Fourier- Domein OCT (Tomografía de coherencia óptica de dominio Fourier)

SS- OCT: Swept- Source OCT (Tomografía de coherencia óptica Swept-Source)

OCT-SA: Tomografía de coherencia óptica de segmento anterior

SLD: Super-Luminiscent Diode (Diodo superluminiscente)

SSL: Swept Source Laser

UHR- OCT: Tomografía de coherencia óptica Ultrahigh-resolution

OLCR: Optical Low- Coherence Reflectometry (Reflectometría óptica de baja coherencia)

USP: Ultrasound Pachymetry (Paquimetría ultrasónica)

SimK: Keratometría simulada

A/P: Anteroposterior

TCRP: Total Corneal Refractive Power (Mapa de poder refractivo total)

TNP: True Net Power (Potencia corneal real)

BFS: Best Fit Sphere (Mejor esfera de referencia)

CTSP: Corneal Thickness Spatial Profile (Perfil espacial del grosor corneal)

PTI: Percentage Thickness Increase (Porcentaje de incremento de grosor)

RPI o PPI: Rate of Progression Index o Pachymetric Progression Index (Índice de progresión paquimétrica)

Avg: Average (Media aritmética)

Max: Máximo

Min: Mínimo

ART: Ambrosio's Relational Thickness

LED: Light-Emitting Diode (Diodo emisor de luz)

UV: Ultravioleta

AXL: Axial Length (Longitud axial)

WW: White-White (Blanco-Blanco)

K: Keratometría

SAG: Sagital

FRONT: Frontal

Astig: astigmatismo

d: Diámetro

Km: Keratometría media

K1: Keratometría central plana o mínima

K2: Keratometría central curva o máxima

I-S: Simetría Inferior-Superior

S-I: Simetría superior-inferior

r: Radio

Asph: Asphericity (Asfericidad)

Q: Asfericidad

Pachy: Pachymetry (Paquimetría)

DIF: Diferencia

Dist: Distancia

Prog: Progresión

D: Diámetro

Ele: Elevación

BAD: Belin-Ambrosio Display (Módulo Belin-Ambrosio)

D: Dioptrías

SN: Superonasal

ST: Superiotemporal

IN: Inferonasal

IT: Inferotemporal

Esf: Esfera

RX: Refracción

ACD: Anterior Chamber Depth (Profundidad de cámara anterior)

ENDO: endotelio

Vol Cor: Volumen Corneal

DT: Desviación Típica

R²: Coeficiente de determinación

IMPORTANCIA Y JUSTIFICACIÓN

Hace ya varias décadas comenzó el desarrollo e implantación de la cirugía refractiva corneal. Las primeras técnicas basadas en la keratotomía radial y que alcanzaron su esplendor en la década de los 80, fueron sustituidas por la cirugía con láser excimer dada su mayor precisión y menor número de complicaciones. La cirugía refractiva corneal con láser a través de sus dos técnicas más conocidas y extendidas como son la PRK y el LASIK, con sus variantes como epi-LASIK, LASEK, Femto-LASIK, etc. tienen como objetivo fundamental modificar la curvatura de la córnea sin provocar alteraciones de la transparencia y que esas transformaciones por aplanamiento sean limitadas, ya que un excesivo adelgazamiento de la córnea produce complicaciones severas que reducen la agudeza visual y alteran la propia estructura de la córnea.

Las cirugías de superficie como la PRK y sus derivadas tienen menos tendencia a producir lesiones del tipo ectasia corneal. Su mayor peligro radica en la aparición de la cicatriz corneal conocida con el nombre de “haze”. La aparición de la mitomicina en la cirugía refractiva supuso un avance muy importante para evitar esa complicación. Sin embargo, el retraso en la cicatrización corneal y en la recuperación visual hacen que las técnicas de superficie se utilicen esencialmente cuando hay alguna contraindicación para la cirugía prínceps, que podemos considerar que es el LÁSIK. Pero precisamente la gran complicación del LASIK es que al actuar más profundamente puede producir un debilitamiento de la estructura interna de la córnea y provocar la temida ectasia.

La ectasia se produce esencialmente por tres problemas:

- En primer lugar, por un excesivo adelgazamiento de la córnea,
- en segundo lugar, por una ablación excesivamente profunda,
- y en tercer lugar por un fallo en la detección de un queratocono subclínico.

Los dos primeros aspectos tendríamos que considerarlos totalmente iatrogénicos y por tanto fácilmente prevenibles mediante la utilización de algoritmos de decisión muy rigurosos y estrictos que eviten ablaciones demasiado agresivas y la utilización de microkeratomos tanto mecánicos como asistidos por láser que nos garanticen un colgajo fino, preferiblemente por debajo de las cien μ .

Actualmente, el problema más importante, por tanto, sería la dificultad para la detección precoz de queratocono subclínico, ya que estas córneas tienen severos problemas estructurales en las que un abordaje quirúrgico de adelgazamiento va a desencadenar inexorablemente la ectasia.

Este es el gran temor de los cirujanos experimentados. Se necesita una prueba que permita detectar esos cuadros subclínicos y prevenir la aparición de la complicación más temida e importante. Porque, aunque porcentualmente y estadísticamente la tasa sea muy baja, estamos hablando de una cirugía electiva donde prácticamente no cabe la posibilidad de complicaciones serias, siendo lógicamente muy mal toleradas por los pacientes y por los propios cirujanos.

El objetivo fundamental de la investigación por tanto debe ser identificar las córneas con riesgo de aparición de ectasia. Para ello debemos buscar signos que nos sirvan como indicadores de riesgo. Y por eso debemos establecer la normalidad, los valores de las córneas sanas, para establecer el perfil típico de una córnea estadísticamente normal y consecuentemente identificar aquellos signos que se apartan de esos límites. Su detección es clave para garantizarnos la mayor seguridad posible en la cirugía corneal.

Para medir el poder refractivo de la superficie corneal y de la córnea global, así como el análisis de su morfología, se han utilizado distintos sistemas basados en diferentes principios: por ejemplo la antigua queratometría tipo Javal o la topografía de reflexión (discos de Plácido), sistemas de escáner ocular mediante proyección de hendidura o mixtos (Orbscan I-II) o sistemas de escáner ocular basado en la cámara rotatoria o Scheimpflug (Pentacam). Actualmente existen nuevos dispositivos que aportan informaciones que pueden resultar complementarias.

Nosotros hemos utilizado el sistema escáner ocular basado en la cámara rotatoria dado que es el más extendido y para el que existen más resultados que nos permiten establecer comparaciones.

En esta tesis doctoral queremos analizar, en un estudio poblacional en pacientes no seleccionados, las características de las córneas sanas mediante los parámetros más importantes como la paquimetría, la curvatura y la elevación para establecer los patrones de normalidad, para tipificar y caracterizar la córnea en la población sana. Además, queremos someter a evaluación el comportamiento de un test ampliamente extendido para la detección de pacientes con riesgo de ectasia como es el test de Belin Ambrosio.

HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

1. HIPÓTESIS

La tomografía corneal con cámara rotacional de Scheimpflug es una técnica de exploración eficaz para analizar la relación de los parámetros corneales de curvatura, paquimetría y elevación que explora así como la relación con otros factores oculares como la longitud axial y el diámetro horizontal corneal y otras características del sujeto como la edad y el sexo.

2. OBJETIVO PRINCIPAL

Evaluar la córnea para definir los valores de normalidad en una población sana de parámetros de curvatura (keratometría media y astigmatismo central) de la cara anterior y posterior, paquimetría (grosor corneal en el ápex y el punto más fino) y elevación (distancia a una esfera de referencia en el punto más fino) de la cara anterior y posterior.

3. OBJETIVOS SECUNDARIOS

- 1) Evaluar la córnea para definir los valores de normalidad en una población sana de parámetros específicos de Curvatura:
 - a. Keratometrías medias y astigmatismos paracentrales y periféricas de la cara anterior y posterior.
 - b. Diferencia de curvatura Inferior-Superior de la cara anterior y posterior.
 - c. Progresión de Keratometría del centro a periferia de la cara anterior y posterior.
 - d. Asfericidad a 6 mm de ápex de la cara anterior y posterior.
 - e. Relación de cara anterior y posterior mediante el ratio A/P y las keratometrías TNP y TCRP.

- 2) Evaluar la córnea para definir los valores de normalidad en una población sana de parámetros específicos de Paquimetría:
 - a. Distancia y diferencia de grosor corneal entre ápex y el punto más fino.
 - b. Grosor paracentral y periférico corneales, así como en cuadrantes.
 - c. Diferencia de grosor Superior-Inferior.

- d. Progresión del grosor del punto más fino a periferia.
- 3) Evaluar la córnea para definir los valores de normalidad en una población sana de parámetros específicos de Elevación:
- a. Elevaciones en ápex de la cara anterior y posterior.
- 4) Evaluar la córnea para definir los valores de normalidad en una población sana de parámetros específicos del módulo de Belin-Ambrosio (BAD):
- a. Parámetro Df.
 - b. Parámetro Db.
 - c. Parámetro Dp.
 - d. Parámetro Dt.
 - e. Parámetro Dam.
 - f. Parámetro D.
- 5) Comparar los parámetros de los objetivos secundarios 1), 2), 3) y 4) entre grupos según sexo (hombres vs mujeres), refracción (miopes vs hipermétropes), longitud axial (ojos cortos vs largos).
- 6) Estudiar la posible relación e interacción de los parámetros sexo, edad, diámetro horizontal corneal y longitud axial ocular sobre los parámetros de los objetivos secundarios 1), 2), 3) y 4) mediante modelos de regresión logística.
- 7) Evaluar la influencia de la curvatura central en algunos parámetros concretos de curvatura (Asfericidad a 6 mm de la cara anterior y posterior), de paquimetría (grosor en el thinnest, distancia y diferencia entre ápex-thinnest) y de elevación (elevación en el thinnest de la cara anterior y posterior y parámetros del BAD).
- 8) Evaluar la influencia del grosor corneal (thinnest) en algunos parámetros concretos de curvatura (keratometría y astigmatismo central de cara anterior y posterior y Asfericidad a 6 mm de la cara anterior y posterior) y de elevación (elevación en el thinnest de la cara anterior y posterior y parámetros del BAD).

INTRODUCCIÓN

1. DESCRIPCIÓN DE LA CÓRNEA

Como parte del segmento anterior del ojo, la córnea supone una entrada transparente y protegida para que la luz penetre en el ojo y sea procesada a través de las vías visuales. Dentro del segmento anterior, la parte más importante para la formación de la imagen es la córnea, que gracias a esta transparencia y su poder refractivo actúa como lente natural que enfoca las imágenes hacia el interior del ojo.

La córnea está formada, por lo tanto, por 5 capas que se encargan de mantener la rigidez y transparencia corneal (Fig. 1):

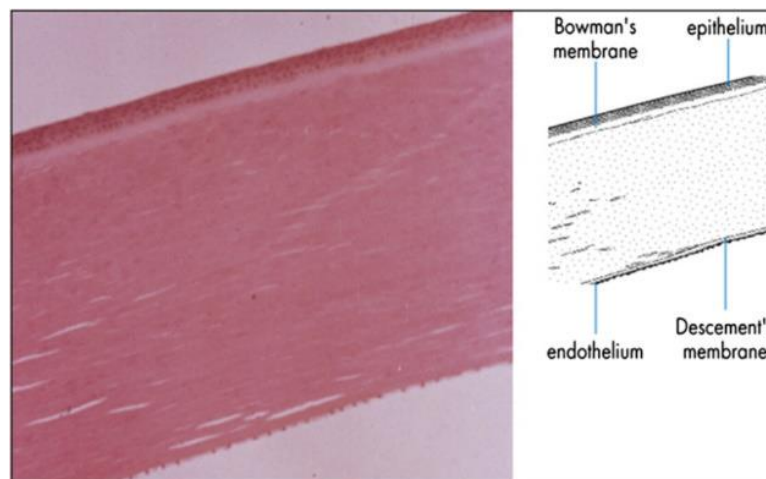


Figura 1.- Sección transversal de la córnea y esquema de sus cinco capas: epitelio, capa de Bowman, estroma, membrana de Descemet y endotelio. *Extraído de Del Monte et al. 2011(2)*

A. El **epitelio** es la capa más superficial. Está formada por un epitelio compuesto, estratificado, escamoso y no queratinizado que supone el 5-10% del grosor corneal total (50 μ). Las células epiteliales basales están unidas fuertemente por hemidesmosomas y segregan la lámina basal, formada principalmente por colágeno tipo IV, laminina y otras proteínas. Estas células son las encargadas de regenerar el epitelio a partir de la migración centrípeta (hacia el centro) de las células madre perilimbares y la diferenciación en células alares y por último en escamosas que terminan por descamarse hacia la lágrima en un proceso que dura entre 7 a 10 días(1). (Fig. 2).

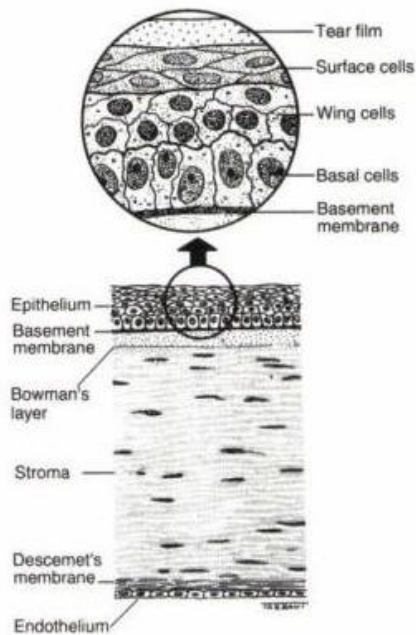


Figura 2.- Esquema de las cinco capas corneales.

En aumento, las capas epiteliales:

- Células basales y Membrana Basal
- Células alares
- Células escamosas

Extraído de Kanski. *Clinical Ophthalmology. A Systematic Approach*. 6ª Ed.

B. La capa de Bowman es una resistente capa acelular de fibras de colágeno de 8 a 20 μ de grosor (media 16,20 μ).

C. El **estroma** es la capa más gruesa de la córnea (supone el 90% del grosor total), formada principalmente por la matriz extracelular que generan los queratocitos, compuesta de colágeno (mayoritariamente tipo I) junto con proteoglicanos (dermatan, keratan y condroitin sulfato). La rigidez del estroma corneal anterior parece particularmente importante en la preservación de la curvatura corneal(2).

D. La **membrana de Descemet** constituye la membrana basal del endotelio, formada principalmente por colágeno tipo IV.

E. El **endotelio** es la capa más profunda de la córnea, en contacto con el humor acuoso. Está formada por una monocapa de células estrechamente interdigitadas y dispuestas en un patrón hexagonal, con pequeños microvilli proyectados hacia el humor acuoso.

La transparencia corneal, propiedad fundamental de esta estructura, se consigue gracias a tres factores:

A. La **ausencia de vasos** (avascularidad), ya que la córnea se nutre mediante la difusión de glucosa desde el humor acuoso y la difusión de oxígeno a través de la película lagrimal y la circulación limbar que aporta oxígeno a la córnea periférica.

B. La **distribución regular** en red tridimensional de las fibras del estroma (de tamaño y separación uniformes), que genera una dispersión mínima de luz.

C. La **relativa deshidratación** del estroma corneal (contenido de agua del 78%) conseguida gracias a la bomba endotelial y la integridad epitelial que evita el paso de lágrima al estroma por sus fuertes uniones (Fig. 3).

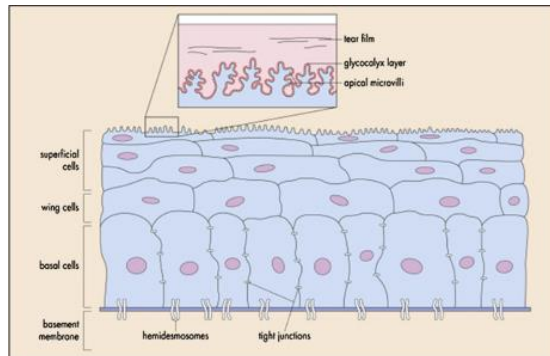


Figura 3.- Esquema de las capas epiteliales y sus uniones.
Extraído de Del Monte et al. 2011(2)

La película lagrimal nutre la córnea aportando oxígeno y factores de crecimiento, lava el detritus de la superficie ocular y la protege gracias a los agentes antimicrobianos que contiene, como la IgA. Además, tiene también una importante función refractiva al constituir la primera interfase que se encuentra la luz al entrar en el ojo.

De hecho, aunque histológicamente las células escamosas más superficiales del epitelio constituyen una superficie irregular debido a que presentan unas prolongaciones llamadas microvilli y microplícae (Fig.4), al estar provistas de glicocáliz que fija la película lagrimal al epitelio, el resultado final es una unidad (epitelio-film lagrimal) con una superficie ópticamente lisa(1-3).

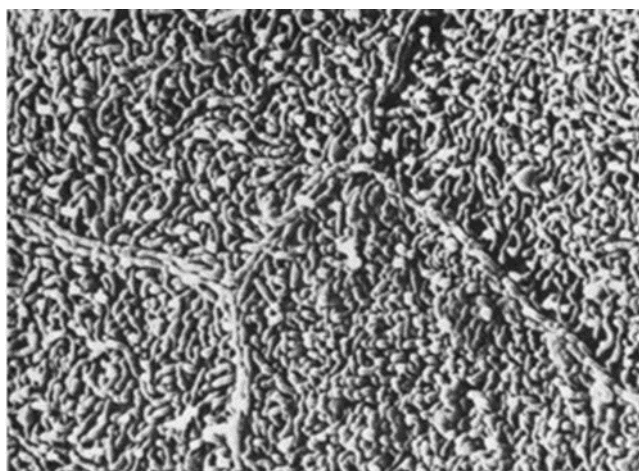


Figura 4.- Imagen de la superficie epitelial mediante microscopio de barrido de electrones.
Extraído de Duane's Foundations of Clinical Ophthalmology. 7ª Ed.

Las propiedades estructurales de la córnea, como barrera externa del globo ocular, se evalúan mediante la medición del grosor (paquimetría), mientras que las propiedades mecánicas se evalúan mediante la deformabilidad (histéresis).

Por otra parte, las propiedades refractivas de la córnea, como lente natural que contribuye al enfoque de la imagen en la retina, pueden ser evaluadas mediante la medición de sus características ópticas (topografía).

2. EXPLORACIÓN DE LAS PROPIEDADES ESTRUCTURALES

2.1. IMPORTANCIA DE LA PAQUIMETRÍA CORNEAL

El grosor central de la córnea es un indicador indirecto del metabolismo y el estado de hidratación corneal, por lo que se correlaciona con la salud general de la córnea y la función endotelial(4,5). Además, el estudio del grosor central permite realizar ajustes en las cifras de tensión intraocular(6).

En el campo de la cirugía refractiva, la paquimetría central resulta imprescindible en la planificación de la ablación(7) y junto con el estudio de la paquimetría periférica juega un papel importante en la evaluación de riesgo de ectasia corneal(8).

2.2. PAQUIMETRÍA EN UN PUNTO

A la hora de medir el grosor corneal en un punto, existen diferentes **metodologías de cálculo** que pueden variar el resultado de la medición y es interesante conocer(9) (Fig.5):

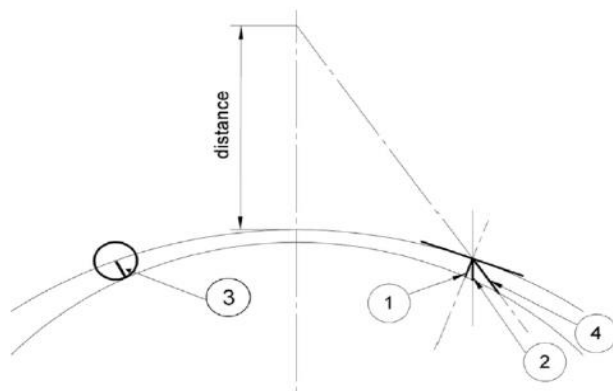


Figura 5.- Métodos de cálculo del grosor corneal.

1. Perpendicular a la superficie.
2. Sección vertical paralela.
3. Distancia mínima.
4. Desde un punto a la distancia.

Extraído de Villavicencio et al. 2014. (9)

1. **Perpendicular a la superficie (normal-to-the surface):** El empleado en los ultrasonidos. Válido para secciones corneales perpendiculares al plano del epitelio (incisiones arcuatas, incisión anillos, keratotomía radial...).
2. **Sección vertical paralela:** Utilizada en algunos láseres femtosegundo traslacionales (LDV, Ziemer AG...).
3. **Distancia mínima:** Útil en la evaluación de ectasias posteriores y planificación de implantación de anillos (Fig.6).
4. **Desde un punto en la distancia:** usada por la mayoría de los láseres excímer.

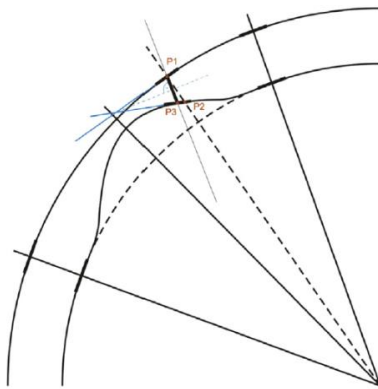


Figura 6.- Utilidad del cálculo del grosor corneal utilizando la distancia mínima frente al "normal-to-the-surface" en valoración de ectasias corneales. La distancia desde P1 a P3, que representa la mínima distancia, es menor que la distancia P1 a P2, que representa la tangente "normal-to-the-surface".
 Extraído de Villavicencio et al. (9)

Además de las distintas metodologías de cálculo, también podemos clasificar los métodos paquimétricos según el principio que utilizemos para la medición:

2.2.1. PAQUÍMETRO ÓPTICO

Popularizado en 1950 por Maurice y Giardini, mide la paquimetría evaluando secciones oblicuas de la córnea, divididas mediante prismas divisores, y alineando las imágenes divididas de tal manera que las capas epiteliales y endoteliales coincidan(9) (Fig. 7).

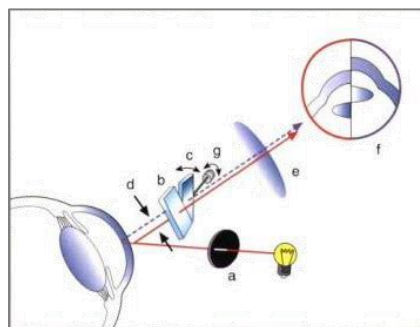


Figura 7.- Esquema de un paquímetro óptico.
 Extraído de la colección de la Academia Americana de Oftalmología (Optica clínica)

La principal ventaja de este método es su sencillez, bajo costo y el no necesitar contacto con la córnea del paciente.

Sin embargo, las medidas de grosor corneal obtenidas con estos métodos suelen ser mayores y más dispersas que las obtenidas con los ultrasonidos(10).

Otro método distinto, utilizado en los microscopios especulares, mide el grosor corneal una vez que se enfoca el endotelio, tomando como referencia la superficie epitelial.

2.2.2. MICROSCOPIA CONFOCAL

Los microscopios confocales emiten luz sobre una pequeña área de la córnea y captan solamente la luz reflejada que esté en el foco a estudio. De esta manera se obtienen secciones ópticas transversales muy finas y de gran resolución. Gracias a no ser un método invasivo, permite estudiar los cambios ultraestructurales de la córnea en el tiempo(11) (Fig.8).

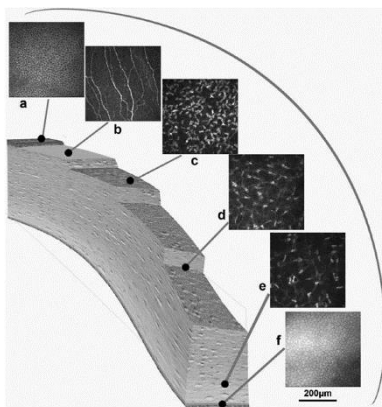


Figura 8.- Microscopía confocal in vivo de una córnea humana normal:

- a) capa basal del epitelio
- b) plexo nervioso sub-basal
- c), d) y e) estromas anterior, medio y posterior
- f) endotelio

Extraído de Belin et al 2010 (11)

Uno de los últimos modelos, el Heidelberg Retina Tomograph II Rostock Corneal Module®, ha sido modificado recientemente como un prototipo que permite realizar mediciones paquimétricas que concuerdan con datos de paquimetría ultrasónica en estudios preliminares con conejos(12).

2.2.3. PAQUIMETRÍA ULTRASÓNICA

Introducida en los años 80, la paquimetría mediante ultrasonidos es la técnica utilizada clásicamente para determinar el valor del grosor corneal central y durante mucho tiempo considerada el “gold standard” gracias a los siguientes factores:

- I. Facilidad de manejo: la técnica es simple y rápida. Los equipos son compactos y portátiles, con la posibilidad de desplazarlos entre consulta y quirófano.
- II. El menor precio de los equipos: comparado con otros métodos.
- III. Alta repetibilidad (4-6 μ)(10) y buena reproducibilidad(13).

La medición se realiza activando un material piezoeléctrico en el sistema que emite una onda ultrasónica de alta frecuencia (20 a 50 MHz) a través de la córnea. Ésta se refleja en la interfase endotelio-humor acuoso en forma de eco hacia el sistema, que la detecta. El grosor corneal se calcula basándose en el tiempo que ha tardado en regresar el eco y teniendo en cuenta la velocidad del sonido en la córnea (1640 m/s). Cada medición realizada es la media de miles de ecos ultrasónicos, consiguiendo una seguridad de $\pm 5 \mu$ y una resolución de hasta $\pm 1 \mu$.

Sin embargo, este método presenta la principal desventaja de necesitar un contacto con la superficie corneal. Esto implica el uso de anestésico tópico, lo que es molesto para el paciente, y la posibilidad de artefactar las mediciones. Por otra parte, la exactitud de la medida depende de la perpendicularidad del terminal en la córnea y la reproducibilidad de la colocación de la sonda en el centro corneal, así como la presión ejercida sobre ella.

2.2.4. REFLECTOMETRÍA DE BAJA COHERENCIA

Este método, basado en la interferometría de Michelson y utilizado por primera vez por Fercher en 1988 en el análisis de tejidos biológicos in vivo, emplea un diodo superluminiscente para generar un haz de 820nm de longitud de onda y de 20-30nm de ancho de banda para la medición de las distintas capas oculares.

El **Lenstar LS900**[®] (Haag-Streit AG[®], Koeniz, Suiza) (Fig. 9) utiliza este método para realizar la medición del grosor corneal central, entre otras mediciones. El sistema realiza 5 mediciones en menos de 30 segundos y presenta los valores medios de manera automatizada sin necesidad de manipulación por parte del observador.

La principal ventaja de este método es su rapidez de medición y la no necesidad de contacto con la córnea del paciente, así como su excelente repetibilidad intraoperador de 10 μ m y reproducibilidad interoperador(14).

Figura 9.- Lenstar[®] LS900.
Extraído de/www.ophtalmicdata.com/products



2.3. TOMOGRAFÍA

Los tomógrafos son aparatos diseñados para la toma de imágenes de secciones transversales de la córnea (Cross-sections o B-scans) mediante diferentes métodos (ultrasónicos, ópticos, de coherencia óptica...). Gracias a estas imágenes, es posible la medición automática del grosor corneal a lo largo de toda la sección transversal de la córnea. Al obtener múltiples B-scans, el software de detección de capas es capaz de desarrollar un mapa paquimétrico de diferentes áreas corneales (Fig.10)

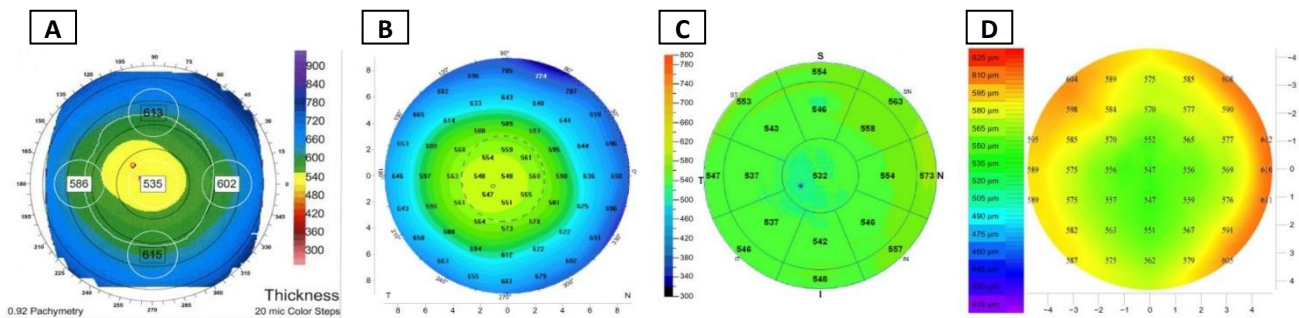


Figura 10.- Mapas de grosor corneal del mismo paciente obtenidos secuencialmente el mismo día mediante A) Orbscan II, B) Oculyzer II, C) OptoVue OCT y D) Artemis II.
Extraído de Kanellopoulos et al. 2013 (56) y Randleman et al. 2015 (174).

2.3.1. TOMOGRAFÍA ULTRASÓNICA

A principios de la década de 1990, Pavlin desarrolló el primer instrumento basado en la **Biomicroscopía ultrasónica (BMU)** para uso oftalmológico. Hoy en día, los sistemas utilizan ultrasonidos de alta frecuencia (50MHz) para realizar B-Scans del segmento anterior con una de resolución de 30-50 μ (Fig.11).

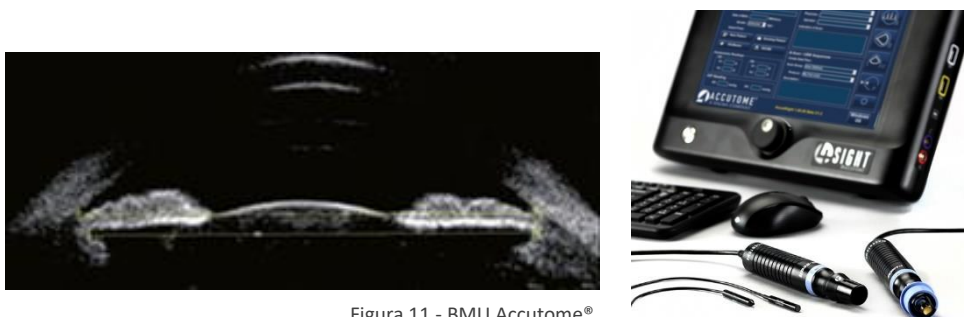


Figura 11.- BMU Accutome®

La principal ventaja de este método es que no está afectado por la opacidad de medios y ofrece la mayor profundidad de imagen hasta el momento.

Las principales desventajas son:

- La ausencia de punto de fijación, lo que dificulta el centrado. Algunos autores centran el escáner en pupila buscando el mayor diámetro pupilar.
- La falta de perpendicularidad, que puede solventarse buscando el eco más brillante en tiempo real.
- La necesidad de tumbar al paciente.
- Requiere la inmersión en un medio acuoso/viscoso, con el consecuente uso de anestésico y molestia para el paciente, así como un consumo excesivo de tiempo para su realización.
- La menor velocidad de escaneado.

El sistema **Arc-Scanning VHFUS®** (Scott Philips Engineering®, Victoria, BC, Canadá) (Fig.12) es un escáner que utiliza ultrasonidos de muy alta frecuencia (UltraHighFrequency, de 20 a 60Mhz) similar a la BMU con una serie de mejoras frente a ella que le otorgan las siguientes ventajas(15):

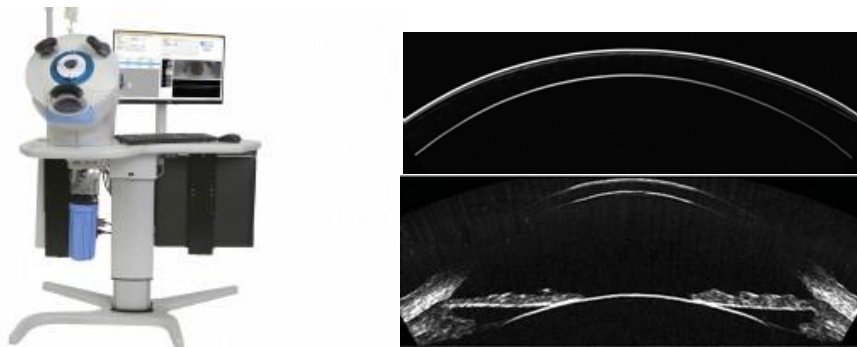


Figura 12.- ArcScan Insight 100® e imagen del segmento anterior y córnea conseguida con éste aparato.
Extraído de www.arcscan.com/solutions/arcscan-insight-system

- Mayor resolución de imagen (hasta 1μ de resolución axial en modo córnea). Los barridos de los B-scan se realizan en un movimiento arqueado similar a la curvatura anterior corneal, lo que consigue mayor perpendicularidad durante todo el barrido (mejor sensibilidad y menor distorsión por refracción) (16).

- Centrado de los B-Scan en el vertex corneal, gracias un punto de fijación para el paciente (coaxial al vertex corneal y al centro de rotación del sistema de escaneado) y a la monitorización de la pupila por una cámara infrarroja.
- Realización de la prueba con el paciente sentado, lo que mejora la comodidad.

Sobre los métodos ópticos de hendidura con luz (Scheimpflug o similares), la principal ventaja es que el Arc-scan tiene suficiente resolución para medir directamente las subcapas de la córnea (epitelio, flap, interfase en cirugías lamelares...).

Las principales desventajas, compartidas con la BMU, siguen siendo que requiere la inmersión del ojo en una solución salina al 0,9% para realizar la medición correctamente(16). Además, la obtención de los escáneres es relativamente lenta (hasta 2-3 minutos por cada ojo) comparado con otras modalidades de imagen como los métodos Scheimpflug y OCT de segmento anterior (17). En la tabla 1 se muestran las diferencias técnicas y de repetibilidad entre los diferentes tomógrafos ultrasónicos según la revisión de Reinstein et al.(18) y otras aportaciones de la literatura.

	ARTEMIS	VuMAX	HI-SCAN	EYE CUBED	Lin50
Fabricante	ArcScan	Sonomed	Optikon	Ellex/Innovative	Quantel
Resolución Axial	21 μ	80 μ	<50 μ	75 μ	35 μ
Resolución lateral	20 μ	420 μ	<50 μ	150 μ	60 μ
Tamaño del scan (ancho x profundidad)	11 x 3,2 mm	-	-	-	16 x 9-11 mm
Sondas disponibles	10 a 60 MHz	35 o 50 MHz	12 a 50 MHz	20 MHz	50 MHz
Módulo de córnea CCT (Vertex)	✓	✗	✓	✗	✓
Repetibilidad	1,68	3,9	14,9	-	-
IC 95%	3,29	-	29,20	-	-
DS de N medidas	1,68 μ	-	-	-	-
CoR	3,29	-	-	-	-
CV	0,35	-	-	-	-

Trama punteada: repetibilidad reportada por el fabricante.

Datos reportados en estudios publicados:

Sw: Desviación estándar de las medidas repetidas intrasujeto. $Sw = \sqrt[2]{Sw^2}$

CoR: Coeficiente de repetibilidad. $CoR = 1,96 \times \sqrt[2]{2 \times Sw^2}$ o simplificado $CoR = 2,77 \times Sw$

CV: Coeficiente de variación $CV = \frac{Sw}{Media\ de\ medidas}$

Tabla 1.- diferencias técnicas y de repetibilidad entre los distintos tomógrafos ultrasónico

2.3.2. TOMOGRAFÍA ÓPTICA

Los métodos ópticos, introducidos comercialmente por primera vez a mediados de los años 90(11), generan secciones ópticas transversales de la córnea (B-Scan) utilizando diferentes fuentes de luz en forma de hendidura; captándolas bien en forma de barrido o de forma rotacional.

El principal sistema de barrido, el **Orbscan II**[®] (Bausch & Lomb[®], Irvine, EEUU) capta 40 secciones transversales paralelas y segmentadas en 1,5 segundos (20 hendiduras desde el lado izquierdo y otras 20 desde el lado derecho) sin puntos en común entre ellas(11).

Los sistemas rotacionales, por su parte, utilizan el principio de Scheimpflug para fotografiar el segmento anterior del ojo con la mínima distorsión posible y una profundidad de foco que va desde la superficie corneal anterior hasta la superficie posterior del cristalino.

La primera cámara rotacional de Scheimpflug fue desarrollada por Dragomirescu y comercializada bajo el nombre de SL-45 Scheimpflug camera (Fig.13).

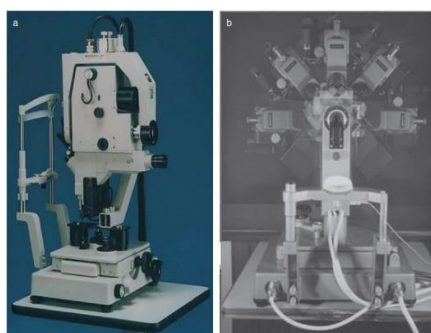


Figura 13.- Cámara SL-45 de Topcon[®]. La rotación de la cámara era manual.
Extraído de Wegener et al. 2009 (73)

En 2002 se desarrolló el primer dispositivo Scheimpflug rotacional automático (**Pentacam**[®]), comercializado por Oculus Optikgeräte GmbH[®] (Wetzlar, Alemania), que realiza 25 B-Scan de la córnea en 2 segundos. Posteriormente salieron al mercado modelos similares, como el **Galilei**[®] (Zieler Ophthalmic Systems AG[®], Suiza) que añadió una segunda cámara rotacional o el modelo **Sirius**[®] (CSO[®], Firenze, Italia).

La principal diferencia entre ambos métodos es que en la captación en barrido los B-Scan no presentan ningún punto en común y requieren mayor tiempo de adquisición de la imagen que los rotacionales. Esto genera una peor alineación, mayores artefactos por movimiento y una menor repetibilidad y reproducibilidad de las mediciones en comparación con

los métodos rotacionales, en los que los B-Scan sí presentan un punto en común (el centro de rotación de la cámara) además de una mayor rapidez de adquisición.

Las principales ventajas de los métodos ópticos de tomografía frente a los ultrasónicos son una mayor rapidez de adquisición de imagen, mayor resolución, no necesitar contacto y poder realizar la prueba sentado lo que supone mayor comodidad para el paciente. La principal desventaja consiste en que las imágenes se ven comprometidas por las opacidades de medios.

En la tabla 2 se resumen las características técnicas y de resolución de los tomógrafos ópticos, así como sus datos de repetibilidad según lo especificado por el fabricante (Repetibilidad e IC95%, encima de la línea punteada) y el rango de valores según distintos estudios publicados (DS de N medidas, CoR, CV e ICC intraobs), extraído de (18-41).

	ORBSCAN II	PENTACAM	GALILEI G1	SIRIUS	TMS-5
Fabricante	Bausch & Lomb	Oculus	Ziemer	CSO	Tomey
Resolución Axial	-	10 μ	<1 μ	-	-
Resolución lateral	-	10 μ	4 μ	-	-
CCT (vertex)					
Sw	5,61 μ (3,62-4,3)	4,61 μ (3,74-6,1)	2,1 μ (2-2,3)	3,37 μ (2,8-4,21)	-
CoR	9,92 μ (7,1-13,52)	10,06 μ (7,33-11,96)	5,14 μ (3,92-6,46)	7,4 μ (3,1-11,7)	-
CV	0,84 % (0,67-0,94)	0,74 % (0,27-1,13)	0,34 % (0,25-0,4)	0,59 % (0,38-0,9)	-
ICC	0,976 (0,962-0,984)	0,983 (0,973-0,999)	0,993 (0,991-0,996)	0,989 (0,97-0,997)	0,963 (0,953-0,974)
Thinnest					
Sw	4,25 μ	4,33 μ (4,29-4,36)	2,76 μ (1,74-3,79)	4,27 μ (2,83-7,12)	-
CoR	8,4 μ	11,39 μ (10,9-11,88)	4,82 μ	7,45 μ (5,54-8,96)	-
CV	0,80 %	0,761 % (0,73-0,79)	0,48 % (0,31-0,65)	0,954 % (0,48-1,69)	-
ICC	0,972 (0,962-0,984)	0,977 (0,972-0,981)	0,986 (0,977-0,996)	0,940 (0,7-0,997)	0,963 (0,953-0,974)

LED: Light-emitting diode

Sw: Desviación estándar de las medidas repetidas intrasujeto. $Sw = \sqrt{Sw^2}$

CoR: Coeficiente de repetibilidad. $CoR = 1,96 \times \sqrt{2} \times Sw^2$ o simplificado $CoR = 2,77 \times Sw$

CV: Coeficiente de variación $CV = \frac{Sw}{Media\ de\ medidas}$

ICC: Coeficiente de correlación intraclase.

Tabla 2.- Características técnicas, datos de resolución y repetibilidad de los tomógrafos ópticos según sus fabricantes.

2.3.3. TOMOGRAFÍA DE COHERENCIA ÓPTICA (OCT-SA)

La tomografía de coherencia óptica, desarrollada por primera vez por el equipo de Huang y publicado en Science en 1991(42), se basa en la interferometría de baja coherencia para generar imágenes de cortes transversales de los tejidos. Inicialmente diseñada para la exploración de la retina, en 1994 Izatt y colaboradores publicaron la primera imagen de la córnea con OCT en la literatura(43).

Este método compara el retraso y la intensidad de la señal de una luz infrarroja reflejada en las capas del tejido a estudio con la señal de un haz de luz infrarroja de referencia, creando patrones de interferencia que son transformados en un escáner axial (A-scan) que realizados a lo largo de una misma dirección genera una imagen bidimensional o B-scan (Fig.14).

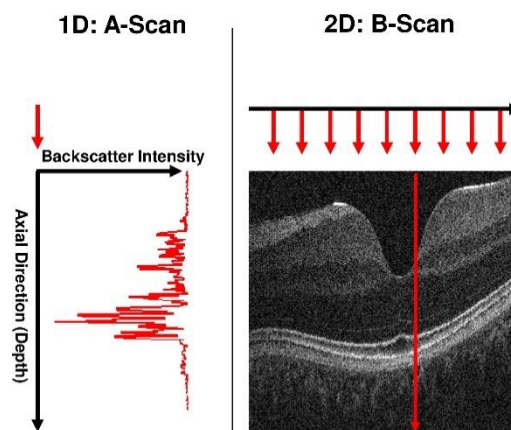


Figura 14.- Formación de un B-Scan a partir de varios A-Scan del área macular.

Las longitudes de onda utilizadas para la exploración del segmento anterior van desde los 830 nm utilizados en la retina (necesitan adaptador), que aumentan la resolución pero limitan la penetración en los tejidos por la pérdida de señal, y los 1310 nm de los aparatos dedicados solo a segmento anterior (no requieren adaptador), que disminuye la resolución pero mejora la dispersión y pérdida de señal producida por la opacidad de medios, lo que permite mayor penetración a través de los tejidos.

Actualmente hay dos plataformas diferentes: las de **dominio temporal** (TD-OCT) como Visante® (Carl Zeiss Meditec®, Oberkochen, Alemania) y la Slit-lamp (Heidelberg Engineering GmbH®, Heidelberg, Alemania), que emplean una longitud de onda de 1310nm y presentan una resolución de 15-20 μ , lo que consigue un mayor área de exploración por imagen (mayor penetrancia y longitud).

Las OCT de **dominio espectral** o de **dominio Fourier** (SD-OCT o FD-OCT) aumentan la velocidad de adquisición entre 10 y 100 veces la de las TD-OCT. Algunos de los modelos disponibles son la Spectralis® (Heidelberg Engineering GmbH®, Heidelberg, Alemania), RTVue® (Optovue Inc®, CA, EEUU) y Cirrus OCT® (Carl Zeiss Meditec®, Oberkochen, Alemania), que emplean una longitud de onda de 830nm, mejorando la resolución axial a 4-7 μ pero en un menor área de exploración por imagen (menor penetrancia y longitud).

Un tipo intermedio de OCT son las **Swept-source** (SS-OCT) como el Casia SS-1000 OCT® (Tomey®, Nagoya, Japón), que utilizando también una longitud de onda de 1310nm es capaz de realizar escáneres de hasta 16 mm de longitud pero con una resolución axial de 10 μ .

En la tabla 3 se resumen las características técnicas de las OCT-SA más utilizadas.

	VISANTE	SL-OCT	CASIA SS1000	RTVue FD-OCT	CIRRUS HD-OCT	SPECTRALIS
Fabricante	Carl Zeiss Meditec	Heidelberg Engineering	Tomey	Optovue	Carl Zeiss Meditec	Heidelberg Engineering
Año	2005	2006	2009	2006	2007	2009
Fuente de luz	SLD 1310 nm	SLD 1310 nm	SSL 1310 nm	SLD 830 nm	SLD 830 nm	SLD 830 nm
Resolución axial	18 μ	10-25 μ	<10 μ	5 μ	5 μ	7 μ
Resolución lateral	60 μ	75 μ	30 μ	15 μ	-	-
Tamaño del scan (ancho x profundidad)	16 x 6 mm	15 x 7 mm	16 x 6 mm	6 x 2 mm	3 x 3mm	16 mm
Velocidad del scan	2000 A scans/seg	200 A scans/seg	30.000 A scans/seg	26.000 A scans/seg	27.000 A scans/seg	40.000 A scans/seg

SLD: Super-Luminiscent Diode
SSL: Swept Source Laser

Tabla 3.- Características técnicas de las OCT-SA más utilizadas.

En la tabla 4 se compara la repetibilidad intraoperador de las mediciones con cada aparato, según lo especificado por el fabricante (Repetibilidad e IC95%, encima de la línea punteada) y el rango de valores según distintos estudios publicados (DS de N medidas, CoR, CV e ICC intraobs), extraído de (18) y completado con (44,45).

	VISANTE	SI-OCT	CASIA SS1000	RTVue FD-OCT	CIRRUS HD-OCT	SPECTRALIS
Fabricante	Carl Zeiss Meditec	Heidelberg Engineering	Tomey	Optovue	Carl Zeiss Meditec	Heidelberg Engineering
CCT (Vertex)						
Repetibilidad	6,7 μ	6,6 μ	-	2,2 μ	-	-
IC 95%	13,13	12,94	-	4,31	-	-
Sw	4,67 μ (2,4-6,7)	5,35 μ (4,9-5,8)	4,2 μ (2,1-6,3)	2,1 μ (1,7-2,4)	4,86 μ	26,80 μ*
CoR	9,1 μ (4,6-13,1)	10,5 μ (9,6-11,4)	8,25 μ (4,17-12,34)	4,1 μ (3,33-4,7)	13,46 μ	74,2 μ*
CV	0,8 % (0,3-1,22)	0,97 % (0,95-1)	0,76 % (0,39-1,14)	0,38 % (0,3-0,43)	0,89 %	4,82 %*
ICC	-	-	-	0,997	0,98	0,999*

Trama punteada: repetibilidad reportada por el fabricante.

Datos reportados en estudios publicados:

Sw: Desviación estándar de las medidas repetidas intrasujeto. $Sw = \sqrt[3]{Sw^2}$

CoR: Coeficiente de repetibilidad. $CoR = 1,96 \times \sqrt{2} \times Sw^2$ o simplificado $CoR = 2,77 \times Sw$

CV: Coeficiente de variación $CV = \frac{Sw}{Media\ de\ medidas}$

ICC: Coeficiente de correlación intraclase

* Centrado en pupila

Tabla 4.- Comparativa de la repetibilidad intraoperador de los distintos dispositivos.

Las últimas generaciones de OCT, las **Ultra-high-resolution** (UHR-OCT) utilizan una fuente de luz con un ancho de banda más amplio (de más de 100 μ) para detectar con el espectrómetro los reflejos periféricos de las señales tanto del haz de referencia como del haz de estudio. Algunos modelos disponibles son el Biotigen Envisu® (Biotigen Inc®, Research Triangle Park, NC, EEUU) y la SOCT Copernicus HR® (Optopol Technologies SA®, Zawiercie, Polonia), que consiguen unas resoluciones axiales de 1 a 4 μ pero con una longitud de scan de entre 5 a 12mm(46).

Las principales ventajas de los métodos de OCT son la mayor velocidad de captación de imagen de entre todas las modalidades de tomografía, una mayor resolución y mayor comodidad para el paciente, ya que no requieren contacto y se puede realizar la prueba con el paciente sentado. Además, se ven menos comprometidas por las opacidades de medios.

Como principales desventajas destacan el elevado precio de los dispositivos y el no ofrecer datos de topografía (a excepción del Cassia2®, de reciente aparición).

2.3.4. COMPARATIVA DE MODALIDADES

A continuación se presenta una tabla-resumen (tabla 5) con las principales características diferenciales de los distintos métodos de imagen del segmento anterior.

	SCHEIMP FLUG	OCT-SA	OLCR	USP	ARTEMIS	BMU
Tomógrafo	✓	✓	✗	✗	✓	✓
Topógrafo	✓	Solo Casia	✓	✗	✗	✗
Centrado Auto.	Apex	Vertex	Eje visual	Eje pupilar	Vertex	✗
Punto de Fijación	✓	✓	✓	✗	✓	✗
Contacto (Inmersión)	✗	✗	✗	✓	Inmersión	Inmersión
Velocidad de toma de scans	Media	Alta	Alta	Alta	Baja	Muy baja
Posición	Sentado	Sentado	Sentado	Sentado/ Tumbado	Sentado	Tumbado
Afectación por Opacidad de medios	✓	Parcial	Parcial	Parcial	✗	✗
Paquimetría						
Incluye película lagrimal	✓	✓	✓	✗	✗	✗
Valor Auto.	Punto	Area 2mm	Punto	Area 1-2mm	Area 80 μ	✗
Medición epitelio	✗	✓	✗	✗	✓	✗

Tabla 5.- Comparativa de distintos dispositivos de captación de imagen del segmento anterior.

2.4. EXPLORACIÓN DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS

La naturaleza viscoelástica de la córnea(47) le otorga unas propiedades mecánicas que pueden ser evaluadas mediante el estudio de la histéresis o deformabilidad corneal.

El Ocular Response Analyzer® (Reichert Technologies®, Depew, NY, EEUU) (Fig.15) comercializado en 2005, utiliza la aplanación dinámica bidireccional para estudiar el comportamiento de la córnea durante el proceso de deformación inducida por un impulso de aire y la posterior recuperación de su forma original. De esta manera, ofrece datos tanto de la biomecánica corneal como de la presión intraocular.

Se compone de una bomba que genera un impulso de aire uniforme y constante hacia la córnea mientras se emite una luz infrarroja lateral que es captada por un detector (Fig. 16).



Figura 15.- Imagen del ORA.

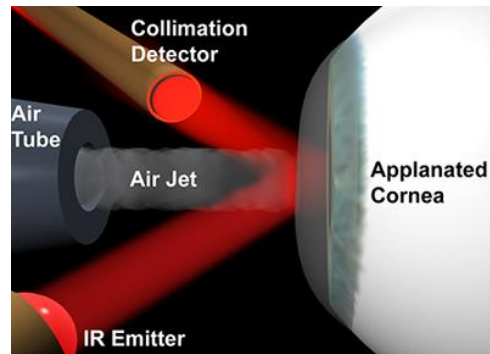


Figura 16.- Componentes y esquema de funcionamiento del ORA. Extraído de <http://www.reichert.com>

En su forma convexa inicial, la córnea dispersa la luz infrarroja que se refleja en ella, dando una señal infrarroja de baja intensidad (Fig.17, Num 1 y 2). A medida que se aplanan la córnea, la luz infrarroja se refleja con mayor intensidad en el detector hasta generar un primer pico de máxima intensidad que corresponde al mayor aplanamiento (Fig.17, Num 3).

La córnea se sigue deformando y se vuelve cóncava, por lo que disminuye la intensidad de la señal infrarroja (Fig.17, Num 4 a 7). En el proceso de recuperación, se produce el mismo proceso a la inversa, dando lugar al segundo pico de máxima intensidad de señal infrarroja en el momento en que la córnea alcanza el segundo aplanamiento (Fig.17, Num 8), justo antes de recuperar su forma original (Fig.17, Num 9).

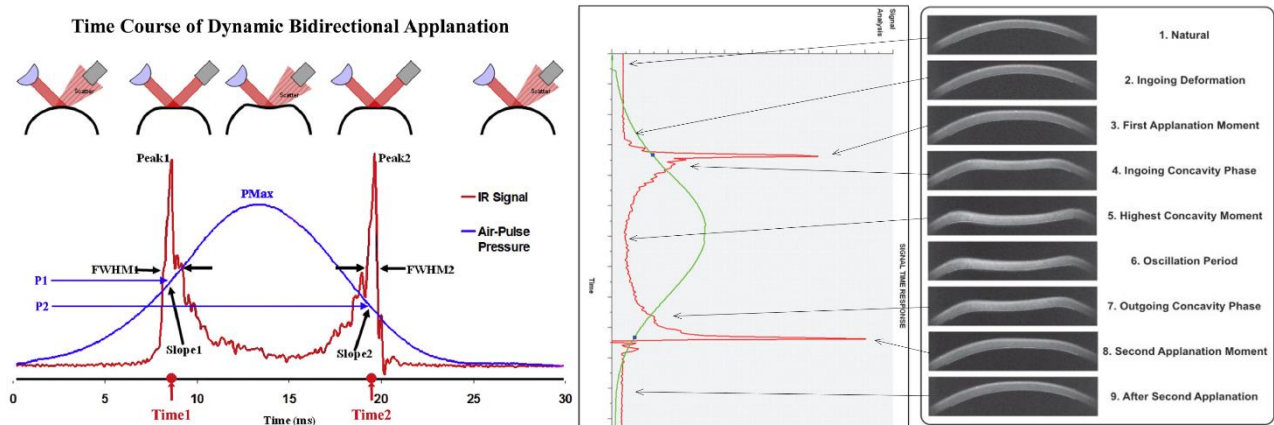


Figura 17.- Proceso de obtención de la gráfica de la applanación dinámica bidireccional

Así se genera una gráfica como la de la figura 18 de donde se extraen los parámetros que han sido estudiados en múltiples estudios y que se han ido ampliando con las mejoras del software en sus distintas versiones (Fig.19):

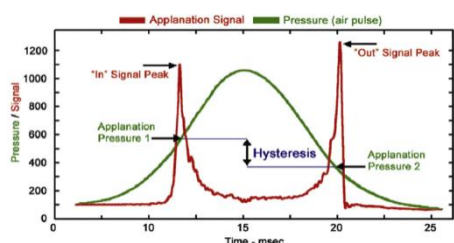


Figura 19.- Gráfica de histéresis del ORA.
Extraído de Piñero et al. *In vivo characterization of corneal biomechanics*. 2014.

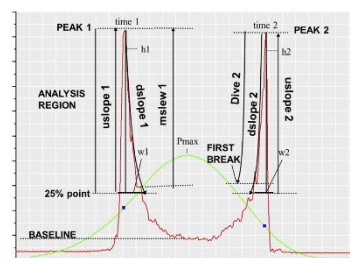


Figura 18.- Gráfica de histéresis del ORA
Extraído de Piñero et al. *In vivo characterization of corneal biomechanics*. 2014.

El **Corvis ST®** (Oculus Optikgeräte GmbH®, Wetzlar, Alemania), es un sistema de análisis dinámico de Scheimpflug de funcionamiento similar al ORA, que sustituye el sistema de emisión y captación de luz infrarroja por una cámara de Scheimpflug de alta velocidad (4330 frames/sec). De esta manera, ofrece una visualización de la deformidad corneal in vivo, así como datos de biomecánica corneal, presión intraocular y grosor corneal central (Fig.20 y 21).

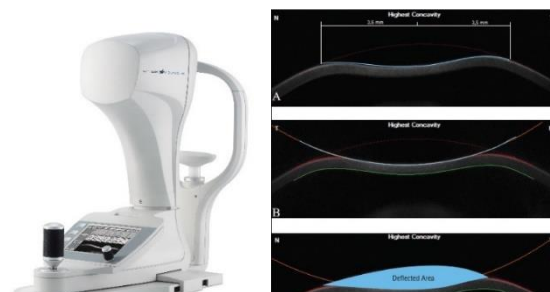


Figura 20.- Corvis ST y cómo se visualiza la deformación corneal que produce.

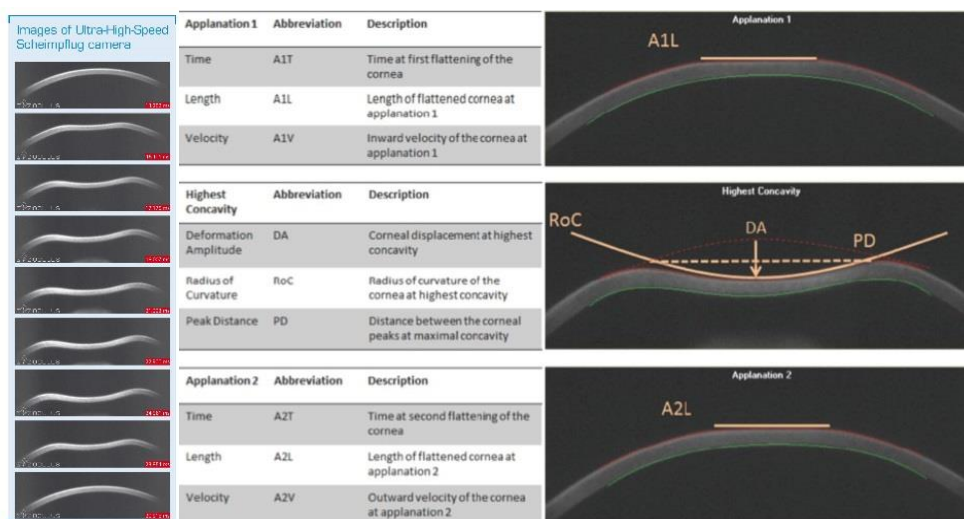


Figura 21.- Descripción de algunos de los parámetros que estudia el Corvis ST.

3. EXPLORACIÓN DE LAS PROPIEDADES REFRACTIVAS

3.1. EJES, PUNTOS DE REFERENCIA Y ZONAS EN EL SISTEMA OCULAR

La córnea forma parte del sistema del dioptrio ocular, el cual es un sistema asimétrico y descentrado al no coincidir el eje óptico con el eje visual (Fig.22).

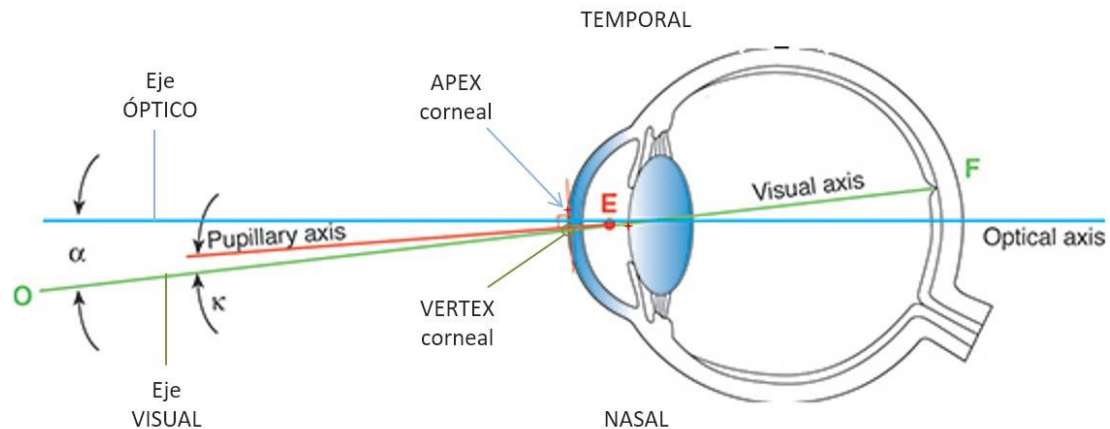


Figura 22.- Relación entre los ejes óptico, visual y pupilar y los puntos corneales ápex y vértex. Extraído de la colección de la Academia Americana de Oftalmología (Optica clínica) y edición propia.

El **eje óptico** (línea azul) pasa lo más cerca posible de los centros ópticos (de curvatura) de la córnea (ápex), cristalino y fóvea(3) o lo más cerca posible de las 4 imágenes de Purkinje(48). Dado el descentramiento entre los centros de estas estructuras, se toma como eje óptico el que mejor se ajuste al descentramiento. El centro pupilar y el objeto de fijación no intervienen en la determinación del trayecto del eje óptico(3).

El **eje visual** (línea verde) conecta el objeto de fijación ("O" verde) y la fóvea ("F" verde)(48). Pasa ligeramente nasal al ápex corneal(49). Los centros corneal, pupilar y del cristalino no intervienen en la determinación del trayecto del eje visual(3).

La **línea principal de visión** es la línea que atraviesa el objeto en cuestión y el centro pupilar(48).

El **eje pupilar** es perpendicular a la córnea y cruza el punto central de la pupila(50). Se utiliza en la paquimetría ultrasónica portátil.

Además, en la córnea existen dos puntos importantes para la interpretación de la exploración refractiva de la córnea (Fig.22):

El **ápex corneal** corresponde al centro óptico corneal, donde el gradiente matemático de curvatura es cero (51).

El **vertex corneal** corresponde al reflejo corneal (1, 48), o primera imagen de Purkinje. Algunos autores lo consideran como la intersección entre eje visual y superficie cornea(1). Es el centro de la imagen keratoscópica y no tiene porqué corresponder al ápex corneal(3).

La córnea presenta varias zonas concéntricas al eje visual y unidas unas con otras(1) (Figura 23):

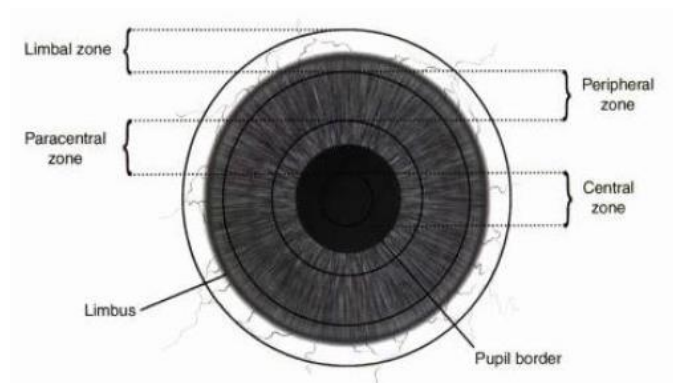


Figura 23.- Zonas corneales.
Extraído de la colección de la Academia Americana de Oftalmología
(Enfermedades Externas y Cornea).

a) **CENTRAL:** Zona de 1-2mm de diámetro, con las superficies anterior y posterior relativamente esféricas.

b) **PARACENTRAL:** Zona de 7-8mm de diámetro externo, algo más irregulares y tóricas en vez de esféricas, dándole a la córnea total una forma hiperbólica. Además, se produce un aplanamiento progresivo hacia la periferia de hasta 3D, sobre todo en nasal y superior, lo que genera una asfericidad (Q media de -0,26) que compensa la aberración esférica positiva.

c) **PERIFÉRICA:** Zona de 11mm de diámetro externo.

d) **LIMBAR:** Zona de 12mm de diámetro externo.

Además, se considera ZONA ÓPTICA el 1/3 central, que incluye el reborde pupilar (4mm aprox.) y se ve afectada por el efecto Stiles-Crawford (mayor sensibilidad de los conos a los rayos centrales o axiales que a los oblicuos). Se considera ZONA APICAL a la que incluye las zonas central y paracentral, utilizada en adaptación de lentes de contacto.

3.2. PROPIEDADES REFRACTIVAS DE LA CÓRNEA NORMAL

Como comentábamos anteriormente, la córnea actúa como lente natural que enfoca las imágenes hacia el interior del ojo gracias a su poder refractivo.

Igual que una lente, la **forma** de la córnea determina su **curvatura** (milímetros), que proporciona una **potencia** o **poder** (dioptrías) según las interfases que generan dos medios de diferentes índices de refracción. **Forma** y **curvatura** son propiedades *geométricas*, mientras que la **potencia** es una propiedad *funcional*(1).

Desde el nacimiento, la curvatura central anterior se aplanada desde los 7,1mm hasta los 7,8mm en la edad adulta (rango 6,7-9,4mm), que corresponden a una potencia de +43D de las +59D de la potencia ocular total. La mayor parte de la potencia ocular radica en la superficie anterior corneal y la interfase **aire-lágrima**, que generan +48D mientras que la superficie posterior genera una potencia negativa de -5,8D debido a la interfase endotelio-humor acuoso(3)(Fig. 24).

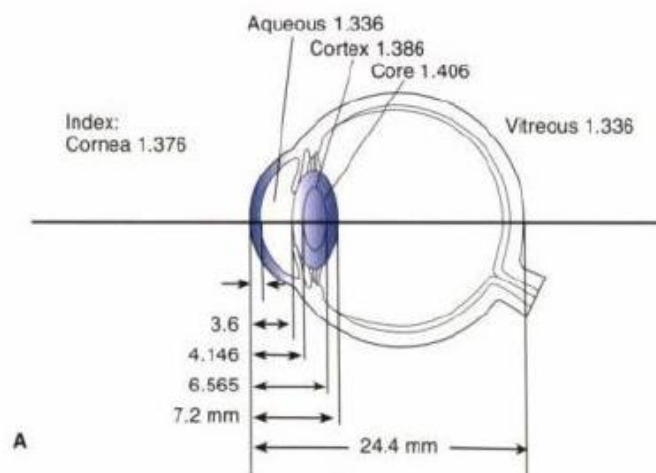


Figura 24.- Constantes ópticas del ojo esquemático de Gullstrand's.
Extraído de la colección de la Academia Americana de Oftalmología (Optica clínica).

Por lo tanto, existen diferentes aparatos que miden la curvatura o forma corneal (milímetros) con distintos métodos (reflexión o proyección) para después utilizar las leyes de la refracción para calcular la Potencia corneal (Dioptrías). Sin embargo, la dificultad de la medición de la forma corneal se debe a que la córnea es esférica, irregular y asimétrica(52).

3.3.MÉTODOS DE REFLEXIÓN

Estos métodos reflejan una imagen en la superficie corneal para medir la curvatura (keratómetros, keratoscopios y videokeratoscopios) o la elevación (PAR CTS) (Fig.25).

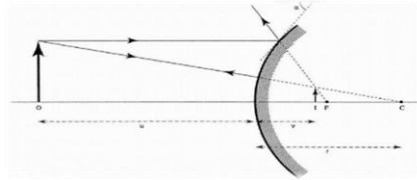


Figura 25.- Esquema de reflexión de una imagen por la córnea

3.3.1. KERATÓMETROS

En 1796, Ramsden construyó uno de los primeros keratómetros, que calculaba el poder refractivo de la córnea a partir de la medición del poder de reflexión de un objeto (llamado mira) en ella. En 1854 Helmholtz popularizó su uso tras realizar unas modificaciones (52) y años más tarde, Emile Javal junto con el equipo de Hjalmar August Schiötz, introdujeron varias mejoras hasta conseguir el keratómetro que hoy conocemos(53) (Fig.26).

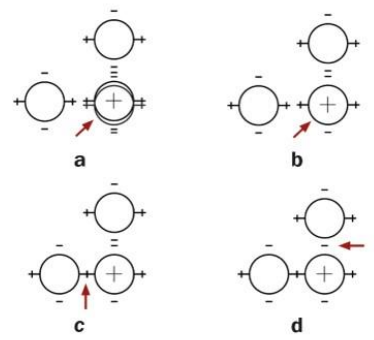
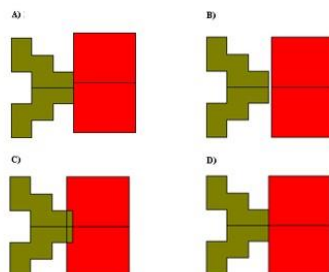


Figura 26.- Keratómetros y miras de tipo Helmholtz (arriba) y de tipo Javal (abajo).

Manejo del tipo Helmholtz:

- Enfocar la mira de referencia (b) y girar las miras hasta alinear horizontalmente los signos +.
- Ajustar el tambor horizontal hasta superponer los signos + y anotar resultado.
- Ajustar el tambor vertical hasta superponer los signos - y anotar resultado.



Manejo del tipo Javal:

- Enfocar y girar las miras hasta alinear las líneas horizontales (b).
- Ajustar el tambor para evitar que las miras estén separadas o superpuestas (c).
- La posición final se consigue cuando hay un contacto entre las miras.
- La operación se repite para el eje ortogonal.

La Keratometría, por tanto, se basa en el principio de que el radio de curvatura de una superficie convexa (como la superficie anterior de la córnea) es proporcional al tamaño de la imagen reflejada(52). El keratómetro mide la posición y tamaño de la imagen virtual creada en la córnea tras proyectarla desde una fuente iluminada(54)(Fig.27).

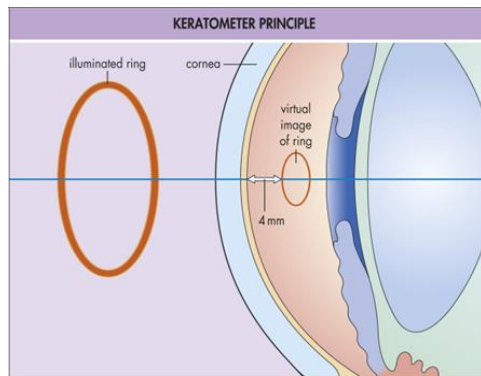


Figura 27.- Localización de la imagen reflejada en la keratometría.

Para realizar estos cálculos, se debe asumir:

- La córnea a estudio como esférica y simétrica.
- La utilización de fórmulas de óptica paraxial.
- El índice de refracción keratométrico como índice de refracción corneal.

El radio corneal (r) puede ser deducido si medimos el tamaño del reflejo en la córnea (I) de un objeto de tamaño conocido (O) a una distancia fija de la córnea (u), utilizando la fórmula:

$$r = 2u \left(\frac{I}{O} \right)$$

La distancia (u) es constante en la práctica, por lo que la medición del objeto se consigue mediante la utilización de un microscopio para la magnificación y un sistema de prismas para crear dos imágenes y evitar problemas relacionados con los movimientos del ojo.

La medición del radio (r) se consigue bien variando el tamaño del objeto para igualar el tamaño de imagen conocido (Javal-Schiötz) o variando el tamaño de la imagen para igualar el tamaño del objeto conocido (Von Helmholtz)(3).

El último paso es la conversión de radio de curvatura en potencia dióptrica refractiva (P) mediante la fórmula:

$$P = \frac{n \text{ cornea} - n \text{ aire}}{r}$$

Dado que la cara posterior de la córnea no se puede medir con la keratometría, se utiliza el índice refractivo corneal de 1,3375 para el cálculo del poder corneal central en vez del valor real de 1,336. Este valor se utilizó para permitir que el valor de 45D fuera equivalente a un radio de 7,5mm.

Los **keratómetros** estándar tienen una serie de limitaciones:

- a) miden sólo el radio de curvatura corneal anterior, pero no el radio posterior, de manera que solo pueden estimar el poder corneal total usando el índice refractivo “universal” 1,3375 (que asume una relación constante entre cara anterior y posterior)(3).
- b) miden sólo la zona central de la córnea (normalmente 3mm, pero depende de la curvatura de esta; cuanto más curva, menor diámetro de estudio)(49), perdiéndose el aplanamiento periférico que se produce por la asfericidad corneal(3).
- c) La precisión de las medidas depende de la uniformidad de la curvatura corneal central y de la presencia de cualquier irregularidad de la córnea anterior(52). Además, pierde precisión con potencias extremas (<36D o >50D)(49)
- d) Asume que las miras están centradas directamente en la pupila(52).
- e) La fórmula del keratómetro asume que la córnea tiene una superficie esferocilíndrica con un único radio de curvatura en cada meridiano y 2 meridianos ortogonales(52).

3.3.2. KERATOSCOPIOS Y VIDEOKERATOSCOPIOS

La técnica de la keratoscopia fue descrita por primera vez en 1820 por Cuignet. Sin embargo, el gran avance ocurrió en 1880 con Antonio Plácido da Costa, oftalmólogo portugués que desarrolló un keratoscopio que reflejaba sobre la córnea una serie de anillos concéntricos iluminados, blancos y negros, en vez de las típicas miras de los keratómetros(53) (Fig.28).

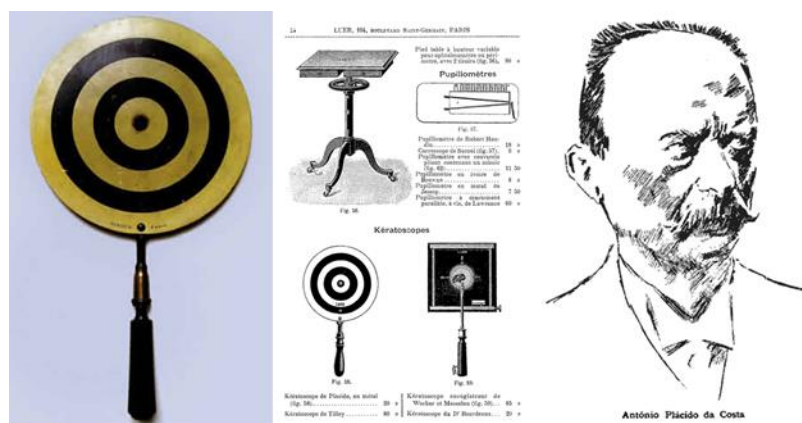


Figura 28.- Antonio Plácido da Costa y el keratoscopio diseñado por él. El instrumento, fabricado hacia 1910 por la casa Giroux de París, se encuentra en el Museo Saracibar (I.O.B.A.)

Las áreas donde los discos estaban más próximos representaban zonas más curvas y donde estaban más separados, zonas más planas (Fig.29).

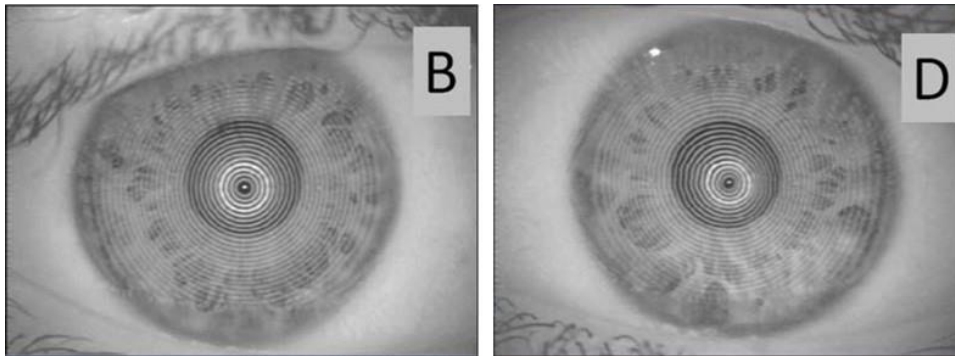


Figura 29.- Imagen de Plácido de una córnea normal (B) y ectasia postlasik (D) del mismo paciente

Con el tiempo han ido mejorando sus características, existiendo diferentes tipos:

- a) **Planos:** sólo miden la parte central y paracentral (7mm), como el de Plácido portátil.
- b) **Collimating:** permiten llegar a la córnea cercana a limbo gracias a su forma cóncava.
- c) **Fotokeratoscopio:** captan la imagen proyectada en la superficie corneal en fotografía.
- d) **Videokeratoscopio:** introducidos por Klyce en 1984, captan la imagen reflejada en vídeo, la digitalizan mediante algoritmos de detección de los bordes de los anillos a través de un ordenador y se transforma la información en miles de puntos de la superficie corneal, midiendo la distancia entre el centro de la imagen y cada punto. Así se reconstruye la superficie corneal, generando mapas de curvatura de gran parte de la córnea (de ahí que adquieran el nombre de topógrafos) extrapolados desde los milímetros de radio (Fig.30).

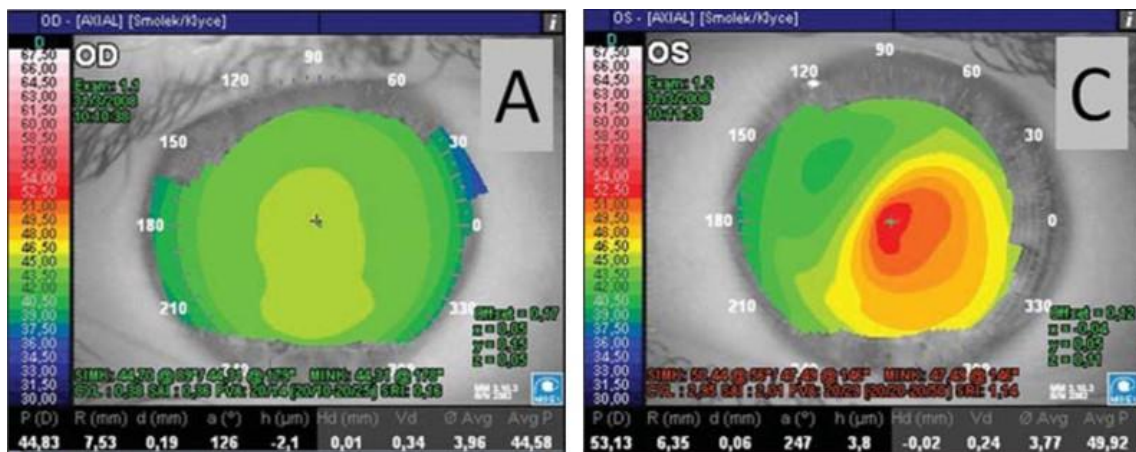


Figura 30.- Videokeratografía de una córnea normal en ojo derecho (A) y córnea ectásica de ojo izquierdo (C) del mismo paciente.

Las ventajas de los topógrafos son:

- a) A diferencia de los keratómetros, miden no solo la parte central (3mm) sino también la pericentral y algunos dispositivos también permiten medir la zona periférica, lo que supone la medida de un 70% de la superficie corneal.
- b) Les permite no sólo dar un valor central sino generar mapas de curvatura de una gran parte de la superficie corneal anterior.

Los topógrafos, sin embargo, presentan una serie de limitaciones:

- a) Asumen una óptica paraxial, por lo que los algoritmos no son apropiados para describir córneas muy irregulares(55).
- b) Asumen que el ángulo de incidencia es casi perpendicular a la superficie corneal, por lo que una leve desalineación produce grandes distorsiones.
- c) Asumen que el eje visual del paciente coincide con el ápex y el centro topográfico (Fig.31). Sin embargo, si el eje visual no coincide con el ápex (por ej. Angulo kappa marcado) o existe desalineación (el paciente no está mirando exactamente al centro topográfico) los radios obtenidos serán asimétricos (Fig.32).

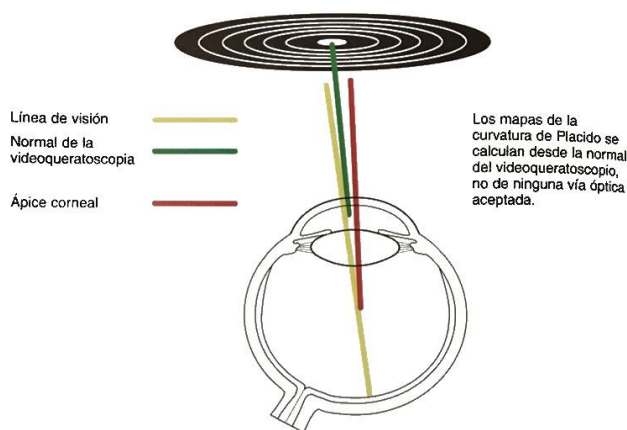


Figura 31.- El eje de centrado del topógrafo (línea verde) es la normal del propio topógrafo, no la línea de visión (amarillo) o el apex corneal (rojo) del paciente. En la mayoría de los casos, los tres ejes no coinciden.

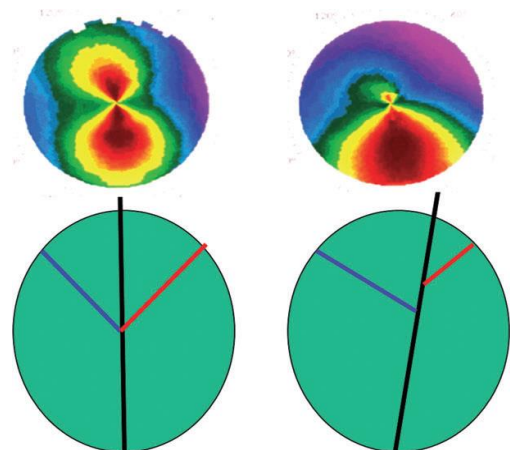


Figura 32.- Diferencias producidas en un mapa de curvatura axial de un mismo objeto de prueba astigmático bien alineado (izquierda) y desalineado (derecha).

- d) Dependen de la calidad de imagen de los anillos reflejados, por lo que presentan alta sensibilidad al desenfocado de los mismos y a defectos en la película lagrimal, ya que generan distorsiones, lo que lo convierte en un aparato muy operador-dependiente.

- e) Cubren una menor área, ya que por una parte omiten la parte central(55) por lo que los datos tienen que ser estimados a partir de puntos cercanos, y por otra parte la luz reflejada por la periferia no se puede recoger por una cámara central.
- f) No evalúan la cara posterior corneal de manera directa, sino que la asumen utilizando el índice keratométrico estándar en vez de los índices reales. Por lo tanto, en ojos con una relación entre curvatura anterior y posterior (ratio A/P) fuera de la media como en postoperados de cirugía refractiva o ectasias los valores no son fiables(1).

3.3.3. MÉTODOS DE ELEVACIÓN

El primer sistema basado en elevación real fue creado por Bonnet en 1960, que obtenía la elevación estudiando las diferencias entre estereofotografías de la córnea(52). Desde entonces, los sistemas de elevación calculan la forma de la córnea mediante triangulación, midiendo una altura Z desde un plano arbitrario (puede ser el iris, limbo o plano frontal)(1) y posteriormente calculan la curvatura corneal basándose en esa forma (Fig.33). Para detectar detalles más finos de elevación, utilizan una esfera de referencia en vez de un plano(55).

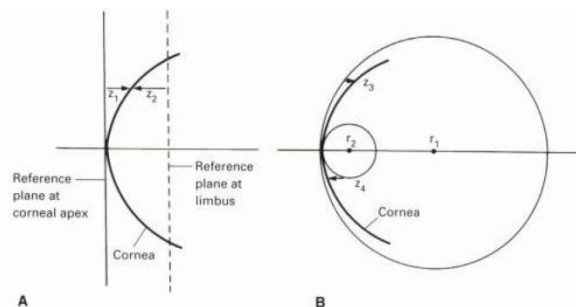


Figura 33.- Determinación de la elevación de 2 puntos relativa a un plano de referencia como el ápex (Z_1 y Z_2) o relativa a una esfera de referencia (Z_3 y Z_4). Según el radio de la esfera de referencia (r_1 y r_2) las elevaciones de Z_3 y Z_4 serán distintas.

En los años 80 se comercializó el Sistema topográfico **corneal PAR CTS® (PAR Technology®, New Hartford, NY, EEUU)**, que utiliza un método de rastreo fotográfico para determinar la elevación corneal. Para ello proyecta una rejilla de geometría conocida en la superficie corneal anterior teñida con fluoresceína, y se visualiza mediante una cámara colocada en un eje conocido y distinto al proyector. Mediante técnicas similares a la triangulación se calcula la elevación (Fig.34) (52).

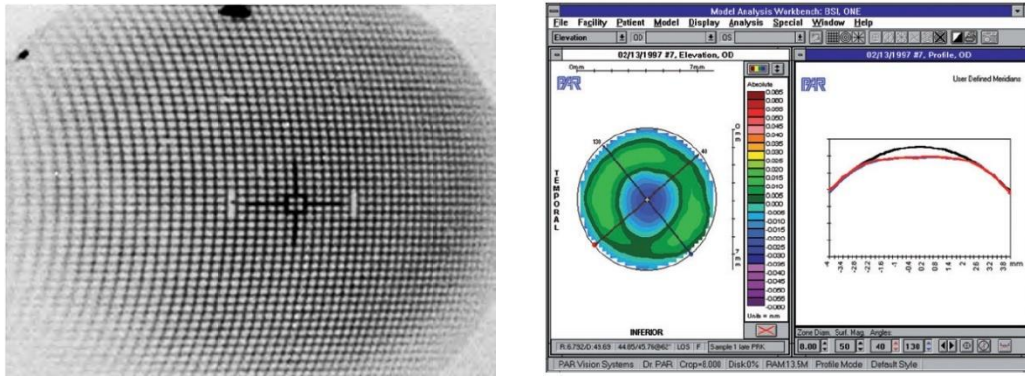


Figura 34.- Visualización del reflejo en la córnea de la rejilla del PAR CTS®.
 Extraído del libro "Elevation Based Corneal Tomography" (52)

Este método presenta una serie de ventajas frente a los de Plácido(52):

- Realiza mediciones más precisas en córneas distorsionadas o con alteraciones del epitelio que con los sistemas de reflexión.
- Cubre toda la superficie corneal.

Como desventajas, destacan(52):

- La instilación de fluoresceína en la película lagrimal para visualizar la rejilla.
- Al ser un sistema de proyección, no es posible medir la cara posterior.

3.3.4. LEDs MULTICOLOR

El Sistema de topografía **Cassini**® (i-Optics®, La Haya, Países Bajos) (Fig.35) se compone de un panel con 700 leds multicolor (rojo, amarillo y verde) que son reflejados en la película lagrimal. Gracias a una distribución asimétrica específica, cada led está rodeado de una combinación diferente de colores, permitiendo al sistema detectar y diferenciar el primer y segundo reflejo de Purkinje y así ofrecer datos de curvatura y elevación de las caras anterior y posterior corneales(56).



Figura 35.- Topógrafo Cassini®

3.4.MÉTODOS DE PROYECCIÓN (TOMÓGRAFOS)

Como se ha explicado en el apartado 2.3, los tomógrafos proyectan una luz en forma de haz de hendidura para tomar imágenes de secciones transversales de la córnea (Cross-sections o B-scans), lo que permite reconocer las superficies anterior y posterior corneal. A partir de estas imágenes, se obtienen datos de elevación que permiten estimar la curvatura y potencia corneal tanto de la cara anterior como de la cara posterior. Esto hace que combinen la exploración estructural (tomografía-paquimetría) y la funcional (topografía) en un solo dispositivo.

Las ventajas de este método consisten en:

- a) Dan medidas directas de la elevación sobre un plano de referencia.
- b) Es posible medir superficies irregulares o no reflejantes.
- c) Cubren toda la superficie corneal.
- d) Presentan una alta resolución y precisión.
- e) Ausencia de descentramiento esférico. La reconstrucción de la forma corneal a partir de los datos derivados de la proyección es uniformemente precisa a través de toda la córnea. No se necesita un centrado esférico, ya que el análisis no se realiza en relación con el eje visual o el centro de la córnea. El alineamiento y el enfoque es menos relevante que en el videoqueratoscopio. La reconstrucción se hace a partir de la posición relativa de unos puntos a otros y con el plano de referencia matemático, más que la posición absoluta en el espacio.
- f) Está influido por la película lagrimal.

3.4.1. BARRIDO DE HENDIDURA

A finales de los 90, se introdujo el **Orbscan**[®] (Bausch & Lomb[®], Irvine, California, EEUU) como un sistema de topografía de no contacto asistida por vídeo que genera un mapeo 3D de la córnea mediante secciones transversales ópticas y un sistema de discos de Plácido.

El escaneo del ojo se realiza proyectando secuencialmente en un ángulo de 45º y en 0,75 segundos, 20 hendiduras desde el lado izquierdo y otras 20 desde el lado derecho (Fig. 36). Tras esto, se obtiene una imagen de los anillos de Plácido (Fig. 37). En total, se adquieren 40 imágenes (hendiduras) en 1,5 segundos, que generan 9000 puntos de datos de la córnea.

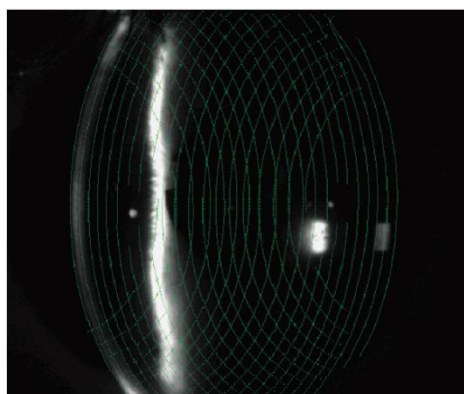


Figura 36.- Localizaciones de los 40 tomogramas superpuestos en la imagen del segmento anterior.
Extraído de Fam et al. 2005(19)

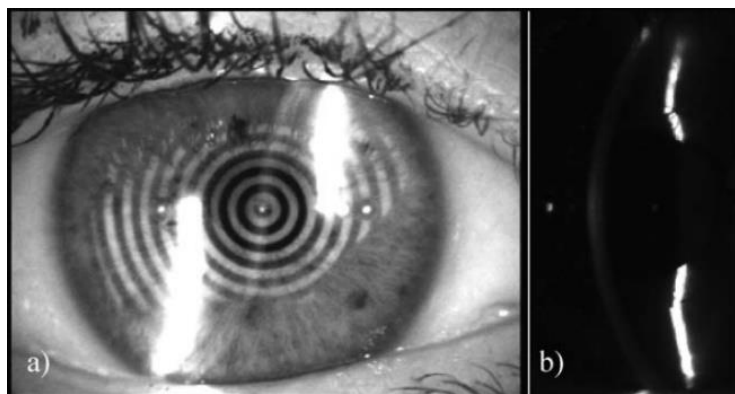


Figura 37.- Visualización de la pantalla exploratoria del Orbscan.
Extraído del artículo de Cairns et al. 2005(137)

Con esta exploración, el Orbscan® ofrece datos de elevación y curvatura de las caras anterior y posterior de la córnea, así como su grosor, entre otros.

Las principales limitaciones del Orbscan® son:

- a) Las secciones transversales ópticas están separadas unas de otras sin ningún punto en común, por lo que cualquier movimiento del ojo no puede ser compensado.
- b) Para generar los datos de elevación, depende de la información adicional del videokeratoscopio basado en Plácido que incorpora.
- c) La detección de la cara posterior es menos precisa en ojos operados de cirugía refractiva(55).

3.4.2. CÁMARA DE SCHEIMPFLUG ROTACIONAL

Los sistemas rotacionales basados en Scheimpflug presentan la mayor densidad de puntos de exploración en la córnea central, que es la más importante ópticamente, con lo que han conseguido superar a los sistemas de barrido de hendidura en mejor alineación, menores artefactos por movimiento y una mayor repetibilidad y reproducibilidad de las mediciones.

3.4.2.1. Pentacam®

El **Pentacam®** (Oculus Optikgeräte GmbH®, Wetzlar, Alemania) fue el primer dispositivo comercializado que realiza un análisis tridimensional del segmento anterior mediante secciones transversales ópticas generadas por una cámara Scheimpflug rotacional automática.

El escaneo del ojo se realiza rotando la cámara Scheimpflug 180 grados sobre el punto de fijación para el paciente mientras se realizan 25 o 50 B-Scan de la córnea en 2 segundos. Cada imagen contiene hasta 500 puntos de elevación, lo que supone un total de hasta 12.500 o 25.000 puntos de elevación en toda la exploración corneal. El modelo HR integra una cámara de 1.45-megapixel(24) con la que se pueden captar hasta 2.760 puntos por imagen o 138.000 puntos de elevación totales.

Las principales ventajas son:

- a) Menores artefactos por pequeños movimientos durante la adquisición de la imagen. Esto se consigue gracias a que la rotación se realiza sobre el punto de fijación del paciente, lo que permite que los B-scans compartan un punto en común, y a que una segunda cámara detecta movimientos residuales que son corregidos por el software del Pentacam®.
- b) Menores vibraciones y artefactos de captación por la aceleración o deceleración de la cámara, ya que ésta completa varias rotaciones antes de llegar a mantenerse en la velocidad constante de captación(52).

3.4.2.2. Galilei®

El **Galilei®** (Ziemer Ophthalmic Systems®, Port, Suiza) combina 2 cámaras de Scheimpflug rotacionales con un sistema de discos de Plácido para el estudio tridimensional del segmento anterior del ojo.

El escaneo del ojo con la cámara de Scheimpflug y la topografía de Plácido se realiza de manera simultánea y a través del mismo eje de referencia, adquiriendo hasta 60 B-Scan de la córnea y 2 imágenes de Plácido en 2 segundos para luego combinar los datos(24).

La principal ventaja de combinar dos cámaras Scheimpflug radica en que los datos de grosor corneal de cada cámara se pueden promediar para minimizar los posibles errores de

medición debido a desalineaciones. Esto elimina la necesidad de realizar las correcciones matemáticas necesarias en los sistemas de una única cámara Scheimpflug(57) (Fig.38).

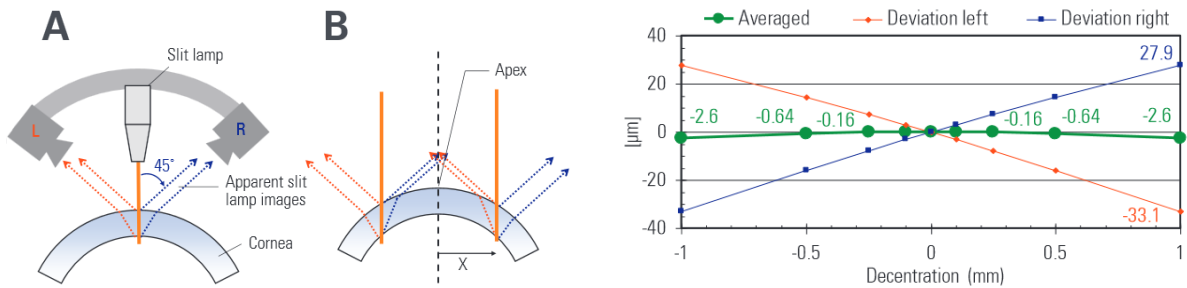


Figura 38.- Ventajas de la doble cámara Scheimpflug. Al promediar los valores, mejora la posible desalineación.

Estudios de repetibilidad y reproducibilidad avalan esta premisa para las mediciones paquimétricas, pero no así para las de curvatura anterior(24).

3.4.2.3. CSO Sirius®

El sistema Sirius® (CSO®, Firenze, Italia) combina una única cámara de Scheimpflug rotacional y un sistema de discos de Plácido para la adquisición simultánea de 25 B-scans en 2 segundos(55) y las imágenes de Plácido a través del mismo eje de referencia.

3.4.2.4. Tomey TMS-5®

El Tomey TMS-5® (Tomey®, Nagoya, Japón) utiliza una única cámara Scheimpflug rotacional y un sistema de discos de Plácido de manera secuencial (no simultánea) para obtener hasta 64 B-Scan de la córnea en 1 segundo y las imágenes de Plácido.

La principal desventaja radica en la no simultaneidad de captación de la imagen, teniendo que rotar un cabezal para realizar el cambio de la adquisición de los B-scan a la adquisición de la topografía, lo que enlentece el procedimiento y no asegura estar realizando la medición en el mismo eje.

3.4.3. COMPARATIVA APARATOS

En la tabla 6 se resumen las características técnicas de los tomógrafos ópticos, así como los datos de repetibilidad de curvatura y asfericidad según distintos estudios publicados (DS de N medidas, CoR, CV e ICC intraobs), extraído de (20-26,29-30,32-34,37-41, 55,58-65).

	ORBSCAN II	PENTACAM	GALILEI	SIRIUS	TMS-5
Fabricante	Bausch & Lomb	Oculus	Ziemer	CSO	Tomey
Topógrafo	Plácido - <10mmH <6mmV	-	Plácido - -	Plácido 22 Anillos 12 mm diam	Plácido 32 Anillos 11.7 mm diam
Tomógrafo	Barrido de hendidura	Scheimpflug rotacional	Doble Scheimpflug rotacional	Scheimpflug rotacional	Scheimpflug rotacional
Fuente de luz	Blanca	LED azul 475nm	LED 470nm	LED azul 475nm	-
Resolución espacial	Resol angular 1,2°	Resol espacial 0.1mm	Resol radial 0.1 mm Resol angular 1°	-	-
Tasa de captación	40 B-Scans/2sec	25-50 B- Scans/2sec	60 B-Scans/2sec	25 B-Scans/2sec	-
Puntos / imagen	240	500-2.760	-	-	-
Puntos totales	9000-9600	25000-138000	122000	37632	-
SIM K (n=1,3375)					
Sw	0,25 D	0,056 D (0,02-0,087)	0,133 D (0,08-0,202)	0,171 D (0,034-0,25)	-
CoR	-	0,17 D	0,415 D (0,27-0,56)	0,34 D (0,08-0,64)	-
CV	0,49 %	0,21 % (0,14-0,3)	0,19 % (0,097-0,27)	0,36 % (0,14-0,66)	0,2%
ICC	0,974	0,993 (0,99-0,998)	0,989 (0,971-0,998)	0,982 (0,959-0,995)	0,982 (0,972-0,992)
TCRP o TCP (Poder corneal total, n=1, n=1,376 y n=1,336)					
Sw	-	0,05 D	0,13 D (0,08-0,2)	-	-
CoR	-	0,14 D	0,45 D (0,34-0,57)	0,34 D	-
CV	-	0,11 %	0,24 % (0,2-0,3)	0,28 %	-
ICC	0,935	0,992 (0,985-0,999)	0,989 (0,971-0,997)	0,992	-
Q (Asfericidad)					
Sw	-	0,045 (0,03-0,06)	0,06 D	0,049 D	-
CoR	-	0,0118 (0,07-0,165)	0,16 D	0,1 D	-
CV	-	8,87 %	30,67 %	5,64 %	-
ICC	-	0,931 (0,925-0,936)	0,808	0,909	-

LED: Light-emitting diode

Sw: Desviación estándar de las medidas repetidas intrasujeto. $Sw = \sqrt[3]{Sw^2}$

CoR: Coeficiente de repetibilidad. $CoR = 1,96 \times \sqrt{2} \times Sw^2$ o simplificado $CoR = 2,77 \times Sw$

CV: Coeficiente de variación $CV = \frac{Sw}{Media\ de\ medidas}$

ICC: Coeficiente de correlación intraclase.

Tabla 6.- Comparativa de la repetibilidad de los distintos tomógrafos en la exploración de la curvatura corneal y la asfericidad.

Los valores de SimK en los 3mm centrales obtenidos con el Pentacam son altamente repetibles(64), igual que con la potencia del astigmatismo(63) aunque no tanto para el eje(24). El modelo HR(30) también muestra una repetibilidad excelente (CoV < 1%).

Si comparamos las SimK del Pentacam con otros sistemas Scheimpflug como el Galilei(24),(30) o el Sirius(29), la mayoría de autores encuentra que los datos son muy similares, aunque debido a unos límites de acuerdo algo amplios no deben considerarse intercambiables(22),(40).

Esto es debido, entre otras causas, a que las keratometrías son obtenidas solo de las imágenes Scheimpflug (Pentacam) o mediante la fusión de éstas con datos de los discos de Placido a través de un método de cálculo propio de la casa comercial(66) (Galilei, Sirius, TMS-5), además de que las keratometrías centrales pueden estar medidas en un anillo o zona, de 2mm a 4mm de diámetro (66-68)

A pesar de estas diferencias entre aparatos, cuando aplicamos a la práctica clínica habitual (por ejemplo, en el cálculo final de la potencia de la lente intraocular en la cirugía de cataratas) los datos de curvatura de tomógrafos y topógrafos (SimK), se obtienen resultados clínicos muy similares(68).

También para la cara posterior se han encontrado medidas fiables y repetibles tanto con Pentacam como con otros sistemas Scheimpflug(24,26,38), aunque ligeramente por detrás de la cara anterior(24), sobre todo si evaluamos los datos en mm.

De la misma manera que para las Simk, los datos obtenidos con Pentacam y otros tomógrafos son muy similares, aunque debido a unos límites de acuerdo algo amplios no deben considerarse intercambiables (23, 24,40).

3.5.TIPOS DE MAPAS

La información obtenida de los topógrafos permite obtener no solo cifras de potencia refractiva de la zona central de la córnea sino también mapas de distribución de potencias de toda la superficie corneal.

Los tomógrafos, además, añaden a la información refractiva la relativa al grosor corneal y elevación en base a esferas de referencia, también en forma de mapas.

3.5.1. MAPAS REFRACTIVOS

Los cálculos refractivos transforman los datos de forma (curvatura o elevación en milímetros) en datos de potencia o poder refractivo (dioptrías), obteniendo diferentes tipos de mapa según la información y los cálculos que utilizemos (51, 52,55):

3.5.1.1. MAPA AXIAL (SAGITAL)

Mide la curvatura en un punto como la distancia perpendicular desde la tangente en ese punto al eje visual. (Fig.39 y 40)

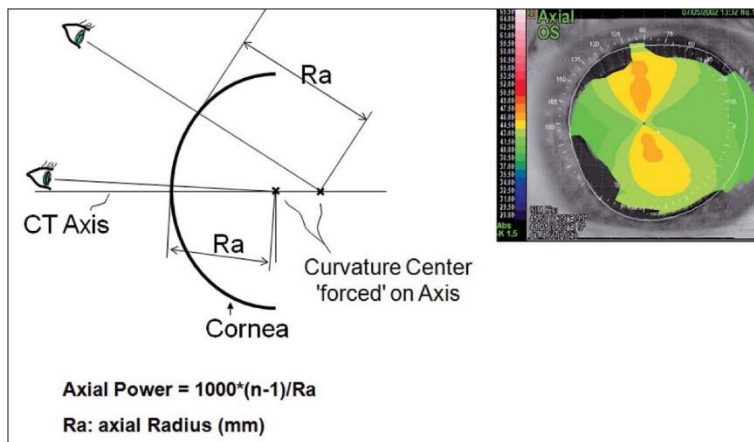


Figura 39.- Cálculo de mapa axial o sagital.
 Extraído de *ophthalmology supplemental Oct 2009*.

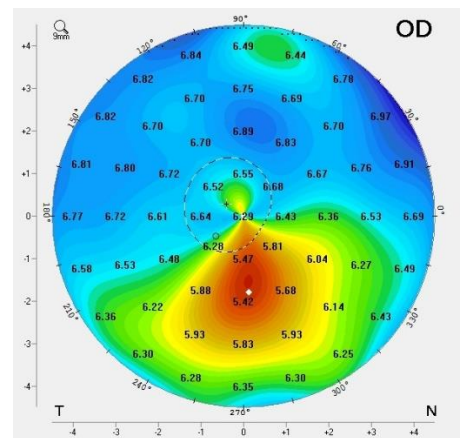


Figura 40.- Mapa sagital frontal del Pentacam

Método de cálculo(51):

- a) El Sagital anterior utiliza el índice de refracción estándar (n=1,3375) y el del aire (n=1):

$$D = \frac{(1,3375 - 1) \times (1000)}{r \text{ mm}}$$

- b) El Sagital posterior utiliza el índice de refracción de la córnea ($n=1,376$) y el HA ($n=1,336$):

$$D = \frac{(1,336 - 1,376) \times (1000)}{r \text{ mm}}$$

- Características (49,51,52,54): (Fig.40)
 - Ofrece una descripción global y suavizada de la forma corneal ya que el instrumento asume un radio de curvatura que intersecta con el eje del instrumento.

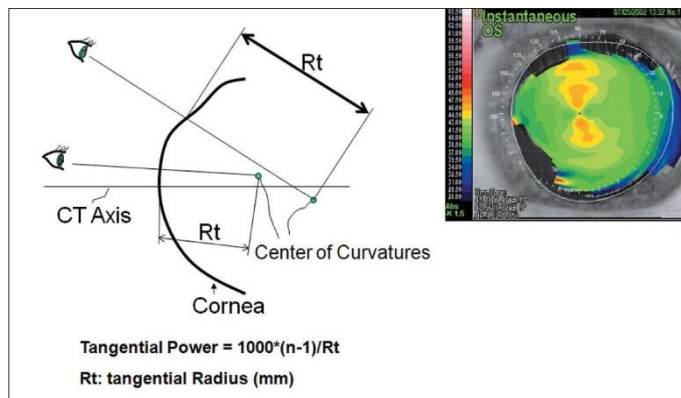


Figura 42.- Cálculo de mapa tangencial.
 Extraído de ophthalmology supplemental Oct 2009

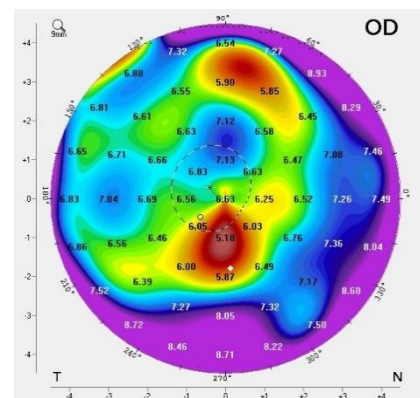


Figura 41.- Mapa tangencial frontal del Pentacam

- Menor dependencia de la posición del eje óptico.
 - Permite valorar la posible influencia de la córnea en la agudeza visual del paciente.
 - Depende de la pendiente del punto medido.
- Limitaciones (49,51,52,54):
 - Presenta un sesgo esférico
 - Es menos exacto en describir la córnea periférica e irregularidades.
 - El mapa sagital anterior usa el índice de refracción keratométrico universal ($n=1,3375$) por lo que no tiene en cuenta la cara posterior de la córnea.

3.5.1.2. MAPA TANGENCIAL (INSTANTÁNEO o LOCAL)

Mide el radio de curvatura en un punto respecto al de al lado a lo largo de un meridiano específico(51).(Fig.41)

- Método de cálculo(51):

$$D = \frac{(n \text{ corneal} - 1000)}{r \text{ tangencial}}$$

- Características(49,51,52,54): (Fig.42)
 - Menor sesgo esférico
 - Mayor sensibilidad, por lo que describe mejor las irregularidades
 - Mejor exactitud para describir la periferia corneal.
- Limitaciones (49,51,52,54):
 - La mayor sensibilidad produce un excesivo detalle, lo que puede aumentar el ruido de la imagen.
 - En este mapa las dioptrías son unidades relativas de curvatura y no equivalentes a las dioptrías de potencia corneal

3.5.1.3. MAPA DE PODER KERATOMÉTRICO TOTAL o TRUE NET POWER (TNP)

Describe la potencia óptica (poder) de la córnea.

- Método de cálculo(51):

$$TNP (D) = \frac{(1,376 - 1) \times (1000)}{r_{ant} \text{ mm}} + \frac{(1,336 - 1,376) \times (1000)}{r_{post} \text{ mm}}$$

- Características:
 - Usa los índices de refracción de cara anterior (n=1,376) y posterior (n=1,336) en un modelo de lente fina mediante óptica gaussiana (paraxial).
 - Tiene en cuenta la contribución de la cara posterior de la córnea, lo que resulta útil en pacientes con una relación entre curvatura anterior y posterior (ratio A/P) fuera de lo normal como en córneas operadas de cirugía refractiva o con ectasias.

3.5.1.4. MAPA DE PODER DE REFRACCIÓN FRONTAL

Compensa la aberración esférica corneal (Fig.43).

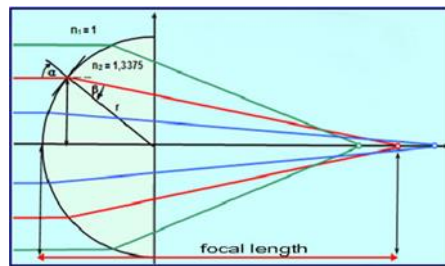


Figura 43.- Aberración esférica evaluada en el mapa de refracción frontal.

- Características(51,52):
 - Solo usa datos de la cara anterior ($n=1,3375$)
 - Usa la ley de Snell de refracción teniendo en cuenta el efecto de la aberración esférica corneal (a mismo radio de curvatura, cuanto más periférica sea la zona, mayor potencia) mediante trazado de rayos.

3.5.1.5. MAPA PODER REFRACTIVO TOTAL o TOTAL CORNEAL REFRACTIVE POWER (TCRP)

Muestra la potencia refractiva total de la córnea (el valor que más se acerca a la refracción real corneal (Fig.44)).

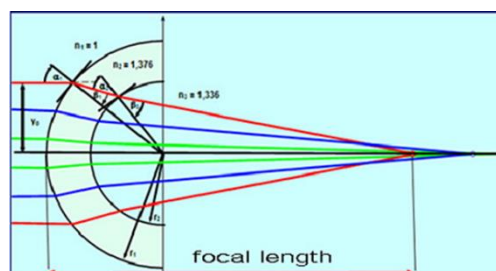


Figura 44.- Mapa TCRP. Tiene en cuenta las caras anterior y posterior, la paquimetría y la aberración esférica.

- Características(51,52):
 - Usa los índices de refracción de cara anterior ($n=1,376$) y posterior ($n=1,336$).
 - Usa la ley de Snell de refracción teniendo en cuenta el efecto de la aberración esférica corneal mediante trazado exacto de rayos.
 - Tiene en cuenta la paquimetría corneal en un modelo de lente gruesa.

3.5.2. MAPAS DE ELEVACIÓN

La elevación viene dada por la altura de un punto de la superficie corneal anterior o posterior con respecto a la superficie de una esfera de referencia. Si el punto de la superficie corneal está por encima de la esfera de referencia, su valor será positivo le corresponderá un color cálido. Si el punto está por debajo, el valor será negativo y el color frío. Los datos son independientes de la orientación y posición del eje óptico (51-53).

En la tabla 7 se resumen los datos de repetibilidad de las elevaciones según distintos estudios publicados (DS de N medidas, CoR, CV e ICC intraobs), extraído de (21, 28,30).

	ORBSCAN II	PENTACAM	GALILEI	SIRIUS	TMS-5
Fabricante	Bausch & Lomb	Oculus	Ziemer	CSO	Tomey
Resolución Axial	-	10 μ	<1 μ	-	-
Resolución lateral	-	10 μ	4 μ	-	-
Elevación Ant					
DS de N medidas	2 μ	-	-	-	-
CoR	-	-	-	-	-
CV	-	9,43 %	-	-	-
ICC	0,992	-	-	-	0,993
Elevación Post					
DS de N medidas	-	-	-	-	-
CoR	-	-	-	-	-
CV	-	9,43 %	9,43 %	-	-
ICC	0,990	-	-	-	0,990

LED: Light-emitting diode
Sw: Desviación estándar de las medidas repetidas intrasujeto. $Sw = \sqrt[2]{Sw^2}$
CoR: Coeficiente de repetibilidad. $CoR = 1,96 \times \sqrt[2]{2 \times Sw^2}$ o simplificado $CoR = 2,77 \times Sw$
CV: Coeficiente de variación $CV = \frac{Sw}{Media\ de\ medidas}$
ICC: Coeficiente de correlación intraclase.

Tabla 7.- Repetibilidad de las elevaciones con distintos dispositivos.

3.5.3. MÓDULO DE BELIN-AMBROSIO

Este módulo, descrito por Belin y Ambrosio, se basa en la combinación de **criterios de elevación y paquimetría** para mejorar el rendimiento diagnóstico de ectasias corneales(69) en comparación con los clásicos criterios topográficos o el Ectasia Risk Score System de Randleman(7).

El módulo evalúa 9 parámetros corneales(70): Elevación anterior en el thinnest, Elevación posterior en el thinnest, Cambios en elevación anterior (Df), Cambios en elevación posterior (Db), Grosor corneal mínimo (thinnest y Dt), Desplazamiento vertical del thinnest (Dy), Progresión de paquimetría (Dp), ARTmax (Dam) y Kmax.

Mediante un análisis de regresión de estos nueve parámetros basado en una base de datos poblacional, se extrae un único parámetro (D) que sirve de predictor de riesgo de ectasia (70,71) (Fig.45).

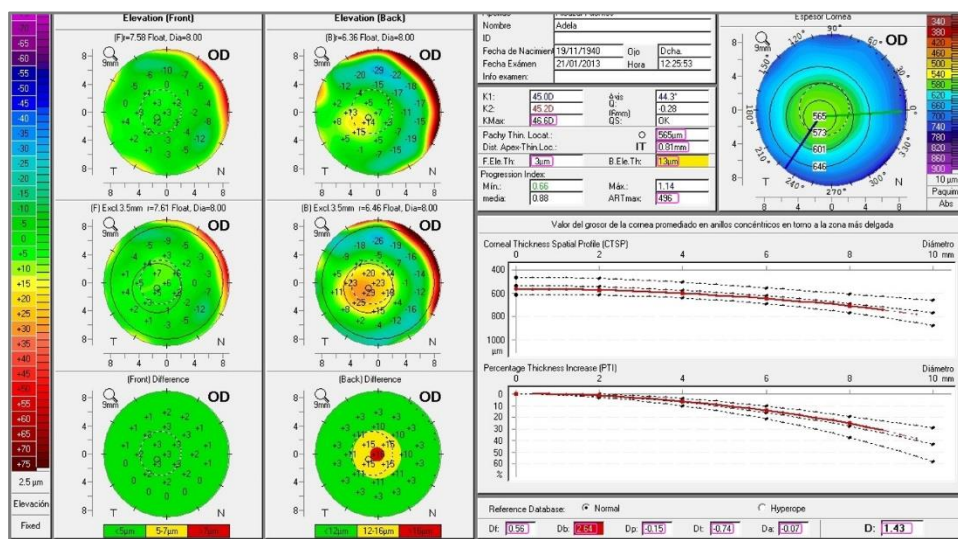


Figura 45.- Imagen del módulo BAD con los 9 parámetros evaluados y el parámetro global D señalados.

A continuación, se explican los 5 principales parámetros estudiados:

3.5.3.1. PARÁMETROS DE ELEVACIÓN

El Dr. Belin ideó una esfera de referencia mejorada (Enhanced BFS) para detectar de manera más precoz las elevaciones. Se obtiene de excluir de 3 a 4mm alrededor del punto más fino de la córnea para el cálculo de la esfera de referencia(70). Como en las ectasias el punto más fino corresponde al cono y es donde hay mayor curvatura, la Enhanced BFS resultante será más plana, resaltando más las elevaciones patológicas. Aplicada a córneas normales, la enhanced BFS apenas sufre variación respecto a la BFS convencional, por lo que no hay variación en las elevaciones (Fig.46 y 47)).

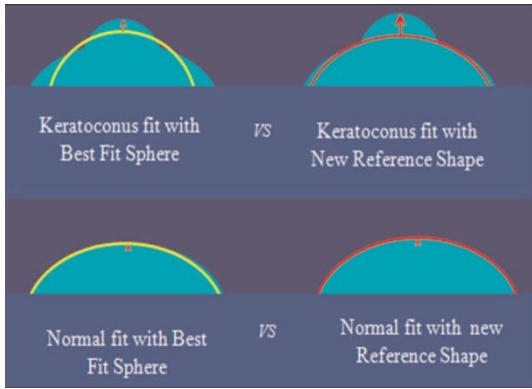


Figura 46.- Comportamiento de la enhanced BFS.

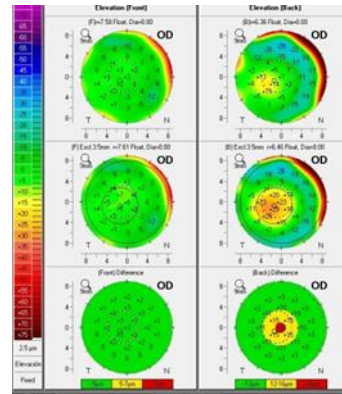


Figura 47.- Comparativa BFS vs Enhanced BFS para cara anterior y posterior según se muestra en el módulo de Belin Ambrosio (superior: BFS, medio: enhanced BFS, inferior: diferencia entre los dos mapas).

Los parámetros Df y Db evalúan ese cambio en las elevaciones de la cara anterior y posterior respectivamente al utilizar la enhanced BFS en vez de la BFS.

3.5.3.2. PARÁMETROS DE PAQUIMETRÍA

La progresión de paquimetría describe el incremento del grosor corneal desde el punto más fino hacia la periferia a través de distintos parámetros (8, 51, 52, 70):

- *Perfil espacial del grosor corneal (CTSP)*: Muestra el grosor medio de los 22 anillos concéntricos al punto más fino de 0,4 a 8,8mm de diámetro(51) (Fig.48)

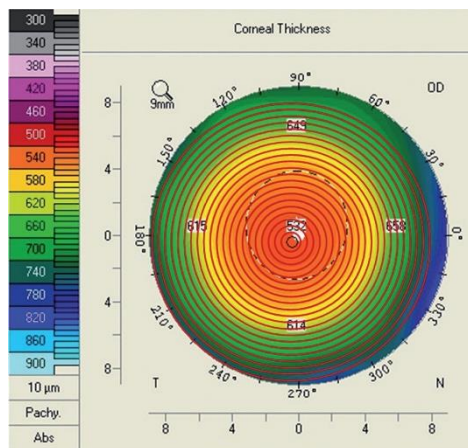


Figura 48.- Representación del corneal thickness spatial profile (CTSP).
Extraído del Manual del Pentacam.

- *Porcentaje de incremento de grosor (PTI)*: Es el CTSP en porcentaje(51).

$$PTI = \frac{\text{Grosor del anillo} - \text{Thinnest}}{\text{Thinnest}}$$

Ambos parámetros están representados en las gráficas del módulo (Fig.49):

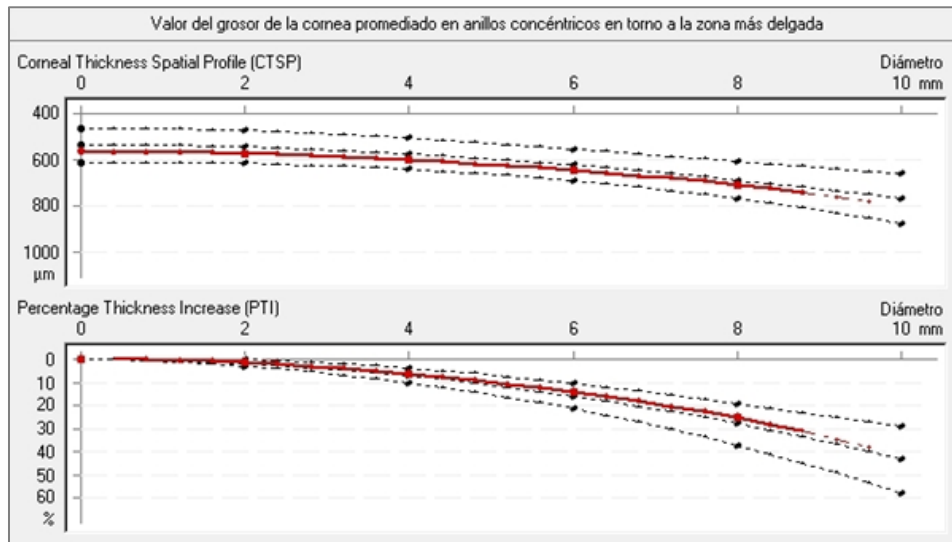


Figura 49.- Gráficas de CTSP y PTI. La línea roja representa el caso a estudio. Las líneas punteadas negras representan la media poblacional y $\pm 2DS$

- *Indice de progresión (RPI)*: muestra el valor de progresión del grosor de los 5 primeros anillos (1 a 5mm de diámetro)(51):
 - RPI Medio (Avg): Media aritmética de los 5 anillos.
 - RPI Máximo (Max): Media aritmética de los valores del hemimeridiano más delgado (mayor progresión). Suele ser inferotemporal.
 - RPI Mínimo (Min): Media aritmética de los valores del hemimeridiano más grueso (mínima progresión). Suele estar superonasal.
- *Ambrosio's relational thinnest (ART)*: Relaciona el RPI con el Thinnest (51,72):

$$ART = \frac{Thinnest}{RPI}$$

- ART Medio (Avg): Thinnest / RPI Avg
- ART Máximo (Max): Thinnest / RPI Max
- ART Mínimo (Min): Thinnest / RPI Min

Los parámetros **Dp**, **Dt** y **Da** evalúan el RPI Avg, el thinnest y el ART Max respectivamente.

MATERIAL Y MÉTODOS

1. DISEÑO DEL ESTUDIO Y SELECCION DE LA MUESTRA

1.1. DISEÑO DEL ESTUDIO

Se diseñó un estudio observacional, transversal, retrospectivo, consecutivo y unicéntrico, de acuerdo a las normas éticas recogidas en la Declaración de Helsinki para la investigación biomédica.

1.2. CONSENTIMIENTO INFORMADO

Se solicitó autorización a los pacientes a través de un consentimiento informado para utilizar los datos de su historia clínica y de las exploraciones realizadas para su análisis con fines de investigación. En él se especifican las características de las pruebas a realizar y la posibilidad de abandonar el estudio en cualquier momento sin perjuicio para la atención médica que pudieran necesitar.

1.3. SELECCIÓN DE LA MUESTRA

1006 sujetos consecutivos fueron seleccionados prospectivamente de entre los que acudieron entre 2011 y 2012 a las consultas del Centro Internacional de Oftalmología Avanzada situado en Madrid.

Los sujetos debían cumplir unos criterios de inclusión para ser seleccionados para el estudio:

- Capacidad de colaboración para la realización de las pruebas de exploración.
- Ausencia de patología ocular conocida o hallada en la exploración, así como cirugías oculares previas.
- Autorización mediante el consentimiento informado.

Los sujetos que presentaron alguno de los siguientes criterios de exclusión fueron excluidos del estudio:

- Portadores de lentes de contacto con periodo de descanso previo a la exploración menor de 24 horas para lentes blandas o menor de 1 semana para lentes rígidas.

- Utilización de colirios o pomadas oculares, excepto lágrimas artificiales.
- Afectación corneal por anomalías congénitas, úlceras o lesiones corneales, distrofias, leucomas o cicatrices, depósitos corneales visibles (excepto los férricos), invasión corneal de pterigium, neovascularización patológica (incluido la secundaria a uso de lentes de contacto). No se excluyeron pacientes con arco senil periférico.
- Patología glaucomatosa o retiniana diagnosticada en el momento de la exploración.
- Signos de uveítis antiguas o recientes.
- Síndromes sistémicos con afectación ocular.
- Imposibilidad de obtener una medición fiable con las pruebas complementarias (evaluadas de manera automática y operador-independiente mediante el software interno de cada aparato).
- Detección de ectasias corneales (queratocono, degeneración marginal pelúcida y queratoglobo) mediante la evaluación de la topografía.

2. MATERIAL

2.1. MATERIAL EXPLORATORIO CONVENCIONAL

- Proyector MT356 de optotipos (Takagi Seiko®, Japón) en escala decimal de Snellen.
- Montura de prueba para refracción.
- Lámpara de hendidura.
- Tonómetro de aire y tonómetro de Perkins MKII (Clement Clarke®, Harlow, Essex).
- Oftalmoscopio indirecto y lentes de 20D, 90D y 78D (Volk Optical Inc®, Mentor, EEUU).
- Colirio Colircusí Fluotest® (Fluoresceína sódica y Oxibuprocaina hidrocloreuro. Solución 2,5 mg/ml + 4 mg/ml, Alcon®).
- Colirio *Ciclopléjico* (Ciclopentolato hidrocloreuro. Solución 10 mg/ml, Alcon®).
- Colirio Colircusí tropicamida 1% 5 ml (Lab.Alcon®).

2.2. MATERIAL EXPLORATORIO ESPECÍFICO

2.2.1. PENTACAM® (Oculus Inc, Wetzlar, Alemania)



Figura 50.- Pentacam® panorámica

- DESCRIPCIÓN

El Pentacam® (Fig. 50) es un dispositivo de exploración ocular que utiliza el principio de Scheimpflug para la captación de imágenes de secciones transversales del segmento anterior sin precisar contacto(51).

El Principio de Scheimpflug (Theodor Scheimpflug, Capitán de la armada austríaca) expone que para fotografiar objetos oblicuos con la máxima profundidad de foco y la menor distorsión, el plano del sensor de la cámara, el plano de la lente y el plano de la imagen deben interseccionar en un único punto de foco(73)(Fig. 51 y 52).

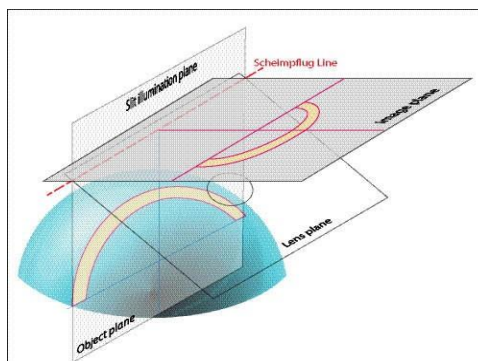


Figura 52.- Esquema de la disposición del plano objeto (córnea), plano lente (cámara Scheimpflug) y plano imagen (sensor de la cámara CCD) interseccionando en la línea de Scheimpflug.

Extraído de <http://medicaldesign.com/prototyping/precision-tomography-technologies-advance-ocular-surgery>

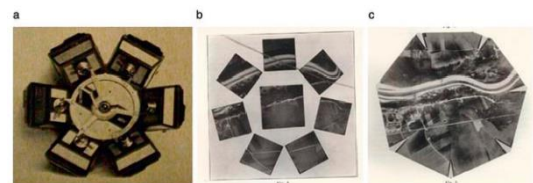


Figura 52.- Cámara de Scheimpflug original para ser montada sobre un globo o avioneta y cartografiar los terrenos. Se obtenían 8 imágenes que se superponían posteriormente, dando lugar a una fotografía sin distorsión.
Extraído de Wegener et al. 2009. (73)

Este dispositivo se compone de una cámara principal de Scheimpflug que, mediante un sistema de captación rotacional, fotografía las secciones transversales del segmento anterior (en adelante, imágenes Scheimpflug) generadas por una hendidura de luz LED monocromática azul (libre de UV y con una longitud de onda de 475nm). Además, una segunda cámara controla la fijación y capta cualquier movimiento del ojo para corregirlo durante el procesado de la imagen y evitar artefactos(51) (Fig.53).

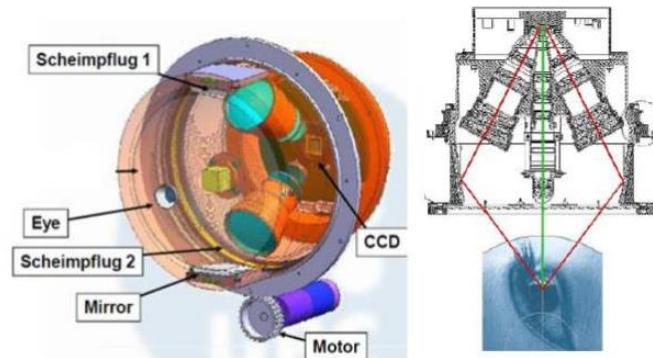


Figura 53.- Esquema de la disposición interna de los principales componentes de una cámara doble Scheimpflug.

De esta manera, se generan de 25 a 50 imágenes Scheimpflug tridimensionales desde la cara anterior corneal hasta la cara posterior del cristalino en un tiempo de adquisición de 2 segundos, evaluando hasta 500 puntos de medida para cada una de las imágenes de hendidura. Debido a que el punto de fijación del Pentacam® está en el centro del eje de rotación de la cámara, la máxima densidad de puntos explorados está en la córnea central (la más importante a nivel refractivo) y disminuye hacia la periferia (Fig.54). Además, la captación de imágenes se realiza desde el lado temporal para evitar sombras de la nariz(51).

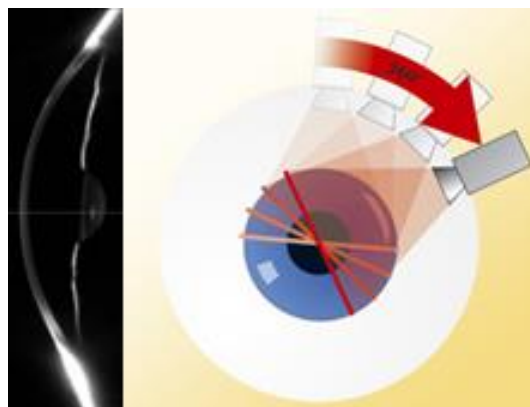


Figura 54.- Imagen transversal del segmento anterior generada por el Pentacam. Esquema del sistema rotacional de captación de imágenes alrededor del eje visual.

Las imágenes Scheimplug vírgenes obtenidas muestran superficies más planas y finas que en la realidad, por lo que son procesadas de manera automática para corregir la distorsión geométrica (causada por el tilt del plano objetivo respecto al eje óptico del aparato) y la distorsión óptica (causada por la refracción de las diferentes superficies oculares)(74). Estas correcciones solo están disponibles para las caras anterior y posterior corneal, pero no para el cristalino (Fig.55) (75).

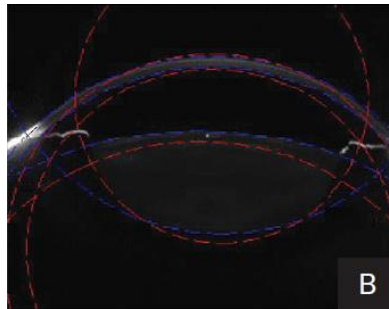


Figura 55.- Las líneas azules muestran las capas sin procesar.
Las líneas rojas muestran la corrección.

Una vez procesadas, los algoritmos automáticos de detección de bordes delimitan las capas de las diferentes estructuras del segmento anterior (córnea, iris y cristalino) y extraen hasta 25.000 puntos reales de elevación, lo que le permite calcular un modelo tridimensional del segmento anterior del ojo(51).

A partir de este modelo tridimensional se generan todas las mediciones automáticas que ofrece el Pentacam® de las superficies del segmento anterior a modo de mapas como se explicó en la introducción. Los principales parámetros que estudia son:

- a. Topografía de cara anterior y posterior.
- b. Paquimetría de limbo a limbo, calculada como la diferencia espacial entre la superficie anterior y posterior corneal en la perpendicular a la superficie anterior (“normal-to-the-surface tangent”) (9, 76).
- c. Elevaciones de cara anterior y posterior.
- d. Volumen y altura de la cámara anterior, así como medición de los ángulos (no evaluados en este trabajo).

e. Densitometría del cristalino cuantificada automáticamente (no evaluados en este trabajo).

Todos los mapas están centrados en el ápex corneal, definido como la parte de la córnea donde el gradiente matemático es 0 (51). Se ofrecen datos de puntos localizados en anillos de

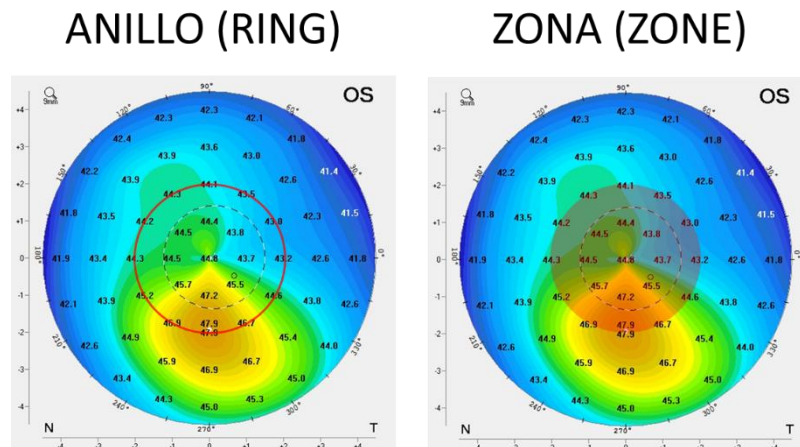


Figura 56.- Diferencia entre Anillo y Zona de 2mm de radio. El anillo incluye todos los valores de su circunferencia, mientras que la zona incluye todos los valores dentro de ella, incluyendo los valores en su límite.

distintos milímetros de radio y datos de puntos dentro de zonas de distintos milímetros de radio. Los valores de los anillos solo incluyen los puntos sobre el anillo, no los que están dentro de él. En cambio, los valores de las zonas incluyen todos los puntos dentro de ellas (Fig.56)

Las zonas del examen oscurecidas de algún modo por cejas o pestañas son interpoladas y marcadas por el software con puntos negros o superficies blancas(51).

- **INDICE DE CALIDAD DE LAS IMAGENES**

La correcta delimitación de capas, de la que dependen la exactitud de las mediciones, se basa en la calidad y alineación de las imágenes obtenidas. De manera automática, el software ofrece una evaluación de estos dos parámetros y lo resume en un valor global de calidad (Quality Score o QS), que evalúa que se cumplan los siguientes requisitos(51):

- Área analizada: > 60% para la cara anterior y > 50% para la cara posterior.
- Datos válidos: > 95%.
- Segmentos perdidos: < 3 cortes sin analizar.
- Segmentos perdidos continuos: <2 cortes consecutivos sin analizar.
- Desviación del modelo 3D: < 10 para cara anterior y < 14 para cara posterior.

- Alineamiento XY: Los desplazamientos en horizontal (x) y vertical (y) <1000.
- Alineamiento Z: La profundidad (z) <1000
- Movimiento del ojo: <150

2.2.2. IOLMASTER® (Carl Zeiss Meditec AG, Alemania)

- DESCRIPCION



Figura 57: IOLMaster®

El IOL Master® es un biómetro de no contacto que utiliza un haz de luz infrarroja de longitud de onda 780nm para la medición de la longitud axial del ojo mediante interferometría de coherencia parcial (se necesitan como mínimo cinco medidas, registrándose el valor medio de todas las medidas válidas). Además, puede realizar la medición de la distancia de limbo a limbo horizontal (blanco-blanco) de manera automática (77).

- INDICE DE CALIDAD DE LAS IMAGENES

Para la Longitud axial se muestra la relación entre la señal y el ruido (SNR, Signal-to-Noise Ratio) como un valor que indica la calidad de las mediciones. Si el valor del SNR está entre 1,6 y 1,9 el valor debe evaluarse con cautela. Además, si existe una diferencia de longitud axial de más de 0,3 mm entre ambos ojos, se deben comprobar las lecturas(77).

Para la medición del blanco-blanco (WW) no se ofrece ningún índice de calidad, pero se muestra la imagen obtenida por el IOLmaster con la delimitación automática de los bordes del

limbo horizontal. Si la delimitación de bordes no es correcta, se puede desechar la medición y repetirla de nuevo(77).

3. MÉTODO

3.1. PROTOCOLO DE EXPLORACIÓN OFTALMOLÓGICA BÁSICA

A todos los pacientes incluidos en el estudio se les realizó una exploración oftalmológica completa, compuesta por:

- *Anamnesis*: se recogieron el nombre del paciente, fecha de nacimiento, sexo, enfermedades generales y oftalmológicas previas y actuales, cirugías oftalmológicas previas, antecedentes familiares oftalmológicos, tratamientos sistémicos y oftalmológicos previos o actuales.
- *Agudeza visual y Refracción*: Determinación de la mejor agudeza visual corregida para visión lejana mediante optotipos proyectados en escala decimal de Snellen. Se anota el defecto esférico y cilíndrico con su eje.
- *Biomicroscopía*: con lámpara de hendidura del segmento anterior.
- *Presión intraocular*: mediante tonómetro de Perkins® y tras la instilación de Colirio Colircusi Fluotest®.
- *Examen de fondo de ojo bajo midriasis farmacológica*: mediante lente de 78D y lámpara de hendidura.

3.2. PROTOCOLO DE EXPLORACIONES ESPECÍFICAS

3.2.1. PENTACAM®

- REALIZACION DE LA PRUEBA (51)

Para realizar la exploración con el Pentacam® la sala debe estar con una iluminación tenue para evitar reflejos en las imágenes Scheimpflug.

El paciente se sienta en un taburete y apoya la barbilla y la frente en la mentonera y la cincha preparadas para ellos. Se ajusta la altura de la mentonera y se coloca el dispositivo Pentacam® alineado con el ojo a explorar. El ojo que se examina es reconocido automáticamente.

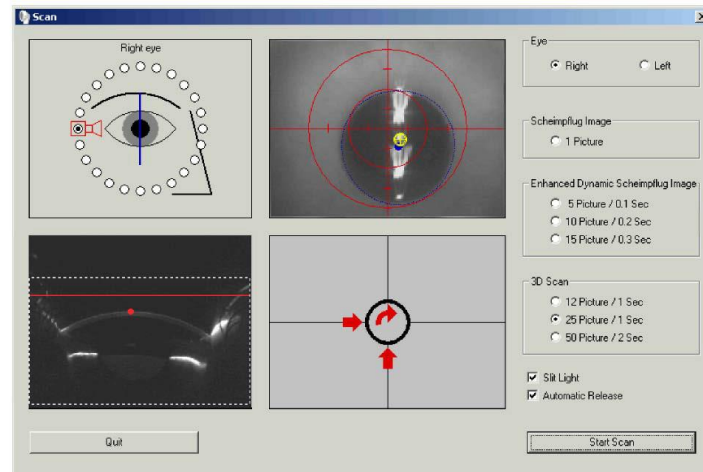


Figura 58.- Pantalla de inicio de Scan.
Extraído del manual de instrucciones del Pentacam®

En la pantalla del software de la base de datos introducimos los datos del paciente (nombre, fecha de nacimiento y número de historia clínica) y seleccionamos el botón “Pentacam®”. Esto nos deriva al software de adquisición y procesamiento de imágenes, donde seleccionamos la pestaña “Examen” y la opción “Scan” para activar el dispositivo Pentacam®.

Aparece una ventana de exploración con dos imágenes, una de la cámara frontal que muestra el iris y pupila para centrar la imagen vertical y horizontalmente, y otra de la cámara Scheimpflug que muestra una sección transversal de la córnea con una línea roja horizontal para centrar la imagen en profundidad. Una tercera imagen esquemática muestra los movimientos que hay que hacer con el joystick para terminar de centrar la imagen (Fig.59).

Las opciones elegidas de toma de imágenes para este trabajo fueron el modo “3D Scan” de “25 imágenes/1 segundo” con liberación automática de la captura. De esta manera, cuando el software detecta que la imagen se ha centrado bien, automáticamente realiza la adquisición de 25 imágenes Scheimpflug durante 1 segundo en el que el paciente debe permanecer con la mirada fija y el ojo lo más abierto posible.

Tras la realización de la prueba se verifica que el Índice de calidad (QS) sea satisfactorio (debe ser >95%) mediante la leyenda “OK” y el color de fondo blanco en la casilla

correspondiente. Si por el contrario muestra algún mensaje de error (“align”, “desv.”...) junto a un color de fondo rojo o amarillo, se procede a la repetición de la prueba instando al paciente a repetir el proceso. Si tras un segundo intento, el Índice de calidad sigue sin ser satisfactorio, el paciente es excluido del estudio.

- **EVALUACION DE CRITERIOS DE EXCLUSIÓN**

Si el índice de calidad es satisfactorio, se evalúa la córnea mediante la representación de “4 mapas refractivos” (Fig.60) que muestran 4 mapas de 9mm de diámetro, centrados en ápex corneal, de los siguientes parámetros:

- a) La topografía sagital de la cara anterior
- b) La elevación anterior
- c) La elevación posterior
- d) La distribución de paquimetría

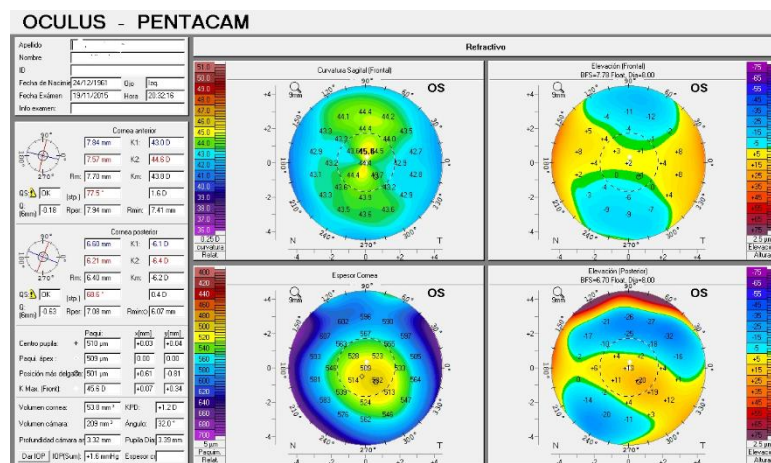


Figura 59.- Visualización de 4 mapas refractivos

Si en esta evaluación se detectan claros signos de ectasia corneal en el mapa sagital anterior, coincidente con un aumento de la elevación anterior y posterior corneal en el punto más fino y un descenso del grosor en ese punto, el paciente es excluido del estudio.

- **EXPORTACION DE DATOS**

Una vez obtenidas las exploraciones de todos los pacientes se seleccionaron los candidatos de la pantalla de “gestión de datos de pacientes” y con la función “Call-All with selected patients” se exportaron del Pentacam® los datos numéricos de las distintas variables a un archivo en formato Excel.

3.2.2. IOLmaster® (Carl Zeiss, Meditec, EEUU)

- REALIZACIÓN DE LA PRUEBA (77)

El paciente se sienta en un taburete y apoya la barbilla en la mentonera y la frente en la cincha preparadas para ello. Se ajusta la altura de la mentonera y se coloca el dispositivo IOLmaster alineado con el ojo a explorar. El sistema registra automáticamente que ojo se está midiendo (OD u OI).

En la pantalla del software de la base de datos introducimos los datos del paciente (nombre, fecha de nacimiento y número de historia clínica) y seleccionamos el botón “Nuevo”. Esto nos deriva a la pantalla de adquisición de imágenes, donde se observa una imagen del ojo del paciente con el reflejo de 6 puntos de luz que deben estar centrados y el borde de la pupila enfocado (Fig.61).

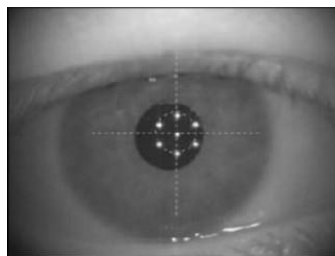


Figura 60.- Pantalla de centrado inicial

Se pulsa el botón del joystick para activar la pantalla de medición de la longitud axial. En esta pantalla se observa un punto de fijación que debe estar lo más enfocado y centrado posible dentro de la mira de la pantalla (Fig.62). El paciente debe fijar el punto rojo y ser avisado de no parpadear cuando se apriete el botón del joystick para la realización de la medición. El IOL Master® requiere de un mínimo de cinco medidas para promediar una AXL.

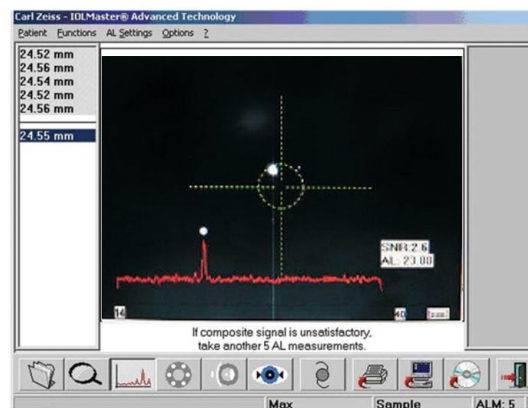


Figura 61.- Pantalla de medición de AXL.

Cuando se termine la medición de la AXL, se pulsa la barra espaciadora hasta que aparezca la medición del WW. Se pide al paciente que fije el punto amarillo y con el movimiento del joystick se enfocan los detalles del iris, no los 6 puntos que aparecen en la pupila. Cuando esté enfocado se pulsa el botón del joystick y se realiza la medición, apareciendo después la imagen obtenida con los bordes del limbo delimitados para su comprobación (Fig.63).

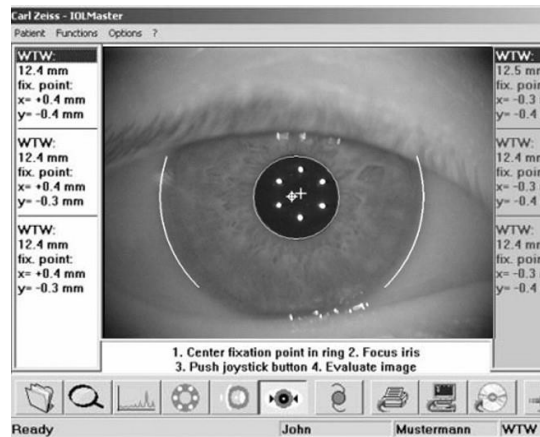


Figura 62.- Pantalla de medición del WW

- EXPORTACION DE DATOS

Una vez obtenidas las exploraciones de todos los pacientes se anotó de manera manual la AXL y el WW en milímetros como variables para el estudio.

4. CREACIÓN DE BASE DE DATOS

Se utilizaron 3 fuentes de datos para crear la base de datos en Excel:

- i. **DATOS DEL PACIENTE:** Número de historia del paciente, ojo a estudio, sexo y edad a la exploración. Refracción: Esfera, Cilindro (Astig Rx) y Eje.
- ii. **DATOS DEL IOLMASTER®:** WW y AXL
- iii. **DATOS DEL PENTACAM®:** El Pentacam® exporta 15 ficheros Excel (CHAMBER, COR-PWR, EccSag, Fourier, INDEX, KEIO, PACHY, PNS_Densito, Power_Sag, Power_TCRP, Power_TNP, SUMMARY, ZERNIKE-ELEt, ZERNIKE, ZERNIKE-WFA) que se fusionaron en uno solo, eliminando las variables no utilizadas para este trabajo. Las variables restantes se agruparon en bloques según la naturaleza del parámetro.

4.1. CURVATURA ANTERIOR

Las variables se presentan en dioptrías (potencia o poder refractivo), utilizando las fórmulas $\text{Dioptrias} = \text{constante}/\text{radio}$ en milímetros cuando no las ofrece directamente el Pentacam®. Se muestran con un número entre paréntesis que corresponde a la constante utilizada para la conversión en potencia (D) a partir del radio (mm), según se haya utilizado el índice keratómétrico (337,5) o los índices de refracción de aire y córnea (376).

- KERATOMETRÍA en APEX (punto): Curvatura sagital en el punto Ápex.
 - K SAG APEX FRONT (376)
 - K SAG APEX FRONT (337,5)
- KERATOMETRÍA en ZONAS (diámetro de 3, 6 y 8 mm): Curvatura sagital media (Km) y Astigmatismo (Astig) en una zona de diámetro creciente. Cada zona de mayor diámetro contiene los valores de las zonas de menor diámetro.
 - Km SAG d3mm ZONA (376)
 - Km SAG d3mm ZONA (337,5)
 - Km SAG d6mm ZONA (337,5)
 - Km SAG d8mm ZONA (337,5)
 - Astig SAG d3mm ZONA (337,5)
 - Astig SAG d6mm ZONA (337,5)
 - Astig SAG d8mm ZONA (337,5)
- KERATOMETRÍA en ANILLOS (diámetro 3, 6 y 8 mm): Curvatura sagital media (Km), mínima (K1), máxima (K2) y Astigmatismo (Astig) en un anillo de 3 mm de diámetro.
 - Km SAG d3mm ANILLO FRONT (376) y (337,5)
 - K1 Flat SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)
 - K2 Steep SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)
 - Astig SAG d3mm ANILLO FRONT (376)
 - Astig SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)
 - ANILLO r3mm FRONT (337,5)
 - ANILLO r4mm FRONT (337,5)
- KERATOMETRÍA en el punto de MÁS CURVO: Curvatura sagital máxima (KMax).
 - KMax SAG d9mm FRONT (376) y (337,5)

- SIMETRÍA en HEMIANILLOS (radio de 1,5, 2 y 2,5 mm): Diferencia entre la curvatura de hemianillos inferior y superior de radio creciente (se excluyeron los valores situados en el meridiano horizontal).
 - I-S ANILLO x5 r1,5mm FRONT (337,5)
 - I-S ANILLO x5 r2mm FRONT (337,5)
 - I-S ANILLO x5 r2,5mm FRONT (337,5)
- SIMETRÍA en PUNTOS (radio de 2, 3 y 4 mm): Diferencia entre la curvatura de puntos aislados inferior y superior de radio creciente (2, 3 y 4 mm).
 - I-S PUNTOS r2mm FRONT (337,5)
 - I-S PUNTOS r3mm FRONT (337,5)
 - I-S PUNTOS r4mm FRONT (337,5)
- PROGRESIÓN en ANILLO (radio de 1, 2, 3 y 4mm): Diferencia entre la curvatura de un anillo más interno y el inmediato más externo (p. ej: r2mm-r3mm) de radio creciente y el porcentaje sobre el anillo anterior (p. ej: $\frac{(r2mm-r3mm)}{r2mm}$)
 - ANILLO r1mm-r2mm FRONT (337,5)
 - ANILLO r2mm-r3mm FRONT (337,5)
 - ANILLO r3mm-r4mm FRONT (337,5)
 - ANILLO r1mm-r2mm FRONT % (337,5)
 - ANILLO r2mm-r3mm FRONT % (337,5)
 - ANILLO r3mm-r4mm FRONT % (337,5)
- ASFERICIDAD (6 mm de diámetro): Describe la asfericidad en una zona de 6 mm de diámetro.
 - Asph. Q d6mm FRONT

4.2. CURVATURA POSTERIOR

Las variables se presentan en dioptrías (potencia o poder refractivo), utilizando las fórmulas Dioptrías = constante/radio en milímetros cuando no las ofrece directamente el Pentacam®. Vienen con un número entre paréntesis que corresponde a la constante utilizada para la conversión en potencia (D) a partir del radio (mm), en este caso (-40).

- KERATOMETRÍA en ÁPEX (punto): Curvatura sagital en el punto Ápex.
 - K SAG APEX BACK (-40)

- KERATOMETRÍA en ANILLOS (diámetro 3, 6 y 8 mm): Curvatura sagital media (Km), mínima (K1), máxima (K2) y Astigmatismo (Astig) en un anillo de 3 mm de diámetro.
 - Km SAG d3mm ANILLO BACK (-40)
 - K1 Flat SAG d3mm ANILLO BACK (-40)
 - K2 Steep SAG d3mm ANILLO BACK (-40)
 - Astig SAG d3mm ANILLO BACK (-40)
 - ANILLO r3mm BACK (-40)
 - ANILLO r4mm BACK (-40)
- KERATOMETRÍA en el punto de MÁS CURVO: Curvatura sagital máxima (KMax).
 - KMax SAG d9mm BACK (-40)
- SIMETRÍA en HEMIANILLOS (radio de 1,5, 2 y 2,5 mm): Diferencia entre la curvatura de hemianillos inferior y superior de radio creciente (se excluyeron los valores situados en el meridiano horizontal).
 - I-S ANILLO x5 r1,5mm BACK (-40)
 - I-S ANILLO x5 r2mm BACK (-40)
 - I-S ANILLO x5 r2,5mm BACK (-40)
- SIMETRÍA en PUNTOS (radio de 2 y 3 mm): Diferencia entre la curvatura de puntos aislados inferior y superior de radio creciente (2, 3 y 4 mm).
 - I-S PUNTOS r2mm BACK (-40)
 - I-S PUNTOS r3mm BACK (-40)
 - I-S PUNTOS r4mm BACK (-40)
- PROGRESIÓN en ANILLO (radio de 1, 2, 3 y 4mm): Diferencia entre la curvatura de un anillo más interno y el inmediato más externo (p. ej: r2mm-r3mm) de radio creciente y el porcentaje sobre el anillo anterior (p. ej: $\frac{r2mm-r3mm}{r2mm}$)
 - ANILLO r1mm-r2mm BACK (-40)
 - ANILLO r2mm-r3mm BACK (-40)
 - ANILLO r3mm-r4mm BACK (-40)
 - ANILLO r1mm-r2mm BACK % (-40)
 - ANILLO r2mm-r3mm BACK % (-40)
 - ANILLO r3mm-r4mm BACK % (-40)
- ASFERICIDAD (6 mm de diámetro): Describe la asfericidad en una zona de 6 mm de diámetro.
 - Asph. Q d6mm BACK

4.3. RELACIÓN CARA ANTERIOR y POSTERIOR

- RATIO A/P en APEX (punto): Cociente entre curvatura (mm) posterior y anterior en el punto ápex.
 - RATIO A/P APEX (PUNTO) (radio mm)
- RATIO A/P en ZONAS (diámetro de 4, 6 y 8 mm): Cociente entre curvatura (mm) posterior y anterior en zonas de diámetro creciente.
 - RATIO A/P ÁPEX d4mm (ZONA) (radio mm)
 - RATIO A/P ÁPEX d6mm (ZONA) (radio mm)
 - RATIO A/P APEX d8mm (ZONA) (radio mm)
- KERATOMETRÍA TNP en ZONAS: Curvatura TNP media (Km), mínima (K1), máxima (K2) y Astigmatismo (Astig) en una zona de 3 mm de diámetro.
 - Km TNP d3mm ZONA (TNP)
 - K1 Flat TNP d3mm ZONA (TNP)
 - K2 Steep TNP d3mm ZONA (TNP)
 - Astig TNP d3mm ZONA (TNP)
- KERATOMETRÍA TCRP en ZONAS: Curvatura TCRP media (Km), mínima (K1), máxima (K2) y Astigmatismo (Astig) en una zona de 3 mm de diámetro.
 - Km TCRP d3mm ZONA (TCRP)
 - K1 Flat TCRP d3mm ZONA (TCRP)
 - K2 Steep TCRP d3mm ZONA (TCRP)
 - Astig TCRP d3mm ZONA (TCRP)

4.4. PAQUIMETRÍA

- PAQUIMETRÍA en APEX y THINNEST (punto): Grosor corneal en el punto Ápex y el Thinnest (el más delgado de la córnea).
 - Pachy APEX
 - Pachy THINNEST
- RELACIÓN entre APEX-THINNEST: Diferencia de grosor (DIF) y distancia (Dist) entre los puntos Ápex y Thinnest (el más delgado de la córnea).
 - DIF Apex-Thinnest
 - Dist Apex-Thinnest

- SIMETRÍA en HEMIANILLOS (radio 2 mm): Diferencia entre el grosor de hemianillos superior e inferior (se excluyeron los valores situados en el meridiano horizontal).
 - S-I ANILLO x5 r2mm
- SIMETRÍA en PUNTOS (radio de 2 y 4 mm): Diferencia entre el grosor de puntos aislados superior e inferior de radio creciente (2 y 4 mm).
 - S-I PUNTOS r2mm
 - S-I PUNTOS r4mm
- PROGRESIÓN en ANILLO (diámetro de 2, 4, 6, 8 y 10mm): Grosor medio de anillos de diámetro creciente centrados en Thinnest (también llamado CTSP) y el porcentaje de incremento respecto al Thinnest (PTI, p. ej: $\frac{D2mm\text{ Pachy}-Thinnest}{Thinnest}$)
 - D2mm Pachy
 - D4mm Pachy
 - D6mm Pachy
 - D8mm Pachy
 - D10mm Pachy
 - D2mm Prog
 - D4mm Prog
 - D6mm Prog
 - D8mm Prog
 - D10mm Prog
- PROGRESIÓN en MERIDIANO: Tasa mínima, máxima y media de aumento de grosor desde el punto más fino hacia la periferia en relación a la media de la base de datos, con sus ejes.
 - RPI Min
 - RPI Min. EJE
 - RPI Max
 - RPI Max. EJE
 - RPI Avg.

4.5. ELEVACIONES

- ELEVACIONES en APEX y THINNEST (punto): Elevación corneal en relación a una BFS de 8 mm de diámetro en el punto Ápex y el Thinnest (el más delgado de la córnea) de cara anterior y posterior.
 - Ele Apex FRONT
 - Ele Thinnest FRONT
 - Ele Apex BACK
 - Ele Thinnest BACK
- PARÁMETROS del Módulo de Belin-Ambrosio (BAD): Estos parámetros se han descrito en detalle en la introducción.
 - Df
 - Db
 - Dp
 - Dt
 - Dam
 - Df
 - D

4.6. CÁMARA ANTERIOR

- PROFUNDIDAD de CAMARA ANTERIOR (punto): Distancia máxima desde endotelio a la cara anterior del cristalino.

Para analizar los resultados obtenidos en las diferentes exploraciones, se importó la base de datos de Excel a SPSS versión 23.0 (SPSS Inc.; Chicago, EEUU).

5. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El análisis estadístico se realizó con el programa SPSS v23.0 para Windows. Las diferencias consideradas estadísticamente significativas son aquellas cuya $p < 0,05$ y altamente significativa cuando $p < 0,01$.

5.1. ESTUDIO DESCRIPTIVO

Para el análisis estadístico descriptivo de la muestra se han empleado los métodos descriptivos básicos, de modo que, para las variables cualitativas, se ha obtenido el número de casos presentes en cada categoría y el porcentaje correspondiente; y para las variables cuantitativas, la media, desviación típica, rango y percentiles 2,5, 5, 97,5 y 95,5.

5.2. ESTUDIO COMPARATIVO

Para la comparación entre dos grupos se empleó la prueba t-Student y para más de dos grupos la prueba ANOVA una vez comprobados los supuestos de normalidad y homogeneidad de varianzas con el test de Kolmogorov-Smirnov y prueba de Levene, respectivamente. En los casos que el ANOVA resultó significativo se realizaron las comparaciones dos a dos mediante la corrección de Tukey.

Para comparar variables categóricas se emplea el test Chi-cuadrado de independencia que contrasta la diferencia entre el porcentaje de casos en una misma categoría de la variable dependiente.

5.3. ESTUDIOS DE REGRESIÓN

El modelo de regresión múltiple se empleó para determinar si las variables independientes consideradas en cada caso presentan un efecto significativo sobre la variable dependiente. La metodología seguida en el análisis estadístico del modelo calculado fue: (1) Estimación puntual de los parámetros del modelo, (2) Significación individual de las variables y la constante del modelo, (3) Contraste de regresión (ANOVA) para estudiar la validez global del modelo y verificar que (de forma conjunta) las variables explicativas aportan información en la explicación de la variable de respuesta. Evaluación de la bondad de ajuste del modelo a través del coeficiente de determinación y (4) Verificación de las hipótesis del modelo a través del análisis de los residuos.

RESULTADOS

1. ESTUDIO DESCRIPTIVO DE LA MUESTRA GLOBAL

De los 1006 pacientes incluidos en el estudio, se excluyeron 155 por presentar algún criterio de exclusión (la mayoría fue por extrapolación de datos en el mapa de 8 mm, bien por opacidades periféricas que alteraban la delimitación de capas o por la proyección de sombra del párpado superior y/o pestañas). De los 851, 55 solo tenían el ojo izquierdo incluíble, por lo que se perdieron al decidirse utilizar solamente los datos de los ojos derechos para evitar sesgos.

Se estudiaron 796 ojos derechos de 796 pacientes de $50,5 \pm 14,8$ años de edad media (rango 17 a 93 años). El 63,7 % son mujeres y el 36,3 % hombres. La refracción media fue de $-0,43 \pm 3,46$ D de esfera (rango $-14,5$ a $+10,25$ D) y $0,86 \pm 0,9$ D de cilindro (rango 0 a 6 D). La longitud axial media de la muestra fue de $23,91 \pm 1,56$ mm (rango 20,24 a 32,59 mm), con una distancia blanco-blanco media de $12,07 \pm 0,6$ mm (rango de 10,9 a 13,4 mm) y una profundidad de cámara anterior desde endotelio media de $2,8 \pm 0,43$ mm (rango de 1,52 a 4,09).

1.1. PARÁMETROS DE CURVATURA

1.1.1. DE CARA ANTERIOR

Los parámetros de curvatura anterior presentados se muestran con un número entre paréntesis que corresponde al numerador utilizado para la conversión en potencia (D) a partir del radio (mm), según se haya utilizado el índice keratométrico (337,5) o los índices de refracción de aire y córnea (376).

1.1.1.1. EN PUNTOS, ANILLOS Y ZONAS:

La Tabla 8 muestra los valores de la curvatura en el punto central corneal (apex).

Tabla 8.- Valores de curvatura en apex

	Media (DT)	Rango	P ₅ -P ₉₅	P _{2,5} -P _{97,5}
K SAG APEX FRONT (376)	48,96 (1,66)	42,63 - 54,73	46,13 - 51,79	45,74 - 52,29
K SAG APEX FRONT (337,5)	43,95 (1,49)	38,27 - 49,13	41,41 - 46,49	41,06 - 46,94

La potencia corneal media de $48,96 \pm 1,66$ D obtenida con el índice de refracción corneal (1,376) refleja la potencia real convergente de la interfase aire-lágrima. Los valores

obtenidos con el índice keratométrico (1,3375) son menores porque tienen en cuenta la cara posterior corneal (negativa) a través de un ratio fijo de 0,883.

La Tabla 9 muestra los valores de la curvatura media (Km) y astigmatismo (Astig) en una zona de diámetro creciente. Cada zona de mayor diámetro contiene los valores de las zonas de menor diámetro.

Tabla 9.- Valores de Km y Astigm en Zonas de distinto diámetro.

	Media (DT)	Rango	P5-P95	P2,5-P97,5
Km SAG d3mm ZONA (376)	48,92 (1,62)	42,22 - 54,53	46,12 - 51,58	45,73 - 52,20
Km SAG d3mm ZONA (337,5)	43,91 (1,45)	37,9 - 48,95	41,4 - 46,3	41,05 - 46,85
Km SAG d6mm ZONA (337,5)	43,75 (1,45)	37,6 - 49	41,25 - 46,1	40,85 - 46,75
Km SAG d8mm ZONA (337,5)	43,43 (1,43)	37,9 - 48,55	40,9 - 45,7	40,60 - 46,35
Astig SAG d3mm ZONA (337,5)	1,09 (0,81)	0 - 6	0,2 - 2,5	0,10 - 3,50
Astig SAG d6mm ZONA (337,5)	0,99 (0,78)	0 - 5,9	0,2 - 2,3	0,10 - 3,30
Astig SAG d8mm ZONA (337,5)	0,97 (0,75)	0 - 5,7	0,2 - 2,3	0,20 - 3,20

A medida que la zona evaluada aumenta de diámetro (incluyendo valores más periféricos), los valores de curvatura media (Km) disminuyen debido a la forma prolata de la mayoría de las córneas, que comporta un aplanamiento periférico respecto a la curvatura más central.

El astigmatismo medio también va disminuyendo a medida que evaluamos zonas de mayor diámetro (incluyendo valores más periféricos).

La Tabla 10 muestra los valores de la curvatura media (Km), mínima (K1) y máxima (K2), así como el astigmatismo (Astig) en un anillo de 3mm de diámetro.

Tabla 10.- Valores de Km, K1, K2 y Astig en Anillo de 3mm de diámetro

	Media (DT)	Rango	P5-P95	P2,5-P97,5
Km SAG d3mm ANILLO FRONT (376)	48,84 (1,62)	42,01 - 54,57	46,02 - 51,44	45,69 - 52,09
Km SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)	43,84 (1,45)	37,71 - 48,98	41,31 - 46,17	41,01 - 46,75
K1 Flat SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)	43,35 (1,51)	37,58 - 48,21	40,71 - 45,79	40,32 - 46,30
K2 Steep SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)	44,36 (1,49)	37,79 - 49,78	41,93 - 46,88	41,46 - 47,34
Astig SAG d3mm ANILLO FRONT (376)	1,12 (0,87)	0 - 6,47	0,2 - 2,63	0,13 - 3,77
Astig SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)	1,01 (0,78)	0 - 5,81	0,18 - 2,36	0,11 - 3,38

Los valores de curvatura frontal obtenidos con índice keratómetro en el anillo de 3mm de diámetro centrado en ápex son los más parecidos a los topógrafos convencionales y reciben el nombre de SimK.

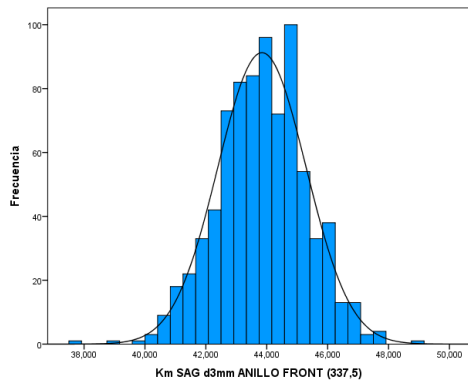


Figura 63.- Histograma de Km SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)

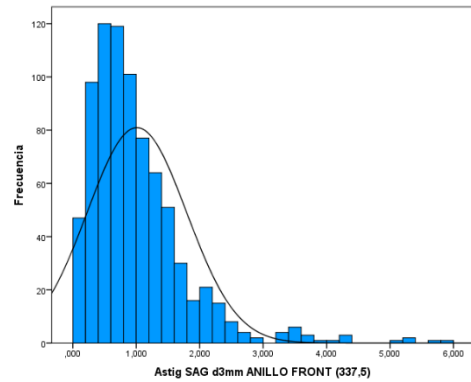


Figura 64.- Histograma de Astig SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)

La Tabla 11 muestra los valores de la curvatura máxima (KMax) en la superficie corneal anterior.

Tabla 11.- Valores de KMax en córnea anterior

	Media (DT)	Rango	P5-P95	P2,5-P97,5
KMax SAG d9mm FRONT (376)	50,22 (1,77)	43,77 - 56,04	47,3 - 53,03	46,82 - 53,57
KMax SAG d9mm FRONT (337,5)	45,08 (1,59)	39,29 - 50,3	42,45 - 47,6	42,03 - 48,08

1.1.1.2. DE SIMETRÍA INFERIOR-SUPERIOR:

La Tabla 12 muestra los valores de la simetría vertical medida a través de la diferencia de Dioptrías entre los valores medios inferior y superior de hemianillos y puntos de radio creciente (cada vez más alejados del ápex). Un valor negativo indica un valor superior más curvo que el inferior.

Tabla 12.- Valores de simetría vertical en hemianillos y puntos

	Media (DT)	Rango	P5-P95	P2,5-P97,5
I-S ANILLO x5 r1,5mm FRONT (337,5)	-0,22 (0,51)	-2,99 - 1,63	-1,05 - 0,58	-1,25 - 0,86
I-S ANILLO x5 r2mm FRONT (337,5)	-0,23 (0,55)	-3,02 - 1,63	-1,11 - 0,62	-1,35 - 0,95
I-S ANILLO x5 r2,5mm FRONT (337,5)	-0,15 (0,56)	-2,35 - 1,73	-1,02 - 0,73	-1,23 - 1,00
I-S PUNTOS r2mm FRONT (337,5)	-0,35 (0,77)	-3,9 - 2,6	-1,6 - 0,87	-1,91 - 1,22
I-S PUNTOS r3mm FRONT (337,5)	-0,22 (0,95)	-2,94 - 2,88	-1,72 - 1,37	-2,18 - 1,77
I-S PUNTOS r4mm FRONT (337,5)	0,12 (1,16)	-3,75 - 4,8	-1,7 - 2,04	-2,00 - 2,36

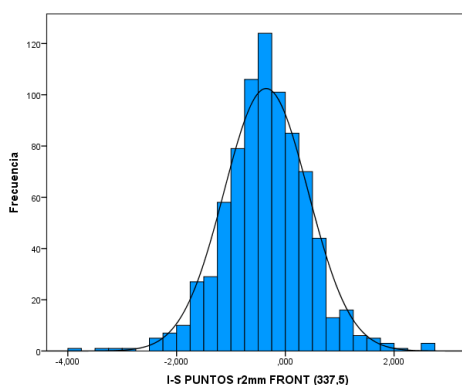


Figura 65.- Histograma de I-S PUNTOS r2mm FRONT (337,5)

Podemos observar en los resultados que la parte superior corneal es ligeramente más curva que la inferior tanto al valorarlo en hemianillos como en puntos. Estas diferencias de curvatura van disminuyendo al evaluar hemianillos cada vez más periféricos (hasta 2,5 mm de ápex, o 5 mm de distancia entre los hemianillos). Lo mismo ocurre al evaluar los puntos, pero la diferencia se invierte a 4 mm de ápex (puntos separados 8 mm entre sí), donde la córnea inferior es 0,12 D más curva que la superior.

1.1.1.3. DE PROGRESIÓN A PERIFERIA:

La Tabla 13 muestra el cambio de potencia de un anillo interno de radio creciente al adyacente más externo en valor absoluto (D) y en porcentaje (%). Un valor positivo indica un aplanamiento periférico.

Tabla 13.- Valores de progresión a periferia

	Media (DT)	Rango	P5-P95	P2,5-P97,5
ANILLO r1mm-r2mm FRONT (337,5)	0,12 (0,27)	-1,03 - 1,04	-0,37 - 0,51	-0,49 - 0,59
ANILLO r2mm-r3mm FRONT (337,5)	0,32 (0,24)	-0,62 - 1,28	-0,09 - 0,71	-0,15 - 0,79
ANILLO r3mm-r4mm FRONT (337,5)	0,93 (0,36)	-0,87 - 2,44	0,4 - 1,59	0,33 - 1,74
ANILLO r1mm-r2mm FRONT % (337,5)	0,24 (0,61)	-3,17 a 2,91	-0,83 a 1,08	-1,11 - 1,34
ANILLO r2mm-r3mm FRONT % (337,5)	0,74 (0,55)	-1,49 a 3,15	-0,21 a 1,6	-0,35 - 1,79
ANILLO r3mm-r4mm FRONT % (337,5)	2,14 (0,82)	-2,31 a 5,98	0,95 a 3,58	0,81 - 3,96

El aplanamiento observado del centro a la periferia es mayor cuanto más alejado del centro estemos (0,12 D, 0,32 D y 0,93 D de diferencia entre el anillo interno y el externo para los anillos de 1 y 2mm, 2 y 3mm, 3 y 4mm de radio, lo que supone un 0,24 %, un 0,74 % y un 2,14 % de aplanamiento de media).

La Tabla 14 muestra el valor de la asfericidad anterior a 6mm.

Tabla 14.- Valores de Q(6mm)

	Media (DT)	Rango	P5-P95	P2,5-P97,5
Asph. Q d6mm FRONT	-0,21 (0,13)	-0,93 - 0,42	-0,42 - 0	-0,45 - 0,05

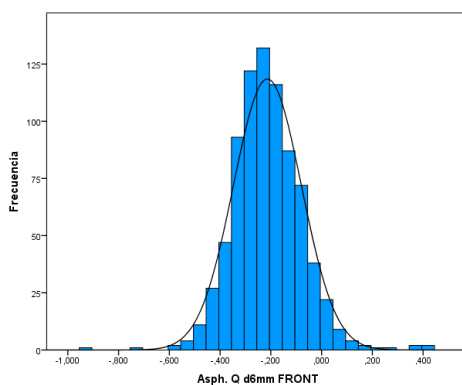


Figura 66.- Histograma de Asph. Q d6mm FRONT

1.1.2. DE CARA POSTERIOR

Los parámetros de curvatura posterior presentados se presentan con un (-40) entre paréntesis que corresponde al numerador utilizado para la conversión en potencia (D) a partir del radio (mm) de utilizar los índices de refracción de córnea y humor acuoso.

1.1.2.1. EN PUNTOS, ANILLOS Y ZONAS

La Tabla 15 muestra el valor de la curvatura posterior en el punto central corneal (apex).

Tabla 15.- Datos de curvatura en apex

	Media (DT)	Rango	P5-P95	P2,5-P97,5
K SAG APEX BACK (-40)	-6,26 (0,27)	-7,43 - -5,22	-6,69 a -5,82	-6,76 a -5,78

La Tabla 16 muestra los valores de la curvatura media (Km), mínima (K1) y máxima (K2), así como el astigmatismo (Astig) en un anillo de 3mm de diámetro.

Tabla 16.- Valores de Km, K1, K2 y Astig en Anillo de 3mm de diámetro

	Media (DT)	Rango	P5-P95	P2,5-P97,5
Km SAG d3mm ANILLO BACK (-40)	-6,35 (0,25)	-7,07 - -5,33	-6,76 a -5,96	-6,84 a -5,89
K1 Flat SAG d3mm ANILLO BACK (-40)	-6,19 (0,25)	-6,9 - -5,26	-6,6 a -5,79	-6,68 a -5,71
K2 Steep SAG d3mm ANILLO BACK (-40)	-6,53 (0,28)	-7,46 - -5,4	-6,96 a -6,1	-7,07 a -6,04
Astig SAG d3mm ANILLO BACK (-40)	0,34 (0,17)	0 - 1,14	0,1 - 0,65	0,07 - 0,76

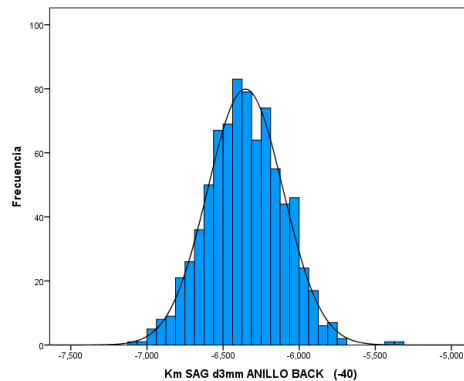


Figura 67.- Histograma de Km SAG d3mm ANILLO BACK (-40)

La Tabla 17 muestra los valores de la curvatura máxima (KMax) en la superficie corneal posterior.

Tabla 17.- Valores de KMax en córnea posterior

	Media (DT)	Rango	P5-P95	P2,5-P97,5
KMax SAG d9mm BACK (-40)	-6,7 (0,29)	-7,8 - -5,63	-7,18 - -6,25	-7,27 - -6,16

1.1.2.2. DE SIMETRÍA INFERIOR-SUPERIOR

La Tabla 18 muestra los valores de la simetría vertical medida a través de la diferencia de Dioptías entre los valores medios inferior y superior de hemianillos y puntos de radio creciente (cada vez más alejados del ápex). Un valor negativo indica un valor inferior más curvo que el superior.

Tabla 18.- Valores de simetría vertical en hemianillos y puntos

	Media (DT)	Rango	P5-P95	P2,5-P97,5
I-S ANILLO x5 r1,5mm BACK (-40)	0,04 (0,15)	-0,57 - 0,78	-0,2 - 0,26	-0,28 - 0,29
I-S ANILLO x5 r2mm BACK (-40)	0,04 (0,16)	-0,56 - 0,82	-0,22 - 0,27	-0,33 - 0,31
I-S ANILLO x5 r2,5mm BACK (-40)	-0,02 (0,15)	-0,62 - 0,61	-0,31 - 0,19	-0,38 - 0,24
I-S PUNTOS r2mm BACK (-40)	0,06 (0,21)	-0,75 - 1,34	-0,28 - 0,38	-0,44 - 0,44
I-S PUNTOS r3mm BACK (-40)	-0,05 (0,25)	-1,15 - 0,71	-0,48 - 0,32	-0,61 - 0,39
I-S PUNTOS r4mm BACK (-40)	-0,26 (0,25)	-1,23 - 0,46	-0,66 - 0,12	-0,79 - 0,18

Podemos observar en los resultados que, igual que en la cara anterior, la parte superior corneal es ligeramente más curva que la inferior tanto al valorarlo en hemianillos (0,04 D más curva) como en puntos (0,06 D más curva) en la parte central. Sin embargo, estas diferencias de curvatura se invierten al evaluar hemianillos y puntos cada vez más periféricos, donde la córnea inferior se vuelve más curva que la superior.

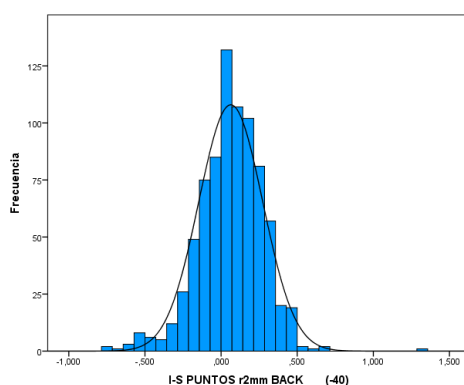


Figura 68.- Histograma de I-S PUNTOS r2mm BACK (-40)

1.1.2.3. DE PROGRESIÓN A PERIFERIA

La Tabla 19 muestra el cambio de potencia de un anillo interno de radio creciente al adyacente más externo en valor absoluto (D) y en porcentaje (%). Un valor negativo del valor

absoluto indica un aplanamiento periférico. Un valor positivo del porcentaje indica un aplanamiento periférico.

Tabla 19.- Valores de progresión a periferia en anillos.

	Media (DT)	Rango	P5-P95	P2,5-P97,5
ANILLO r1mm-r2mm BACK (-40)	0,05 (0,09)	-0,36 - 0,41	-0,08 - 0,18	-0,12 - 0,20
ANILLO r2mm-r3mm BACK (-40)	-0,11 (0,08)	-0,47 - 0,22	-0,26 - 0,01	-0,30 - 0,03
ANILLO r3mm-r4mm BACK (-40)	-0,24 (0,1)	-0,61 - 0,15	-0,4 a -0,09	-0,45 a -0,06
ANILLO r1mm-r2mm BACK % (-40)	-0,93 (1,39)	-7,39 - 5,12	-3,08 - 1,34	-3,40 - 1,87
ANILLO r2mm-r3mm BACK % (-40)	1,84 (1,32)	-3,68 - 7,21	-0,06 - 4,13	-0,45 - 4,65
ANILLO r3mm-r4mm BACK % (-40)	3,89 (1,52)	-2,59 - 11,18	1,43 - 6,38	1,03 - 7,05

En la tabla se observa un aumento de curvatura hasta el anillo de 2mm de radio de 0,05D, lo que supone un 0,93%. Posteriormente se observa un aplanamiento que es mayor cuanto más alejado del centro estemos (0,11 D y 0,24 D de diferencia entre el anillo interno y el externo para los anillos de 2 y 3mm, 3 y 4mm de radio, lo que supone un 1,84 % y un 3,89 % de aplanamiento medio).

La Tabla 20 muestra el valor de la asfericidad posterior a 6mm.

Tabla 20.- Valores de Q(6mm)

	Media (DT)	Rango	P5-P95	P2,5-P97,5
Asph. Q d6mm BACK	-0,24 (0,22)	-1,04 - 0,71	-0,62 - 0,08	-0,70 - 0,16

1.1.3. RELACIÓN CARA ANTERIOR-CARA POSTERIOR

La Tabla 21 muestra los valores del Ratio A/P (radio mm) en el punto central corneal (apex) y en una zona de diámetro creciente. Cada zona de mayor diámetro contiene los valores de las zonas de menor diámetro.

Tabla 21.- Valores del Ratio A/P en apex y zonas de diámetro 4, 6 y 8mm.

	Media (DT)	Rango	P5-P95	P2,5-P97,5
RATIO A/P APEX (PUNTO) (radio mm)	83,16 (3,76)	0 - 94,7	79,5 - 87	78,59 - 87,81
RATIO A/P d4mm (ZONA) (radio mm)	81,94(1,66)	75,9 - 90,4	79,4 - 84,8	78,90 - 85,50
RATIO A/P d6mm (ZONA) (radio mm)	82,15(1,60)	76 - 89	79,8 - 85	79,30 - 85,80
RATIO A/P d8mm (ZONA) (radio mm)	82,749(1,58)	77,5 - 89,9	80,4 - 85,4	80,10 - 86,11

El ratio A/P sufre mínimas variaciones desde el ápex hasta la zona de 8 mm de diámetro.

La Tabla 22 muestra los valores de la curvatura media (Km), mínima (K1) y máxima (K2), así como el astigmatismo (Astig) en una zona de 3mm de diámetro del mapa TNP.

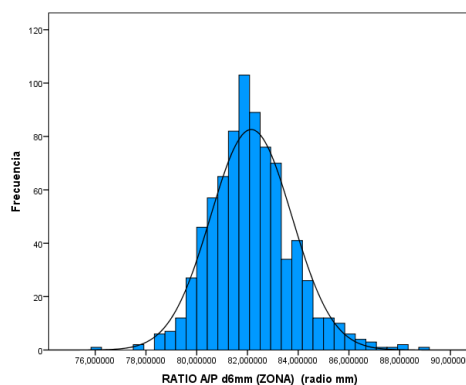


Figura 69.- Histograma de RATIO A/P d6mm (ZONA) (radio mm)

Tabla 22.- Valores de Km, K1, K2 y Astig en Zona de 3mm de diámetro del mapa TNP

	Media (DT)	Rango	P5-P95	P2,5-P97,5
Km TNP d3mm ZONA (TNP)	42,59 (1,41)	36,4 - 47,55	40,15 - 44,95	39,80 - 45,45
K1 Flat TNP d3mm ZONA (TNP)	42,1 (1,47)	35,9 - 47	39,6 - 44,4	39,09 - 45,10
K2 Steep TNP d3mm ZONA (TNP)	43,09 (1,45)	36,9 - 48,1	40,7 - 45,5	40,20 - 46,10
Astig TNP d3mm ZONA (TNP)	0,99 (0,75)	0 - 6,6	0,2 - 2,3	0,10 - 3,20

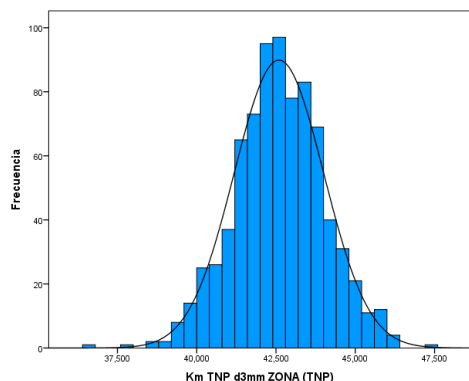


Figura 70.- Histograma de Km TNP d3mm ZONA (TNP)

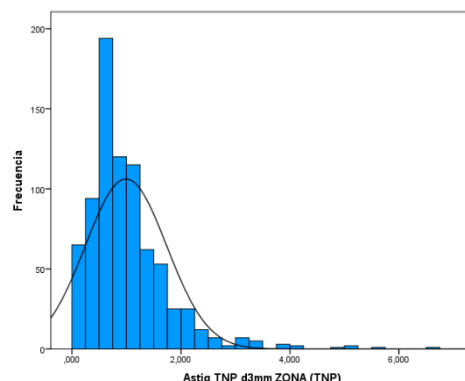


Figura 71.- Histograma de Astig TNP d3mm ZONA (TNP)

La Tabla 23 muestra los valores de la curvatura media (Km), mínima (K1) y máxima (K2), así como el astigmatismo (Astig) en una Zona de 3mm de diámetro del mapa TCRP.

Tabla 23.- Valores de Km, K1, K2 y Astig en Zona de 3mm de diámetro del mapa TCRP

	Media (DT)	Rango	P5-P95	P2,5-P97,5
Km TCRP d3mm ZONA (TCRP)	43,18 (1,45)	36,55 - 47,85	40,65 - 45,6	40,30 - 46,15
K1 Flat TCRP d3mm ZONA (TCRP)	42,68 (1,51)	36 - 47,3	40,1 - 45	39,59 - 45,70
K2 Steep TCRP d3mm ZONA (TCRP)	43,68 (1,49)	37,1 - 48,4	41,2 - 46,2	40,79 - 46,70
Astig TCRP d3mm ZONA (TCRP)	1,01 (0,76)	0 - 6,6	0,2 - 2,3	0,10 - 3,30

1.2. PARÁMETROS DE PAQUIMETRÍA

1.2.1. EN PUNTOS Y CUADRANTES

La Tabla 24 muestra los valores de paquimetría en el punto central corneal (apex), en el punto más fino (thinnest), así como la diferencia de grosor (DIF APEX-THINNEST) y la distancia (Dist Apex-Thinnest) entre ellos.

Tabla 24.- Valores de paquimetría y relación entre el Apex y el Thinnest.

	Media (DT)	Rango	P5-P95	P2,5-P97,5
Pachy APEX	550,35 (33,13)	442 - 687	497 - 608	485,93 - 618,08
Pachy THINNEST	546,54 (33,02)	440 - 686	494 - 603	483,00 - 615,08
Dif Apex-Thinnest	3,81 (2,57)	0 - 22	1 - 8	0,00 - 10,00
Dist Apex-Thinnest	0,69 (0,23)	0,07 - 1,81	0,33 - 1,07	0,27 - 1,15

El Thinnest fue 3,81 μ de media menor y estuvo a 0,69 mm de media del ápex.

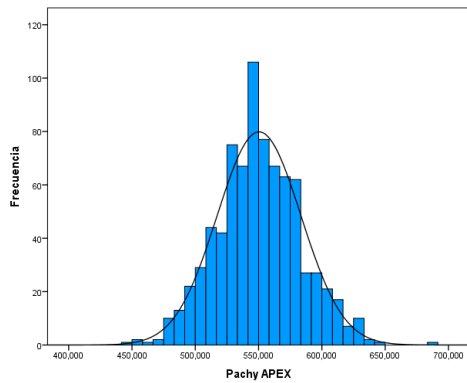


Figura 74.- Histograma de Pachy APEX

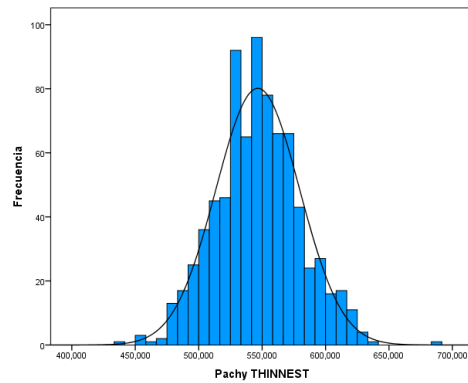


Figura 75.- Histograma de Pachy Thinnest

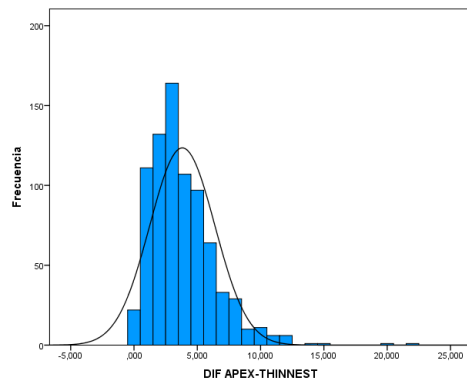


Figura 72.- Histograma de Dif APEX- Thinnest

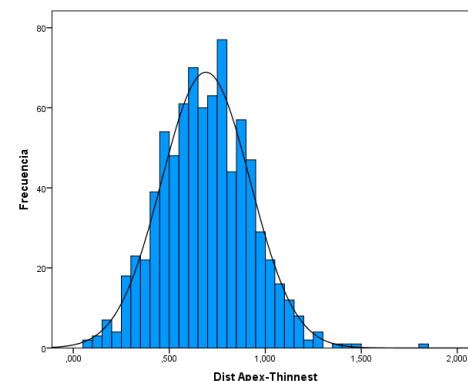


Figura 73.- Histograma Dist Apex- Thinnest

La Tabla 25 muestra los valores de paquimetría promedio de los cuadrantes superonasal (SN TOTAL), superotemporal (ST TOTAL), inferotemporal (IT TOTAL) e inferonasal (IN TOTAL).

Tabla 25.- Valores de paquimetría de cuadrantes SN, ST, IT e IN.

	Media (DT)	Rango	P5-P95	P2,5-P97,5
SN TOTAL	654,31 (38,54)	523,25 - 795,63	592,13 - 720,5	580,47 - 732,25
ST TOTAL	639,87 (37,11)	521 - 799	582,63 - 703,63	566,82 - 712,92
IT TOTAL	621,16 (34,38)	494,5 - 768,25	565,63 - 681,38	555,08 - 692,74
IN TOTAL	650 (36,87)	505,5 - 775,5	595,13 - 713,75	579,29 - 723,77

El cuadrante superonasal es el más grueso seguido del inferonasal, el superotemporal y el inferotemporal, que es donde se localiza más frecuentemente el thinnest.

1.2.2. DE SIMETRÍA SUPERIOR-INFERIOR

La Tabla 26 muestra los valores de la simetría vertical medida a través de la diferencia de paquimetría entre los valores medios superior e inferior de hemianillos y puntos de radio

creciente (cada vez más alejados del ápex). Un valor positivo indica un valor inferior más fino que el superior.

Tabla 26.- Valores de simetría vertical en hemianillos y puntos de paquimetría

	Media (DT)	Rango	P5-P95	P2,5-P97,5
S-I ANILLO x5 r2mm	13,47 (9,88)	-27,2 - 42,8	-2,6 - 29,6	-5,60 - 33,22
S-I PUNTO r2mm	18,01 (13,73)	-34 - 59	-4 - 41	-8,08 - 46,08
S-I PUNTO r4mm	21,84 (30,83)	-110 - 126	-28 - 72	-38,08 - 89,15

El hemianillo y puntos superiores centrados en ápex son mayores a los inferiores, aumentando la diferencia cuanto más periféricos estén los puntos.

1.2.3. DE PROGRESIÓN A PERIFERIA

La Tabla 27 muestra los valores de paquimetría media de un anillo de radio creciente centrado en Thinnest así como el porcentaje de incremento de ese anillo respecto al Thinnest.

Tabla 27.- Valores de paquimetría media de Anillos de diámetro creciente y su porcentaje de aumento respecto al thinnest.

	Media (DT)	Rango	P5-P95	P2,5-P97,5
D2mm Pachy	555,92 (33,08)	454 - 696	503 - 614	491,93 - 625,00
D4mm Pachy	584,94 (33,62)	487 - 725	530 - 645	520,00 - 655,30
D6mm Pachy	633,88 (35,44)	512 - 774	576 - 696	567,93 - 708,00
D8mm Pachy	704,04 (40,58)	540 - 847	640 - 774	625,90 - 785,00
D10mm Pachy	795,56 (49,48)	603 - 963	718 - 878	699,00 - 897,00
D2mm Prog	1,72 (0,37)	0,58 - 3,45	1,15 - 2,31	1,06 - 2,53
D4mm Prog	7,05 (1,18)	2,93 - 12,95	5,32 - 9,02	4,90 - 9,70
D6mm Prog	16,04 (2,56)	5,95 - 30	12,08 - 20,04	11,25 - 20,99
D8mm Prog	28,94 (4,88)	12,71 - 51,82	21,09 - 36,75	18,81 - 37,75
D10mm Prog	45,71 (8,04)	22,11 - 75,45	32,33 - 58,87	29,36 - 61,22

La Tabla 28 muestra los valores del índice de progresión mínimo (RPI Min), máximo (RPI Max) y medio (RPI Avg) con sus ejes.

Tabla 28.- Valores de los RPI min, max y Avg.

	Media (DT)	Rango	P5-P95	P2,5-P97,5
RPI Min	0,7 (0,14)	0,2 - 1,41	0,47 - 0,92	0,42 - 0,99
RPI Min. EJE	102,76 (129,68)	0 - 356,3	0 - 356,3	0,00 - 356,30
RPI Max	1,25 (0,21)	0,63 - 2,32	0,93 - 1,62	0,89 - 1,74
RPI Max. EJE	196,03 (76)	15 - 307,5	82,5 - 288,7	75,00 - 296,20
RPI Avg	0,99 (0,15)	0,42 - 1,8	0,78 - 1,24	0,72 - 1,33

El RPI Max se ha orientado más frecuentemente hacia los cuadrantes verticales y sobre todo hacia el inferior. La localización menos frecuente es la nasal.

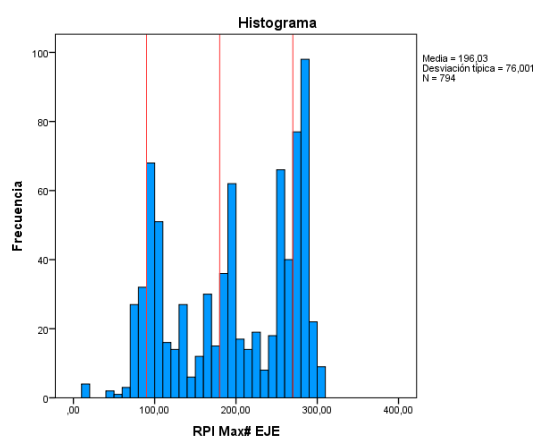


Figura 76: Frecuencia de aparición de los ejes de RPI Max

1.3. PARÁMETROS DE ELEVACIÓN

1.3.1. EN PUNTOS

La Tabla 29 muestra los valores de elevación en el punto central corneal (apex) y el punto más fino corneal (thinnest).

Tabla 29.- Valores de elevación en Apex y Thinnest.

	Media (DT)	Rango	P5-P95	P2,5-P97,5
Ele Apex FRONT	1,81 (1,17)	-2 - 5	0 - 4	-1,00 - 4,00
Ele Thinnest FRONT	1,99 (1,75)	-7 - 10	-1 - 5	-1,00 - 6,00
Ele Apex BACK	3,51 (3,4)	-11 - 16	-1 - 9	-2,00 - 10,00
Ele Thinnest BACK	7,75 (5,77)	-6 - 30	-1 - 18	-1,00 - 21,00

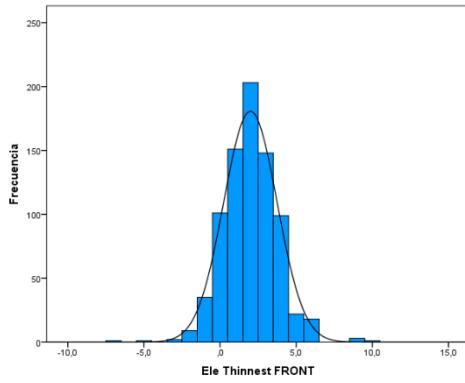


Figura 77.- Histograma de Ele Thinnest FRONT

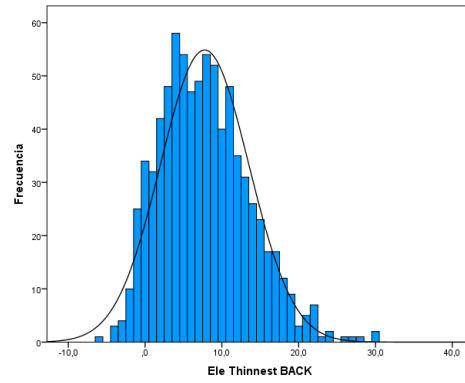


Figura 78.- Histograma de Ele Thinnest BACK

1.3.2. PARÁMETROS DEL BELIN-AMBROSIO

La Tabla 30 muestra los valores de los parámetros del módulo de Belin-Ambrosio para detección precoz de Ectasia.

Tabla 30.- Valores de Df, Db, Dp, Dt, Dam y D del módulo de Belin-Ambrosio.

	Media (DT)	Rango	P5-P95	P2,5-P97,5
BAD Df	0,17 (1,13)	-1,86 - 5,56	-1,39 - 2,18	-1,50 - 2,57
BAD Db	0,43 (1,19)	-2,13 - 5,74	-1,27 - 2,58	-1,52 - 3,03
BAD Dp	0,59 (1,03)	-3,28 - 6,09	-0,86 - 2,24	-1,22 - 2,87
BAD Dt	-0,19 (0,93)	-3,34 - 3,42	-1,67 - 1,38	-1,95 - 1,75
BAD Dam	0,32 (0,82)	-3,48 - 2,5	-1,09 - 1,54	-1,40 - 1,73
BAD D	0,97 (0,7)	-1,78 - 3,35	-0,14 - 2,11	-0,40 - 2,41

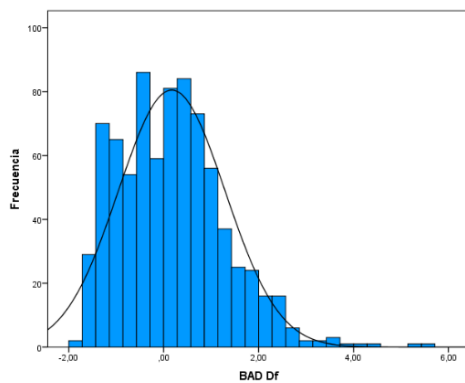


Figura 79.- Histograma de BAD Df

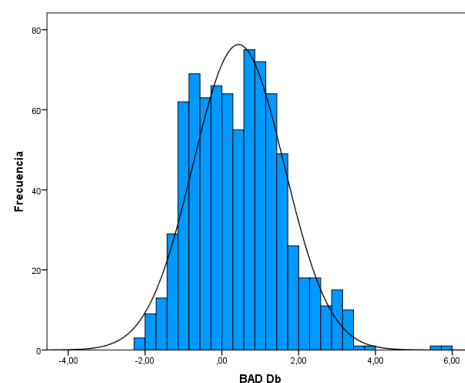


Figura 80.- Histograma de BAD Db

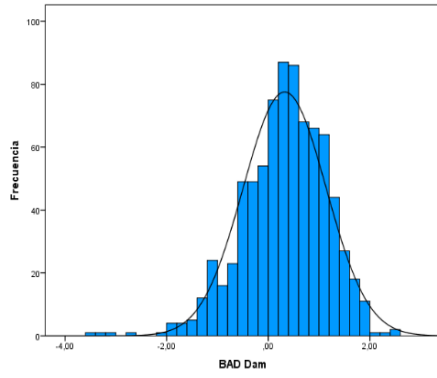


Figura 84.- Histograma de BAD Dam

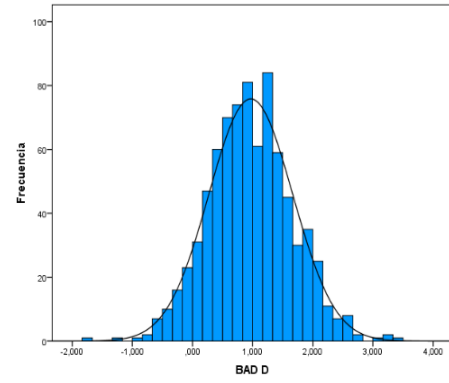


Figura 83.- Histograma de BAD D

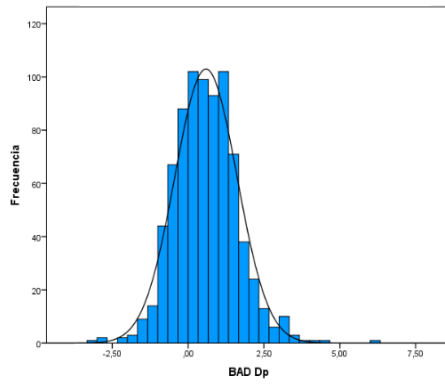


Figura 81.- Histograma de BAD Dp

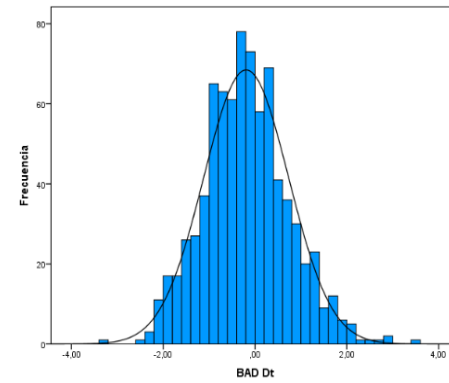


Figura 82.- Histograma de BAD Dt

2. ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE GRUPOS

2.1. POR SEXO

Las características de los grupos están reflejados en la tabla 31.

Tabla 31.- Características de los grupos Hombre y Mujer.

	Sexo, media(DT)		Diferencia de medias	Prueba t-Student	
	Hombre (n=289)	Mujer (n=507)		T (794)	p-valor
Edad	49,75 ±15,18	50,87 ±14,65	-1,12	-1,024	0,306
Esfera	-0,54 ±3,1	-0,36 ±3,7	-0,17	-0,71	0,478
Astig Rx	-0,89 (0,88)	-0,84 (0,91)	-0,05	-0,659	0,51
WW	12,18 (0,42)	12,01 (0,68)	0,17	3,813	< 0,001***
AXL	24,35 (1,37)	23,67 (1,61)	0,68	5,98	< 0,001***
ACD (ENDO)	2,89 (0,44)	2,74 (0,42)	0,15	4,86	< 0,001***

Los grupos no presentan diferencias estadísticamente significativas en edad y refracción, pero sí en WW, AXL y ACD. Las mujeres presentan ojos con menor WW (0,17 mm de media), AXL (0,68 mm de media) y ACD (0,15 mm de media), es decir; presentan ojos más cortos y pequeños.

2.1.1. PARÁMETROS DE CURVATURA

2.1.1.1. DE CARA ANTERIOR

La tabla 32 muestra los valores de curvatura anterior central y periférica, de asimetría vertical y de progresión a periferia de hombres y mujeres.

Tabla 32.- Diferencias de parámetros de curvatura anterior entre hombres y mujeres

	Sexo, media(DT)		Diferencia de medias	Prueba t-Student	
	Hombre (n=289)	Mujer (n=507)		t(794)	p-valor
Km SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)	43,33 (1,42)	44,13 (1,38)	-0,8	-7,788	< 0,001***
ANILLO r3mm FRONT (337,5)	42,95 (1,44)	43,75 (1,40)	-0,8	-7,634	< 0,001***
ANILLO r4mm FRONT (337,5)	42,06 (1,35)	42,79 (1,32)	-0,73	-7,465	< 0,001***
KMax SAG d9mm FRONT (337,5)	44,55 (1,55)	45,38 (1,53)	-0,83	-7,294	< 0,001***
Astig SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)	0,97 (0,78)	1,03 (0,79)	-0,06	-1,131	0,258
I-S ANILLO x5 r2mm FRONT (337,5)	-0,25 (0,56)	-0,22 (0,55)	-0,03	-0,749	0,454
I-S PUNTOS r2mm FRONT (337,5)	-0,40 (0,77)	-0,33 (0,78)	-0,07	-1,182	0,237
ANILLO r1mm-r2mm FRONT % (337,5)	0,30 (0,65)	0,26 (0,59)	0,04	0,809	0,419
ANILLO r2mm-r3mm FRONT % (337,5)	0,73 (0,56)	0,75 (0,53)	-0,02	-0,458	0,647
ANILLO r3mm-r4mm FRONT % (337,5)	2,07 (0,89)	2,18 (0,78)	-0,11	-1,814	0,07
Asph. Q d6mm FRONT	-0,22 (0,15)	-0,21 (0,13)	-0,01	-0,401	0,689

Se encontró una diferencia de curvatura anterior sagital estadísticamente significativa, siendo la córnea de las mujeres 0,8 D de media más curva que en los hombres, tanto en el anillo central de 3mm como en los periféricos de 6 y 8mm de diámetro ($p < 0,001$). Esta diferencia también fue significativa para la K_{máx} de cara anterior ($p < 0,001$). El astigmatismo anterior sagital, a pesar de ser mayor en mujeres que en hombres, no llegó a la significación estadística ($p = 0,258$).

Los parámetros de asimetría vertical (hemianillos y puntos) y de progresión de curvatura del centro a periferia (medida tanto en anillos como en asfericidad a 6mm) no presentaron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos.

2.1.1.2. DE CARA POSTERIOR

La tabla 33 muestra los valores de curvatura posterior central y periférica, de asimetría vertical y de progresión a periferia de hombres y mujeres.

Tabla 33.- Diferencias de parámetros de curvatura posterior entre hombres y mujeres

	Sexo, media(DT)		Diferencia de medias	Prueba t-Student	
	Hombre (n=289)	Mujer (n=507)		t(794)	p-valor
Km SAG d3mm ANILLO BACK (-40)	-6,28 (0,24)	-6,40 (0,24)	-0,12	6,804	< 0,001***
ANILLO r3mm BACK (-40)	-6,17 (0,23)	-6,30 (0,23)	-0,13	7,942	< 0,001***
ANILLO r4mm BACK (-40)	-5,94 (0,24)	-6,05 (0,23)	-0,11	6,636	< 0,001***
KMax SAG d9mm BACK (-40)	-6,61 (0,27)	-6,75 (0,30)	-0,14	6,731	< 0,001***
Astig SAG d3mm ANILLO BACK (-40)	0,32 (0,16)	0,35 (0,17)	0,03	-2,488	0,013*
I-S ANILLO x5 r2mm BACK (-40)	0,00 (0,16)	0,07 (0,15)	0,07	-6,243	< 0,001***
I-S PUNTOS r2mm BACK (-40)	0,01 (0,21)	0,09 (0,20)	0,08	-5,582	< 0,001***
ANILLO r1mm-r2mm BACK % (-40)	-0,61 (1,47)	-0,89 (1,30)	-0,28	2,786	0,005**
ANILLO r2mm-r3mm BACK % (-40)	1,86 (1,33)	1,76 (1,29)	-0,1	0,954	0,34
ANILLO r3mm-r4mm BACK % (-40)	3,71 (1,52)	3,98 (1,56)	0,27	-2,356	0,019*
Asph. Q d6mm BACK	-0,26 (0,23)	-0,23 (0,21)	0,03	-2,259	0,024*

Se encontró una diferencia de curvatura sagital estadísticamente significativa también en la cara posterior, siendo la córnea de las mujeres 0,12 D de media más curva que en los hombres (se debe recordar que, al ser datos de la cara posterior en dioptrías, el dato en negativo se traduce como una córnea más divergente), tanto en el anillo central de 3mm como en los periféricos de 6 y 8mm de diámetro ($p < 0,001$). Esta diferencia también fue significativa para la K_{\max} ($p < 0,001$) y el astigmatismo de cara posterior, que fue 0,03 D mayor en las mujeres que en los hombres ($p = 0,013$).

En los parámetros de asimetría vertical, las mujeres presentaban una mayor curvatura superior respecto a inferior que los hombres, tanto en hemianillos (diferencia media de 0,07 D, $p < 0,001$) como en puntos (diferencia media de 0,08 D, $p < 0,001$) a 2 mm de ápex.

En cuanto a la progresión de la curvatura hacia la periferia (se recuerda que un valor positivo del porcentaje indica un aplanamiento periférico), se observó un aumento de curvatura hasta los 2 mm desde ápex 0,28 % mayor en las mujeres que en los hombres ($p = 0,005$) seguido de un aplanamiento similar entre ambos sexos ($p = 0,34$) que aumentó hasta los 4mm

de ápex 0,27 % más en mujeres que en hombres ($p = 0,019$). La asfericidad posterior a 6mm fue 0,03 μ más negativa (mayor aplanamiento periférico) en hombres que en mujeres.

2.1.1.3. RELACIÓN CARA ANTERIOR-CARA POSTERIOR

La tabla 34 muestra los ratio A/P central y periférico, así como valores de Km y Astigmatismo de los mapas TNP y TCRP de hombres y mujeres.

Tabla 34.- Diferencias de parámetros de relación caras anterior-posterior entre hombres y mujeres

	Sexo, media(DT)		Diferencia de medias	Prueba t-Student	
	Hombre (n=289)	Mujer (n=507)		t(794)	p-valor
RATIO A/P APEX (PUNTO) (radio mm)	82,84 (5,43)	83,33(2,31)	-0,49	-1,782	0,075
RATIO A/P d8mm (ZONA) (radio mm)	82,86 (1,70)	82,69 (1,5)	0,17	1,44	0,15
Km TNP d3mm ZONA (TNP)	42,10 (1,39)	42,87 (1,35)	0,77	-7,695	< 0,001***
Astig TNP d3mm ZONA (TNP)	0,98 (0,76)	1,00 (0,74)	0,02	-0,395	0,693
Km TCRP d3mm ZONA (TCRP)	42,68 (1,44)	43,47 (1,38)	0,79	-7,633	< 0,001***
Astig TCRP d3mm ZONA (TCRP)	0,99 (0,77)	1,02 (0,76)	0,03	-0,451	0,652

El ratio A/P central y periférico no presentó diferencias estadísticamente significativas entre hombres y mujeres.

Las mujeres volvieron a presentar mayor curvatura corneal que los hombres tanto en el mapa TNP (0,77 D más curva) como en el TCRP (0,79 D más curva). Las diferencias en el astigmatismo no alcanzaron significación estadística en ninguno de los dos mapas ($p = 0,693$).

2.1.2. PARÁMETROS DE PAQUIMETRIA

La tabla 35 muestra los datos de paquimetría central, simetría vertical y progresión a periferia de hombres y mujeres.

Tabla 35.- Diferencia de parámetros paquimétricos entre hombres y mujeres.

	Sexo, media(DT)		Diferencia de medias	Prueba t-Student	
	Hombre (n=289)	Mujer (n=507)		t(794)	p-valor
Pachy APEX	555,60 (35,17)	547,36 (31,56)	-8,24	3,395	0,001**
Pachy THINNEST	551,65 (35,09)	543,62 (31,44)	-8,03	3,321	0,001**
DIF APEX-THINNEST	3,94 (2,83)	3,74 (2,41)	-0,2	1,082	0,28
Dist Apex-Thinnest	0,69 (0,23)	0,69 (0,23)	0	-0,382	0,702
S-I ANILLO x5 r2mm	13,93 (10,70)	13,21 (9,38)	-0,72	0,985	0,325
D2mm Prog	1,73 (0,36)	1,72 (0,37)	-0,01	0,362	0,717
D4mm Prog	6,97 (1,18)	7,10 (1,17)	0,13	-1,491	0,136
D6mm Prog	15,58 (2,70)	16,30 (2,44)	0,72	-3,835	< 0,001***
D8mm Prog	27,88 (5,07)	29,54 (4,67)	1,66	-4,681	< 0,001***
D10mm Prog	44,42 (8,44)	46,46 (7,70)	2,04	-3,37	0,001**
RPI Avg.	0,97 (0,15)	1,00 (0,15)	0,03	-2,782	0,006**

Las mujeres presentaron una córnea 8,3 μ de media más fina que los hombres, tanto en el ápex corneal como en el thinnest. La diferencia de grosor y de distancia entre el ápex y el thinnest fue similar en ambos sexos.

No hubo diferencias estadísticamente significativas entre sexos en la simetría vertical ni en el porcentaje de progresión de la paquimetría del thinnest a periferia de los anillos de 2 y 4 mm, pero sí se observó un mayor aumento del porcentaje de progresión en las mujeres a partir del anillo de 6 mm de diámetro hasta el de 10 mm de diámetro (0,72%, 1,66% y 2,04% más progresión que los hombres para los anillos de 6, 8 y 10 mm de diámetro). Por ello, también se encontró un RPI Avg ligeramente superior en las mujeres (0,03, p = 0,006).

2.1.3. PARÁMETROS DE ELEVACION

La tabla 36 muestra los datos de elevación central y de los parámetros del BAD de hombres y mujeres.

Tabla 36.- Diferencia de parámetros de elevación y del BAD entre hombres y mujeres.

	Sexo, media(DT)		Diferencia de medias	Prueba t-Student	
	Hombre (n=289)	Mujer (n=507)		t(794)	p-valor
Ele Apex FRONT	1,74 (1,17)	1,84 (1,17)	0,1	-1,154	0,249
Ele Thinnest FRONT	1,78 (1,79)	2,11 (1,72)	0,33	-2,639	0,008**
Ele Apex BACK	3,56 (3,49)	3,48 (3,35)	-0,08	0,309	0,758
Ele Thinnest BACK	7,70 (5,64)	7,77 (5,85)	0,07	-0,177	0,86
BAD Df	0,01 (1,12)	0,26 (1,12)	0,25	-3,056	0,002**
BAD Db	0,47 (1,22)	0,42 (1,17)	-0,05	0,593	0,554
BAD Dp	0,45 (1,04)	0,66 (1,01)	0,21	-2,749	0,006**
BAD Dt	-0,34 (0,97)	-0,11 (0,89)	0,23	-3,311	0,001**
BAD Dam	0,23 (0,84)	0,38 (0,80)	0,15	-2,394	0,017*
BAD D	0,86 (0,69)	1,03 (0,69)	0,17	-3,336	0,001**

Las mujeres presentan una elevación en thinnest de cara anterior 0,33 μ mayor que los hombres ($p = 0,008$). Sin embargo, no existen diferencias estadísticamente significativas entre sexos en el resto de las elevaciones de cara anterior y posterior.

Al comparar los parámetros del BAD, encontramos que el parámetro Df fue mayor en las mujeres (0,25 más que los hombres, $p = 0,002$), pero no se observaron diferencias estadísticamente significativas en el de cara posterior (Db, $p = 0,554$). Los tres parámetros de paquimetría (Dp, Dt y Dam) fueron más elevados para las mujeres que para los hombres ($p = 0,001$ a $0,017$), lo que refleja córneas con progresión de paquimetría a periferia más brusca, un thinnest más fino y un ARTmax menor.

Dada la tendencia de las córneas de las mujeres a presentar parámetros del BAD más elevados, el parámetro de riesgo global D también es mayor en mujeres (0,17 DS más que los hombres, $p = 0,001$).

2.2. POR REFRACCIÓN

Se crearon dos grupos según la variable esfera: Miopes (si esfera < 0) e Hipermétropes (si esfera > 0). Las características de los grupos están reflejadas en la tabla 37.

Tabla 37.- Características de los grupos Miope e Hipermetrope.

	Esfera, media(DT)		Diferencias de medias	Prueba t-Student	
	Miope (n = 387)	Hipermetrope (n = 403)		t(794)	p-valor
Porcentaje	48,9%	51,1%			
Sexo	Hombres	41%	31,8%		
	Mujeres	59%	68,2%		
Edad	43,69 (14,25)	56,41 (13,02)	12,72	3,813	< 0,001***
Astig Rx	-0,77 (0,73)	-0,94 (1,03)	0,17	2,696	0,007**
WW	12,10 (0,40)	12,00 (0,70)	0,1	3,322	0,001**
AXL	24,93 (1,47)	22,95 (0,91)	1,98	22,696	< 0,001***
ACD (ENDO)	3,05 (0,37)	2,56 (0,35)	0,49	19,336	< 0,001***

La esfera media en los miopes fue de $-3,38 \pm 2,78$ D (-0,25 a -14,5 D) y la de los hipermétropes $2,1 \pm 1,69$ D (+0,25 a +10,25 D) con 0,17 D más astigmatismo que los miopes (p = 0,007).

Además, los hipermétropes presentaron mayor edad, ojos con menor WW (0,1 mm de media), AXL (1,98 mm de media) y ACD (0,49 mm de media), es decir; ojos más cortos y pequeños.

2.2.1. PARÁMETROS DE CURVATURA

2.2.1.1. DE CARA ANTERIOR

La tabla 38 muestra los valores de curvatura anterior central y periférica, de asimetría vertical y de progresión a periferia de miopes e hipermétropes.

Tabla 38.- Diferencias de parámetros de curvatura anterior entre Miopes e Hipermétropes.

	Esfera, media(DT)		Diferencias de medias	Prueba t-Student	
	Miope (n=387)	Hipermetrope (n=403)		t(794)	p-valor
Km SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)	43,89 (1,42)	43,80 (1,48)	0,09	0,854	0,394
ANILLO r3mm FRONT (337,5)	43,43 (1,40)	43,48 (1,52)	-0,05	-0,493	0,622
ANILLO r4mm FRONT (337,5)	42,54 (1,28)	42,51 (1,46)	0,03	0,304	0,761
KMax SAG d9mm FRONT (337,5)	45,05 (1,56)	45,10 (1,62)	-0,05	-0,517	0,605
Astig SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)	0,98 (0,65)	1,03 (0,89)	-0,05	-0,982	0,327
I-S ANILLO x5 r2mm FRONT (337,5)	-0,18 (0,53)	-0,27 (0,57)	0,09	2,278	0,023*
I-S PUNTOS r2mm FRONT (337,5)	-0,28 (0,74)	-0,43 (0,81)	0,15	2,674	0,008**
ANILLO r1mm-r2mm FRONT % (337,5)	0,40 (0,60)	0,15 (0,60)	0,25	5,892	< 0,001***
ANILLO r2mm-r3mm FRONT % (337,5)	0,82 (0,49)	0,66 (0,58)	0,16	4,206	< 0,001***
ANILLO r3mm-r4mm FRONT % (337,5)	2,05 (0,79)	2,24 (0,84)	-0,19	-3,24	0,001**
Asph. Q d6mm FRONT	-0,23 (0,13)	-0,20 (0,14)	-0,03	-2,805	0,005**

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en las curvaturas central y periférica entre los grupos miope e hipermetrope.

En la asimetría vertical, los hipermétropes presentaron una mayor curvatura superior respecto a la inferior que los miopes, tanto en hemianillos (0,09 D de media, $p = 0,023$) como en puntos (0,15 D de media, $p = 0,008$).

Además, en la progresión a periferia los hipermétropes presentaron un menor aplanamiento que los miopes hasta el anillo de 3mm (diferencias de 0,25 % y 0,16 %, $p < 0,001$) pero entre el anillo de 3 y 4 mm el aplanamiento fue mayor que los miopes (diferencias de 0,19 %, $p = 0,001$). Previsiblemente, la Q (6 mm) fue 0,03 μ menor en los hipermétropes ($p = 0,005$).

2.2.1.2. DE CARA POSTERIOR

La tabla 39 muestra los valores de curvatura posterior central y periférica, de asimetría vertical y de progresión a periferia de Miopes e Hipermétropes.

Tabla 39.- Diferencias de parámetros de curvatura posterior entre Miopes e Hipermétropes

	Esfera, media(DT)		Diferencias de medias	Prueba t-Student	
	Miope (n=387)	Hipermetrope (n=403)		t(794)	p-valor
Km SAG d3mm ANILLO BACK (-40)	-6,35 (0,24)	-6,36 (0,26)	0,01	0,639	0,523
ANILLO r3mm BACK (-40)	-6,28 (0,23)	-6,22 (0,25)	-0,06	-3,446	0,001**
ANILLO r4mm BACK (-40)	-6,05 (0,23)	-5,97 (0,24)	-0,08	-4,811	< 0,001***
KMax SAG d9mm BACK (-40)	-6,68 (0,28)	-6,72 (0,30)	0,04	1,577	0,115
Astig SAG d3mm ANILLO BACK (-40)	0,32 (0,16)	0,36 (0,18)	-0,04	-2,915	0,004**
I-S ANILLO x5 r2mm BACK (-40)	0,06 (0,15)	0,03 (0,16)	0,03	3,016	0,003**
I-S PUNTOS r2mm BACK (-40)	0,09 (0,20)	0,04 (0,22)	0,05	3,092	0,002**
ANILLO r1mm-r2mm BACK % (-40)	-1,02 (1,30)	-0,58 (1,39)	-0,44	-4,555	< 0,001***
ANILLO r2mm-r3mm BACK % (-40)	1,37 (1,22)	2,20 (1,24)	-0,83	-9,449	< 0,001***
ANILLO r3mm-r4mm BACK % (-40)	3,69 (1,41)	4,07 (1,66)	-0,38	-3,492	0,001**
Asph. Q r3mm BACK	-0,17 (0,21)	-0,30 (0,21)	0,13	8,768	< 0,001***

En la cara posterior se encontró que no existían diferencias estadísticamente significativas en la curvatura máxima y la central entre miopes e hipermétropes, pero sí existían en la periferia, siendo la curvatura periférica de la cara posterior de los hipermétropes más plana (0,06 y 0,08, $p < 0,001$) que la de los miopes. Además, el astigmatismo de cara posterior fue 0,04 D mayor en los hipermétropes que en los miopes ($p = 0,004$).

En los parámetros de asimetría vertical, los miopes presentaban una mayor curvatura superior respecto a inferior que los hipermétropes, tanto en hemianillos (diferencia media de 0,03 D, $p = 0,003$) como en puntos (diferencia media de 0,05 D, $p = 0,002$) a 2 mm de ápex.

En cuanto a la progresión de curvatura hacia la periferia (se recuerda que un valor positivo del porcentaje indica un aplanamiento periférico), se observó un aumento de curvatura hasta los 2 mm desde ápex 0,44 % mayor en los miopes que en los hipermétropes ($p < 0,001$) seguido de un aplanamiento que aumentó hasta los 4mm de ápex, mayor en los hipermétropes que en los miopes (0,83 % y 0,38 %, $p < 0,001$), lo que significa que la cara posterior de los hipermétropes tiende a aplanarse más del centro a la periferia que la de los

miopes. Consecuentemente, la Q (6 mm) fue 0,13 μ más negativa (mayor aplanamiento periférico) en hipermétropes ($p < 0,001$).

2.2.1.3. RELACIÓN CARA ANTERIOR-CARA POSTERIOR

La tabla 40 muestra los ratio A/P central y periférico, así como valores de Km y Astigmatismo de los mapas TNP y TCRP de miopes e hipermétropes.

Tabla 40.- Diferencias de parámetros de relación caras anterior-posterior entre Miopes e Hipermétropes.

	Esfera, media(DT)		Diferencia de medias	Prueba t-Student	
	Miope (n=387)	Hipermetrope (n=403)		t(794)	p-valor
RATIO A/P APEX (PUNTO) (radio mm)	83,61 (2,38)	82,71 (4,70)	0,9	3,347	0,001**
RATIO A/P d8mm (ZONA) (radio mm)	82,47 (1,49)	83,00 (1,61)	-0,53	-4,76	< 0,001***
Km TNP d3mm ZONA (TNP)	42,67 (1,39)	42,51 (1,43)	0,16	1,583	0,114
Astig TNP d3mm ZONA (TNP)	0,95 (0,62)	1,03 (0,84)	-0,08	-1,616	0,107
Km TCRP d3mm ZONA (TCRP)	43,26 (1,44)	43,10 (1,46)	0,16	1,628	0,104
Astig TCRP d3mm ZONA (TCRP)	0,96 (0,64)	1,05 (0,85)	-0,09	-1,523	0,128

El ratio A/P central fue 0,9 % mayor en miopes que en hipermétropes ($p = 0,001$).

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas de curvatura y astigmatismo en los mapas TNP y TCRP (0,79 D más curva) entre miopes e hipermétropes ($p = 0,114$ y $p = 0,104$).

2.2.2. PARÁMETROS DE PAQUIMETRIA

La tabla 41 muestra los datos de paquimetría central, simetría vertical y progresión a periferia de miopes e hipermétropes.

Tabla 41.- Diferencia de parámetros paquimétricos entre Miopes e Hipermétropes

	Esfera, media(DT)		Diferencia de medias	Prueba t-Student	
	Miope (n=387)	Hipermetrope (n=403)		t(794)	p-valor
Pachy APEX	549,45 (32,42)	551,24 (33,87)	-1,79	-0,756	0,45
Pachy THINNEST	546,43 (32,36)	546,69 (33,75)	-0,26	-0,109	0,913
DIF APEX-THINNEST	3,02 (2,09)	4,55 (2,75)	-1,53	-8,78	< 0,001***
Dist Apex-Thinnest	0,62 (0,22)	0,76 (0,23)	-0,14	-8,57	< 0,001***
S-I ANILLO x5 r2mm	12,88 (9,14)	13,99 (10,56)	-1,11	-1,576	0,115
D2mm Prog	1,64 (0,36)	1,81 (0,35)	-0,17	-6,613	< 0,001***
D4mm Prog	6,82 (1,13)	7,27 (1,18)	-0,45	-5,505	< 0,001***
D6mm Prog	15,93 (2,42)	16,16 (2,68)	-0,23	-1,275	0,203
D8mm Prog	29,40 (4,75)	28,53 (4,95)	0,87	2,515	0,012*
D10mm Prog	46,88 (7,90)	44,52 (7,97)	2,36	4,058	< 0,001***
RPI Avg.	0,98 (0,15)	1,01 (0,15)	-0,03	-2,839	0,005**

No hubo diferencias estadísticamente significativas en el grosor en ápex y thinnest entre los dos grupos, pero sí se encontró que los hipermétropes presentaron mayor diferencia de grosor entre los dos puntos (1,53 μ) y una mayor separación entre ellos (0,14 mm).

No se encontraron diferencias en la simetría vertical entre miopes e hipermétropes.

El porcentaje de progresión de paquimetría fue algo mayor en los hipermétropes hasta los 4 mm de distancia al thinnest (0,17 % y 0,45 %, $p < 0,001$), a los 6 mm no hay diferencias y luego es más brusca en los miopes (0,87 % y 2,36 %, $p < 0,001$). El resultado global de progresión del thinnest a periferia resulta en que los hipermétropes tienen un RPI Avg ligeramente mayor que los miopes.

2.2.3. PARÁMETROS DE ELEVACION

La tabla 42 muestra los datos de elevación central y de los parámetros del BAD de miopes e hipermétropes.

Tabla 42.- Diferencia de parámetros de elevación y del BAD entre Miopes e Hipermétropes .

	Esfera, media(DT)		Diferencias de medias	Prueba t-Student	
	Miope (n = 387)	Hipermetrope (n=403)		t(794)	p-valor
Ele Apex FRONT	2,00 (1,10)	1,60 (1,20)	0,4	5,278	< 0,001***
Ele Thinnest FRONT	2,00 (1,50)	2,00 (1,90)	0	0,302	0,762
Ele Apex BACK	2,70 (3,30)	4,30 (3,30)	-1,6	-7,146	< 0,001***
Ele Thinnest BACK	5,60 (5,10)	9,70 (5,60)	-4,1	-10,877	< 0,001***
BAD Df	0,24 (1,06)	0,11 (1,18)	0,13	1,661	0,097
BAD Db	0,31 (1,19)	0,55 (1,18)	-0,24	-2,959	0,003**
BAD Dp	0,48 (1,00)	0,69 (1,04)	-0,21	-2,837	0,005**
BAD Dt	-0,20 (0,91)	-0,19 (0,94)	-0,01	-0,045	0,964
BAD Dam	0,21 (0,83)	0,43 (0,79)	-0,22	-3,678	< 0,001***
BAD D	0,89 (0,69)	1,04 (0,70)	-0,15	-2,988	0,003**

Los hipermétropes presentan una elevación de cara anterior en apex 0,4 μ mayor que los miopes pero no hay diferencias estadísticamente significativas en el thinnest. En la cara posterior, los hipermétropes presentan mayores elevaciones tanto en ápex como en thinnest (1,6 y 4,1 μ respectivamente)

Al comparar los parámetros del BAD, encontramos que los parámetros BAD Df y BAD Dt no presentan diferencias entre grupos, ya que evalúan el cambio de elevación al usar la BFS mejorada en el thinnest y el grosor en ese mismo punto (donde ya vimos que no había diferencias). Sin embargo, el resto de parámetros están más elevados en los hipermétropes (0,24, 0,21 y 0,22 DS para el BAD Db, BAD Dp y BAD Dam respectivamente), lo que refleja córneas con mayores elevaciones posteriores, una progresión de paquimetría a periferia más brusca y un ARTmax menor.

Dada la tendencia de las córneas de los hipermétropes a presentar parámetros del BAD más elevados, el parámetro de riesgo global BAD D también es mayor en hipermétropes (0,15 DS más que los miopes, $p = 0,003$).

2.3. POR AXL

Se crearon dos grupos según la variable AXL: ojos cortos (si $AXL \leq 22,5$ mm) y ojos largos (si $AXL \geq 25,5$ mm). Las características de los grupos están reflejadas en la tabla 43.

Tabla 43.- Características de los grupos Ojos cortos y Ojos Largos

		AXL, media(DT)		Diferencia de medias	Prueba t-Student	
		Corto (n = 117)	Largo (n = 106)		t(794)	p-valor
Sexo	Hombres	12,80%	46,20%			
	Mujeres	87,20%	53,80%			
Edad		56,52 (13,25)	44,94 (14,12)	11,58	6,32	< 0,001***
Astig Rx		-0,87 (0,85)	-0,95 (0,74)	0,08	0,731	0,466
WW		11,76 (1,16)	12,31 (0,41)	-0,55	-4,623	< 0,001***
AXL		21,88 (0,52)	26,70 (1,31)	-4,82	-36,701	< 0,001***
ACD (ENDO)		2,36 (0,29)	3,21 (0,34)	-0,85	-20,397	< 0,001***

Los grupos presentan diferencias marcadas en la distribución por sexo, habiendo más mujeres que hombres en ambos grupos (mayor diferencia en el de ojos cortos). Además, los ojos cortos tienen 11,58 años más de media y presentan, como era de esperar, menor WW (0,55 mm de media), AXL (4,82 mm de media) y ACD (0,85 mm de media). No hay diferencias en la distribución del astigmatismo en ambos grupos.

2.3.1. PARÁMETROS DE CURVATURA

2.3.1.1. DE CARA ANTERIOR

La tabla 44 muestra los valores de curvatura anterior central y periférica, de asimetría vertical y de progresión a periferia de miopes e hipermetropes.

Tabla 44.- Diferencias de parámetros de curvatura anterior entre Ojos Cortos y Ojos Largos

	AXL, media(DT)		Diferencia de medias	Prueba t-Student	
	Corto (n = 117)	Largo (n = 106)		t(794)	p-valor
Km SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)	44,64 (1,46)	43,37 (1,36)	1,27	6,685	< 0,001***
ANILLO r3mm FRONT (337,5)	44,28 (1,52)	42,93 (1,37)	1,35	6,957	< 0,001***
ANILLO r4mm FRONT (337,5)	43,23 (1,47)	42,05 (1,22)	1,18	6,491	< 0,001***
KMax SAG d9mm FRONT (337,5)	45,93 (1,53)	44,57 (1,48)	1,36	6,71	< 0,001***
Astig SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)	0,97 (0,71)	0,99 (0,68)	-0,02	-0,271	0,787
I-S ANILLO x5 r2mm FRONT (337,5)	-0,29 (0,55)	-0,12 (0,61)	-0,17	-2,125	0,035*
I-S PUNTOS r2mm FRONT (337,5)	-0,45 (0,76)	-0,20 (0,82)	-0,25	-2,398	0,017*
ANILLO r1mm-r2mm FRONT % (337,5)	0,16 (0,61)	0,43 (0,63)	-0,27	-3,365	0,001**
ANILLO r2mm-r3mm FRONT % (337,5)	0,77 (0,55)	0,81 (0,49)	-0,04	-0,65	0,516
ANILLO r3mm-r4mm FRONT % (337,5)	2,37 (0,82)	2,03 (0,86)	0,34	2,957	0,003**
Asph. Q d6mm FRONT	-0,21 (0,13)	-0,23 (0,14)	0,02	1	0,318

Se encontró una diferencia de curvatura anterior estadísticamente significativa, siendo la córnea de los ojos cortos 1,27 D de media más curva que la de los ojos largos, tanto en el anillo central de 3mm como en los periféricos de 6 y 8mm de diámetro ($p < 0,001$). Esta diferencia también fue significativa para la K_{máx} de cara anterior ($p < 0,001$). El astigmatismo anterior sagital no presentó diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,787$).

En la asimetría vertical, los ojos cortos presentaron una mayor curvatura superior respecto a la inferior que los ojos largos tanto en hemianillos (0,17 D de media, $p = 0,035$) como en puntos (0,25 D de media, $p = 0,017$).

Además, en la progresión a periferia los ojos cortos presentaron un menor aplanamiento que los ojos largos hasta el anillo de 2mm (diferencias de 0,27 %, $p < 0,001$) pero no entre los anillos de 2 a 3 mm ($p = 0,516$), donde aplanaron igual. Del anillo de 3 al de 4mm,

los los ojos cortos son los que aplanan más que los largos (diferencias de 0,34 %, $p = 0,003$). La Q (6 mm) no presentó diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,318$).

2.3.1.2. DE CARA POSTERIOR

La tabla 45 muestra los valores de curvatura posterior central y periférica, de asimetría vertical y de progresión a periferia de ojos cortos y ojos largos.

Tabla 45.- Diferencias de parámetros de curvatura posterior entre ojos cortos y ojos largos.

	AXL, media(DT)		Diferencia de medias	Prueba t-Student	
	Corto (n = 117)	Largo (n = 106)		t(794)	p-valor
Km SAG d3mm ANILLO BACK (-40)	-6,49 (0,26)	-6,23 (0,22)	-0,26	-8,271	< 0,001***
ANILLO r3mm BACK (-40)	-6,35 (0,25)	-6,18 (0,20)	-0,17	-5,712	< 0,001***
ANILLO r4mm BACK (-40)	-6,08 (0,24)	-5,97 (0,20)	-0,11	-3,422	0,001**
KMax SAG d9mm BACK (-40)	-6,87 (0,30)	-6,56 (0,26)	-0,31	-8,19	< 0,001***
Astig SAG d3mm ANILLO BACK (-40)	0,37 (0,18)	0,31 (0,16)	0,06	2,313	0,022*
I-S ANILLO x5 r2mm BACK (-40)	0,08 (0,15)	0,04 (0,15)	0,04	1,805	0,072
I-S PUNTOS r2mm BACK (-40)	0,10 (0,20)	0,07 (0,20)	0,03	1,128	0,26
ANILLO r1mm-r2mm BACK % (-40)	-0,62 (1,37)	-1,14 (1,31)	0,52	2,875	0,004**
ANILLO r2mm-r3mm BACK % (-40)	2,31 (1,33)	1,19 (1,17)	1,12	6,649	< 0,001***
ANILLO r3mm-r4mm BACK % (-40)	4,33 (1,83)	3,31 (1,29)	1,02	4,755	< 0,001***
Asph. Q r3mm BACK	-0,30 (0,20)	-0,14 (0,22)	-0,16	-5,641	< 0,001***

Se encontró una diferencia de curvatura posterior estadísticamente significativa, siendo la córnea de los ojos cortos 0,26 D de media más curva que la de los ojos largos, tanto en el anillo central de 3mm como en los periféricos de 6 y 8mm de diámetro. Esta diferencia también fue significativa para la K_{máx} de cara posterior. El astigmatismo posterior sagital fue ligeramente mayor en los ojos cortos (0,06 D).

En la asimetría vertical no se encontraron diferencias estadísticamente significativas.

En cuanto a la progresión de curvatura hacia la periferia (cabe recordar que un valor positivo del porcentaje indica un aplanamiento periférico), se observó un aumento de curvatura hasta los 2 mm desde ápex 0,52 % mayor en los ojos largos que en los cortos seguido de un aplanamiento que aumentó hasta los 4mm de ápex, mayor en los ojos cortos que en los largos (1,12 % y 1,02 %), lo que significa que la cara posterior de los ojos cortos tiende a aplanarse

más del centro a la periferia que la de los ojos largos. Consecuentemente, la Q (6 mm) fue 0,16 μ más negativa (mayor aplanamiento periférico) en ojos cortos.

2.3.1.3. RELACIÓN CARA ANTERIOR-CARA POSTERIOR

La tabla 46 muestra los ratio A/P central y periférico, así como valores de Km y astigmatismo de los mapas TNP y TCRP de ojos cortos y ojos largos.

Tabla 46.- Diferencias de parámetros de relación caras anterior-posterior entre ojos cortos y ojos largos

	AXL, media(DT)		Diferencia de medias	Prueba t-Student	
	Corto (n = 117)	Largo (n = 106)		t(794)	p-valor
RATIO A/P APEX (PUNTO) (radio mm)	82,87 (2,22)	84,40 (2,45)	-1,53	-4,915	< 0,001***
RATIO A/P d8mm (ZONA) (radio mm)	82,86 (1,55)	82,85 (1,47)	0,01	0,05	0,96
Km TNP d3mm ZONA (TNP)	43,32 (1,40)	42,24 (1,35)	1,08	5,873	< 0,001***
Astig TNP d3mm ZONA (TNP)	0,95 (0,62)	1,00 (0,63)	-0,05	-0,584	0,56
Km TCRP d3mm ZONA (TCRP)	43,92 (1,43)	42,80 (1,39)	1,12	5,948	< 0,001***
Astig TCRP d3mm ZONA (TCRP)	0,97 (0,65)	1,02 (0,64)	-0,05	-0,597	0,551

El ratio A/P central fue 1,53 % menor en ojos cortos que en ojos largos ($p < 0,001$), sin embargo no hubo diferencias en el periférico.

Los ojos cortos volvieron a presentar mayor curvatura corneal que los ojos largos, tanto en el mapa TNP (1,08 D más curva) como en el TCRP (1,12 D más curva). Las diferencias en el astigmatismo no alcanzaron significación estadística en ninguno de los dos mapas ($p = 0,56$ y $0,551$).

2.3.2. PARÁMETROS DE PAQUIMETRIA

La tabla 47 muestra los datos de paquimetría central, simetría vertical y progresión a periferia de ojos cortos y ojos largos.

Tabla 47.- Diferencia de parámetros paquimétricos entre ojos cortos y ojos largos

	AXL, media(DT)		Diferencia de medias	Prueba t-Student	
	Corto (n = 117)	Largo (n = 106)		t(794)	p-valor
Pachy APEX	550,06 (34,49)	545,13 (31,66)	4,9	1,108	0,269
Pachy THINNEST	544,97 (34,17)	542,41 (31,85)	2,5	0,579	0,563
DIF APEX-THINNEST	5,09 (2,57)	2,73 (2,10)	2,36	7,45	< 0,001***
Dist Apex-Thinnest	0,82 (0,22)	0,60 (0,22)	0,22	7,458	< 0,001***
S-I ANILLO x5 r2mm	14,51 (10,65)	10,36 (9,17)	4,15	3,101	0,002**
D2mm Prog	1,87 (0,36)	1,56 (0,43)	0,31	5,701	< 0,001***
D4mm Prog	7,51 (1,24)	6,53 (1,32)	0,98	5,729	< 0,001***
D6mm Prog	16,79 (2,82)	15,20 (2,53)	1,59	4,426	< 0,001***
D8mm Prog	29,80 (5,21)	28,10 (4,45)	1,7	2,598	0,01*
D10mm Prog	46,65 (8,59)	45,50 (7,13)	1,15	1,047	0,296
RPI Avg.	1,04 (0,16)	0,93 (0,16)	0,11	4,875	< 0,001***

No hubo diferencias estadísticamente significativas en el grosor en ápex y thinnest entre los dos grupos, pero sí se encontró que los ojos cortos presentaron mayor diferencia de grosor entre los dos puntos (2,36 μ , $p < 0,001$) y una mayor separación entre ellos (0,22 mm, $p < 0,001$).

En la simetría vertical los ojos cortos presentaron valores superiores 4,15 μ más gruesos que los inferiores respecto a los hipermetropes.

El porcentaje de progresión de paquimetría fue algo mayor en los ojos cortos hasta los 8 mm de distancia al thinnest (0,31 % a 1,7 %). El resultado global de progresión del thinnest a periferia resulta en que los ojos cortos tienen un RPI Avg 0,11 unidades mayor que los ojos largos.

2.3.3. PARÁMETROS DE ELEVACION

La tabla 48 muestra los datos de elevación central y de los parámetros del BAD de ojos cortos y ojos largos.

Tabla 48.- Diferencia de parámetros de elevación y del BAD entre ojos cortos y ojos largos

	AXL, media(DT)		Diferencia de medias	Prueba t-Student	
	Corto (n = 117)	Largo (n = 106)		t(794)	p-valor
Ele Apex FRONT	1,81 (1,18)	2,06 (1,03)	-0,25	-1,642	0,102
Ele Thinnest FRONT	2,36 (1,91)	1,90 (1,46)	0,46	1,972	0,05*
Ele Apex BACK	4,74 (3,35)	2,03 (3,17)	2,71	6,181	< 0,001***
Ele Thinnest BACK	10,92 (5,99)	4,84 (5,20)	6,08	8,042	< 0,001***
BAD Df	0,37 (1,33)	0,16 (0,94)	0,21	1,361	0,175
BAD Db	0,69 (1,17)	0,14 (1,11)	0,55	3,583	< 0,001***
BAD Dp	0,91 (1,10)	0,19 (1,09)	0,72	4,866	< 0,001***
BAD Dt	-0,15 (0,99)	-0,07 (0,93)	-0,08	-0,619	0,537
BAD Dam	0,55 (0,82)	0,09 (0,87)	0,46	4,09	< 0,001***
BAD D	1,25 (0,66)	0,71 (0,70)	0,54	5,945	< 0,001***

Los ojos cortos presentan una elevación de cara anterior en thinnest 0,46 μ mayor que los ojos largos, pero no hay diferencias estadísticamente significativas en el apex. En la cara posterior, los ojos cortos presentan mayores elevaciones tanto en ápex como en thinnest (2,71 y 6,08 μ respectivamente, $p < 0,001$).

Al comparar los parámetros del BAD, encontramos que los parámetros BAD Df y BAD Dt no presentan diferencias entre grupos. Sin embargo, el resto de parámetros están más elevados en los ojos cortos (0,55, 0,72 y 0,46 para el BAD Db, BAD Dp y BAD Dam respectivamente), lo que refleja córneas con mayores elevaciones posteriores, una progresión de paquimetría a periferia más brusca y un ARTmax menor.

Dada la tendencia de las córneas de los ojos cortos a presentar parámetros del BAD más elevados, el parámetro de riesgo global BAD D también es mayor en ojos cortos (0,54 más que los ojos largos).

3. MODELO 1 DE REGRESIÓN MULTIVARIANTE Sexo, Edad, WW y AXL

En este apartado se exponen los resultados de un modelo de regresión multivariante creado para determinar el efecto de cada variable independiente sobre una única variable dependiente. El modelo 1 está formado por las 4 variables independientes Sexo, Edad, WW y AXL.

La interpretación del modelo es el mismo para todas las variables dependientes, por lo que se explicará detalladamente en la primera variable (tabla 49) y lo haremos extensivo a las demás variables. Las variables dependientes que no resulten significativas o clínicamente relevantes no serán comentadas.

3.1. PARÁMETROS DE CURVATURA

3.1.1. DE CARA ANTERIOR

La tabla 49 muestra los resultados del modelo de regresión para la variable dependiente **Km SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)**.

Tabla 49.- Modelo de regresión para la variable dependiente Km SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5).

Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	0,613 (0,100)	,203	6,12**
Edad	0,007 (0,003)	,074	2,20*
WW	-0,617 (0,081)	-,256	-7,58**
AXL	-0,142 (0,033)	-,153	-4,36**
(Constante)	53,923 (1,168)		46,17**
RESUMEN DEL MODELO			
R ² (%)	19,2		
Modelo	F(4,770)=47,09***		

El modelo analizado resultó significativo ($F(4,770) = 47,09$, $p < 0,001$) con un coeficiente de determinación de 0,192, por lo que el 19,2% de la variabilidad del Km SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5) queda explicada por las variables introducidas en el modelo.

En relación con el efecto predictivo de cada una de las variables independientes, se observa que ser mujer aumenta en 0,613 D el Km SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5) con respecto a los hombres y que por cada año que aumente la edad del paciente el Km SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5) aumenta en 0,007 D. El WW presentó un efecto significativo e indirecto de forma que por cada milímetro que aumente el WW el Km SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5) disminuye en 0,617 D. La AXL también mostró un efecto significativo e indirecto de forma que por cada milímetro que aumente el AXL el Km SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5) disminuye en 0,142 D. Con respecto al peso predictivo de las variables significativas (Beta), el WW es el mejor predictor, seguido del sexo, AXL y en último lugar la edad.

El modelo de regresión para la variable dependiente de astigmatismo frontal **Astig SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)**, a pesar de ser estadísticamente significativo, explica solamente un 3,3 % de la variabilidad, por lo que no se expondrá. Solamente se comentará que la edad es el único predictor del modelo, de manera que por cada año que aumenta la edad del paciente el Astig SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5) disminuye en 0,01 D.

La tabla 50 muestra los resultados del modelo para la variable dependiente **KMax SAG d9mm FRONT (337,5)**

Tabla 50.- Modelo de regresión para la variable dependiente KMax SAG d9mm FRONT (337,5).

Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	0,603 (0,109)	,182	5,51**
Edad	0,012 (0,004)	,114	3,41**
WW	-0,647 (0,089)	-,245	-7,27**
AXL	-0,167 (0,036)	-,164	-4,69**
(Constante)	55,853 (1,276)		43,78**
RESUMEN DEL MODELO			
R ² (%)		19,5	
Modelo		F(4,770)=47,92***	

La tabla 51 muestra los resultados del modelo para las variables dependientes **ANILLO r3mm FRONT (337,5)** y **ANILLO r4mm FRONT (337,5)**.

Tabla 51.- Modelo de regresión para la variable dependiente ANILLO r3mm Y 4 mm FRONT

VARIABLE DEPENDIENTE: ANILLO R3MM FRONT (337,5)			
Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	0,604 (0,100)	,198	6,05**
Edad	0,017 (0,003)	,169	5,13**
WW	-0,583 (0,081)	-,239	-7,18**
AXL	-0,140 (0,032)	-,149	-4,31**
(Constante)	52,589 (1,164)		45,18**

RESUMEN DEL MODELO

R ² (%)	21,5
Modelo	F(4,770)=54,02***

VARIABLE DEPENDIENTE: ANILLO R4MM FRONT (337,5)			
Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	0,581 (0,097)	,203	6,02**
Edad	0,012 (0,003)	,122	3,60**
WW	-0,466 (0,079)	-,203	-5,93**
AXL	-0,121 (0,031)	-,138	-3,87**
(Constante)	50,088 (1,127)		44,46**

RESUMEN DEL MODELO

R ² (%)	16,8
Modelo	F(4,770)=40,04***

En estos modelos que evalúan córnea media y periférica, se mantiene la dirección del efecto predictivo de las variables independientes pero la intensidad del efecto es menos marcada hacia la periferia. El WW sigue siendo el mejor predictor de la curvatura en la córnea media y periférica, seguido del sexo, la AXL y por último la edad.

La tabla 52 muestra los resultados del modelo para la variable dependiente **I-S ANILLO x5 r1,5 mm FRONT (337,5)**.

Tabla 52.- Modelo de regresión para la variable dependiente I-S ANILLO x5 r1, 5 mm FRONT (337,5).

Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	0,037 (0,038)	,035	0,95
Edad	-0,006 (0,001)	-,163	-4,42**
WW	0,063 (0,031)	,074	2,01*
AXL	-0,005 (0,012)	-,014	-0,37
(Constante)	-0,608 (0,449)		-1,36
RESUMEN DEL MODELO			
R ² (%)	2,9		
Modelo	F(4,770)=6,75***		

A pesar de resultar significativo, el modelo de regresión solamente explica un 2,9 % de la variabilidad de la asimetría vertical corneal en el anillo de 1,5mm. La edad y el WW son los únicos predictores en el modelo, de manera que por cada año que pasa la asimetría vertical se negativiza 0,006 D (la curvatura superior se hace 0,006 D más curva que la inferior), mientras que por cada milímetro que aumente el WW la asimetría vertical se positiviza 0,063 D (la curvatura inferior se hace 0,063 D más curvo que la superior).

Los modelos de regresión para las variables dependientes de asimetría vertical (**I-S ANILLO x5 r2mm FRONT (337,5)** e **I-S PUNTOS r2mm FRONT (337,5)**) presentan el mismo comportamiento y significación (R² (%) = 2,9 y 3,6), por lo que no van a ser expuestos.

Las tablas 53,54 y 55 muestran los resultados del modelo para las variables dependientes **ANILLO r1mm-r2mm FRONT % (337,5)**, **ANILLO r2mm-r3mm FRONT % (337,5)** y **ANILLO r3mm-r4mm FRONT % (337,5)**:

Tabla 53.- Modelo de regresión para la variable dependiente ANILLO r1mm FRONT % (337,5).

VARIABLE DEPENDIENTE: ANILLO R1MM-R2MM FRONT % (337,5)			
Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	-0,008 (0,043)	-,006	-0,18
Edad	-0,017 (0,001)	-,398	-11,62**
WW	0,006 (0,035)	,006	0,16
AXL	0,007 (0,014)	,017	0,47
(Constante)	0,892 (0,505)		1,76
RESUMEN DEL MODELO			
R ² (%)	15,8		
Modelo	F(4,770)=37,44***		

Tabla 54.- Modelo de regresión para la variable dependiente ANILLO r2mm-r3mm FRONT % (337,5).

VARIABLE DEPENDIENTE: ANILLO R2MM-R3MM FRONT % (337,5)			
Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	0,005 (0,039)	,004	0,13
Edad	-0,012 (0,001)	-,336	-9,52**
WW	-0,077 (0,032)	-,087	-2,44*
AXL	-0,007 (0,013)	-,019	-0,52
(Constante)	2,445 (0,454)		5,39**
RESUMEN DEL MODELO			
R ² (%)	10,6		
Modelo	F(4,770)=23,87***		

Tabla 55.- Modelo de regresión para la variable dependiente ANILLO r3mm- r4mm FRONT % (337,5).

VARIABLE DEPENDIENTE: ANILLO R3MM-R4MM FRONT % (337,5)			
Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	0,024 (0,059)	,014	0,4
Edad	0,012 (0,002)	,210	5,95**
WW	-0,242 (0,048)	-,179	-5,01**
AXL	-0,036 (0,019)	-,068	-1,84
(Constante)	5,308 (0,692)		7,67**

RESUMEN DEL MODELO	
R ² (%)	10,2
Modelo	F(4,770)=22,95***

El modelo aplicado a las variables dependientes de progresión de curvatura a periferia explican un 15,8 %, un 10,6 % y un 10,2 % de la variabilidad de la progresión en la córnea central, media y periférica respectivamente.

Es interesante destacar que la edad (única variable con efecto significativo en las tres localizaciones) tiene un efecto indirecto en el cambio de curvatura de la cornea central y media, de forma que a mayor edad, la córnea tiende a incurvarse del anillo r1mm al r3mm, mientras que en la cornea más periférica el efecto es directo, haciéndose más plana del anillo r3mm a r4mm.

El WW también tiene un efecto significativo, pero siempre indirecto y solo en la córnea media y periférica, de manera que al aumentar el WW, la córnea tiende a incurvarse del anillo r2mm al r4mm.

La tabla 56 muestra los resultados del modelo para la variable dependiente **Asph. Q d6mm FRONT:**

Tabla 56.- Modelo de regresión para la variable dependiente Asph. Q d6mm FRONT

Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	0,006 (0,010)	,022	0,62
Edad	0,003 (0,000)	,290	8,11**
WW	0,013 (0,008)	,060	1,65
AXL	0,002 (0,003)	,026	0,7
(Constante)	-0,564 (0,115)		-4,92**
RESUMEN DEL MODELO			
R ² (%)	7,7		
Modelo	F(4,770)=17,05***		

En la asfericidad a 6 mm de la cara frontal solo la edad parece afectar significativamente, de manera que por cada año más de edad que tenga el paciente, la asfericidad se positiviza 0,003 μ . El modelo solo explica un 7,7 % de la variabilidad de la asfericidad frontal.

3.1.2. DE CARA POSTERIOR

La tabla 57 muestra los resultados del modelo para la variable dependiente **Km SAG d3mm ANILLO BACK** (recordamos que la potencia de la cara posterior es negativa).

Tabla 57.- Modelo de regresión para la variable dependiente Km SAG d3mm ANILLO BACK.

Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	-0,083 (0,017)	-,160	-4,90**
Edad	0,000 (0,001)	-,026	-0,77
WW	0,120 (0,014)	,291	8,73**
AXL	0,032 (0,005)	,203	5,86**
(Constante)	-8,498 (0,197)		-43,05**
RESUMEN DEL MODELO			
R ² (%)	21,2		
Modelo	F(4,770)=53,05***		

El modelo analizado resultó significativo ($F(4,770) = 53,05$, $p < 0,001$) con un coeficiente de determinación de 0,212, por lo que el 21,2 % de la variabilidad de la curvatura sagital posterior en un anillo de 3mm central queda explicada por el sexo, edad, WW y AXL.

En relación con el efecto predictivo de cada una de las variables independientes, se observa que ser mujer aumenta en -0,083 D la Km SAG d3mm ANILLO BACK con respecto a los hombres, por cada milímetro que aumente el WW la Km SAG d3mm ANILLO BACK disminuye en 0,12 D y por cada milímetro que aumente el AXL la Km SAG d3mm ANILLO BACK disminuye en 0,032 D. Con respecto al peso predictivo de las variables significativas (Beta), el WW es el mejor predictor, seguido del sexo y por último la AXL. La edad no alcanzó significación estadística en este modelo.

La tabla 58 muestra los resultados del modelo para la variable dependiente **KMax SAG d9mm BACK**.

Tabla 58.- Modelo de regresión para la variable dependiente KMax SAG d9mm BACK.

Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	-0,097 (0,020)	-,158	-4,75**
Edad	0,000 (0,001)	,008	0,24
WW	0,119 (0,017)	,244	7,18**
AXL	0,043 (0,007)	,227	6,46**
(Constante)	-9,107 (0,238)		-38,24**
RESUMEN DEL MODELO			
R² (%)	18,6		
Modelo	F(4,770)=45,22***		

Las tablas 59 y 60 muestran los resultados del modelo para las variables dependientes **ANILLO r3mm BACK** y **ANILLO r4mm BACK**.

Tabla 59.- Modelo de regresión para la variable dependiente ANILLO r3mm BACK

Variable	B(E)	Beta	t
Sexo	-0,117 (0,017)	-,233	-7,002***
Edad	0,003 (0,001)	,212	6,305***
WW	0,095 (0,014)	,239	7,035***
AXL	0,021 (0,005)	,134	3,802***
(Constante)	-7,998 (0,195)		-41,087***
RESUMEN DEL MODELO			
R² (%)	18,3		
Modelo	F(4,770)=44,38		

Tabla 60.- Modelo de regresión para la variable dependiente ANILLO r4mm BACK

Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	-0,103 (0,017)	-,209	-6,09**
Edad	0,004 (0,001)	,253	7,31**
WW	0,067 (0,014)	,169	4,83**
AXL	0,013 (0,006)	,085	2,33*
(Constante)	-7,263 (0,198)		-36,67**

RESUMEN DEL MODELO	
R ² (%)	13,6
Modelo	F(4,770)=31,46***

En estos modelos que evalúan la cara posterior de córnea media y periférica, la dirección del efecto predictivo de las variables independientes se mantiene y la edad adquiere significación estadística como predictor de la curvatura periférica. Se convierte, además, en el mejor predictor seguida del sexo, el WW y por último la AXL.

La tabla 61 muestra los resultados del modelo para la variable dependiente **I-S ANILLO x5 r1,5mm BACK (337,5)** (recordamos que un valor negativo indica un valor inferior más curvo que el superior).

Tabla 61.- Modelo de regresión para la variable dependiente I-S ANILLO x5 r1,5 mm BACK (337,5)

Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	0,065 (0,010)	,216	6,30**
Edad	-0,003 (0,000)	-,304	-8,78**
WW	-0,024 (0,008)	-,100	-2,86**
AXL	-0,006 (0,003)	-,066	-1,83
(Constante)	0,592 (0,120)		4,92**

RESUMEN DEL MODELO	
R ² (%)	13,9
Modelo	F(4,770)=32,31***

En la cara posterior, el modelo de regresión consigue explicar el 13,9 % de variabilidad de la asimetría vertical corneal en el anillo de 1,5 mm. Ser mujer hace que la curvatura superior se haga 0,065 D más curva que la inferior mientras que por cada año que pasa la curvatura inferior se hace 0,003 D más curva que la superior, y por cada mm de aumento del

WW la curvatura inferior se hace 0,024 D más curva que la inferior. La AXL no alcanzó significación estadística como predictor en el modelo.

Los modelos de regresión para las variables dependientes de asimetría vertical (**I-S ANILLO x5 r2mm BACK e I-S PUNTOS r2mm BACK**) presentan el mismo comportamiento y significación (R^2 (%) = 16,6 y 14,9), por lo que no van a ser expuestos.

La tabla 62 muestra los resultados del modelo para las variables dependientes **ANILLO r1mm-r2mm BACK %**, **ANILLO r2mm-r3mm BACK %** y **ANILLO r3mm-r4mm BACK %** (recordamos que un porcentaje positivo indica un aplanamiento periférico).

Tabla 62.- Modelo de regresión para la variable dependiente ANILLO r1mm-r2mm; r2mm- r3mm y r3mm-r4mm BACK%.

Variable dependiente: ANILLO r1mm-r2mm BACK % (-40)			
Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	-0,431 (0,095)	-,151	-4,54**
Edad	0,036 (0,003)	,383	11,41**
WW	-0,193 (0,077)	-,085	-2,50*
AXL	-0,059 (0,031)	-,067	-1,9
(Constante)	1,396 (1,108)		1,26

RESUMEN DEL MODELO

R^2 (%)	18,9
Modelo	F(4,770)=46,06***

Variable dependiente: ANILLO r2mm-r3mm BACK % (-40)			
Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	-0,299 (0,083)	-,110	-3,60**
Edad	0,041 (0,003)	,463	14,95**
WW	-0,255 (0,068)	-,118	-3,77**
AXL	-0,136 (0,027)	-,164	-5,06**
(Constante)	6,254 (0,969)		6,45**

RESUMEN DEL MODELO

R^2 (%)	31,2
Modelo	F(4,770)=88,62***

Variable dependiente: ANILLO r3mm-r4mm BACK % (-40)			
Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	0,138 (0,115)	,043	1,21
Edad	0,012 (0,004)	,109	3,04**
WW	-0,393 (0,093)	-,153	-4,22**
AXL	-0,114 (0,037)	-,116	-3,08**
(Constante)	10,684 (1,336)		8,00**

RESUMEN DEL MODELO

R^2 (%)	7,1
Modelo	F(4,770)=15,73***

El modelo aplicado a las variables dependientes de progresión de curvatura a periferia explican un 18,9 %, un 31,2 % y un 7,1 % de la variabilidad de la progresión en la córnea posterior central, media y periférica respectivamente.

A una mayor edad y menor WW se produce un mayor aplanamiento en córnea central, media y periférica. El sexo solo afecta a la cornea central y media, por lo que en las mujeres la córnea tiende a incurvarse del anillo r1mm al r3mm, y la AXL solo a la cornea media y periférica, de manera que al aumentar la AXL, la córnea tiende a incurvarse del anillo r2mm al r4mm.

La tabla 63 muestra los resultados del modelo para la variable dependiente **Asph. Q d6mm BACK**:

Tabla 63.- Modelo de regresión para la variable dependiente Asph. Q d6mm BACK.

Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	0,069 (0,014)	,151	4,83**
Edad	-0,007 (0,000)	-,450	-14,26**
WW	0,031 (0,012)	,085	2,66**
AXL	0,021 (0,005)	,148	4,47**
(Constante)	-0,818 (0,167)		-4,88**
RESUMEN DEL MODELO			
R² (%)	28,3		
Modelo	F(4,770)=77,41***		

El modelo de regresión consigue explicar la variabilidad de la asfericidad a 6 mm de la cara posterior en un 28,3 %. Las variables predictoras más potentes son la edad y el sexo, seguidas de la AXL y por último el WW. En este modelo, ser mujer positiviza (hace más oblata) en 0,069 μ la asfericidad posterior a 6mm con respecto a los hombres. Por cada año más de edad, la asfericidad se negativiza (se hace más prolata) 0,007 μ , y por cada mm de aumento en el WW y la AXL, la asfericidad posterior se positiviza (se hace más oblata) en 0,031 y 0,021 μ respectivamente.

3.1.3. RELACIÓN CARA ANTERIOR-CARA POSTERIOR

La tabla 64 muestra los resultados del modelo para la variable dependiente **Km TNP d3mm ZONA (TNP)**:

Tabla 64.- Modelo de regresión para la variable dependiente Km TNP d3mm ZONA (TNP).

Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	0,608 (0,099)	,207	6,15**
Edad	0,004 (0,003)	,040	1,17
WW	-0,566 (0,080)	-,241	-7,03**
AXL	-0,124 (0,032)	-,137	-3,85**
(Constante)	51,792 (1,155)		44,86**
RESUMEN DEL MODELO			
R² (%)	16,7		
Modelo	F(4,770)=39,73***		

El modelo analizado explica el 16,7 % de la variabilidad de la curvatura central del mapa TNP. Ser mujer aumenta en 0,608 D la curvatura en este mapa respecto a los hombres. Por cada mm de aumento en el WW y la AXL, la curvatura del mapa TNP disminuye 0,566 D y 0,124 D respectivamente. La edad no tuvo significación estadística como predictor.

El modelo de regresión para la variable dependiente **Km TCRP d3mm ZONA (TCRP)** presenta el mismo comportamiento y significación (R^2 (%) = 16,8), por lo que no va a ser expuesto.

El modelo de regresión para las variables dependiente de astigmatismo del mapa TNP y TCRP (**Astig TNP d3mm ZONA (TNP)** y **Astig TCRP d3mm ZONA (TCRP)**), a pesar de ser estadísticamente significativo, explica solamente un 0,8 % Y UN 1 % de la variabilidad, por lo que no se expondrá.

3.2. PARÁMETROS DE PAQUIMETRÍA

El modelo para las variables dependientes **Pachy APEX** y **Pachy Thinnest**, a pesar de ser estadísticamente significativo, explica solamente un 1,5 % y un 1,3 % de la variabilidad de las variables respectivamente, por lo que solo se comentará que el sexo es el único predictor estadísticamente significativo (ser mujer disminuye la paquimetría 9 y 8 μ en ápex y thinnest).

Las tablas 65 y 66 muestran los resultados del modelo para las variables dependientes **DIF APEX-THINNEST** y **Dist Apex-Thinnest**.

Tabla 65.- Modelo de regresión para la variable dependiente DIF APEX- THINNEST.

Variable dependiente: DIF APEX-THINNEST			
Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	-0,506 (0,184)	-,095	-2,75**
Edad	0,039 (0,006)	,221	6,33**
WW	0,013 (0,150)	,003	0,09
AXL	-0,399 (0,060)	-,243	-6,67**
(Constante)	11,584 (2,147)		5,40**
RESUMEN DEL MODELO			
R ² (%)	12,8		
Modelo	F(4,770)=29,36***		

Tabla 66.- Modelo de regresión para la variable dependiente Dist Apex- Thinnest.

Variable dependiente: Dist Apex-Thinnest			
Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	-0,019 (0,017)	-,039	-1,13
Edad	0,003 (0,001)	,189	5,37**
WW	0,006 (0,013)	,017	0,48
AXL	-0,037 (0,005)	-,250	-6,78**
(Constante)	1,352 (0,193)		6,99**
RESUMEN DEL MODELO			
R ² (%)	11,2		
Modelo	F(4,770)=25,31***		

El modelo aplicado en estas variables dependientes es capaz de explicar un 12,8 % y un 11,2 % de la variabilidad de ambas. Se ha encontrado que, por cada año de aumento en la edad, la diferencia de grosor y la distancia de separación entre el ápex y el thinnest aumentan 0,039 μ y 0,003 mm respectivamente. Además, por cada mm de acortamiento de AXL, la diferencia de grosor y la distancia entre ellos aumentan 0,399 μ y 0,037 mm respectivamente. El ser mujer sólo afecta a la diferencia de grosor entre ápex y thinnest, disminuyendo ésta 0,506 μ respecto a los hombres.

El modelo para las variables dependientes de asimetría vertical (**S-I ANILLO x5 r2mm** y **S-I PUNTO r2mm**), a pesar de ser estadísticamente significativo, explica solamente un 2,1 % y un 1,7 % de la variabilidad respectivamente, por lo que no se expondrán.

El modelo para las variables dependientes de progresión a periferia hasta 3mm de ápex (**D2mm Pachy**, **D4mm Pachy** y **D6mm Pachy**), a pesar de ser estadísticamente significativo, explica solamente un 1,6 %, un 2,1 % y un 1,9 % de la variabilidad respectivamente. Por ello, solo se comentará que el sexo y el WW son los únicos predictores significativos del modelo (ser mujer y tener mayor WW disminuyen el grosor corneal de 2 a 6mm).

La tabla 67 muestra los resultados del modelo para las variables dependientes de progresión a periferia a partir de 4mm de ápex (**D8mm Pachy** y **D10mm Pachy**).

Tabla 67.- Modelo de regresión para la variable dependiente D8mm y D10mm Pachy.

Variable dependiente: D8mm Pachy			
Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	-1,991 (3,012)	-,023	-0,66
Edad	-0,765 (0,100)	-,275	-7,68**
WW	-8,834 (2,447)	-,130	-3,61**
AXL	-1,998 (0,977)	-,077	-2,05*
(Constante)	898,263 (35,095)		25,60**

RESUMEN DEL MODELO

R ² (%)	7,8
Modelo	F(4,769)=17,44***

Variable dependiente: D10mm Pachy			
Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	0,318 (3,630)	,003	0,09
Edad	-1,328 (0,121)	-,389	-10,96**
WW	-10,432 (2,911)	-,128	-3,58**
AXL	-1,970 (1,171)	-,062	-1,68
(Constante)	1.035,409 (41,973)		24,67**

RESUMEN DEL MODELO

R ² (%)	14,7
Modelo	F(4,723)=32,29***

El modelo aplicado en estas variables dependientes es capaz de explicar un 7,8 % y un 14,7 % de la variabilidad de ambas. El WW sigue siendo un predictor significativo que disminuye el grosor corneal en los anillos de 8 y 10 mm de diámetro 8,8 y 10,4 μ respectivamente por cada milímetro que aumenta. Se ha encontrado que el sexo deja de ser un factor predictor a partir de 4mm de ápex y la edad lo sustituye, de manera que por cada año de aumento en la edad, el grosor disminuye 0,765 μ y 1,328 μ en los anillos de 8 y 10 mm de diámetro respectivamente. La AXL, solamente es un predictor significativo en el anillo de 8 mm de diámetro, y es el que menos peso tiene.

La tabla 68 muestra los resultados del modelo para la variable dependiente del porcentaje de progresión a periferia **D2mm Prog** (recordamos que el porcentaje es relativo al thinnest).

Tabla 68.- Modelo de regresión para la variable dependiente D2mm Prog.

Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	-0,054 (0,026)	-,071	-2,11*
Edad	0,008 (0,001)	,310	9,11**
WW	-0,059 (0,021)	-,097	-2,83**
AXL	-0,038 (0,008)	-,163	-4,57**
(Constante)	2,988 (0,298)		10,01**
RESUMEN DEL MODELO			
R2 (%)	16,7		
Modelo	F(4,770)=39,75***		

El modelo analizado explica el 16,7 % de la variabilidad del porcentaje de progresión a periferia en el anillo D2mm. Por cada mm de aumento en el WW y la AXL, la progresión del grosor disminuye un 5,9 % y un 3,8 % respectivamente. Ser mujer reduce un 5,4 % la progresión del grosor hacia periferia respecto a los hombres. La edad es el único predictor que aumenta la progresión de grosor; un 0,8 % por cada aumento de un año de edad.

El modelo de regresión para las variables dependientes **D4mm Prog**, **D6mm Prog**, **D8mm Prog** y **D10mm Prog** presenta una significación R² (%) de 9,8 %, 6,6 %, 20,2 % y 21,9 % respectivamente. Por cada mm de aumento en el WW y la AXL, la progresión del grosor hacia periferia respecto al thinnest continúa disminuyendo significativamente. Ser mujer pasa de reducir la progresión del grosor en el anillo de D2mm a aumentarla desde el D6mm hasta el D10mm. Por último, la edad pasa de aumentar el grosor hasta el anillo D4mm a disminuirlo desde el D6mm hasta el D10mm.

La tabla 69 muestra los resultados del modelo para la variable dependiente de progresión a periferia en el hemimeridiano más brusco (**RPI Max**):

Tabla 69.- Modelo de regresión para la variable dependiente RPI Max.

Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	0,004 (0,016)	,010	0,27
Edad	0,001 (0,001)	,099	2,73**
WW	-0,034 (0,013)	-,097	-2,64**
AXL	-0,020 (0,005)	-,146	-3,85**
(Constante)	2,056 (0,185)		11,12**
RESUMEN DEL MODELO			
R ² (%)	5,5		
Modelo	F(4,768)=12,13***		

El modelo analizado explica solamente el 5,5 % de la variabilidad del RPI Max, siendo los predictores más importantes la AXL, la edad y el WW. El sexo no fue un predictor del RPI Max.

El modelo para las variables dependientes **RPI Max EJE**, **RPI Min**, **RPI Min EJE** y **RPI Avg**, a pesar de ser estadísticamente significativo, explica solamente un 2,3 %; 1,7 %; 3,5 % y un 5,1 % de la variabilidad respectivamente, por lo que no se expondrá.

3.3. PARÁMETROS DE ELEVACIÓN

La tabla 70 muestra los resultados del modelo para la variable dependiente **Ele Thinnest FRONT**:

Tabla 70.- Modelo de regresión para la variable dependiente Ele Thinnest FRONT.

Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	0,238 (0,130)	,065	1,83
Edad	-0,033 (0,004)	-,273	-7,60**
WW	-0,019 (0,106)	-,007	-0,18
AXL	-0,165 (0,042)	-,147	-3,90**
(Constante)	7,664 (1,517)		5,05**
RESUMEN DEL MODELO			
R ² (%)	7,7		
Modelo	F(4,768)=17,10***		

El modelo analizado explica el 7,7 % de la variabilidad de la elevación frontal en el thinnest. Por cada mm de aumento en la AXL y por cada año de aumento en la edad, la elevación frontal en thinnest disminuye 0,165 μ y 0,033 μ . El sexo y el WW no fueron predictores significativos.

La tabla 71 muestra los resultados del modelo para la variable dependiente **Ele Thinnest BACK**:

Tabla 71.- Modelo de regresión para la variable dependiente Ele Thinnest BACK.

Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	-0,866 (0,358)	-,072	-2,42*
Edad	0,186 (0,012)	,475	15,70**
WW	-0,707 (0,291)	-,074	-2,43*
AXL	-0,819 (0,117)	-,223	-7,02**
(Constante)	26,995 (4,179)		6,46**
RESUMEN DEL MODELO			
R ² (%)	34,4		
Modelo	F(4,768)=102,18***		

El modelo analizado explica el 34,4 % de la variabilidad de la elevación posterior en el thinnest. Ser mujer disminuye en 0,866 μ la elevación posterior respecto a los hombres. Por cada mm de aumento en el WW y la AXL, la elevación posterior disminuye 0,707 μ y 0,819 μ respectivamente, mientras que por cada año de edad la elevación posterior aumenta 0,186 μ .

La tabla 72 muestra los resultados del modelo para las variables dependientes del Belin-Ambrosio **BAD Db y BAD D**.

Tabla 72.- Modelo de regresión para la variable dependiente BAD Db y BAD D.

Variable dependiente: BAD Db			
Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	-0,169 (0,081)	-,068	-2,10*
Edad	0,034 (0,003)	,417	12,67**
WW	-0,317 (0,065)	-,161	-4,85**
AXL	-0,020 (0,026)	-,027	-0,78
(Constante)	3,156 (0,940)		3,36**

RESUMEN DEL MODELO

R ² (%)	22,1
Modelo	F(4,769)=55,94***

Variable dependiente: BAD D			
Variable	B(E)	Beta	t
Sexo (Mujer)	0,081 (0,050)	,056	1,63
Edad	0,009 (0,002)	,184	5,27**
WW	-0,182 (0,041)	-,158	-4,48**
AXL	-0,070 (0,016)	-,156	-4,27**
(Constante)	4,337 (0,583)		7,44**

RESUMEN DEL MODELO

R ² (%)	12,5
Modelo	F(4,769)=28,63***

El modelo aplicado en estas variables dependientes es capaz de explicar un 22,1 % y un 12,5 % de la variabilidad de ambas. En el primer caso, los mejores predictores fueron la edad, el WW y el sexo, mientras que en el segundo caso lo fueron la edad, el WW y la AXL.

En el modelo de la variable de riesgo global de ectasia (D), ésta aumenta en 0,009 DS por cada aumento de un año de edad y disminuye 0,182 DS y 0,07 DS por cada milímetro de aumento en el WW y la AXL respectivamente.

El modelo para el resto de variables dependientes del Belin-Ambrosio (**BAD Df**, **BAD Dp**, **BAD Dt** y **BAD am**), a pesar de ser estadísticamente significativo, explica solamente un 4,4 %, un 5,1 %, un 1,2 % y un 3,8 % de la variabilidad respectivamente, por lo que no se expondrá.

4. MODELO 2 DE REGRESIÓN MULTIVARIANTE: Sexo, Edad, WW, AXL y Pachy THINNEST

En este apartado se exponen los resultados del modelo 2 de regresión multivariante con las 5 variables independientes Sexo, Edad, WW, AXL y Pachy Thinnest para ver la influencia de la paquimetría en algunos parámetros de la curvatura y elevación.

El modelo de regresión multivariante 2 para la **Km SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)** apenas difiere del modelo 1 (R^2 0,192 vs 0,199), por lo que no será expuesto. Solo comentaremos que la paquimetría en thinnest fue un predictor estadísticamente significativo ($\beta = -0,091$, $t = -2,801$, $p < 0,005$), de manera que por cada micra de aumento de paquimetría, disminuye 0,004 D la Km SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5).

La paquimetría en thinnest no fue un predictor para las variables **Astig SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5) y Asph. Q d6mm FRONT**.

El modelo de regresión multivariante 2 para la **Km SAG d3mm ANILLO BACK (-40)** apenas difiere del modelo 1 (R^2 0,212 vs 0,215), por lo que no será expuesto. Solo comentaremos que la paquimetría en thinnest fue un predictor estadísticamente significativo ($\beta = -0,067$, $t = -2,088$, $p < 0,037$), de manera que por cada micra de aumento de paquimetría, aumenta 0,001 D la Km SAG d3mm ANILLO BACK (-40).

La paquimetría en thinnest no fue un predictor para la variable **Asph. Q d6mm BACK** ni para las variables **Ele Thinnest FRONT, Ele Thinnest BACK, Df y Db**.

5. MODELO 3 DE REGRESIÓN MULTIVARIANTE: Sexo, Edad, WW, AXL y curvatura anterior y posterior

En este apartado se exponen los resultados del modelo 3 de regresión multivariante con las 6 variables independientes Sexo, Edad, WW, AXL, Km SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5) y Km SAG d3mm ANILLO BACK (-40) para ver la influencia de la curvatura en algunos parámetros de la paquimetría y elevación.

La tabla 73 muestra los resultados del modelo de regresión para la **variable dependiente Asph. Q d6mm FRONT**

Tabla 73.- Modelo de regresión para la variable dependiente Ele Asph. Q d6mm FRONT

Variable	B(E)	Beta	t	p-valor
Sexo (Mujer)	0,007 (0,010)	0,024	0,681	0,496
Edad	0,003 (0,000)	0,301	8,457	< 0,001***
WW	0,018 (0,008)	0,083	2,217	0,027*
AXL	0,004 (0,003)	0,049	1,285	0,199
Km SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)	-0,023 (0,006)	-0,246	-3,785	< 0,001***
Km SAG d3mm ANILLO BACK (-40)	-0,159 (0,035)	-0,296	-4,512	< 0,001***
(Constante)	-0,700 (0,224)		-3,128	0,002**

RESUMEN DEL MODELO	
R ² (%)	9,8
Modelo	F(6,768)=15,04***

En la Q a 6 mm de la cara frontal la edad mantiene su efecto respecto al modelo 1 (a mayor edad, la Q frontal es más oblata) y adquieren significación el WW (a mayor diámetro corneal, la Q frontal es más oblata) y las curvaturas anterior y posterior (a mayor curvatura anterior y menor curvatura posterior, la Q frontal es más prolata). El modelo pasa de R² 0,077 a 0,098.

La tabla 74 muestra los resultados del modelo de regresión para la variable dependiente **Asph. Q d6mm BACK**

Tabla 74.- Modelo de regresión para la variable dependiente Ele Asph. Q d6mm BACK

Variable	B(E)	Beta	t	p-valor
Sexo (Mujer)	0,055 (0,013)	0,12	4,158	< 0,001***
Edad	-0,007 (0,000)	-0,482	16,784	< 0,001***
WW	0,024 (0,011)	0,066	2,169	0,030*
AXL	0,017 (0,004)	0,118	3,842	< 0,001***
Km SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)	0,101 (0,008)	0,661	12,617	< 0,001***
Km SAG d3mm ANILLO BACK (-40)	0,576 (0,047)	0,648	12,206	< 0,001***
(Constante)	-1,349 (0,299)		-4,513	< 0,001***

RESUMEN DEL MODELO	
R ² (%)	41,2
Modelo	F(6,768)=91,36***

El modelo de regresión pasa de un R² de 0,283 a 0,412 al añadir las curvaturas anterior y posterior, que pasan a ser las predictoras más potentes de la Q posterior. Cuanto más curva sea la cara anterior y más plana la posterior, cuanto mayor WW y mayor AXL, la Q posterior es más oblata, mientras que a mayor edad, la Q posterior se hace más prolata. Ser mujer hace la Q posterior más positiva.

La tabla 75 muestra los resultados del modelo de regresión para la variable dependiente **Pachy Thinnest**

Tabla 75.- Modelo de regresión para la variable dependiente Pachy Thinnest

Variable	B(E)	Beta	t	p-valor
Sexo (Mujer)	-6,913 (2,477)	-0,101	-2,791	0,005**
Edad	0,060 (0,080)	0,027	0,746	0,456
WW	-2,966 (2,062)	-0,054	-1,438	0,151
AXL	0,400 (0,803)	0,019	0,498	0,619
Km SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)	-11,788 (1,483)	-0,518	-7,947	< 0,001***
Km SAG d3mm ANILLO BACK (-40)	-67,647 (8,776)	-0,509	-7,708	< 0,001***
(Constante)	661,075 (55,637)		11,882	< 0,001***

RESUMEN DEL MODELO	
R ² (%)	9,1
Modelo	F(6,768)=13,85***

El modelo de regresión 3 explica un 9,1 % de la variabilidad del Thinnest, de manera que ser mujer disminuye el grosor del Thinnest 7 μ respecto a los hombres. Además, cuanto más curva sea la cara anterior y más plana la posterior, más disminuye el grosor del Thinnest.

Las tablas 76 y 77 muestran los resultados del modelo de regresión para la variable dependiente **Dif Apex-Thinnest y Dist Apex-Thinnest**:

Tabla 76.- Modelo de regresión para la variable dependiente Dif Apex- Thinnest.

Variable	B(E)	Beta	t	p-valor
Sexo (Mujer)	-0,347 (0,185)	-0,065	-1,875	0,061
Edad	0,039 (0,006)	0,224	6,513	< 0,001***
WW	-0,229 (0,154)	-0,054	-1,483	0,138
AXL	-0,465 (0,060)	-0,283	-7,735	< 0,001***
Km SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)	0,046 (0,111)	0,026	0,414	0,679
Km SAG d3mm ANILLO BACK (-40)	2,250 (0,657)	0,218	3,426	< 0,001***
(Constante)	28,227 (4,164)		6,779	< 0,001***
RESUMEN DEL MODELO				
R² (%)	15,6			
Modelo	F(6,768)=24,88***			

Tabla 77.- Modelo de regresión para la variable dependiente Dist Apex-Thinnest.

Variable	B(E)	Beta	t	p-valor
Sexo (Mujer)	-0,003 (0,016)	-0,006	-0,167	0,867
Edad	0,003 (0,001)	0,185	5,512	< 0,001***
WW	-0,026 (0,013)	-0,068	-1,929	0,054
AXL	-0,046 (0,005)	-0,314	-8,781	< 0,001***
Km SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)	0,034 (0,010)	0,213	3,481	< 0,001***
Km SAG d3mm ANILLO BACK (-40)	0,443 (0,057)	0,48	7,730	< 0,001***
(Constante)	3,296 (0,363)		9,082	< 0,001***
RESUMEN DEL MODELO				
R² (%)	19,5			
Modelo	F(6,768)=32,32***			

En este modelo, la diferencia y distancia entre ápex y thinnesta será mayor cuanto más edad, menor AXL y menor curvatura posterior. Sin embargo, la cara anterior solo influye en la

distancia entre ambos puntos, de manera que cuanto más curva sea, mayor distancia. El sexo, que en el modelo 1 era predictor para la diferencia de grosor, en este modelo pierde la significación.

Las curvaturas anterior y posterior no fueron un predictor en el modelo de regresión multivariante 3 para la **Ele Thinnest FRONT**.

El modelo de regresión multivariante 3 para la **Ele Thinnest BACK** apenas difiere del modelo 1 (R^2 0,344 vs 0,364), por lo que no será expuesto. Solo comentaremos que las curvaturas anterior y posterior fueron un predictor estadísticamente significativo, de manera que por cada D de aumento de curvatura de cara anterior la Ele Thinnest BACK disminuye 1,04 μ y por cada D de disminución de la curvatura posterior, disminuye 6,33 μ .

El modelo de regresión multivariante 3 para el **Df** apenas difiere del modelo 1 (R^2 0,044 vs 0,064), por lo que no será expuesto. Solo comentaremos que las curvaturas anterior y posterior fueron un predictor estadísticamente significativo, de manera que por cada D de aumento de curvatura de cara anterior el Df aumenta 0,2 y por cada D de disminución de la curvatura posterior, aumenta 0,7.

La tabla 78 muestra los resultados del modelo de regresión para la variable dependiente **BAD Db**

Tabla 78.- Modelo de regresión para la variable dependiente BAD Db.

Variable	B(E)	Beta	t	p-valor
Sexo (Mujer)	-0,193 (0,078)	-0,078	-2,469	0,014*
Edad	0,035 (0,003)	0,432	13,802	< 0,001***
WW	-0,196 (0,065)	-0,1	-3,025	0,003**
AXL	0,020 (0,025)	0,026	0,791	0,429
Km SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)	-0,316 (0,047)	-0,387	-6,777	< 0,001***
Km SAG d3mm ANILLO BACK (-40)	-2,636 (0,276)	-0,551	-9,543	< 0,001***
(Constante)	-2,191 (1,751)		-1,251	0,211
RESUMEN DEL MODELO				
R² (%)	30,4			
Modelo	F(6,767)=57,36***			

En el Db el sexo, la edad y el WW mantienen su efecto respecto al modelo, aumentando el Db a mayor edad, menor WW y en hombres. Además, cuanto menor curvatura anterior y más curvatura posterior, mayor será el Db. El modelo pasa de R^2 de 0,221 a 0,304.

La tabla 79 muestra los resultados del modelo de regresión para la variable dependiente **BAD Dp**

Tabla 79.- Modelo de regresión para la variable dependiente BAD Dp.

Variable	B(E)	Beta	t	p-valor
Sexo (Mujer)	0,084 (0,062)	0,04	1,362	0,173
Edad	0,000 (0,002)	0,007	0,249	0,803
WW	0,002 (0,051)	0,001	0,037	0,97
AXL	-0,030 (0,020)	-0,046	-1,495	0,135
Km SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)	-0,565 (0,037)	-0,807	-15,309	< 0,001***
Km SAG d3mm ANILLO BACK (-40)	-4,643 (0,218)	-1,135	-21,265	< 0,001***
(Constante)	-3,525 (1,384)		-2,547	0,011*

RESUMEN DEL MODELO	
R² (%)	40,6
Modelo	F(6,767)=89,22***

En este caso se produce uno de los mayores aumentos de la predictibilidad del modelo, que pasa de un R^2 de 0,051 en el modelo 1 a 0,406 en este modelo 3. Las curvaturas anterior y posterior se convierten en las únicas predictoras del modelo, de manera que a mayor curvatura anterior y menor curvatura posterior, el Dp disminuye.

El modelo de regresión multivariante 3 para la **Dt** explica solo un 8,2 % de la variabilidad, por lo que no será expuesto. Solo comentaremos que las curvaturas anterior y posterior fueron un predictor estadísticamente significativo, de manera que por cada D de aumento de curvatura de cara anterior Dt aumenta 0,31 y por cada D de disminución de la curvatura posterior, aumenta 1,8.

La tabla 80 muestra los resultados del modelo de regresión para la variable dependiente **BAD Dam**

Tabla 80.- Modelo de regresión para la variable dependiente BAD Dam.

Variable	B(E)	Beta	t	p-valor
Sexo (Mujer)	0,047 (0,060)	0,028	0,774	0,439
Edad	0,005 (0,002)	0,089	2,515	0,012*
WW	0,025 (0,050)	0,018	0,498	0,618
AXL	-0,036 (0,020)	-0,069	-1,830	0,068
Km SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)	-0,159 (0,036)	-0,282	-4,386	< 0,001***
Km SAG d3mm ANILLO BACK (-40)	-1,658 (0,214)	-0,504	-7,751	< 0,001***
(Constante)	-2,978 (1,356)		-2,197	0,028*

RESUMEN DEL MODELO	
R ² (%)	11,7
Modelo	F(6,767)=18,04***

En este caso el modelo pasa de un R² de 0,038 a 0,12. Las curvaturas anterior y posterior se convierten en las mayores predictoras del modelo, de manera que a mayor curvatura anterior y menor curvatura posterior, el Dam disminuye, mientras que a mayor edad, el Dam aumenta.

La tabla 81 muestra los resultados del modelo de regresión para la variable dependiente BAD D

Tabla 81.- Modelo de regresión para la variable dependiente BAD D.

Variable	B(E)	Beta	t	p-valor
Sexo (Mujer)	0,000 (0,047)	0	-0,003	0,997
Edad	0,009 (0,002)	0,181	5,631	< 0,001***
WW	-0,045 (0,039)	-0,039	-1,153	0,249
AXL	-0,031 (0,015)	-0,07	-2,035	0,042*
Km SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5)	-0,069 (0,028)	-0,145	-2,474	0,014*
Km SAG d3mm ANILLO BACK (-40)	-1,499 (0,166)	-0,536	-9,028	< 0,001***
(Constante)	-4,658 (1,052)		-4,427	< 0,001***

RESUMEN DEL MODELO	
R ² (%)	26,6
Modelo	F(6,767)=47,66***

Por último, el modelo de regresión 3 para el parámetro D aumenta el R² de 0,125 a 0,266. El parámetro D aumenta en 0,009 DS por cada año de edad y disminuye 0,031 por cada

milímetro de aumento en la AXL, pero el WW pierde significación. A menor curvatura anterior y mayor curvatura posterior, el D aumenta progresivamente.

6. MODELO 4 y 5 DE REGRESIÓN MULTIVARIANTE: POR PASOS

En este apartado se exponen los resultados del modelo 4 y 5 de regresión multivariante por pasos con las 10 variables independientes Sexo, Edad, WW, AXL, ACD, Km SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5), Astig SAG d3mm ANILLO FRONT (337,5), Asph Q d6mm FRONT, Pachy Thinnest y RPI Avg para el modelo 4 y las mismas variables más Astig Rx (11 independientes) para el modelo 5 sobre el astigmatismo anterior y el ratio A/P respectivamente.

La tabla 82 muestra los resultados de un modelo por pasos para la variable dependiente **Astig SAG d3mm ANILLO BACK (-40)**.

Tabla 82.- Modelo de regresión para la variable dependiente Astig SAG d3mm ANILLO BACK (-40)

Variable dependiente: Astig SAG						
Predictor	Paso 1		Paso 2		Paso 5	
	B(ET)	t	B(ET)	t	B(ET)	t
Edad	0,012 (0,010)	1,124	0,010 (0,010)	1,004	0,010 (0,010)	1,032
Sexo	0,001 (0,000)	1,541	0,001 (0,000)	1,914	0,001 (0,000)	2,428*
AXL	0,012 (0,014)	0,864	0,013 (0,014)	0,885	0,043 (0,014)	3,143**
WW	-0,010 (0,004)	-2,506*	-0,010 (0,004)	-2,354*	-0,005 (0,004)	-1,266
ACD (ENDO)	0,007 (0,018)	0,381	0,006 (0,018)	0,343	0,001 (0,017)	0,04
Km SAG d3mm ANILLO FRONT(337,5)	0,007 (0,004)	1,759	0,007 (0,004)	1,788	0,008 (0,004)	1,985*
Astig SAG d3mm ANILLO FRONT(337,5)	0,137 (0,006)	22,474***	0,150 (0,008)	18,655***	0,147 (0,008)	19,414***
Astig Rx			0,017 (0,007)	2,459*	0,015 (0,006)	2,395*
Asph. Q d6mm FRONT					-0,053 (0,036)	-1,488
Pachy THINNEST					0,001 (0,000)	3,918***
RPI Avg.					0,343 (0,033)	10,263***
R ² (%)	41,4		41,7		48,7	
ΔR ² (%)			0,30*		7,10***	
Modelo	F(7,761)=78,36***		F(8,760)=69,78***		F(11,757)=67,19***	

En este modelo, el principal predictor del astigmatismo de cara posterior es el astigmatismo de cara anterior. El conocer el WW y el añadir el astigmatismo refractivo no implica una mejora clínicamente relevante, aunque sí estadísticamente significativa. Si

añadimos, además, el grosor corneal en el thinnest y la progresión de la paquimetría, solamente mejora un 7 % la capacidad predictora del modelo, aunque el RPI se convierte en el segundo mejor predictor de éste.

La tabla 83 muestra los resultados de un modelo por pasos para la variable dependiente **RATIO A/P d4mm (ZONA) (radio mm)**.

Tabla 83.- Modelo de regresión para la variable dependiente RATIO A/P d4mm (ZONA).

RATIO A/P d4mm (ZONA) (radio mm)						
Predictor	Paso 1		Paso 3		Paso 4	
	B(ET)	t	B(ET)	t	B(ET)	t
Sexo	-0,063 (0,126)	-0,502	-0,134 (0,121)	-1,104	-0,137 (0,065)	-2,092*
Edad	0,014 (0,005)	2,9**	0,020 (0,005)	4,115***	0,014 (0,003)	5,347***
WW	0,924 (0,175)	5,281***	0,866 (0,168)	5,161***	-0,019 (0,093)	-0,209
AXL	0,163 (0,050)	3,268**	0,151 (0,048)	3,163**	0,020 (0,026)	0,753
ACD (ENDO)	-0,192 (0,216)	-0,889	-0,149 (0,209)	-0,713	-0,012 (0,113)	-0,108
Km SAG d3mm ANILLO FRONT(337,5)	0,157 (0,051)	3,109**	0,119 (0,048)	2,451*	0,106 (0,026)	4,045***
Astig SAG d3mm ANILLO FRONT(337,5)	0,085 (0,075)	1,134	0,041 (0,072)	0,572	0,093 (0,039)	2,391*
Asph. Q d6mm FRONT			-2,225 (0,443)	-5,028***	-0,776 (0,242)	-3,211**
Pachy THINNEST			-0,013 (0,002)	-7,451***	-0,031 (0,001)	30,496***
RPI Avg.					-9,742 (0,227)	42,926***
R² (%)	6,3		14,9		75,1	
ΔR² (%)			6,10***		60,20***	
Modelo	F(7,763)=8,42***		F(9,761)=15,98***		F(10,760)=233,44***	

En este modelo, únicamente con los parámetros biométricos y la edad , podríamos predecir un 6,3 % de la variabilidad. Si añadimos la Q frontal y la medición del thinnest, el modelo mejora a un R² de 0,149, y si utilizamos datos del RPI, a un 0,751, convirtiéndose los parámetros de paquimetría en los principales predictores, seguidos de la edad y la curvatura anterior.

DISCUSIÓN

1. PARÁMETROS DE CURVATURA

1.1. DESCRIPCIÓN DE LA CARA ANTERIOR

1.1.1. VALORES CENTRALES DE CARA ANTERIOR

1.1.1.1. CURVATURA ANTERIOR EN 3mm Y 4mm CENTRALES

Como comentábamos en la introducción, la curvatura corneal anterior es medida por los Keratómetros en mm. A partir de esta medición anterior, se utilizan los índices keratométricos estándar (1,332 o 1,3376 más frecuentemente) para estimar la aportación de la curvatura posterior (ya que no la pueden medir directamente) y obtener así la potencia corneal total en D que supone esa curvatura. Esta medición puede ser utilizada, por ejemplo, en la mayoría de fórmulas de cálculo biométrico de la lente intraocular (52,78).

Con la llegada de los tomógrafos, la cara posterior pasa de ser estimada a ser medida de manera directa, pudiendo contabilizar así su aportación a la potencia corneal total (que se pasó a llamar potencia corneal real o TNP). Sin embargo, las fórmulas de cálculo biométrico utilizadas por la mayoría de oftalmólogos no permiten la utilización directa de esos valores ya que continúan utilizando el índice keratométrico estándar, y solamente las fórmulas de última generación que emplean trazado de rayos permite su uso. Por ello, la mayoría de los tomógrafos modernos, todavía ofrecen por defecto los valores de curvatura corneal en base al índice keratométrico estándar, también conocidas como SimK(68).

En este apartado nos referimos a los valores normativos de la cara anterior corneal utilizando el índice keratométrico estándar (SimK), ya que son muy pocos estudios los que ofrecen datos de la potencia de la cara anterior y posterior por separado. Utilizaremos, por lo tanto, como equivalentes los términos keratometría, SimK y la Km.

- **VALORES NORMATIVOS DE LA CÓRNEA ANTERIOR**

En los estudios poblacionales, los Keratómetros automáticos son los más utilizados gracias a sus mediciones automáticas que son fáciles y rápidas de obtener y presentan una alta independencia del operador (63,79)(79).

En el mayor estudio poblacional encontrado en la revisión bibliográfica sobre 23.239 ojos de 15.448 caucásicos, utilizando el Keratómetro del IOLMaster, se describe un radio de curvatura medio de 7.69 ± 0.28 mm, lo que supone una potencia media de **43,88 \pm 1,54 D**(80). En otros dos importantes estudios poblacionales, en 7313 japoneses(81) y en 1858 canadienses(82), la Km fue de **44,2 \pm 1,4 D** y de **43,95 \pm 1,47 D** (38,38 a 48,75 D) respectivamente. Otros estudios encuentran valores de Km entre **43,27** y **44 D** con una DS de 1,4 a 1,83 Db (59, 83-85).

Con la aparición de los sistemas Scheimpflug, numerosos estudios comenzaron a ver la luz evaluando la curvatura corneal con estos aparatos, primero con los manuales (74,86) y posteriormente con los automáticos, que mejoraron la repetibilidad y fiabilidad de las mediciones como ya se comentó en la introducción (24, 30,64).

En nuestro trabajo, realizado con el Pentacam, la potencia media de los 796 españoles estudiados ha sido de **43,84 \pm 1,45 D**, con un rango de 37,71 a 48,98 D, en la misma línea de los estudios poblacionales de la bibliografía. En otro estudio en 958 coreanos predominantemente miopes, la Km fue de **43,49 \pm 1,36 D**(87) y de **43,1 D** en 544 mongoles miopes(88).

En los estudios poblacionales con PentacamHR, Hashemi reporta una Km de **43,73 \pm 1,71 D** en 3749 iraníes(89). En Europa, Næser encontró en 951 daneses una Km de **43,42 \pm 1,49 D** (38,6 a 48,6 D)(78). Otro estudio en 341 norteamericanos halló una Km de **44,15 \pm 1,42 D** (40,2 a 49,1 D)(90).

La última tecnología en aparecer, la SD-OCT, también empieza a generar bibliografía al respecto. Schuster encontró una potencia media en 734 caucásicos de **45,42 \pm 1,53 D** (40,61 a 50,52 D)(91).

Si excluimos este último estudio con OCT, donde la Km es 1 D mayor que el siguiente estudio que más elevada tiene al Km, en el resto de estudios publicados la potencia media está entre 43,1 y 44,2 D, con la mayoría de ellos en un margen de media dioptría (43,5 a 44 D) a pesar de las heterogéneas poblaciones de todos ellos.

Como curiosidad, la SimK o Km de nuestro trabajo corresponde a una curvatura frontal (usando el índice de refracción 1,376) de **48,96 \pm 1,66 D** (5,12 D más potente que la SimK ya que refleja la potencia corneal únicamente de la cara anterior, sin contar la negativa de la cara posterior). Esta potencia frontal es similar a la reportada por Næser de **48,38 \pm 1,66 D** (4,96 D más potente que la SimK de su estudio)(78).

La Keratometría máxima corresponde al punto de máxima curvatura de toda la superficie anterior, que en nuestro estudio fue de **45,08 ±1,59 D** (39,29 a 50,3 D), algo menor a las **45,4 ±1,5 D** (41,2 a 51,3 D) reportadas por Gilani en 341 caucásicos con PentacamHR(90).

- **RELACIÓN ENTRE LA CURVATURA ANTERIOR Y EL SEXO**

Al comparar las diferencias entre sexos en nuestro trabajo, partimos de un grupo de mujeres más numeroso (63,7%) con ojos más cortos y córneas más pequeñas que los hombres (diferencia media de 0,68 mm y 0,17 mm en AXL y WW, esto último también descrito en la bibliografía(92)), pero sin diferencias en edad y refracción. Estas diferencias serán tenidas en cuenta en un modelo de regresión lineal multivariable que comentaremos más adelante, donde el sexo mantiene un efecto estadísticamente significativo sobre los valores de Keratometría, por lo que los valores que se expondrán a continuación, siguen siendo válidos.

Con estas características entre los grupos, encontramos una curvatura central (Km) **0,8 D más curva en mujeres** que en hombres (44,13 ±1,38 D vs 43,33 ±1,42 D), hallazgo que se describe en la literatura con casi total unanimidad, desde edades infantiles (0,5 D en 462 niños(93) y 0,68 D en 217 niños(94)) hasta la córnea adulta (0,52 D en 7313 japoneses(81), 0,67 D en 1858 canadienses en todo el rango dióptrico(82) y 0,68 D en 15.448 alemanes con IOLMaster(80)).

Los mismos resultados se han obtenido con distintos aparatos a lo largo de los años en estudios con Topógrafos (0,75 D(95), 0,5 D(85), 0,8D(59)), estudios con Slit-lamp Scheimpflug (0,93 D(74), 0,68 D(86)), con US (0,8 D(84)) y también con Pentacam (0,8 D en 106 emétopes(96), 0,35 D en 544 mongoles miopes(88)).

En nuestro trabajo también encontramos que esas diferencias se mantienen hacia la córnea periférica (0,8 D en el anillo de 3 mm de radio y 0,73 D en el anillo de 4mm de radio), así como en la KMax de la superficie anterior (0,83 D más curva en mujeres que en hombres).

En el modelo de regresión multivariante realizado, separamos el efecto del sexo del producido por el resto de variables independientes (Edad, WW y AXL) que podrían afectar a los resultados. Con este modelo, seguimos encontrando que ser mujer aumenta en 0,613 D la curvatura central respecto a los hombres; efecto que se mantiene en el anillo de 3 y 4 mm de radio y en la KMax, independientemente de la Edad, el WW y al AXL.

- **DIFERENCIAS ENTRE LA CURVATURA ANTERIOR ENTRE MIOPE E HIPERMÉTROPES**

En cuanto a la diferencia entre miopes e hipermetropes, con un grupo miope 12,7 años más joven y con más hombres (41% frente a 31,8%) que los hipermetropes en nuestro trabajo, no hemos encontrado diferencias estadísticamente significativas en las **curvaturas central, periférica y máxima** entre ambos grupos, si bien la tendencia es a encontrar una leve mayor curvatura (0,09 D) en los miopes.

Los estudios en la bibliografía presentan resultados dispares, según se comparen grupos dos a dos o se estudie la correlación entre curvatura y refracción.

Igual que en nuestro trabajo, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en 175 niños(97) con grupos muy asimétricos (4,6% miopes, 52,6% emétopes y 42,8% hipermetropes), en 48 adultos jóvenes (52,2% miopes y 47,8% hipermetropes)(98) y en un amplio estudio de 500 taiwaneses emétopes de edad avanzada(59).

Por otra parte, pocos estudios encuentran diferencias estadísticamente significativas. Hashemi encontró con Pentacam una córnea 0,9 D más curva en miopes en 283 pacientes (99) y Scholz, con Topógrafo, una córnea 0,28 D más curva también en miopes(95), sin bien esta última pierde la significación en un modelo de regresión multivariable.

En la evaluación del efecto de la refracción con la curvatura mediante correlaciones, dos estudios encuentran el mismo comportamiento que Hashemi; el de Dubbelman, con una cámara Scheimpflug rotacional manual(74) y el estudio poblacional de AlMahmoud sobre 3395 ojos de 1858 canadienses entre 19 y 84 años y un rango dióptrico de -14 a +6,75 D evaluados mediante topógrafo, donde se encontró una débil correlación entre curvatura y refracción (mayor curvatura cuanto más miopía) en la muestra global ($r = -0.245$, $p = 0.0001$) y por subgrupos (miopes: $r = -0.185$, $p=0.0001$ e hipermetropes: $r = -0.245$, $p = 0.0001$), por lo que por cada dioptría menos de Equivalente Esférico (EE) se produce un aumento de 0,11 D en la SimK. Es interesante comentar que en EE bajos (alrededor de emetropía), no mostraron la misma correlación(82).

El problema de la comparativa por refracción es que ésta depende de la AXL y la Keratometría.

- **RELACIÓN ENTRE LA CURVATURA ANTERIOR Y LA LONGITUD AXIAL**

La relación entre la refracción, la AXL y la Keratometría es similar a la del índice de masa corporal (IMC) con el peso y la altura; el IMC es el cociente entre el peso en Kg y la altura en cm

al cuadrado. En los parámetros oculares, la relación es parecida, ya que la esfera depende de la AXL y la Km, sobre todo en los rangos cercanos a la emetropía. De hecho, existen autores que para evaluar estos parámetros utilizan el cociente AXL/R_m (ambos en mm) en estos rangos(93). Sin embargo, en los valores extremos del rango, el principal determinante de la refracción es la AXL y la Km apenas induce ninguna variación. Es por ello que hemos querido comparar los dos extremos del rango de la AXL; definiendo como ojos cortos a aquellos con una $AXL \leq 22,5$ mm y como ojos largos a aquellos con una $AXL \geq 25,5$ mm. En nuestro trabajo, los ojos cortos tenían mayor proporción de mujeres (87,2 %) que los ojos largos (53,8 %), además de tener 11,58 años más y un WW 0,55 mm menor, como era previsible. Igual que con el sexo, el efecto de la AXL se evaluó en un modelo de regresión lineal multivariante (junto a la Edad, Sexo y WW) que comentaremos en este apartado.

Según esta división de grupos, hemos encontrado una curvatura central (Km) **1,27 D más curva en ojos cortos** que en ojos largos ($44,64 \pm 1,46$ D vs $43,37 \pm 1,36$ D), diferencia que se mantiene hacia la córnea periférica (1,35 D en el anillo de 3 mm de radio y 1,18 D en el anillo de 4mm de radio, así como en la KMax de la superficie anterior (1,36 D más curva en ojos cortos que en largos).

En el modelo de regresión lineal multivariante, el efecto de la AXL con la curvatura central ajustado por Edad, Sexo y WW sigue siendo indirecto, de manera que por cada mm que aumente la AXL la curvatura se aplanan en 0,142 D, efecto que se mantiene hacia la córnea periférica y en la KMax anterior.

En la bibliografía, la mayoría de los artículos encontraron esta misma diferencia midiendo la AXL con ultrasonidos, aunque existen discrepancias según los grupos de edad estudiados. Se debe de tener en cuenta que la dirección de la correlación (directa o indirecta) depende de si la curvatura está expresada en mm o en D.

En niños, Davis encontró una correlación fuerte en todos los defectos refractivos entre AXL y R_m (mm) ($r = 0,708$, $r = 0,740$ y $r = 0,732$ para miopes, emetropes e hipermetropes.)(97) y Scheiman, en un estudio longitudinal con 462 niños miopes, que esa correlación entre AXL y Km (D) es similar entre sexo y raza y que disminuye su fuerza con la edad ($r = -0.70$ al inicio del estudio y $r = -0.53$ a los 14 años de seguimiento)(93).

La misma correlación entre AXL y Km (D), pero de menor intensidad, se encontró en 216 jóvenes ($r = -0.22$, $p = 0,003$)(84) y 500 ancianos ($r = -0,502$, $p = < 0,001$)(59), ambos taiwaneses y con un rango de AXL amplio pero principalmente de ojos largos.

El único estudio que encontró una córnea más curva en ojos largos fue el estudio poblacional de Hoffmann de 2010, el más grande de la bibliografía, sobre 23.239 ojos de 15.448 pacientes(80), midiendo la curvatura y AXL en mm con el IOLMaster. Hoffmann encontró una débil correlación negativa (a mayor AXL, menor radio o córnea más curva) en la muestra global ($r = -0,325$, $p < 0,001$), pero no estadísticamente significativa en ojos muy cortos (< 21.63 mm, $n = 1107$) y clínicamente irrelevante en ojos muy largos (> 25.84 mm, $n = 1152$, $r = 0,072$).

Es importante destacar, a la hora de comparar el estudio de Hoffman, que la mediana de edad de sus pacientes fue de 74 años y que no indica el rango, como tampoco la distribución de hombres y mujeres, por lo que no podemos saber si existe un sesgo en este sentido. Además, las correlaciones que hace no están ajustadas, por lo que el efecto entre las variables AXL, WW y Rm (que tienen una alta correlación) pueden estar influyendo unas con otras.

En nuestro estudio, mediante un estudio de regresión multivariante hemos ajustado el efecto de la AXL sobre la keratometría por edad, sexo y WW, lo que puede explicar las diferencias de resultados, además de que la mediana de edad de nuestro estudio es 24 años menor (50,88 años) que la del estudio de Hoffmann.

Esta diferencia entre las edades debe de ser tomada en cuenta, ya que la edad puede ser el factor que explique los distintos resultados de los estudios. De los 4 estudios que encuentran córneas más curvas en ojos más cortos, 2 son en niños (93,97), donde se demuestra la correlación más fuerte, y uno en adultos jóvenes de 22 años de media(84), donde disminuye la fuerza de la correlación. Es posible que el intento de emetropización del ojo(93) en etapas iniciales haga que cuanto más corta sea la AXL, más la intente compensar la córnea aumentando su curvatura. A medida que la AXL sigue creciendo, la capacidad de compensación corneal mediante la curvatura puede sobrepasarse o perderse(82), desapareciendo la correlación en etapas medias de la vida e invirtiéndose en etapas avanzadas como las descritas en el artículo de Hoffmann (mediana de edad de 73 años), donde se encuentran corneas más curvas en ojos más largos(80). El artículo de Chen(59), sin embargo, encuentra una córnea más curva en ojos cortos con una correlación moderada en una población de edad media 60 años, no mucho más joven que la de Hoffmann. Quizá el origen asiático de su población tenga un comportamiento diferente.

- **RELACIÓN ENTRE LA CURVATURA ANTERIOR Y LA EDAD**

El efecto de la edad en cualquier parámetro puede evaluarse mediante estudios transversales, que comparan grupos de población con distintas edades, o mediante estudios longitudinales, que comparan grupos de población en dos momentos distintos del tiempo. Los primeros son más sencillos de elaborar y obtienen resultados inmediatos, pero tienen el inconveniente de no saber si las diferencias obtenidas (los pacientes jóvenes son más altos que los ancianos) son por un cambio con la edad (se produce una disminución de altura con la edad) o por un cambio generacional (las generaciones son cada vez más alta, pero la altura no varía con la edad)(100).

En nuestro estudio transversal se evaluaron los cambios de la Keratometría con la edad mediante un modelo de regresión multivariante junto al sexo, WW y AXL. De esta manera, se obtuvo que **la curvatura central aumenta con la edad** 0,007 D por año, siendo mayor este incremento hacia la periferia (0,017 D en el anillo de 3 mm de radio y 0,012 D en el anillo de 4mm de radio) así como en la KMax de la superficie anterior (0,012 D).

En los estudios transversales de la bibliografía, si comparamos los valores encontrados en edades infantiles (43,01 D(101), 42,99 D(94) y 41.64 ± 0.85 D(102)) con el valor medio de 43,84 D encontrado en nuestro trabajo, la curvatura central también parece aumentar. La misma correlación encuentran otros estudios en edades medias (95,102) y avanzadas (80, 103) evaluando la córnea con topógrafos y tomógrafos.

Existen otros estudios transversales, sin embargo, que *no encuentran variación con la edad*, sobre todo en edades jóvenes (74,95,104) y menos frecuente en avanzadas(86). AlMahmoud tampoco encontró relación entre la curvatura y la edad con un modelo multivariante que incluía como variables independientes el equivalente esférico, el grosor corneal en ápex y el sexo(82). Quizá de haber utilizado la AXL como variable independiente en vez de la esfera podría haber variado los resultados.

En los estudios longitudinales de la bibliografía, igual que ocurría con los de la AXL, el rango de edad de los estudios define el comportamiento de la curvatura central según la edad. Así, los dos estudios longitudinales en niños encuentran un *aplanamiento corneal con la edad*; el estudio de Davis(97), en niños de 6 a 9 años, encuentra una aplanación de 0,98 D en 5 años de seguimiento, y el de Scheiman(93), en niños de 6 a 12 años, una aplanación de 0,14 D en 14 años de seguimiento, siendo mayor en los primeros 5 años (-0.05 D/año, $p < 0.0001$) que en los 9 años siguientes (-0.01 D/año, $p < 0.0001$) e independiente del sexo. En adultos, Hashemi

publica en 2014 la segunda fase del Shahroud Eye Cohort Study de Irán que se inició en 2009. En este potente estudio de 3749 iraníes de 40 a 64 años, estudia con PentacamHR el cambio de la curvatura central y periférica a 5 años, encontrando un *aumento de curvatura* central ($0,38 D \pm 1.95$ y $0.46 D \pm 1.97$ para K2 y K1) hasta el anillo de 7-9mm, y un *aplanamiento* a partir de ese anillo. El cambio demostrado fue mayor en las mujeres que en los hombres ($0,47 D$ de media) y similar en todos los grupos de edad(89).

Integrando todos los resultados, parece claro que en edades infantiles la córnea se aplana, quizá en un intento de compensar el aumento de la AXL, y en edades más avanzadas la curvatura tiende a aumentar, quizá para compensar los cambios cristalinos. La evolución en edades intermedias de la vida no está estudiada de manera longitudinal, pero por los estudios transversales comentados es posible que no exista correlación.

En relación a la tasa de cambio con la edad entre sexos, se encontró que no hay diferencias en el grupo de 9 a 24 años(93) pero sí un aumento de curvatura mayor de las mujeres en el grupo de 40 a 64 años(89).

- **RELACIÓN ENTRE LA CURVATURA ANTERIOR Y EL GROSOR CORNEAL**

En nuestro trabajo hemos evaluado mediante el modelo de regresión multivariante el efecto de la paquimetría en la curvatura anterior, encontrando una débil correlación (fue el segundo peor predictor del modelo) en la que **cuanto más grueso es el thinnest, menor curvatura corneal**.

La relación entre grosor y curvatura corneal ha sido ampliamente estudiada, aunque con resultados variables; algunos estudios han detectado una correlación directa, otros inversa y otros no encontraron diferencias significativas.

Los pocos estudios que encontraron una correlación directa entre ambos parámetros (más gruesa cuanto más curva) son en ojos asiáticos y describen una correlación débil aunque estadísticamente significativa, seguramente por el tamaño muestral (Suzuki en 7313 japoneses(81) y Wang en 1360 chinos(83)). Es interesante destacar que Wang utiliza dos tipos de paquímetros (uno óptico montado en lámpara de hendidura y otro ultrasónico) para medir el grosor corneal en cada paciente, y en los modelos de regresión obtiene una correlación y significación mucho mayores con el paquímetro ultrasónico ($\beta = 7,52$ y $p = 0,049$ frente a $\beta = 12,78$ y $p < 0,001$ de los modelos univariantes de regresión lineal), lo que puede indicar que el

aparato utilizado influye en la posibilidad de detectar pequeñas diferencias. En estos dos estudios la curvatura se midió con autokeratorefractómetro.

Los estudios que no han detectado correlación entre ambos parámetros han utilizado tanto US (59, 84, 105, 106), como tomógrafos de barrido de hendidura(107) y de tipo Scheimpflug (86, 108) para medir la paquimetría corneal. Los tamaños muestrales estuvieron entre los 109 pacientes(107) y los 925(86) del de mayor población, quizá insuficientes para detectar correlaciones débiles.

Por último, el grupo de estudios que encontraron corneas más gruesas cuanto más planas está encabezado por el de Su sobre 3239 ojos malayos medidos con US (CCT) e IOLMaster (Rm), donde encontró que por cada mm de aplanamiento corneal, se producía un incremento de 19,1 μ de grosor corneal(109). Resultados similares se encontraron con Pentacam en 1858 canadienses ($r = -0,105$, mayor en miopes)(82) y 1203 chinos ($r = -0,128$)(110), con US en 1976 ojos de distintas razas ($r = -0.147$)(111), en 896 americanos(112) y en 625 turcos ($r = -0.139$)(85), y recientemente con SA-OCT en 1460 ojos caucasicos ($r = 0.20$), donde encontró que por cada mm de aplanamiento corneal, se producía un incremento de 27,9 μ de grosor corneal(91). Altinok, en su estudio con ultrasonido, detecta que las correlaciones entre grosor y curvatura son mayores en hombres que en mujeres y mayores en el meridiano vertical que el horizontal. Añade también que en un modelo de regresión multivariante solo el meridiano vertical parece influir sobre el CCT(85).

- **RELACIÓN ENTRE LA CURVATURA ANTERIOR Y EL BLANCO-BLANCO (WW)**

En nuestro trabajo, el WW es una variable que tiene un efecto indirecto sobre la curvatura central, de manera que por cada mm que **augmente el WW la curvatura se aplan**a en 0,617 D. La dirección del efecto se mantiene hacia la córnea periférica pero la intensidad del efecto es menos marcada, a pesar de lo cual sigue siendo el mejor predictor del modelo de regresión multivariante entre la edad, sexo y AXL. El WW tiene el mismo efecto en la KMax de la superficie anterior.

Un resultado distinto obtuvo Hoffmann en sus 23239 ojos evaluados también con IOLMaster; a mayor WW el radio corneal (mm) se hacía más curvo ($r = -0.471$ $p < 0.001$)(80). Como se ha comentado antes, en su correlación no se ajusta por otras variables como la edad, el sexo o la AXL. Además, su rango de WW es mayor que el de nuestro estudio, así como la mediana de edad de su población.

Similar al estudio de Hoffmann, Read describe en su modelo de representación corneal un aumento de curvatura (reducción del radio) en el ápex corneal (r_0)(113), que no tiene porqué seguir el mismo comportamiento que el anillo a 3mm al que se refieren las Keratometrías centrales, ya que cuanto mayor área corneal se estudie, mayor aplanamiento entrará en el cálculo.

1.1.2. SIMETRÍA VERTICAL O RATIO I-S

La asimetría vertical explorada mediante la diferencia de curvatura entre zonas inferiores y superiores de la córnea se utiliza de forma rutinaria en la valoración de pacientes candidatos a cirugía refractiva para descartar pacientes sospechosos de presentar ectasias. Esta metodología viene de la época de los videokeratoscopios, donde una asimetría mayor a 1,4 según el estudio, se consideraba como patológica (114, 115). La asimetría vertical puede evaluarse midiendo la diferencia de curvatura entre dos puntos o entre el valor medio de dos hemianillos equidistantes del ápex(116).

1.1.2.1. VALORES NORMATIVOS DE LA CORNEA ANTERIOR

En nuestro trabajo hemos obtenido una asimetría vertical media a 2mm de ápex (en hemianillos) de $0,23 \pm 0,55$ D, siendo el valor superior mayor que el inferior. Cuando el valor superior es más curvo que el inferior, solo un 2,5 % de la población tiene una diferencia mayor de 1,35 D. Cuando el valor inferior es más curvo que el inferior, solo un 2,5 % de la población tiene una diferencia mayor de 0,95 D. Muftuoglu también calculó el ratio I-S en hemianillos de una manera similar a la nuestra pero a 3mm de ápex y en 82 controles sanos, obteniendo un valor medio de $0,1 \pm 0,52$ D y proponiendo un ratio de 0,57 como punto de corte para el diagnóstico de ectasia subclínica con un AUROC de 0,794(116).

Los valores para la asimetría vertical media a 2mm de ápex (en puntos) son de $0,35 \pm 0,77$ D. Cuando el valor superior es más curvo que el inferior, solo un 2,5 % de la población tiene una diferencia mayor de 1,91 D. Cuando el valor inferior es más curvo que el inferior, solo un 2,5 % de la población tiene una diferencia mayor de 1,22 D.

En 2013, Gilani publicó un valor medio del ratio I-S de $0,3 \pm 0,64$ (-1,72 a 2,60) en 314 pacientes caucásicos entre 18 y 68 años, aunque no especifica cómo lo halló. El percentil 2,5 % fue de 1,04 D y el 97,5 % de 1,44 D, algo menores que los descritos en nuestra población.

En nuestro estudio también se evaluó un ratio I-S cada vez más periférico, disminuyendo las diferencias en puntos alejados entre sí 6 mm e invirtiéndose en los puntos separados 8mm (donde la córnea inferior se hace 0,12 D más curva que la superior).

Al comparar entre grupos, el ratio I-S no presentaba diferencias por sexo, pero sí por refracción y AXL; los hipermétropes y los cortos presentaron una *mayor curvatura superior* que los miopes, tanto en hemianillos como en puntos.

En un modelo de regresión multivariante con el sexo, edad, WW y AXL, solamente fueron predictores del ratio I-S la edad y el WW, de manera que cuanto mayor WW, mayor curvatura inferior respecto a la superior y cuanto más edad, más curvatura superior respecto a la inferior. Este modelo, sin embargo, era muy débil (3,6% R²).

1.1.3. EVOLUCIÓN DE LA CARA ANTERIOR DEL CENTRO A LA PERIFERIA

La córnea no posee la misma curvatura en el centro que en la periferia. Este cambio de curvatura puede ser descrito por un parámetro, la asfericidad (Q), que describe la tasa de cambio desde el punto central a la zona de la periferia a la que se refiera(117); en nuestro trabajo se ha referido a un diámetro de 6 mm. La Q es positiva cuando la curvatura central es menor que la periférica, 0 cuando la curvatura es igual entre el centro y la periferia (esfera) y negativa cuando la curvatura central es mayor que la periférica.

En la mayoría de los pacientes la córnea va aplanándose progresivamente hacia la periferia (forma prolata) (96, 117), aunque en un pequeño porcentaje, entre el 0,3 y el 16 %, puede aumentar su curvatura hacia la periferia (forma oblata) (74, 97). En este estudio, el 4,5 % fueron corneas oblatas y el 94,6 % prolatas.

Mediante la Q y el radio apical (r_0) en ápex, la cara corneal anterior puede ser descrita matemáticamente de forma simplificada como una sección cónica rotacionalmente simétrica localizada en el origen de un sistema de coordenadas (x = coordenada radial, y = altura) (95, 113):

$$y = \sqrt{2r_0x - (1 + Q)x^2}$$

Con esta información, múltiples estudios han descrito los valores normales de una población adulta con un r_0 de 7.68 a 7.85 y una Q de -0.33 a -0.18(113). En nuestro trabajo, el r_0 fue de 7.68 ± 0.25 mm (43,95 \pm 1,49 D) y la Q (6mm) de $-0,21 \pm 0,13$.

1.1.3.1. VALORES NORMATIVOS DE ASFERICIDAD ANTERIOR

Los valores de los diferentes estudios dependerán del aparato con el que se realizó la medición y el diámetro al que se refieren(24), teniendo en cuenta que las medidas son más fiables y repetibles cuanto mayor sea el diámetro de medición (26,38)..

Con PentacamHR, Gilani, Fuller y Hashemi describen una **Q (6mm)** de $-0,19 \pm 0,12$ ($-0,61$ a $0,1$) en 341 pacientes(90), de $-0,20 \pm 0,12$ (118) y de $-0,23 \pm 0,12$ en 238 pacientes(99), ambas similares a nuestro estudio. Dos años más tarde y también con PentacamHR, Hashemi vuelve a presentar resultados de la Q en 3749 personas pero a **8mm**, obteniendo un valor de $-0,16 \pm 0,16$ en la primera fase (que hay que tomar con cautela, como se explicará más adelante) y $-0,32 \pm 0,32$ a los 5 años(89). Similar a este resultado, Næser encuentra una Q de $-0,30 \pm 0,13$ en 951 pacientes también con Pentacam HR(78), aunque no se especifica el diámetro de estudio. También a 8mm, Montalban describe, con Sirius, una Q de $-0,24$ en 117 ojos(119).

Con topógrafos, Douthwaite(120) y Read(113) describen un valor de **Q (6mm)** de $-0,20$ y $-0,19 \pm 0,1$, muy similares a nuestro estudio, mientras que Zhang obtiene un valor de $-0,30 \pm 0,12$ en 1052 chinos(121) con el Allegro, algo más prolato que el de nuestro trabajo a 6mm y más parecido a lo reportado por Hashemi y Næser a 8mm. La raza puede ser un factor a tener en cuenta(118), aunque en la bibliografía ningún estudio evalúa concretamente asiáticos y caucásicos.

También con el EyeSys, diferentes estudios han obtenido una **Q (4,5mm)** de $-0,22 \pm 0,14$ ($-0,65$ a $0,43$)(122) y $-0,23 \pm 0,08$ ($-0,42$ a $-0,03$)(95) y con el TMS-1, a 4mm, de $-0,35 \pm 0,10$ en una población de niños(97). Con el tomógrafo Sirius, la Q (4,5mm) fue de $-0,1$ según Montalban(119).

Read describió en 92 ojos una negativización de la Q cuanto mayor diámetro se evaluase (Q más prolata) debido a un mayor aplanamiento periférico(113). En nuestro estudio, hemos evaluado también la cantidad de aplanamiento periférico por anillos de diámetros crecientes, obteniendo un aplanamiento medio de $0,12$ D del anillo r1mm al r2mm, $0,32$ D del r2mm al r3mm y $0,93$ D del r3mm al r4mm, lo que supone un aplanamiento cada vez mayor del $0,24$, $0,74$ y $2,14$ % respecto al anillo anterior, en concordancia con lo hallado por Read y más tarde por Montalban con el Sirius(119). Por otra parte, en el estudio longitudinal Shahroud Eye Cohort sobre 3749 iraníes, Hashemi encontró un aumento de curvatura de $0,11$ D de r1,5 a r2,5mm y un aplanamiento de periférico ($0,12$ D y $0,77$ D de los anillos r2,5 a r3,5mm y de r3,5 a r4,5mm) en la primera fase del estudio, mientras que en la segunda fase, 5 años después, encuentra un aplanamiento desde el centro hasta la periferia ($0,17$ D, $0,22$ D y $0,94$ D)(89), más similares a

nuestro estudio. Es poco congruente que Hashemi encuentre una Q (8mm) menos negativa que el resto de estudios en la primera fase su trabajo (cuando a mayor diámetro, mayor negatividad de Q) y más habiendo encontrado un aumento de curvatura en la córnea central (ya que, a mayor diferencia entre curvatura central y aplanamiento periférico, mayor negatividad de Q), cosa que no han encontrado el resto de estudios, incluido nuestro trabajo. La Q en la segunda fase del estudio, en cambio, sí es congruente con los resultados de los demás estudios. Las causas de haber obtenido esos valores en la primera fase son difíciles de precisar, ya que puede haber sido desde una actualización de software (ya que han pasado 5 años desde una fase a otra) o un error sistemático en alguna fase de la recogida de datos (ya que la asfericidad viene calculada en distintos meridianos en la exportación de datos del Pentacam).

Además de la evaluación por anillos, en nuestro trabajo también se ha calculado el aplanamiento por zonas de diámetros crecientes (incluyendo los valores internos), obteniendo un aplanamiento medio de 0,16 D de la zona r1,5 a r3mm, y de 0,32 D de r3 a r4mm, lo que supone un aplanamiento cada vez mayor, en concordancia con lo hallado por Read. Montalban también describe un aplanamiento en zonas de 0,05 D (0,13 %) de r1,5mm a r2,5mm y de 0,17 D (0,38 %) de r2,5 a r3,5mm evaluado con Sirius(119). Sus valores son algo menores que los de este estudio, aunque las zonas no son exactamente iguales. Ambos resultados son sensiblemente menores a la evaluación de anillos, ya que las zonas, al incluir los valores internos, mitigan el grado de aplanamiento respecto a los anillos(113).

1.1.3.2. RELACIÓN ENTRE LA ASFERICIDAD ANTERIOR Y EL SEXO

En nuestro trabajo **no hemos encontrado diferencias** de Q (6mm) **entre sexos** (ni en la comparativa entre grupos ni en un modelo multivariante, como tampoco para la córnea periférica), igual que en otros estudios de la literatura tanto en adultos(96) y con Q (7,5mm)(74) como en niños(94) con Q (9mm).

Scholz sí encontró una Q (4,5mm) 0,02 más negativa (prolata) en hombres que en mujeres(95).

1.1.3.3. RELACIÓN ENTRE LA ASFERICIDAD ANTERIOR Y LA REFRACCIÓN Y LONGITUD AXIAL

Si comparamos la Q (6mm) de miopes e hipermétropes, en nuestro estudio se observó que los **miopes** tienen una córnea 0,03 **más prolata** (Q más negativa) que los hipermétropes ($p = 0,005$), muy similar a los resultados de Scholz a 4,5mm (diferencia de 0,04)(95). Esta misma

tendencia también la encontraron Hashemi en 2013 con Pentacam y Q (6mm)(99), y Llorente en 2004 y Q (6,5mm)(98), pero ambos sin llegar a la significación estadística, seguramente por unos grupos muy asimétricos el primero y el segundo, por un tamaño muestral muy pequeño (n = 46). Otros estudios con topógrafo y Q (7,5mm)(74) y Q (4,5mm)(122) y con PentacamHR(118) **tampoco encontraron asociación** con la refracción.

El estudio de Davis en 175 niños(97) encontró que los miopes presentaban una Q (4mm) más oblata (más positiva) que los hipermétropes, hallazgo que no consideramos válido dado que su grupo miope es de n = 8. Donde sí se pueden evaluar los resultados es entre los emétropes (n = 92) e hipermétropes (n = 75), donde no encontró diferencias significativas.

Otro estudio que debe de evaluarse aparte es el de Zhang en 1052 ojos chinos y solo miopes(121), que encontró una **Q más oblata** cuanto **mayor es el grado de miopía**, pero no tiene un grupo control de hipermétropes, por lo que no está claro que esa correlación sea extensible a este grupo de población. Además, este resultado no concuerda con el signo del coeficiente de correlación que dan de $r = 0.166$, $p = 0.013$ salvo que hayan omitido el signo de la miopía.

Cuando evaluamos en este trabajo la evolución de la curvatura a periferia por anillos, los hipermétropes presentaron un menor aplanamiento que los miopes hasta el anillo r3mm (lo que concuerda con una Q(6mm) más negativa o prolata en miopes) pero entre el anillo de r3 y r4 mm el aplanamiento fue mayor que los miopes, por lo que aumentar el diámetro de la Q podrían disminuir o incluso desaparecer las diferencias, lo que explicaría los hallazgos de Dubbelman.

Dado que la esfera está condicionada por la AXL y la Km, en nuestro estudio también se realizó un modelo de regresión multivariante para ver el efecto de la AXL (más independiente que la esfera) junto con otras variables (edad, sexo y WW) sobre la Q (6mm), no encontrando una correlación significativa entre ambas ($\beta = 0,02$, $p = 0,486$, $R^2 = 0,07$), igual que Yebra-Pimentel a 4,5mm ($r = 0,258$, $R^2 = 0.066$)(122).

1.1.3.4. RELACIÓN ENTRE LA ASFERICIDAD ANTERIOR Y LA EDAD

En la evaluación de la evolución de la Q con la edad, en nuestro estudio transversal la **Q (6mm) se positivizó** 0,003 / año según un modelo de regresión multivariante, haciéndose la córnea menos prolata con la edad, si bien el modelo solo explica un 7,7 % de la variabilidad total de la Q (6mm). En la misma línea están los estudios, también transversales, de Dubbelman(74)

y Atchison(96), con una tasa de positivización similar a la nuestra. Davis, en su estudio longitudinal en 175 niños, también encontró una Q (4mm) 0,102 más positiva a 5 años, aunque en edades infantiles.

Otros dos estudios, también transversales, no encuentran con la edad variación de la Q (6mm) medida con Allegro(121) ni con EyeSys a 4,5 mm(95).

En el sentido contrario al resto de estudios, se encuentra el longitudinal de Hashemi(89), que encontró una **Q (8mm) 0.15 ±0.14 más negativa a 5 años** en 3749 iraníes, siendo mayor la negativización en los de mayor edad frente a los más jóvenes. Sin embargo, ya comentamos las reservas sobre el valor Q (8mm) inicial que presenta de cara anterior (además de que es casi el doble que la de cara posterior, lo que es extremadamente poco frecuente), por lo que tenemos que tomar este hallazgo con cautela.

Si evaluamos los cambios con la edad de la progresión de la curvatura hacia la periferia por anillos, con el modelo de regresión multivariante de nuestro trabajo se detectó que, a mayor edad, la córnea tiende a aplanarse menos del anillo r1 al r3mm, lo que resulta en una Q (6mm) más positiva como lo hallado en nuestros resultados, mientras que del anillo r3 al r4mm tiende a aplanarse más, lo que resulta en una Q (8mm) más negativa como encontró Hashemi (aunque no explicaría la magnitud de la diferencia encontrada). Esto ilustra la necesidad de especificar el diámetro al que se refiere la medición de la Q, ya que pueden obtenerse resultados aparentemente contrarios cuando el comportamiento en realidad es el mismo.

1.1.3.5. RELACIÓN ENTRE LA ASFERICIDAD ANTERIOR Y LA KERATOMETRÍA MEDIA

Nuestro trabajo refleja una **Q más negativa cuanto mayor curvatura** corneal anterior, de manera que por cada D de aumento, la Q se negativiza -0,023.

Encontramos pocos estudios que hagan referencia a esto, la mayoría sin encontrar asociación (74,97,120).

Otros, en cambio, encontraron una Q más positiva cuanto mayor curvatura ($r = 0,219$, $r^2 = 0,046$, curvatura en D)(122) y ($r = -0,09$, $p = 0,004$, curvatura en mm)(121).

1.2. DESCRIPCIÓN DE LA CARA POSTERIOR

La cara posterior corneal se ha comenzado a estudiar de manera más extendida desde la aparición de los tomógrafos ópticos, por lo que la literatura al respecto ha comenzado a ser más numerosa de manera relativamente reciente.

1.2.1. VALORES CENTRALES DE CARA POSTERIOR

1.2.1.1. CURVATURA POSTERIOR EN 3mm Y 4mm CENTRALES

Los índices keratométricos estándar utilizados por los Keratómetros y Topógrafos estándar para asumir el valor de la cara posterior, se basan en los valores clásicos de los ojos esquemáticos que datan, algunos de ellos, de hace más de 100 años(78). Los ojos esquemáticos otorgan a la cara posterior un radio en mm de 6,8 (Gullstrand), 6,5 (Le Grand y El Hage, 1980) o 6,4 (Liou and Brennan, 1997)(74).

El radio posterior de la córnea se ha estudiado antiguamente a través de la forma y tamaño de las imágenes de Purkinje(74) hasta la llegada de los tomógrafos, que miden la cara posterior corneal en un área mucho mayor, permitiendo evaluar su potencia y elevación(52).

Dados los índices de refracción de la córnea ($n=1,376$) y el HA ($n=1,336$), mediante la fórmula de óptica paraaxial de transformación de curvatura (mm) en potencia (D); se obtiene que la potencia en D de la cara posterior corneal es negativa (divergente).

$$D = \frac{(1,336 - 1,376) \times (1000)}{r \text{ mm}} = \frac{-40}{r \text{ mm}}$$

- **VALORES NORMATIVOS DE LA CÓRNEA POSTERIOR**

Con las primeras cámaras Scheimpflug acopladas a una lámpara de hendidura, Dubbelman describe en 114 pacientes una curvatura posterior de **-6,12 ± 0,24 D**(74).

En nuestro trabajo, realizado con el Pentacam, la potencia media de la cara posterior de los 796 españoles estudiados ha sido de **-6,35 ± 0,25 D**, con un rango de -7,07 a -5,33 D. La K1 (plana) fue de **-6,19 ± 0,25 D** (-6,9 a -5,26 D) y la K2 (curva) de **-6,53 ± 0,28 D** (-7,46 a -5,4 D) de media en la población estudiada. También con Pentacam, Yuksel describe una curvatura posterior de **-6,22 ± 0,12 D** en 36 niños(101) y Atchison de **-6,12 ± 0,21 D** en 106 adultos(96).

Con el modelo HR, el estudio poblacional de Næser encontró una potencia media de **-6,24 ±0,24 D** (-7 a -5,4 D) en 951 pacientes(78) y Mahroo de **-6,35 ± 0,26 D** en 138 gemelos(103). Por otra parte, Montalbán, con Sirius, la encontró de **-6,14 ±0,24 D** en 117 ojos(119).

La Keratometría máxima corresponde al punto de máxima curvatura de toda la superficie posterior, que en nuestro estudio fue de **-6,7 ±0,29 D** (-7,8 a -5,63 D).

- **RELACIÓN ENTRE LA CURVATURA POSTERIOR Y EL SEXO**

Al comparar las diferencias entre sexos en nuestro trabajo (recordamos lo discutido en el apartado de cara anterior en cuanto a las diferencias de base entre los grupos), se encontró una córnea **0,12 D más curva en mujeres** que en hombres (-6,28 ±0,24 D vs -6,40 ±0,24 D), similar a otros trabajos previos con Scheimpflug slit-lamp (0,14 D)(74). A pesar de obtener los mismos resultados con Pentacam, estos no llegan a la significación estadística en el estudio de Atchison en 106 emétopes(96).

En nuestro trabajo también encontramos que esas diferencias se mantienen hacia la córnea periférica (0,13 D en el anillo de 3 mm de radio y 0,11 D en el anillo de 4mm de radio), hecho que no hemos encontrado descrito en la bibliografía hasta el momento, así como en la KMax de la superficie posterior (0,14 D más curva en mujeres que en hombres).

En el modelo de regresión multivariante realizado, separamos el efecto del sexo del producido por el resto de variables independientes (Edad, WW y AXL) que podrían afectar a los resultados. Con este modelo, seguimos encontrando que ser mujer incurva en 0,083 D la curvatura central de la cara posterior respecto a los hombres; efecto que se mantiene en el anillo de 3 y 4 mm de radio y en la KMax, independientemente de la Edad, el WW y al AXL.

- **RELACIÓN DE CURVATURA POSTERIOR CON LA REFRACCIÓN Y LONGITUD AXIAL**

En nuestro trabajo, **no hemos encontrado diferencias** estadísticamente significativas en la curvatura **central** posterior y máxima entre ambos grupos, pero sí en la periférica, donde los miopes presentaron una mayor curvatura posterior.

Dubbelman, encambio, encontró mediante regresión que cuanto más miopía, mayor curvatura posterior, igual que con la cara anterior aunque el efecto era menos pronunciado(74).

Dado que la esfera está condicionada por la AXL y la Km, en nuestro trabajo también se estudió las diferencias entre ojos cortos y largos, encontrando una **curvatura central, media y**

periférica más curva en ojos cortos que en largos (0,26, 0,17 y 0,11 D respectivamente), igual que con la KMax.

Además, se estudió el efecto de la AXL (más independiente que la esfera) en un modelo de regresión multivariante junto a edad, sexo y WW sobre la curvatura posterior corneal, encontrando que a medida **que aumenta la AXL la curvatura posterior central, la periférica y la KMax se aplanan** progresivamente. No hemos encontrado en la bibliografía más estudios que apoyen o refuten estos resultados.

- **RELACIÓN ENTRE LA CURVATURA POSTERIOR Y LA EDAD**

En este estudio, **no encontramos cambios de la curvatura central ni en KMax con la edad** en el modelo de regresión multivariante ($p=0,77$). En la bibliografía solo encontramos estudios transversales con el mismo resultado al evaluar la cara posterior con Scheimpflug slit-lamp(74), con Pentacam (96, 103) o con el Orbscan II en el amplio estudio 977 iraníes evaluados mediante la BFS posterior(104).

Sin embargo, sí se encontró un **leve aplanamiento con la edad** en la cornea **media y periférica** (anillos r3 y r4mm) en el modelo multivariante, lo que sumado a la no variación de la curvatura central produce una negativización de la Q (6mm) con la edad, como veremos más adelante.

- **RELACIÓN ENTRE LA CURVATURA POSTERIOR Y EL BLANCO-BLANCO (WW)**

En el modelo multivariante de este estudio, el WW tuvo el mayor peso predictor de la variabilidad de la curvatura posterior central, media y KMax, de manera que por **cada milímetro que aumente el WW la curvatura se aplan**a en 0,12 D, 0,12 D y 0,095 D, respectivamente. En la curvatura periférica, la edad y el sexo tienen más influencia sobre su cambio, aunque el WW la sigue aplanando de manera estadísticamente significativa.

No hemos encontrado bibliografía que haya estudiado esta relación.

- **RELACIÓN ENTRE LA CURVATURA POSTERIOR Y LA PAQUIMETRÍA**

Mediante un modelo multivariante ($R^2 = 0,215$), observamos que la paquimetría en thinnest aumentaba en caras posteriores más curvas (más negativas), aunque el efecto fue débil.

También con Pentacam, Zhou encontró para la cara posterior, corneas más gruesas cuanto más curvas (lo contrario que con la cara anterior) en 1203 chinos ($r = 0,117$, utilizando la potencia posterior en D y en positivo)(110).

1.2.2. SIMETRÍA VERTICAL

Dado que los topógrafos no evaluaban la cara posterior, en esta cara no se ha utilizado clásicamente el ratio I-S y por lo tanto no se encontró bibliografía al respecto. En nuestro estudio se encontraron unos valores medios 0,04 D y 0,06 D más curvos el superior que el inferior (hemianillo o punto a 2mm de ápex, respectivamente), como en la cara anterior. Sin embargo, más allá del r2mm la curvatura posterior inferior se vuelve más curva que la superior. Además, solo un 2,5 % tiene una diferencia mayor de 0,44 D entre puntos alejados 4mm entre sí.

La dificultad en la valoración del patrón de asimetría en la cara posterior de manera cualitativa (del mismo modo a como lo haríamos en la anterior) radica en la escasa potencia que tiene la cara posterior, dando un mapa de colores muy homogéneo. Solamente variando la escala de representación de D a mm puede evaluarse con el mismo código de colores que la anterior, haciendo mucho más visibles las asimetrías. El disponer de valores numéricos normativos de asimetría vertical (o ratio I-S) permite el no necesitar cambiar la escala de colores, teniendo datos cuantitativos en los que poder basarse. De todas maneras, como se ha comentado, al no haber bibliografía al respecto, se necesita un estudio de casos y controles con formas frustres de queratocono o ectasias postLASIK para definir parámetros de anormalidad, ya que la normalidad estaría definida en este trabajo.

En cuanto a las diferencias por sexo, refracción, AXL y edad, hemos encontrado que los hombres y los hipermétropes presentan una mayor curvatura inferior respecto a superior que las mujeres y los miopes, pero no encontramos diferencias con la AXL.

El modelo de regresión multivariante confirma el efecto del sexo y la AXL, y muestra que la edad (el mayor predictor de la asimetría vertical) y el WW aumentan la curvatura inferior respecto a superior 0,003 D por año y 0,024 D por mm.

1.2.3. EVOLUCIÓN DE LA CARA POSTERIOR DEL CENTRO A LA PERIFERIA

Igual que para la cara anterior, mediante la curvatura apical (c_0) en ápex (x_0, y_0) y la Q, la cara posterior corneal puede ser descrita matemáticamente de forma simplificada como una sección cónica rotacionalmente simétrica localizada en el origen de un sistema de coordenadas ($x =$ coordenada radial, $y =$ altura)(74):

$$y = \frac{c(x - x_0)^2}{1 + \sqrt{1 - (Q + 1)c^2(x - x_0)^2}} + y_0$$

Como la asfericidad no puede medirse solo con las imágenes de Purkinje, en estudios previos se ha combinado la videokeratoscopia con medidas paquimétricas para intentar conocer el valor de la Q posterior(74). Sus valores han ido modificándose con el tiempo: Kooijman (1983) la consideró como la misma que la de cara anterior, Lotmar (1971) y Navarro (1985) le dieron un valor de 0 (cara posterior esférica) y Liou and Brennan (1997) ya describen una cara posterior asférica con una Q de -0.6(74).

En dos estudios poblacionales con PentacamHR, se encontró una Q (8mm) posterior de $-0,30 \pm 0,18$ en 3749 iraníes(89) y de $-0,39 \pm 0,15$ (-0,87 a 0,04) en 951 daneses(78), aunque sin especificar el diámetro de estudio en este último. También a 8mm describe Montalban con Sirius una Q (8mm) de -0,28 en 117 ojos(119) y una Q (4,5mm) de -0,09.

En nuestro estudio, la Q (6mm) posterior fue de $-0,24 \pm 0,22$ (-1,04 a 0,71), con un 88,8 % prolatas y un 9,8 % oblatas. Hay que recordar que las cifras de la Q posterior disminuyen su precisión y repetibilidad cuanto menor sea su diámetro de medición (26, 119), lo que puede explicar la mayor DS de nuestro estudio con respecto a otros. Comparando, además, los resultados entre los distintos estudios, se cumple lo observado por Read para la cara anterior de que a mayor diámetro, mayor negatividad de la Q(113).

Igual que en la cara anterior, hemos evaluado también el cambio de curvatura periférico por anillos de diámetros crecientes. En el caso de la cara posterior, encontramos un **aumento de la curvatura** hasta el anillo r2mm de 0,05 D, seguido de un **aplanamiento** cada vez mayor hacia periferia (0,11 D y 0,24 D de r2 a r3mm y de r3 a 4mm). Montalban no encuentra el aumento de curvatura inicial y describe un aplanamiento en zonas de 0,01 D de r1,5mm a r2,5mm y de 0,03 D de r2,5 a r3,5mm evaluado con Sirius(119). El estar evaluando zonas y de diámetros ligeramente distintos a los nuestros, seguramente haga que no detecte el débil incurvamiento inicial que sí detectan los anillos en nuestro trabajo.

En cuanto a las diferencias por sexo, refracción y AXL, hemos encontrado que los hombres, los hipermétropes y los ojos cortos presentan una Q (6mm) más negativa (más prolata) que las mujeres, los miopes y los ojos largos. En el modelo de regresión multivariante para la Q (6mm), se confirma el efecto directo del sexo y AXL (Q más negativa en hombres y ojos cortos) y añade el efecto directo del WW (Q más negativa en WW pequeños). Dubbelman, sin embargo,

no encontró asociación de Q (7,5mm) ni con el sexo ni con la refracción(74). Esto se puede explicar, en parte, observando nuestro modelo de regresión para el aplanamiento de r3 a r4mm por anillos, donde el aplanamiento ya no depende del sexo (pierde la significación, como describe Dubbelman) y mantiene los efectos del WW y la AXL.

En cuanto a la edad, en este trabajo transversal detectamos un efecto indirecto de ésta (**Q más negativa cuanto más edad**) en la Q (6mm) que se mantiene hacia el anillo r4mm mediante el modelo de regresión multivariante, en la misma línea que otros estudios transversales como el de Atchison(96) y el de Dubbelman, que detecta una mayor negativización en meridianos verticales(74). También el estudio longitudinal de Hashemi, encontró una Q (8mm), $0,09 \pm 0,14$ más negativa, con mayores cambios en el grupo de 40 a 44 años y en el grupo de mujeres(89).

Otros estudios también han estudiado el cambio en Q con la curvatura, no encontrando asociación(74).

1.3. RELACIÓN CARA ANTERIOR Y POSTERIOR

1.3.1. RATIO A/P

1.3.1.1. VALORES NORMATIVOS DEL RATIO A/P

Clásicamente, se ha asumido un ratio constante entre el radio de curvatura de la superficie anterior y posterior de 0,883 basándonos en el ojo de Gullstrand, que otorga valores de 7,7 mm al radio anterior y 6,8 mm al radio posterior. Posteriormente, ese ratio ha ido modificándose, obteniendo valores, por lo general, más bajos, como el de Le Grand y El Hage de 0,833.

La gran importancia de este ratio radica en que se utiliza para calcular el índice refractivo efectivo de la córnea, también conocido como índice keratómétrico, para el cálculo de la potencia de la lente intraocular a implantar tras cirugía de cataratas. La mayoría de los aparatos utilizan un índice keratómétrico de 1,3375 a pesar de haber sido propuesto hace más de 100 años(78) y de que estudios posteriores, basándose en mediciones reales de cara posterior, hayan reflejado un valor incluso menor al propuesto en 1986 por Olsen de 1,3315 (74, 123). Así, los ratios A/P resultantes de la medición de ambas caras corneales mediante diferentes técnicas, dan unos valores menores, tanto con con slit-lamp Scheimpflug ($0,84 \pm 0,01$)(74) como con la

mayoría de tomógrafos automáticos como el Orbscan (0,82)(124), Pentacam (0,834(96), 0,826(78), 0,818(125,126)), Sirius (0,837)(119) y Galilei (0,82)(127).

Igual que con las keratometrías, los ratios A/P dependen de las mediciones que se hayan utilizado para calcularlos, ya que se pueden calcular en los meridianos vertical y horizontal(74), según los radios anterior y posterior de las BFS(125,124) o de los 3mm centrales (78,96).

En nuestro estudio con Pentacam, obtuvimos un ratio A/P de $0,819 \pm 0,017$ para los 4mm centrales, en la línea de los estudios con tomógrafos automáticos.

Comparado con el utilizado en la mayoría de aparatos que manejamos para el cálculo de lente intraocular, un ratio A/P menor implica obtener un índice keratómico también menor, lo que resulta en una potencia corneal final calculada asimismo menor(123),(125).

Esta diferencia en el ratio A/P tiene su mayor implicación clínica en la cirugía refractiva corneal, donde la modificación de la curvatura anterior (denominador) sin afectación significativa de la posterior (numerador) se traduce en una variación del ratio; en el caso de la ablación miópica, al producirse una aplanación del radio anterior, el ratio tiende a disminuir (aumenta el denominador), mientras que en la ablación hiperométrica, el aumento de curvatura del radio anterior tiende a aumentar el ratio (disminuye el denominador), tal y como describe Wang(127).

1.3.1.2. MODELO MULTIVARIANTE POR PASOS PARA EL RATIO A/P

Igual que con el resto de parámetros, hemos evaluado mediante un modelado de regresión por pasos la influencia de varios parámetros sobre el ratio A/P de los 4mm centrales.

En el primer paso, con los parámetros biométricos estándar (SimK, Astigmatismo frontal, ACD, AXL y WW) y la edad y el sexo, solamente se predice un 6,3 % de la variabilidad, siendo todos estadísticamente significativos menos el sexo, la ACD y el astigmatismo, de manera que el ratio es mayor cuanto mayor son los parámetros predictores.

En el siguiente paso se añade la Q frontal y la paquimetría en thinnest, ambos estadísticamente significativos y con un efecto indirecto, manteniéndose el resto con un efecto directo (a mayor edad, WW, AXL y Km frontal, y a menor Q frontal y grosor en thinnest, mayor ratio A/P). El modelo pasa de predecir un 6,3 % a un 14,9 %.

En el último paso se añade el el RPI Avg (tasa de progresión media), aumentando la predicción al 75,1 %, lo que indica la influencia de la progresión de paquimetría como predictora

del ratio A/P. Cabe destacar que con estos predictores, los parámetros biométricos AXL y WW pierden la significación, manteniéndolo la edad y ahora el sexo, aunque débil.

También hay autores que proponen que el ratio A/P se puede ver influenciado por una distribución paquimétrica espacial no uniforme a lo largo de la córnea, sino con diferencias entre meridianos(67).

Montalbán obtuvo con el Sirius correlaciones débiles pero similares del ratio A/P a 3 y 5mm para la AXL ($r = -0.25$ y -0.21), el WW ($r = -0.25$ y -0.22) y también el Thinnest ($r = 0,32$ y $0,31$)(119) solo que el ratio A/P lo calculó como R_{ant}/R_{post} y por eso las correlaciones son negativas.

1.3.1.3. EVOLUCIÓN DEL RATIO A/P SEGÚN EL DIÁMETRO DE CÁLCULO

El ratio A/P, en nuestro estudio, ha sido levemente mayor cuanto mayor ha sido el diámetro de cálculo (0,819, 0,821 y 0,827 para las zonas de 4, 6 y 8mm de diámetro), aunque no hemos comparado si las diferencias son estadísticamente significativas. Ho encontró la tendencia contraria a través de la evaluación de los índices keratómétricos derivados de su estudio a diámetros crecientes de cálculo(125), aunque tampoco comparó las diferencias. Montalban no encuentra diferencias en el ratio A/P en las zonas de 3, 5 y 7mm de diámetro y describe una correlación entre el radio anterior y posterior de entre 0,85 a 0,86 para todos los diámetros(119).

Si comparamos el grado de aplanamiento periférico corneal de ambas caras, en nuestro estudio, la Q (6mm) anterior fue menos negativa que la posterior, es decir, se aplanó más la cara posterior que la anterior, aunque tampoco hemos comparado si las diferencias son estadísticamente significativas. Otros estudios no encuentran correlacion entre la Q anterior y la posterior (74, 119), lo que podría indicar un comportamiento periférico diferente entre ambas caras.

En nuestro estudio también observamos que el porcentaje de córneas oblatas aumenta de la cara anterior a la posterior (4,5 frente a 9,8 %), lo que sumado a que la DS de la cara posterior fue casi el doble que la de la cara anterior, indica la mayor variabilidad de la cara posterior respecto a la anterior, ya descrita en estudios previos (24,26).

1.3.2. MAPAS TNP y TCRP

Los mapas TNP y TCRP suponen una manera automática de tener en cuenta la cara posterior en el cálculo de la potencia corneal total. El primero utiliza ambas caras corneales(68) mientras que el segundo añade al primero el efecto de la paquimetría cornea y la aberración esférica periférica(78).

Dado el propósito refractivo de estos mapas, los datos pueden ser centrados en el ápex corneal (similar al vertex) o en pupila. Sin embargo, la repetibilidad de los datos mejora considerablemente al centrarlo en ápex(60) lo que es recomendable en estudios poblacionales o comparativos.

1.3.2.1. VALORES NORMATIVOS DE LOS MAPAS TNP Y TCRP

En nuestro estudio con Pentacam en 796 ojos derechos, la Km TNP en la zona de diámetro 3mm fue de $42,59 \pm 1,41$ D (36,4 a 47,55 D) y la Km TCRP en la misma zona, de $43,18 \pm 1,45$ D (36,55 a 47,85 D). Con el modelo HR y en la misma zona, Savini obtuvo en 41 pacientes una Km TNP de $42,58 \pm 1,57$ D y una Km TCRP de $43,22 \pm 1,58$ D(68) y Næser en 951 ojos derechos, una Km TCRP de $42,78 \pm 1,51$ D(78), algo menor a la nuestra. Con el Galilei, y en una zona de 4mm, Wang describe una Km TCP de $42,25 \pm 1,33$ D (39,26 a 44,96 D) en 94 ojos de 58 pacientes, menor a las reportadas en nuestro trabajo y el de Savini. Aramberri, en su estudio comparativo entre Pentacam HR y Galilei G2(24), comenta que las diferencias entre los datos se deben a que el Galilei utiliza como plano óptico de referencia la superficie corneal anterior(127) mientras que el Pentacam lo referencia a la superficie posterior de la córnea(24).

La diferencia entre la Km SimK y las TNP y TCRP medias en nuestro trabajo fue de 1,25 y de 0,66 D, siendo la SimK más curva que ambas, similar a lo obtenido en otros estudios (1,3 D(68) y 1,6 D(127) para la TNP y 0,63 D(68), 0,64 D(78) para la TCRP).

Ya hemos comentado al inicio de la discusión que el SimK disminuye su curvatura hacia la periferia por el aplanamiento periférico(113, 119), sin embargo, el TCRP aumenta su curvatura hacia periferia por el efecto de la aberración esférica de los rayos periféricos que tiene en cuenta en su cálculo(78).

En este trabajo también se ha estudiado la influencia de la edad, el sexo, la AXL y el WW sobre el TNP y el TCRP. Dado que en las SimK de ambas caras corneales el aumento de curvatura se asocia a ser mujer, menor AXL y menor WW, en las Km TNP y TCRP se encuentran los mismos

hallazgos. La edad, sin embargo, que solo produce un leve aumento de curvatura en la cara anterior (0,007 D / año) pero no en la posterior, no tiene efecto sobre las Km TNP y TCRP en el modelo de regresión multivariante.

Estas comparaciones no han sido estudiadas en la bibliografía que hemos evaluado.

1.4. ASTIGMATISMO

1.4.1. ASTIGMATISMO ANTERIOR

1.4.1.1. VALORES NORMATIVOS DEL ASTIGMATISMO ANTERIOR

Como ya comentamos en la curvatura de cara anterior, los Keratómetros automáticos son los más utilizados en los estudios poblacionales. En el mayor estudio poblacional sobre 23.239 ojos de 15.448 caucásicos, Hoffman describe un astigmatismo medio de **0,98±0,78 D** con el IOLMaster(80).

Con Pentacam, en nuestro trabajo sobre 796 ojos derecho, hemos obtenido un astigmatismo anterior medio keratométrico de **1,01 ±0,78 D**, con un rango de 0 a 5,81 D, similar a los estudios poblacionales de la bibliografía. Con el mismo aparato, Hwang encontró el mayor astigmatismo medio de la bibliografía presentada, de **1,35 ± 0,72 D** (0 a 4,40) en 958 coreanos(87), aunque casi todos miopes, y Atchison lo encuentra de **0,80 ±0,41 D** en 106 emétopes(96). Con el modelo HR, Tonn encuentra un astigmatismo de **1,15 ±0,90 D** (0 a 7,27 D) en 3818 ojos(128), Hashemi de **0,90 ±1,0 D** sobre 3749 iraníes(89) y Gilani de **0,97 ±0,77 D** (0-4,8D) en 341 estadounidenses(90). Con otro sistema Scheimpflug como el Galilei, Koch describe un astigmatismo de **1,08 ±0,71 D** (0,02 a 4,40 D) en 715 ojos(66) y el reciente artículo de Ueno, con la OCT-SA Cassia SS-1000, lo cifra en **1,05 ±0,68 D** (67).

El astigmatismo anterior medio frontal (usando el índice de refracción 1,376) de nuestro trabajo es de **1,12 ±0,87 D** (0,11 D más potente que el astigmatismo SimK ya que refleja la potencia corneal únicamente de la cara anterior). Esta potencia frontal es similar a la reportada por Tonn y Koch de **1,28 ±1,01 D**(128) y **1,20 ±0,79 D**(66) (0,13 y 0,12 D más potentes que las SimK de sus estudios).

En nuestro estudio, hemos obtenido una distribución del eje más curvo vertical (a favor de la regla = WTR), oblicua y horizontal (en contra de la regla = ATR) del 73,8, 14,1 y el 12,1 % de

la población, similar a lo obtenido por Tonn (WTR 71,2 %)(128) y Ueno (WTR 63,6 % y ATR 25,8 %)(67) y mayor que la obtenida por Koch (WTR 50,9 %)(66) y Hoffmann (WTR 46,8 % y ATR 34,3 %), aunque el hecho de tener este último estudio una mediana de edad de 74 años explica los resultados, como veremos en la evolución con la edad.

1.4.1.2. EVOLUCIÓN DEL ASTIGMATISMO ANTERIOR DEL CENTRO A LA PERIFERIA

Al evaluar el astigmatismo en zonas de diámetro cada vez mayor, hemos observado en nuestro trabajo una disminución de la magnitud del astigmatismo hacia la periferia (1,09 a 0,97 D de la zona de d3 a d8mm), aunque no hemos comparado si las diferencias son estadísticamente significativas. Read también describe una leve reducción del astigmatismo en la córnea periférica (59% no varía, 30% disminuye y 10% aumenta)(113).

1.4.1.3. RELACIÓN ENTRE EL ASTIGMATISMO ANTERIOR Y EL EJE ANTERIOR Y LA EDAD

En nuestro estudio transversal con Pentacam, encontramos que la edad es el único predictor del modelo de regresión multivariante (que solo explica un 3,3 % de la variabilidad), de manera que el **astigmatismo frontal disminuye en 0,01 D / año**.

Tonn también describe, con el modelo HR, una disminución en sus grupos de edad muy similar a la nuestra (0,0184 D / año)(128), igual que Ho (0,18 D / 5 años)(129) aunque solo lo describe para el meridiano vertical que es donde más disminuye, de ahí que su tasa sea mayor. Ambos estudios tienen grupos de edad máximos de 70 a 79 años, que es hasta donde describe Koch(66) un comportamiento similar y un posterior repunte de la magnitud del astigmatismo (0,42 D) en el grupo de 80-89 años.

Por otro lado, Topuz no encuentra variación de la magnitud del astigmatismo con la edad(102), mientras que Hoffman describe una mínima correlación positiva de la edad con la potencia ($r = 0,03$, $p < 0,001$)(80) medido con IOLMaster. Cabe recordar que la mediana de edad del estudio de Hoffmann es de 73 años, por lo que este comportamiento puede venir a confirmar lo encontrado por Koch en edades más avanzadas.

En la segunda fase del estudio longitudinal Shahroud Eye Cohort Study de Irán, Hashemi et al. encontró en 3749 iraníes de 40 a 64 años de edad una **disminución del astigmatismo corneal central** en 5 años de $0,12 \pm 1,07$ D similar entre los grupos de edad y en hombres y mujeres.

En cuanto a la evolución de la distribución del eje con la edad, todos los estudios transversales de la bibliografía encuentran un aumento del porcentaje de ojos con astigmatismo ATR a expensas de una disminución del WTR (66, 80, 102, 128, 129). Aunque algunos describen que el WTR sigue siendo el más frecuente a los 70-79 (WTR 48,1 % vs ATR 31.8%)(128) mientras que otros encuentran que a esa edad el ATR comienza a superar al WTR(66) y sigue aumentando su diferencia. En nuestro estudio, tras categorizar por decenios, también se observa que una disminución del porcentaje de astigmatismos WTR (del 88,8 % en los menores de 30 años al 55,8 % entre los 70 y 80 años) a expensas del ATR (del 7,6 % al 25 %), aunque sigue siendo netamente menor su frecuencia.

En el único estudio longitudinal, Hashemi describe los mismos resultados(89) que los estudios transversales, lo que le da mayor validez a lo observado.

1.4.1.4. RELACIÓN ENTRE EL ASTIGMATISMO ANTERIOR Y EL SEXO

Al contrario que con la curvatura, en este trabajo no encontramos diferencias estadísticamente significativas en la distribución del astigmatismo entre hombres y mujeres ($p = 0,258$) y no hemos encontrado artículos que discutan este aspecto.

1.4.1.5. RELACIÓN ENTRE EL ASTIGMATISMO ANTERIOR Y LA REFRACCIÓN, LONGITUD AXIAL Y BLANCO-BLANCO (WW)

Comparando el astigmatismo anterior keratométrico en este trabajo, no encontramos diferencias estadísticamente significativas tanto entre miopes e hipermétropes como entre ojos cortos y largos. Tampoco encontramos ningún efecto de la AXL ni del WW sobre el astigmatismo anterior en el modelo de regresión multivariante.

Hoffman, en cambio, sí correlacionó un mayor astigmatismo con ojos más largos ($r = 0,024$, $p < 0,001$) y WW más pequeños ($r = -0,05$, $p < 0,001$), aunque la correlación es anecdótica en ambos casos y al categorizar en ojos largos, medios y cortos se pierde la significación(80). También encontró una correlación similar con la ACD ($r = -0.034$, $p < 0.001$)(80).

1.4.2. ASTIGMATISMO POSTERIOR:

1.4.2.1. VALORES NORMATIVOS DEL ASTIGMATISMO POSTERIOR

En los primeros estudios, se cuantificaba el astigmatismo posterior de manera experimental mediante las imágenes de Purkinje obtenidas con cámaras Polaroid, como en los

trabajos de Royston y Dunne(128). En este caso, los Keratómetros automáticos no son capaces de realizar la medición de la curvatura posterior y por lo tanto tampoco de su astigmatismo, lo que hace que no haya estudios poblacionales hasta la aparición de los tomógrafos, que es cuando se ha extendido la evaluación exhaustiva de la toricidad de la cara posterior, alentada también por el creciente auge de las lentes intraoculares tóricas. Así, Dubbelman describe con cámara Scheimpflug manual un astigmatismo posterior de $0,32 \pm 0,01$ D(74).

En nuestro estudio con Pentacam sobre 796 ojos derechos, ciframos el astigmatismo posterior en **$0,34 \pm 0,17$ D** (0 a 1,14), muy similar al de Atchison de **$0,33 \pm 0,12$ D**(96) y Ho de **$0,33$ D**(130), ambos también con Pentacam. Con el modelo HR, Tonn describe un resultado casi idéntico de **$0,33 \pm 0,18$ D** (0 a 1,35 D) sobre 3818 ojos(128), igual al de Koch de **$0,30 \pm 0,15$ D** (0,01 a 1,10 D) en 715 ojos con el Galilei G2(66). Más recientemente, y con la OCT Cassia SS-1000, Ueno describe una cifra casi idéntica de **$0,31 \pm 0,14$ D**(67).

Resulta interesante observar, con independencia del aparato utilizado y por lo tanto de la metodología de captación de imagen, la escasa variabilidad de las mediciones del astigmatismo de cara posterior entre estudios con diferentes poblaciones. Una de las causas puede radicar en la escasa magnitud de potencia dióptrica de cara posterior (que no de curvatura) debido al índice de refracción del acuoso que mitiga su efecto, teniendo en cuenta que el cilindro en mm de la cara posterior es casi el doble de la anterior (66, 74, 96).

En cuanto a la distribución del eje en la cara posterior, existe una matización respecto a la nomenclatura que conviene recordar (Fig.86). Un meridiano más curvo topográficamente en la orientación vertical, en la cara anterior (al ser convergente) es WTR (se corrige con un astigmatismo negativo a 180°) mientras que en la posterior (al ser ésta divergente), es ATR (se corrige con un astigmatismo positivo a 180°). Siendo las imágenes topográficas iguales, teniendo ambas el eje más curvo en la vertical, refractivamente se traduce astigmatismos opuestos entre la cara anterior y la posterior).

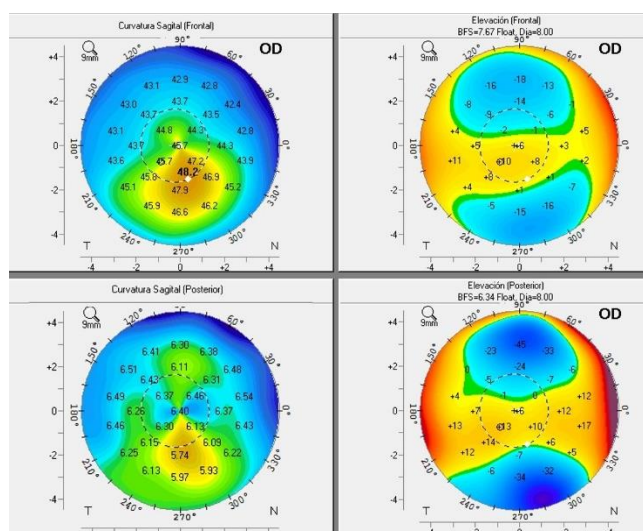


Figura 85.- El meridiano más curvo en ambas caras es vertical pero se traduce en un astigmatismo WTR en la cara anterior (convergente) y un astigmatismo ATR en la cara posterior (divergente).

En nuestro estudio, hemos obtenido una distribución del eje más curvo vertical en la cara posterior (en contra de la regla = ATR), oblicua y horizontal (a favor = WTR) del 93,1, 4,8 y el 1,1 % de la población, algo mayor a la reportada por Tonn con Pentacam (Vertical o ATR 88,8 %)(128) y Koch con Galilei (Vertical o ATR de 86,8 %)(66). La edad entre las poblaciones, igual que en la cara anterior, explica parte de las diferencias con el estudio de Koch.

1.4.2.2. RELACIÓN ENTRE EL ASTIGMATISMO POSTERIOR Y EJE POSTERIOR Y LA EDAD

En nuestro estudio transversal con Pentacam, al contrario que en la cara anterior, encontramos que **la edad no es un factor predictor** del astigmatismo posterior en modelo de regresión multivariante por pasos.

El mismo resultado describe Tonn en su estudio transversal con Pentacam HR y comparando grupos de edad en 3818 ojos(128). Koch, con Galilei, describe en sus tablas una disminución de la magnitud (0,28 a 0,17 D de los 20-29 años a 80-89 años), sin embargo, los describe como cambios mínimos(66) sin especificar si son estadísticamente significativos o no.

En cuanto a la evolución de la distribución del eje con la edad, nuestro estudio encontró un **leve aumento** con la edad de los astigmatismos **WTR y oblicuos** en cara posterior. Los estudios transversales de la bibliografía también describen un mínimo aumento del porcentaje de ojos con el eje más curvo horizontal (WTR) a expensas de una disminución del vertical (ATR)(66, 74, 128) que llega a ser significativo en el estudio de Ho ($r^2 = 0,12$)(129).

1.4.2.3. RELACIÓN ENTRE EL ASTIGMATISMO POSTERIOR CON OTROS FACTORES

Al contrario que el astigmatismo anterior, el astigmatismo de cara posterior sí se vio influenciado por otros factores en nuestro trabajo. El modelo multivariante por pasos, sin embargo, determinó que el principal determinante del astigmatismo posterior era el astigmatismo anterior, que junto al WW como únicos predictores estadísticamente significativos explican un 41,4 % de la variabilidad del modelo.

Cabe destacar que la progresión de paquimetría también juega un papel importante, pero añadiéndola al modelo junto con otras variables no consigue mejorar más que hasta un 48,7%.

1.4.3. RELACIÓN ENTRE EL ASTIGMATISMO ANTERIOR Y POSTERIOR

Dado que el poder dióptrico de la superficie anterior es positivo y el de la posterior negativo, y al haber descrito que en ambas caras el eje más curvo está predominantemente en el eje vertical, el astigmatismo refractivo de la cara anterior (negativo a 180°) se ve compensado por el de la cara posterior (positivo a 180°) en un porcentaje variable (entre 22 % (96) y 31 % (74)). Este comportamiento ya lo describió Javal proponiendo la siguiente regla:

$$\text{Astigmatismo refractivo (gafa)} = 1,25 \times \text{Astigmatismo corneal} + (-0,50 \times 90)$$

que Hoffmann asegura que se acerca mucho a los datos keratométricos de su población presbita con IOLMaster si asumen un astigmatismo ATR de 0,50 a 0,60 D (80).

Esta compensación de la cara anterior por la posterior es asumida, no medida, por los topógrafos al usar el índice keratométrico, lo que puede conducir a infraestimar o sobreestimar el astigmatismo total. En nuestro trabajo, el astigmatismo anterior (1,01 D) sobreestimó levemente al astigmatismo TNP (0,99 ± 0,75 D) y fue el mismo que el TCRP (1,01 ± 0,76 D), aunque no lo estudiamos según el eje. Las siguientes situaciones derivadas de los estudios de la bibliografía pueden ayudar a minimizar este efecto:

- a) Si el eje del astigmatismo anterior (SimK) es VERTICAL (WTR), el eje del astigmatismo posterior será vertical (ATR) el 97 % de las veces, oblicuo el 3 % y horizontal el 0 %. Por lo tanto, el astigmatismo anterior (SimK) suele sobreestimar el astigmatismo total (TCRP) de media 0,11 ± 0,22 D (128,131). Esta sobreestimación será mayor cuanto más astigmatismo anterior (SimK) haya, ya que la magnitud de éste se

correlaciona con la del astigmatismo posterior (66,67,128,129,131). Sin embargo, esta sobreestimación tiende a invertirse con la edad, ya que el eje del astigmatismo anterior evoluciona de vertical (WTR) en la juventud a horizontal (ATR) en los últimos años de vida, sumándose al posterior, que mantiene su eje vertical (ATR, por ser la cara posterior). Por lo tanto, en pacientes más ancianos, el astigmatismo anterior (SimK) tiende a infraestimar astigmatismo total (TCRP)(66, 128, 129).

b) Si el eje del astigmatismo anterior (SimK) es OBLÍCUO, el eje del astigmatismo posterior será vertical (ATR) el 79 %, oblicuo el 18 % y horizontal el 3 %. El efecto en estos casos ya no está tan claro, y la magnitud del astigmatismo anterior (SimK) se correlaciona con la del astigmatismo posterior menos que antes (66, 128) e incluso Ueno no llega a la significación estadística ($r = 0,263$, $p = 0,0841$)(67), aunque seguramente sea por la $n = 44$ de ese grupo.

c) Si el eje del astigmatismo anterior (SimK) es HORIZONTAL (ATR), el eje del astigmatismo posterior será vertical (ATR) el 59 %, oblicuo el 23 % y horizontal el 18 %. Por lo tanto, el astigmatismo anterior (SimK) suele infraestimar el astigmatismo total (TCRP) de media $0,26 \pm 0,31$ D(128,131). El estudio más amplio (3818 ojos) encontró también una correlación positiva ($r = 0,43$) entre las magnitudes de los astigmatismos anterior y posterior(128), pero otros no encontraron correlación ($p = 0,26$)(66) o la encontraron negativa ($r = -0,294$, $p = 0,0019$)(67). Las diferencias en este último aspecto son difíciles de explicar, ya que en el grupo con el eje del astigmatismo anterior (SimK) ATR, el estudio de Tonn tiene 538 ojos, por 202 en el de Koch y 108 en el de Ueno (los tres deberían de tener suficiente potencia estadística), aunque no conocemos las edades concretas de esos grupos (por lo que no se puede saber si la edad es un factor explicativo). Además, Tonn y Koch utilizaron los dos ojos en buena parte de los pacientes, mientras que Ueno solo escogió 1 ojo por paciente. Por último, la diferencia en el rango de astigmatismos incluidos en los estudios puede ser una de las explicaciones. En la figura 87 exponemos las gráficas de dispersión de las magnitudes de astigmatismos anterior y posterior del grupo con el eje del astigmatismo anterior (SimK) vertical de los 3 estudios. En ellas podemos observar que el estudio de Tonn (a la izquierda, con correlación positiva) presenta más casos con astigmatismos extremos que los estudios de Koch (en el centro, sin correlación) y de Ueno (a la derecha, con correlación negativa). De hecho, Tonn describe un rango de astigmatismos anteriores hasta 7,27 D, Koch hasta 4,40 D y Ueno no da datos, aunque observando la gráfica vemos

que el máximo valor está por debajo de 4 D. Si nos fijamos en las tres gráficas, por debajo de 1 D el comportamiento parece similar y se puede intuir una posible correlación inversa que sea la detectada por Ueno, aunque quizá sea excedernos en las apreciaciones.

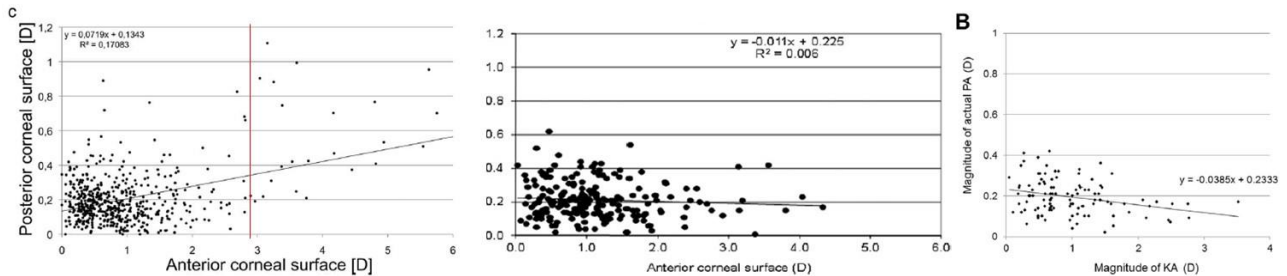


Figura 86.- Gráficos con las nubes de dispersión de puntos de la magnitud del astigmatismo anterior y el posterior en el grupo con el eje curvo del astigmatismo frontal en vertical (WTR). Izquierda, estudio de Tonn. Centro, estudio de Koch. Derecha, estudio de Ueno.

Otro efecto que describen los artículos es que cuanto mas se aleje el eje del astigmatismo anterior (SimK) de la vertical (cuanto menos WTR), mayor será la diferencia de ejes entre el astigmatismo anterior y posterior ($r = 0,72$), y cuanto mas diferencia de ejes, mayor diferencia de potencia entre el astigmatismo anterior (SimK) y total (TCRP) (66, 128). Además, incluso cuando ambos ejes coincidan, la variabilidad en la magnitud del astigmatismo posterior es tanta, que no se puede individualizar los casos en base solo al eje del astigmatismo anterior(128) y la manera más exacta de medir el peso del astigmatismo posterior en el astigmatismo total, al final, es medirlo directamente(66).

Para reducir el astigmatismo residual en la implantación de lentes tóricas, Reitblat sugiere utilizar métodos de cálculo que tomen en cuenta el astigmatismo posterior, siendo el más efectivo la suma vectorial de los astigmatismos anterior y posterior(132).

Por otra parte, Dubbelman razonaba que el hecho de que el componente cilíndrico en mm de la cara posterior sea mayor que la de la cara anterior implicaría una diferencia en el grosor corneal entre los distintos meridianos corneales, y citaba a dos autores (Hirji y Larke 1978 y Rufer 2005) que ya habían encontrado una cornea periférica más gruesa vertical que horizontalmente. Esto supondría que, debido al mayor componente cilíndrico de la cara posterior, el ratio A/P no es constante en todos los meridianos(74).

Esto también lo investigó Ueno con la OCT-SA Cassia, proponiendo que el aumento de grosor periférico vertical que encontró se traduce en una mayor curvatura posterior vertical frente a la horizontal (mayor astigmatismo posterior ATR), ver figura 88 (67). Además, la diferencia entre el astigmatismo posterior real y el estimado con el índice keratometrico es

mayor cuanto más grueso es el meridiano vertical frente al horizontal ($r = 0,819$, $p < 0,0001$) y cuanto más edad tiene el sujeto ($r = 0,533$, $p < 0,0001$)(66,67), por lo que propone que el ratio A/P está influenciado por una distribución paquimétrica espacial no uniforme a lo largo de la córnea, no como lo que asume el índice keratométrico estándar (distribución paquimétrica uniforme).

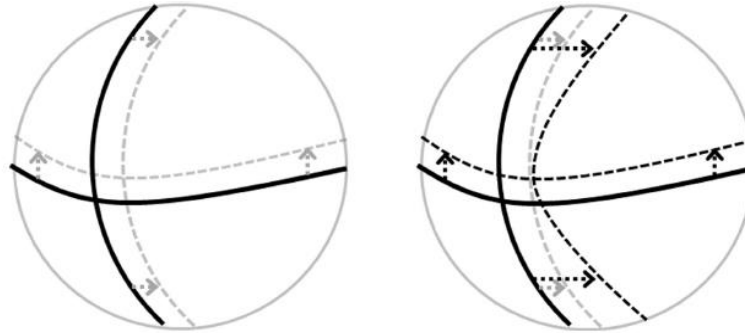


Figura 87.- Descripción gráfica de la uniformidad en la distribución del perfil paquimétrico de la córnea que asume el índice keratométrico estándar (derecha) y la no uniformidad propuesta por Ueno (izquierda) en su artículo.

Todos estos resultados que hemos comentado a lo largo de la discusión de curvatura y astigmatismo referentes al cálculo biométrico de la potencia de la lente intraocular a implantar, dejarán de tener relevancia en cuanto se empiecen a popularizar las fórmulas de cálculo biométrico con trazado de rayos que no utilicen el índice keratométrico y por lo tanto no asuman la cara posterior, sino que utilicen sus datos directamente.

Los mapas TNP y TCRP tienen en cuenta ambas caras corneales permitiendo evaluar la contribución del astigmatismo posterior en el astigmatismo total. En nuestro trabajo, el astigmatismo de cara anterior medio fue de 1,12 D y el de cara posterior, de 0,34 D. El astigmatismo keratométrico fue de 1,01 D (asumiendo una contribución constante de la cara posterior), mientras que el astigmatismo TNP y TCRP fue de 0,99 y 1,01 D (considerándolos como más cercanos al valor real). Los valores tan cercanos de los astigmatismos TNP y TCRP al keratométrico indican la idoneidad de éste último como aproximación al valor real del astigmatismo corneal en la población general.

No hemos encontrado diferencias en el astigmatismo TNP y TCRP entre sexos, refracción o longitud axial.

2. PARÁMETROS DE PAQUIMETRÍA

2.1. PAQUIMETRÍA CENTRAL (ÁPEX)

2.1.1. VALORES NORMATIVOS DE PAQUIMETRÍA CENTRAL (CCT):

La paquimetría corneal ha sido evaluada con diferentes metodologías según los avances tecnológicos de la época. Igual que con las medidas de curvatura, para realizar estudios poblacionales sobre grandes masas de personas se tiende a utilizar métodos rápidos que tengan una fiabilidad suficiente y sean lo más independientes del operador.

Los estudios con paquímetro óptico se popularizaron por su sencillez, bajo costo y el no necesitar contacto(10), aunque no aseguraban la medición en el ápex corneal(100). Foster describe unos valores de paquimetría en eje visual (vertex) de 521,5 μ en 1242 mongoles de 10 a 87 años(100).

Más tarde aparecieron los ultrasonidos, que permitían una medición sencilla, rápida pero sobre todo con alta repetibilidad(10) y buena reproducibilidad(13) del grosor corneal. Gracias a esto, pasó a convertirse en el gold standard de las mediciones paquimétrica, por lo que los estudios con este método ganaron en popularidad. En el año 2000, Doughty y Zaman publican un meta-análisis sobre paquimetría central con distintos métodos (incluidos los US) tras evaluar la literatura entre 1968 y 1999. El resultado fue el estudio de más de 14000 mediciones en individuos, y el grosor corneal central aceptado entonces fue de $536 \pm 31\mu$, con un coeficiente de variación de 5,8%(6). Si consideramos solamente la paquimetría realizada con US, el resultado fue de $544 \pm 34 \mu\text{m}$. El resto de estudios poblacionales que aparecieron posteriormente obtienen cifras similares, como el de Vijaya de $511 \pm 33,5 \mu$ en 6754 indios(133), el de Sng de $533.9 \pm 34 \mu$ en 4737 africanos del este(134), el de Su de $541,2 \pm 33,6 \mu$ en 3239 malayos(109) o el de Shimmyo de $551.16 \pm 34.55 \mu$ en 1976 pacientes de distintas razas.

Los principales inconvenientes de la paquimetría con US son que precisa contacto y por lo tanto la utilización de anestésico y manipulación del tejido a medir y que la medición depende también de la perpendicularidad de la sonda en la córnea así como del centrado sobre el eje pupilar (que no se puede asegurar).

Por ello, otros métodos que no requieren contacto y que permiten realizar mediciones sobre el eje visual (vertex) también han sido utilizados para la evaluación poblacional del grosor

corneal. Simşek obtuvo con Lenstar un CCT de $532,63 \pm 34,44$ (449 a 650) en 256 ojos de 128 pacientes(135).

La última tecnología en aparecer fueron los tomógrafos, que realizan imágenes de cortes transversales corneales, lo que aumenta el número de puntos sobre los que poder evaluar el grosor. Con las primeras lámparas de fotografía Scheimpflug, Dubbelman describió una paquimetría central de $579 \pm 33 \mu$ en 114 pacientes(74), mayor de lo habitual. Recientemente, en un estudio poblacional con un modelo más moderno, Hoffmann midió una paquimetría central en ápex (CCT) de $554,2 \pm 34,8$ mm en 4721 alemanes.

Basándose en el método de US pero con un movimiento arqueado, el Artemis es un tomógrafo que permite evaluar la paquimetría en toda la córnea. Kanellopoulos lo utilizó para evaluar 50 pacientes sanos, obteniendo una paquimetría en centro pupilar de $545,1 \pm 28,3$ (136).

El primer exponente de los tomógrafos de luz automatizados fue el Orbscan, que utilizaba el barrido de una hendidura para obtener las imágenes. Permitía evaluar no solo la paquimetría en el ápex corneal, sino localizar el punto más fino y evaluar un mapa paquimétrico de gran parte de la córnea(137). Con él se obtuvieron cifras poblacionales brutas de $595 \pm 41\mu$ en 390 alemanes(138), más elevadas que con US (que seguía siendo el gold standard), por lo que se comenzó a utilizar el llamado "factor acústico" (0,92) para que los datos se parecieran más a los obtenidos con US(137). Sanchís-Gimeno, con factor acústico, obtuvo en 1000 pacientes jóvenes un CCT de $554 \pm 16 \mu$ (518-589). No todos los autores estaban de acuerdo en el uso del factor de corrección(22), ya que su efecto dependía de la localización de los puntos corneales evaluados(137,139).

Una de las principales desventajas de este método era que las imágenes no compartían ningún punto en común, lo que podía influir en los resultados paquimétricos(22), disminuyendo el diámetro de datos válidos(76).

El siguiente tomógrafo automatizado, el Pentacam, varió la forma de adquisición de imágenes de barrido a rotacional centrado en vertex(51), de manera que todas las imágenes comparten un punto en común que ayuda al centrado. Además, utiliza el principio de Scheimpflug para conseguir enfocar la imagen en toda su longitud (11, 52, 73), lo que proporciona imágenes más nítidas para una excelente repetibilidad de las mediciones (30, 61, 64,140) y muy operador-independientes(141), como ya se comentó en la introducción.

En nuestro trabajo utilizamos el Pentacam para evaluar los ojos derechos de 796 españoles, obteniendo una paquimetría en ápex (CCT) de **550,35 ±33,13 μ** (442 a 687). También con Pentacam, Saenz-Francés obtuvo un CCT de 563,55 ±41,8 μ en una población similar de 299 pacientes(108), Rüter de 534 ±36 μ en 182 alemanes(142) y Jonuscheit de 552 ± 36 μm en 113 caucásicos(143). Con el modelo HR, tres estudios poblacionales describen un CCT de 529,3 ±31,7 μ en 2509 iraníes(144), de 547,20 ±31,44 μm en 1203 chinos(110) y de 541 ±30,8 (461-618) en 341 americanos (90).

Con otros aparatos basados también en tecnología Scheimpflug, se han obtenido resultados similares, tanto con el Galilei (545 ±27,5 en 291 chinos(145) y 555,8 ± 29,6 μm en 184 iraníes(146)) como con el Sirius (526,05 ±36,4 μ (314 a 640) en 128 pacientes(135)).

La principal desventaja de los sistemas Scheimpflug, al utilizar luz para obtener las imágenes, es que se ven afectados en gran medida por las opacidades corneales, por lo que cicatrices corneales o el limbo producen una reflexión excesiva de la luz que puede generar artefactos.

La última tecnología en aplicarse al segmento anterior, la OCT, ofrece un método rápido, fiable y repetible de tomografía. Al no utilizar luz, no se ve tan afectada por la opacidad de medios, además de que permite una mayor resolución, como ya se comentó en la introducción.

Con este método, Schuster evaluó a 734 personas obteniendo un CCT de 561,1±32,4 μ (463 a 672)(147). Ueno, con Cassia, lo obtuvo de 530,7 ±31,5 μ en 418 japoneses(67) y Simşek, con RTVue, de 525,89 ±33,21 μ (437 a 646) en 128 pacientes(135).

Respecto al valor central, estudios cifraron una heredabilidad del 92% (85 a 95 %) para la paquimetría central(103).

2.1.1.1. RELACIÓN ENTRE LA PAQUIMETRÍA CENTRA (CCT) Y EL SEXO

El **CCT de las mujeres fue menor** que el de los hombres (8,24 μ de media) en este trabajo, igual que lo hallado con tecnología Scheimpflug por Hoffmann en 9429 ojos (4,849 μ)(148) y lo hallado en otros estudios poblacionales tanto con microscopio especular (7 μ en 7313 japoneses(81)) como con US (7,6 μ en 6754 indios(133), 6,1 μ en 4737 pacientes de africa oriental(134), 6 μ en 1976 pacientes(111), 7μ en 1317 japoneses(149) y 5.7 μ en 1259 coreanos(87)). Estas diferencias (5 μ) también las han detectado en una población de 2079 niños de 1 a 17 años del estudio Ocular Hypertension Treatment Study (OHTS)(150).

Mediante un modelo de regresión multivariante, también observamos que el sexo se mantuvo como predictor significativo del CCT en nuestro trabajo (de hecho, fue el único factor de entre la edad, WW y AXL). Esto también se describe en la literatura con otros modelos de regresión multivariante(134, 148).

Otros estudios no encontraron diferencias estadísticamente significativas, tanto con US (59, 84, 85, 105, 106, 109, 112, 151-156), como con tomografos como la Scheimpflug slit-lamp(86,157), el Orbscan II (92, 138, 158, 159), el Galilei (145) y el propio Pentacam (98, 108, 142), a pesar de haber encontrado la misma tendencia que nuestro estudio con este último pero con poblaciones menores.

Solo unos pocos estudios encuentran córneas más gruesas en mujeres, entre ellos destaca el de Brandt(160) con US en 1226 pacientes pero con hipertensión ocular, lo que no es aplicable a poblaciones sanas.

2.1.1.2. RELACIÓN ENTRE LA PAQUIMETRÍA CENTRAL (CCT) Y LA REFRACCIÓN Y LONGITUD AXIAL

La paquimetría entre miopes e hipermétropes **no presentó diferencias** en nuestro trabajo. La mayoría de los estudios tampoco encontraron correlación de la paquimetría con la refracción (59, 81, 106, 107, 109,112, 142, 155, 159-162), ni siquiera tras ajustar por el radio medio en 1460 ojos de 734 caucasicos(147).

Son pocos los que encontraron una **córnea más fina en miopes**, pero entre ellos está el estudio poblacional de Hoffmann de 2013 sobre 4708 OD y 4721 OI en los que encuentra la mayor correlación estadísticamente significativa descrita en la bibliografía pero curiosamente solo en los OD ($r = 0,473$, $p = 0,0303$) y no así en los OI ($r = 0,370$, $p = 0,0885$)(148). También Cosar encuentra esta correlación con Orbscan II en 688 turcos tras ajustar por edad y sexo, aunque la correlación obtenida fue anecdótica ($r = 0.0576$, $p=0.035$)(92). Algo mayor la encontró Chang con US ($r = 0,16$, $p = 0,021$)(84), pero sin acercarse a los resultados de Hoffmann.

Esta correlación también está descrita en dos amplios estudios con niños, el de Wei en 355 niños chinos, aunque solo miopes(157) y el de Bradfield en 2079 niños de 1 a 17 años, en el que encontró que por cada D de aumento de miopía, el CCT disminuye 1 micra(150). El estudio de Fern, sobre 385 jóvenes de 17 a 22 años, ya no encontró diferencias en el CCT según el grado de miopía.

Solo un estudio describe una córnea más gruesa en miopes, y su correlación también es anecdótica tras ajustar por otros factores ($r = -0,045$, $p = 0,018$)(81).

Como venimos comentando previamente, la Refracción, la AXL y la Keratometría están íntimamente relacionados. Por ello hemos realizado un modelo de regresión para evaluar el efecto de la AXL junto a otros factores sobre el grosor corneal en ápex.

En nuestro estudio, no hemos encontrado diferencias en el grosor corneal en ápex entre ojos cortos y largos. Otros estudios tampoco encuentran correlación tanto con US (59, 84, 112) como con Orbscan II (107, 159). En el análisis multivariante de nuestro estudio, la **AXL tampoco fue un factor predictor** de grosor corneal en ápex. En el estudio poblacional de Hwang en 1259 coreanos, en un modelo univariante se encuentra un mayor grosor corneal con el aumento de la AXL mientras que al hacerlo multivariante con unas variables comunes al nuestro (edad y sexo), la AXL pierde la significación estadística(163), como ocurre en nuestro modelo. Esto ejemplifica la utilidad de los modelos multivariantes para detectar diferencias estadísticamente significativas compensando por otras variables.

Solamente el estudio poblacional de describen un engrosamiento corneal cuanto mayor AXL en 3239 malayos(109).

2.1.1.3. RELACIÓN ENTRE LA PAQUIMETRÍA CENTRAL (CCT) Y LA EDAD

Los estudios en recién nacidos, realizados en decúbito supino, describen mediciones del grosor corneal central significativamente mayores tanto en prematuros (evaluados con US(153,164) o con OCT portátil(164), seguramente debido a una inmadurez corneal(153)) como en nacidos a término(165,166), siendo más gruesa en las primeras horas de vida (seguramente por un edema transitorio(166)), con valores entre $647.79 \pm 63.94 \mu\text{m}$ (153) y $576 \pm 69 \mu\text{m}$ (164) para los prematuros y $573 \pm 52\mu$ (165) y $585 \pm 52\mu$ (166) para los a término. Posteriormente, los valores se van normalizando en edades infantiles(101,157) hasta juveniles (150, 151, 156).

En la edad adulta la paquimetría ha sido extensamente estudiada y por lo tanto existe una muy amplia bibliografía al respecto, con artículos que encuentran resultados opuestos. Una de las posibles causas la señaló Siu, al proponer que cada grupo de edad deberían de ser de al menos 80 sujetos para poder detectar una variación del grosor corneal central con la edad(167).

En nuestro trabajo con Pentacam, sobre una población de 796 ojos de $50,47 \pm 14,84$ años de edad media y un rango de 17 a 93 años, el modelo de regresión multivariante demostró que la edad **no era un factor predictor** del grosor corneal central.

En esta línea se encuentran los estudios previos con Pentacam de Rüfer(142) en 182 caucásicos de $44,2 \pm 14,9$ años de 18 a 83 años, de Atchison(96) en 106 emetropes de 18 a 69 años, de Khoramnia(168) en 76 ojos de $47 \pm 16,8$ años de 18 a 77 años y de Saenz-Frances(108), que también evaluó la edad mediante un modelo multivariante en 299 caucásicos de $67,33 \pm 14,72$ años.

También con tecnología Scheimpflug Slit-lamp, Hoffman no encuentra variación del CCT con la edad en su modelo multivariante sobre 9429 ojos de 35 a 74 años(148) igual que otros estudios previos (74, 86, 157), como tampoco con otros tomógrafos (107, 138, 145).

La mayoría de estudios de la bibliografía tampoco encuentra variación del grosor corneal central con la edad, incluso con otros métodos de medición del grosor corneal como los US (85, 105, 111, 112, 151, 152, 156), la paquimetría óptica (81, 142, 169, 170).

Cabe remarcar que varios de ellos, encontrando variaciones con la edad en correlaciones y regresiones univariantes, al crear modelos multivariantes, la edad perdía la significación (81, 85, 148).

Son varios los estudios poblacionales que detectan un **adelgazamiento del grosor central con la edad**. Destacan los de Vijaya en 6754 indios de 40 a 70 años con un adelgazamiento mayor en el ambiente rural ($4,34 \mu/\text{década}$) que el urbano ($2,41 \mu/\text{década}$)(133), Sng en 4737 africanos de 40 a 80 años ($r = -0,140$, $p < 0,001$) incluso tras un análisis multivariante junto al sexo(134), Su en 3239 malayos de 40 a 80 años con un adelgazamiento de $5,1 \mu/\text{decada}$ (109), AlMahmoud en 1858 canadienses de 19 a 84 años con un adelgazamiento de $6 \mu/\text{década}$ pero solo en el subgrupo hipermetrope(82) y Wang en 1360 chinos de 50 a 93 años con un adelgazamiento de $4,0 \mu\text{m}/\text{decada}$ (83), casi todos medidos con US. Con microscopía óptica, Nomura encuentra lo mismo en 1317 japoneses de 40 a 80 años, aunque solo en varones(149).

El único estudio longitudinal al respecto de la bibliografía de nuestro trabajo describe un adelgazamiento en el ápex de $1,5 \pm 11,7 \mu\text{m}$ en 5 años con Pentacam HR, en una población de 40 a 64 años(144).

Todos estos estudios poblacionales empiezan desde los 40 años o más, lo que puede ser un factor clave para la interpretación de los resultados, ya que puede existir una tendencia a la disminución del grosor corneal central en edades avanzadas pero no en las medias. Sin embargo, otros estudios han encontrado la misma tendencia con mayor rango de edad y otras tecnologías

como la OCT (en 418 japoneses de 6 a 93 años(67)), el Pentacam HR (en 138 gemelos de 34 a 81 años(103)) y los US (en 1142 afroamericanos de 64,3 años de media(171), en 106 pacientes de 18 a 69 años(96) y en 1259 coreanos de 40 a 70 años y en análisis multivariante con sexo, AXL, ACD y DM(163)).

Son contados los estudios que detectan un **aumento del grosor corneal con la edad**. Cosar describió una correlación anecdótica ($r = 0,069$, $p = 0,012$)(92) y Schuster, recientemente, describe con OCT y en un modelo multivariante junto con la curvatura, la refracción y el sexo como variables independientes oculares, que el grosor central aumenta $0,34 \mu\text{m} / \text{año}$ en 734 caucasicos de $40,4 \pm 11,2$ años de 17 a 64 años(147). Quizá el incluir en el modelo la refracción y la curvatura haya alterado la magnitud o la dirección del efecto de la edad, ya que hay autores que encuentran correlación entre ellos(74,82, 95, 99), El último estudio en esta misma línea es el de AlMahmoud con Pentacam, que en su muestra total de 1858 canadienses de 19 a 84 años detectó una mínima correlación ($r = 0,098$) que aumentaba al categorizar por refracción, obteniendo en el subgrupo miope una $r = 0,104$ (82).

2.1.1.4. RELACIÓN ENTRE LA PAQUIMETRÍA CENTRAL (CCT) Y LA KERATOMETRÍA MEDIA

La relación del grosor central con la curvatura corneal ya se trató en la discusión sobre curvatura, por lo que nos remitimos a ese apartado.

2.1.1.5. RELACIÓN ENTRE LA PAQUIMETRÍA CENTRAL (CCT) Y EL BLANCO-BLANCO O DIÁMETRO CORNEAL

En nuestro estudio, el modelo multivariante no detectó al WW como predictor de la evolución del grosor corneal central, similar a lo encontrado por Price en 450 pacientes, aunque en este estudio eran solo miopes(112). Esto apunta a que el grosor corneal no viene determinado por el tamaño de la córnea.

Por otro lado, tras ajustar por edad y sexo, Cosar encontró en 688 turcos (casi todos miopes) una correlación inversa con el WW aunque muy débil ($r = -0,0571$, $p = 0,037$)(92).

2.1.1.6. RELACIÓN ENTRE LA PAQUIMETRÍA CENTRAL (CCT) Y OTRAS MEDIDAS CORPORALES

Son interesantes los resultados obtenidos en los estudios de varios autores respecto a la correlación del grosor central con otras medidas corporales, ya que estas características

basales del paciente pueden influir en los modelos multivariantes y modificar el peso de los parámetros oculares utilizados como variables independientes.

Se ha encontrado una mayor correlación con el peso que con la altura. Rüfer describe una débil correlación positiva ($r = 0,12$, $p = 0,03$) entre el peso y el grosor corneal central medido con Pentacam en 182 caucásicos(142). También encuentra una mínima correlación positiva con el BMI ($r = 0,09$, $p = 0,08$)(142), igual que Su(109), pero ambos a expensas del peso corporal, ya que la altura no presentaba correlación.

2.2. PAQUIMETRÍA DE MÍNIMO ESPESOR (THINNEST)

2.2.1. VALORES NORMATIVOS DE PAQUIMETRÍA DE MÍNIMO ESPESOR (THINNEST). DISTANCIA Y DIFERENCIA ENTRE APEX-THINNEST

La paquimetría de mínimo espesor pudo empezar a evaluarse con más fiabilidad, tanto en su medición como en su localización, con la llegada de los tomógrafos que permitieron realizar un mapeado paquimétrico de la córnea(4).

Los primeros estudios realizados con el Orbscan revelaron un Thinnest entre $537,6 \pm 37,5 \mu$ (334 a 702 μ) en 1341 ojos (92) y $536 \pm 38 \mu$ (405 a 639 μ)(4).

En nuestro estudio con Pentacam, obtuvimos un Thinnest algo mayor, de **$546,54 \pm 33,02 \mu$** (440 a 686 μ) en 796 pacientes, muy similar a las $544 \pm 34 \mu$ (414 a 659 μ) obtenidas en 1858 canadienses por AlMahmoud(82), a las $543,26 \pm 31,27 \mu$ en 1203 chinos de Zhou(110), a las $547,30 \pm 34,64 \mu$ en 67 ojos por Fares(172) y algo mayor que las $535,42 \pm 33,15 \mu$ en 76 alemanes de Khoramnia(168) y menor a las $556,44 \pm 42,8 \mu$ reportadas por Saenz-Frances(108) en 299 españoles de mayor edad. Con el modelo HR, Gilani reportó en su estudio para la base de datos del módulo de Belin-Ambrosio, un thinnest medio de $539 \pm 30,5 \mu$ (459 a 616 μ) en 341 pacientes únicamente miopes(90), lo que puede explicar las diferencias según algunos estudios que encontraron córneas más finas en pacientes más miopes como ya comentamos en la paquimetría central(84,92,148). El estudio poblacional más numeroso con Pentacam HR describe un Thinnest de $524,9 \pm 32 \mu$ en 2509 iraníes(144), sensiblemente menor a todos los demás estudios. La edad fue similar a otros estudios, por lo que no parece que sea un factor que justifique las diferencias, mientras que la refracción de la población no está descrita en el estudio, por lo que no podemos señalarla como posible causa.

Otros tomógrafos como el Galilei(145) y el Sirius(41) también ofrecen datos similares ($541 \pm 27,3 \mu$ y $534,76 \pm 32,5 \mu$ respectivamente).

Mahroo, en su estudio sobre 138 gemelos británicos, determina la heredabilidad del Thinnest en el 92% (85 a 95%)(103), lo que puede tener implicaciones a la hora de evaluar a pacientes como candidatos a cirugía refractiva con familiares conocidos con Thinnest de poco grosor.

En este trabajo también hemos calculado la distancia y diferencia de grosor entre el Thinnest y la paquimetría central (Apex), estando ambos separados **$0,69 \pm 0,23 \text{ mm}$** (0,07 a 1,81 mm) y con una diferencia de grosor media de **$3,81 \pm 2,57 \mu$** (0 a 22 μ). También con Pentacam, Khoramnia reporta una diferencia de 4,4 μ en 76 alemanes(168). Muftuoglu, en el 2013, describe una distancia de $0,68 \pm 0,22 \text{ mm}$ y una diferencia de $3,11 \pm 1,83 \text{ mm}$ en 82 controles(116) y en el 2015, una distancia de $0,74 \pm 0,2 \text{ mm}$ en 67 controles(173). En otro estudio español, Saenz-Frances obtuvo una mayor distancia ($0,91 \pm 0,54 \text{ mm}$) y diferencia (7,11 μ) entre ambos puntos(108), seguramente dada la mayor edad media de su población (16,86 años más), como veremos más adelante. Con el modelo HR, Randlemann obtuvo en su estudio comparativo entre aparatos una diferencia de grosor ($3,1 \pm 3,5 \mu$ (0 a 22 μ))(174) similar a la nuestra, mientras que Gilani encontró en 341 pacientes una diferencia de grosor algo menor ($2,57 \pm 1,86 \mu$, de 0 a 13 μ)(90). En la línea de los sistemas Scheimpflug, Wang encontró con Galilei una diferencia de 3,6 $\pm 3,1 \mu$ y una distancia de $0,70 \pm 0,32 \text{ mm}$ en 291 chinos(145).

Los estudios previos con Orbscan, en cambio, cifran la diferencia media en $10,4 \pm 12,5 \mu$ y $12,0 \pm 11,1 \mu$ con una distancia media de $0,56 \pm 0,42 \text{ mm}$ y $0,69 \pm 0,45 \text{ mm}$ para OD y OI respectivamente(4). En la misma línea se sitúan los recientes hallazgos de Randlemann también con Orbscan II (diferencia media $8,6 \pm 4,7 \mu$ (2 a 24)), lo que supone una diferencia respecto a lo medido con Pentacam en los mismos pacientes de 5,5 μ más ($p < 0,0001$)(174), incluso después de haber utilizado el factor acústico.

La diferencia y distancia entre Apex-Thinnest tiene cierta relevancia en el estudio del riesgo de ectasia de cirugía refractiva, ya que un aumento de ambas está asociado a mayor probabilidad de queratocono(52,175). Muftuoglu, sin embargo, encontró que solamente el componente vertical de la distancia ayudó a detectar las formas subclínicas de ectasia, con un punto de corte de -0,50 y un AUROC de 0,869(173).

Prácticamente todos los estudios localizan el Thinnest con más frecuencia en el cuadrante inferotemporal (59,2 a 92%(4,108,145,172)) independientemente del aparato utilizado y con menos frecuencia en el contralateral, el superonasal (0 a 10,7%(4,108,168,172)).

2.2.2. RELACIÓN ENTRE THINNEST Y EL SEXO

Igual que con el grosor en Apex, en nuestro trabajo hemos encontrado un Thinnest 8,03 μ **más fino en mujeres**. AlMahmoud también encontró un Thinnest 2 μ más fino en mujeres, aunque en su modelo multivariante (con refracción, Km y edad) no hubo significación, al contrario que en nuestro modelo multivariante (con WW, AXL y edad), donde el sexo fue el único predictor del Thinnest.

Con Orbscan y Galilei otros autores no encontraron diferencias estadísticamente significativas en el grosor del Thinnest entre sexos(4,145).

También hemos comparado en nuestro trabajo las diferencias entre sexos en la **diferencia y distancia entre Apex-Thinnest**, que resultó **similar entre hombres y mujeres**. En el modelo multivariante, sin embargo, ser mujer solo afecta a una menor diferencia de grosor entre Apex-Thinnest, pero no influye en la distancia. No hemos encontrado artículos en la bibliografía que evalúen esta relación.

2.2.3. RELACIÓN ENTRE THINNEST Y LA EDAD

Como comentamos antes, el Thinnest no varía con la edad en el modelo multivariante de nuestro trabajo, ya que solo se vio influido por el sexo. Con Galilei, Wang no encontró correlación en su población de 291 chinos de 12 a 89 años(145) y con Orbscan, Rüfer tampoco detecta variación del Thinnest entre décadas ($p > 0,13$), pero sí reporta una diferencia puntual estadísticamente significativa de aumento de grosor de 8 μ entre los menores y mayores de 40 años(4).

Sí detectan un adelgazamiento con la edad con Pentacam HR el estudio longitudinal de Hashemi en 2509 ojos de 40 a 64 años, de $2,6 \pm 11,7 \mu$ y el estudio de Mahroo con sobre 138 gemelos de 61 ± 11 años de 34 a 81 años ($r = -0,2$, $p = 0,02$)(103).

En nuestro trabajo, hemos observado en el modelo multivariante que, a mayor edad, la diferencia y la distancia entre Apex-Thinnest se incrementaban, lo que hace que el riesgo de

ectasia en los aparatos que utilicen estos dos parámetros como factores de riesgo sea más elevado con la edad, lo que va en contra de la experiencia publicada(7).

2.2.4. RELACIÓN ENTRE THINNEST Y LA REFRACCIÓN Y LONGITUD AXIAL

Igual que con el Apex, no hubo diferencias estadísticamente significativas en el Thinnest entre miopes e hipermétropes ni entre ojos cortos y largos en nuestro trabajo con Pentacam. Ni Rüfer con Orbscan II(4) ni Hashemi con el Pentacam HR(99) encontraron diferencias, aunque los grupos de ambos estudios eran muy asimétricos por lo que hay que tomar con reservas los resultados.

Solamente AlMahmoud encontró un Thinnest más fino en ojos más miopes, aunque con una correlación muy pobre ($r = 0,067$)(82).

Sin embargo, en nuestro estudio sí encontramos que la diferencia y la distancia entre Apex-Thinnest **era mayor (1,53 μ y 0,14 mm) en hipermétropes que en miopes, diferencia que se incrementaba a comparar ojos cortos con largos (2,36 μ y 0,22 mm)**. En el modelo multivariante, también comprobamos los hallazgos que observamos entre los anteriores grupos, de manera que cuanto más corto es el ojo, la diferencia y la distancia entre Apex-Thinnest aumenta. Estos hallazgos confirman otros estudios que encuentran valores de elevaciones diferentes en hipermétropes(176).

2.2.5. RELACIÓN ENTRE THINNEST Y LA CURVATURA ANTERIOR Y POSTERIOR

En nuestro trabajo, encontramos mediante un modelo de regresión multivariante que el aplanamiento de la curvatura anterior aumenta el thinnest 11,78 μ / D y el incurvamiento de la posterior lo aumenta en 67,65 μ / D.

Zhou encontró con Pentacam la misma tendencia de corneas más gruesas cuanto más planas en cara anterior y más curvas en la posterior ($r = -0,129$ y $r = 0,117$, utilizando la potencia posterior en D y en positivo) en 1203 chinos(110).

2.3. PAQUIMETRÍA PERIFÉRICA:

2.3.1. VALORES NORMATIVOS DE LA PAQUIMETRÍA PERIFÉRICA:

La valoración de la paquimetría periférica ha avanzado en gran medida desde la aparición de los tomógrafos(61) por las mismas razones que la evaluación del Thinnest. Tenemos la posibilidad de referenciar las mediciones de manera más precisa, sobre todo desde la aparición de los sistemas rotacionales al incorporar un punto común de exploración de los tomogramas que es coincidente con el eje de rotación y el vertex corneal. Se ha demostrado que referenciar las mediciones paquimétricas periféricas al ápex mejora en gran medida la repetibilidad de las mismas respecto a centrarlas en centro pupilar, por ejemplo(60), permitiendo evaluar posiciones hasta 5mm de ápex con una buena repetibilidad, (36,61,140).

Los estudios de la bibliografía con Pentacam han reportado los valores de grosor en puntos aislados a distintas distancias del ápex (1,5, 3 y 5mm) en las direcciones cardinales, siendo el punto superior el más grueso en todos ellos(60,61,172,174,177) salvo en el estudio de Fares, donde refiere que el punto nasal es más grueso que el superior a 7mm de ápex(172) (aunque debe referirse a 3,5 mm de ápex o 7 mm de diámetro, ya que una localización a 7mm de ápex está fuera de la córnea). El orden del resto de puntos va a depender de donde esté situado el Thinnest, que como comentamos previamente suele ser inferotemporal, por lo que el siguiente punto en grosor suele ser el nasal.

El mismo resultado se ha obtenido evaluando con el Orbscan II zonas de 2 mm de diámetro a 3 mm de ápex. Sanchis-Gimeno describe en su estudio de 1000 pacientes la zona superonasal como la más gruesa seguida de la nasal(158) y Rüfer describe primero la nasal seguida de la superior(138). En concordancia con los estudios con Pentacam, Randleman y Ortiz encontraron el punto superior como el más grueso (159, 174).

También con OCT Ueno describe un punto superior más grueso que el resto(67).

Se ha teorizado que el mayor valor paquimétrico de la cornea superior era atribuido a la hipoxia crónica producida por la oclusión parcial del párpado superior, sin embargo Ericksson no encontró que esta fuera la causa(178), además de que las diferencias pueden estar explicadas simplemente por la disposición del Thinnest dentro de la córnea.

2.3.2. EVOLUCIÓN DE LA PAQUIMETRÍA DEL CENTRO A PERIFERIA

La evolución del centro a periferia en anillos viene calculada directamente en el Pentacam mediante el CTSP, el PTI y el RPI, de manera que ofrece los datos de grosor de anillos de diámetro creciente y centrados en thinnest(51).

Se ha propuesto este parámetro como un índice de screening de ectasias en numerosos estudios(116), aunque con diferentes puntos de corte y áreas bajo la curva (AUROC).

En nuestro estudio hemos obtenido unos valores de CTSP muy similares a los de otros estudios con Pentacam como el de Fares(172) y Zhou(110) que recogemos en la tabla 84:

Tabla 84.- Tabla comparativa de de los valores de CTSP este estudio con respecto a otros autores

		D2mm	D4mm	D6mm	D8mm	D10mm
		Pachy	Pachy	Pachy	Pachy	Pachy
Fares et al. (2012)	CTSP	557,96	585,06	633,22	700,88	784,81
	Media (DS)	(31,1)	(31,7)	(32,5)	(39,2)	(47,7)
n = 40	PTI %	1,9	6,9	15,7	28,1	43,4
Zhouet al. (2014)	CTSP	552,11	580,72	632,11	711,80	-
	Media (DS)	(31,6)	(32,9)	(34,7)	(37,9)	-
n = 1203	PTI %	1,67	6,89	16,37	31,10	-
	(DS)	(0,5)	(0,9)	(2,0)	(3,6)	-
Presente estudio	CTSP	555,92	584,94	633,88	704,04	795,56
	Media (DS)	(33,1)	(33,6)	(35,4)	(40,6)	(49,5)
n = 796	PTI %	1,72	7,05	16,04	28,94	45,71
	(DS)	(0,4)	(1,2)	(2,6)	(4,9)	(8,0)

También obtuvimos uno valores de RPI mínimo, máximo y medio de **0,7 ±0,14, 1,25 ±0,21 y 0,99 ±0,15** en nuestro estudio con Pentacam, ligeramente mayores a los obtenidos por Muftuoglu en 2013 (0,57 ±0,13, 1,15 ±0,17 y 0,88 ±0,13)(116) sobre controles solo miopes, lo que puede explicar las diferencias como veremos más adelante, y más similares a los del mismo autor en 2015 (0,62 ±0,11, 1,24 ±0,15 y 0,98 ±0,12)(173). Con el modelo HR se han reportado valores similares de RPI maximo (1,17 ±0,17(90) y 1,22 ±0,17(110) y de RPI medio (0,92 ±0,13, 0,8 ±0,1 y 0,99 ±0,12(90,99,110)), mientras que Ambrosio cita en un artículo de opinión, unos valores normales de RPI minimo, máximo y medio de 0,13 ±0,33, 0,85 ±0,18 y 0,58 ±0,3(8), sensiblemente menores a los del resto de estudios, además de que no especifica sobre qué población están realizados.

Zhou encontró una interesante correlación directa entre la curvatura anterior y posterior y el RPI, de manera que cuanto más curva sea la córnea, mayores RPI mínimos, máximos y medios se encuentran, siendo mayor la correlación con la córnea posterior que con la anterior ($r = 0,208-232$ para cara anterior y $0,353-0,489$ para cara posterior)(110).

2.3.3. RELACIÓN ENTRE LA PAQUIMETRÍA PERIFÉRICA Y EL SEXO

Si evaluamos el efecto del sexo sobre el grosor absoluto (CTSP) en nuestro trabajo con Pentacam, las mujeres presentan grosores corneales algo menores hasta D6mm (a 3 mm de ápex) y con porcentajes de progresión (PTI) similares en ambos sexos, aunque el modelo de regresión tiene muy poca potencia (R^2 muy bajos). A partir de D6mm (a 3 mm de ápex), las mujeres progresan de grosor más rápido que los hombres (mayores PTI) hasta la periferia (D10mm), donde ya no hay diferencias entre sexos en el grosor absoluto (CTSP). El RPI medio, en consecuencia, fue ligeramente superior en las mujeres.

El resto de estudios, sin embargo, no detectan diferencias entre sexos en la paquimetría periférica, ni con US(105,115) ni con Orbscan II a 3 mm de ápex(138,159) ni con Galilei de 2 a 5 mm de ápex(145).

2.3.4. RELACIÓN ENTRE LA PAQUIMETRÍA PERIFÉRICA Y LA REFRACCIÓN, LONGITUD AXIAL Y BLANCO-BLANCO

En nuestro trabajo, tanto la refracción como la AXL no influyen en el valor absoluto del grosor corneal periférico. Ortiz y Jonuscheit tampoco encontraron diferencias de grosor corneal periférico medido con Orbscan II en la refracción o la AXL(107,159). En nuestro modelo, además, hemos visto que un WW alto se asocia a un menor grosor corneal periférico, relación que no encontró Jonuscheit en su modelo multivariante(107).

En cuanto a la tasa de progresión hacia periferia (PTI y RPI), en nuestro modelo se observó que un aumento de la AXL y el WW disminuye ligeramente la tasa de progresión del grosor (tanto el PTI como el RPI) lo que puede ser importante en la evaluación de riesgo de ectasia en cirugía refractiva. Jonuscheit, sin embargo, tampoco encuentra relación con el WW en su modelo multivariante con Orbscan(107) utilizando la edad y la curvatura posterior.

2.3.5. RELACIÓN ENTRE LA PAQUIMETRÍA PERIFÉRICA Y LA EDAD

Igual que con el grosor central, está descrito un mayor grosor corneal periférico en las primeras 24 horas de vida ($650 \pm 62\mu$) que a las 48 o 72 horas(165), siendo más fina la córnea periférica superior respecto a las demás(166).

En la edad adulta, ya en 1993 y con US, Rapuano detecto una tendencia al adelgazamiento pero no significativa y en 1998, Lam propuso un adelgazamiento corneal generalizado medido con US hasta los 45 años y después un leve engrosamiento en todas las localizaciones(155), aunque las mediciones de grosor periféricas con US deben tomarse con precaución(61).

Con la llegada de los tomógrafos, Dubbelman describe en 2006 un adelgazamiento en la periferia a través del estudio de la asfericidad anterior y posterior a 7,5mm. Encontró que la Q anterior se positiviza (menor aplanamiento periférico) y la Q posterior se negativiza (mayor aplanamiento periférico), resultando en el adelgazamiento descrito(74). Rüfer, con el Orbscan II, mide directamente el grosor corneal a 3 mm del ápex y encontró una correlación negativa significativa con la edad en la córnea nasal y superior en ambos ojos(138) y Khoramnia, con Pentacam, no llega a encontrar una correlación lineal general pero sí un adelgazamiento superior a 3mm del centro pupilar(168).

También con Pentacam, en nuestro trabajo se evaluó el efecto de la edad en la paquimetría periférica mediante un modelo de regresión multivariante. En él, el grosor en anillos concéntricos al Thinnest no varió con la edad hasta el anillo de D6mm (radio 3 mm desde ápex), pero sí en los siguientes anillos (D8 y D10mm) donde el grosor disminuye $0,765$ y $1,328 \mu$ / año de aumento en la edad. La tasa de progresión de grosor de cada anillo respecto al thinnest (PTI) también se vió afectada por la edad, induciendo una progresión de grosor mínima hasta el anillo D4mm y un adelgazamiento en la córnea más periférica (desde el anillo D6 a D10mm).

Con otro tomógrafo moderno como el Galilei, Wang describe unos hallazgos muy similares, de manera que no encontró variación con la edad en la córnea central (0-4mm) pero sí un adelgazamiento en la periferia media del OD ($r = -0,127$ en 4-7mm) y en la mayor periferia de ambos ojos ($r = -0,467$ y $-0,437$ en 7-10mm diámetro)(145).

En 2009, Jonuscheit evaluó con Orbscan la paquimetría del centro a periferia en el meridiano horizontal en 109 caucásicos de 43 ± 16 de 18 a 82 años. Encontró que, en valor

absoluto, el grosor del centro a periferia no varía con la edad hasta los 4mm de ápex (muy similar a nuestro estudio), donde inicia una leve tendencia a disminuir con la edad en temporal, pero no significativa ($p = 0,141$), mientras que en el lado nasal sí alcanza significación ($r = -0,217$, $p = 0,036$). Cuando calcula el cociente Paquimetría periférica a Xmm / CCT (similar al RPI del Pentacam), sí hay una disminución del porcentaje de incremento del grosor a periferia con la edad, siendo mayor cuanto más periféricos y más nasal sea el punto estudiado(107).

Jonuscheit también realizaron un modelo multivariante con otras variables ($R^2 = 0,459$ y $0,341$ para nasal y temporal), siendo la Edad y después el radio posterior las variables más predictoras. La AXL y el WW no obtuvieron significación estadística(107). En nuestro estudio, el modelo con sexo, edad, WW y AXL varió ligeramente a los expuesto por Jonuscheit, ya que para los valores relativos (PTI) a 4mm de ápex, nuestro modelo tenía un R^2 de $0,202$ y los 4 factores fueron estadísticamente significativos, siendo los principales la edad seguido del sexo. El incluir la curvatura posterior podría haber cambiado el resultado de nuestro modelo, lo que requiere futuras investigaciones para comprobarlo.

El reciente estudio de Ueno evalúa el grosor corneal de los 3 mm centrales en cuadrantes con la última tecnología que apareció dentro de los tomógrafos, la OCT-SA Cassia. Al contrario que Wang, Jonuscheit y nuestro estudio, Ueno determinó en 418 japoneses de 49 ± 23 años de 6 a 93 años que se producía un adelgazamiento con la edad en todos los cuadrantes menos el superior(67), teniendo en cuenta que se refiere a los 3mm centrales (1,5 mm desde ápex), donde no hemos encontrado diferencias. En su discusión, Ueno cita como posible causa de este adelgazamiento con la edad la disminución de la densidad del plexo nervioso sub-basal del epitelio y de los keratocitos y el adelgazamiento de la membrana de Bowman que encontraron Niederer y Germundsson, lo cual es plausible. Además, otorga al párpado superior un papel protector frente a los cambios con la edad del cuadrante superior (como la deshidratación)(67), lo que no parece razonable, dada la distancia máxima desde ápex de 1,5 mm que ha explorado y que el párpado superior no cubre.

En el estudio longitudinal poblacional de Hashemi con Pentacam HR sobre 2509 iraníes de 40 a 69 años, se describe un adelgazamiento en todos los puntos explorados (puntos cardinales a 2,3 y 4mm de ápex) excepto en el nasal a 3mm y en anillos centrados en ápex, tanto en los centrales (2 y 3 mm), al contrario que nuestros hallazgos, como en los periféricos (4mm de radio), acorde con nuestros hallazgos. El mayor adelgazamiento (igual a lo descrito en otros estudios), lo detectó en os puntos superiores, pero el menor adelgazamiento lo describe en los

nasales (donde otros estudios encuentran mayor adelgazamiento). La tasa de adelgazamiento, además, no varió entre hombres y mujeres en su estudio(144).

Otro aspecto interesante que describe Hashemi y que no hemos estudiado en nuestro trabajo es que el apex se adelgazó en el 56,6 % de la población, engrosó en el 41,4 % y no varió en el 2 %. Atendiendo a esta categorización, observaron que la evolución de thinnest y los anillos de r2 y 3mm seguían un comportamiento similar al ápex salvo en el anillo de 4mm de radio que se adelgazó en todos los grupos(99). Estudiando retrospectivamente nuestros resultados, hemos observado un comportamiento similar (sin categorizar el comportamiento del ápex), ya que en nuestra población el ápex y el thinnest no variaron con la edad como tampoco lo hicieron los anillos hasta r3, produciéndose un adelgazamiento significativo desde r4mm.

3. PARÁMETROS DE ELEVACIONES Y MÓDULO DE BELIN-AMBROSIO

Las elevaciones corneales, basadas en una forma de referencia conocida, son fundamentales para el diagnóstico de ectasias corneal y el screening de pacientes candidatos a cirugía refractiva(176,179), ya que en este último grupo de población se ha descrito una mayor prevalencia de quertocono(180). La prevalencia de ectasia postLASIK se ha calculado entre un 0,04% and 0,6%(115).

Dado que su valor depende de la forma de referencia utilizada, en esta tesis se ha utilizado una esfera (BFS) de diámetro fijo de 8mm y con el mejor ajuste posible (float) como se describe en parte de la literatura,(9,21,90,176,181,182). En la discusión no haremos mención al tipo de forma de referencia de las elevaciones de la bibliografía si se han calculado de la misma manera, de lo contrario, especificaremos la forma de referencia y el punto al que estén referenciadas esas elevaciones.

La mayoría de los estudios discutidos han sido realizados con Pentacam, ya que las elevaciones presentan mayor variabilidad que los parámetros de curvatura o paquimetría entre distintos aparatos(30).

3.1. ELEVACIONES ANTERIORES

3.1.1. VALORES NORMATIVOS DE LAS ELEVACIONES ANTERIORES

En nuestro trabajo con Pentacam sobre 796 corneas, obtuvimos unas elevaciones anteriores en el ápex de **1,81 ±1,17** μ (de -2 a 5 μ) y en el thinnest de **1,99 ±1,75** μ (de -7 a 10 μ), muy similares a las obtenidas con Pentacam en 2011 por Feng en su estudio multicéntrico (2 μ para ápex y thinnest) en 555 ojos interracial(181) y en 2013 por Gilani en un trabajo para crear una base de datos de 341 adultos sobre la que trabajaría el módulo de Belin-Ambrosio, obteniendo unas elevaciones anteriores de 1,56 ±1,14 μ (de -2 a 6 μ) en Ápex y 1,69 ±1,54 μ (de -2 a 8 μ) en Thinnest. Hashemi, en el mayor estudio poblacional de la bibliografía (4177 iraníes) publicado en 2016, describe una elevación anterior media en thinnest de 0,42 ±0,04(183), sensiblemente menor a las reportadas en cualquier estudio y con unas DS increíblemente bajas para una población tan alta, por lo que los resultados deben de tomarse con cautela.

En el módulo BAD del Pentacam, se utiliza el método de Tukey para definir los límites superiores normales (límite superior = 3er cuartil + 1,5 x rango intercuartílico), lo que supone un punto de corte de 2,7 DS de la distribución normal. El artículo de Feng (con Belin y Ambrosio de coautores) propone unos límites superiores de 3,5 y 6 μ para las elevaciones anteriores en ápex y thinnest(181).

3.1.2. RELACIÓN ENTRE LAS ELEVACIONES ANTERIORES Y EL SEXO

Al comparar las elevaciones frontales entre hombres y mujeres, hemos observado que no había diferencias en el Apex pero sí en el Thinnest, donde las mujeres presentaron una mayor elevación a los hombres. Sin embargo, en el modelo multivariante el efecto del sexo se pierde.

Si queremos evaluar las elevaciones con las del Galilei o Sirius, debemos tener en cuenta que estas no son intercambiables(30).

3.1.3. RELACIÓN ENTRE LAS ELEVACIONES ANTERIORES Y LA REFRACCIÓN Y LONGITUD AXIAL

Los hipermétropes en este trabajo han presentado menores elevaciones frontales en el Ápex, sin haber diferencias en el Thinnest, pero éstas últimas sí se vieron influenciadas por la AXL en el modelo multivariante, de manera que la elevación en Thinnest aumenta a medida que la AXL se hace más corta.

Kim, en 2011, describe menores elevaciones frontales tanto en Apex como en Thinnest con Pentacam HR en hipermétropes(176), pero no lo correlaciona con otras variables. Hashemi, 2 años más tarde, no encontró diferencias en las elevaciones anteriores máximas en 4mm en 283 pacientes (20 hipermétropes frente a 242 miopes) también con Pentacam(99), si bien existe una gran asimetría de grupos y utilizó un diámetro variable de cálculo de la BFS (lo decide el software en base a la córnea explorada), por lo que los datos no pueden ser directamente comparados. Es interesante comentar, en este artículo, que los miopes que tenían astigmatismo presentaron mayores elevaciones máximas que los miopes que no tenían, lo que resultó en una correlación positiva de las elevaciones máximas ($r = 0,67$, $p < 0,001$) con el astigmatismo corneal(99). Khachikian ya advierte en 2009 de que utilizar las elevaciones máximas en una zona de 4 ó 5 mm puede llevar a tomar sobreestimar las elevaciones normales al incluir las producidas

por el astigmatismo regular(184). Aunque esto está todavía por aclarar, podría explicar la correlación de Hashemi.

3.1.4. RELACIÓN ENTRE LAS ELEVACIONES ANTERIORES Y LA EDAD

En el modelo multivariante la edad fue el mejor predictor de la elevación frontal en el Thinnest, aunque su efecto no es elevado, disminuyendo la elevación por cada año que pasa.

Mahroo, sin embargo, no encontró una correlación de la edad con la elevación frontal tanto en ápex como en thinnest en 138 gemelos con Pentacam HR, aunque no describe la BFS utilizada por lo que no podemos contrastarlo con nuestros hallazgos(103). Su menor rango de edad (34 a 81 años) y mayor edad media (61 ± 11 años) pueden ser la causa de no detectar esta correlación.

3.2. ELEVACIONES POSTERIORES

Dado que las ectasias suelen iniciarse como una protrusión de la cara posterior(185,186), algunos autores proponen a las elevaciones posteriores como marcadores sensibles para el screening de ectasia en cirugía refractiva(182,185) y es por ello que son las más evaluadas en la literatura.

3.2.1. VALORES NORMATIVOS DE LAS ELEVACIONES POSTERIORES

En 2008, de Sanctis ya publicaba en 64 ojos sanos evaluados con Pentacam y una BFS de 9mm (mayor de lo habitual), una elevación posterior máxima en 5mm de $19,8 \pm 6,37 \mu$, y proponía este parámetro como un índice de screening de formas subclínicas de ectasia con un punto de corte en 35μ (180).

En nuestro trabajo con Pentacam sobre 796 corneas, obtuvimos unas elevaciones posteriores en el ápex de $3,51 \pm 3,4$ (de -11 a 16) y en el thinnest de $7,75 \pm 5,77$ (de -6 a 30), por encima de las obtenidas en 2011 por Feng en su estudio multicéntrico en 555 pacientes interraciales (1 micra para ápex y 3μ para thinnest(181)) y en 2013 por Gilani, con el modelo HR en 341 pacientes ($1,09 \pm 3 \mu$ en Ápex y $3,99 \pm 4,1 \mu$ en Thinnest). Ambos estudios fueron realizados únicamente sobre miopes, lo que hace que los valores sean menores a nuestro trabajo (con un 50,6 % de hipermétropes), como veremos más adelante. Hashemi, por su parte,

describe unas elevaciones posteriores de $8,16 \pm 0,11$ en su estudio de 2016(183), mas similares a las encontradas en la literatura pero con una DS sorprendentemente baja.

Feng propone como límites superiores de la población normal (2,7 DS), unas elevaciones posteriores en ápex y thinnest de 7,5 y 13,5 μ , con pocas variaciones raciales(181).

En esta línea está el artículo de Muftuoglu de 2013, que obtiene una elevación posterior con BFS (9mm) en ápex de $6,87 \pm 2,14$ (3 a 15), algo mayores a las nuestras pero con mayor diámetro de la BFS, y describe un punto de corte de 14,7 μ para el screening de ectasias subclínicas, con un AUROC de 0,683(116). 2 años más tarde vuelve a presentar unas elevaciones posteriores pero con BFS (8mm) de $7,7 \pm 2,6$ y un punto de corte de 11 μ con un AUROC de 0,709(173).

En 2014, Henríquez publica un estudio en 107 ojos clasificados como normales donde describe una elevación posterior máxima en 5 mm de $9,98 \pm 5,33$ μ , y recomienda como mejor punto de corte para la detección de ectasias subclínicas las 13,5 μ propuestas por Feng, con un AUROC de 0,78(182).

3.2.2. RELACIÓN ENTRE LAS ELEVACIONES POSTERIORES Y EL SEXO

En la cara posterior, no hubo diferencias entre las elevaciones de hombres y mujeres en la comparativa de grupos. Sin embargo, en el modelo multivariante el sexo presentó un efecto significativo, aunque fue el peor predictor de un modelo que explicó un 34,4 % de la variabilidad de la elevación posterior.

3.2.3. RELACIÓN ENTRE LAS ELEVACIONES POSTERIORES Y LA REFRACCIÓN, LONGITUD AXIAL Y BLANCO-BLANCO

Tanto en la literatura(176) como en la práctica clínica diaria, se ha observado una mayor tendencia de los hipermétropes a presentar elevaciones posteriores más marcadas, en nuestro caso incluso activando la casilla de base de datos hipermetrope en el Pentacam, lo que puede llevar a aumentar la tasa de falsos positivos en esta población(176). Esta tendencia también se refleja en nuestro trabajo, ya que los hipermétropes presentaron elevaciones posteriores mayores tanto en Ápex como en Thinnest (1,6 y 4,1 μ más que los miopes). Además, éstas

estuvieron asociadas en el modelo multivariante con ojos cortos (menor AXL) y corneas pequeñas (menor WW), segundo y tercer predictor del modelo ($R^2 = 0,344$).

Kim también describió con Pentacam HR en 100 hipermétropes de $53,5 \pm 8,7$ años unas elevaciones posteriores de 5,7 y 10,6 μ en Ápex y Thinnest respectivamente(176), muy similares a las 4,3 y 9,7 μ obtenidas en nuestros 403 hipermétropes de $56,41 \pm 13,02$ años.

Hashemi, en 2013, estudió las elevaciones máximas en 283 pacientes (20 hipermétropes frente a 242 miopes) también con Pentacam. En su estudio no encontró diferencias en las elevaciones máximas posteriores en 4mm entre miopes e hipermétropes (posiblemente, en parte, por la asimetría de grupos), pero sí una correlación positiva de las elevaciones máximas con el astigmatismo corneal(99), lo cual ya explicamos en la cara anterior. Este estudio no es comparable a nuestro trabajo debido a que evalúa elevaciones máximas dentro de los 4 mm centrales y utilizó un diámetro variable de cálculo de la BFS que lo decide el software en base a la córnea explorada. Esto dificulta la comparación entre estudios, pero plantea un interesante hallazgo y por eso lo comentamos: al utilizar el diámetro variable no halló diferencias entre las elevaciones máximas entre miopes e hipermétropes. Dado que los hipermétropes presentan menores WW (ver nuestros resultados), el utilizar una BFS fija de 8mm hace que el tamaño relativo de ésta sea mayor respecto a la de los miopes (que tienen mayor WW), ver figura 89:

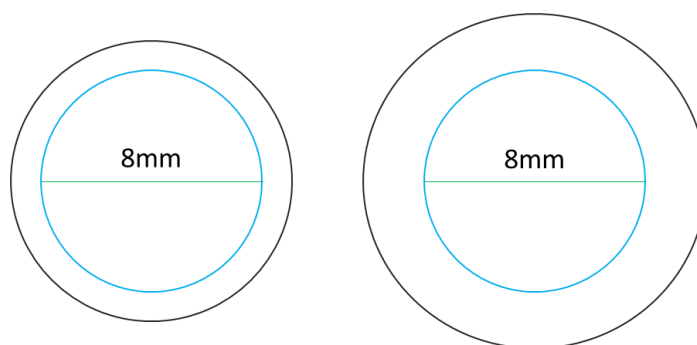


Figura 88.- Para un diámetro fijo de BFS, un mayor WW implica un menor tamaño relativo de ésta sobre la córnea a estudio. (Las formas están exageradas con fines explicativos).

Cuanto mayor sea una forma de referencia, menor será su curvatura (ya que la córnea periférica es más plana que la central(52)) por lo que las elevaciones podrían aumentar, lo que explicaría la diferencia de elevaciones entre miopes e hipermétropes. De todas maneras, se necesitan nuevos estudios para confirmar esto.

3.2.4. RELACIÓN ENTRE LAS ELEVACIONES POSTERIORES Y LA EDAD

En la cara posterior, elevaciones posteriores mayores tanto en Ápex como en Thinnest estuvieron asociadas con un aumento de la edad en el modelo multivariante ($R^2 = 0,344$), siendo la principal predictora. Es por ello necesario valorar la edad de las poblaciones sobre las que se comparen resultados, ya que en las elevaciones posteriores el efecto es más marcado que en las anteriores.

El estudio de Mahroo en 138 gemelos también detecta una correlación, pero solo con la elevación posterior en Apex ($r = 0,23$), no así en Thinnest(103).

3.3. PARAMETROS DEL BAD:

Los valores de los parámetros del BAD reflejan las DS de la población de referencia del software a la que se refieren(181).

3.3.1. Df

En nuestro trabajo obtuvimos un Df de $0,17 \pm 1,13$ en nuestra población, similar al de Orucoglu de $0,22 \pm 1,14$ en 268 controles(187) y sensiblemente menor a los de Ruiseñor-Vazquez de $0,44 \pm 1,07$ en 189 controles(188). Detectamos que en el modelo multivariante el Df disminuye con el aumento de la edad (el mayor predictor), cuanto más corto sea el ojo y en hombres (aunque el efecto es mínimo), no viéndose influido por el diámetro corneal.

3.3.2. Db

En nuestro estudio el Db medio fue de $0,43 \pm 1,19$, mayor en este caso a los de Orucoglu de $0,042 \pm 0,91$ (187) y Ruiseñor-Vazquez de $-0,21 \pm 0,90$ (188). Pudimos detectar que en el modelo multivariante (que explicó un 22,1 % del Db) este parámetro aumenta con la edad ($0,034$ / año siendo el mayor predictor), cuanto más pequeña sea la cornea (menor WW) y en hombres (aunque el efecto es bajo), no estando influido por la AXL a pesar de que tanto los hipermétropes como los ojos cortos tuvieron mayores Db en la comparativa entre grupos.

Varios estudios encontraron que el cambio de elevación posterior de usar la BFS a la BFS mejorada (Db) fué más sensible para detectar ectasias subclínicas que el valor neto de la

elevación posterior (AUROC 0,709 vs 0,761(173)), aunque no así para la detección de ectasias establecidas, donde la elevación posterior con BFS rindió mejor(187).

Sin embargo, a pesar de que algunos autores proponen a las elevaciones de cara posterior como un marcador muy sensible para detección de ectasias subclínicas(187), otros no encontraron que fuera superior a los de cara anterior(188–190).

3.3.3. Dp

El Dp en nuestro estudio fue de $0,59 \pm 1,03$. Solamente detectamos en el modelo multivariante que el Dp aumentó cuanto menor WW y ojos más cortos, no estando influenciado ni por la edad ni por el sexo.

Orucoglu y Ruiseñor-Vazquez también reportaron valores menores en sus controles, de $0,35 \pm 1,89$ y $0,44 \pm 0,92$ (187,188).

3.3.4. Dt

En nuestro trabajo, el Dt de $-0,19 \pm 0,93$ no fue prácticamente explicado por el modelo multivariante. Solamente ser mujer aumentaba el valor del Df ya que, como vimos en el apartado de paquimetría, éstas presentan un Apex y Thinnest más finos.

Los valores fueron similares al de Orucoglu de $-0,15 \pm 1,02$ (187), mientras que Ruiseñor-Vazquez reportó valores mayores en sus controles ($0,33 \pm 0,96$)(188), lo que indica que partía de córneas más finas.

3.3.5. Dam

El modelo multivariante de nuestro trabajo solo explica un 3,8 % de la variabilidad de Dam, que aumenta a mayor edad y menor AXL.

El valor del Da fue de $0,39 \pm 0,79$ en nuestro trabajo, similar esta vez al de Ruiseñor-Vazquez de $0,333 \pm 0,96$ (188) y algo mayor al de Orucoglu de $0,27 \pm 0,77$ (187).

3.3.6. D

En los estudios que evalúan diferentes parámetros para la detección de ectasias subclínicas se ha observado que con la utilización de parámetros aislados existe un solapamiento entre las ectasias subclínicas y los pacientes normales(115), lo que limita su sensibilidad y especificidad para el diagnóstico(173). La utilización de combinaciones de parámetros y árboles de decisión mejoran el rendimiento diagnóstico(114,191) lo que viene haciéndose desde la época de los topógrafos(115,192).

El parámetro D del módulo BAD del Pentacam, integra 9 parámetros obtenidos de la medición de elevación, curvatura y paquimetría para dar un riesgo global de ectasia del ojo explorado(70).

En nuestro estudio, el valor de riesgo global de ectasia en los 796 ojos fue de $0,97 \pm 0,7$. Hemos observado, mediante el modelo multivariante, que este parámetro aumenta con la edad y con córneas y ojos cada vez más pequeños. Además, el sexo no fue un predictor del modelo multivariante a pesar de que las mujeres presentaron un D levemente mayor en la comparativa entre grupos.

En el estudio de Orucoglu obtuvieron un valor muy similar de $0,93 \pm 0,66$ en sus 268 controles(187), igual que Ruiseñor-Vazquez ($1,03 \pm 0,7$), aunque este último no determina las características refractivas de su población(188).

Otros estudios encontraron en poblaciones control miopicas un D algo menor ($0,57 \pm 0,59$ en 67 controles(173) y $0,69 \pm 0,58$ en 341 controles(70)), ya que nuestra población presenta tanto miopes como hipermétropes. Describieron, además un punto de corte para el diagnóstico de ectasia subclínica de 1,31 con un AUROC de 0,834(173), convirtiéndose en el parámetro con mejor rendimiento para este propósito de entre los que ofrece el Pentacam(173,187).

Hay que tener en cuenta también que la variabilidad entre los puntos de corte de los parámetros de distintos estudios es debida principalmente a las diferencias en la definición que cada estudio hace de ectasia subclínica (lo que repercute en las características del grupo de casos) y de córnea normal (que definirá las características del grupo de controles), además de otros factores como el número de muestra de cada grupo, el tipo de software y los algoritmos utilizados(173). Es por ello que hay que tomar con precaución los puntos de corte ofrecidos en

la literatura y tener en cuenta el aparato con el que se han realizado, ya que muchos de los parámetros no deben de intercambiarse entre aparatos sin una validación previa.

Una de las debilidades del parámetro de riesgo global (D) del BAD es que no tiene en cuenta uno de los parámetros clásicamente utilizados para detección de ectasias y que algunos consideran todavía como el factor de riesgo más importante, los patrones topográficos(7,115). Otro debilidad es que la determinación del riesgo es unilateral (toma cada ojo por separado), cuando la enfermedad ectásica es reconocida hoy en día como bilateral aunque asimétrica(186). En el futuro, sería interesante evaluar la contribución de estos factores al rendimiento diagnóstico del parámetro D.

Existen también índices propios de otros aparatos que se han demostrado eficaces en el screening de ectasias en cirugía refractiva (115,189,191), pero sin haberse demostrado la superioridad clara de uno frente a otro, ya que no hay ningún parámetro único que defina la ectasia(186,193).

Un proyecto para dilucidar este último aspecto y poder avanzar en una dirección común sería la creación de una base de datos colaborativa donde se aportasen los datos brutos de casos de ectasias muy incipientes (o postLASIK sin criterios de riesgo previos) para poder probar distintos parámetros sobre ellos desde diferentes grupos de trabajo sin importar su localización. De esta manera se conseguiría aumentar la muestra, ya que la prevalencia de estos casos es muy baja como se puede objetivar en la bibliografía. Una vez obtenidos unos parámetros preliminares se podrían cotejar con las poblaciones de la base de datos para evaluar su rendimiento y en un segundo paso hacerlo extensivo entre distintos aparatos.

APORTACIONES ORIGINALES

- 1) Este trabajo constituye un esfuerzo por la creación de una base de datos con un amplio número de pacientes de nuestro entorno para poder establecer la normalidad de los valores de parámetros corneales y sus relaciones con otros factores. El gran número de muestra, la inclusión de solo un ojo por paciente y la utilización de un solo aparato para recoger todos los parámetros corneales analizados ha permitido dotar al estudio de la potencia estadística suficiente para detectar pequeñas asociaciones entre las variables estudiadas.
- 2) La cara posterior corneal ha sido evaluada desde hace relativamente poco gracias a la aparición de los tomógrafos como el Pentacam. En este trabajo, hemos utilizado un modelo de regresión lineal multivariante para detectar los cambios que sufre la curvatura central de la cara posterior por la influencia de varios factores. De esta manera hemos descrito que el sexo, el diámetro corneal, la longitud axial y la paquimetría explican la variabilidad de la curvatura central de la cara posterior en un 21,5 %.
- 3) En cuanto al comportamiento de la cara posterior, al contrario que la cara anterior que se aplana desde el mismo centro y hacia la periferia, hemos detectado que la cara posterior se incurva en la cornea más central y se aplana más tardíamente.
- 4) En esta misma línea, hemos calculado para la cara posterior un índice que se lleva empleando mucho tiempo para la cara anterior como un screening rápido de riesgo de ectasia, y hemos descrito como se comporta en la cara anterior cuando se comparan zonas más separadas del ápex de lo que estaba descrito. Así, el ratio I-S de la cara anterior evaluado en puntos es negativo en la cornea central pero se hace positivo en la periferia. En la cara posterior esta variación ocurre en una córnea más central, por lo que puede ser preciso variar los puntos de valoración respecto a la cara anterior. Además, hemos descrito la influencia que tienen el sexo, la AXL y la edad en el ratio I-S de la cara posterior.
- 5) Hemos detectado una relación importante entre las curvaturas de la cara anterior y posterior y el parámetro Dp del módulo de Belin-Ambrosio, ya que éstas varían muy significativamente el valor de éste. Deben de tomarse con reservas, por lo tanto,

valores elevados de este parámetro en presencia de curvaturas planas anteriores o curvas posteriores.

- 6) La evaluación del modelo de regresión por pasos nos ha permitido describir la importancia de la progresión de paquimetría media (RPI Avg) y la paquimetría en el thinnest en el cálculo del ratio A/P en los 4 mm centrales, ya que mejoran sensiblemente su predicción. La elevada R^2 obtenida parece indicar que existe una relación estrecha entre paquimetría y curvatura pero no evaluable con los parámetros clásicos de grosor en un punto y curvatura en una zona limitada. Los tomógrafos nos han permitido evaluar los perfiles paquimétricos, que pueden ayudar a caracterizar mucho mejor la córnea que medidas aisladas.
- 7) Gracias al amplio rango de edades, hemos aportado más bibliografía sobre la disminución que sufre el astigmatismo anterior con la edad. Mediante el modelo multivariante, hemos descrito, además, que el astigmatismo de cara posterior no varía con la edad en presencia de otros factores, manteniéndose su contribución al astigmatismo total corneal.
- 8) La evaluación de un mapa paquimétrico ha permitido describir el thinnest y su relación con el ápex, lo que ya ha sido descrito en la bibliografía. Sin embargo, a nuestro entender, no se han determinado los factores que influyen sobre la distancia y diferencia de grosor entre ambos puntos. En este estudio se ha determinado que en los hipermétropes, en los ojos cortos, con la edad y con una mayor curvatura posterior aumenta tanto la diferencia de grosor como la distancia entre ápex y thinnest.
- 9) También se ha determinado en este estudio, en relación a la detección de ectasias, que la edad avanzada se asocia a mayores elevaciones posteriores y que los parámetros del Belin Ambrosio se ven influenciados también por la edad como por otros factores como el sexo, la refracción, la longitud axial y el diámetro corneal.

LIMITACIONES:

- 1) Una de las principales limitaciones de nuestro estudio es su condición de transversal, ya que los efectos que requieren cambios en el tiempo, como el de la edad, se detectan más fielmente con estudios longitudinales. Los resultados que hemos tenido respecto a la edad, por lo tanto, deben de tomarse con precaución a la espera de estudios longitudinales que los avalen o los rebatan, si bien ya se han citado en la bibliografía algunos de éstos.
- 2) Otra de las limitaciones que encontramos son las distintas características de los grupos a comparar. Tanto en los grupos por sexos como por refracción y longitud axial presentan diferencias importantes entre ellos, si bien en algunos casos son previsibles (como los segmentos anteriores más pequeños en ojos más cortos) restan validez a las comparaciones. Sin embargo, decidimos mantener las comparativas de grupos en los resultados por dos motivos: el primero es que en el modelo multivariante ya se atajan estos posibles sesgos, midiendo el efecto de cada variable predictora o independiente en presencia de las otras sobre la dependiente. El segundo es que en la práctica clínica habitual es más fácil y accesible comparar a los pacientes por grupos simplificados de parámetros fácilmente obtenibles en la exploración, como la refracción, la edad, el sexo... por lo que puede ser de utilidad disponer de una tabla de comparación rápida de grupos control separados por alguna de estas características.
- 3) La exploración se realizó desde la mañana hasta la tarde, por lo que las variaciones diurnas del grosor corneal no se han tenido en cuenta.
- 4) El aparato utilizado no es el modelo más reciente (HR), por lo que el estudio no ha podido beneficiarse de las mejoras técnicas que incorpora y limita su comparación con otros estudios.
- 5) Las regresiones y las diferencias de medias encontradas son en muchos casos de escasa magnitud, lo que puede poner en duda la utilidad clínica de lo encontrado. Sin embargo, de los parámetros descritos y su comportamiento, pueden desarrollarse en el futuro nuevos índices que sean los que dan mayor notoriedad a las diferencias entre sanos y patológicos.

- 6) En este trabajo solamente estudiamos el comportamiento de los criterios del Belin Ambrosio en la población seleccionada como sana para valorar cómo les influían parámetros tanto biométricos como sistémicos, pero no dispusimos de una población de casos (ectasias) sobre la que poder cotejar su rendimiento diagnóstico y proponer nuevos índices. De todas maneras, ese no era el objetivo de la tesis.

CONCLUSIONES

- 1) En la población estudiada el astigmatismo anterior y el posterior están orientados, en la mayoría de los casos, con su eje más curvo en vertical. Además, se encontró que el mejor predictor del astigmatismo posterior es el astigmatismo anterior.
- 2) La curvatura inferior de la población estudiada es menor que la superior en la cornea central, pero en la periferia la curvatura inferior es mayor que la curvatura superior. En la cara posterior esta inversión ocurre antes (más hacia el centro).
- 3) La progresión máxima del grosor corneal desde el punto más fino hacia la periferia es más frecuente en los meridianos verticales y sobre todo hacia inferior en la población de este trabajo.
- 4) Las córneas de las mujeres presentan mayores curvaturas que los hombres, tanto en la cara frontal como en la cara posterior y tanto en el centro como en la periferia, con una asfericidad posterior menos negativa que los hombres. Además, la córnea central es más fina que la de los hombres, con un aumento del grosor hacia periferia más marcado en córnea media y periférica.
- 5) Las córneas de los hipermétropes presentan mayores elevaciones posteriores tanto en ápex como en thinnest, así como un parámetro de riesgo de ectasia (D) del Belin-Ambrosio mayor.
- 6) Los ojos cortos presentan mayores curvaturas que los ojos largos, tanto en cara frontal como en cara posterior y tanto en el centro como en la periferia, con una asfericidad posterior menos negativa que los ojos largos. Además, también presentan un parámetro D del Belin-Ambrosio mayor.
- 7) Un aumento de edad se asocia, en la cara anterior, a un aumento débil de la curvatura central y periférica, a una disminución del astigmatismo y a una positivización de la asfericidad, mientras que en la cara posterior, se asocia a una negativización de la asfericidad.
- 8) Un aumento de edad se asocia a menores elevaciones frontales, a mayores elevaciones posteriores y a un aumento de los valores de los parámetros del Belin-Ambrosio relacionados con la elevación posterior (Db) y la paquimetría (Dp, Dam y D).

- 9) Un diámetro corneal menor se asocia con mayores curvaturas centrales anteriores y posteriores y una asfericidad posterior más negativa. También con un mayor grosor periférico y una progresión del grosor hacia periferia más brusca.
- 10) Un diámetro corneal menor se asocia a mayores elevaciones posteriores, así como a un aumento del parámetro D del Belin-Ambrosio mayor.
- 11) Una mayor curvatura anterior se asocia a menores elevaciones en cara posterior y menores valores de los parámetros del Belin-Ambrosio relacionados con la elevación posterior (Db) y la paquimetría (Dp, Dam y D) y mayores parámetros de elevación anterior (Df) y thinnest (Dt). La curvatura posterior presenta un efecto opuesto al de la curvatura anterior en todas las variables.
- 12) No hubo asociación entre la paquimetría de mínimo espesor y las elevaciones.

BIBLIOGRAFÍA

1. American Academy of Ophthalmology. Enfermedades externas y córnea. Barcelona: Elsevier; 2008. (Curso de Ciencias Básicas y Clínicas).
2. DelMonte DW, Kim T. Anatomy and physiology of the cornea. *J Cataract Refract Surg.* 2011 Mar;37(3):588–98.
3. American Academy of Ophthalmology. Fundamentos y principios de oftalmología. Barcelona: Elsevier; 2008. (Curso de Ciencias Básicas y Clínicas).
4. Rüfer F, Sander S, Klettner A, Frimpong-Boateng A, Erb C. Characterization of the thinnest point of the cornea compared with the central corneal thickness in normal subjects. *Cornea.* 2009;28(2):177–80.
5. Lattimore MR, Kaupp S, Schallhorn S, Lewis R. Orbscan pachymetry: implications of a repeated measures and diurnal variation analysis. *Ophthalmology.* 1999 May;106(5):977–81.
6. Doughty MJ, Zaman ML. Human corneal thickness and its impact on intraocular pressure measures: a review and meta-analysis approach. *Surv Ophthalmol.* 2000 Apr;44(5):367–408.
7. Randleman JB, Trattler WB, Stulting RD. Validation of the Ectasia Risk Score System for Preoperative Laser in Situ Keratomileusis Screening. *Am J Ophthalmol.* 2008 May;145(5):813–8.
8. Ambrósio R, Faria-Correia F, Ramos I, Valbon BF, Lopes B, Jardim D, et al. Enhanced Screening for Ectasia Susceptibility Among Refractive Candidates: The Role of Corneal Tomography and Biomechanics. *Curr Ophthalmol Rep.* 2013 Mar;1(1):28–38.
9. Villavicencio O, Belin MW, Ambrósio R, Steinmueller A. Corneal pachymetry: New ways to look at an old measurement. *J Cataract Refract Surg.* 2014 May;40(5):695–701.
10. Tam ES, Rootman DS. Comparison of central corneal thickness measurements by specular microscopy, ultrasound pachymetry, and ultrasound biomicroscopy. *J Cataract Refract Surg.* 2003 Jun;29(6):1179–84.
11. Belin MW, Khachikian SS, McGhee CN, Patel D. New technology in corneal imaging. *Int Ophthalmol Clin.* 2010;50(3):177–89.
12. Petroll WM, Robertson DM. In vivo confocal microscopy of the cornea: New developments in image acquisition, reconstruction and analysis using the HRT-Rostock Corneal Module. *Ocul Surf.* 2015 Jul;13(3):187–203.
13. Miglior S, Albe E, Guareschi M, Mandelli G, Gomasasca S, Orzalesi N. Intraobserver and interobserver reproducibility in the evaluation of ultrasonic pachymetry measurements of central corneal thickness. *Br J Ophthalmol.* 2004 Feb;88(2):174–7.
14. Huang J, Liao N, Savini G, Li Y, Bao F, Yu Y, et al. Measurement of central corneal thickness with optical low-coherence reflectometry and ultrasound pachymetry in normal and post-femtosecond laser in situ keratomileusis eyes. *Cornea.* 2015 Feb;34(2):204–8.
15. Reinstein DZ, Archer TJ, Gobbe M, Silverman RH, Coleman DJ. Stromal Thickness in the Normal Cornea: Three-Dimensional Display with Artemis Very High-Frequency Digital Ultrasound. *J Refract Surg Thorofare NJ 1995.* 2009 Sep 1;25(9):776–86.

16. Kohnen T, Koch DD, editors. *Cataract and refractive surgery. Progress III.* Berlin ; New York? Springer; 2009. 122 p. (Essentials in ophthalmology).
17. Al-Farhan HM, Al-Otaibi WM. Comparison of central corneal thickness measurements using ultrasound pachymetry, ultrasound biomicroscopy, and the Artemis-2 VHF scanner in normal eyes. *Clin Ophthalmol Auckl NZ.* 2012;6:1037–43.
18. Reinstein DZ, Gobbe M, Archer TJ. Anterior Segment Biometry: A Study and Review of Resolution and Repeatability Data. *J Refract Surg.* 2012 Jul 1;28(7):509–27.
19. Fam H-B, Lim K-L, REINSTEIN DZ. Orbscan global pachymetry: analysis of repeated measures. *Optom Vis Sci.* 2005;82(12):1047–53.
20. Hamer CA, Buckhurst H, Purslow C, Shum GL, Habib NE, Buckhurst PJ. Comparison of reliability and repeatability of corneal curvature assessment with six keratometers. *Clin Exp Optom.* 2016 Nov;99(6):583–9.
21. Guilbert E, Saad A, Grise-Dulac A, Gatinel D. Corneal thickness, curvature, and elevation readings in normal corneas: combined Placido-Scheimpflug system versus combined Placido-scanning-slit system. *J Cataract Refract Surg.* 2012 Jul;38(7):1198–206.
22. Crawford AZ, Patel DV, McGhee CNJ. Comparison and Repeatability of Keratometric and Corneal Power Measurements Obtained by Orbscan II, Pentacam, and Galilei Corneal Tomography Systems. *Am J Ophthalmol.* 2013 Jul;156(1):53–60.
23. Kawamorita T, Uozato H, Kamiya K, Bax L, Tsutsui K, Aizawa D, et al. Repeatability, reproducibility, and agreement characteristics of rotating Scheimpflug photography and scanning-slit corneal topography for corneal power measurement. *J Cataract Refract Surg.* 2009 Jan;35(1):127–33.
24. Aramberri J, Araiz L, Garcia A, Illarramendi I, Olmos J, Oyanarte I, et al. Dual versus single Scheimpflug camera for anterior segment analysis: Precision and agreement. *J Cataract Refract Surg.* 2012 Nov;38(11):1934–49.
25. Miranda MA, Radhakrishnan H, O'Donnell C. Repeatability of oculus pentacam metrics derived from corneal topography. *Cornea.* 2009;28(6):657–66.
26. Piñero DP, Saenz González C, Alió JL. Intraobserver and interobserver repeatability of curvature and aberrometric measurements of the posterior corneal surface in normal eyes using Scheimpflug photography. *J Cataract Refract Surg.* 2009 Jan;35(1):113–20.
27. Chen S, Huang J, Wen D, Chen W, Huang D, Wang Q. Measurement of central corneal thickness by high-resolution Scheimpflug imaging, Fourier-domain optical coherence tomography and ultrasound pachymetry. *Acta Ophthalmol (Copenh).* 2012 Aug;90(5):449–55.
28. Chen D, Lam AKC. Intrasession and intersession repeatability of the Pentacam system on posterior corneal assessment in the normal human eye. *J Cataract Refract Surg.* 2007 Mar;33(3):448–54.
29. De la Parra-Colín P, Garza-León M, Barrientos-Gutierrez T. Repeatability and comparability of anterior segment biometry obtained by the Sirius and the Pentacam analyzers. *Int Ophthalmol.* 2014 Feb;34(1):27–33.

30. Hernández-Camarena JC, Chirinos-Saldaña P, Navas A, Ramirez-Miranda A, de la Mota A, Jimenez-Corona A, et al. Repeatability, Reproducibility, and Agreement Between Three Different Scheimpflug Systems in Measuring Corneal and Anterior Segment Biometry. *J Refract Surg.* 2014 Aug 1;30(9):616–21.
31. Al-Mohtaseb ZN, Wang L, Weikert MP. Repeatability and comparability of corneal thickness measurements obtained from Dual Scheimpflug Analyzer and from ultrasonic pachymetry. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2013 Jul;251(7):1855–60.
32. Cerviño A, Dominguez-Vicent A, Ferrer-Blasco T, García-Lázaro S, Albarrán-Diego C. Intrasubject repeatability of corneal power, thickness, and wavefront aberrations with a new version of a dual rotating Scheimpflug–Placido system. *J Cataract Refract Surg.* 2015 Jan;41(1):186–92.
33. Altıparmak Z, Yağcı R, Güler E, Arslanyılmaz Z, Canbal M, Hepşen İF. Repeatability and Reproducibility of Anterior Segment Measurements in Normal Eyes Using Dual Scheimpflug Analyzer. *Turk J Ophthalmol.* 2015 Dec;45(6):243–8.
34. Kim EJ, Montes de Oca I, Wang L, Weikert MP, Koch DD, Khandelwal SS. Repeatability of posterior and total corneal curvature measurements with a dual Scheimpflug–Placido tomographer. *J Cataract Refract Surg.* 2015 Dec;41(12):2731–8.
35. Maresca N, Zeri F, Palumbo P, Calossi A. Agreement and reliability in measuring central corneal thickness with a rotating Scheimpflug–Placido system and ultrasound pachymetry. *Contact Lens Anterior Eye.* 2014 Dec;37(6):442–6.
36. Milla M, Piñero DP, Amparo F, Alió JL. Pachymetric measurements with a new Scheimpflug photography–based system. *J Cataract Refract Surg.* 2011 Feb;37(2):310–6.
37. Savini G, Barboni P, Carbonelli M, Hoffer KJ. Repeatability of automatic measurements by a new Scheimpflug camera combined with Placido topography. *J Cataract Refract Surg.* 2011 Oct;37(10):1809–16.
38. Montalbán R, Piñero DP, Javaloy J, Alió JL. Intrasubject repeatability of corneal morphology measurements obtained with a new Scheimpflug photography–based system. *J Cataract Refract Surg.* 2012 Jun;38(6):971–7.
39. Masoud M, Livny E, Bahar I. Repeatability and Intrasession Reproducibility Obtained by the Sirius Anterior Segment Analysis System: Eye Contact Lens *Sci Clin Pract.* 2015 Mar;41(2):107–10.
40. Nasser CK, Singer R, Barkana Y, Zadok D, Avni I, Goldich Y. Repeatability of the Sirius Imaging System and Agreement With the Pentacam HR. *J Refract Surg.* 2012 Jul 1;28(7):493–7.
41. Prakash G, Srivastava D. Single session, intrauser repeatability of anterior chamber biometric and corneal pachy-volumetric parameters using a new Scheimpflug+Placido device. *J Optom.* 2016 Apr;9(2):85–92.
42. Huang D, Swanson E, Lin C, Schuman J, Stinson W, Chang W, et al. Optical coherence tomography. *Science.* 1991 Nov 22;254(5035):1178–81.
43. 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. *Arch Ophthalmol Chic Ill 1960.* 1994 Dec;112(12):1584–9.

44. Correa-Pérez ME, López-Miguel A, Miranda-Anta S, Iglesias-Cortiñas D, Alió JL, Maldonado MJ. Precision of high definition spectral-domain optical coherence tomography for measuring central corneal thickness. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2012 Apr 6;53(4):1752–7.
45. López de la Fuente C, Sánchez-Cano A, Segura F, Hospital EO, Pinilla I. Evaluation of Total Corneal Thickness and Corneal Layers With Spectral-Domain Optical Coherence Tomography. *J Refract Surg.* 2016 Jan 1;32(1):27–32.
46. Han SB, Liu Y-C, Noriega KM, Mehta JS. Applications of Anterior Segment Optical Coherence Tomography in Cornea and Ocular Surface Diseases. *J Ophthalmol* [Internet]. 2016 [cited 2016 Nov 6];2016. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5046038/>
47. Roberts CJ. Concepts and misconceptions in corneal biomechanics. *J Cataract Refract Surg.* 2014 Jun;40(6):862–9.
48. Chang DH, Waring GO. The Subject-Fixated Coaxially Sighted Corneal Light Reflex: A Clinical Marker for Centration of Refractive Treatments and Devices. *Am J Ophthalmol.* 2014 Nov;158(5):863–74.e2.
49. Tasman W, Jaeger EA. *Duane's ophthalmology* [Internet]. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2006 [cited 2016 Dec 4]. Available from: [http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=booktext&NEWS=N&DF=bookdb&AN=01434428/2007Edition&XPATH=/PG\(0\)](http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=booktext&NEWS=N&DF=bookdb&AN=01434428/2007Edition&XPATH=/PG(0))
50. American Academy of Ophthalmology. *Optica clínica.* Barcelona [etc.: Elsevier; 2008. (Curso de Ciencias Básicas y Clínicas).
51. *Oculus Optikgeräte. Pentacam. Manual de instrucciones. Sistema de análisis y evaluación para el segmento anterior ocular.*
52. Belin M, Khachikian SS, Ambrosio RJ. *Elevation based corneal tomography.* Clayton, Panama: Jaypee-Highlights Medical Publishers; 2012.
53. Belin MW, Khachikian SS. An introduction to understanding elevation-based topography: how elevation data are displayed - a review. *Clin Experiment Ophthalmol.* 2009 Jan;37(1):14–29.
54. Yanoff M, Duker JS, editors. *Ophthalmology.* 3. ed. Edinburgh: Mosby, Elsevier; 2009. 1528 p. (An expert consult title online + print).
55. Piñero DP. Technologies for Anatomical and Geometric Characterization of the Corneal Structure and Anterior Segment: A Review. *Semin Ophthalmol.* 2015 May 4;30(3):161–70.
56. Kanellopoulos AJ, Asimellis G. Forme Fruste Keratoconus Imaging and Validation via Novel Multi-Spot Reflection Topography. *Case Rep Ophthalmol.* 2013 Oct 25;4(3):199–209.
57. Roberts CJ, Züger BJ. The Advantage and Principle of Dual Scheimpflug Imaging for Analyzing the Anterior Segment of the Human Eye [Internet]. 2006 [cited 2016 Dec 6]. Available from: https://www.researchgate.net/publication/242484920_for_Analyzing_the_Anterior_Segment_of_the_Human_Eye
58. Nam SM, Im CY, Lee HK, Kim EK, Kim T-I, Seo KY. Accuracy of RTVue optical coherence tomography, Pentacam, and ultrasonic pachymetry for the measurement of central corneal thickness. *Ophthalmology.* 2010 Nov;117(11):2096–103.

59. Chen M-J, Liu Y-T, Tsai C-C, Chen Y-C, Chou C-K, Lee S-M. Relationship between central corneal thickness, refractive error, corneal curvature, anterior chamber depth and axial length. *J Chin Med Assoc JCMA*. 2009 Mar;72(3):133–7.
60. Shankar H, Taranath D, Santhirathelagan CT, Pesudovs K. Anterior segment biometry with the Pentacam: Comprehensive assessment of repeatability of automated measurements. *J Cataract Refract Surg*. 2008 Jan;34(1):103–13.
61. Bourges J-L, Alfonsi N, Laliberté J-F, Chagnon M, Renard G, Legeais J-M, et al. Average 3-Dimensional Models for the Comparison of Orbscan II and Pentacam Pachymetry Maps in Normal Corneas. *Ophthalmology*. 2009 Nov;116(11):2064–71.
62. Chen W, McAlinden C, Pesudovs K, Wang Q, Lu F, Feng Y, et al. Scheimpflug–Placido topographer and optical low-coherence reflectometry biometer: Repeatability and agreement. *J Cataract Refract Surg*. 2012 Sep;38(9):1626–32.
63. Fityo S, Bühren J, Shajari M, Kohnen T. Keratometry versus total corneal refractive power: Analysis of measurement repeatability with 5 different devices in normal eyes with low astigmatism. *J Cataract Refract Surg*. 2016 Apr;42(4):569–76.
64. Stavridis E, Eppig T, Szentmáry N, Seitz B, Langenbucher A. [Reproducibility of Scheimpflug Tomography Measurements Regarding Corneal Front and Back Surface Power]. *Klin Monatsbl Augenheilkd*. 2015 Nov;232(11):1297–303.
65. Chen D, Lam AK. Reliability and repeatability of the Pentacam on corneal curvatures. *Clin Exp Optom*. 2009 Mar;92(2):110–8.
66. Koch DD, Ali SF, Weikert MP, Shirayama M, Jenkins R, Wang L. Contribution of posterior corneal astigmatism to total corneal astigmatism. *J Cataract Refract Surg*. 2012 Dec;38(12):2080–7.
67. Ueno Y, Hiraoka T, Miyazaki M, Ito M, Oshika T. Corneal Thickness Profile and Posterior Corneal Astigmatism in Normal Corneas. *Ophthalmology*. 2015 Jun;122(6):1072–8.
68. Savini G, Barboni P, Carbonelli M, Hoffer KJ. Comparison of methods to measure corneal power for intraocular lens power calculation using a rotating Scheimpflug camera. *J Cataract Refract Surg*. 2013 Apr;39(4):598–604.
69. Ramos I. Enhanced Ectasia Susceptibility Score. In *Ascrs*; 2015 [cited 2015 Nov 28]. Available from: <https://ascrs.confex.com/ascrs/15am/webprogram/Paper15700.html>
70. Villavicencio OF, Gilani F, Henriquez MA, Izquierdo Jr Jr L, Ambrosio Jr RR, Belin MW. Independent population validation of the Belin/Ambrosio Enhanced Ectasia Display: Implications for keratoconus studies and screening. *Int J Keratoconus Ectatic Corneal Dis*. 2014;3(1):1.
71. Ambrósio Jr R, Ramos I, Lopes B, Canedo ALC, Correa R, Guerra F, et al. Assessing ectasia susceptibility prior to LASIK: the role of age and residual stromal bed (RSB) in conjunction to Belin-Ambrósio deviation index (BAD-D). *Rev Bras Oftalmol [Internet]*. 2014 [cited 2015 Nov 22];73(2). Available from: <http://www.gnresearch.org/doi/10.5935/0034-7280.20140018>
72. Ambrósio R, Luz A, Lopes B, Ramos I, Belin MW. Enhanced Ectasia Screening: The Need for Advanced and Objective Data. *J Refract Surg*. 2014 Mar 1;30(3):151–2.

73. Wegener A, Laser-Junga H. Photography of the anterior eye segment according to Scheimpflug's principle: options and limitations - a review. *Clin Experiment Ophthalmol*. 2009 Jan;37(1):144–54.
74. Dubbelman M, Sicam VADP, Van der Heijde GL. The shape of the anterior and posterior surface of the aging human cornea. *Vision Res*. 2006 Mar;46(6-7):993–1001.
75. Marcos S, Rosales P. Pentacam Scheimpflug quantitative imaging of the crystalline lens and intraocular lens. *J Refract Surg [Internet]*. 2009 [cited 2016 Jul 3];25(5):421–8. Available from: <http://www.healio.com/ophthalmology/refractive-surgery/journals/jrs/2009-5-25-5/%7Bd2b73d82-b0ce-4143-be81-42e417974d2e%7D/pentacam-scheimpflug-quantitative-imaging-of-the-crystalline-lens-and-intraocular-lens>
76. Jonuscheit S. Data extraction and reporting strategies of studies assessing non-central corneal thickness by Pentacam: A review. *Contact Lens Anterior Eye*. 2014 Oct;37(5):323–30.
77. Carl Zeiss Meditec. IOLMaster. User manual.
78. Næser K, Savini G, Bregnhøj JF. Corneal powers measured with a rotating Scheimpflug camera. *Br J Ophthalmol*. 2016 Sep;100(9):1196–200.
79. Módis L, Szalai E, Kolozsvári B, Németh G, Vajás A, Berta A. Keratometry evaluations with the Pentacam high resolution in comparison with the automated keratometry and conventional corneal topography. *Cornea*. 2012 Jan;31(1):36–41.
80. Hoffmann PC, Hütz WW. Analysis of biometry and prevalence data for corneal astigmatism in 23 239 eyes. *J Cataract Refract Surg*. 2010 Sep;36(9):1479–85.
81. Suzuki S, Suzuki Y, Iwase A, Araie M. Corneal Thickness in an Ophthalmologically Normal Japanese Population. *Ophthalmology*. 2005 Aug;112(8):1327–36.
82. AlMahmoud T, Priest D, Munger R, Jackson WB. Correlation between Refractive Error, Corneal Power, and Thickness in a Large Population with a Wide Range of Ametropia. *Investig Ophthalmology Vis Sci*. 2011 Mar 9;52(3):1235.
83. Wang D, Huang W, Li Y, Zheng Y, Foster PJ, Congdon N, et al. Intraocular pressure, central corneal thickness, and glaucoma in chinese adults: the liwan eye study. *Am J Ophthalmol*. 2011 Sep;152(3):454–62.e1.
84. Chang SW, Tsai IL, Hu FR, Lin LL, Shih YF. The cornea in young myopic adults. *Br J Ophthalmol*. 2001 Aug;85(8):916–20.
85. Altinok A, Sen E, Yazici A, Aksakal FN, Oncul H, Koklu G. Factors Influencing Central Corneal Thickness in a Turkish Population. *Curr Eye Res*. 2007 Jan;32(5):413–9.
86. Eysteinnsson T, Jonasson F, Sasaki H, Arnarsson A, Sverrisson T, Sasaki K, et al. Central corneal thickness, radius of the corneal curvature and intraocular pressure in normal subjects using non-contact techniques: Reykjavik Eye Study. *Acta Ophthalmol Scand*. 2002 Feb;80(1):11–5.
87. Hwang HS, Park SK, Kim MS. The biomechanical properties of the cornea and anterior segment parameters. *BMC Ophthalmol*. 2013 Oct 2;13:49.
88. Zhao H-X, Zhang L, Guan W-Y. Difference in normal corneal thickness and curvature between Mongolian and Han nationalities. *Int J Ophthalmol*. 2015 Apr 18;8(2):399–402.

89. Hashemi H, Asgari S, Emamian MH, Mehravaran S, Fotouhi A. Age-Related Changes in Corneal Curvature and Shape: The Shahroud Eye Cohort Study. *Cornea*. 2015 Nov;34(11):1456–8.
90. Gilani F, Cortese M, Ambrósio RR, Lopes B, Ramos I, Harvey EM, et al. Comprehensive anterior segment normal values generated by rotating Scheimpflug tomography. *J Cataract Refract Surg*. 2013 Nov;39(11):1707–12.
91. Schuster AK-G, Fischer JE, Vossmerbaeumer U. Central Corneal Thickness in Spectral-Domain OCT and Associations with Ocular and Systemic Parameters. *J Ophthalmol* [Internet]. 2016 Jun 2 [cited 2017 Mar 12];2016. Available from: <https://www.hindawi.com/journals/joph/2016/2596956/abs/>
92. Cosar CB, Sener AB. Orbscan corneal topography system in evaluating the anterior structures of the human eye. *Cornea*. 2003 Mar;22(2):118–21.
93. Scheiman M, Gwiazda J, Zhang Q, Deng L, Fern K, Manny RE, et al. Longitudinal changes in corneal curvature and its relationship to axial length in the Correction of Myopia Evaluation Trial (COMET) cohort. *J Optom*. 2016 Jan;9(1):13–21.
94. Chan KY, Cheung SW, Cho P. Corneal parameters of six- to 12-year-old Chinese children. *Clin Exp Optom*. 2012 Mar;95(2):160–5.
95. Scholz K, Messner A, Eppig T, Bruenner H, Langenbucher A. Topography-based assessment of anterior corneal curvature and asphericity as a function of age, sex, and refractive status. *J Cataract Refract Surg*. 2009 Jun;35(6):1046–54.
96. Atchison DA, Markwell EL, Kasthurirangan S, Pope JM, Smith G, Swann PG. Age-related changes in optical and biometric characteristics of emmetropic eyes. *J Vis*. 2008 Apr 1;8(4):29–29.
97. Davis WR, Raasch TW, Mitchell GL, Mutti DO, Zadnik K. Corneal Asphericity and Apical Curvature in Children: A Cross-sectional and Longitudinal Evaluation. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2005 Jun 1;46(6):1899–906.
98. Llorente L, Barbero S, Cano D, Dorransoro C, Marcos S. Myopic versus hyperopic eyes: axial length, corneal shape and optical aberrations. *J Vis*. 2004 Apr 22;4(4):5.
99. Hashemi M, Falavarjani KG, Aghai GH, Aghdam KA, Gordiz A. Anterior Segment Study with the Pentacam Scheimpflug Camera in Refractive Surgery Candidates. *Middle East Afr J Ophthalmol*. 2013 Sep;20(3):212.
100. Foster PJ, Baasanhu J, Alsbirk PH, Munkhbayar D, Uranchimeg D, Johnson GJ. Central corneal thickness and intraocular pressure in a Mongolian population. *Ophthalmology*. 1998 Jun;105(6):969–73.
101. Yuksel N, Yuksel E, Ozer MD. Evaluation of anterior segment parameters using the Pentacam in hyperopic anisometropic amblyopic and normal eyes. *J AAPOS Off Publ Am Assoc Pediatr Ophthalmol Strabismus Am Assoc Pediatr Ophthalmol Strabismus*. 2014 Jun;18(3):248–50.
102. Topuz H, Ozdemir M, Cinal A, Gumusalan Y. Age-related differences in normal corneal topography. *Ophthalmic Surg Lasers Imaging Off J Int Soc Imaging Eye*. 2004 Aug;35(4):298–303.

103. Mahroo OA, Oomerjee M, Williams KM, O'Brart DPS, Hammond CJ. High heritability of posterior corneal tomography, as measured by Scheimpflug imaging, in a twin study. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2014 Nov 25;55(12):8359–64.
104. Gharaee H, Abrishami M, Abrishami M, Mirhosseini SM, Mehrabi Bahar MR, Eghbali P. Anterior and posterior corneal curvature: normal values in healthy Iranian population obtained with the Orbscan II. *Int Ophthalmol*. 2014 Dec;34(6):1213–9.
105. Rapuano CJ, Fishbaugh JA, Strike DJ. Nine point corneal thickness measurements and keratometry readings in normal corneas using ultrasound pachymetry. *Insight Am Soc Ophthalmic Regist Nurses*. 1993 Dec;18(4):16–22.
106. Cho P, Lam C. Factors affecting the central corneal thickness of Hong Kong-Chinese. *Curr Eye Res*. 1999 May;18(5):368–74.
107. Jonuscheit S, Doughty MJ. Evidence for a Relative Thinning of the Peripheral Cornea with Age in White European Subjects. *Investig Ophthalmology Vis Sci*. 2009 Sep 1;50(9):4121.
108. Saenz-Frances F, Bermúdez-Vallecilla MC, Borrego-Sanz L, Jañez L, Martínez-de-la-Casa JM, Morales-Fernandez L, et al. Anatomical characterization of central, apical and minimal corneal thickness. *Int J Ophthalmol*. 2014 Aug 18;7(4):668–72.
109. Su DHW, Wong TY, Foster PJ, Tay W-T, Saw S-M, Aung T. Central Corneal Thickness and its Associations With Ocular and Systemic Factors: The Singapore Malay Eye Study. *Am J Ophthalmol*. 2009 Apr;147(4):709–16.e1.
110. Zhou X, Wang L, Chu R, Yu Z. [Corneal thickness distribution and its relationship with corneal topography in ametropic population]. *Zhonghua Yan Ke Za Zhi Chin J Ophthalmol*. 2014 Sep;50(9):658–64.
111. Shimmyo M, Ross AJ, Moy A, Mostafavi R. Intraocular pressure, Goldmann applanation tension, corneal thickness, and corneal curvature in Caucasians, Asians, Hispanics, and African Americans. *Am J Ophthalmol*. 2003 Oct;136(4):603–13.
112. Price FW, Koller DL, Price MO. Central corneal pachymetry in patients undergoing laser in situ keratomileusis. *Ophthalmology*. 1999 Nov;106(11):2216–20.
113. Read SA, Collins MJ, Carney LG, Franklin RJ. The Topography of the Central and Peripheral Cornea. *Investig Ophthalmology Vis Sci*. 2006 Apr 1;47(4):1404.
114. Randleman JB, Woodward M, Lynn MJ, Stulting RD. Risk Assessment for Ectasia after Corneal Refractive Surgery. *Ophthalmology*. 2008 Jan;115(1):37–50.e4.
115. Santhiago M, Giacomini N, Smadja D, Bechara S. Ectasia risk factors in refractive surgery. *Clin Ophthalmol*. 2016 Apr;713.
116. Muftuoglu O, Ayar O, Ozulken K, Ozyol E, Akıncı A. Posterior corneal elevation and back difference corneal elevation in diagnosing forme fruste keratoconus in the fellow eyes of unilateral keratoconus patients. *J Cataract Refract Surg*. 2013 Sep;39(9):1348–57.
117. Calossi A. Corneal asphericity and spherical aberration. *J Refract Surg*. 2007;23(5):505–14.
118. Fuller DG, Alperin D. Variations in corneal asphericity (Q value) between African-Americans and whites. *Optom Vis Sci Off Publ Am Acad Optom*. 2013 Jul;90(7):667–73.

119. Montalbán R, Piñero DP, Javaloy J, Alió JL. Scheimpflug photography–based clinical characterization of the correlation of the corneal shape between the anterior and posterior corneal surfaces in the normal human eye. *J Cataract Refract Surg.* 2012 Nov;38(11):1925–33.
120. Douthwaite WA. The asphericity, curvature and tilt of the human cornea measured using a videokeratoscope. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2003;23(2):141–50.
121. Zhang Z, Wang J, Niu W, Ma M, Jiang K, Zhu P, et al. Corneal asphericity and its related factors in 1052 Chinese subjects. *Optom Vis Sci Off Publ Am Acad Optom.* 2011 Oct;88(10):1232–9.
122. Yebra-Pimentel E, González-Jéijome JM, Cerviño A, Giráldez MJ, González-Pérez J, Parafita MA. [Corneal asphericity in a young adult population. Clinical implications]. *Arch Soc Espanola Oftalmol.* 2004 Aug;79(8):385–92.
123. Olsen T. On the calculation of power from curvature of the cornea. *Br J Ophthalmol.* 1986 Feb;70(2):152–4.
124. Fam H-B, Lim K-L. Validity of the keratometric index: Large population-based study. *J Cataract Refract Surg.* 2007 Apr 1;33(4):686–91.
125. Ho J-D, Tsai C-Y, Tsai RJ-F, Kuo L-L, Tsai I-L, Liou S-W. Validity of the keratometric index: Evaluation by the Pentacam rotating Scheimpflug camera. *J Cataract Refract Surg.* 2008 Jan 1;34(1):137–45.
126. Savini G, Barboni P, Carbonelli M, Hoffer KJ. Agreement between Pentacam and videokeratography in corneal power assessment. *J Refract Surg Thorofare NJ 1995.* 2009 Jun;25(6):534–8.
127. Wang L, Mahmoud AM, Anderson BL, Koch DD, Roberts CJ. Total Corneal Power Estimation: Ray Tracing Method versus Gaussian Optics Formula. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2011 Mar 1;52(3):1716–22.
128. Tonn B, Klapproth OK, Kohnen T. Anterior Surface–Based Keratometry Compared With Scheimpflug Tomography–Based Total Corneal Astigmatism Measuring Corneal Astigmatism. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2015;56(1):291–8.
129. Ho J-D, Liou S-W, Tsai RJ-F, Tsai C-Y. Effects of aging on anterior and posterior corneal astigmatism. *Cornea.* 2010 Jun;29(6):632–7.
130. Ho J-D, Tsai C-Y, Liou S-W. Accuracy of corneal astigmatism estimation by neglecting the posterior corneal surface measurement. *Am J Ophthalmol.* 2009 May;147(5):788–95, 795.e1–2.
131. Savini G, Næser K. An Analysis of the Factors Influencing the Residual Refractive Astigmatism After Cataract Surgery With Toric Intraocular Lenses Residual Refractive Astigmatism With Toric IOLs. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2015;56(2):827–35.
132. Reitblat O, Levy A, Kleinmann G, Abulafia A, Assia EI. Effect of posterior corneal astigmatism on power calculation and alignment of toric intraocular lenses: Comparison of methodologies. *J Cataract Refract Surg.* 2016 Feb;42(2):217–25.
133. Vijaya L, George R, Arvind H, Ve Ramesh S, Baskaran M, Raju P, et al. Central corneal thickness in adult South Indians: the Chennai Glaucoma Study. *Ophthalmology.* 2010 Apr;117(4):700–4.

134. Sng C, Barton K, Kim H, Yuan S, Budenz DL. Central Corneal Thickness and its Associations With Ocular and Systemic Factors in an Urban West African Population. *Am J Ophthalmol*. 2016 Sep;169:268–75.
135. Simşek A, Bilak S, Güler M, Capkin 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*. 2014 Nov 20;1–6.
136. Kanellopoulos AJ, Asimellis G. Comparison of high-resolution Scheimpflug and high-frequency ultrasound biomicroscopy to anterior-segment OCT corneal thickness measurements. *Clin Ophthalmol Auckl NZ*. 2013;7:2239–47.
137. Cairns G, McGhee CNJ. Orbscan computerized topography: Attributes, applications, and limitations. *J Cataract Refract Surg*. 2005 Jan;31(1):205–20.
138. Rüfer F, Schröder A, Bader C, Erb C. Age-related changes in central and peripheral corneal thickness: determination of normal values with the Orbscan II topography system. *Cornea*. 2007;26(1):1–5.
139. González-Méijome JM, Cerviño A, Yebra-Pimentel E, Parafita MA. Central and peripheral corneal thickness measurement with Orbscan II and topographical ultrasound pachymetry. *J Cataract Refract Surg*. 2003 Jan;29(1):125–32.
140. Martin R, Jonuscheit S, Rio-Cristobal A, Doughty MJ. Repeatability of Pentacam peripheral corneal thickness measurements. *Contact Lens Anterior Eye J Br Contact Lens Assoc*. 2015 Jun 11;
141. Barkana Y, Gerber Y, Elbaz U, Schwartz S, Ken-Dror G, Avni I, et al. Central corneal thickness measurement with the Pentacam Scheimpflug system, optical low-coherence reflectometry pachymeter, and ultrasound pachymetry. *J Cataract Refract Surg*. 2005 Sep;31(9):1729–35.
142. Rüfer F, Schröder A, Arvani M-K, Erb C. [Central and peripheral corneal pachymetry--standard evaluation with the Pentacam system]. *Klin Monatsblätter Für Augenheilkd*. 2005 Feb;222(2):117–22.
143. Jonuscheit S, Doughty MJ, Martin R, Río-Cristóbal A, Cruikshank V, Lang S. Peripheral nasal-temporal corneal asymmetry in relation to corneal thickness: a Scheimpflug imaging study. *Ophthalmic Physiol Opt J Br Coll Ophthalmic Opt Optom*. 2015 Jan;35(1):45–51.
144. Hashemi H, Asgari S, Emamian MH, Mehravaran S, Fotouhi A. Five year changes in central and peripheral corneal thickness: The Shahroud Eye Cohort Study. *Contact Lens Anterior Eye J Br Contact Lens Assoc*. 2016 Oct;39(5):331–5.
145. Wang X, Wu Q. Investigation of the Human Anterior Segment in Normal Chinese Subjects Using a Dual Scheimpflug Analyzer. *Ophthalmology*. 2013 Apr;120(4):703–8.
146. Karimian F, Feizi S, Faramarzi A, Doozandeh A, Yaseri M. Evaluation of corneal pachymetry measurements by Galilei dual Scheimpflug camera. *Eur J Ophthalmol*. 2012;22 Suppl 7:S33–9.
147. Schuster AK-G, Fischer JE, Vossmerbaeumer U. Central Corneal Thickness in Spectral-Domain OCT and Associations with Ocular and Systemic Parameters. *J Ophthalmol*. 2016;2016:2596956.

148. Hoffmann EM, Lamparter J, Mirshahi A, Elflein H, Hoehn R, Wolfram C, et al. Distribution of Central Corneal Thickness and its Association with Ocular Parameters in a Large Central European Cohort: The Gutenberg Health Study. *PLOS ONE*. 2013 ago;8(8):e66158.
149. Nomura H, Ando F, Niino N, Shimokata H, Miyake Y. The relationship between age and intraocular pressure in a Japanese population: the influence of central corneal thickness. *Curr Eye Res*. 2002 Feb;24(2):81–5.
150. Bradfield,. Central Corneal Thickness in Children. *Arch Ophthalmol*. 2011 Sep;129(9):1132–8.
151. Fern KD, Manny RE, Gwiazda J, Hyman L, Weise K, Marsh-Tootle W. Intraocular Pressure and Central Corneal Thickness in the COMET Cohort. *Optom Vis Sci Off Publ Am Acad Optom*. 2012 Aug;89(8):1225–34.
152. Wolfs RC, Klaver CC, Vingerling JR, Grobbee DE, Hofman A, de Jong PT. Distribution of central corneal thickness and its association with intraocular pressure: The Rotterdam Study. *Am J Ophthalmol*. 1997 Jun;123(6):767–72.
153. Gunay M, Celik G, Gunay BO, Dogru M, Gursoy T, Ovali HF. Central corneal thickness measurements in premature infants. *Int J Ophthalmol*. 2014;7(3):496–500.
154. Lekskul M, Aimpun P, Nawanopparatskul B, Bumrungsawat S, Trakulmongkijarn T, Charoenvanichvisit J, et al. The correlations between Central Corneal Thickness and age, gender, intraocular pressure and refractive error of aged 12-60 years old in rural Thai community. *J Med Assoc Thail Chotmaihet Thangphaet*. 2005 Nov;88 Suppl 3:S175–9.
155. Lam AK, Douthwaite WA. The corneal-thickness profile in Hong Kong Chinese. *Cornea*. 1998 Jul;17(4):384–8.
156. Dai E, Gunderson CA. Pediatric central corneal thickness variation among major ethnic populations. *J AAPOS Off Publ Am Assoc Pediatr Ophthalmol Strabismus Am Assoc Pediatr Ophthalmol Strabismus*. 2006 Feb;10(1):22–5.
157. Wei W, Fan Z, Wang L, Li Z, Jiao W, Li Y. Correlation Analysis between Central Corneal Thickness and Intraocular Pressure in Juveniles in Northern China: The Jinan City Eye Study. *PLoS ONE [Internet]*. 2014 Aug 22 [cited 2015 Jul 22];9(8). Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4141688/>
158. Sanchis-Gimeno JA, Lleó-Pérez A, Alonso L, Rahhal MS, Martínez-Soriano F. Anatomic study of the corneal thickness of young emmetropic subjects. *Cornea*. 2004;23(7):669–73.
159. Ortiz S, Mena L, Rio-San Cristobal A, Martin R. Relationships between central and peripheral corneal thickness in different degrees of myopia. *J Optom*. 2014 Jan;7(1):44–50.
160. Brandt JD, Beiser JA, Kass MA, Gordon MO. Central corneal thickness in the Ocular Hypertension Treatment Study (OHTS). *Ophthalmology*. 2001 Oct;108(10):1779–88.
161. Al-Mezaine HS, Al-Obeidan S, Kangave D, Sadaawy A, Wehaib TA, Al-Amro SA. The relationship between central corneal thickness and degree of myopia among Saudi adults. *Int Ophthalmol*. 2009 Oct;29(5):373–8.
162. Fam H, How ACS, Baskaran M, Lim K, Chan Y, Aung T. Central corneal thickness and its relationship to myopia in Chinese adults. *Br J Ophthalmol*. 2006 Dec;90(12):1451–3.

163. Hwang YH, Kim HK, Sohn YH, Namil Study Group, Korean Glaucoma Society. Central corneal thickness in a Korean population: the Namil Study. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2012 Oct;53(11):6851–5.
164. Hekimoglu E, Erol MK, Toslak D, Turgut Coban D, Doğan B, Yucel O. Comparison of Measurement of Central Corneal Thickness with Spectral Domain Optical Coherence Tomography and Standard Ultrasonic Pachymeter in Premature Infants. *J Ophthalmol* [Internet]. 2015 [cited 2016 Nov 12];2015. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4525755/>
165. Portellinha W, Belfort R. Central and peripheral corneal thickness in newborns. *Acta Ophthalmol (Copenh)*. 1991 Apr;69(2):247–50.
166. Remón L, Cristóbal JA, Castillo J, Palomar T, Palomar A, Pérez J. Central and peripheral corneal thickness in full-term newborns by ultrasonic pachymetry. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1992 Oct;33(11):3080–3.
167. Siu A, Herse P. The effect of age on human corneal thickness. Statistical implications of power analysis. *Acta Ophthalmol (Copenh)*. 1993 Feb;71(1):51–6.
168. Khoramnia R, Rabsilber TM, Auffarth GU. Central and peripheral pachymetry measurements according to age using the Pentacam rotating Scheimpflug camera. *J Cataract Refract Surg*. 2007 May;33(5):830–6.
169. Herse P, Yao W. Variation of corneal thickness with age in young New Zealanders. *Acta Ophthalmol (Copenh)*. 1993 Jun;71(3):360–4.
170. Niederer RL, Perumal D, Sherwin T, McGhee CNJ. Age-related differences in the normal human cornea: a laser scanning in vivo confocal microscopy study. *Br J Ophthalmol*. 2007 Sep;91(9):1165–9.
171. Nemesure B, Wu S-Y, Hennis A, Leske MC, Barbados Eye Study Group. Corneal thickness and intraocular pressure in the Barbados eye studies. *Arch Ophthalmol Chic Ill 1960*. 2003 Feb;121(2):240–4.
172. Fares U, Otri AM, Al-Aqaba MA, Dua HS. Correlation of central and peripheral corneal thickness in healthy corneas. *Contact Lens Anterior Eye J Br Contact Lens Assoc*. 2012 Feb;35(1):39–45.
173. Muftuoglu O, Ayar O, Hurmeric V, Orucoglu F, Kilic I. Comparison of multimetric D index with keratometric, pachymetric, and posterior elevation parameters in diagnosing subclinical keratoconus in fellow eyes of asymmetric keratoconus patients. *J Cataract Refract Surg*. 2015 Mar;41(3):557–65.
174. Randleman JB, Lynn MJ, Perez-Straziota CE, Weissman HM, Kim SW. Comparison of central and peripheral corneal thickness measurements with scanning-slit, Scheimpflug and Fourier-domain ocular coherence tomography. *Br J Ophthalmol* [Internet]. 2015 Mar 30 [cited 2015 Jul 4]; Available from: <http://bj.o.bmj.com/cgi/doi/10.1136/bjophthalmol-2014-306340>
175. Ruiz Mesa R, Tañá Rivero P. Óptica para el cirujano faco-refractivo. Barcelona [etc.: Elsevier; 2015. 405 p. (Monografías SECOIR).
176. Kim JT, Cortese M, Belin MW, Jr RA, Khachikian SS. Tomographic Normal Values for Corneal Elevation and Pachymetry in a Hyperopic Population. *J Clin Exp Ophthalmol* [Internet]. 2011

- Feb 14 [cited 2017 Mar 30];2(2). Available from: <https://www.omicsonline.org/corneal-elevation-and-pachymetry-in-a-hyperopic-population-2155-9570.1000130.php?aid=1152>
177. Buehl W, Stojanac D, Sacu S, Drexler W, Findl O. Comparison of three methods of measuring corneal thickness and anterior chamber depth. *Am J Ophthalmol*. 2006 Jan;141(1):7–12.
 178. Erickson P, Comstock TL, Zantos SG. Is the superior cornea continuously swollen? *Clin Exp Optom*. 2002 May;85(3):168–71.
 179. Labiris G, Giarmoukakis A, Koutras A, Chrysochou T, Sideroudi H, Kozobolis VP. Clinical usefulness of best-fit toric ellipsoid reference body in ectatic and crosslinked corneas. *J Cataract Refract Surg*. 2015 Apr;41(4):889–91.
 180. de Sanctis U, Loiacono C, Richiardi L, Turco D, Mutani B, Grignolo FM. Sensitivity and Specificity of Posterior Corneal Elevation Measured by Pentacam in Discriminating Keratoconus/Subclinical Keratoconus. *Ophthalmology*. 2008 Sep;115(9):1534–9.
 181. Feng MT, Belin MW, Ambrósio R, Grewal SPS, Yan W, Shaheen MS, et al. International values of corneal elevation in normal subjects by rotating Scheimpflug camera. *J Cataract Refract Surg*. 2011 Oct;37(10):1817–21.
 182. Henriquez MA, Izquierdo L, Dañin D. corneal Elevation Values in normal Eyes, forme fruste Keratoconus and Keratoconus at different stages Measured by Scheimpflug Imaging. 2014 [cited 2015 Nov 21]; Available from: <http://www.jaypeejournals.com/eJournals/ShowText.aspx?ID=6067&Type=FREE&TYP=TOP&IN=~eJournals/images/JPLOGO.gif&IID=458&isPDF=YES>
 183. Hashemi H, Beiranvand A, Khabazkhoob M, Mehravaran S, Emamian MH, Yekta A, et al. Corneal elevation and keratoconus indices in a 40- to 64-year-old population, Shahroud Eye Study. *J Curr Ophthalmol*. 2016 Jan 5;27(3-4):92–8.
 184. Khachikian SS, Belin MW. Posterior elevation in keratoconus. *Ophthalmology*. 2009;116(4):816–816.
 185. Belin MW, Ambrósio R, Jr. Scheimpflug imaging for keratoconus and ectatic disease. *Indian J Ophthalmol*. 2013 Aug;61(8):401.
 186. Gomes JA, Tan D, Rapuano CJ, Belin MW, Ambrósio Jr R, Guell JL, et al. Global Consensus on Keratoconus and Ectatic Diseases. *Cornea*. 2015;34(4):359–69.
 187. Orucoglu F, Toker E. Comparative Analysis of Anterior Segment Parameters in Normal and Keratoconus Eyes Generated by Scheimpflug Tomography. *J Ophthalmol*. 2015;2015:1–8.
 188. Ruiseñor Vázquez PR, Galletti JD, Minguez N, Delrivo M, Fuentes Bonthoux F, Pfortner T, et al. Pentacam Scheimpflug Tomography Findings in Topographically Normal Patients and Subclinical Keratoconus Cases. *Am J Ophthalmol*. 2014 Jul;158(1):32–40.e2.
 189. Reddy JC, Rapuano CJ, Cater JR, Suri K, Nagra PK, Hammersmith KM. Comparative evaluation of dual Scheimpflug imaging parameters in keratoconus, early keratoconus, and normal eyes. *J Cataract Refract Surg*. 2014 Apr;40(4):582–92.
 190. Bae GH, Kim JR, Kim CH, Lim DH, Chung ES, Chung T-Y. Corneal Topographic and Tomographic Analysis of Fellow Eyes in Unilateral Keratoconus Patients Using Pentacam. *Am J Ophthalmol*. 2014 Jan;157(1):103–9.e1.

191. Smadja D, Touboul D, Cohen A, Doveh E, Santhiago MR, Mello GR, et al. Detection of Subclinical Keratoconus Using an Automated Decision Tree Classification. *Am J Ophthalmol*. 2013 Aug;156(2):237–46.e1.
192. Maeda N, Klyce SD, Smolek MK, Thompson HW. Automated keratoconus screening with corneal topography analysis. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1994;35(6):2749–57.
193. Randleman JB, Dupps Jr WJ, Santhiago MR, Rabinowitz YS, Koch DD, Stulting RD, et al. Screening for keratoconus and related ectatic corneal disorders. *Cornea*. 2015;34(8):e20–2.