

Laura Lavilla García

Biomecánica corneal en cirugía LASIK

Departamento
Cirugía, Ginecología y Obstetricia

Director/es
Cristóbal Bescós, José Ángel
Buey Sayas, María Ángeles del

<http://zaguan.unizar.es/collection/Tesis>



Universidad
Zaragoza

Tesis Doctoral

BIOMECÁNICA CORNEAL EN CIRUGÍA LASIK

Autor

Laura Lavilla García

Director/es

Cristóbal Bescós, José Ángel
Buey Sayas, María Ángeles del

UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA

Cirugía, Ginecología y Obstetricia

2013



Universidad
Zaragoza

FACULTAD DE MEDICINA

**Departamento de Cirugía,
Ginecología y Obstetricia**

TESIS DOCTORAL

Biomecánica Corneal en Cirugía LASIK

Laura Lavilla García

Zaragoza, 2013

Tesis doctoral presentada en el Departamento de
Cirugía, Ginecología y Obstetricia de la Facultad de
Medicina de la Universidad de Zaragoza para optar al
grado de doctor en Medicina

por

Laura Lavilla García

Directores:

Dr. José Ángel Cristóbal Bescós

Dra. M^a Ángeles del Buey Sayas

Zaragoza, 2013



El Dr. JOSÉ ÁNGEL CRISTÓBAL BESCÓS, Jefe de Servicio de Oftalmología del Hospital Clínico Universitario “Lozano Blesa” de Zaragoza y Profesor asociado en Ciencias de la Salud de la Universidad de Zaragoza, CERTIFICA QUE:

El trabajo titulado: “Biomecánica Corneal en Cirugía LASIK”, presentado por Dña. LAURA LAVILLA GARCÍA, para optar al grado de doctor, ha sido realizado bajo mi dirección y reúne los requisitos metodológicos y de innovación científica necesarios para ser presentado como Tesis Doctoral.

Y para que así conste, firmo el presente certificado en Zaragoza, junio de 2013.



La Dra. M^a ANGELES DEL BUEY SAYAS,
CERTIFICA QUE:

El trabajo titulado: “Biomecánica Corneal en Cirugía LASIK”, presentado por Dña. LAURA LAVILLA GARCÍA, para optar al grado de doctor, ha sido realizado bajo mi dirección y supervisión, otorgando mi conformidad para ser presentado como Tesis Doctoral ante el Tribunal que en su día se designe.

Y para que así conste, firmo el presente certificado en Zaragoza, junio de 2013.

AGRADECIMIENTOS

“Se depende siempre de mucha gente diferente.

*Cada uno lleva consigo la marca de las
lecciones diarias de otras tantas personas.”*

Gonzaguinha (1941-1991)

En primer lugar quisiera agradecer la dirección de esta tesis doctoral a los Dres. José Ángel Cristóbal Bescós y M^a Ángeles del Buey Sayas.

Gracias, al Dr. José Ángel Cristóbal Bescós, que ha sido y será el Jefe, con quien empecé en esta profesión, quien me guió en los primeros pasos y me ha visto crecer como oftalmólogo y como persona. Un maestro a quien se respeta y admira, de quien siempre se puede recibir una enseñanza. Gracias por valorar mi trabajo y creer en mis posibilidades, gracias por contribuir en este proyecto.

Gracias a la Dra. del Buey, M^a Ángeles, por depositar en mí su confianza, por compartir conmigo su trabajo y su entusiasmo por la profesión. Gracias a ella iniciamos este trabajo, que es tan mío como suyo. Su optimismo y espíritu de lucha y superación han sido un estímulo para seguir adelante.

Gracias al equipo del Hospital Universitario Quirón, Valentina, Irene y Cristina, por su colaboración en el trabajo del día a día donde nunca falta una sonrisa, y por su cariño.

A los compañeros y amigos de profesión, con los que comparto y he compartido experiencias que guardo en la memoria, gracias por su ayuda e implicación en mis proyectos.

Gracias a mis padres, Abelardo y M^a Jesús, por ser como son, por darme lo más importante, la educación y los valores, que son los cimientos de todo lo que soy.

Gracias a mis hermanos, David, Javier e Isabel, que junto con mis padres me dan su apoyo incondicional. Un especial agradecimiento a Javier, por sus ilustraciones, a través de las cuales puso su arte y la minuciosidad de su trabajo a mi servicio, es un honor para mí que aparezcan en la tesis doctoral.

Gracias a Sergio, por contagiarme su ímpetu, por su comprensión, por su paciencia, por ser mi Faro de guía.

*Nuestras horas son minutos
cuando esperamos saber,
y siglos cuando sabemos
lo que se puede aprender.*

Antonio Machado (1875-1939)

ÍNDICE

JUSTIFICACIÓN DEL TEMA	19
OBJETIVOS	27
INTRODUCCIÓN	31
I. DEFECTOS REFRACTIVOS	33
1. Definición	33
2. Miopía	33
3. Hipermetropía	35
4. Astigmatismo	37
5. Prevalencia y variación de los defectos refractivos con la edad	41
6. Corrección de las ametropías	44
II. LA CÓRNEA	45
1. Anatomía macroscópica y microscópica de la córnea	46
2. Propiedades de la córnea	52
3. La córnea y la cirugía refractiva	55
III. CIRUGÍA REFRACTIVA	57
1. Definición y procedimientos	57
2. Queratomileusis in situ asistida por láser excimer	59
IV. BIOMECÁNICA CORNEAL	88
1. Bases físicas	88
2. Bases biológicas	92
3. Medida clínica de la biomecánica corneal. Analizador de Respuesta Ocular	94
4. Utilidad de la biomecánica corneal	99
HIPÓTESIS DE TRABAJO	119
MATERIAL Y MÉTODOS	123
I. DISEÑO DEL ESTUDIO	125
1. Criterios de inclusión	126
2. Criterios de exclusión	127

II. MATERIAL CLÍNICO	129
1. Material de exploración oftalmológica	129
2. Material quirúrgico	134
III. METODOLOGÍA	139
1. Anamnesis	139
2. Exploración	140
3. Cuidados preoperatorios	143
4. Procedimiento quirúrgico	143
5. Seguimiento y cuidados postoperatorios	146
IV. VARIABLES DEL ESTUDIO	148
1. Variables cualitativas	148
2. Variables cuantitativas	148
3. Variables creadas a partir de las previas	150
V. ESTUDIO ESTADÍSTICO	151
1. Análisis descriptivo de los datos	151
2. Contraste de Hipótesis. Comparación de medias	152
3. Relación entre variables. Correlaciones y covarianza	153
RESULTADOS	155
I. CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA	157
1. Distribución de la muestra	157
2. Edad	159
3. Sexo	162
II. CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA SEGÚN EL DEFECTO REFRACTIVO	165
1. Análisis de la agudeza visual	165
2. Análisis de las características refractivas y topográficas	167
3. Análisis de las propiedades biomecánicas y la presión intraocular	176
4. Estudio de la relación entre las variables	178
III. CARACTERÍSTICAS PREOPERATORIAS DE LOS OJOS A INTERVENIR	180

IV. ANÁLISIS DE LOS PARÁMETROS QUIRÚRGICOS	184
1. Cabezal	184
2. Anillo de succión	185
3. Micras de ablación	185
4. Índice estromal residual	187
V. RESULTADOS QUIRÚRGICOS	189
1. Agudeza visual postoperatoria	189
2. Índice de efectividad	190
3. Refracción y características topográficas postoperatorias	190
4. Índice relacionado con los resultados refractivos. Predictibilidad	196
5. Resultados biomecánicos y de presión intraocular	197
VI. CAMBIOS TRAS EL TRATAMIENTO	201
1. Cambio de las características refractivas y topográficas	201
2. Cambio de las propiedades biomecánicas	209
3. Cambio de la presión intraocular	219
VII. COMPLICACIONES	225
<u>DISCUSIÓN</u>	<u>227</u>
I. DISCUSIÓN DEL MATERIAL	229
1. Discusión de la muestra	229
2. Discusión del topógrafo	233
3. Discusión del microqueratomo	234
4. Discusión del láser	236
5. Discusión del estudio biomecánico	237
II. DISCUSIÓN DEL MÉTODO	239
III. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS	241
1. Características refractivas, topográficas y biomecánicas según defecto refractivo	241
2. Correlaciones entre las propiedades biomecánicas corneales y las características refractivas y topográficas	247

3. Efecto de la cirugía LASIK sobre las características topográficas	252
4. Efecto de la cirugía LASIK sobre las propiedades biomecánicas	254
5. Efecto de la cirugía LASIK sobre la presión intraocular	263
6. Modelo predictivo de la variación de la presión intraocular tras el LASIK	267
7. Efectividad y predictibilidad del LASIK	270
CONCLUSIONES	273
BIBLIOGRAFÍA	279

JUSTIFICACIÓN DEL TEMA

Los defectos de refracción o ametropías son todas aquellas situaciones en las que el ojo, por un defecto óptico que origina un mal enfoque de los rayos de luz, no es capaz de proporcionar una imagen nítida a nivel de la retina. Las ametropías constituyen un problema de salud pública por su elevada prevalencia, la discapacidad visual que causan y los altos costes económicos asociados a su corrección.

La hipermetropía es el defecto de refracción más frecuente en nuestro medio. Se trata de un tipo de ametropía esférica en la que los rayos paralelos de luz que llegan al ojo en reposo, en lugar de reunirse en un punto de la retina tienden a hacerlo detrás de ésta. Es una condición óptica normal durante la primera infancia, decrece durante la adolescencia, se estaciona en la edad media en el 50% de la población y puede volver a aumentar en la senectud, debido a los cambios del cristalino.

Se define miopía como aquella situación en la que los rayos de luz paralelos al ojo se enfocan delante del plano de la retina originando una imagen borrosa del objeto. La miopía tiene una prevalencia de aproximadamente el 15% en la población caucásica, siendo superior en las razas orientales y menor en la raza negra. Además de los factores geográficos o raciales, existen otros factores denominados ambientales y educacionales a los que también se atribuye una parte importante del aumento actual de la prevalencia de la miopía respecto a épocas anteriores. Desde

el nacimiento hasta los 7 años de vida el ojo tiende a la hipermetropía, salvo en los casos de miopías congénitas. A partir de este periodo se invierte la tendencia hacia la miopía y suele estabilizarse a los 18-22 años (excepto en la miopía patológica). En edades avanzadas puede aparecer una miopía de origen tardío, debido al aumento de la potencia dióptrica del cristalino por el desarrollo de la esclerosis nuclear.

El astigmatismo es una ametropía en la cual la potencia del sistema óptico del ojo es diferente según el meridiano que consideremos, de manera que los rayos de luz no llegan a formar un foco en la retina. Prácticamente todos los individuos presentan algún grado de astigmatismo, pero el concepto se refiere a aquellas situaciones en las que el defecto se hace significativo.

El tratamiento de los defectos refractivos se ha realizado clásicamente mediante el uso de gafas y lentes de contacto. En las últimas décadas ha surgido una nueva alternativa terapéutica, la cirugía refractiva. Ésta es una cirugía electiva, cuya finalidad es eliminar de manera permanente una disfunción visual que afecta a la calidad de vida del individuo. La demanda creciente por parte de la población, junto con los avances tecnológicos, han hecho posible el desarrollo de numerosas técnicas quirúrgicas para conseguir este objetivo. Los procedimientos quirúrgicos refractivos se pueden dividir en dos grupos atendiendo al lugar anatómico donde se realiza la corrección. Existen técnicas

refractivas que actúan sobre la córnea (cirugía refractiva corneal), y otras técnicas que consisten en la implantación de lentes intraoculares (fáquicas o tras lensectomía refractiva) con la potencia óptica necesaria para conseguir la emetropía del paciente (cirugía intraocular).

De todas las técnicas refractivas, la cirugía LASIK sigue siendo la más difundida. Para la mayoría de cirujanos es la técnica de elección para la corrección de ametropías medias y bajas en aquellos pacientes aptos para dicho procedimiento. El LASIK, respecto a otras técnicas mencionadas, aporta importantes ventajas tales como ser una técnica indolora y mínimamente invasiva, que se realiza con anestesia tópica y sin necesidad de ingreso hospitalario. Además proporciona una rápida recuperación visual, junto con altos índices de seguridad, mínimo número de complicaciones y un elevado grado de satisfacción de los pacientes.

La respuesta corneal a la cirugía refractiva ha sido ampliamente estudiada, pero existen aspectos no del todo conocidos, y no por ello menos importantes, que podrían tener impacto sobre la calidad visual y la salud ocular.

A pesar de los avances diagnósticos y de la creciente exigencia de los criterios para considerar a los sujetos aptos para cirugía refractiva LASIK, todavía existen complicaciones a largo plazo que no se consiguen evitar. Así pues, siguen apareciendo

casos no explicados de ectasia corneal tras tratamiento LASIK, en pacientes sin factores de riesgo evidentes (patología corneal previa, un corte profundo no programado, ablación corneal excesiva, asfericidad corneal anormal). En estos casos, se postulan como causas de la ectasia, una inestabilidad biomecánica inducida por la cirugía y/o la evolución de un proceso crónico subclínico pre-existente no detectado.

Otro aspecto importante a tener en cuenta es el control de la presión intraocular mediante tonometría de aplanación Goldmann en pacientes operados de LASIK, puesto que tiene limitaciones. Los cambios biomecánicos y de espesor corneal que provoca la ablación láser en estos sujetos pueden originar una infraestimación de la verdadera presión intraocular. La prevalencia del glaucoma aumenta con la edad (2% de los individuos mayores de 40 años) y especialmente en los miopes, que tienen mayor riesgo de padecer glaucoma crónico simple. De esta manera, podrían no detectarse incrementos tensionales en pacientes operados de LASIK, mediante la tonometría de aplanación Goldmann. Aumentado el riesgo de desarrollar un daño glaucomatoso con baja tensión, que en el peor de los casos llevaría a una ceguera irreversible, por un inadecuado control tensional.

La biomecánica de la córnea es una ciencia que estudia el equilibrio y la deformación del tejido corneal sometido a cualquier fuerza. Explora su función y estructura, e intenta

establecer bases físico-matemáticas para predecir su respuesta dinámica ante situaciones fisiológicas y patológicas. En la actualidad disponemos de instrumentos que nos permiten una medición clínica de la biomecánica corneal y son una herramienta para la caracterización de la córnea sana y enferma, incluso para predecir los efectos de la cirugía corneal. En este sentido, desde la aparición del Analizador de Respuesta Ocular (ORA), que nos permite medir las propiedades biomecánicas corneales in vivo, numerosas publicaciones científicas se han centrado en el estudio y evaluación de los parámetros biomecánicos que nos proporciona este dispositivo.

El interés creciente de la población por el tratamiento de los defectos refractivos oculares, así como el trascendente impacto social que conllevan sus complicaciones, justifican este estudio que tiene como fin último conocer el efecto que tiene la cirugía LASIK sobre la biomecánica corneal.

OBJETIVOS

Con el desarrollo de este trabajo, basado en el estudio de una población de pacientes que iban a ser intervenidos para corregir su defecto refractivo mediante la técnica LASIK, se persiguieron los siguientes objetivos:

- Describir y analizar las propiedades biomecánicas corneales (histéresis corneal, factor de resistencia corneal) y la presión intraocular determinadas con el Analizador de Respuesta Ocular en los diferentes defectos refractivos.

- Describir y analizar la correlación de las características refractivas y topográficas con las propiedades biomecánicas corneales (histéresis corneal, factor de resistencia corneal) y la presión intraocular determinadas con el Analizador de Respuesta Ocular.

- Describir el efecto de cirugía LASIK sobre las características topográficas, atendiendo al patrón de ablación realizado con el láser.

- Describir el efecto de cirugía LASIK sobre la biomecánica corneal, atendiendo al patrón de ablación aplicado.

- Describir el efecto de cirugía LASIK sobre la presión intraocular.

- Establecer un modelo predictivo que permita conocer el cambio de la presión intraocular tras la cirugía LASIK atendiendo a los parámetros preoperatorios.

- Analizar la predictibilidad y efectividad de los procedimientos LASIK realizados en este estudio.

INTRODUCCIÓN

I. DEFECTOS REFRACTIVOS

1. Definición

El ojo humano se considera un sistema óptico capaz de formar sobre la retina imágenes invertidas de objetos que se encuentran a distintas distancias. Los rayos luminosos llegan a la retina tras atravesar la córnea, humor acuoso, cristalino y vítreo. Debido a los diferentes índices de refracción de estos medios, los rayos alteran su dirección a medida que los atraviesan.

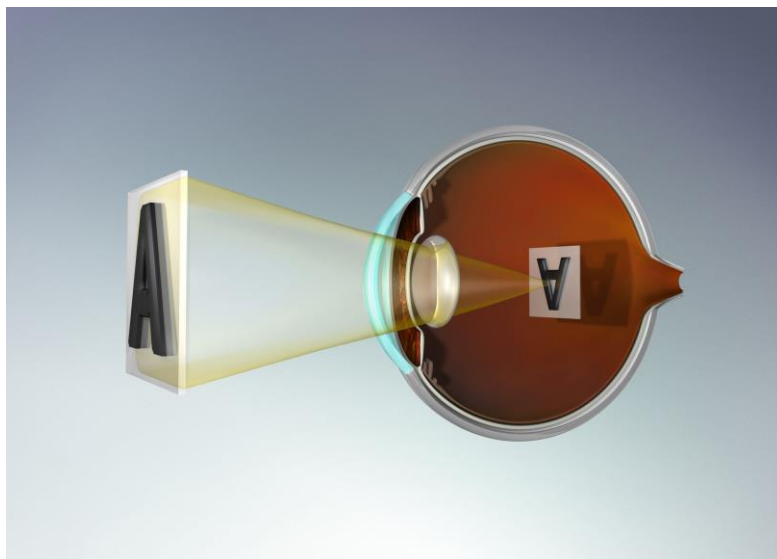
La *emotropía* es el estado refractivo del ojo fisiológicamente normal, en el cual los rayos luminosos que llegan paralelos de un objeto distante, con la acomodación relajada, quedan enfocados en el plano de la retina, dando una imagen nítida del objeto.

La *ametropía* es la situación en que estos rayos se enfocan delante o detrás del plano de la retina y la imagen del objeto es borrosa. Los *defectos de refracción esfero-cilíndricos* son: miopía, hipermetropía y astigmatismo.¹

2. Miopía

La miopía es aquella situación en la que el sistema óptico del ojo, con la acomodación relajada, hace converger en un punto delante de la retina los rayos paralelos provenientes del infinito (Ilustración 1).

Se estima que la prevalencia de la miopía en la raza caucásica es del 10-15% de la población adulta, mientras que en las razas orientales es hasta cuatro veces superior.



Javier Lavilla © 2013

Ilustración 1. Representación de un ojo miope. Proyección de las imágenes delante de la retina.

La etiología de la miopía no se conoce en el momento actual pero existen distintos factores que intervienen en su desarrollo: factores hereditarios, el uso excesivo de la acomodación y la privación visual. Desde el punto de vista óptico la miopía puede ser: axial, de curvatura y de índice.

La *miopía axial* es la más frecuente, particularmente en las miopías intensas. Es debida a un incremento del eje antero-posterior del ojo, acompañado de una curvatura corneal normal o elevada.

La *miopía de curvatura* puede deberse a un aumento de la curvatura de la córnea y/o del cristalino. El aumento de la curvatura corneal aparece en situaciones patológicas como las ectasias corneales. El aumento de la curvatura del cristalino es poco frecuente, puede aparecer en situaciones de lenticono anterior o posterior, esferofaquia o microesferofaquia.

En la *miopía de índice* la alteración del índice de refracción del cristalino es responsable del desarrollo de miopía. Se da en los casos de escleritis nuclear y en la miopía diabética.

Clínicamente la miopía se manifiesta como una disminución de la visión de lejos, junto a malestar y fatiga visual. Además la visión empeora al anochecer por la dilatación de la pupila, debido a que la refracción en la zona periférica del cristalino es más miopizante y a que las longitudes de onda cercanas al azul refractan más.

3. Hipermetropía

La hipermetropía es el estado refractivo del ojo en el cual los rayos luminosos que llegan paralelos de un objeto distante, estando la acomodación relajada, quedan enfocados detrás de la retina, formando en ésta un círculo de difusión que ocasiona una imagen borrosa (Ilustración 2).

Se trata del defecto de refracción más frecuente, aunque las altas hipermetropías no lo son tanto, ya que en la mayoría de los casos el defecto hipermetrópico alcanza pocas dioptrías. Se han encontrado distintos patrones hereditarios asociados a hipermetropías altas.

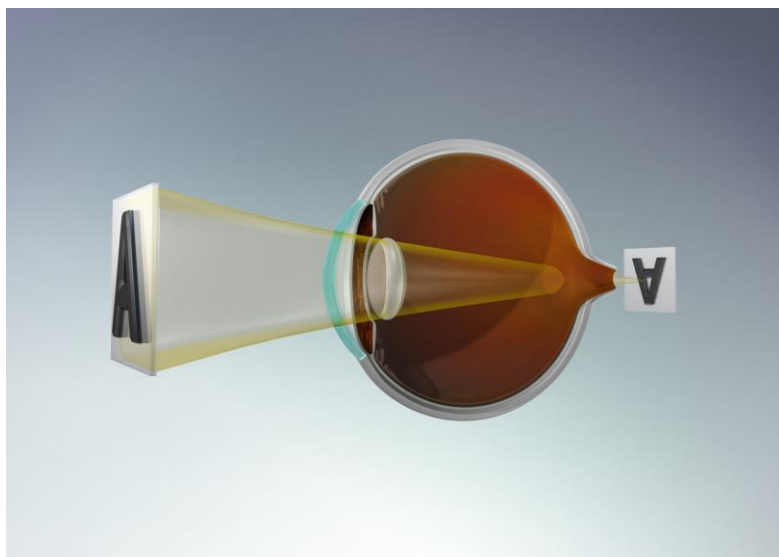


Ilustración 2. Representación de un ojo hipermetrope. Proyección de las imágenes detrás de la retina.

En la mayor parte de los casos existe un desajuste en el sistema óptico del ojo con un eje antero-posterior corto, es la **hipermetropía axial**. En hipermétropes bajos y moderados, la longitud axial suele estar dentro del rango emétrepe (22.3-26 mm) aunque más cerca del extremo inferior.

Los casos de **hipermetropía refractiva**, con disminución de la curvatura de la córnea o el cristalino, son menos frecuentes.

La *hipermetropía de índice* se debe a modificaciones del cristalino. La disminución de índice se produce de forma fisiológica con la edad y en diabéticos tras una reducción de la glucemia.

La clínica de la hipermetropía vendrá marcada por el estado de la acomodación. Los niños no suelen mostrar déficit visual, puesto que la capacidad acomodativa puede compensar defectos refractivos importantes. Las manifestaciones más importantes son las cefaleas, la astenopia acomodativa y el estrabismo acomodativo. En adultos jóvenes, además, pueden aparecer episodios de mala visión próxima intermitente por claudicación del músculo ciliar, y, en ciertos casos, incluso pueden llegar a manifestar una falsa miopía por espasmo del músculo ciliar. La mayor parte de las hipermetropías se manifiestan poco antes de la edad presbita, presentando los sujetos mala visión de cerca y con el paso del tiempo también manifiestan un déficit en la visión lejana.

4. Astigmatismo

El astigmatismo es la condición refractiva en la que el sistema óptico del ojo no es capaz de formar un foco puntual de luz en la retina. Este fenómeno se produce porque los meridianos del sistema óptico del ojo no refractan la luz en el mismo punto.

Existen dos líneas focales separadas por un intervalo, conocido como intervalo focal o conoide de Sturm. Entre estas dos líneas focales, existe un lugar en el que la difusión de la imagen es mínima, que se conoce como círculo de menor difusión (Ilustración 3).

El eje del astigmatismo indica la orientación de los meridianos principales, de modo que el astigmatismo se identifica por su poder dióptrico y por su eje.

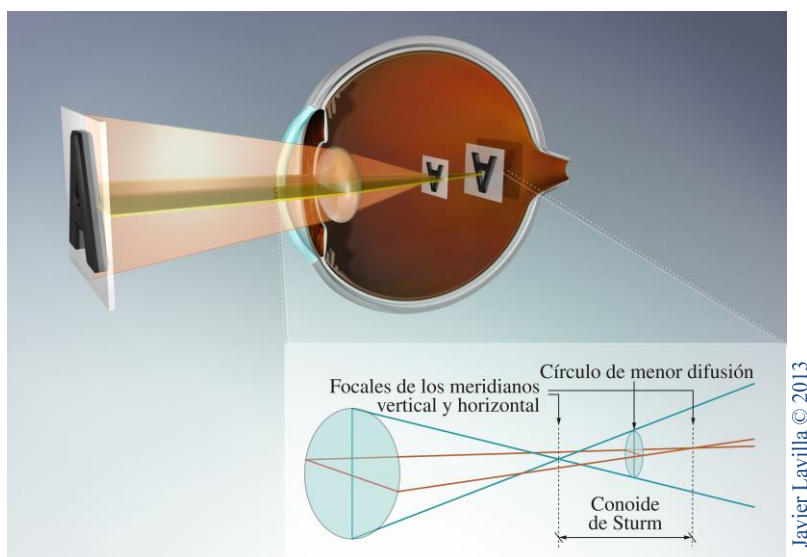


Ilustración 3. Representación de un ojo con astigmatismo. Proyección de las imágenes correspondientes a cada uno de los meridianos. En el recuadro inferior se muestra la representación esquemática del conoide de Sturm.

Son múltiples las clasificaciones del astigmatismo según el punto de vista que se considere.

- Según el eje que formen entre sí los meridianos principales el astigmatismo puede ser regular e irregular.

El astigmatismo **regular** es aquel en el que los meridianos principales forman entre sí un ángulo de 90°.

En el astigmatismo **irregular** los puntos de un mismo meridiano presentan distinto poder refractivo y los rayos refractados no tienen planos de simetría. Este defecto aparece sobre todo en patología corneal como el queratocono, tras queratoplastias o causado por cicatrices corneales.

- Atendiendo a la posición de las líneas focales el astigmatismo puede ser a su vez: **simple** (uno de los focos se encuentra en la retina), **compuesto** (asociado a un defecto esférico, miope o hipermetrope) o **mixto** (uno de los focos es hipermetrope y el otro miope).

- Atendiendo al origen del astigmatismo las causas son: por diferente curvatura, por error de centrado o por diferentes índices de refracción. El origen del astigmatismo causado por la diferente **curvatura** de los meridianos principales del ojo, se localiza principalmente en la córnea y el astigmatismo causado por **descentramiento** y el **de índice** se localizan en el cristalino (anomalías en la forma y posición²).

- Según la potencia y la disposición de los meridianos principales el astigmatismo puede ser directo o indirecto.

De forma general el meridiano vertical es más curvo que el horizontal. Este astigmatismo se acepta como fisiológico y se

denomina astigmatismo *directo o a favor de la regla*. El meridiano de mínima refracción está entre 0° - 180° ($\pm 15^\circ$).

El astigmatismo *inverso* (o en contra de la regla) es aquel en el cual la curvatura del meridiano horizontal es mayor que el vertical. El meridiano de mínima refracción se encuentra entre los 90° - 270° ($\pm 15^\circ$).

El astigmatismo *oblicuo* será aquel en el cual los meridianos principales se encuentran a $45^\circ \pm 15^\circ$ y $135^\circ \pm 15^\circ$.

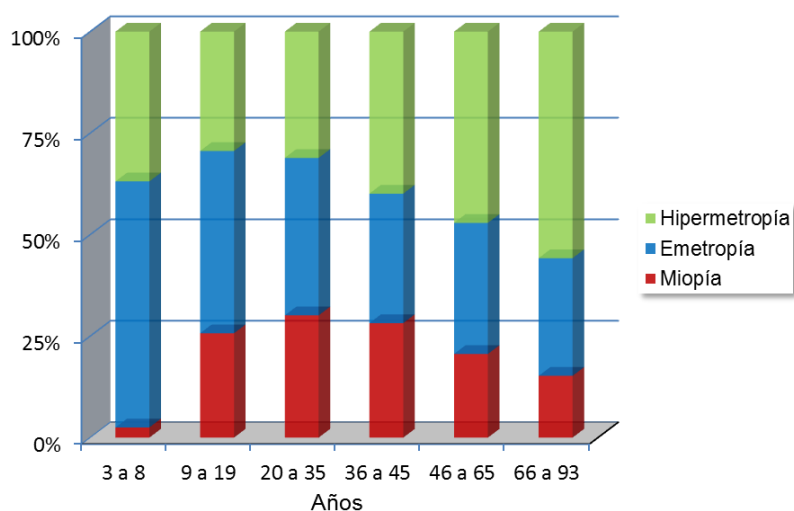
- Según el momento de aparición pueden ser *congénitos* y *adquiridos* por distintas enfermedades de la córnea (queratocono, pterigium, queratoglobos) o situaciones especiales como: cicatrices corneales, cirugía de cataratas o cirugía refractiva.

En los sujetos con astigmatismo la agudeza visual va a ser mala tanto de lejos como de cerca, y a su vez dependerá de la cantidad de astigmatismo y de si es miópico o hipermetrópico. Gracias a la acomodación, que tiene como objeto llevar el círculo de menor difusión del sistema astigmático a la retina, mejora la nitidez de los objetos. No todos los astigmatismos van a mejorar su visión mediante la acomodación. En el astigmatismo miópico compuesto, el esfuerzo acomodativo aumentará la distorsión en la imagen final. Sin embargo, en un astigmatismo hipermetrópico compuesto la acomodación sí que mejorará la visión, puesto que lleva el círculo de mínima confusión a la retina. El intento de mejorar la visión mediante la acomodación da lugar a una serie de síntomas de fatiga ocular y astenopia acomodativa.

5. Prevalencia y variación de los defectos refractivos con la edad

La etiología de los defectos refractivos no está clara y probablemente sea multifactorial. Existen numerosos estudios que relacionan los defectos refractivos con factores como la raza, la edad, la nutrición y las condiciones medioambientales.

Los estudios de prevalencia realizados en poblaciones específicas muestran unas variaciones muy importantes. Así, en España, sobre una muestra de 7621 sujetos de distintas edades, el estado refractivo más prevalente es la emetropía (43.2%), seguido de la hipermetropía (35.6%) y de la miopía (21.1%)³. Sin embargo, en otros grupos raciales el estado refractivo más prevalente es la miopía, llegando hasta el 70% de la población en algunos estudios⁴.



Gráfica 1. Distribución de los errores refractivos por grupos de edad en España según Montés-Micó R y cols.³

Las diferencias entre la distribución de los errores refractivos en las poblaciones infantil y adulta, ponen de manifiesto que la refracción sufre diversos cambios a lo largo de la vida ^{3,5} (Gráfica 1).

Los cambios anatómicos y funcionales que ocurren en el ojo humano con la edad no sólo incluyen cambios del equivalente esférico⁶ sino también en el astigmatismo por cambios de la curvatura y el diámetro corneales^{7,8,9,10}.

Durante los tres primeros años de vida se producen los mayores cambios refractivos. El 75-80% de los recién nacidos son hipermétropes. La miopía es rara en el nacimiento, aunque en algunas ocasiones es congénita. Durante estos primeros años diversos factores, activos y pasivos, se combinan para conducir todos los errores hacia la emetropía.

La **emetropización pasiva** ocurre con el crecimiento del ojo. La elongación del eje axial de ojos se compensa con la reducción del poder refractivo del cristalino y de la córnea, que se hace más plana.

La **emetropización activa** hace referencia a cómo la experiencia visual influye en el control del crecimiento del ojo. En estudios experimentales se ha demostrado cómo el desenfoque y la privación pueden afectar en el proceso de emetropización^{11,12,13}.

En la edad escolar los cambios refractivos en sujetos hipermétropes son muy pequeños, siempre van en sentido de reducción del defecto existiendo una tendencia a la miopía. Mientras que en los sujetos miopes los cambios son algo mayores.

En el adulto joven hipermetrope (20-40 años) la refracción suele ser estable. Sin embargo, es difícil predecir el defecto dióptrico final en el miope. Los antecedentes familiares, el inicio precoz y el incremento rápido de la miopía en la primera década de la vida pueden pronosticar una evolución hacia la miopía magna. De los 40 años en adelante, se observa una tendencia de nuevo hacia la hipermetropía, sobre todo por los cambios que se producen en el cristalino.

El astigmatismo también sufre variaciones con la edad¹⁴. Los recién nacidos suelen tener un astigmatismo refractivo inverso que decrece hasta los 2 años. En cambio, si el niño nace con un astigmatismo directo, probablemente lo tendrá siempre. A partir de los 6 años y hasta los 15-20 años no se han encontrado variaciones y suele predominar el astigmatismo directo. Es a partir de los 40 años cuando el astigmatismo refractivo tiende a hacerse inverso. El motivo de esta modificación es el cambio del astigmatismo corneal y el astigmatismo interno producido por el cristalino. Con la edad la tendencia del cambio astigmático corneal es a la esfericidad, si presentaba astigmatismo directo, o incluso hacia el astigmatismo inverso, si la córnea era esférica¹⁵. Este efecto se produce en parte por la disminución de la presión

que el párpado superior ejerce sobre el meridiano vertical en edades avanzadas¹⁶. A este hecho se suma el cambio de la curvatura del cristalino debido a la esclerosis del mismo¹⁷.

6. Corrección de las ametropías

Las posibilidades y los métodos de corrección de los defectos de refracción han supuesto una auténtica revolución en las últimas décadas, logrando mejorar la calidad de vida y la visión de muchas personas.

La corrección de las ametropías con *lentes ópticas (gafas)* sigue siendo el método más empleado y pueden corregir de forma adecuada la mayoría de los defectos de refracción, a excepción de los astigmatismos irregulares y de algunas anisometropías. En función del defecto que se va a corregir se utilizan distintos tipos de lentes: divergentes en el caso de la miopía, convergentes para los hipermétropes y lentes tóricas en el caso de los astigmatismos.

Las *lentes de contacto*, además de su utilidad como correctoras de ametropías, en ocasiones se usan con fines terapéuticos o estéticos. Existen distintos tipos de lentes en función su geometría y del material utilizado. Como ventajas frente a las gafas, ofrecen la posibilidad de tratar anisometropías elevadas, aumentan la amplitud del campo visual nítido, eliminan el escotoma de la montura de las gafas, el efecto prismático y las aberraciones laterales que provoca una gafa, son estables ante cambios ambientales como lluvia, nieve, no se empañan, permiten realizar determinados deportes y además tienen ventajas

estéticas. Además según el tipo de material y de diseño consiguen regularizar la córnea, permitiendo una mejor agudeza visual, como en el caso de astigmatismos irregulares y ectasias. Pero también existen una serie de inconvenientes asociados al uso de lentes de contacto como los problemas de adaptación, la necesidad de cuidados higiénicos y habilidad para un uso correcto, además de ser más costosas que las gafas.

En la actualidad los pacientes ya no se conforman con mejorar su agudeza visual, sino que también buscan la comodidad, un resultado estético y un tratamiento definitivo. El avance tecnológico en las últimas décadas, junto con la demanda creciente de la población por este tipo de tratamientos, han impulsado la diversificación y expansión de la cirugía refractiva.

El diseño de los *tratamientos refractivos* (lentes intraoculares, láser excimer) y la correcta indicación de los mismos, requiere un conocimiento sólido de los cambios que sufren los parámetros oculares (equivalente esférico, astigmatismo, longitud axial, curvatura corneal, transparencia del cristalino, capacidad acomodativa) con la edad.

II. LA CÓRNEA

La córnea es la única estructura de las cubiertas externas del ojo que es transparente. Tiene una función refractiva, junto con otra función de soporte mecánico y de barrera impermeable entre el ojo y el medio ambiente.

1. Anatomía macroscópica y microscópica de la córnea

La córnea es una estructura avascular que satisface sus requisitos de oxígeno captándolo desde la atmósfera a través de la superficie anterior y obtiene el resto de nutrientes a partir del humor acuoso.

Para su protección, la córnea está dotada de una exquisita sensibilidad nerviosa. Pero en contraste con la piel, en la córnea hay terminaciones nerviosas libres, puesto que los receptores neuronales especializados pondrían en peligro la transparencia de la misma.

El estudio histológico de la córnea presenta las capas que muestra la Ilustración 4.



Ilustración 4. Corte histológico que muestra las capas de la córnea (Imagen tomada del Atlas de Oftalmología Clínica 3º edición, Spalton).

El **epitelio corneal**¹⁸ es del tipo escamoso, estratificado y no queratinizado (Ilustración 5). Tiene un espesor aproximado de 50 μm , menos del 10% del espesor corneal total. Está formado por cinco estratos celulares: una capa única de *células columnares basales* que se unen mediante hemidesmosomas a la membrana basal epitelial; dos o tres filas de *células alares* que son más planas conforme más superficial es la célula, existiendo entre ellas numerosas uniones desmosómicas y tramas de tonofilamentos que mantienen su forma; y dos capas de *células superficiales planas*.

Las células más superficiales tienen numerosas microvellosidades y micropliegues y presentan un glucocáliz fibrilar extenso que facilitan la adherencia a la película lagrimal.

Las células basales son las únicas células epiteliales mitóticamente activas, y las células hijas producidas se desplazan anteriormente para ser transformadas en células alares. Estas se deslizan hacia la córnea inferocentral y hacia la superficie, siendo liberadas a través de un proceso de descamación a la película lagrimal. El epitelio se regenera aproximadamente cada 7 días.

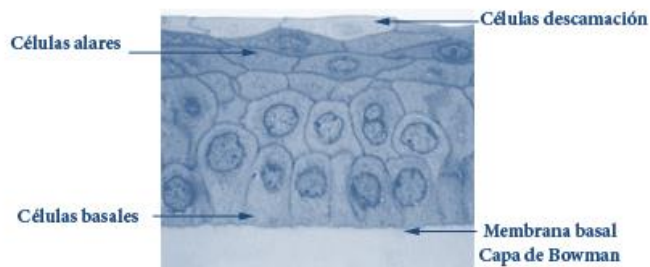


Ilustración 5. Imagen histológica del epitelio corneal. (Imagen tomada del Atlas de Oftalmología Clínica 3ª edición, Spalton).

La **capa de Bowman**¹⁸ es una zona acelular de 8 a 12 μm de espesor, situada entre el epitelio y el estroma. El margen anterior está formado por la membrana basal del epitelio, y el borde posterior se mezcla con las fibras de colágeno del estroma anterior. Es una estructura que carece de capacidad regeneradora cuando se lesiona, de manera que se forma una capa delgada de membrana basal durante la curación de una herida. En mayores de 45 años o tras un daño celular repetido, aparecen regiones multilaminares de membrana basal que alejan las zonas de anclaje de la membrana basal y al estroma anterior, lo que debilita la unión del epitelio y la córnea subyacente.

La función de la membrana de Bowman es discutida, pero se sostiene que es importante para mantener la estabilidad de la curvatura de la córnea, que es resistente al traumatismo y actúa de barrera a la invasión corneal de microorganismos y células tumorales.

El **estroma**¹⁸, que constituye el 90% de la córnea, consta fundamentalmente de fibras de colágeno (80% del peso seco de la córnea), células del estroma (5%) y sustancia fundamental (15%).

Las *fibrillas de colágeno* del estroma corneal son pequeñas (250-300 Å) y uniformes. Son las responsables de la transparencia y a su vez de la resistencia mecánica a la presión intraocular de la córnea. El colágeno es relativamente estable y con escaso recambio anual.

Las fibrillas de colágeno se disponen en 200-300 láminas que se extienden cada una de ellas de limbo a limbo (en dirección nasal-temporal y superior-inferior). En el tercio anterior del estroma las láminas son más delgadas, están dispuestas oblicuamente a la superficie corneal y se cruzan más densamente que en el estroma posterior, donde son más gruesas y se cruzan entre sí de manera casi ortogonal. Todas estas láminas de colágeno parecen atravesar la córnea de limbo a limbo, donde se dan la vuelta formando un anillo de 1.5-2 mm de ancho alrededor de la córnea y que mantiene la curvatura mientras se enlaza con el colágeno limbar (fibras circunferenciales) (Ilustración 6)¹⁹. Esta disposición en capas de las fibrillas facilita la disección lamelar de la córnea.

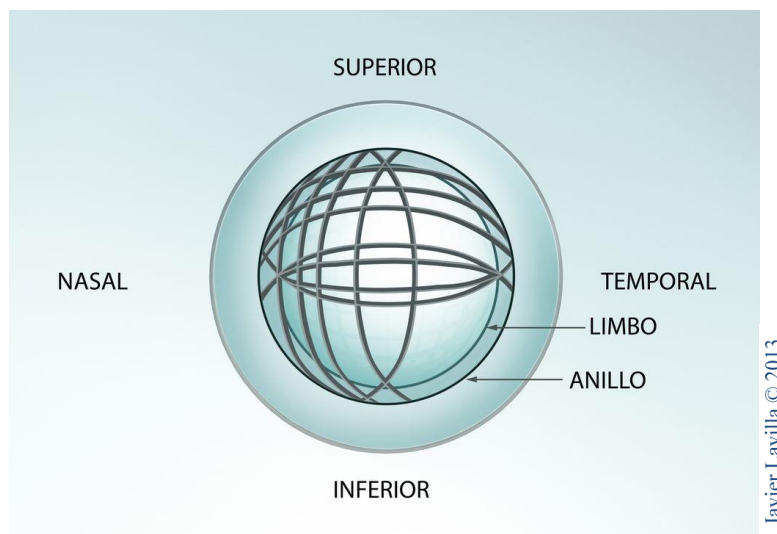


Ilustración 6. Esquema que representa la disposición de las láminas de colágeno en la córnea¹⁹.

La *sustancia fundamental* que rodea las fibrillas de colágeno está compuesta principalmente por proteoglicanos: queratán-sulfato y dermatán-sulfato. El estroma corneal es marcadamente hidrofílico debido a la fuerza osmótica de los proteoglicanos que están cargados negativamente y muestran tendencia a captar cationes y agua.

El dermatán-sulfato, menos hidrofílico, presenta una unión estrecha con el agua en el estroma anterior, donde hay una alta tensión de oxígeno y está más expuesto a la evaporación.

El queratán-sulfato se encuentra más concentrado en el estroma posterior, es más hidrofílico y está menos expuesto a la evaporación, lo que hace necesaria una bomba metabólica activa en el endotelio que elimine el líquido que se filtra hacia el estroma.

Se cree que el papel de la sustancia fundamental es mantener la disposición regular de las fibrillas de colágeno. En caso de edema del estroma, el tamaño de las fibrillas de colágeno no cambia, pero sí lo hace el volumen de la sustancia fundamental y el espacio entre las fibrillas.

Las *células del estroma* son: los queratocitos, una pequeña cantidad de leucocitos polimorfonucleares, células plasmáticas y macrófagos, que se localizan entre las láminas de las fibrillas de colágeno.

El *queratocito* es la célula que predomina en el estroma. Los cuerpos celulares se sitúan entre las láminas de colágeno y sus prolongaciones suelen extenderse dentro del mismo plano

lamelar. Ocasionalmente, los extremos de las prolongaciones tocan a las células vecinas. Se cree que esta situación es importante para regular la función celular. El queratocito deriva de la cresta neural y elabora el colágeno y la matriz extracelular del estroma. En el estroma anterior los queratocitos son más numerosos y tienen el doble de mitocondrias en su interior. Esto se correlaciona con el nivel de oxígeno en la córnea. Cuando se produce una lesión del estroma, los queratocitos emigran a la zona de la herida y se transforman en fibroblastos. Estas células contribuyen a la formación de la cicatriz mediante proliferación y formación de colágeno.

La **membrana de Descemet**¹⁸ tiene un espesor de 10 μm en los adultos. Se trata de una lámina basal gruesa que contiene colágeno y fibronectina, producida por el endotelio. A diferencia de la capa de Bowman, se desprende del estroma con facilidad, regenerándose con rapidez tras la lesión. Cuando la célula endotelial se estimula puede producir un exceso de lámina basal anormal, engrosando la membrana de Descemet a ese nivel.

El **endotelio**¹⁸ está formado por una capa única de células planas hexagonales, de unas 4 μm en los adultos. Se produce una disminución gradual de la población de células endoteliales con la edad al no existir actividad mitótica en el endotelio tras el nacimiento. Cuando desaparece una célula endotelial, las células vecinas cubren la zona que ha quedado vacía. Las células endoteliales cambian de forma (pierden su forma hexagonal) y tamaño, para aumentar el área celular, aunque disminuya la

densidad celular. Existe una complicada interdigitación entre las paredes laterales de las células adyacentes y múltiples complejos de unión, que impiden un exceso de filtración del humor acuoso al estroma. En cambio las uniones apicales no son tan estrechas y permiten el paso de líquido y moléculas.

2. Propiedades de la córnea

La córnea es transparente y tiene una función óptica (transmite la luz con la mínima distorsión, dispersión y absorción) junto con una función de soporte mecánico y de barrera impermeable entre el ojo y el medio ambiente.

a. Transparencia corneal

La córnea transmite aproximadamente el 90% de luz del espectro visible y para cumplir esta propiedad es necesaria la transparencia de la misma.

La resistencia mecánica de la córnea es proporcionada por su matriz de colágeno. Sin embargo, existen otros tejidos en el organismo que no son transparentes a pesar de tener una composición de fibrillas de colágeno y sustancia fundamental similares a las del estroma.

La ausencia de vasos sanguíneos y linfáticos, la ausencia de vainas de mielina alrededor de los nervios corneales y la adecuada hidratación del estroma son factores determinantes para conservar la transparencia.

Los mecanismos implicados en **la regulación de la hidratación del estroma corneal**²⁰ son:

- La **función de barrera del epitelio y del endotelio** frente al movimiento de agua e iones al estroma. El epitelio aporta mayor resistencia a la difusión de electrolitos debido a las uniones estrechas entre las células epiteliales de las capas más superficiales. El endotelio a pesar de ser 200 veces más permeable a los electrolitos que el epitelio, todavía es 10 veces más resistente que el estroma.

- La **presión de hinchado del estroma**, si se eliminan el epitelio y el endotelio, es de 50-60 mmHg con un espesor normal y disminuye exponencialmente a medida que se engrosa. Y esto es debido a que los glucosaminoglucanos de la sustancia fundamental absorben agua, al estar cargados negativamente, y muestran tendencia a captar cationes para conservar la neutralidad. Se ha demostrado experimentalmente que la hidratación del estroma anterior es menor que el posterior, se cree que es debido a la diferente composición de proteoglicanos que existe en cada zona²¹.

- El **transporte iónico endotelial** es el responsable de la deshidratación de la córnea gracias a procesos metabólicos activos. El transporte iónico del epitelio también desempeña cierto papel, pero de menor importancia.

- La **presión intraocular** en un ojo normal tiene un efecto ligero sobre el espesor del estroma, pero cuando supera la

presión de hinchado estromal, aparece el edema epitelial. Si la función endotelial está comprometida, el edema aparece con cifras menores de presión intraocular.

- La **evaporación de agua desde la superficie corneal** provoca una hipertoncicidad de las lágrimas, que extraen agua de las células epiteliales y del estroma, pudiendo provocar un adelgazamiento significativo del estroma en ojos con flujo lagrimal o superficie ocular anormales.

b. Propiedades ópticas

La estructura macroscópica así como la ultraestructura convierten a la córnea en uno de los principales elementos refractivos del ojo. Los 4 mm centrales constituyen la zona óptica, que coincide con la pupila y el centro de la visión, presenta una superficie y estructura regulares y tiene una configuración casi esférica. La superficie corneal anterior es algo elíptica debido a que el limbo es más prominente en sentido vertical.

Mide 11-12 mm en su diámetro horizontal y 9-11 mm en sentido vertical; es más delgada en el centro (0.52 mm de promedio) y en la periferia tiene un espesor aproximado de 0.65 mm. El radio de curvatura de la superficie anterior de la córnea suele estar en torno a 7.8 mm. La superficie corneal posterior es casi esférica y se ha calculado que su radio de curvatura aproximadamente es de 6.8 mm. Estas características morfológicas hacen que el poder refractivo de la superficie

anterior sea de +48.8 dioptrías y el de la superficie posterior de -5.8 dioptrías (con un índice de refracción de 1.336). Así el **poder de refractivo** axial neto de la córnea es de 43 dioptrías.

Tal y como se ha explicado con anterioridad, existen defectos refractivos originados por cambios en la curvatura corneal globalmente (miopía o hipermetropía) o exclusivamente en alguno de sus meridianos (astigmatismo).

El rendimiento óptico de la córnea puede ser degradado por el edema y la cicatrización del tejido. En condiciones normales, el **estroma corneal no dispersa la luz** porque el diámetro de sus fibrillas de colágeno es pequeño (250-300 Å) y porque están estrechamente espaciadas (500 Å). Se ha demostrado que las fluctuaciones regionales en el índice de refracción deben ser superiores a los 2000Å para que se produzca una dispersión luminosa apreciable^{22,23,24}. Es el caso del edema corneal, en el que se puede llegar a superar esta magnitud, ocasionando una pérdida de la transparencia corneal.

3. La córnea y la cirugía refractiva

La superficie anterior de la córnea, y más concretamente la interfase aire/película lagrimal, es la responsable del 60-70% de la potencia óptica del ojo. La forma de la córnea afecta profundamente a la situación refractiva del ojo. Debido a todo esto, podemos comprender porque la mayoría de las formas de cirugía refractiva intentan modificar la curvatura corneal.

El concepto de cirugía ablativa implica que retirando pequeñas cantidades de tejido de la superficie anterior de la córnea se puede conseguir un cambio significativo en la refracción. Así pues la miopía se trata mediante el aplanamiento de la curvatura corneal central, y el tratamiento de la hipermetropía es justo el contrario.

No obstante, una correcta función óptica solamente es posible si se mantiene la transparencia de la córnea. Si consideramos que la mayoría de las técnicas se realizan sobre la córnea central, debemos considerar la posibilidad de poner en peligro la visión por la cicatrización a este nivel.

El avance en el conocimiento de **la cicatrización de la herida corneal**^{25,26} ha conseguido identificar algunos de los factores implicados en la sucesión de fenómenos que ocurren en respuesta a una agresión a este nivel.

Una lesión en el epitelio puede provocar pérdida de queratocitos subyacentes por apoptosis y los queratocitos restantes responden generando nuevos glucosaminoglucanos y colágeno en un grado que depende del defecto epitelial y de la profundidad de la lesión estromal. Un depósito anormal de glucosaminoglucanos y/o colágeno no lamelar en el estoma anterior es el responsable de la núbecula corneal o haze. La incidencia de haze es mayor en procedimientos quirúrgicos de superficie como la PRK, LASEK o Epi-LASIK, mientras que la formación de haze no sucede en la interfase del colgajo central

tras el LASIK. Esto puede estar relacionado con la ausencia de lesión y regeneración epitelial central en este procedimiento, lo que provoca escasa cicatrización entre las láminas alteradas y una cicatrización estromal normal en la herida periférica. Tras un procedimiento LASIK es posible una cicatrización aberrante causada por una mala coaptación del colgajo, si se producen pliegues en el mismo o si crece epitelio en la interfase.

III. CIRUGÍA REFRACTIVA

1. Definición y procedimientos

La cirugía refractiva es el conjunto de técnicas quirúrgicas que tienen por objeto el tratamiento de los defectos refractivos del ojo humano.

Cada vez son más numerosos los pacientes que demandan cirugía refractiva. Las **motivaciones** más frecuentes son:

- Intolerancia a los métodos convencionales para corrección de la ametropía (gafas y lentes de contacto).
- Necesidad de mejora visual sin el uso de gafas o lentes de contacto. Profesiones que demandan una visión superior al 0.5 sin ninguna ayuda óptico.
- La tercera, y quizás la indicación más frecuente, es la motivación del paciente y su expreso deseo de ver sin lentes.

En la actualidad existen diferentes procedimientos quirúrgicos refractivos y se pueden dividir en dos grupos atendiendo al lugar anatómico donde se realiza la corrección: la cirugía refractiva corneal y la cirugía refractiva intraocular. No obstante, la técnica empleada en cada caso vendrá determinada por el estudio previo y las particularidades de cada paciente. El objetivo en todo procedimiento refractivo es la satisfacción del paciente, para este fin la calidad visual y la calidad de vida deben ir unidas²⁷.

Las técnicas de cirugía corneal incluyen:

- Procedimientos incisionales sobre la córnea, como la queratotomía radial y las incisiones relajantes corneales transversas o arqueadas.

- Procedimientos de ablación estromal mediante el láser excimer: la queratomileusis in situ asistida por láser (LASIK), la queratectomía fotorrefractiva (PRK), la queratectomía subepitelial y el Epi-LASIK.

- Otras técnicas corneales como la cirugía aditiva mediante implante de segmentos intraestromales o mediante el uso de otras fuentes de energía como la queratoplastia conductiva.

Las técnicas de cirugía refractiva intraocular consisten en el implante de lentes intraoculares: ya sea de forma aditiva mediante el implante de lentes fáquicas, o sustitutiva, mediante la cirugía del cristalino transparente, también llamada lensectomía refractiva.

2. Queratomileusis in situ asistida por láser excimer

a. Concepto

La *queratomileusis* fue introducida por primera vez por José Ignacio Barraquer en 1964²⁸. La palabra proviene del griego y significa “esculpir la córnea”, (*Keratos*: córnea, *Smileusis*: esculpir). La técnica se ideó para corregir ametropías altas, y se basa en modificar la curvatura corneal anterior, es decir, el poder refractivo, cambiando el grosor corneal. Existe una clara relación entre las variaciones del espesor corneal y la curvatura de las superficies ópticas que Barraquer denominó “*Ley de espesores*”²⁹ según la cual “la cara anterior de la córnea se incurva al adicionar tejido en su centro óptico o sustraerlo de su periferia, y se aplanar al sustraerlo del centro o adicionarlo a la periferia del vértice óptico”. Las variaciones de la curvatura corneal, relacionadas con las modificaciones del espesor, son mayores cuanto menor es el diámetro de la intervención, y menores cuanto mayor sea la zona óptica tratada.

La introducción del *Láser Excimer* en la queratomileusis, significó un importante avance, pues mejoraba a las anteriores modalidades de queratomileusis al conseguir una ablación muy precisa, con una superficie corneal muy lisa y con una buena calidad óptica.

La *Queratomileusis in situ asistida por láser excimer*, más conocida por el acrónimo de LASIK (Láser In Situ Keratomileusis), fue aplicada por primera vez en ojos miopes sanos por Pallikaris³⁰. Inicialmente se practicaba la resección del disco corneal anterior, seguida de la fotoablación con láser del estroma corneal en el lecho y se volvía a colocar el lentículo fijándolo mediante suturas. Pero posteriormente se describió la técnica de colgajo³¹, en la cual la resección del disco corneal anterior es incompleta, creando un colgajo lamelar de córnea, llamado “Flap”, que se levanta para proceder a la modificación de la curvatura corneal, y por tanto, su poder dióptrico, mediante la fotoablación con láser excimer directamente a nivel del estroma corneal. Posteriormente el colgajo se repone en su posición original sin necesidad de fijación mediante suturas.

En octubre de 1995 la FDA (Food and Drugs Administration de los EEUU) aprobó el uso del láser excimer para la corrección de la miopía leve y moderada. Desde entonces la técnica LASIK ha supuesto un enorme avance en la corrección de las ametropías, por su efectividad en la corrección de altas ametropías, con menor riesgo de opacidad corneal y regresión que las técnicas de superficie, convirtiéndose en la técnica refractiva más prevalente en la actualidad.

b. Láser Excimer

Proviene del término “dímero excitado” (EXCIted diMER). La emisión de láser excimer tiene lugar tras la

excitación, mediante una descarga eléctrica de alto voltaje, de un gas inerte (Argón) y un halógeno (Flúor) que se encuentran mezclados en pequeñas cantidades con Helio. Los gases se combinan formando un compuesto inestable que rápidamente se disocia liberando energía en forma de un fotón altamente energético. Según los gases que se empleen, se puede conseguir la emisión de luz ultravioleta de diferentes longitudes de onda.

Los láseres de excimeros oftálmicos utilizan radiación ultravioleta de una longitud de onda de 193 nanómetros. Se demostró su utilidad terapéutica en 1976³², siendo Trokel y Srinivasan³³ los primeros en aplicarlo en el campo de la cirugía refractiva, aprovechando sus características de precisión en la ablación, en un nivel de submicras (a una energía de 160-200 mJ ablaiona 0.25 micras), ya que es capaz de romper uniones inter e intracelulares sin calentar prácticamente el tejido circundante. Las moléculas liberadas en el área de ablación son expulsadas de la superficie.

Su mínimo efecto térmico unido a su gran precisión, permite una ablación lisa, que favorece la epitelización y disminuye el riesgo de cicatriz en el eje visual.

Una vez demostradas las propiedades del láser excimer para modificar topográficamente la superficie corneal y tras múltiples ensayos que comenzaron Trokel y cols en 1983³³, Munnerlyn y cols³⁴ desarrollaron en 1988 un algoritmo que

relacionaba la profundidad de ablación, en PRK, con la corrección óptica requerida.

El modelo de ablación llamado “Shape Subtraction Model” engloba una serie de ecuaciones geométricas para modificar la superficie de la córnea, a partir del supuesto de que las córneas en el preoperatorio y postoperatorio eran esféricas. El algoritmo que propusieron fue el siguiente:

$$S = \frac{(ZO)^2 \times D}{3}$$

Donde:

S = profundidad de ablación.

ZO = zona óptica en milímetros del disco que esculpe el láser.

D = corrección requerida en dioptrías.

La profundidad de la ablación aumenta exponencialmente con el cuadrado de la zona óptica. De esta manera, un pequeño aumento de la zona óptica significa un gran aumento en la cantidad de tejido ablacionado.

El desarrollo de la tecnología de los láseres excimer ha permitido crear algoritmos multizona y multipaso-multizona, que realizan tratamientos con zonas ópticas amplias y a su vez reducen el tejido ablacionado, evitando así las aberraciones ópticas, los halos nocturnos y el haze, que aparecían en tratamientos de defectos refractivos elevados y zonas ópticas pequeñas.

c. Tipos de láser

El **sistema de liberación del haz del láser** es uno de los factores más importantes a la hora de evaluar un láser excimer. La salida de energía del láser excimer no es homogénea, por lo que requiere de sistemas ópticos para homogeneizarlo y lograr un haz útil. Esto se consigue a través de lentes, prismas e integradores espaciales, dispuestos en el trayecto óptico, que ocasionan una notable pérdida de energía.

La **clasificación del láser excimer** atendiendo al sistema de haz empleado es la siguiente:

A) Haz de campo amplio o spot amplio (Borrado Beam). Estos láseres proyectan todo el haz en la superficie estromal y emplean un diafragma de apertura variable para limitar el área expuesta. Proporcionan haces de diámetro ancho, liberando mucha energía por pulso y necesitan menor frecuencia de repetición. Son rápidos y no dependen de la existencia de un seguidor de movimientos oculares.

Su principal inconveniente es que resulta difícil conseguir una homogeneidad del haz en una superficie tan amplia y esto hace que exista una incidencia elevada de formación de islas centrales.

B) Sistemas de Barrido: las ventajas de los láseres basados en sistemas de barrido, es que pueden crear varios patrones topográficos y permiten una ablación personalizada. Al ser haces de pequeño diámetro, es más fácil mantener la

homogeneidad de ablación, consiguiendo una mayor uniformidad, menor incidencia de islas centrales, y ablaciones más lisas en relación con los láseres con haz de campo amplio. No obstante, al precisar un tiempo de tratamiento mayor, son dependientes del seguidor de movimiento ocular. Además precisan altas tasas de repetición y requieren patrones de ablación complejos para permitir la disipación de la energía térmica entre pulsos en la misma localización. Los sistemas de barrido pueden ser de dos tipos:

- **Haz de hendidura (Scanning Slit):** el haz liberado es en forma de hendidura produciendo un barrido sobre la superficie corneal y requiriendo menor energía inicial.

- **Haz de punto flotante (Flying Spot):** la ablación se realiza mediante haces circulares de 0,6 a 2 mm de diámetro, cada pulso elimina poco tejido, por lo que se necesitan muchos pulsos con una frecuencia elevada para realizar la ablación.

a. Procedimiento quirúrgico

La cirugía refractiva con LASIK engloba dos técnicas quirúrgicas: la cirugía de corte lamelar y la ablación fotorrefractiva de la córnea.

1) LA CIRUGÍA LAMELAR

Persigue la creación de un colgajo en la córnea anterior denominado “Flap”, que permanece unido al estroma corneal por uno de sus extremos (charnela).

Existe cierta polémica sobre qué posición de la charnela produce una denervación corneal más prolongada y una mayor frecuencia de ojo seco postoperatorio. Por una parte una charnela superior tiene la ventaja de que el movimiento de barrido arriba-abajo del párpado evita el desplazamiento del colgajo. La charnela nasal no tiene esta ventaja y además presenta el inconveniente de que muchas pupilas presentan cierto descentramiento nasal. La posición nasal de la charnela teóricamente respeta la innervación principal del colgajo porque no corta los nervios ciliares largos nasales. Sin embargo existen estudios que demuestran que los pacientes con charnela superior recuperaban antes la sensibilidad corneal que en otras localizaciones. Otros estudios concluyen que un tamaño reducido del colgajo o una longitud mayor del cordón de la charnela pueden ser más importantes que la localización de la charnela para respetar los nervios y favorecer la recuperación de la sensibilidad.^{35,36,37}

En la actualidad, para este procedimiento de corte lamelar, se utilizan dos tipos de instrumentos: los microqueratomos y los láseres de femtosegundo.

- El **microqueratomo automático** genera un disco corneal, con un diámetro y espesor determinado, que abarca el epitelio, Bowman y parte del estroma anterior.

Consta de un mecanismo con un engranaje que se desplaza sobre un anillo de succión. Los grosores de la resección creada mediante el microqueratomo pueden variar en función del tipo de microqueratomo, grosor corneal prequirúrgico, curvatura

corneal, la velocidad de paso, la vibración o rotación de la cuchilla, el ángulo de corte, el mecanismo de succión y otros parámetros.³⁸ El movimiento de la cuchilla al realizar el corte puede ser por oscilación o rotación.

Como características principales en los microqueratomos deben ser consideradas: simplicidad en el manejo, flexibilidad en la adaptación a diferentes situaciones quirúrgicas, reproducibilidad en cada procedimiento, facilidad en cuanto a la enseñanza y entrenamiento, así como una elevada seguridad.

- El **Láser de femtosegundo** sustituye el corte o incisión mecánica del microqueratomo por un haz de láser que realiza dicho efecto sobre la córnea. Utiliza la luz infrarroja, de una longitud de onda de 1053 nm, que actúa en el interior del estroma corneal mediante un proceso denominado fotodisrupción y permite la creación de una lámina corneal del grosor deseado con una gran precisión (aproximadamente de 4 micras).

En este proceso se utiliza un gran número de pulsos de láser para separar el tejido a nivel molecular sin transferencia de calor o impactos al tejido adyacente. Se elimina una pequeña cantidad de tejido (menos de 1 micra), y la burbuja que queda contiene principalmente dos gases, dióxido de carbono y vapor de agua, los cuales son evacuados cuando se levanta el colgajo para exponer el lecho corneal.

Una vez creado el plano horizontal de escisión, el modelo cambia a uno vertical. Un ordenador controla el diámetro y

espesor del colgajo, el ángulo del corte, la bisagra y su localización, así como la energía necesaria para crearlos. Los estudios clínicos preliminares ofrecían muy buenos resultados en la elaboración del flap en cirugía refractiva LASIK mediante el láser femtosegundo^{39, 40}.

Numerosos estudios muestran la efectividad de esta técnica y refieren una disminución de los posibles problemas derivados del uso de la cuchilla del microqueratomo, como por ejemplo: flaps irregulares o incompletos, flaps de diámetro o profundidad excesiva o inadecuada, flaps descentrados respecto a la pupila, y defectos traumáticos en el epitelio corneal. Los flaps creados con láser de femtosegundo parecen ser más reproducibles⁴¹, de un espesor más predecible^{42,43,44}, modifican menos la curvatura corneal⁴⁵ y generan menos aberraciones^{46,47}.

Pero a pesar de las ventajas descritas no es un procedimiento exento de complicaciones y también presenta inconvenientes:

- **Mayor duración de la intervención.** El láser femtosegundo es más lento que el microqueratomo mecánico porque tiene varios pasos adicionales.

- **Succión y elevación de la PIO más prolongadas.**

- **Interferencia por burbujas.** Ocasionalmente, las burbujas de gas generadas de la foto-disrupción intraestromal pueden disecar desde la interfase a través de la córnea periférica y hacia la cámara anterior.

- **Mayor manipulación para levantar el colgajo. (Colgajo no separable).** En ocasiones, la interfase es insuficientemente disecada y es difícil o imposible separar el colgajo del lecho estromal subyacente. Los intentos para abrir forzosamente la interfase pueden llevar a colgajos rotos o superficies irregulares o rugosas. Además se produce con frecuencia la activación de queratocitos y nubécula asociada en la interfase.

- **Mayor dificultad para levantar el flap en los re-tratamientos** después de 6 meses de la primera cirugía^{48,49}.

- **Islas no disecadas.** Si las burbujas de gas disecan el estroma anteriormente, estas estarán entre el plato de aplanación y la superficie corneal. Las burbujas se esparcirán delante de la propagación de avance del patrón de láser y bloquearán la luz de láser femtosegundo. Este bloqueo origina una zona no disecada. La interfase entonces no es separable. Los intentos forzosos para delaminar las fibras de colágeno corneal en este área pueden desembocar en una ruptura hacia la superficie, dejando una “isla” aislada de tejido no disecado.

- **Sensibilidad transitoria a la luz o síndrome de fotofobia con buena agudeza visual.** Se describe en pacientes con buena visión que desarrollan fotofobia en ausencia de cualquier hallazgo aparente en la exploración.

- **Queratitis lamelar difusa.** Los colgajos creados con láser femtosegundo tienen mayor riesgo de desarrollarla que con microqueratomo, pero el curso clínico es benigno y autolimitado.

- **Queratitis:** inflamación intraestromal localizada alrededor del borde del colgajo. El tejido estromal corneal se vuelve opaco a lo largo del corte lateral, y existe una infiltración celular asociada en la interfase y en la córnea superficial pudiendo desarrollar una cicatrización en el área del corte lateral y haze en la interfase.

- **Elevado coste económico.**

2) PROCEDIMIENTO FOTORREFRACTIVO.

Una vez generado el flap se libera la succión y se levanta el lentículo con ayuda de la espátula. Se mantiene el lecho estromal en condiciones óptimas de humedad y se comienza el procedimiento fotorrefractivo.

Se enfoca en el centro de la pupila gracias a los puntos de centrado de la unidad. Durante la ablación se controla el centrado y enfoque del procedimiento y se protege el flap del impacto del láser.

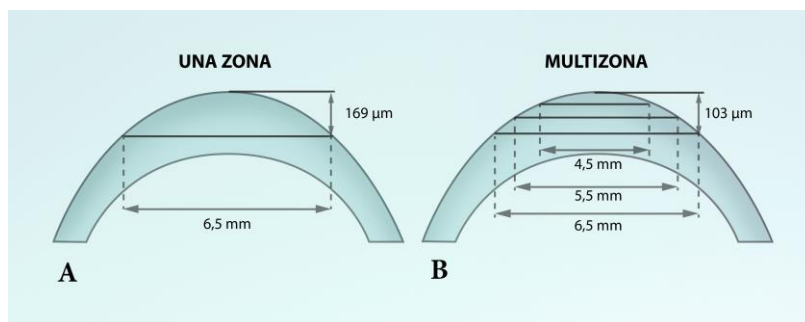


Ilustración 7. **A.** Profundidad de ablación necesaria para corregir 12 dioptrías de miopía en una sola zona. **B.** Se muestra como el uso de zonas múltiples reduce la profundidad de la ablación necesaria.

Existen distintos tipos de patrones a la hora de realizar la ablación corneal⁵⁰:

a) *Ablación multipaso-multizona*: utiliza distintas zonas ópticas, permitiendo alcanzar una zona óptica efectiva grande sin profundizar excesivamente en el centro.

b) *Ablación multizona*: el sistema es similar al anterior pero con una transición más suave y realizando todo el tratamiento en un solo paso (Ilustración 7).

c) *Ablación con transición periférica*: realiza una ablación esférica con una zona óptica pequeña para disminuir la profundidad de la ablación central y realiza una transición periférica hacia una zona óptica mayor de forma progresiva.

d) *Ablación guiada por topografía corneal*: la ablación se realiza según la curvatura corneal que muestra la topografía.

e) *Ablación guiada por frente de ondas*: se realizan las ablaciones para cada sujeto considerando las aberraciones oculares determinadas por el frente de ondas.

Una vez finalizada la ablación con el láser se procede a la limpieza de las superficies estromales con solución salina balanceada (BSS). Cuando se considera que ambas superficies están limpias, se coloca de nuevo el lentículo en su posición original sobre un lecho húmedo. Después, se introduce la cánula por debajo del colgajo y se irriga para aclarar cualquier detrito de

la interfase y para que el BSS de debajo del colgajo facilite el regreso del flap a su posición original. Se concluye, con la reposición y planchado del flap, y se seca el borde de la resección con hemostetas para evitar la distorsión del lentículo.

b. Principios básicos del LASIK

La profundidad de la ablación y el tamaño de las zonas de ablación son cruciales para lograr una buena calidad y cantidad de corrección manteniendo la seguridad del procedimiento y la estabilidad corneal.

Hay cuatro aspectos críticos que se deben tener en cuenta al realizar un procedimiento LASIK:

1. **El grosor del colgajo.** Debe ser suficiente para evitar la formación de micropliegues que induzcan un astigmatismo irregular. Pero no tan grande que limite el estroma disponible para la ablación posterior.

2. **El estroma posterior residual.** Debe ser suficiente para evitar una disminución de la integridad corneal y el subsiguiente desarrollo de una ectasia corneal.

Para calcular el grosor estromal residual se emplea la siguiente fórmula: Grosor del lecho estromal residual = Grosor corneal central – grosor del colgajo – profundidad de ablación.

3. **El diámetro de ablación:** al menos debe ser de 6 mm, dejando una zona óptica post-quirúrgica funcional de al menos 4 mm que permita una buena calidad visual.

4. **La profundidad de la ablación:** determina la cantidad de defecto refractivo que puede tratarse con seguridad, dejando un estroma residual adecuado. Cada láser ablaiona una cantidad diferente de tejido estromal por dioptrías. Un protocolo multizona completo disminuye significativamente la profundidad de ablación final tras un tratamiento.

La experiencia clínica y el desarrollo de la tecnología láser han permitido ajustar el efecto terapéutico gracias a la elaboración de **fórmulas predictivas para el LASIK**. Aunque no debemos olvidar que existen otras variables que modifican la **interacción entre el láser y el paciente**, que pueden llevar a una desviación inesperada de los resultados quirúrgicos.

Fórmulas predictivas para LASIK

Las fórmulas predictivas para el LASIK deben ser individualizadas por cada cirujano, pero tienen dos componentes fundamentales:

- Los **nomogramas de ablación**, que controlan la distribución relativa de la fracción de corrección en una o más zonas.

- Los **factores de ajuste**, que sirven para refinar el protocolo de tratamiento.

- Además existen **otras variables** que influyen, como:

- El método de refracción prequirúrgico.

- La temperatura y la humedad de la habitación.

- La calidad y el flujo de aire de la habitación.

- La técnica quirúrgica, el tiempo quirúrgico y la medicación pre y postoperatoria.

Para que las fórmulas sean realmente predictivas hay que lograr un alto nivel de exactitud en la aplicación tanto de los nomogramas de ablación como de los factores de ajuste.

Variables de la interacción entre el láser y el paciente

- **Posición del paciente.** El paciente debe estar en una postura cómoda y en continuidad con el eje del sistema de liberación del haz.

- **Hidratación de la córnea.** La presencia de fluidos en la superficie corneal absorbe también parte del contenido energético del haz, por lo que debe estar lo más seca posible. De este modo, cuando la córnea está deshidratada, las ablaciones son más profundas y se extrae más tejido.

- **Estabilidad del globo ocular.** El movimiento del globo ocular hace que el láser no impacte sobre los puntos deseados, produciendo una alteración del perfil de ablación previsto. Los métodos de estabilización son:

- *Anillo de fijación:* el globo ocular se fija mediante un método mecánico.

- *Autofijación:* consiste en la fijación macular de una luz coaxial durante todo el tratamiento. Requiere una buena colaboración por parte del paciente.

- *Sistemas de rastreo o “eyetracking”:* unos sensores ópticos perciben la alineación entre la córnea y el sistema de liberación del láser, de manera que: o bien si detecta un desplazamiento bloquea la emisión del láser hasta que vuelve a la posición correcta, o bien calcula la desviación de la córnea y una señal eléctrica orienta el sistema de liberación para que el láser impacte sobre la zona óptica.

c. Efecto terapéutico

El concepto de cirugía ablativa implica que retirando pequeñas cantidades de tejido de la superficie anterior de la córnea puede conseguirse un cambio significativo en la refracción.

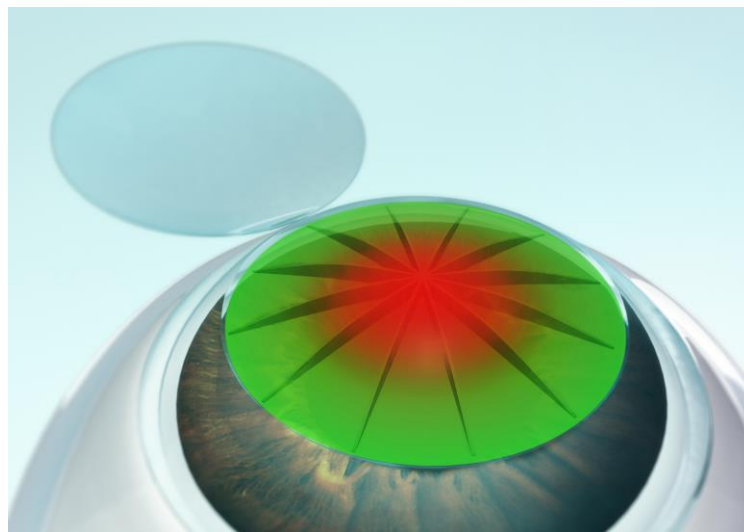


Ilustración 8. Esquema de un tratamiento para corregir la miopía, fotoablación en el centro corneal (en color rojo). Se han destacado diferentes meridianos para apreciar el perfil de ablación, como la profundidad de ablación es máxima en el centro y decrece hacia la periferia.

En **casos de córneas de sujetos miopes**, el efecto terapéutico se consigue aplanando la cúpula anterior de la córnea central sobre un área discoidal de 5-6 mm de diámetro (Ilustración 8).

El láser excimer también se puede utilizar para corregir la **hipermetropía** realizando una fotoablación anular en la periferia corneal. La ablación del tejido periférico produce un incurvamiento del centro de la córnea (Ilustración 9).

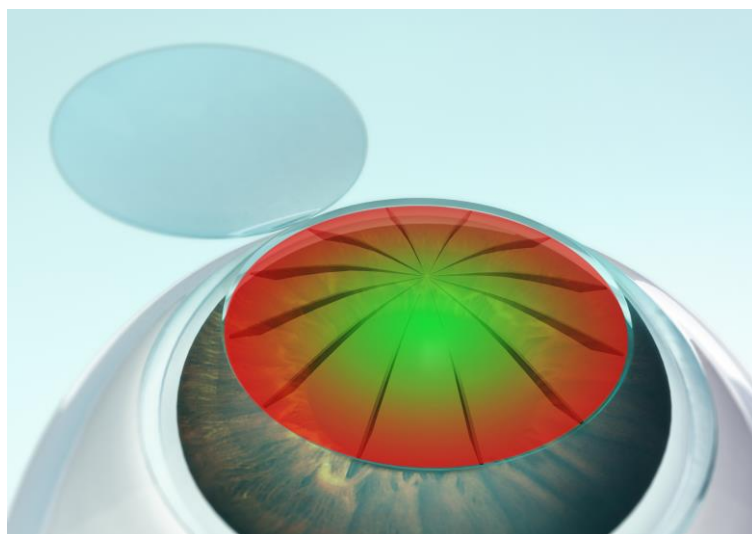


Ilustración 9. Esquema de un tratamiento para corregir la hipermetropía, fotoablación anular en la periferia corneal (en color rojo). Se han destacado diferentes meridianos para apreciar el perfil de ablación, como la profundidad de ablación es máxima en la periferia y decrece hacia el centro corneal.

La fotoablación en el **astigmatismo**⁵¹ puede realizarse de dos formas: la elíptica para el astigmatismo miópico y la tórica para el astigmatismo hipermetrópico. Ambas se pueden asociar en la denominada fotoablación en doble cilindro, para la corrección de astigmatismos mixtos o cilindros elevados de cualquier signo.

Para tratar un astigmatismo mixto debemos aplanar el eje curvo que es miope, e incurvar el eje plano que es hipermetrope. Para ello podemos realizar diferentes modelos de tratamiento:

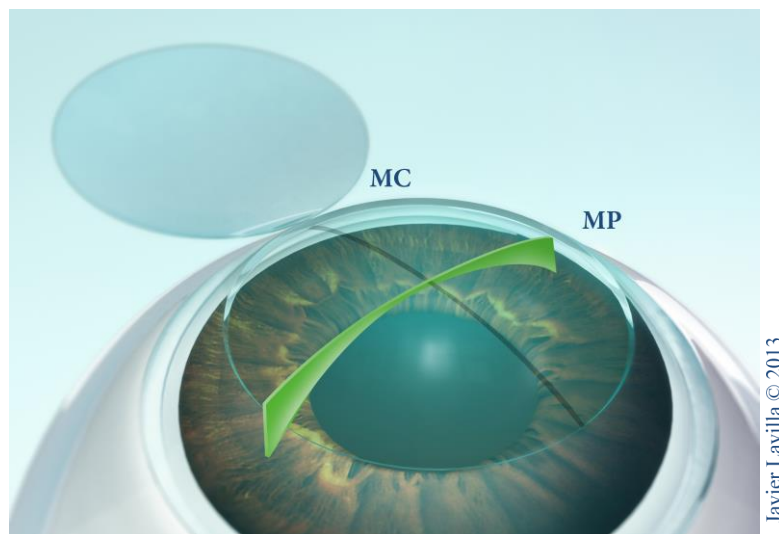


Ilustración 10. Representación esquemática del tratamiento de un astigmatismo en cilindro positivo. El perfil de ablación se destaca sobre los diferentes meridianos del lentículo. La profundidad periférica es máxima en la periferia del meridiano plano (MP) y nula a lo largo del meridiano curvo (MC).

- **Tratamiento en cilindro positivo:** que consiste en ablacionar el cilindro en el meridiano más plano y tratar el componente esférico residual (Ilustración 10).

- **Tratamiento en cilindro negativo:** que consiste en ablacionar el cilindro en el meridiano más curvo y tratar el componente esférico residual (Ilustración 11).

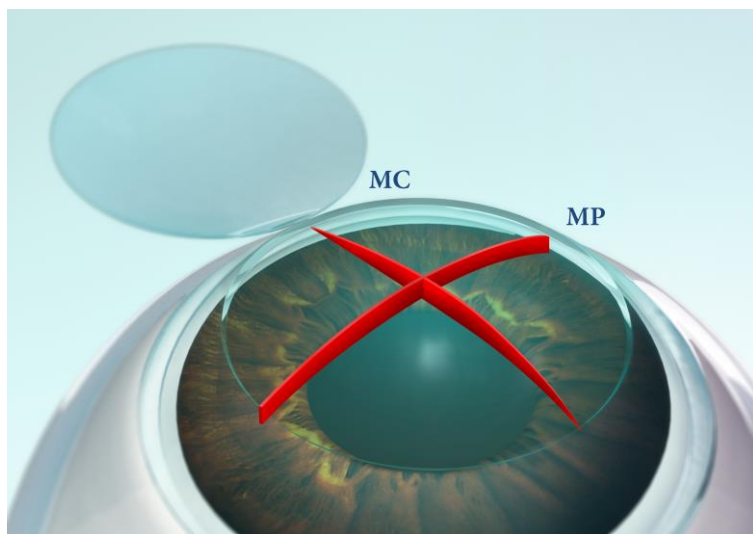


Ilustración 11. Representación esquemática del tratamiento de un astigmatismo en cilindro negativo. El perfil de ablación se destaca sobre los diferentes meridianos del lentículo. La profundidad periférica es constante y máxima desde la periferia del meridiano plano (MP).

- **Tratamiento bitórico:** consiste en tratar todo el defecto refractivo mediante dos ablações cilíndricas simples de signos opuestos en los meridianos principales, sin realizar ningún tratamiento esférico. Chayet⁵² introduce un factor de corrección en su nomograma bitórico, para compensar la tendencia hipermetrópica inducida por el cilindro negativo sobre el meridiano 90°.

- **Tratamiento en cilindro cruzado⁵³:** consiste en ablaçonar la mitad de la potencia del cilindro en el meridiano más curvo y la mitad restante en el meridiano más plano antes de tratar el equivalente esférico residual (Ilustración 12)

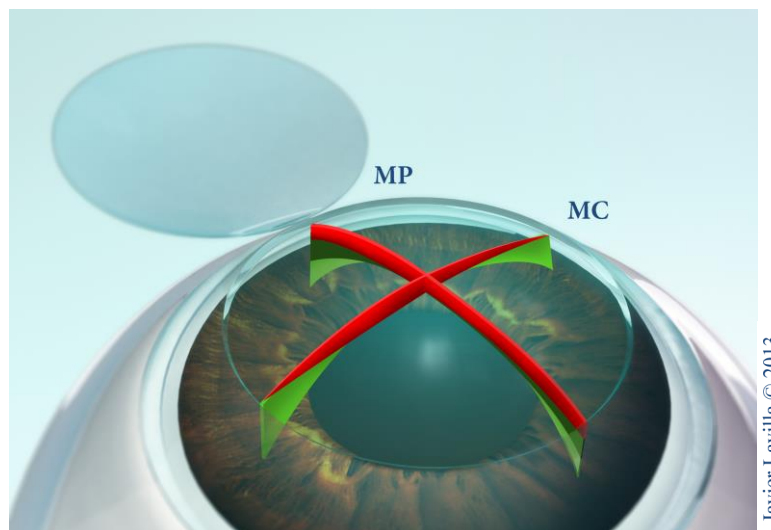


Ilustración 12 Representación esquemática del tratamiento de un astigmatismo mediante cilindro cruzado. El perfil de ablación se destaca sobre los diferentes meridianos del lentículo. Cilindro negativo (rojo), cilindro positivo (verde oscuro) el equivalente esférico residual hipermetrópico (verde claro). (Meridiano plano = MP, Meridiano Curvo =MC).

d. Complicaciones

La cirugía LASIK, a pesar de ser un procedimiento seguro, eficaz y con escasas complicaciones, no está exenta de ellas. Cuando se producen pueden ser de gravedad, con una repercusión importante tanto anatómica como funcional, llegando a comprometer la visión.

La incidencia de complicaciones en la cirugía LASIK depende de múltiples variables en relación con:

- El cirujano, su entrenamiento y experiencia, así como la atención y habilidad quirúrgica.

- El instrumento de corte en la cirugía lamelar (microqueratomo o láser femtosegundo), el tiempo empleado, el mantenimiento del aparato, y la calidad de la cuchilla en el caso del microqueratomo.

- El láser: el calibrado, la energía y la homogeneidad.

- Las características individuales del ojo y del paciente.

Las complicaciones se puede dividir para su estudio en intraoperatorias y postoperatorias precoces y tardías.

Complicaciones intraoperatorias.

- **Sangrado por pannus corneal:** en pacientes con antecedentes de uso prolongado de lentes de contacto puede existir un pannus o neovascularización. En el momento de tallar el colgajo, sobre todo si es amplio, este pannus puede condicionar el sangrado.

- **Hemorragia subconjuntival:** es ocasionada por la presión que ejerce el anillo de succión sobre la superficie conjuntival, puede ser de intensidad variable.

- **La quemosis conjuntival** puede estar relacionada con la medicación tópica previa a la cirugía o por la manipulación de la conjuntiva para colocar el anillo de succión. Una quemosis importante podría dificultar una succión adecuada.

- **Descentrado de la fotoablación:** puede ocurrir debido a una posición incorrecta del ojo o por los movimientos oculares. Suele ponerse de manifiesto a lo largo del postoperatorio y se diagnostica a través de la topografía corneal. Para evitar su aparición es importante mantener un correcto centrado durante la ablación.

Las complicaciones más severas ocurren durante la queratectomía lamelar. Pueden aparecer tanto con el uso del microqueratomo como del láser femtosegundo. En el caso del microqueratomo pueden aparecer las siguientes complicaciones:

- **Colgajo descentrado:** es consecuencia de una incorrecta colocación del anillo de succión o una insuficiente presión de succión que condiciona el movimiento del ojo durante la queratectomía lamelar.

- **Colgajo incompleto o de tamaño insuficiente:** se produce cuando el microqueratomo se detiene antes de llegar al final, porque el cirujano interrumpe su acción sobre el pedal, o el microqueratomo esté colocado incorrectamente o se encuentre con algún obstáculo.

- **Colgajo fino:** supone mayor riesgo de que se lesione durante las maniobras quirúrgicas, presentando pliegues y alterando la transparencia corneal, incluso que se rompa. Además la fotoablación no se produciría en la profundidad estromal programada. Esta complicación puede presentarse en ojos con valores queratométricos inferiores a 41 dioptrías, cuando el anillo de succión es colocado de forma incorrecta y la succión es insuficiente.

- **Rotura del colgajo:** está estrechamente relacionada con el tallado de colgajos finos y/o irregulares, y por lo tanto las causas son similares. La repercusión de esta complicación dependerá de la localización de la rotura, siendo más importante si se localiza en la parte central.

- **Colgajo libre:** la posibilidad de que aparezca esta complicación se debe sospechar ante córneas de superficie plana y/o de diámetro pequeño. Si el colgajo no se daña y se repone de forma correcta se podría evitar mayor repercusión anatómica y funcional.

- **Colgajo irregular en los bordes o el espesor:** está relacionado con el movimiento transversal y con la calidad del corte de la cuchilla.

- **Perforación corneal:** es la complicación más grave que puede acontecer durante la realización del LASIK y es consecuencia de un incorrecto montaje del microqueratomo.

Complicaciones postoperatorias precoces.

- **Dolor:** la sensación dolorosa de intensidad leve secundaria a la acción del separador de párpados y a la presión del anillo de succión. Cuando el paciente refiere dolor intenso hay que descartar la existencia de defectos epiteliales o el desplazamiento del colgajo corneal.

- **Desplazamiento del colgajo:** puede ser ligero, provocado por el parpadeo, o puede estar pliegado fuera del lecho estromal y unido por la bisagra, y la forma más severa es la pérdida completa del colgajo. Cuando ocurre hay que reponerlo lo antes posible para evitar el dolor, la infección y la formación de estrías o pliegues estromales, en tal caso la posibilidad de proliferación epitelial en la interfase es alta.

- **Depósitos en la interfase:** la mayoría de las veces no tiene ninguna trascendencia funcional. Las partículas de la interfase pueden ser: talco proveniente de los guantes, secreciones oculares, sangre, partículas metálicas liberadas por el corte de la cuchilla del microqueratomo, pequeños filamentos. La maniobra quirúrgica que más influye es el lavado profuso con BSS a través de una cánula introducida entre las dos caras de la interfase corneal.

- **Pliegues y estrías corneales:** son característicos de mínimos desplazamientos por una incorrecta coaptación del colgajo.

- **Astigmatismo irregular:** durante los primeros días del postoperatorio, cuando se está produciendo la cicatrización corneal, existe un grado variable de astigmatismo irregular como consecuencia de la coaptación irregular del colgajo corneal.

- **Defectos epiteliales:** las alteraciones epiteliales de la córnea después del LASIK son poco frecuentes. Son debidas a una incorrecta actuación sobre el epitelio por: instilación excesiva de anestésico tópico, lesión mecánica con el marcador, adherencia del epitelio con el microqueratomo durante la disección, deshidratación excesiva del epitelio, excesiva manipulación y secado en la recolocación del colgajo corneal.

- **Proliferación epitelial:** la presencia de epitelio en la interfase de forma anómala se observa a partir de las primeras semanas postoperatorias. Los factores de riesgo para que aparezcan son: defectos epiteliales periféricos, mala coaptación de los bordes del colgajo y perforación del colgajo corneal. Dependiendo de su situación (si son centrales afectarán al eje visual) y su tamaño, pueden condicionar la severidad del cuadro.

- **Necrosis estromal:** la necrosis estromal aparece como una pérdida de la integridad del colgajo corneal, con bordes irregulares y aspecto erosionado. Esta complicación aparece cuando se produce una proliferación epitelial intensa y progresiva y con un colgajo corneal delgado y superficial.

- **Queratitis infecciosa:** si ocurre tiene consecuencias importantes tanto para la integridad anatómica de las estructuras oculares como para el resultado final. Afortunadamente su incidencia es muy baja.

- **Queratitis seca postoperatoria:** Es una de las complicaciones postoperatorias más frecuentes, y precisa de tratamiento adicional (lubricantes, suero autólogo, tapones lagrimales). Generalmente es autolimitada y disminuye tras el primer mes postoperatorio, pero su aparición causa visión borrosa fluctuante e incómoda al paciente en sus actividades cotidianas. Su aparición viene condicionada por la insuficiente hidratación corneal debida el corte de los nervios corneales, que causa cierta insensibilidad y disminución de la frecuencia de parpadeo.

Complicaciones postoperatorias tardías.

- **Hipocorrecciones:** se considera la más frecuente y una de las más fáciles de resolver, se levanta el colgajo corneal previo y se realiza una nueva ablación del defecto residual, siempre y cuando las condiciones de la córnea lo permitan. Su incidencia es mayor en defectos miópicos altos y en defectos hipermetrópicos.

- **Hipercorrecciones:** suele aparecer precozmente. Si es de pequeña magnitud y en personas jóvenes, no suele requerir re-tratamiento, pero en pacientes por encima de los 40 años el trastorno visual es más importante.

- **Regresión del tratamiento:** es difícil de definir y diferenciar de una hipocorrección o falta de predictibilidad de los resultados. Hay que tener en cuenta que la refracción y la agudeza visual en los primeros días del postoperatorio tienen un valor relativo, pues están influidos por el edema corneal, la transparencia de la interfase, la hidratación, la coaptación del colgajo y el grado de astigmatismo. Se observa mayor tendencia a la regresión en miopías altas y cuanto más profunda sea la ablación.

- **Ectasia corneal iatrogénica:** es un adelgazamiento e incurvamiento progresivo de la córnea, que lleva a un aumento de la miopía y del astigmatismo con una pérdida de agudeza visual incluso con corrección, que puede presentarse tras varios años de la cirugía LASIK (el 50% en los primeros 12 meses⁵⁴). No se conoce con exactitud el mecanismo de producción de estas queratectasias. Lo que sí se conocen son factores de riesgo para desarrollar una ectasia: ojos con gran miopía, con córneas finas, pacientes con queratocono frustrado, y con lecho estromal residual bajo⁵⁴.

- **Deslumbramiento y halos:** esta complicación es la consecuencia de una aberración esférica importante, que está condicionada por situaciones de baja iluminación cuando el diámetro pupilar es mayor que la zona óptica de la fotoablación.

Schallhorn y cols⁵⁵ comprobaron que los pacientes con pupilas grandes tienen más síntomas como halos o

deslumbramiento en el postoperatorio inmediato pero no existe relación significativa pasados los 6 meses de la cirugía. Sin embargo, Lee y cols⁵⁶ concluyen que el tamaño de la pupila no está relacionado significativamente con los halos, deslumbramiento, agudeza visual mejor corregida o la sensibilidad al contraste en pacientes intervenidos con LASIK con una topografía uniforme y pupilas menores de 7 mm.

- **Disminución de la sensibilidad al contraste:** guarda relación con el cambio de asfericidad de la córnea y su componente multifocal después de la aplicación del láser.

- **Complicaciones vitreoretinianas:** los ojos con alta miopía tienen riesgo de desarrollo de degeneración periférica de la retina, roturas de retina, grietas de laca, desprendimiento de retina y neovascularización coroidea. No está claro si los cambios bruscos de la presión intraocular durante el LASIK afectan a la evolución natural de estas complicaciones vitreoretinianas en ojos con alta miopía. La mayoría de las series publicadas demuestran una incidencia global del 0'06% durante los dos primeros días del postoperatorio⁵⁷. En series retrospectivas que incluyen 29.916 casos, se observaron 14 ojos con desprendimiento de retina, 2 con perforaciones corneoesclerales, 4 con desgarros retinianos sin desprendimiento y 1 con membrana neovascular coroidea. También se han descrito hemorragias maculares bilaterales tras LASIK.

II. BIOMECÁNICA CORNEAL

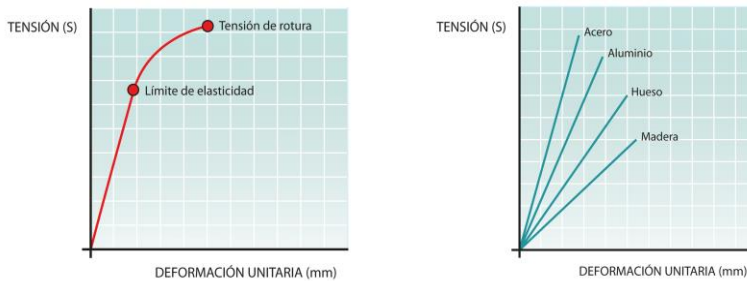
La biomecánica de la córnea es una ciencia que estudia el equilibrio y la deformación que sufre el tejido corneal cuando es sometido a una fuerza. Explora su función y estructura, e intenta establecer bases físico-matemáticas para predecir su respuesta dinámica ante situaciones fisiológicas y patológicas mediante la creación de modelos de comportamiento del tejido corneal.

1. Bases físicas

Desde el punto de vista biomecánico la córnea es un material anisótropo y viscoelástico, no lineal⁵⁸.

La *elasticidad o resistencia elástica* es la capacidad de un material de recuperar su forma inicial después de sufrir una deformación en respuesta a un estrés externo, independientemente de la fuerza aplicada y la duración de ese estímulo. Se denomina *módulo de elasticidad* a la razón entre el incremento de esfuerzo y el cambio correspondiente a la deformación unitaria. Si el esfuerzo es una tensión o una compresión, el módulo se denomina *módulo de Young* y tiene el mismo valor para una tensión que para una compresión, siendo una constante independiente del esfuerzo siempre que no exceda de un valor máximo denominado *límite elástico*. Tanto el módulo de Young como el límite elástico, son naturalmente distintos para las diversas sustancias.

El hecho de que la variación de deformación unitaria sea directamente proporcional a la variación de esfuerzo, siempre que no se sobrepase el límite elástico, se conoce como *ley de Hooke*. (Ilustración 13)



Javier Lavilla © 2013

Ilustración 13. Representación gráfica de la Ley de Hooke y el límite de elasticidad de diferentes materiales.

La *rigidez* se mide por el módulo de elasticidad, cuanto mayor es este coeficiente, más rígido es el material (indicando que requiere mayor esfuerzo para lograr una deformación determinada).

Estudios *ex vivo* han demostrado que la córnea presenta un comportamiento elástico *no lineal*, porque el módulo de Young aumenta con el aumento del estrés sobre el tejido de manera no proporcional. Por otra parte, el módulo de elasticidad de la córnea varía direccional y regionalmente, de tal manera que el módulo es alto meridionalmente, en el centro y las zonas paracentrales, y circularmente en el limbo, debido a la organización específica de las fibrillas de colágeno⁵⁹ (Ilustración 6).

Se dice que un material es *anisótropo*, como por ejemplo la córnea, cuando ciertas propiedades físicas y mecánicas no son las mismas en todas las direcciones que pasan por un punto determinado, sino que varían en función de la dirección en la que se aplique el esfuerzo. Como es el caso de la córnea por la mencionada disposición de las fibras de colágeno.

La *viscosidad* es la oposición de un fluido a las deformaciones tangenciales. Es una manifestación del movimiento molecular dentro del fluido. Las moléculas de regiones con alta velocidad global chocan con las moléculas que se mueven con una velocidad global menor, y viceversa. Estos choques permiten transportar cantidad de movimiento de una región del fluido a otra. A diferencia de los materiales con propiedades elásticas, no recuperan su forma original cuando se elimina el estrés. Así la viscosidad es dependiente de la fuerza aplicada y de la duración del estímulo.

Los *materiales viscoelásticos* tienen ambos elementos, viscosidad y elasticidad y, cuando se aplica un estrés, como resultado, la energía se disipa dependiendo de la fuerza aplicada y del tiempo.

La *histéresis* es la energía perdida durante el ciclo de estrés-tensión. Como con la mayoría de materiales biológicos, la córnea es viscoelástica y por lo tanto tiene histéresis.

La histéresis se describió por primera vez por James Alfred Edwing 1890, e inicialmente se utilizó en el campo de la electromagnética. Es una propiedad que tienen aquellos sistemas físicos que no reaccionan inmediatamente a la aplicación de una fuerza sobre ellos, sino que lo hacen lentamente e incluso no vuelven al estado inicial previo a la deformación cuando cesa la fuerza. Esto es debido a la tendencia que poseen de mantener una de sus propiedades aunque haya cesado el estímulo.

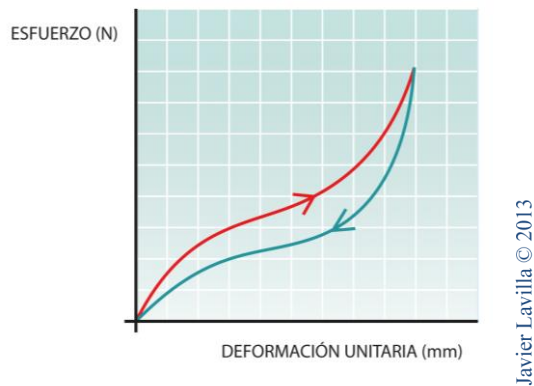


Ilustración 14. Representación del comportamiento de un material viscoelástico no lineal, donde las curvas de extensión y retracción no son coincidentes (viscoelástico), y la deformación no es directamente proporcional al esfuerzo describiendo una deformación curva (no lineal).

En la Ilustración 14 se representa el comportamiento típico de esfuerzo-deformación unitaria de un material viscoelástico no lineal. El esfuerzo no es proporcional a la

deformación unitaria (curva de color rojo). Sin embargo, la sustancia es elástica en el sentido de que si se suprime la fuerza sobre el material, el material recupera su longitud inicial. Al disminuir el esfuerzo, la curva de retorno (en color azul) no es recorrida en sentido contrario. La falta de coincidencia de las curvas de incremento y disminución del esfuerzo se denomina histéresis elástica.

2. Bases biológicas

El estado de la córnea está condicionado por un equilibrio dinámico de factores oculares (intracorneales y extracorneales), junto con una serie de factores extraoculares como enfermedades (diabetes, alteraciones metabólicas) o factores medioambientales (traumatismos, cirugía).

Los **factores intracorneales** son las propiedades inherentes de la córnea que le proporcionan elasticidad y permiten que mantenga su curvatura y con ello sus propiedades ópticas a pesar de la acción de los factores extracorneales. Los más destacados son:

- El espesor corneal.

- La hidratación corneal.

- La disposición, la densidad, la composición y el entrecruzamiento de las fibras de colágeno del estroma.

Dentro de la estructura corneal existen áreas de mayor relevancia biomecánica como son:

- La membrana de Bowman: aunque no está claramente definido el papel que desempeña, se sabe que está afectada en patologías como el queratocono⁶⁰, y se considera un elemento importante a la hora de mantener la arquitectura corneal^{61,62,63}.

- El estroma corneal y su composición: las diferencias regionales en la composición de glucosaminoglicanos y la mayor densidad de queratocitos⁶⁴, así como la disposición de las fibras de colágeno, hacen al tercio anterior del estroma más resistente al edema y responsable de la estabilidad de la curvatura corneal⁶¹.

En el estroma anterior el glucosaminoglicano predominante es el dermatán-sulfato que es menos hidrofílico que el queratán-sulfato (más abundante en los dos tercios posteriores)⁶⁵. Además las fibras de colágeno presentan mayor entrecruzamiento en el estroma anterior⁶⁶, con abundante matriz extracelular entre ellas.

Los **factores extracorneales** incluyen:

- La presión intraocular: en un ojo normal tiene un efecto ligero sobre el espesor del estroma, pero cuando supera la presión de hinchado estromal, aparece el edema epitelial. Y si, además, la función endotelial está comprometida, el edema aparece con cifras menores de presión intraocular.

- La presión atmosférica.

- La tensión ejercida por los párpados. Los párpados también pueden tener un papel relevante en los cambios de la curvatura corneal⁶⁷.

- La tensión ejercida por los músculos extraoculares.

- La tensión ejercida por el músculo ciliar. El músculo ciliar durante la acomodación produce un acortamiento del diámetro corneal e induce un cambio de curvatura⁶⁸.

3. Medida clínica de la biomecánica corneal. Analizador de Respuesta Ocular

Hasta el año 2005, la mayoría de los esfuerzos para medir propiedades biomecánicas de la córnea se han centrado en los ensayos *ex vivo* de tejidos corneales. Pero la córnea *in vivo* es una estructura mucho más compleja y existen mecanismos que regulan su composición y regeneración.

Después de la muerte, la córnea se hincha, pierde la película lagrimal, la transparencia y por lo tanto cambian sus propiedades ópticas. Estos cambios, junto con la temperatura y la degradación de los tejidos, se ha demostrado que llevan a su vez a un cambio de las propiedades biomecánicas de la córnea⁶⁹.

Determinar un rango de normalidad dentro de las propiedades biomecánicas corneales en estos ensayos es muy complejo pues existe gran dificultad en regular la composición *ex vivo* de la córnea.

A consecuencia de estar implicadas tantas variables, encontramos en la literatura un rango muy amplio de valores para el módulo de Young caracterizando a la córnea (de 0,159 MPa⁷⁰ a 57 MPa⁷¹, y las cifras comprendidas entre éstos también aparecen recogidas en diversos estudios⁵⁹).

Así pues, surgió la necesidad de un método que pudiera medir las propiedades biomecánicas corneales *in vivo*, y a su vez permitiera una caracterización biomecánica exhaustiva de poblaciones normales y enfermas.

Los estudios *in vivo* que se realizaron en primer lugar fueron tras procedimientos invasivos, como la cirugía de catarata. Por ejemplo, se midió la rigidez del globo ocular mediante la inyección de solución salina en el ojo de los pacientes sometidos a cirugía de cataratas⁷², o se calculó el valor de la elasticidad de la córnea comparando la presión intraocular (PIO) medida con un tonómetro Goldmann y la PIO medida con un catéter insertado a través de incisión de la cirugía de cataratas⁷³. Debido a que estos métodos sólo pueden utilizarse en pacientes quirúrgicos y no en una población más amplia, no son válidos para investigar las propiedades biomecánicas de la córnea en la práctica clínica.

En estos momentos hay instrumentos, algunos de ellos en fase de desarrollo y validación, que nos pueden ofrecer una medida clínica de la biomecánica corneal.

En la actualidad, existe un dispositivo con amplia experiencia clínica, el Analizador de Respuesta Ocular (Ocular Response Analyzer®, ORA de Reichert), que es capaz de determinar la elasticidad y la viscosidad de la córnea gracias a que nos proporciona una medida dinámica⁷⁴.

El ORA utiliza un impulso de aire para aplanar la córnea en un área circular de 3 mm de diámetro y un sistema electro-óptico que monitoriza la deformación de la misma.

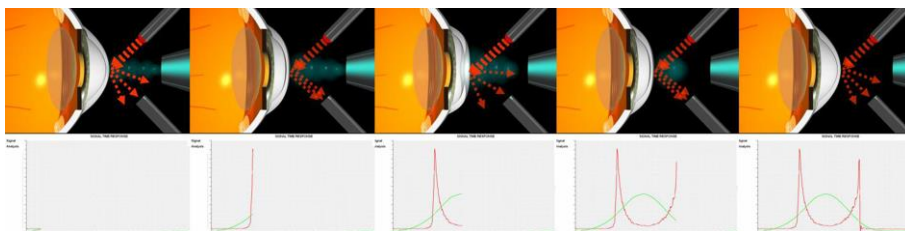


Ilustración 15. Esquema del funcionamiento del ORA y el registro gráfico del proceso durante una exploración.

El instrumento registra dos acontecimientos como respuesta al cambio de presión del pulso de aire. El primero, cuando el estímulo va hacia la córnea y hace que esta cambie su forma de convexa a cóncava. Y el segundo, cuando cesa el pulso de aire y la córnea restaura su forma original, pasando de cóncava a convexa. Los valores de la presión del pulso de aire son distintos en las dos situaciones de aplanamiento (corresponden a los picos de la señal de aplanamiento P1 y P2), y esto es debido a las propiedades viscoelásticas de la córnea (Ilustración 15).

Durante la primera fase la córnea resiste la fuerza del pulso del aire debido tanto a su elasticidad como a su viscosidad, pero durante la segunda fase, la fuerza viscosa se contrapone a la elástica. Este es el motivo por el cual se registra una diferencia entre las dos presiones. La diferencia entre ambas presiones es lo que definimos como Histéresis Corneal (CH, Corneal Hysteresis, medida en mmHg) (Ilustración 16).

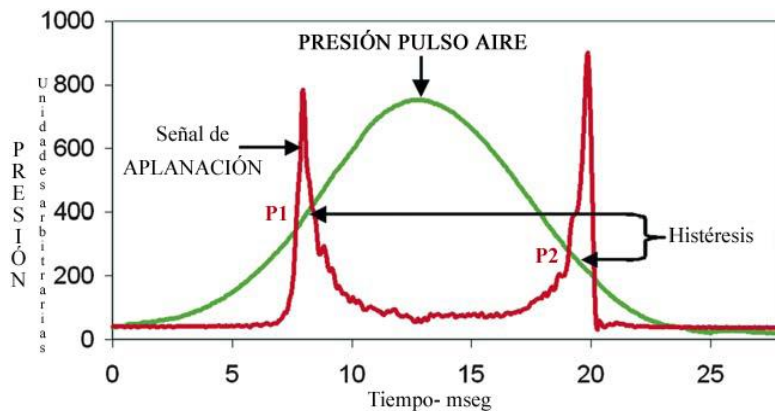


Ilustración 16. Representación gráfica del registro que hace el ORA durante una exploración.

Adicionalmente, y debido a que P1 y P2 no están fuertemente correlacionadas, es posible definir un nuevo parámetro corneal, denominado Factor de Resistencia Corneal (CRF, Corneal Resistance Factor, medido en mmHg), que representa la resistencia mecánica total de la córnea, y se calcula a partir de un algoritmo que lleva a una combinación lineal P1 y P2 ($CRF = P1 - (k * P2)$) y a su vez relacionado con el espesor corneal.

Así pues, el ORA nos describe las dos propiedades principales de la córnea como material viscoelástico a través de la CH y el CRF:

- El **CRF** representa la **resistencia estática** de la córnea a la deformación, que es proporcional a la **magnitud de la fuerza** aplicada.

- Y la **CH es la resistencia dinámica**, es decir, la relación entre la deformación y la fuerza aplicada en **función del tiempo**.

Estudios recientes han demostrado que las propiedades biomecánicas de la córnea humana desempeñan un papel en la enfermedad ocular^{74,75}. Así mismo, CH y CRF han demostrado ser una herramienta valiosa para identificar y clasificar condiciones tales como la ectasia corneal^{71,76} y la distrofia de Fuchs⁷⁷.

Existe un nuevo instrumento, el Corvis® ST, que permite ver cómo reacciona la córnea a un impulso de aire. Una cámara Scheimpflug de ultraalta velocidad registra los movimientos de la córnea, los cuales se pueden ver en el panel de control o en la pantalla de un ordenador. La visualización del comportamiento de la córnea se reproduce a cámara ultralenta, imágenes que hasta el momento no podían ser vistas. Presumiblemente permitirá nuevas formas de evaluación de las propiedades de la córnea y dará lugar a nuevas aplicaciones (detección de queratoconos, estudio del glaucoma), pero faltan estudios que definan su utilidad y lo comparen con los medios hasta ahora disponibles.

4. Utilidad de la biomecánica corneal

a) Estudio de la tonometría

El **tonómetro de aplanación Goldmann**⁷⁸ (TAG, Ilustración 17) durante mucho tiempo ha sido considerado el “gold standard” para medir la presión intraocular. Está basado en la ley de Imbert-Fick ($W = P \times A$), donde:

- W: es la fuerza de aplanación.
- P: es la presión intraocular.
- A: es el área aplanada.

Esta ley establece que la fuerza requerida para aplanar una esfera (W) es igual a la presión que incide sobre la esfera (P) multiplicada por el área aplanada (A). Para seguir esta ecuación se asumen varios principios:

- La superficie está seca.
- La córnea es perfectamente esférica.
- La superficie es perfectamente flexible y delgada.

Para eliminar la influencia de la tensión superficial y de las otras variables corneales sobre la medición, Goldmann realizó algunos ajustes, utilizó una punta de 3.06 mm de diámetro y asumió un espesor corneal de 525 micras.

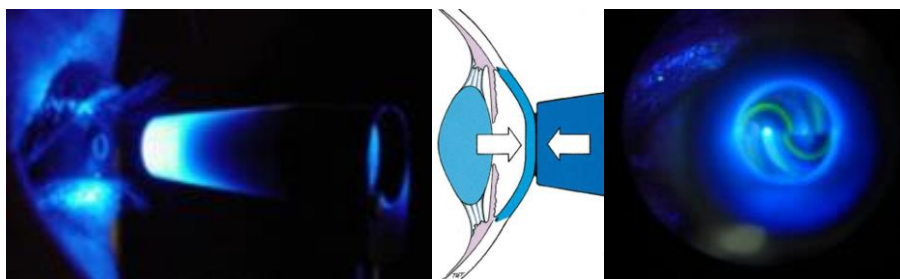


Ilustración 17. Exploración mediante tonometría de aplanación Goldmann.

La TAG presenta una serie de desventajas: las pulsaciones cardíacas hacen que los semicírculos cambien de posición, mayor o menor cantidad de colorante hace que varíe el grosor de los semicírculos, es necesario que el paciente esté sentado, la repetición de la tonometría o un contacto prolongado pueden dañar el epitelio corneal e interferir en una lectura precisa de la PIO y es necesaria la esterilización de la punta del tonómetro antes de cada evaluación.

Existen otros tonómetros de aplanación como son: la tonometría Draeger y Perkins, que pueden considerarse como la versión portátil del TAG. Permiten una exploración de la tonometría en cualquier posición, sobre todo durante la anestesia y tienen buena correlación con el TAG.

En la actualidad casi todos los autores reconocen que el tonómetro de Goldmann tiene ciertas deficiencias. Tanto el tonómetro de aplanación Goldmann como la técnica, son **operador-dependiente**. Mediciones de la presión mediante TAG

por diferentes operadores podrían llegar a dar dos resultados de medición distintos para el mismo ojo.

Estudios recientes han demostrado que más del 50% de todos los tonómetros de Goldmann están **fuera de calibraciones** en 2.5 mm Hg o más^{79,80}.

El TAG se ve afectado por las **propiedades corneales**⁸¹ incluyendo la rigidez (módulo de elasticidad corneal)^{72,73,75,82,83,84}, el grosor corneal central^{85,86,87,88,89}, la hidratación⁸², la curvatura corneal^{90,91,92,93,94}, la superficie corneal irregular, la película lagrimal^{78,81}, la cirugía refractiva corneal previa (como por ejemplo LASIK^{95,96,97}), así como otros factores aún no identificados.

Los resultados del Ocular Hypertension Treatment Study (OHTS)^{98,99,100} confirman la importancia del espesor corneal en las mediciones de la presión intraocular, así como el manejo y diagnóstico del glaucoma^{101,102,103,104,105}. Esto ha llevado al desarrollado de numerosas fórmulas y nomogramas para compensar el efecto del espesor corneal sobre la TAG, pero ninguno de estos métodos ha sido totalmente satisfactorio^{88,106,107}. Probablemente sea debido, como demuestran Liu y Roberts⁸⁴, a que las propiedades biomecánicas de la córnea llevan a una medida errónea de la PIO incluso para los mismos valores de espesor corneal.

En un intento de mitigar algunas limitaciones de la tonometría convencional han aparecido nuevos sistemas para medir la presión intraocular^{108,109}. En una revisión sistemática sobre la concordancia entre los tonómetros con la TAG, afirman que la tonometría de no contacto y el tonómetro de aplanación manual parecen lograr una medición más cercana a la TAG. Sin embargo, existía variabilidad en las mediciones, tanto dentro como entre los estudios¹¹⁰.



Ilustración 18. Neumotonómetro y dos modelos de TonoPen.

Los tonómetros tipo **Mackay-Marg** (TonoPen y neumotonómetro, Ilustración 18) se diferencian respecto al tonómetro Goldman en que evitan el efecto de la película lagrimal y la fuerza para deformar la córnea. Además el efecto del espesor corneal central con estos tonómetros es insignificante^{111,112,113}. Al ser independientes de las características de la córnea, van a resultar útiles en córneas edematosas, irregulares o con leucomas. En comparación con el Goldman, van a infravalorar las presiones altas y a supervalorar las

presiones bajas¹¹⁴, a pesar de esto, se ha publicado que la infraestimación de la presión tras cirugía refractiva es menor que con la TAG^{115,116}.

La **tonometría de rebote** se desarrolló inicialmente con el objetivo de medir la PIO de forma no invasiva en modelos experimentales de glaucoma, siendo los resultados iniciales alentadores por su facilidad de uso, precisión y reproducibilidad.

Todo ello ha conducido al diseño de un tonómetro manual basado en el principio de rebote para uso en humanos: ICare® (Tiolat Oy, Helsinki, Finlandia). El tonómetro de rebote (TRB) consta de una estructura con dos muelles coaxiales que impulsan una sonda magnetizada hacia la córnea y detectan la deceleración de la sonda producida por el contacto con el ojo. Esta velocidad de deceleración se relaciona con la PIO. La sonda empleada es desechable. Una cubierta de plástico en la punta reduce el riesgo de lesionar la córnea (Ilustración 19).



Ilustración 19. Imagen del I-Care.

Existen escasos estudios publicados que evalúen la reproducibilidad¹¹⁷ y precisión de este método en humanos^{118,119}. Sus ventajas son: que es portátil, fácil de usar y especialmente útil en niños o pacientes que no colaboran para una exploración en la lámpara hendidura.

Sin embargo sus mediciones están influidas por el espesor corneal central¹²⁰ y ofrece valores más altos de presión intraocular respecto a la TAG^{119,121,122}.

El tonómetro de contorno dinámico o tonómetro de Pascal (TCD, SMT Swiss Microtechnology AG, Port, Switzerland), posee un terminal de 7 mm de diámetro con una superficie cóncava que se adapta al contorno de la córnea y le permite mantener su forma y curvatura, siendo la distorsión ejercida mínima, sin necesidad de ser aplanada para la toma de la PIO como ocurre con el TAG. Un sensor de presión digital integrado en la superficie cóncava del tonómetro permite la medida directa de la PIO transcorneal. Esto aporta, al menos a priori, una medida de la PIO independiente del grosor corneal^{123,124,125} y de las características biomecánicas de la córnea como la elasticidad, la rigidez, el grado de hidratación corneal (Ilustración 20).

Los estudios publicados hasta el momento han puesto de manifiesto unas correlaciones excelentes entre las medidas obtenidas con el TCD y el TAG¹²⁵, con una baja variabilidad tanto intra como inter-observador^{126,127}. Sin embargo,

prácticamente la totalidad de autores coinciden en señalar que el TCD sobrestima la presión con respecto a la medida con el TAG¹²⁵, sobre todo en ojos con córneas finas.

También ha sido analizado el efecto de las características corneales, en pacientes operados, sobre las medidas del TCD. Kaufmann y cols.¹²⁸, estudiaron el efecto del LASIK miópico en 62 sujetos normales en los que controló la PIO con TAG y TCD antes y después de la intervención. Tras una ablación media de 90 micras, la presión medida con TAG disminuyó en 3 mmHg, mientras que prácticamente no se modificó al medirla con el TCD. Siganos y cols.¹²⁹, obtuvieron similares resultados tras una ablación media de 78 micras, con descensos en la PIO medida con TAG de 5.4 mmHg al mes de la cirugía y sin diferencias significativas al medirla con el TCD con respecto a las presiones pre-operatorias.



Ilustración 20. Imagen del tonómetro de contorno dinámico o tonómetro de Pascal.



Ilustración 21. Imagen del Analizador de Respuesta Ocular.

El **Analizador de Respuesta Ocular** (Ocular Response Analyzer, ORA) proporciona cuatro variables: la histéresis corneal (CH), el factor de resistencia corneal (CRF), y dos medidas de la presión intraocular (PIO). La presión intraocular correlacionada con la Goldmann (IOPg) y la presión intraocular compensada (IOPcc) (Ilustración 21).

La IOPcc es una medición de la presión que utiliza la nueva información proporcionada por la histéresis corneal para dar una medición de la PIO que se ve menos afectada por las propiedades corneales^{74,130}, como el espesor o el radio de curvatura^{131,132}.

Hay estudios que defienden que la IOPg que nos proporciona el ORA sobrestima la presión de la TAG^{133,134}. Pero a su vez se ha demostrado que valores bajos de CH se asocian a mayores diferencias entre la IOPcc y la TAG¹³². Y esta situación aparece en pacientes con glaucoma primario de ángulo abierto y normotensional¹³⁵, así como, la asociación con la progresión del daño glaucomatoso⁷⁵.

Actualmente los estudios se encaminan a demostrar la utilidad de estos nuevos parámetros en el screening, diagnóstico y seguimiento de los pacientes con glaucoma^{75,135,136,137,138,139,140}. Los últimos trabajos al respecto asocian valores bajos de CH con el riesgo de progresión de glaucoma al asociarse con pérdida más rápida de campo visual¹⁴¹. Wells y cols relacionan la CH corneal con el disco óptico y las características de la lámina cribosa, defendiendo que los ojos con menor amortiguación viscosa podrían tener un disco óptico más vulnerable al daño glaucomatoso por una PIO elevada¹⁴².

Por el momento el valor de la PIO que se obtiene en la práctica clínica no es absoluto, ya que se mide de forma indirecta a través de la córnea. De esta manera, cualquier proceso que altere la estructura de la córnea, puede alterar sus propiedades biomecánicas y por lo tanto afectar a las lecturas de todos los tonómetros que midan la PIO de forma indirecta.

b) Estudio de patología corneal

En los años 1978 y 1980, encontramos los primeros trabajos que hacen referencia a las propiedades biomecánicas corneales del **queratocono**. Las córneas con queratocono están caracterizadas por una disminución de la rigidez corneal y protrusión del tejido allí donde se encuentra disminuida la resistencia mecánica^{76,143}. Se ha demostrado que el entrecruzamiento de las fibras de colágeno se encuentra alterado y disminuido en el queratocono. En el mecanismo patogénico propuesto, que se asocia a las alteraciones estructurales identificadas, la membrana de Bowman¹⁴⁴ es invadida por queratocitos del estroma anterior y células epiteliales a través de las rupturas que presenta, por donde habitualmente es atravesada por las terminales nerviosas¹⁴⁵. Estos queratocitos se activan por interleucinas y entran en apoptosis^{146,147}, con la consiguiente liberación de enzimas colagenolíticas, que de manera crónica provocan un adelgazamiento localizado y progresivo de la córnea.

Se han estudiado las propiedades biomecánicas corneales del queratocono, así como de las **distrofias corneales**, mediante el ORA^{74,76,77,148,149}. En ambas patologías se encuentran valores de la CH menores que en sujetos normales como consecuencia de la alteración de las propiedades viscoelásticas de la córnea. Y las cifras de IOPcc se encuentran más elevadas, lo que sugiere una infraestimación de la presión en estos pacientes mediante la TAG.

Se ha propuesto el ORA como un instrumento útil tanto para el diagnóstico precoz, como para valorar la severidad y controlar la evolución la enfermedad, incluso tras el tratamiento (corsslinking^{150,151} o segmentos intraestromales^{152,153}).

De igual modo se han estudiado situaciones que sin causar una patología corneal de manera directa modifican sus características biomecánicas, a través del edema corneal o cambios en la sustancia fundamental y en las fibras de colágeno. Así se han descrito cambios en las propiedades biomecánicas tras la cirugía (de cataratas¹⁵⁴, la cirugía retiniana¹⁵⁵, la trabeculectomía¹⁵⁶), tras el uso de lentes de contacto¹⁵⁷, también en la diabetes mellitus¹⁵⁸, por consumo de tabaco¹⁵⁹. De manera que todas estas situaciones se deben tener en cuenta a la hora de estudiar mediante el ORA una posible enfermedad corneal.

c) En cirugía refractiva corneal

La cirugía refractiva corneal se basa en la modificación de la curvatura de la superficie anterior de la córnea, para conseguir un nuevo estado refractivo estable en el tiempo.

La seguridad y la predictibilidad de los procedimientos quirúrgicos dependen de múltiples variables quirúrgicas y propiedades del tejido, como la forma y las propiedades viscoelásticas.

El efecto de los **procedimientos incisionales** sobre la córnea es bien conocido. Se sabe que al realizar una incisión y cortar una lámina estromal, disminuye el número de fibras de colágeno efectivas para mantener la carga de la presión, aumentando así la tensión que deben soportar las fibras no cortadas, que responden estirándose. La tensión se redistribuye y bajo este principio biomecánico cambia la curvatura corneal¹⁶⁰.

En la **queratotomía radial**, la periferia corneal se abomba y el centro se aplana, por lo que se han practicado para defectos esféricos miópicos, y en la **queratotomía transversa (recta o arcuata)** el aplanamiento se observa en los meridianos de la incisión, y el incurvamiento se aprecia en los meridianos ortogonales, por lo que se practica para la corrección del astigmatismo. Se ha demostrado, clínica y experimentalmente en modelos biomecánicos, cómo varía el efecto de la incisión sobre la zona óptica en dependencia de la localización, extensión, profundidad y número de incisiones^{161,162,163}. Además, después del procedimiento la estabilidad corneal disminuye, al ser las incisiones un punto de debilidad corneal.

En los inicios de los **procedimientos refractivos mediante láser excimer**, la córnea era considerada como un trozo de plástico, al cual se le podía quitar, agregar o esculpir la forma deseada, pero esta idea es errónea^{164,165}. Los primeros

algoritmos de substracción de tejido para corregir errores esfero-cilíndricos, resultaron útiles pero no suficientemente eficaces en algunos pacientes³⁴. Estos modelos ignoraban la interacción láser-tejido, que es responsable de cambios en las propiedades ópticas del tejido corneal y en definitiva afecta a la calidad visual.

Los algoritmos de ablación incluyen variables previamente evaluadas por su capacidad de predecir o provocar cambios refractivos. A partir de observaciones experimentales y clínicas se establecen nuevos límites de tratamiento. Cuantas más variables se consideren el algoritmo será más preciso. En base a esto se han desarrollado patrones de ablación personalizada, guiados por topografías y frente de ondas. Sin embargo, en ocasiones el resultado refractivo no es el esperado e incluso aumentan las aberraciones ópticas. Toma importancia en este momento el factor biomecánico y se considera como una variable a tener en cuenta en los algoritmos de ablación.

En la cirugía LASIK son dos los fenómenos que principalmente inducen los cambios de la estructura corneal:

- **La creación del flap**, que origina una disrupción en las lamelas de colágeno del estroma anterior y una incisión en la membrana de Bowman.

- **La ablación estromal** que genera una sustracción de tejido en las lamelas de colágeno, ocasionando cambios en la paquimetría y curvatura corneal.

Roberts¹⁶⁴ explica que en la cirugía refractiva corneal, no sólo cambia la porción de la córnea tratada, sino que también se modifica el resto del tejido. Propone que la córnea funciona como si fueran varias bandas elásticas superpuestas. Al modificar la tensión a nivel central (durante un LASIK, PRK u otro procedimiento que suponga una ablación central) se produce la contracción en el resto de las bandas, aumentando el espesor en la periferia (Ilustración 22). Cuanto más profunda sea la ablación central, mayor será el cambio periférico.

Se produce un aplanamiento central y un engrosamiento en la periferia por un incremento del espacio entre las fibras de colágeno, debido a que disminuye la resistencia local a la hidratación y la matriz extracelular es embebida en agua. Este fenómeno biomecánico es el responsable de un aumento del efecto en una ablación miópica, minimiza el efecto de una ablación hipermetrópica e induce hipermetropía tras la realización de una queratotomía fototerapéutica¹⁶⁶. La magnitud del engrosamiento periférico es menor en la ablación hipermetrópica y esto se atribuye a que la ablación periferia media deja un menor número de fibrillas de colágeno periféricas. Sin embargo, el volumen de tejido retirado de la periferia media es mucho mayor en los tratamientos hipermétropes que el volumen eliminado centralmente en un tratamiento comparable miope¹⁶⁷.

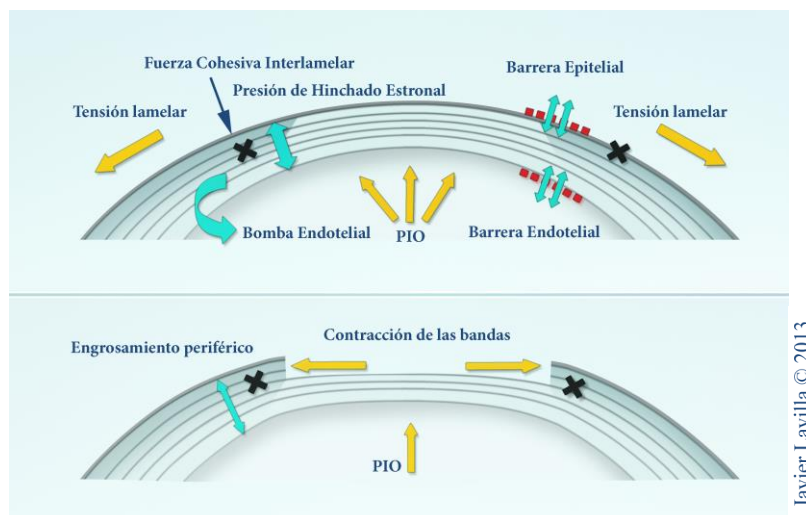


Ilustración 22. Esquema de los cambios en la estructura corneal durante la cirugía refractiva corneal. (Basado en el modelo de Dupps WJ Jr, Wilson SE. *Exp Eye Res* 2006²⁵).

Los cambios en la distribución del líquido intraestromal y en la cicatrización de la herida epitelial y estromal, pueden contribuir a la regresión hipermetrópica en los días o semanas siguientes a la cirugía²⁵. Esto se ve apoyado por el hecho de que sea preciso hipercorregir cuando se van a tratar hipermetropías primarias altas. Y si se usase ese mismo algoritmo en una hipermetropía secundaria de la misma magnitud (es decir, después de LASIK miópico anterior), las hipercorrecciones resultantes serían significativas^{168,169}. Esta diferencia en la eficacia del tratamiento se puede atribuir a diferencias en la situación biomecánica de una córnea intacta y una con cirugía previa, que se ha adaptado a un entorno de fuerzas totalmente diferente.

1. Ectasia postquirúrgica

La biomecánica de la córnea tiene una gran importancia en el estudio de las ectasias postquirúrgicas para comprender su fisiopatología, identificar sus factores de riesgo e intentar prevenirlas.

La incidencia de la **ectasia corneal post-LASIK** no está bien definida (oscila entre el 0.04%⁵⁴, 0.2%¹⁷⁰, 0.6%¹⁷¹) y se plantean varias hipótesis etiológicas.

La causa que se propone en algunos casos es una **inestabilidad biomecánica inducida por la cirugía**. La córnea se mantiene en un equilibrio dinámico en el que influyen factores oculares (intracorneales y extracorneales) y factores extraoculares (como enfermedades o factores medioambientales).

En último término, el desarrollo de una ectasia postquirúrgica dependerá de la técnica quirúrgica empleada así como de la magnitud del procedimiento. La cirugía LASIK, frente a la cirugía de superficie, supone una mayor agresión a las propiedades viscoelásticas de la córnea y genera un proceso de reparación diferente, porque la ablación se lleva a cabo en una región más profunda del estroma. A ese nivel hay menor densidad de queratocitos, el entrecruzamiento de las fibras de colágeno es menor y los proteoglicanos son más hidrofílicos²⁵. Y se cree que estas son las razones por las que se han publicado más casos de ectasia iatrógena después de LASIK^{170,171,172,173,174} que de PRK^{175,176}.

Se ha observado clínicamente cómo ablaciones excesivas conducen a la ectasia corneal⁵⁴. Desde el punto de vista biomecánico, se ha demostrado que en una córnea operada de LASIK el espesor corneal útil es el del lecho estromal residual. Las uniones de las fibras de colágeno de la interfase entre el colgajo y el lecho estromales, no tienen la cohesión ni la fuerza inicial, por lo que el espesor del colgajo no es considerado importante en el mantenimiento de la estructura corneal^{172,177}. Todo esto ha llevado a reducir los límites de ablación, de manera que el espesor del lecho estromal residual sea siempre superior a 250-300 micras¹⁷². Pero a pesar de esta medida, también se han detectado ectasias tras cirugía corneal con un lecho estromal superior a las 350 micras^{173,174}. Así pues, el espesor del lecho estromal no es por sí mismo determinante para el desarrollo de la ectasia corneal.

Otro de los planteamientos etiopatogénicos postula que la ectasia post-LASIK es la evolución de un **proceso crónico subclínico pre-existente**¹⁷⁸. Se han detectado casos de ectasia bilateral en pacientes que presentaban topografías sospechosas sólo en uno de sus ojos. Y es que los pacientes con queratocono unilateral acaban manifestando con el tiempo alteraciones topográficas en el otro ojo¹⁷⁹. Randleman⁵⁴ analizó las diferencias entre aquellos pacientes que sin alteraciones topográficas previas desarrollaron una ectasia post-LASIK y los que no, y encontró que la única diferencia entre ellos era la edad. Los casos de ectasia eran significativamente más jóvenes que los controles.

El queratocono es una enfermedad progresiva. Aunque muchos pacientes con queratocono comienzan con signos y síntomas de la enfermedad en torno a los 30 años, existe una proporción importante de personas en las que sus primeras manifestaciones aparecen a partir de la 4ª década de la vida¹⁸⁰. Por lo tanto, es comprensible que algunos pacientes que en el estudio preoperatorio presentan topografías normales, desarrollen un queratocono posteriormente, con independencia de si son sometidos o no a cirugía refractiva corneal.

En estos últimos años, han proliferado los trabajos en los que se estudian las características biomecánicas corneales mediante el ORA, en pacientes sometidos a cirugía refractiva corneal^{74,109,148}. Todos ellos coinciden en que tras la cirugía los valores de la CH y CRF disminuyen. El descenso está en función del procedimiento realizado (LASIK¹⁸¹, LASEK^{182,183}, PRK^{184,185}) y guarda relación con la cantidad de miopía corregida¹⁸⁴, pero en cualquier caso no alcanzan las cifras que presentan los pacientes con queratocono. En este sentido, hay un largo camino por recorrer, y son necesarios nuevos estudios que determinen qué parámetros son útiles en la detección de queratocono cuando otras pruebas de diagnóstico presenten resultados normales¹⁴⁸. Queda por definir en función de qué parámetros quirúrgicos o preoperatorios se van a producir cambios patológicos y qué implicación tienen estos en el desarrollo postoperatorio de una ectasia. Todo esto nos llevaría a incluir estas variables de manera sistemática dentro de los estudios preoperatorios de la cirugía refractiva.

2. Presión intraocular postcirugía

Tras la cirugía refractiva corneal es necesario un **control preciso de la presión intraocular**.

En el **postoperatorio inmediato**, los pacientes sometidos a cirugía refractiva reciben corticoides como tratamiento, pudiendo presentar sensibilidad a ellos con una elevación de la presión intraocular. En ocasiones esa presión elevada puede originar la entrada de humor acuoso en la córnea que se acumula en la interfase. El grosor corneal alterado puede originar una infraestimación de la medida de la presión intraocular medida con la TAG^{186,187,188,189}, que nos lleve a continuar con el tratamiento con corticoides tópicos y a un empeoramiento de la enfermedad originando una descompensación corneal y un daño glaucomatoso avanzado o incluso propiciar el eventual desarrollo de una ectasia. Por este motivo pueden ser necesarios métodos alternativos de tonometría en el seguimiento de los pacientes operados de LASIK.

Otro aspecto a tener en cuenta es que la mayoría de los pacientes sometidos a cirugía refractiva son miopes. **La miopía** es una condición que de por sí supone un problema para el seguimiento del glaucoma por diferentes motivos. Los miopes presentan defectos en el campo visual sin necesidad de padecer glaucoma, lo que dificulta la interpretación de la campimetría. Además, el deterioro del campo visual es más rápido que en otros grupos de glaucoma y las anomalías del nervio óptico y atrofia

peripapilar que presentan hacen más complicado el estudio mediante pruebas de imagen del nervio óptico y la capa de fibras nerviosas.

La cirugía refractiva modifica el espesor corneal, la curvatura y la estructura corneales, lo que lleva a cometer errores en la medición de la PIO, infraestimándola^{95,96,97,190}. Los parámetros que están implicados en la medición de la presión intraocular tras la cirugía LASIK son: la profundidad de la ablación^{96,191}, el cambio de la curvatura corneal¹⁹¹, el error refractivo previo^{96,106}, la presión intraocular preoperatorio¹⁰⁶, la edad⁸⁹, el módulo de elasticidad y otros factores biomecánicos⁷⁴.

Se han propuesto ecuaciones para corregir la presión intraocular tras la cirugía, que fundamentalmente tienen en cuenta la profundidad de ablación y el defecto refractivo previo^{106,192}. Pero estas fórmulas no son suficientes. Por este motivo se plantea que en pacientes operados pueden ser de utilidad instrumentos (neumotonómetro, ORA, TCD) que midan la presión intraocular y se vean menos afectados por propiedades corneales como el espesor y la curvatura corneales^{74,108,128,129,131}.

HIPÓTESIS DE TRABAJO

Por todo lo referido se plantea la siguiente Hipótesis conceptual:

La cirugía refractiva corneal, mediante queratomileusis in situ asistida por láser excimer, para la corrección de ametropías (miopía, astigmatismo e hipermetropía) induce un cambio biomecánico relacionado con el defecto refractivo tratado, que se refleja en los parámetros biomecánicos corneales (histéresis corneal y factor de resistencia corneal) y en las medidas de la presión intraocular, estudiados mediante el Analizador de Respuesta Ocular.

MATERIAL Y MÉTODOS

I. DISEÑO DEL ESTUDIO

Se realizó un estudio observacional, analítico y transversal, en una primera fase, en pacientes con el diagnóstico de miopía, hipermetropía y/o astigmatismo que iban a ser sometidos a cirugía refractiva mediante la técnica LASIK en la unidad de Oftalmología del Hospital Universitario Quirón de Zaragoza en el periodo comprendido entre enero de 2009 hasta diciembre 2011.

La segunda fase del estudio se basó en la medición y comparación de las variables antes y después de la práctica de la cirugía LASIK, realizando un estudio de intervención cuasi-experimental no aleatorizado en dichos pacientes.

POBLACIÓN A ESTUDIO

La población diana fueron aquellos sujetos afectados de defectos refractivos considerados aptos para cirugía LASIK tras su evaluación, siendo la población accesible los pacientes intervenidos en la unidad de Oftalmología del Hospital Universitario Quirón de Zaragoza en el periodo de seguimiento.

Se calculó el tamaño muestral para poblaciones finitas según la fórmula:

$$n = \frac{N}{e^2 * (N - 1) + 1}$$

N = Total de la población.

e = precisión o error muestral (es la diferencia que puede haber entre el resultado que obtenemos preguntando a una muestra de la población y el que obtendríamos si preguntáramos al total de ella).

Con un nivel de confianza del 95%, es decir para una precisión del 5% el tamaño muestral fue el siguiente:

$$n = \frac{920}{0.0025 * (919) + 1} = 271$$

1. Criterios de inclusión

- Edad superior a 20 años.
- Refracción estable durante al menos 2 años antes de la cirugía. Es decir, no haber variado la graduación más de 0.5 dioptrías, ya sea de miopía o astigmatismo.
- Equivalente esférico (EE) que no superase: las -7 dioptrías en casos de defecto miópico, y las +6 dioptrías en casos de defecto hipermetrópico.
- Agudeza visual (AV) corregida igual o mayor de 0.8 en cada ojo. No debía existir ambliopía.
- Grosor corneal preoperatorio mayor de 500 micras.
- Ausencia de cirugía ocular previa.

- No existencia de enfermedades oculares activas o latentes: glaucoma, uveítis, blefaroconjuntivitis crónica, ojo seco, queratitis, distrofias corneales, patología lagrimal (dacriocistitis crónica o aguda), afectaciones retinianas.

- Ausencia de enfermedades sistémicas que puedan afectar al tejido corneal: conectivopatías, enfermedades autoinmunes.

- En caso de ser mujer, no estar embarazada.

- El paciente debía firmar el consentimiento informado.

2. Criterios de exclusión

- Incumplir alguno de los criterios de inclusión.

- Imposibilidad de realizar un correcto seguimiento postoperatorio.

- Valores biomecánicos alterados (CH y CRF bajos) y curvas atípicas que pudieran indicar patología corneal subclínica.

- Topografía sugerente de queratocono o su forma frustre.

En aquellos casos con indicios topográficos de queratocono se contraindicó la cirugía, según los criterios modificados de Rabinowitz-McDonnell^{193,194} y los criterios referidos para Orbscan II^{195,196,197}. Los valores de los parámetros topográficos que se tomaron de referencia fueron los siguientes:

- a) Mapa queratométrico de la cara anterior:
- Poder dióptrico corneal ≥ 47.2 .
 - Diferencia entre el poder dióptrico superior e inferior corneal ≥ 1.4 .
 - Diferencia entre el poder dióptrico central entre ambos ojos ≥ 1 .
- b) Mapa de elevación de la cara anterior:
- Punto más elevado en el mapa de elevación anterior $>20-25\mu\text{m}$ sobre la mejor esfera adaptada.
 - Diferencia entre el punto más elevado y más deprimido $> 40\mu\text{m}$.
- c) Mapa queratométrico de la cara posterior:
- Poder dióptrico >50 hay que valorar otros mapas. Poder dióptrico >55 contraindica la cirugía.
- d) Mapa de elevación de la cara posterior:
- Punto más elevado en el mapa de elevación posterior mayor de $50\mu\text{m}$, excepto si el astigmatismo era mayor de 2.5 dioptrías, en esos casos se analizan otros mapas.
 - El punto más elevado mayor de $35\mu\text{m}$ coincidente con el punto más delgado de la córnea.
 - Diferencia entre el punto más elevado y el más deprimido $> 100\mu\text{m}$.
- e) Mapa paquimétrico:
- Diferencia entre el espesor corneal central y el periférico $< 20\mu\text{m}$.

- Desplazamiento del punto de menor espesor corneal ínfero-temporalmente o fuera de la zona de 5mm, próximo a los valores paquimétricos límite.
- f) Cociente K posterior y anterior. Si estaba entre 1.21-1.27 se tienen en cuenta otros mapas. Mientras que si era >1.27 contraindica la cirugía.
- g) Índices de irregularidad, indican la presencia de aberraciones de alto orden (> 1.5 dioptrías en el área de 3mm y > 2 dioptrías en el área de 5 mm).
- h) Valores postoperatorios. Las K postoperatorias deberían encontrarse entre las 32 y 48 dioptrías.

II. MATERIAL CLÍNICO

1. Material de exploración oftalmológica

- Proyector de optotipos ACP-7 de Topcon con escala decimal.
- Autorrefractómetro KR 8100 de Topcon.
- Frontofocómetro CL-100 Topcon.
- Lámpara de hendidura SL-8Z de Topcon.
- Tonómetro de aplanación tipo Goldmann adaptado a la lámpara de hendidura.
- Pupilómetro Colvard OpthalTech Pupillometer (OASIS Medical Inc., Glendora, California).

- Papel de filtro nº 41 Whatman de 5 mm de ancho y 30 mm de longitud para realizar el Test Schirmer.

- Topógrafo. El topógrafo utilizado fue el **Orbscan® IIz** (Bausch and Lomb, Rochester, NY, Estados Unidos) que utiliza una tecnología híbrida que combina la reflexión de los anillos de Plácido y la proyección de un haz de luz en forma de hendidura a través de la córnea. Presenta los resultados de la exploración en 4 mapas.

- **Mapa de elevación anterior:** es útil para descartar cualquier irregularidad corneal que pudiera complicar el corte con el microqueratomo, como un queratocono o una degeneración marginal pelúcida. También valora la queratometría.

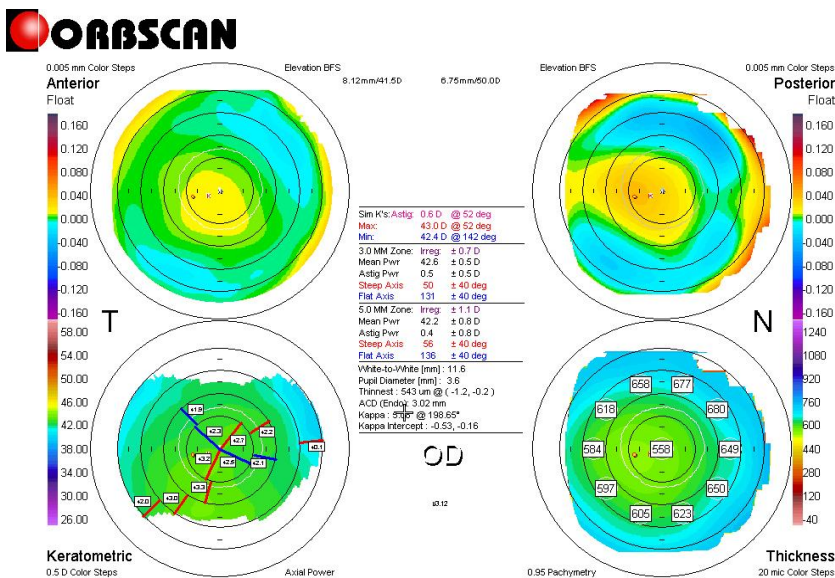


Ilustración 23. Imagen en cuatro mapas que nos proporciona el Orbscan IIz tras una exploración.

- **Mapa de elevación posterior:** para descartar una forma incipiente o frustrada de queratocono (imagen de elevación central), o bien un queratocono clínico (en el que la elevación de la cara posterior tiene su valor más alto desplazado a la región nasal inferior).

- **Mapa queratométrico:** mide los valores queratométricos de la córnea en las zonas de 3, 5 y 7 mm.

- **Mapa paquimétrico:** mide el espesor corneal central y periférico mediante un análisis con haces de luz. Postoperatoriamente las medidas pueden verse alteradas, ya que al atravesar los haces de luz la interfase, si hay una leve inflamación o restos de partículas, pueden hacer que la luz difracte y las medidas sean irreales.

- **Otros datos:**

- **Mejor esfera adaptada** (*best fit sphere, BFS*). Nos da el valor de la queratometría y el radio de curvatura de la esfera usada como referencia para representar la superficie corneal, que es la que más se adapta a la curvatura real.

- **Queratometría simulada** (*SimK*). Nos proporciona la queratometría central máxima y la mínima, junto con el astigmatismo corneal.

- **Queratometría media**, astigmatismo, eje más plano y eje más curvo: lo proporciona en los 3 y en los 5 mm.

- **Índice de irregularidad:** es una buena herramienta para descartar queratoconos subclínicos. Se determina en los 3 y en los 5 mm. Se consideran valores compatibles con la normalidad en los 3 mm centrales <1.5 , y en los 5 mm <2 . Si se exceden estos valores indican aberraciones de alto orden.

- **Distancia blanco-blanco:** es la medida del diámetro corneal horizontal y puede ayudar a decidir el tamaño del anillo que vamos a utilizar para el corte. Para corneas pequeñas es preferible usar anillos pequeños y al revés.

- **Pupilometría o diámetro pupilar:** ayuda a la hora de decidir la zona óptica a realizar.

- **Punto corneal más delgado:** para la detección de queratoconos, ya que si existe cierto abombamiento y además coincide con el punto más delgado de la córnea, podemos estar casi seguros de su presencia. Es un factor a tener en cuenta a la hora de calcular la profundidad de la ablación.

- **Profundidad de la cámara anterior (PCA).**

- **Ángulo kappa.**

• **Analizador de respuesta ocular (ORA):**

El Analizador de Respuesta Ocular (ORA, Reichert Ophthalmic Instruments Inc. Depew, NY), monitoriza la respuesta de la córnea ante un pulso de aire rápido y nos proporciona una medida dinámica del comportamiento de la córnea.

Consta de cuatro componentes: un emisor de luz infrarroja, un detector, una bomba de aire y un transductor de la presión en el interior.



Ilustración 24. Imagen del ORA donde se debe apoyar la cabeza antes de una exploración en la que vemos el emisor de luz infrarroja, el detector y el emisor del impulso de aire.

El impulso de aire hace que la córnea se desplace hacia el interior generando una primera aplanación, seguida de una concavidad. Tras unos milisegundos la bomba de aire se apaga, la presión disminuye y la córnea empieza a regresar a su estado normal. La córnea resiste a la fuerza dinámica del pulso de aire debido a sus características viscosas, causando un retraso entre las entradas y salidas de los picos de aplanación. La diferencia entre estos dos valores de presión es la histéresis corneal (CH).

Una exploración con ORA proporciona las siguientes mediciones:

- Presión intraocular correlacionada con la Goldmann (IOPg). La IOPg es la media de las dos mediciones de la PIO.

- Presión intraocular con compensación corneal (IOPcc). IOPcc elimina la influencia de ciertas propiedades corneales como la elasticidad y el espesor corneal.

- Histéresis Corneal (CH). Se calcula como la diferencia entre los 2 valores de presión en los dos picos de aplanación. Guarda relación con la estructura viscoelástica del tejido corneal.

- Factor de Resistencia Corneal (CRF). Es un indicador general de la "resistencia" de la córnea, incluyendo la viscosidad y propiedades elásticas.

2. Material quirúrgico

• Paño estéril fenestrado Steri-Drape™ 40x49 cm (3M Health Care, Alemania).

• Blefarostato Lieberman.

• Espátula.

• Marcador corneal.

• Rotulador violeta de Genciana. (Surgical marker®).

- Anestésico tópico oxibuprocaina clorhidrato (Prescaína 0.2% colirio Llorens[®]).
- Solución salina balanceada de Alcon[®] (BSS).
- Suero fisiológico Braun 0.9% 10 ml (Braun Medical S.A. Rubí, Barcelona, España).
- 2 Jeringas de 5 ml.
- Filtro de irrigación.
- Hemostetas quirúrgicas de espuma PVA IMEX CLINIC.
- **Microqueratomo Zyoptix[®] XP** (Bausch & Lomb Company, US). Es un microqueratomo automático compuesto de 4 elementos: el motor con un pin que pivota, una pieza intermedia, el cabezal en el cual se inserta la cuchilla y el anillo de succión.



Ilustración 25. Microqueratomo Zyoptix[®] XP y las piezas que componen el equipo.

El anillo de succión tiene una muesca lateral, la curva está diseñada para guiar y permitir el deslizamiento del microqueratomo sobre la superficie anterior del anillo de fijación manteniendo un plano de corte constante.

El anillo en forma de túnel protege el avance del cabezal frente a la obstrucción mecánica.

Existen distintos modelos de anillos, según el diámetro externo pueden ser de 19 o de 20 milímetros y según el diámetro interior de 8.5 ó 9.5 mm. La elección del anillo de succión se realiza según el valor de la K más plana y la distancia blanco-blanco del siguiente modo:

- Si la K plana es menor de 42 dioptrías se utilizarán preferiblemente anillos de diámetro interior de 9.5mm.

- Si la K plana es mayor de 46 dioptrías o la distancia blanco-blanco es menor de 10.5-11 mm, se utilizarán preferiblemente anillos de diámetro interior de 8.5mm.

Permite situar la bisagra del flap en diferentes posiciones gracias a la posición más elevada del anillo de succión, lo que evita posibles interferencias con párpados, pestañas o campos quirúrgicos. La bisagra superior reduce la frecuencia de desplazamiento del colgajo inducido por el parpadeo, esta fue la bisagra utilizada en nuestro estudio.

El cabezal es rotatorio, pivotante, de traslación arciforme, es decir, se desplaza en el plano horizontal alrededor de un eje excéntrico sobre un único carril liso. La forma del cabezal reduce la fricción con el epitelio corneal durante la queratectomía y tiene una cámara donde se aloja el colgajo, replegándose sobre sí mismo, lo que permite que mantenga su forma original si dañarse. Se pueden crear colgajos de 120 μm y 140 μm de profundidad, según el cabezal que elijamos.

Utiliza una cuchilla bifacetada de acero, desechable, con un soporte no fijo y el motor le genera una oscilación lateral.

El grosor del colgajo debe ser suficiente para evitar el astigmatismo irregular, pero no tan grande como para limitar el estroma disponible para la ablación. Teniendo en cuenta estos principios elegimos el cabezal a utilizar atendiendo a la paquimetría preoperatorio y la profundidad de ablación prevista en función del defecto refractivo que deseamos corregir.

•**Láser excimer: VisX Star S2 Smooth Scan** (VISX Inc, Santa Clara, CA).

El sistema VisX Star S2 incluye un microscopio de funcionamiento coaxial, una silla para el paciente para conseguir una alineación precisa, un sistema de detección de gas, una estación de control del ordenador, el sistema de tarjetas VisionKey para la programación, el control y la grabación de los datos de la intervención, una impresora láser y una cámara de vídeo (Ilustración 26).



Ilustración 26. Equipo Láser excimer: VisX Star S2 Smooth Scan.

Es un láser de haz ancho pero la modificación del barrido suave permite al haz ancho fragmentarse en haces individuales que barren la superficie corneal. La técnica de ablación multizona de múltiples pasos utilizada con “tarjetas internacionales” del VisX Star tiene una media de ablación estromal de 12.5 micras por dioptría de equivalente esférico.

El nomograma de ablación es controlado por el ordenador del láser. Dispone en exclusiva del Método Contoured Ablation Pattern (CAP) de VisX, que es un software de uso para el Sistema Láser Excimer Star S2 de VisX que permite modificar la localización, la profundidad, la forma y el tamaño de la ablación, nos sirve para tratar astigmatismos e irregularidades de la córnea.

El láser excimer se puede utilizar para corregir la hipermetropía haciendo una fotoablación anular con forma de rosquilla en la periferia corneal. La ablación periférica produce un incurvamiento del centro de la córnea que corrige la hipermetropía. Utiliza un haz de barrido que concentra la energía del láser excimer en una zona de transición anular de 5 a 9 mm de diámetro.

El sistema de aspiración de aire de esta máquina disminuye la hidratación estromal durante la aplicación del láser aumentando el efecto óptimo de la ablación.

•Colirio en suspensión de tobramicina 1 mg/ml y dexametasona 3 mg/ml.

III. METODOLOGÍA

1. Anamnesis

Se realizó una anamnesis detallada en todos los pacientes candidatos al estudio, para determinar los antecedentes patológicos sistémicos y oftalmológicos familiares y personales de interés, destacando la posible existencia de alteraciones inmunes, enfermedades del colágeno, diabetes no controlada o la toma de fármacos que afecten a la córnea de forma secundaria.

Dentro de los antecedentes oftalmológicos se prestó especial atención a la evolución del defecto refractivo, la estabilidad de la refracción en el tiempo, indicios de sequedad ocular preoperatoria, el uso de lentes de contacto y el tipo de lente usada. En los casos de portadores de lentes de contacto se les indicó suspender el uso de las mismas al menos 2 semanas antes de la exploración preoperatoria.

Respecto a los antecedentes oftalmológicos familiares se interrogó la posible existencia de glaucoma o enfermedades corneales (queratocono o distrofias) en familiares cercanos.

2. Exploración

- **Agudeza visual.** Se tomó la agudeza visual (AV) lejana de cada ojo del sujeto con corrección óptica y sin ella, así como su refracción subjetiva con y sin cicloplejia. Se utilizaron optotipos con un proyector situado detrás del paciente.

- **Refracción.** Se midió la refracción con y sin cicloplejia con el refractómetro automático.

- **Cálculo del poder dióptrico de las gafas del paciente.**

- **Medición del diámetro pupilar en condiciones escotópicas.** La medición de la pupila ayuda a predecir la aparición de fenómenos parásitos en visión nocturna tales como halos, reflejos y destellos. En todos los casos se intentó realizar

una zona óptica efectiva mayor al diámetro pupilar obtenido en condiciones escotópicas.

- **Estudio de topográfico de la córnea.** La topografía corneal de la primera visita, en el caso de los usuarios de lentes de contacto, se realizó tras un período sin usar las lentes de contacto de dos semanas si eran blandas y cuatro semanas en el caso de ser portador de lente de contacto rígida, permitiendo de esta forma la medición de la curvatura corneal en condiciones fisiológicas.

- **Estudio de la biomecánica corneal.** La exploración fue realizada siempre por el mismo especialista, explicando al paciente en qué consistía la prueba y comprobando su correcta colocación. Se repitió hasta conseguir cuatro mediciones válidas para cada ojo.

- **Biomicroscopía del segmento anterior.** Se examinó el segmento anterior con la lámpara de hendidura con especial atención a los anejos oculares (párpados y pestañas), se investigó la existencia de blefaritis o alteraciones de las glándulas de meibomio, se constató un buen cierre palpebral. Se examinó la córnea descartando la existencia de leucomas o cicatrices corneales, signos de queratitis o alteraciones endoteliales.

- **Test de Schirmer I** para estudiar la producción lagrimal total. Se colocaron las tiras de papel de filtro preparadas para tal fin en la conjuntiva inferior externa, en un ambiente de poca luz, con el paciente con los ojos abiertos y se midió tras 5 minutos. Se

consideraron valores normales cuando la zona húmeda superaba los 15 mm de longitud. Menos de 5 mm indicó hiposecreción lagrimal.

- **Test de Schirmer basal** mide la secreción basal producida por las glándulas lagrimales accesorias situadas en la conjuntiva. Se realizó después de unos minutos tras la instilación de anestésico tópico para inhibir la secreción refleja producida por la glándula lagrimal principal. El método y los materiales fueron iguales que en el Schirmer I. Se consideraron valores normales cuando la zona húmeda superó los 10 mm de longitud. Menos de 5 mm indicó hiposecreción lagrimal.

- **Toma de la presión intraocular** mediante TAG para descartar hipertensión ocular.

- **Fondo del ojo.** Se realizó un examen del fondo de ojo usando el oftalmoscopio binocular indirecto con lente de 20 dioptrías, para descartar la presencia de lesiones retinianas predisponentes de desprendimiento de retina y/o lesiones maculares y del nervio óptico.

- **Firma del consentimiento informado.** Una vez concluida toda la exploración y tras comprobar que el paciente es apto para el procedimiento quirúrgico LASIK, se le informó, verbalmente y por escrito, de la cirugía, del estudio del que iba a formar parte, y de las pautas pre y postoperatorias a seguir. Una vez resueltas todas las dudas se obtuvo conformidad mediante la firma de dicho documento.

3. Cuidados preoperatorios

Las pautas de tratamiento preoperatorio que siguieron los pacientes fueron las siguientes:

- No usaron lentes de contacto blandas al menos 10 días antes de la cirugía y más de 20 días en el caso de las lentes de contacto rígidas.

- Los dos días previos a la intervención se instilaron ciprofloxacino colirio 0.35% tres veces al día en ambos ojos.

- Limpieza de los párpados por la mañana y la noche con toallitas de higiene palpebral.

- Una hora antes de la intervención se tomaron 1 diazepam 10 mg sublingual y se pusieron 1 gota de ciprofloxacino colirio 0.35%.

- En el antequirófano y previo a la cirugía, se realizó la limpieza de párpados y zona orbitaria circundante con una dilución de clorhexidina al 2% y se administró colirio anestésico y una gota de colirio de brimonidina 0.2% para disminuir el calibre vascular y minimizar el sangrado intraoperatorio.

4. Procedimiento quirúrgico

El procedimiento quirúrgico se realizó manteniendo las condiciones óptimas de esterilidad mediante el uso de guantes sin talco por parte del cirujano y ayudante y con cubierta estéril de los dispositivos del láser que tanto cirujano como ayudante tuvieran que manipular. Un tercer asistente no estéril fue el encargado de las maniobras de colocación del paciente,

administración de colirios y recogida de instrumental para su esterilización. Todos los tratamientos fueron realizados por el mismo cirujano.

El paciente se colocó en posición de decúbito supino y se le instruyó de la posición adecuada de la cabeza y el cuerpo, así como de los sonidos e imágenes que percibiría durante el procedimiento.

A continuación se colocó el paño estéril y el blefarostato manteniendo aislamiento de los párpados y pestañas de la zona quirúrgica. Se realizó el marcado corneal con el marcador impregnado con el rotulador quirúrgico de azul de genciana. Se lavó con suero fisiológico la córnea y se instiló colirio anestésico.

Seguidamente se realizó la fijación del globo ocular mediante un anillo de succión, previamente seleccionado. En ese momento se le advirtió al paciente de que notaría una presión y perdería temporalmente la visión, para evitar reacciones inesperadas.

Una vez colocado el anillo de succión y comprobada una adecuada presión intraocular, la superficie corneal se irrigó con solución salina para posteriormente acoplar el microqueratomo y efectuar la sección del lentículo corneal. Durante la sección con el microqueratomo, el anillo de succión permanece firmemente fijado a la esclera, en la zona limbar. Posteriormente se interrumpe la succión previa detención del microqueratomo, para ser ambos aparatos retirados del ojo.

Se levantó el lentículo con la ayuda de la espátula. Se enfocó la señal del microscopio en el plano estromal y el punto de fijación en el centro de la pupila miótica y en ese momento se inició la ablación. Se protegió el flap en la zona de la bisagra de posibles impactos del láser con una hemosteta sin contactar, que a su vez sirvió para absorber, si fuera preciso, el acúmulo de líquido que se pudo producir en la rodilla del lentículo. Durante la ablación se controló en todo momento de forma directa el centrado y enfoque del procedimiento.

Una vez finalizada la ablación con el láser se procedió a la limpieza de las superficies estromales con BSS. Una vez que se consideró que ambas superficies estaban limpias, se colocó de nuevo el lentículo en su posición original sobre un lecho húmedo, realizando un planchado del mismo utilizando una hemosteta húmeda asegurando la coincidencia de las marcas prequirúrgicas y la coaptación y equidistancia de los bordes quirúrgicos. Posteriormente se secó el borde de resección con hemostetas y una vez que se consideró que el lentículo se había adherido al lecho estromal, se instilaron unas gotas de colirio antibiótico y antiinflamatorio esteroideo. Y para finalizar la cirugía se retiró cuidadosamente el blefarostato.

Posteriormente el paciente mantuvo reposo ocular, en otra sala, durante 30-45 minutos. Tras ese tiempo fue nuevamente evaluado el lentículo. Y a continuación se remitió al paciente a su domicilio.

5. Seguimiento y cuidados postoperatorios

En todos los pacientes se realizó la siguiente pauta de control tras la intervención:

1ª visita, a los 30-45 minutos de la cirugía:

- Exploración con lámpara de hendidura donde se evidencia la correcta posición del flap corneal, descartando la presencia de aposición descentrada, pliegues, defectos epiteliales, etc.

- Se le instruye al paciente sobre las medidas higiénicas y tratamiento a seguir.

El tratamiento postoperatorio, empezando el día de la cirugía y durante los tres primeros días, consistió en colirio con la combinación de dexametasona y tobramicina cada dos horas y lágrimas artificiales de povidona oftálmica o ácido hialurónico, cada hora, respetando el descanso nocturno. Se completó el tratamiento con colirio antibiótico y antiinflamatorio 3 veces al día durante 4 días más, manteniendo la frecuencia de instilación de las lágrimas en el primer mes tras la cirugía, para luego descender según la situación del paciente en los 3 o 4 meses tras la cirugía.

2ª visita, al día siguiente de la operación:

- AV sin corrección.
- Medición de la refracción del paciente con el autorrefractómetro.

- Exploración con lámpara de hendidura para confirmar la correcta posición del flap corneal, descartando posibles alteraciones como descentrado, material anómalo en la interfase (cuerpos extraños, queratitis lamelar, crecimiento epitelial), signos de infección, queratitis seca o inflamación anormal.

3ª visita, a la semana de la intervención:

- AV sin corrección.
- Medición de la refracción del paciente con el autorrefractómetro
- Exploración con lámpara de hendidura: confirmar la correcta posición e hidratación del flap corneal, descartando alteraciones en córnea, párpados, conjuntiva o anejos oculares.
- Toma de PIO.

4ª visita, al mes de la intervención:

- AV sin corrección.
- Medición de la refracción del paciente con el autorrefractómetro.
- Exploración con lámpara de hendidura.
- Toma de PIO.

5ª visita, a partir de los tres meses de la intervención:

- AV sin corrección.
- Medición de la refracción del paciente con el autorrefractómetro.

- Exploración con lámpara de hendidura.
- Toma de PIO.
- Exploración topográfica con Orbscan IIz.
- Exploración biomecánica con ORA.

IV. VARIABLES DEL ESTUDIO

1. Variables cualitativas

- Sexo: mujer, hombre.
- Ojo intervenido: derecho, izquierdo.
- Cabezal utilizado para la intervención: 120, 140.
- Anillo de succión elegido: 20/9.5, 20/8.5, 19/9.5, 19/8.5.
- Defecto refractivo: miopía simple, hipermetropía simple, astigmatismo simple, astigmatismo miópico compuesto, astigmatismo hipertrópico compuesto.
- Tipo de ablación empleada con el láser: miópica, hipertrópica y según el método CAP.

2. Variables cuantitativas

- **Variables cuantitativas discretas.**
 - Agudeza visual (AV) pre y postoperatoria, con y sin corrección.

- Defecto refractivo medido en las dioptrías de defecto esférico y cilíndrico (en intervalos de 0.25 dioptrías) pre y postoperatorio.
- **Variables cuantitativas continuas.**
 - Edad, medida en años.
 - Tiempo de seguimiento desde la cirugía, medida en meses.
 - Queratometría obtenida con el Orbscan IIz pre y postoperatoria, medida en dioptrías: K mínima (K1), K máxima (K2), mejor esfera de referencia (BFS) para definir el mapa de elevación anterior (KA) y posterior (KP).
 - Paquimetría central obtenida con el Orbscan IIz pre y postoperatoria (Espesor Corneal Central, ECC, medida en micras).
 - Biomecánica corneal obtenida con el ORA pre y postoperatoria:
 - Histéresis corneal (CH, medido en mmHg).
 - Factor de resistencia corneal (CRF, en mmHg).
 - Presión intraocular correlacionada con la Goldmann (IOPg) y corregida (IOPcc) pre y postoperatoria (medidas en mmHg).
 - Micras de ablación referidas por el láser (MA).

3. Variables creadas a partir de las previas

- Equivalente esférico (EE, dioptrías): Defecto esférico + (defecto cilíndrico/2).
- Variación del EE (ΔEE , dioptrías): EE preoperatorio-postoperatorio.
- Variación del EE valor absoluto ($\Delta EEVA$, dioptrías): valor absoluto de la diferencia entre EE preoperatorio-postoperatorio.
- Variación de K mínima ($\Delta K1$, dioptrías): K1 preoperatoria-postoperatoria.
- Variación de la K máxima ($\Delta K2$, dioptrías): K2 preoperatoria-postoperatoria.
- Variación del mapa de elevación de la cara anterior (ΔKA , dioptrías): KA preoperatoria- postoperatoria.
- Variación del mapa de elevación de la cara posterior (ΔKP , dioptrías): KP preoperatoria- postoperatoria.
- Variación del espesor corneal central (ΔECC , micras): ECC preoperatorio- postoperatorio.
- Variación de CH (ΔCH , mmHg): CH preoperatoria-postoperatoria.
- Variación de CRF (ΔCRF , mmHg): CRF preoperatoria-postoperatoria.
- Variación de IOPg ($\Delta IOPg$, mmHg): IOPg preoperatoria-postoperatoria.

- Variación de IOPcc (Δ IOPcc, mmHg): IOPcc preoperatoria-postoperatoria.
- Índice estromal residual (IER, micras): (ECC preoperatorio – micras de ablación – grosor del flap) / ECC preoperatorio.
- Índice estromal residual corregido (IERc, micras): (ECC preoperatorio – Δ ECC – grosor del flap) / ECC preoperatorio.
- Micras de ablación por dioptría corregida: Micras proporcionadas por el láser / Δ EE en valor absoluto.
- Índice de efectividad: cociente entre la agudeza visual postoperatoria y la mejor agudeza visual preoperatoria.
- Predictibilidad: porcentaje de ojos con un EE postoperatorio comprendido en un rango de ± 0.5 dioptrías, respecto al resultado refractivo pretendido.

V. ESTUDIO ESTADÍSTICO

El análisis estadístico de los datos se realizó utilizando el programa SPSS (Statistical Package for Social Sciences), la versión 18.0 para Windows.

1. Análisis descriptivo de los datos

En la primera fase del estudio se realizó un análisis exploratorio de los datos.

Se obtuvo la distribución de frecuencias y las medidas de tendencia central y de dispersión para las variables cuantitativas.

Se estudió si las variables cuantitativas seguían una distribución normal, mediante el **test de Kolmogorow-Smirnov**. El nivel de significación utilizado para todas las pruebas fue de 0.05.

2. Contraste de Hipótesis. Comparación de medias

La comparación de variables categóricas se realizó mediante el **test de la χ^2 de Pearson**, aplicándose cuando fuera necesaria la prueba exacta de Fisher.

Para conocer la asociación estadística entre una variable continua y una categórica (cuando la variable cualitativa tenía más de dos categorías) se utilizó el **análisis de la varianza** (ANOVA) de un factor. En primer lugar, se analizó la igualdad de varianzas mediante la prueba de Levene. Cuando el nivel crítico era mayor que el nivel de significación (0.05), se asumieron varianzas iguales y se aplicó el test de ANOVA con la corrección DMS (Diferencia mínima significativa con un nivel de significación de 0.05) para las comparaciones múltiples post hoc. Si el nivel crítico era menor de 0.05, no se pudo asumir la igualdad de varianzas y se aplicó el test de Welch con la corrección de Games-Howell para las comparaciones múltiples post hoc.

En caso de variables que no se ajustan a la normal, se realizaron pruebas no paramétricas para muestras independientes, **Test de Kruskal Wallis**, con un nivel de significación 0.05. Para realizar comparaciones múltiples se utilizó el test U de Mann-Whitney para dos muestras.

En el caso de muestras relacionadas para variables que siguen una distribución normal el test que se utilizó fue la **t de Student para muestras relacionadas**. Y como prueba no paramétrica para muestras relacionadas se aplicó el **test de Wilcoxon**.

3. Relación entre variables. Correlaciones y covarianza

Se analizó la relación entre variables cuantitativas mediante la prueba de correlaciones bivariadas, obteniendo el coeficiente de **correlación de Pearson** para variables que siguen una distribución normal o en el **Rho de Spearman** (como prueba no paramétrica), con un nivel de significación $p < 0.05$. Considerando que el coeficiente de correlación va de -1 a 1, se realizó la siguiente interpretación de las correlaciones:

0 - 0.20 baja

0.20 - 0.40 media baja

0.40 - 0.60 media

0.60 - 0.70 media alta

> 0.70 alta

Se realizó el **análisis de la covarianza** para estimar el efecto de la variable independiente sobre las variables dependientes corrigiendo el efecto de las confundentes (covariables).

Para establecer y buscar un modelo predictivo se realizó un **análisis de regresión lineal múltiple** utilizando el método de pasos sucesivos (Por pasos (criterio: Prob. de F para entrar ≤ 0.050 , Prob. de F para salir ≥ 0.100)) para incluir paso a paso las variables significativas en la ecuación.

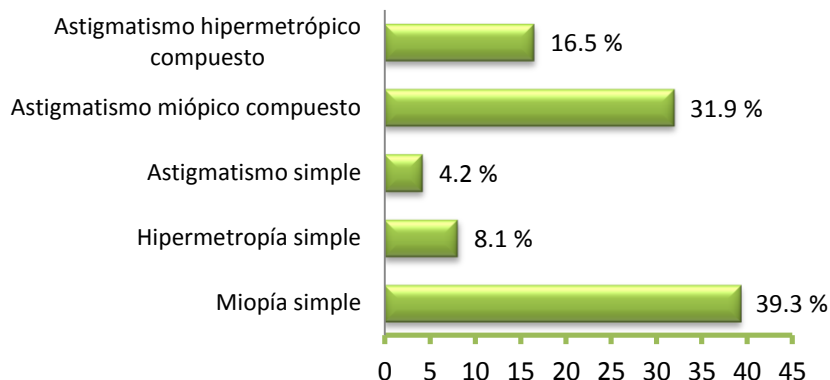
RESULTADOS

I. CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA

La muestra la conformaron 285 ojos de 151 pacientes intervenidos por el mismo cirujano mediante cirugía LASIK entre enero de 2009 y diciembre 2011, cometiendo un error muestral del 4.8%. El seguimiento medio tras la cirugía fue de 4.71 meses.

1. Distribución de la muestra

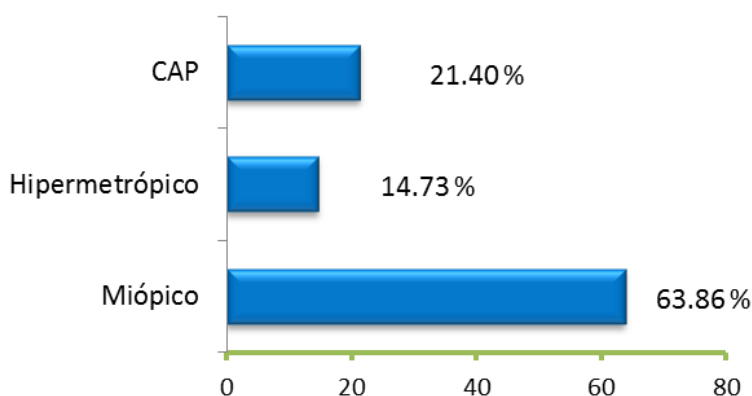
Se dividió la muestra según el **tipo de defecto refractivo** en los siguientes grupos: miopía (defecto esférico menor de -0.5 dioptrías), hipermetropía (defecto esférico mayor +0.5 dioptrías) y astigmatismo (defecto cilíndrico menor de -0.5 dioptrías, subdividiendo este grupo en astigmatismo miópico simple, astigmatismos miópico e hipermetrópico compuestos). Los porcentajes de cada grupo en la muestra aparecen reflejados en la Gráfica 2.



Gráfica 2. Porcentaje de cada defecto refractivo en la muestra.

Se realizó un **tipo de ablación** miópica, hipermetrópica o mediante el método CAP según el tipo de defecto refractivo a corregir. La ablación mediante el método CAP (Contoured Ablation Pattern) se aplicó en los casos en los cuales el valor absoluto del defecto cilíndrico superaba el valor absoluto del defecto esférico, realizándose una ablación en cilindro cruzado, que consiste en ablacionar la mitad de la potencia del cilindro en el meridiano más curvo y la mitad restante en el meridiano más plano antes de tratar el equivalente esférico residual. Lo que se pretende con este tipo de ablación regularizar la superficie corneal, creando una zona de tratamiento amplia para disminuir los síntomas escotópicos y reducir el consumo de tejido ablacionado. Los porcentajes de cada tipo de tratamiento dentro de la muestra aparecen reflejados en la Gráfica 3.

En 134 pacientes se realizó una cirugía de ambos ojos en el mismo acto quirúrgico y 17 cirugías fueron unilaterales.

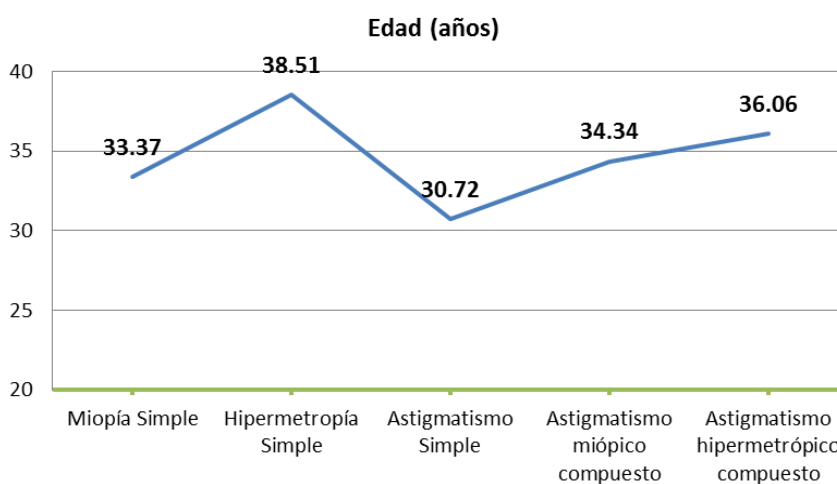


Gráfica 3. Distribución de los porcentajes del tipo de tratamiento recibido por los pacientes.

2. Edad

La edad media de la muestra fue de 34.41 ± 7.48 años, [20.04 - 54.79 años]. La distribución de las medias de la edad se muestran en la Gráfica 4 (según el defecto refractivo) y en la Gráfica 5 (según el tipo de tratamiento aplicado). Para analizar las diferencias de la variable cuantitativa edad entre los grupos se aplicaron pruebas no paramétricas dado que la variable edad no siguió la Ley Normal ($p=0.034$).

En el análisis de la variable edad **según el defecto refractivo** se obtuvieron los siguientes resultados. La edad media fue superior en el grupo de hipermetropía simple y astigmatismo hipermetrópico compuesto (Gráfica 4). El análisis estadístico mostró diferencias significativas ($p=0.006$, Test de Kruskal Wallis) en la edad media de los grupos según el defecto refractivo.



Gráfica 4. Distribución de la edad según el defecto refractivo.

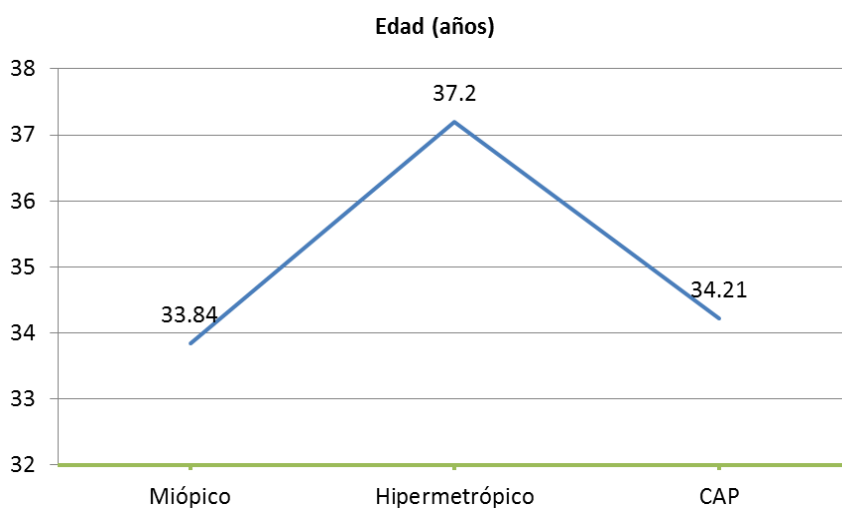
Para situar las diferencias se realizaron las comparaciones a pares, los resultados aparecen reflejados en la Tabla 1. Cabe destacar que, la media de edad en el grupo de hipermetropía simple fue superior a la media de edad de los grupos: miopía simple, astigmatismo simple y astigmatismo miópico compuesto. Y a su vez la media de edad en el grupo de astigmatismo hipermetrópico compuesto fue superior a la media de edad de los grupos de miopía simple y astigmatismo simple.

Tabla 1. Resumen de la estadística descriptiva de la variable edad por grupos según el defecto refractivo y los resultados de las comparaciones a pares mediante la prueba U de Mann Whitney.

Defecto refractivo	N	Media ± DT	U Mann Whitney	p
Miopía simple	113	33.37 ± 7.42	Hipermetropía simple	0.003
			Astigmatismo simple	0.196
			Astigmatismo miópico compuesto	0.565
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	0.040
Hipermetropía simple	22	38.51 ± 6.73	Miopía simple	0.003
			Astigmatismo simple	0.002
			Astigmatismo miópico compuesto	0.012
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	0.395
Astigmatismo simple	12	30.72 ± 4.14	Miopía simple	0.196
			Hipermetropía simple	0.002
			Astigmatismo miópico compuesto	0.980
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	0.040
Astigmatismo miópico compuesto	91	34.34 ± 7.04	Miopía simple	0.565
			Hipermetropía simple	0.012
			Astigmatismo simple	0.980
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	0.182
Astigmatismo hipermetrópico compuesto	47	36.06 ± 8.55	Miopía simple	0.036
			Hipermetropía simple	0.395
			Astigmatismo simple	0.040
			Astigmatismo miópico compuesto	0.182

En el análisis de la variable edad **según el tipo de tratamiento LASIK aplicado** se obtuvieron los siguientes resultados.

La media de edad del grupo de tratamiento hipermetrópico fue superior respecto a los otros dos grupos de tratamiento de manera estadísticamente significativa ($p=0.014$, Test de Kruskal Wallis).



Gráfica 5. Distribución de la edad según el tratamiento LASIK aplicado.

Para situar las diferencias se realizaron las comparaciones a pares cuyos resultados aparecen reflejados en la Tabla 2.

Tabla 2. Resumen de la estadística descriptiva de la variable edad por grupos según el tipo de tratamiento LASIK aplicado y los resultados de las comparaciones a pares mediante la prueba U de Mann Whitney.

Tipo de tratamiento LASIK	N	Media ± DT	U Mann Whitney	p
Miópico	182	33.83 ± 7.36	Hipermetrópico	0.004
			CAP	0.880
Hipermetrópico	42	37.19 ± 7.79	Miópico	0.004
			CAP	0.024
CAP	61	34.21 ± 7.32	Miópico	0.880
			Hipermetrópico	0.024

3. Sexo

La muestra la compusieron 139 mujeres y 146 hombres (Gráfica 6). La distribución del sexo de los pacientes en la muestra según defecto refractivo y según el tratamiento aplicado fue como reflejan la Tabla 3 y la Tabla 4.

Para analizar la relación entre la variable categórica (sexo) y los distintos grupos utilizamos el estadístico χ^2 Pearson.

Se exponen a continuación los resultados del análisis de la variable sexo, **según el defecto refractivo**. Existió una relación estadísticamente significativa entre el defecto refractivo y el sexo de los pacientes ($p=0.006$, χ^2 Pearson). Cabe destacar del análisis que el porcentaje de hombres fue estadísticamente superior al de mujeres en los grupos de astigmatismo simple y astigmatismo hipermetrópico compuesto (Tabla 3).

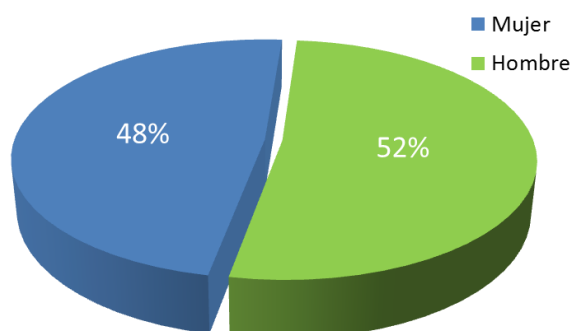


Gráfico 6. Distribución de los porcentajes de sexo en la muestra.

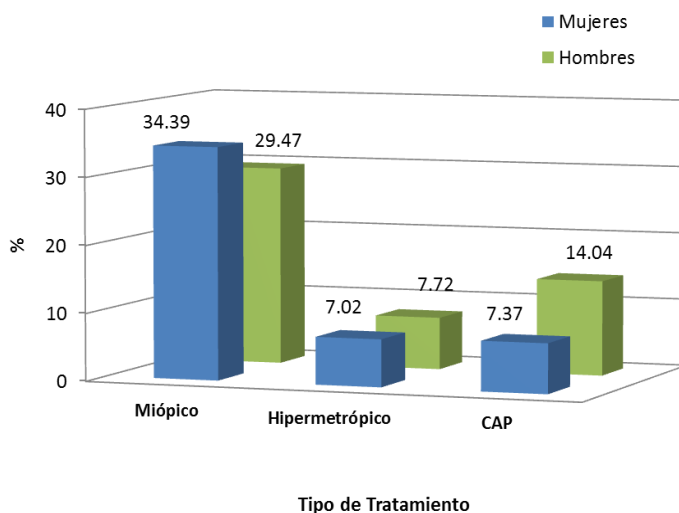
Tabla 3. Distribución conjunta de los porcentajes de sexo según el defecto refractivo.

Defecto refractivo	Sexo							
	Mujer				Hombre			
	N	% fila	% columna	% tabla	N	% fila	% columna	% tabla
Miopía simple	55	48.7	39.6	19.3	58	51.3	39.7	20.4
Hipermetropía simple	13	59.1	9.4	4.6	9	40.9	6.2	3.2
Astigmatismo simple	4	33.3	2.9	1.4	8	66.7	5.5	2.8
Astigmatismo miópico compuesto	54	59.3	38.8	18.9	37	40.7	25.3	13.0
Astigmatismo hipermetrópico compuesto	13	27.7	9.4	4.6	34	72.3	23.3	11.9

En el análisis de la variable sexo, **según el tipo de tratamiento** se obtuvieron los siguientes resultados. Existió una relación estadísticamente significativa entre el tipo de tratamiento aplicado y el sexo de los pacientes ($p=0.031$, χ^2 Pearson). Cabe destacar del análisis que el porcentaje de hombres fue estadísticamente superior al de mujeres en el grupo tratamiento CAP (Tabla 4 y Gráfica 7).

Tabla 4. Distribución conjunta de los porcentajes de sexo según el tipo de tratamiento.

Tipo de Tratamiento LASIK	Sexo							
	Mujer				Hombre			
	N	% fila	% columna	% tabla	N	% fila	% columna	% tabla
Miópico	98	53.85	70.50	34.39	84	46.15	57.53	29.47
Hipermetrópico	20	47.62	14.39	7.02	22	52.38	15.07	7.72
CAP	21	34.43	15.11	7.37	40	65.57	27.40	14.04



Gráfica 7. Diagrama de barras que representa la distribución de los porcentajes en cada grupo de tratamiento separándolos por sexo.

II. CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA SEGÚN EL DEFECTO REFRACTIVO

Se estudiaron las características refractivas, topográficas y biomecánicas, de los ojos incluidos en el estudio globalmente y según el defecto refractivo que presentaban. Así mismo, se analizaron las relaciones existentes entre dichos parámetros.

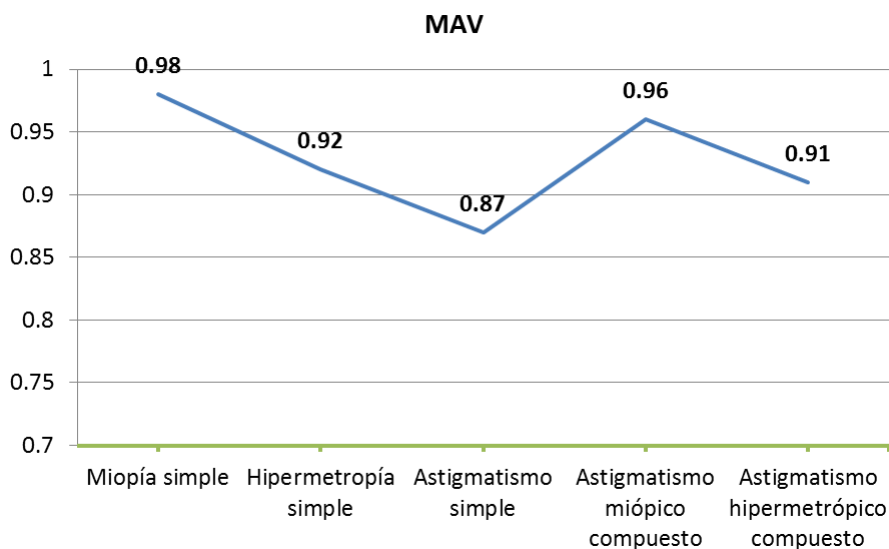
1. Análisis de la agudeza visual

La mejor agudeza visual lejana (MAV) del total de pacientes que componen la muestra y según el defecto refractivo que presentaban se recoge en la Tabla 5.

Los defectos refractivos, miopía simple y astigmatismo miópico compuesto, presentaron las medias más altas de MAV. Mientras que el astigmatismo simple fue el defecto con el valor medio de MAV más bajo (Gráfica 8). El análisis estadístico mostró diferencias significativas en la MAV media de los grupos según el defecto refractivo ($p=0.003$, Test de Kruskal Wallis). Para situar las diferencias se realizaron las comparaciones a pares (Tabla 5), de las que cabe destacar que en el grupo de miopía simple la media de MAV fue estadísticamente superior al resto de los grupos, salvo al grupo del astigmatismo miópico compuesto con el cual no se encontraron diferencias estadísticamente significativas.

Tabla 5. Estadísticos descriptivos de la mejor agudeza visual lejana (MAV) en escala decimal por defecto refractivo y los resultados de las comparaciones a pares mediante la prueba U de Mann Whitney.

Defecto refractivo	N	Media \pm DT	U Mann Whitney	p
Miopía simple	113	0.98 \pm 0.08	Hipermetropía simple	0.045
			Astigmatismo simple	0.001
			Astigmatismo miópico compuesto	0.054
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	0.002
Hipermetropía simple	22	0.92 \pm 0.16	Miopía simple	0.045
			Astigmatismo simple	0.444
			Astigmatismo miópico compuesto	0.371
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	0.824
Astigmatismo simple	12	0.87 \pm 0.24	Miopía simple	0.001
			Hipermetropía simple	0.444
			Astigmatismo miópico compuesto	0.034
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	0.364
Astigmatismo miópico compuesto	91	0.96 \pm 0.09	Miopía simple	0.054
			Hipermetropía simple	0.371
			Astigmatismo simple	0.034
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	0.126
Astigmatismo hipermetrópico compuesto	47	0.91 \pm 0.16	Miopía simple	0.002
			Hipermetropía simple	0.824
			Astigmatismo simple	0.364
			Astigmatismo miópico compuesto	0.126
TOTAL	285	0.96 \pm 0.12		



Gráfica 8. Distribución de las medias de la mejor agudeza visual lejana (MAV) según el defecto refractivo.

2. Análisis de las características refractivas y topográficas

En primer lugar se realizó un análisis descriptivo de las características refractivas (Tabla 6) y topográficas (Tablas 7 a 12), en la muestra y en cada tipo de defecto refractivo.

Tras confirmar la distribución normal de todas las variables, a excepción del defecto esférico y cilíndrico, se analizaron las diferencias entre las medias de las variables de cada defecto refractivo.

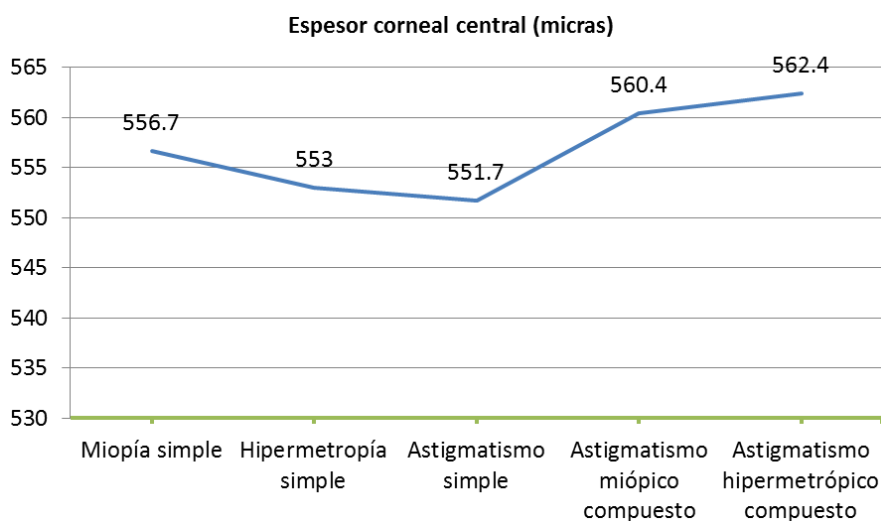
Tabla 6. Características refractivas en los grupos según el defecto refractivo (Media \pm Desviación Típica, dioptrías).

Defecto refractivo	N	Defecto esférico	Defecto cilíndrico	EE
Miopía simple	113	-3.26 \pm 1.58	-0.26 \pm 0.23	-3.39 \pm 1.60
Hipermetropía simple	22	2.69 \pm 1.22	-0.20 \pm 0.24	2.60 \pm 1.25
Astigmatismo simple	12	-0.08 \pm 0.19	-2.79 \pm 1.16	-1.48 \pm 0.57
Astigmatismo miópico compuesto	91	-3.26 \pm 1.56	-1.48 \pm 0.93	4.00 \pm 1.54
Astigmatismo hipermetrópico compuesto	47	2.20 \pm 1.25	-2.54 \pm 1.56	0.93 \pm 1.58
TOTAL	285	1.76 \pm 2.82	-1.13 \pm 1.27	-2.32 \pm 2.70

La variable **espesor corneal central** (micras, ECC) no presentó diferencias estadísticamente significativas entre los grupos según el defecto refractivo (ANOVA, $p > 0.05$) (Tabla 7 y Gráfica 9). Mientras que el análisis de la varianza indicó que existían diferencias significativas entre los grupos de defecto refractivo para el resto de variables analizadas.

Tabla 7. Resultados descriptivos del **espesor corneal central (micras)** en la muestra y en los grupos según el defecto refractivo.

Defecto refractivo	N	Media \pm DT
Miopía simple	113	556.76 \pm 32.25
Hipermetropía simple	22	552.50 \pm 25.87
Astigmatismo simple	12	551.67 \pm 14.10
Astigmatismo miópico compuesto	91	560.42 \pm 31.28
Astigmatismo hipermetrópico compuesto	47	562.36 \pm 30.79
Total	285	558.31 \pm 30.67



Gráfica 9. Distribución de las medias del espesor corneal central según defecto refractivo.

El valor medio de la **queratometría mínima (K1)** fue superior en el grupo de miopía simple y astigmatismo miópico compuesto respecto al resto. Y el grupo con la media de K1 de menor magnitud fue el astigmatismo simple (Gráfica 10). El análisis estadístico indicó que existían diferencias significativas entre las medias de K1 entre los grupos de defecto refractivo (Tabla 8).

Tabla 8. Estadísticos descriptivos de la **K1 (dioptrías)** por defecto refractivo y los resultados de las comparaciones a pares mediante los contrastes post hoc DMS*.

(I) Defecto refractivo			(J) Defecto refractivo	Diferencia de medias (I-J)	p*
	N	Media \pm DT			
Miopía simple	113	43.22 \pm 1.31	Hipermetropía simple	0.99	0.003
			Astigmatismo simple	1.53	<0.001
			Astigmatismo miópico compuesto	0.09	0.657
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	1.10	<0.001
Hipermetropía simple	22	42.23 \pm 1.61	Miopía simple	-0.99	0.003
			Astigmatismo simple	0.54	0.297
			Astigmatismo miópico compuesto	-0.90	0.008
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	0.10	0.779
Astigmatismo simple	12	41.69 \pm 1.17	Miopía simple	-1.53	<0.001
			Hipermetropía simple	-0.54	0.297
			Astigmatismo miópico compuesto	-1.44	0.001
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	-0.43	0.351
Astigmatismo miópico compuesto	91	43.13 \pm 1.47	Miopía simple	-0.09	0.657
			Hipermetropía simple	0.90	0.008
			Astigmatismo simple	1.44	0.001
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	1.01	<0.001
Astigmatismo hipermetrópico compuesto	47	42.12 \pm 1.59	Miopía simple	-1.10	<0.001
			Hipermetropía simple	-0.10	0.779
			Astigmatismo simple	0.43	0.351
			Astigmatismo miópico compuesto	-1.01	<0.001

* Diferencia mínima significativa (DMS) con un nivel de significación de 0.05

El valor medio de la **queratometría máxima (K2)** fue superior en los grupos de astigmatismo (simple, miópico e hipermetrópico) respecto al resto. Y el grupo con la media de K2 más baja fue el de hipermetropía (Gráfica 10). El análisis estadístico indicó que existían diferencias significativas entre las medias de K2 entre los grupos de defecto refractivo (Tabla 9).

Tabla 9. Estadísticos descriptivos de la **K2 (dioptrías)** por defecto refractivo y los resultados de las comparaciones a pares mediante los contrastes post hoc DMS*.

(I) Defecto refractivo			(J) Defecto refractivo	Diferencia de medias (I-J)	p*
	N	Media \pm DT			
Miopía simple	113	43.86 \pm 1.32	Hipermetropía simple	0.94	0.004
			Astigmatismo simple	-0.37	0.388
			Astigmatismo miópico compuesto	-0.60	0.003
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	-0.38	0.122
Hipermetropía simple	22	42.92 \pm 1.73	Miopía simple	-0.94	0.004
			Astigmatismo simple	-1.31	0.010
			Astigmatismo miópico compuesto	-1.54	<0.001
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	-1.32	<0.001
Astigmatismo simple	12	44.23 \pm 1.26	Miopía simple	0.37	0.388
			Hipermetropía simple	1.31	0.010
			Astigmatismo miópico compuesto	-0.23	0.601
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	-0.01	0.984
Astigmatismo miópico compuesto	91	44.46 \pm 1.36	Miopía simple	0.60	0.003
			Hipermetropía simple	1.54	<0.001
			Astigmatismo simple	0.23	0.601
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	0.22	0.392
Astigmatismo hipermetrópico compuesto	47	44.24 \pm 1.54	Miopía simple	0.38	0.122
			Hipermetropía simple	1.32	<0.001
			Astigmatismo simple	0.01	0.984
			Astigmatismo miópico compuesto	-0.22	0.392

* Diferencia mínima significativa (DMS) con un nivel de significación de 0.05

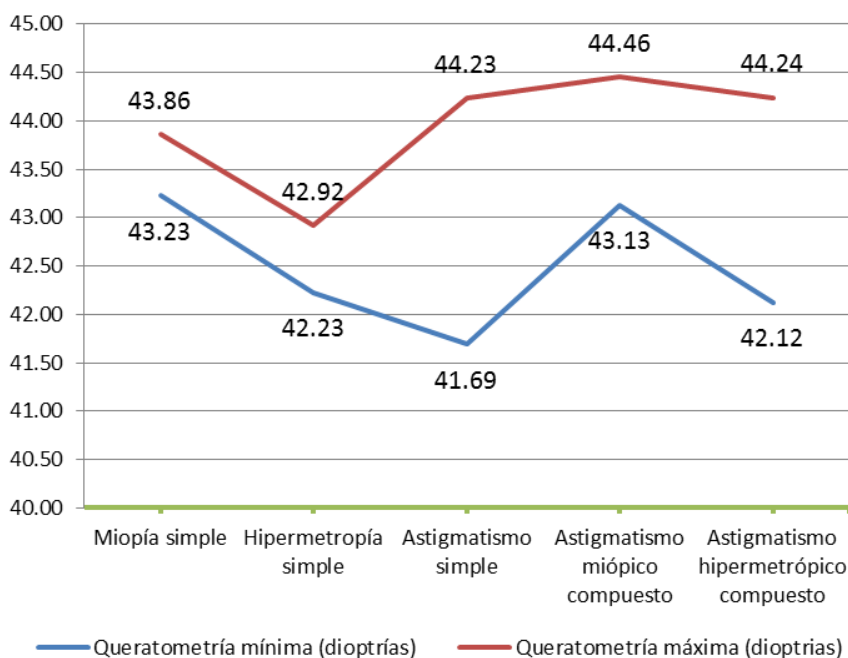
El valor medio de la BSF de la **cara anterior de la córnea (KA)** fue superior en el grupo de miopía simple y astigmatismo miópico compuesto respecto al resto (Gráfica 11). El análisis estadístico indicó que existían diferencias significativas entre las medias de KA entre los grupos de defecto refractivo (Tabla 10).

Tabla 10. Estadísticos descriptivos de la **KA (dioptrías)** por defecto refractivo y los resultados de las comparaciones a pares mediante los contrastes post hoc DMS*.

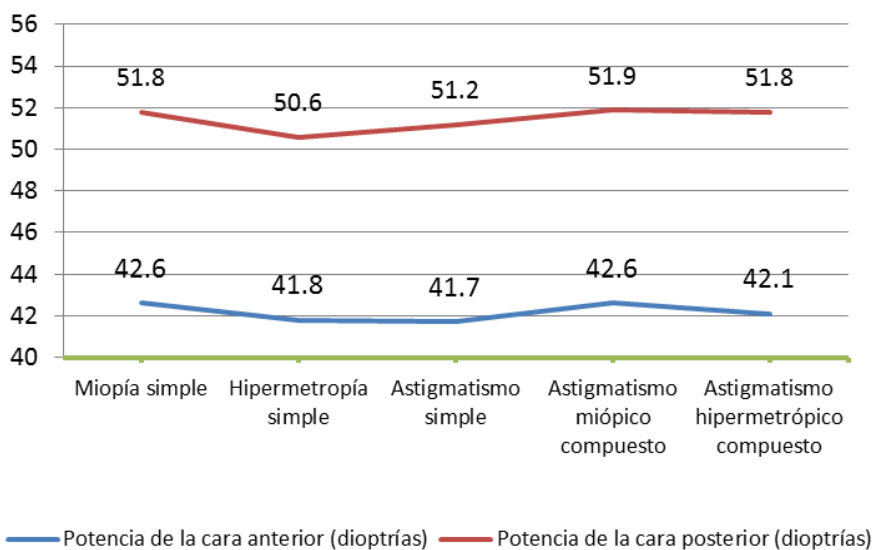
(I) Defecto refractivo			(J) Defecto refractivo	Diferencia de medias (I-J)	p*
	N	Media \pm DT			
Miopía simple	113	42.55 \pm 1.22	Hipermetropía simple	0.76	0.011
			Astigmatismo simple	0.89	0.023
			Astigmatismo miópico compuesto	-0.09	0.630
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	0.46	0.038
Hipermetropía simple	22	41.79 \pm 1.49	Miopía simple	-0.76	0.011
			Astigmatismo simple	0.12	0.786
			Astigmatismo miópico compuesto	-0.85	0.005
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	-0.30	0.358
Astigmatismo simple	12	41.67 \pm 1.17	Miopía simple	-0.89	0.023
			Hipermetropía simple	-0.12	0.786
			Astigmatismo miópico compuesto	-0.97	0.013
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	-0.43	0.301
Astigmatismo miópico compuesto	91	42.64 \pm 1.23	Miopía simple	0.09	0.630
			Hipermetropía simple	0.85	0.005
			Astigmatismo simple	0.97	0.013
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	0.55	0.018
Astigmatismo hipermetrópico compuesto	47	42.09 \pm 1.38	Miopía simple	-0.46	0.038
			Hipermetropía simple	0.30	0.358
			Astigmatismo simple	0.43	0.301
			Astigmatismo miópico compuesto	-0.55	0.018

* Diferencia mínima significativa (DMS) con un nivel de significación de 0.05

El valor medio de la BSF de la **cara posterior de la córnea (KP)** fue superior en el grupo de miopía simple y en los grupos de astigmatismo (simple, miópico e hipermetrópico) respecto a la hipermetropía (Gráfica 11). El análisis estadístico indicó que existían diferencias significativas entre las medias de KP entre los grupos de defecto refractivo (Tabla 11).



Gráfica 10. Distribución de las medias de las queratometrías máxima y mínima según defecto refractivo.



Gráfica 11. Distribución de las medias de los mapas de elevación de la cara anterior y posterior de la córnea según defecto refractivo.

Tabla 11. Estadísticos descriptivos de la **KP (dioptrías)** por defecto refractivo y los resultados de las comparaciones a pares mediante los contrastes post hoc DMS*.

(I) Defecto refractivo			(J) Defecto refractivo	Diferencia de medias (I-J)	p*
	N	Media ± DT			
Miopía simple	113	51.79 ±1.62	Hipermetropía simple	1.20	0.005
			Astigmatismo simple	0.64	0.241
			Astigmatismo miópico compuesto	-0.13	0.617
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	0.04	0.899
Hipermetropía simple	22	50.59 ±2.74	Miopía simple	-1.20	0.005
			Astigmatismo simple	-0.56	0.388
			Astigmatismo miópico compuesto	-1.33	0.002
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	-1.16	0.013
Astigmatismo simple	12	51.15 ± 1.88	Miopía simple	-0.64	0.241
			Hipermetropía simple	0.56	0.388
			Astigmatismo miópico compuesto	-0.77	0.165
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	-0.60	0.301
Astigmatismo miópico compuesto	91	51.92 ±1.66	Miopía simple	0.13	0.617
			Hipermetropía simple	1.33	0.002
			Astigmatismo simple	0.77	0.165
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	0.17	0.607
Astigmatismo hipermetrópico compuesto	47	51.75 ±1.93	Miopía simple	-0.04	0.899
			Hipermetropía simple	1.16	0.013
			Astigmatismo simple	0.60	0.301
			Astigmatismo miópico compuesto	-0.17	0.607

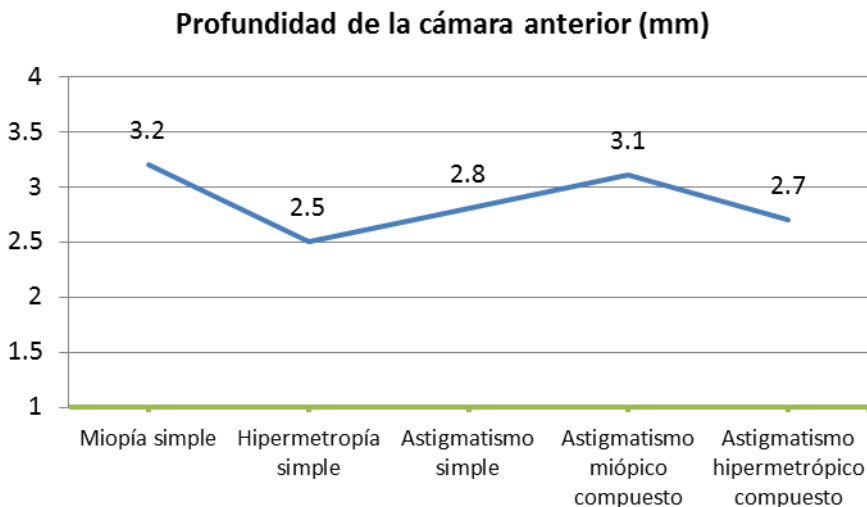
* Diferencia mínima significativa (DMS) con un nivel de significación de 0.05

El valor medio de la **profundidad de cámara anterior (PCA)** fue superior en el grupo de miopía y astigmatismo miópico compuesto (Gráfica 12). El análisis estadístico indicó que existían diferencias significativas entre las medias de PCA entre los grupos de defecto refractivo (Tabla 12).

Tabla 12. Estadísticos descriptivos de la **profundidad de cámara anterior (mm)** por defecto refractivo y los resultados de las comparaciones a pares mediante los contrastes post hoc DMS*.

(I) Defecto refractivo			(J) Defecto refractivo	Diferencia de medias (I-J)	p*
	N	Media \pm DT			
Miopía simple	113	3.15 \pm 0.29	Hipermetropía simple	0.64	<0.001
			Astigmatismo simple	0.32	0.002
			Astigmatismo miópico compuesto	0.09	0.043
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	0.47	<0.001
Hipermetropía simple	22	2.52 \pm 0.33	Miopía simple	-0.64	<0.001
			Astigmatismo simple	-0.32	0.008
			Astigmatismo miópico compuesto	-0.54	<0.001
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	-0.16	0.060
Astigmatismo simple	12	2.84 \pm 0.18	Miopía simple	-0.32	0.002
			Hipermetropía simple	0.32	0.008
			Astigmatismo miópico compuesto	-0.22	0.027
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	0.16	0.143
Astigmatismo miópico compuesto	91	3.06 \pm 0.31	Miopía simple	-0.09	0.043
			Hipermetropía simple	0.54	<0.001
			Astigmatismo simple	0.22	0.027
			Astigmatismo hipermetrópico compuesto	0.38	<0.001
Astigmatismo hipermetrópico compuesto	47	2.68 \pm 0.45	Miopía simple	-0.47	<0.001
			Hipermetropía simple	0.16	0.060
			Astigmatismo simple	-0.16	0.143
			Astigmatismo miópico compuesto	-0.38	<0.001

* Diferencia mínima significativa (DMS) con un nivel de significación de 0.05



Gráfica 12. Distribución de las medias de la profundidad de la cámara anterior (mm) según defecto refractivo.

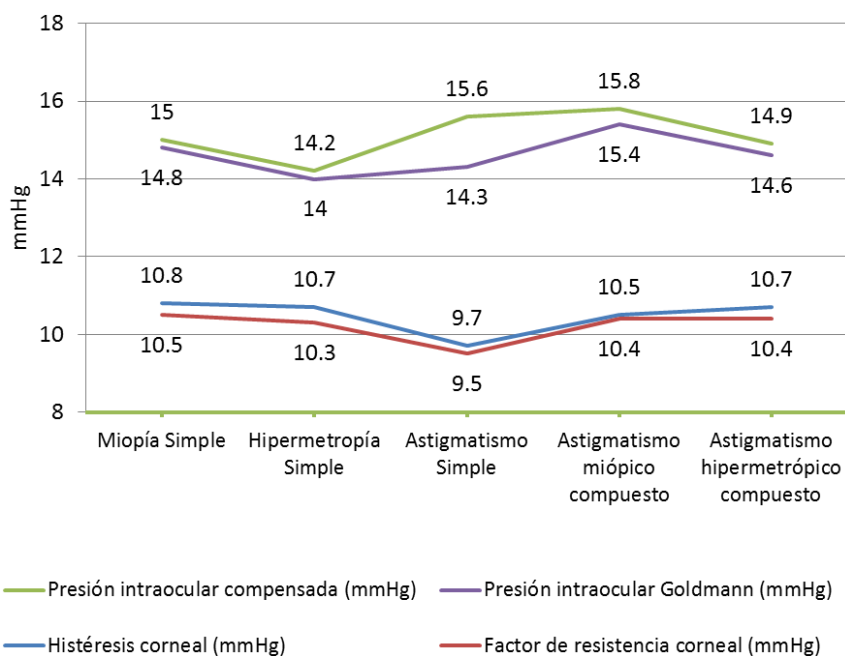
3. Análisis de las propiedades biomecánicas y la presión intraocular

El análisis descriptivo de las características biomecánicas y de la presión intraocular en los grupos según el defecto refractivo, se recoge en la Tabla 13. Se confirmó la distribución normal de todas las variables biomecánicas en la muestra mediante el test de Kolmogorow-Smirnov ($p > 0.05$).

Los valores medios de CH y CRF más bajos se encontraron en el grupo de astigmatismo simple (Gráfica 13). Sin embargo no se encontraron diferencias estadísticamente significativas para las medias de CH y CRF entre los grupos según el defecto refractivo (ANOVA, $p > 0.05$).

Tabla 13. Características biomecánicas en los grupos según el defecto refractivo (Media \pm Desviación Típica).

Defecto refractivo	N	CH (mmHg)	CRF (mmHg)	IOPcc (mmHg)	IOPg (mmHg)
Miopía simple	113	10.79 ± 1.39	10.53 ± 1.36	15.00 ± 2.66	14.83 ± 2.45
Hipermetropía simple	22	10.61 ± 1.77	10.28 ± 1.92	14.20 ± 2.83	13.98 ± 3.07
Astigmatismo simple	12	9.74 ± 1.22	9.48 ± 0.96	15.62 ± 2.39	14.26 ± 1.81
Astigmatismo miópico compuesto	91	10.51 ± 1.39	10.43 ± 1.75	15.75 ± 2.47	15.37 ± 3.03
Astigmatismo hipermetrópico compuesto	47	10.67 ± 1.40	10.40 ± 1.51	14.89 ± 2.88	14.62 ± 2.97

**Gráfica 13.** Distribución de las medias de las propiedades biomecánicas y la presión intraocular medidas con el ORA según el defecto refractivo.

En cuanto a la presión intraocular (IOPcc e IOPg) los valores medios más bajos se encontraron en el grupo de hipermetropía simple (Gráfica 13). Sin embargo el análisis estadístico no encontró diferencias significativas entre los valores medios entre los grupos de defecto refractivo (ANOVA, $p > 0.05$).

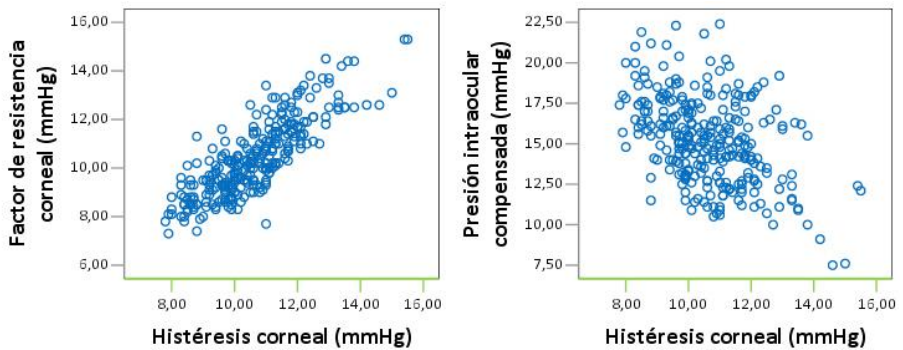
4. Estudio de la relación entre las variables

Para analizar la relación entre las variables se utilizó el coeficiente de correlación de Pearson. Los resultados más relevantes se exponen a continuación.

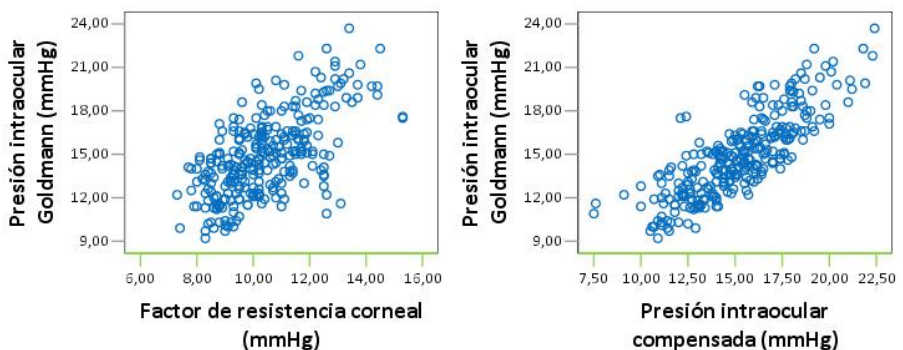
Al analizar la relación entre **el equivalente esférico y las características topográficas** se encontró una correlación baja e inversa significativa ($p < 0.001$) entre el equivalente esférico con la K1 ($r = -0.312$), K2 ($r = -0.242$) y KP ($r = -0.220$). Y además, existió una correlación media e inversa con la PCA ($r = -0.410$, $p < 0.001$).

Se realizó un análisis de la relación entre las **propiedades biomecánicas y la presión intraocular con las características refractivas y topográficas**. De los resultados obtenidos cabe destacar que, la CH, el CRF, la IOPcc e IOPg no se correlacionaron de manera significativa con el EE, ni con K1, K2, KA ni KP. En cambio existió una correlación media y directa entre la CH y el CRF con el ECC ($r = 0.417$ y $r = 0.517$ respectivamente, $p < 0.001$). Y entre la IOPg y el ECC, con un coeficiente de correlación medio-bajo y directo ($r = 0.345$).

Se analizó la relación entre las **propiedades biomecánicas** (CH y CRF) **con la presión intraocular** (IOPcc e IOPg), encontrando correlaciones estadísticamente significativas entre ellas ($p < 0.001$), tal y como se expone a continuación (Gráfica 14 y Gráfica 15).



Gráfica 14. Representación gráfica de las correlaciones significativas entre la CH y el CRF e IOPcc.



Gráfica 15. Representación gráfica de las correlaciones significativas entre la IOPg con el CRF y la IOPcc.

- La correlación entre la CH y el CRF fue alta y directa ($r= 0.834$)
- La correlación entre la CH y la IOPcc fue media e inversa ($r= -0.445$).
- La correlación entre el CFR y la IOPg fue media-alta y directa ($r= 0.635$).
- La correlación entre la IOPcc y la IOPg fue alta y directa ($r= 0.822$).

III. CARACTERÍSTICAS PREOPERATORIAS DE LOS OJOS A INTERVENIR

A continuación se analizaron las características topográficas (Tabla 14) y biomecánicas preoperatorias (Tabla 15) de los ojos a intervenir atendiendo al patrón de ablación programado.

La distribución de los ojos según el patrón de ablación fue la siguiente:

- En 182 ojos se realizó una ablación miópica.
- En 42 ojos se realizó una ablación hipermetrópica.
- En 61 ojos se realizó una ablación siguiendo el método CAP (*Contoured Ablation Pattern*).

En primer lugar se analizaron las **características topográficas** según el tipo de ablación programada. En la Tabla 14 se recogen los resultados descriptivos de las características topográficas.

Tabla 14. Características topográficas en los grupos según el grupo de tratamiento LASIK asignado.

		N	Media	DT
Espesor corneal central preoperatorio (micras)	Miópico	182	557.15	31.78
	Hipermetrópico	42	551.57	29.32
	CAP	61	566.39	26.77
	Total	285	558.31	30.67
Queratometría mínima preoperatoria (dioptrías)	Miópico	182	43.33	1.28
	Hipermetrópico	42	42.54	1.62
	CAP	61	41.74	1.41
	Total	285	42.87	1.51
Queratometría máxima preoperatoria (dioptrías)	Miópico	182	44.12	1.36
	Hipermetrópico	42	43.42	1.73
	CAP	61	44.32	1.44
	Total	285	44.06	1.46
BSF de la cara anterior preoperatoria (dioptrías)	Miópico	182	42.66	1.19
	Hipermetrópico	42	42.08	1.47
	CAP	61	41.88	1.31
	Total	285	42.41	1.30
BSF de la cara posterior preoperatoria (dioptrías)	Miópico	182	51.95	1.59
	Hipermetrópico	42	51.55	2.62
	CAP	61	51.10	1.69
	Total	285	51.71	1.82
Profundidad de la cámara anterior preoperatoria (mm)	Miópico	182	3.13	0.30
	Hipermetrópico	42	2.55	0.37
	CAP	61	2.83	0.37
	Total	285	2.98	0.39

El análisis de la varianza indicó que existían diferencias significativas en las características topográficas siguientes:

- El valor medio del **espesor corneal central (ECC)** fue significativamente superior en el grupo de tratamiento CAP al observado en los grupos de tratamiento miópico e hipermetrópico. Sin existir diferencias entre estos dos últimos tratamientos ($p=0.285$).

- El valor medio de la **queratometría mínima (K1)** fue significativamente superior en el grupo de tratamiento miópico, seguido del hipermetrópico y del CAP.

- El valor medio de la **queratometría máxima (K2)** fue significativamente inferior en el grupo de tratamiento hipermetrópico respecto a los grupos de tratamiento miópico y CAP. Sin existir diferencias entre estos dos últimos tratamientos ($p=0.342$).

- El valor medio de la **BSF de la cara anterior (KA)** fue significativamente superior en el grupo de tratamiento miópico al observado en los grupos de tratamiento hipermetrópico y el CAP. Sin existir diferencias entre estos dos últimos tratamientos ($p=0.415$).

- El valor medio de la **BSF de la cara posterior (KP)** fue significativamente superior en el grupo de tratamiento miópico al observado en el grupo de tratamiento CAP. Sin existir diferencias entre el tratamiento hipermetrópico con el miópico ($p=0.201$) ni con el CAP ($p=0.209$).

- El valor medio de la **profundidad de cámara anterior (PCA)** fue significativamente superior en el grupo de tratamiento miópico, seguido del hipermetrópico y del CAP.

En segundo lugar se analizaron las **características biomecánicas** según el tipo de ablación programada. En la Tabla 15 se recogen los resultados descriptivos de las características biomecánicas y de presión intraocular en cada grupo de tratamiento. El análisis de la varianza indicó que no existían diferencias estadísticamente significativas en las características biomecánicas preoperatorias entre los ojos asignados a cada grupo de tratamiento programado ($p>0.05$).

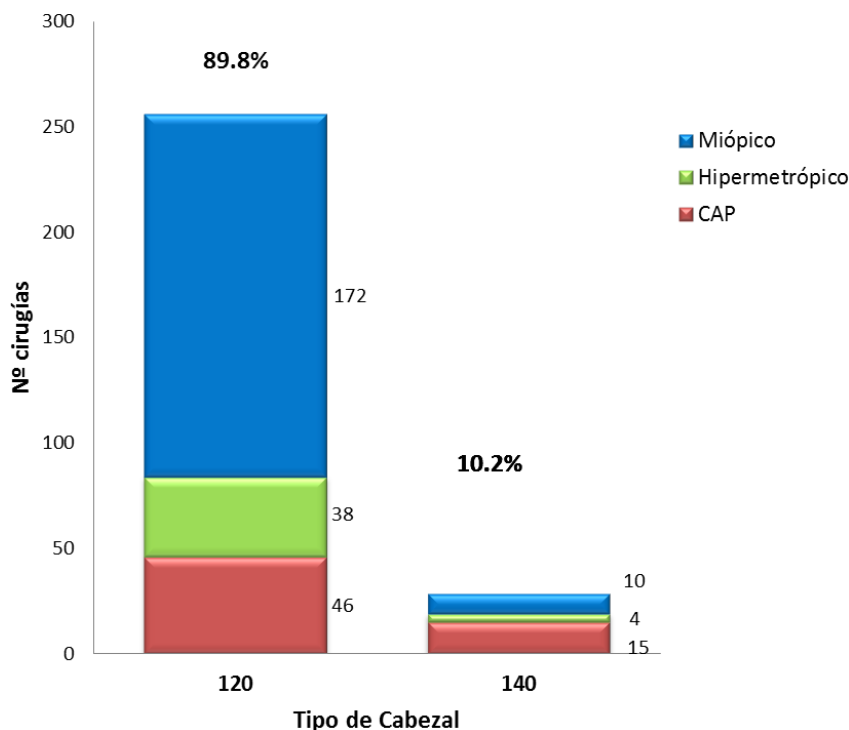
Tabla 15. Características biomecánicas en los grupos según el tratamiento LASIK.

		N	Media	DT
Histéresis corneal preoperatoria (mmHg)	Miópico	182	10.70	1.38
	Hipermetrópico	42	10.92	1.70
	CAP	61	10.26	1.33
	Total	285	10.64	1.44
Factor de resistencia corneal preoperatorio (mmHg)	Miópico	182	10.50	1.52
	Hipermetrópico	42	10.54	1.84
	CAP	61	10.08	1.43
	Total	285	10.42	1.56
Presión intraocular compensada preoperatoria (mmHg)	Miópico	182	15.26	2.59
	Hipermetrópico	42	14.42	2.94
	CAP	61	15.51	2.61
	Total	285	15.19	2.66
Presión intraocular Goldmann preoperatoria (mmHg)	Miópico	182	15.03	2.70
	Hipermetrópico	42	14.37	3.21
	CAP	61	14.78	2.67
	Total	285	14.88	2.77

IV. ANÁLISIS DE LOS PARÁMETROS QUIRÚRGICOS

1. Cabezal

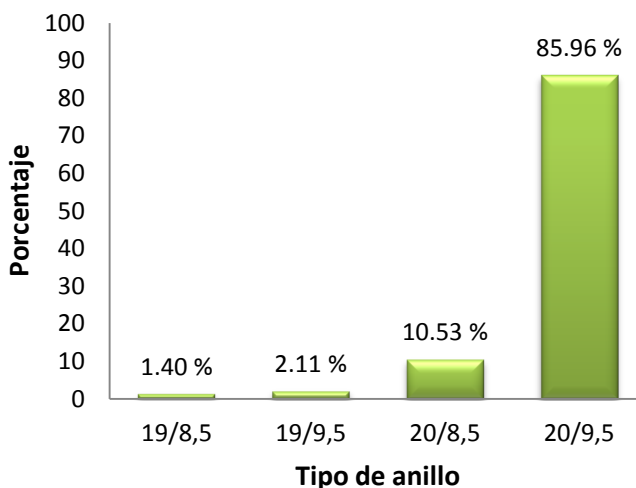
Se eligió el cabezal de 120 y 140 en cada procedimiento atendiendo a la paquimetría preoperatoria y la profundidad de ablación prevista, en función del defecto refractivo que deseábamos corregir. En la Gráfica 16 se muestran los porcentajes de los procedimientos en los que se utilizó cada cabezal de manera global y el número de cirugías según el tratamiento aplicado en el que se empleó cada cabezal.



Gráfica 16. Distribución de los porcentajes del modelo del cabezal.

2. Anillo de succión

La elección del anillo de succión se realiza según el valor de la K mínima y la distancia blanco-blanco. En la Gráfica 17 se muestran el porcentaje de procedimiento en el que se utilizó cada anillo de succión de manera global.

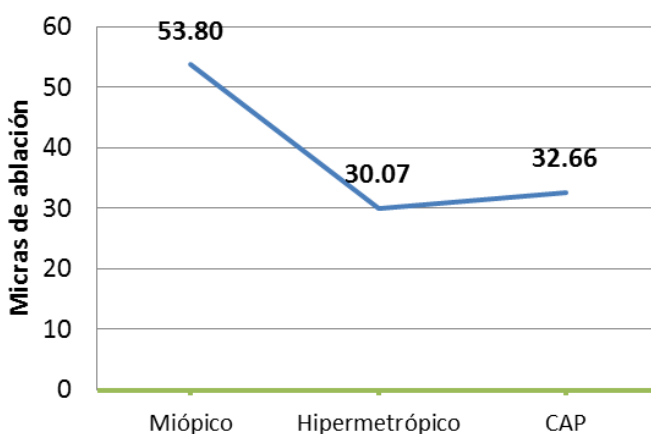


Gráfica 17. Distribución de los porcentajes del modelo de anillo de succión.

3. Micras de ablación

Los resultados del análisis descriptivo de la variable micras de ablación se recogen en la Tabla 16 y la Gráfica 18. Las micras de ablación en el grupo del tratamiento miópico fueron superiores a los otros dos grupos. Existieron diferencias estadísticamente significativas al comparar las medias de las micras de ablación en los tres tipos de tratamiento (ANOVA, p

<0.05). Los resultados de las comparaciones a pares mostraron que la media de las micras de ablación del grupo miópico fueron superiores ($p < 0.001$) a la media del grupo hipermetrópico y CAP. Mientras que no existieron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos hipermetrópico y CAP.



Gráfica 18. Distribución de las medias de las micras de ablación por grupo de tratamiento LASIK.

Tabla 16. Descriptivos de las micras de ablación según el tipo de tratamiento LASIK.

	N	Media	DT	Mínimo	Máximo
Miópico	182	53.80	22.11	11	108
Hipermetrópico	42	30.07	12.27	9	54
CAP	61	32.66	16.48	11	77
Total	285	45.78	22.48	9	108

4. Índice estromal residual

Se calculó el índice estromal residual (IER e IER corregido) de acuerdo a las siguientes fórmulas:

$$\text{IER} = (\text{ECCpreoperatorio} - \text{grosor del flap} - \text{micras de ablación}) / \text{ECCpreoperatorio}$$

$$\text{IER corregido} = (\text{ECCpreoperatorio} - \text{grosor del flap} - \Delta\text{ECC}) / \text{ECCpreoperatorio}$$

Los resultados del análisis descriptivo de estos parámetros aparecen reflejados en la Tabla 17 y la Gráfica 19. El tratamiento miópico presentó los valores más bajos de IER e IERc. Se encontraron diferencias significativas entre las medias del IER e IERc en los tres tipos de tratamientos (ANOVA, $p < 0.05$).

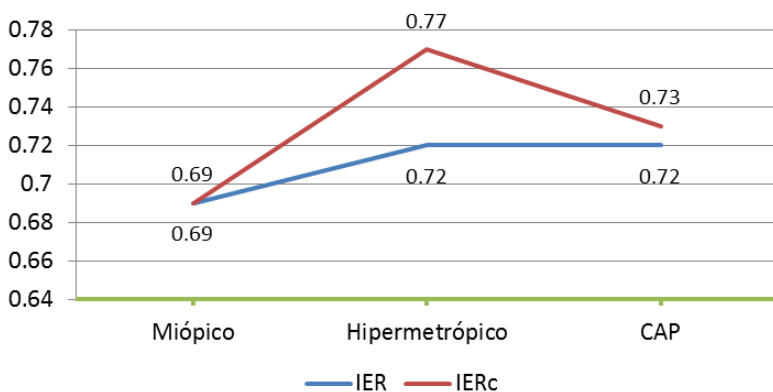
Tabla 17. Descriptivos del índice estromal residual según el tipo de tratamiento LASIK.

		IER		IERc	
		Media	DT	Media	DT
Miópico	182	0.69	0.04	0.69	0.06
Hipermetrópico	42	0.72	0.04	0.77	0.04
CAP	61	0.72	0.03	0.73	0.04
Total	285	0.70	0.04	0.71	0.06

Para situar las diferencias se realizaron las comparaciones a pares, los resultados fueron los siguientes:

- La media del **IER** del grupo miópico fue estadísticamente inferior ($p < 0.001$) a la media del grupo hipermetrópico y CAP. Mientras que no existieron diferencias estadísticamente significativas entre el IER de los grupos hipermetrópico y CAP.

- La media del **IERc** del grupo miópico fue estadísticamente inferior ($p < 0.001$) a la media del grupo hipermetrópico y CAP. Y a su vez la media del IERc del grupo hipermetrópico fue estadísticamente superior al CAP ($p < 0.001$).



Gráfica 19. Representación gráfica de las medias de IER y el IER corregido según el tipo de tratamiento LASIK aplicado.

V. RESULTADOS QUIRÚRGICOS

1. Agudeza visual postoperatoria

La mejor agudeza visual lejana (MAV) postoperatoria del total de pacientes que componen la muestra y según el tipo de tratamiento aplicado se recoge en la Tabla 18. Los valores medios de MAV postoperatoria más altos se obtuvieron en el tratamiento miópico seguido del CAP e hipermetrópico.

El análisis estadístico mostró diferencias significativas en la MAV postoperatoria media de los grupos según el tratamiento aplicado ($p=0.003$, Test de Kruskal Wallis). Para situar las diferencias se realizaron las comparaciones a pares, de las que cabe destacar que la media de MAV postoperatoria en el grupo de tratamiento miópico fue estadísticamente superior a la MAV postoperatoria en grupo de tratamiento hipermetrópico.

Tabla 18. Resultados de agudeza visual postoperatoria en escala decimal según el tratamiento LASIK aplicado y los resultados de las comparaciones a pares mediante la prueba U de Mann Whitney.

Mejor agudeza visual postoperatoria					
	N	Media	DT	U Mann Whitney	p
Miopía	182	0.99	0.06	Hipermetropía	<0.001
				CAP	0.072
Hipermetropía	42	0.95	0.09	Miopía	<0.001
				CAP	0.120
CAP	61	0.96	0.11	Miopía	0.072
				Hipermetropía	0.120
TOTAL	285	0.98	0.08		

2. Índice de efectividad

El índice de efectividad resulta de dividir la agudeza visual postoperatoria sin corrección por la mejor agudeza visual preoperatoria. Los resultados del índice de efectividad en los distintos grupos de tratamiento se recogen en la Tabla 19. El análisis estadístico no mostró diferencias estadísticamente significativas en el índice de efectividad entre los tres tratamientos (ANOVA, $p > 0.05$).

Tabla 19. Índice de efectividad por grupos de tratamiento y en la muestra.

		N	Media	DT
Índice de efectividad (MAV post/ MAV pre)	Miópico	182	1.02	0.15
	Hipermetrópico	42	1.06	0.19
	CAP	61	1.11	0.47

3. Refracción y características topográficas postoperatorias

En la Tabla 20 se recogen las medias de los resultados refractivos postoperatorias en cada tipo de tratamiento LASIK. Para analizar las diferencias entre la magnitud del defecto refractivo postoperatorio utilizamos el **Valor Absoluto del Equivalente esférico postoperatorio** (VAEE postoperatoria, dioptrías). El VAEE postoperatorio medio fue superior en el grupo que recibió una ablación hipermetrópica, siendo las diferencias estadísticamente significativas, respecto a los otros dos tratamientos (Tabla 21).

Tabla 20. Valores postoperatorios de las características refractivas en la muestra y por grupos de tratamiento.

	Miópico (N=182)		Hipermetrópico (N=42)		CAP (N=61)		TOTAL (N=285)	
	Media	DT	Media	DT	Media	DT	Media	DT
Defecto esférico postoperatorio (dioptrías)	-0.05	0.47	0.75	1.07	0.50	0.73	0.19	0.73
Defecto cilíndrico postoperatorio (dioptrías)	-0.38	0.34	-0.52	0.42	-0.97	0.65	-0.53	0.49
EE postoperatorio (dioptrías)	-0.24	0.50	0.49	1.02	0.01	0.60	-0.07	0.68
EE en valor absoluto postoperatorio (dioptrías)	0.38	0.38	0.83	0.76	0.47	0.36	0.47	0.48

Tabla 21. Estadísticos descriptivos el **Valor Absoluto del Equivalente esférico postoperatorio** (dioptrías) según el tipo de tratamiento aplicado y los resultados de las comparaciones a pares mediante los contrastes post hoc Games-Howell*.

	(I) Tipo de tratamiento LASIK			(J) Tipo de tratamiento LASIK	Diferencia de medias (I-J)	p*
	N	M	DT			
Miópico	182	0.38	0.38	Hipermetropía	-0.45	0.001
				CAP	-0.08	0.277
Hipermetrópico	42	0.83	0.76	Miopía	0.45	0.001
				CAP	0.37	0.014
CAP	61	0.47	0.36	Miopía	0.08	0.277
				Hipermetropía	-0.37	0.014
TOTAL	285	0.47	0.48			

* Games-Howell con un nivel de significación de 0.05

El valor medio de la **queratometría mínima postoperatoria (K1)** fue inferior en el tratamiento miópico seguido del CAP e hipermetrópico, existiendo diferencias estadísticamente significativas entre los grupos (Tabla 22).

Tabla 22. Estadísticos descriptivos de la **K1 postoperatorio** (dioptrías) según el tipo de tratamiento aplicado y los resultados de las comparaciones a pares.

(I) Tipo de tratamiento LASIK				(J) Tipo de tratamiento LASIK	Diferencia de medias (I-J)	p*
	N	M	DT			
Miópico	182	40.48	1.71	Hipermetropía	-3.73	<0.001
				CAP	-0.85	0.002
Hipermetrópico	42	44.20	2.31	Miopía	3.73	<0.001
				CAP	2.87	<0.001
CAP	61	41.33	1.93	Miopía	0.85	0.002
				Hipermetropía	-2.87	<0.001
TOTAL	285	41.21	2.26			

* Diferencia mínima significativa (DMS) con un nivel de significación de 0.05

El valor medio de la **queratometría máxima postoperatoria (K2)** fue inferior en el tratamiento miópico seguido del CAP e hipermetrópico, existiendo diferencias estadísticamente significativas entre los grupos (Tabla 23).

Tabla 23. Estadísticos descriptivos de la **K2 postoperatorio** (dioptrías) según el tipo de tratamiento aplicado y los resultados de las comparaciones a pares.

(I) Tipo de tratamiento LASIK				(J) Tipo de tratamiento LASIK	Diferencia de medias (I-J)	p*
	N	M	DT			
Miópico	182	41.23	1.73	Hipermetropía	-3.83	<0.001
				CAP	-1.09	0.001
Hipermetrópico	42	45.05	2.42	Miopía	3.83	<0.001
				CAP	2.73	<0.001
CAP	61	42.32	2.06	Miopía	1.09	0.001
				Hipermetropía	-2.73	<0.001
TOTAL	285	42.02	2.33			

* Games-Howell con un nivel de significación de 0.05

Al analizar los valores postoperatorios de la **BSF de la cara anterior postoperatoria** (KA, dioptrías) no existieron diferencias significativas entre los grupos de tratamiento (ANOVA, $p=0.077$) (Tabla 24).

Tabla 24. Estadísticos descriptivos de la **KA postoperatoria** (dioptrías) según el tipo de tratamiento aplicado y los resultados de las comparaciones a pares.

(I) Tipo de tratamiento LASIK				(J) Tipo de tratamiento LASIK	Diferencia de medias (I-J)	p
	N	M	DT			
Miópico	182	41.84	1.48	Hipermetropía	0.01	1.00
				CAP	0.49	0.08
Hipermetrópico	42	41.82	1.71	Miopía	-0.01	1.00
				CAP	0.47	0.33
CAP	61	41.35	1.27	Miopía	-0.49	0.08
				Hipermetropía	-0.47	0.33
TOTAL	285	41.73	1.49			

Al analizar los valores postoperatorios de la **BSF de la cara posterior postoperatoria** (KP, dioptrías) el grupo que recibió una ablación miópica presentó los valores más altos, existiendo diferencias estadísticamente significativas respecto al tratamiento CAP (Tabla 25).

Tabla 25. Estadísticos descriptivos de la **KP postoperatoria** (dioptrías) según el tipo de tratamiento aplicado y los resultados de las comparaciones a pares.

(I) Tipo de tratamiento LASIK			(J) Tipo de tratamiento LASIK	Diferencia de medias (I-J)	p*	
N	M	DT				
Miópico	182	52.20	1.63	Hipermetropía	0.76	0.247
				CAP	1.07	0.001
Hipermetrópico	42	51.44	2.94	Miopía	-0.76	0.247
				CAP	0.31	0.823
CAP	61	51.13	2.03	Miopía	-1.07	0.001
				Hipermetropía	-0.31	0.823
TOTAL	285	51.86	2.01			

* Games-Howell con un nivel de significación de 0.05

Al analizar los valores postoperatorios de la **profundidad de la cámara anterior postoperatoria** (PCA, mm) se observó que el grupo de tratamiento miópico fue superior a las observadas en los grupos de tratamientos hipermetrópico y CAP, las diferencias fueron estadísticamente significativas (Tabla 26).

Tabla 26. Estadísticos descriptivos de la **PCA postoperatoria** (mm) según el tipo de tratamiento aplicado y los resultados de las comparaciones a pares.

(I) Tipo de tratamiento LASIK				(J) Tipo de tratamiento LASIK	Diferencia de medias (I-J)	p*
	N	M	DT			
Miópico	182	3.11	0.28	Hipermetropía	0.54	<0.001
				CAP	0.29	<0.001
Hipermetrópico	42	2.57	0.38	Miopía	-0.54	<0.001
				CAP	-0.25	<0.001
CAP	61	2.81	0.37	Miopía	-0.29	<0.001
				Hipermetropía	0.25	<0.001
TOTAL	285	2.96	0.38			

* Games-Howell con un nivel de significación de 0.05

La media **del espesor corneal central postoperatorio** (ECC, micras) fue estadísticamente inferior en el grupo del tratamiento miópico respecto a los otros dos tratamientos (Tabla 27).

Tabla 27. Estadísticos descriptivos del **espesor corneal postoperatorio** (micras) según el tipo de tratamiento aplicado y los resultados de las comparaciones a pares.

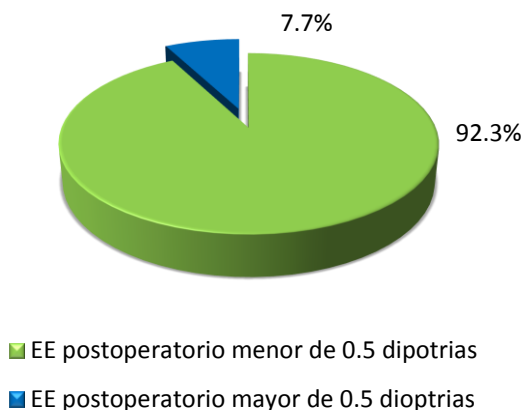
(I) Tipo de tratamiento LASIK				(J) Tipo de tratamiento LASIK	Diferencia de medias (I-J)	p*
	N	M	DT			
Miópico	182	506.19	44.42	Hipermetropía	-39.79	<0.001
				CAP	-31.29	<0.001
Hipermetrópico	42	545.98	38.40	Miopía	39.79	<0.001
				CAP	8.50	0.318
CAP	61	537.48	38.68	Miopía	31.29	<0.001
				Hipermetropía	-8.50	0.318
TOTAL	285	518.75	45.53			

* Diferencia mínima significativa (DMS) con un nivel de significación de 0.05

4. Índice relacionado con los resultados refractivos. Predictibilidad

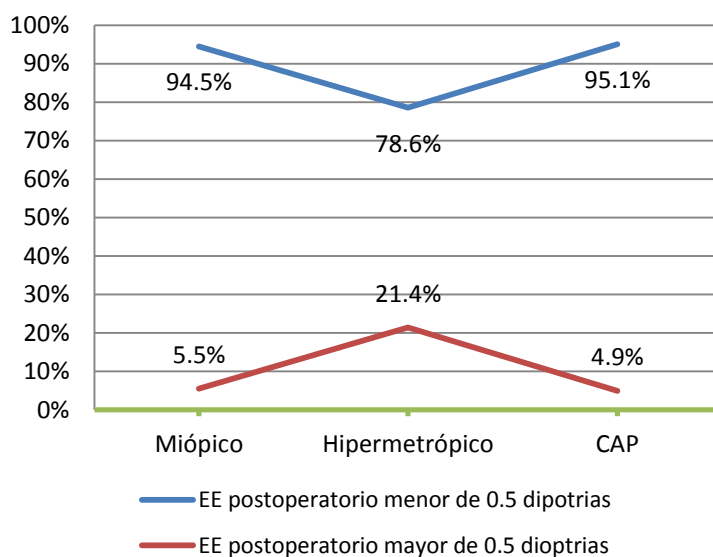
La predictibilidad se calculó como el porcentaje de ojos con un equivalente esférico (EE) postoperatorio ± 0.5 dioptrías respecto al resultado refractivo pretendido.

De todos los ojos operados en un 7.7% el EE postoperatorio fue superior a ± 0.5 dioptrías (Gráfica 20).



Gráfica 20. Distribución de los porcentajes de predictibilidad.

Analizando los porcentajes según el tipo de tratamiento LASIK los valores de predictibilidad fueron del 94.5% en el tratamiento miópico, 78.6% en el tratamiento hipermetrópico y 95.1% en el CAP (Gráfica 21).



Gráfica 21. Distribución de los porcentajes de predictibilidad según los grupos de tratamiento.

5. Resultados biomecánicos y de presión intraocular

En la Tabla 28 se recogen las medias y la desviación típica (DT) de las variables biomecánicas postoperatorias (CH y CRF) y de la presión intraocular postoperatorias medidos con el ORA en cada tipo de tratamiento LASIK.

Se confirmó la distribución normal de la CH y la IOPcc postoperatorias en la muestra, mientras que el CRF postoperatorio ($p=0.024$) y la IOPg postoperatoria (IOPg) ($p=0.042$) no la siguieron.

Tabla 28. Resultados biomecánicos y presión intraocular postoperatoria en cada tipo de tratamiento y en la muestra.

		N	Media	DT
Histéresis corneal postoperatoria (mmHg)	Miópico	182	9.31	1.23
	Hipermetrópico	42	10.63	1.53
	CAP	61	9.46	1.32
	Total	285	9.53	1.47
Factor de resistencia corneal postoperatoria (mmHg)	Miópico	182	8.13	1.42
	Hipermetrópico	42	9.72	1.61
	CAP	61	8.48	1.53
	Total	285	8.44	1.57
Presión intraocular compensada p postoperatoria (mmHg)	Miópico	182	13.11	2.24
	Hipermetrópico	42	13.10	2.74
	CAP	61	13.74	2.95
	Total	285	13.24	2.48
Presión intraocular Goldmann postoperatoria (mmHg)	Miópico	182	10.82	2.35
	Hipermetrópico	42	12.51	2.78
	CAP	61	11.73	3.15
	Total	285	11.26	2.67

Al analizar las diferencias entre los grupos de tratamiento en las variables biomecánicas postoperatorias (CH y CRF) y de la presión intraocular postoperatorias se obtuvieron los siguientes resultados.

La media de la **CH postoperatoria** en el grupo de tratamiento hipermetrópico fue estadísticamente superior a la media en los grupos de tratamiento miópico y CAP (Tabla 29 y Gráfica 23).

Tabla 29. Estadísticos descriptivos de la **CH postoperatoria** (mmHg) según el tipo de tratamiento aplicado y los resultados de las comparaciones a pares.

(I) Tipo de tratamiento LASIK	N	M	DT	(J) Tipo de tratamiento LASIK	Diferencia de medias (I-J)	p*
Miópico	182	9.31	1.23	Hipermetropía	-1.33	<0.001
				CAP	-0.15	0.43
Hipermetrópico	42	10.63	1.53	Miopía	1.33	<0.001
				CAP	1.17	<0.001
CAP	61	9.46	1.32	Miopía	0.15	0.43
				Hipermetropía	-1.17	<0.001
TOTAL	285	9.53	1.47			

* DSM con un nivel de significación de 0.05

La media del **CRF postoperatorio** en el grupo de tratamiento hipermetrópico fue estadísticamente superior a la media en los grupos de tratamiento miópico y CAP (Kruskal-Wallis, $p < 0.001$) (Tabla 30 y Gráfica 24).

Tabla 30. Estadísticos descriptivos de la **CRF postoperatoria** (mmHg) según el tipo de tratamiento aplicado y los resultados de las comparaciones a pares mediante U Mann Whitney* (RP=rango promedio)

Tipo de tratamiento LASIK	N	M	DT	RP	(J) Tipo de tratamiento LASIK	z	p*
Miópico	182	8.13	1.42	127.26	Hipermetropía	-5.019	<0.001
					CAP	-1.111	0.267
Hipermetrópico	42	9.72	1.61	205.70	Miopía	-5.019	<0.001
					CAP	-3.464	<0.001
CAP	61	8.48	1.53	146.80	Miopía	-1.111	0.267
					Hipermetropía	-3.464	<0.001
TOTAL	285	8.44	1.57				

La media de la de **IOPcc postoperatoria** no presentó diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de tratamiento (ANOVA, $p=0.214$) (Tabla 31). La media de la **IOPg postoperatoria** en el grupo de tratamiento miópico fue estadísticamente inferior a la media en los grupos de tratamiento miópico y CAP (Kruskal-Wallis, $p<0.001$) (Tabla 32).

Tabla 31. Estadísticos descriptivos de la IOPcc postoperatoria (mmHg) según el tipo de tratamiento aplicado y los resultados de las comparaciones a pares.

(I) Tipo de tratamiento LASIK				(J) Tipo de tratamiento LASIK	Diferencia de medias (I-J)	p*
	N	M	DT			
Miópico	182	13.11	2.24	Hipermetropía	-0.02	1.00
				CAP	-0.63	0.29
Hipermetrópico	42	13.10	2.74	Miopía	0.02	1.00
				CAP	-0.64	0.50
CAP	61	13.74	2.95	Miopía	0.63	0.29
				Hipermetropía	0.64	0.50
TOTAL	285	13.24	2.48			

* Games-Howell con un nivel de significación de 0.05

Tabla 32. Estadísticos descriptivos de la **IOPg postoperatoria** (mmHg) según el tipo de tratamiento aplicado y los resultados de las comparaciones a pares mediante U Mann Whitney*. (RP=rango promedio)

Tipo de tratamiento LASIK					(J) Tipo de tratamiento LASIK	z	p*
	N	M	DT	RP			
Miópico	182	10.82	2.35	130.77	Hipermetropía	-3.580	<0.001
					CAP	-1.832	0.067
Hipermetrópico	42	12.51	2.78	180.75	Miopía	-3.580	<0.001
					CAP	-1.547	0.122
CAP	61	11.73	3.15	153.49	Miopía	-1.832	0.067
					Hipermetropía	1.547	0.122
TOTAL	285	11.26	2.67				

VI. CAMBIOS TRAS EL TRATAMIENTO

Se analizó cómo se modificaron las diferentes características refractivas, topográficas y biomecánicas globalmente y con cada uno de los tratamientos. Así como, si existían diferencias entre los valores pre y postoperatorios.

1. Cambio de las características refractivas y topográficas

a) En la muestra

Todas las características refractivas y topográficas, analizadas de manera global en la muestra, se modificaron de manera estadísticamente significativa tras el tratamiento LASIK (Tabla 33 y Tabla 34). Siendo los valores preoperatorios significativamente superiores a los postoperatorios. Excepto el equivalente esférico, los defectos esférico y cilíndrico postoperatorios, la BSF de la cara posterior de la córnea cuyo valor postoperatorio fue significativamente superior al preoperatorio.

Tabla 33. Descriptivos de los características refractivas y topográficas pre y postoperatorias en la muestra.

		N	M	DT	Δ	p
Defecto esférico (dioptrías)	preoperatoria	285	-1.72	2.85	-1.88	<0.001*
	postoperatoria	285	0.19	0.73		
Defecto cilíndrico (dioptrías)	preoperatoria	285	-1.13	1.27	-0.61	<0.001*
	postoperatoria	285	-0.53	0.50		
Equivalente esférico (dioptrías)	preoperatoria	285	-2.29	2.74	2.25	<0.001*
	postoperatoria	285	-0.07	0.68		
Queratometría mínima (dioptrías)	preoperatoria	285	42.87	1.51	1.66	<0.001**
	postoperatoria	285	41.21	2.25		
Queratometría máxima (dioptrías)	preoperatoria	285	44.06	1.46	2.03	<0.001**
	postoperatoria	285	42.02	2.33		
BFS cara anterior (dioptrías)	preoperatoria	285	42.41	1.30	0.67	<0.001**
	postoperatoria	285	41.73	1.49		
BFS cara posterior (dioptrías)	preoperatoria	285	51.71	1.82	-0.15	<0.001**
	postoperatoria	285	51.86	2.01		
Espesor corneal central (micras)	preoperatoria	285	558.31	30.67	39.56	<0.001**
	postoperatoria	285	518.75	45.53		
Profundidad de la cámara anterior (mm)	preoperatoria	285	2.98	0.39	0.02	<0.001**
	postoperatoria	285	2.96	0.38		

* *Test de Wilcoxon*** *T de Student para muestras relacionadas*(M=media, DT=desviación típica, Δ = diferencia)

b) Según el tratamiento aplicado

Con el análisis de las topografías postoperatorias y los mapas diferenciales se comprobó el correcto centrado del tratamiento y los cambios topográficos inducidos después de cada tipo de ablación (Ilustración 27, Ilustración 28 e Ilustración 29).

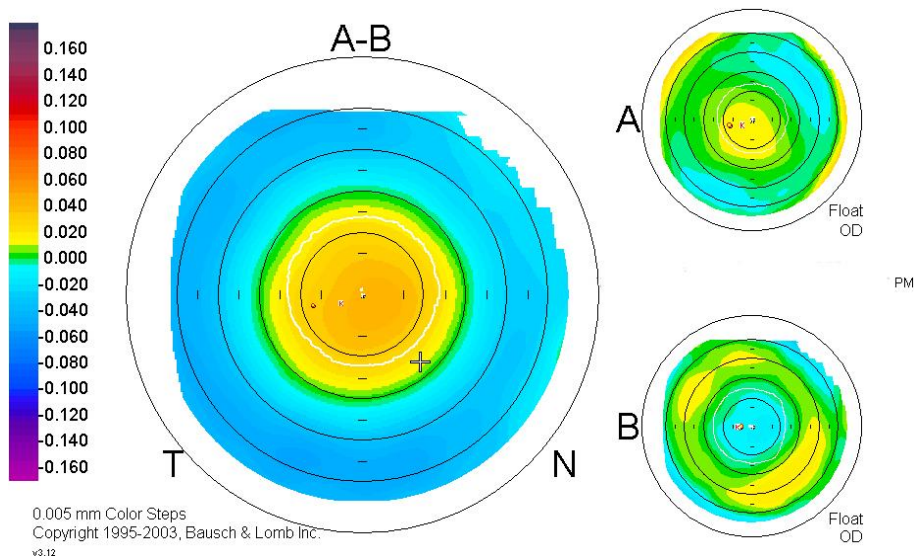


Ilustración 27. Mapas de elevación anterior: Mapa diferencial (A-B), mapa preoperatorio (A) y postoperatorio (B) en un caso de ablación miópica.

Las ablaciones miópicas indujeron un aplanamiento de la curvatura anterior de la córnea en los 6 mm centrales, que aparecieron en colores más fríos (azules) en las topografías postoperatorias, con un incurvamiento relativo de la periferia corneal (en colores más cálidos, amarillo) (Ilustración 27). Si nos centramos en el análisis numérico de las características topográficas, estos cambios se traducen en un descenso de la K1, K2 y la KA, que fue estadísticamente significativo. Y además en este tipo de ablación se evidenció un aumento de la KP con un descenso de la PCA, igualmente significativos (Tabla 34).

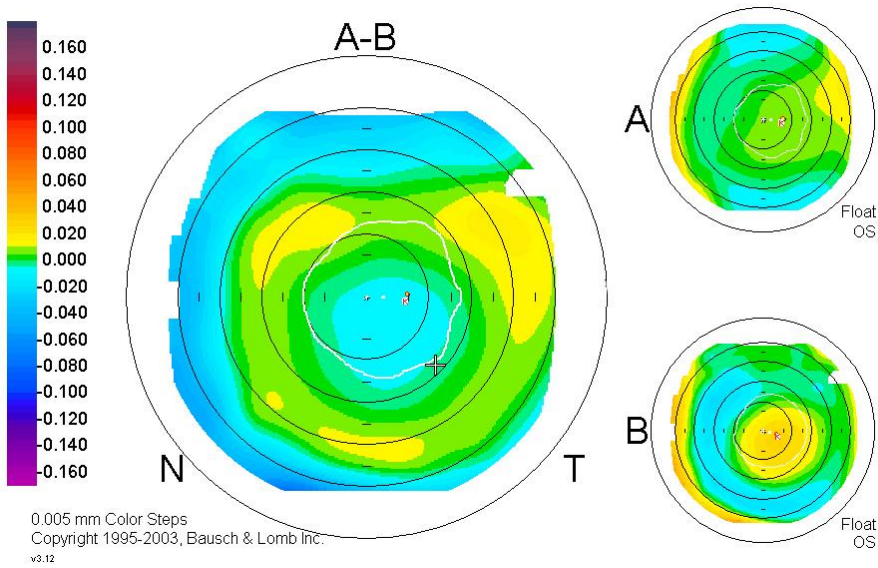


Ilustración 28. Mapas de elevación anterior: Mapa diferencial (A-B), mapa preoperatorio (A) y postoperatorio (B) en un caso de ablación hipermetrópica.

Mientras que en **las ablaciones hipermetrópicas** se realizó una sustracción del tejido periférico lo que indujo un incurvamiento de la zona central, que se objetivó en las topografías postoperatorias con colores más cálidos en dicha zona (Ilustración 28). Y esto se puso de manifiesto en el análisis numérico de las características topográficas, pues aumentó de manera significativa el valor de K1 y K2. Mientras que no existieron diferencias estadísticamente significativas entre los valores pre y postoperatorios en las medias de KP, ECC y PCA en este grupo de tratamiento (Tabla 34).

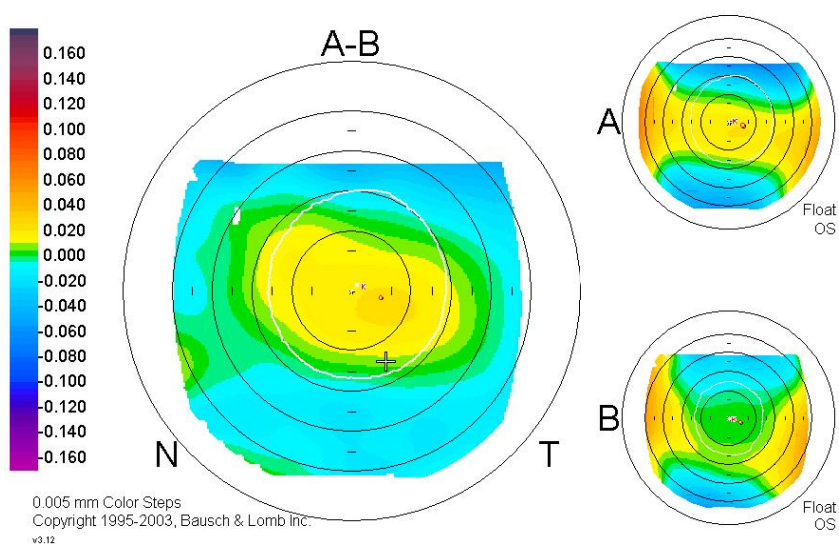


Ilustración 29. Mapas de elevación anterior: Mapa diferencial (A-B), mapa preoperatorio (A) y postoperatorio (B) en un caso de ablación mediante el método CAP.

La ablación mediante el método CAP, destinada a corregir el astigmatismo indujo un aplanamiento del eje más curvo de la córnea, lo que se pudo apreciar en las topografías postoperatorias con colores más fríos en ese meridiano (verde-azul) (Ilustración 29). Y así lo demuestra el análisis numérico las características topográficas, el cual refleja un descenso significativo de K2 sin encontrar dichas diferencias en la K1. Además no existieron diferencias estadísticamente significativas entre los valores pre y postoperatorios KP y la PCA (Tabla 34).

Tabla 34. Resultados descriptivos de los cambios en las características refractivas y topográficas según el tratamiento (M=media, DT =desviación típica, *T de Student para muestras relacionadas).

		N	M	DT	p*
Δ Defecto esférico (dioptrías)	Miópico	182	-3.25	1.70	< 0.05
	Hipermetrópico	42	1.93	1.18	<0.05
	CAP	61	-0.50	1.92	0.05
	Total	285	-1.84	2.58	<0.05
Δ Defecto cilíndrico (dioptrías)	Miópico	182	-0.18	0.54	<0.05
	Hipermetrópico	42	-0.15	0.63	0.13
	CAP	61	-2.16	1.01	<0.05
	Total	285	-0.61	1.07	<0.05
Δ Equivalente esférico (dioptrías)	Miópico	182	-3.33	1.74	<0.05
	Hipermetrópico	42	1.85	1.21	<0.05
	CAP	61	-1.58	1.97	<0.05
	Total	285	-2.15	2.53	<0.05
Δ Equivalente esférico Valor Absoluto (dioptrías)	Miópico	182	3.44	1.62	<0.05
	Hipermetrópico	42	1.85	1.21	<0.05
	CAP	61	1.94	1.57	0.05
	Total	285	2.88	1.72	<0.05
Δ Queratometría mínima (dioptrías)	Miópico	182	2.90	1.59	<0.05
	Hipermetrópico	42	-1.67	1.54	<0.05
	CAP	61	0.47	1.59	0.05
	Total	285	1.97	2.24	<0.05
Δ Queratometría máxima (dioptrías)	Miópico	182	2.89	1.53	<0.05
	Hipermetrópico	42	-1.64	1.47	<0.05
	CAP	61	2.0	1.59	<0.05
	Total	285	1.76	2.41	<0.05
Δ BFS de la cara anterior (dioptrías)	Miópico	182	0.82	0.99	<0.05
	Hipermetrópico	42	0.26	0.66	<0.05
	CAP	61	0.53	0.46	<0.05
	Total	285	0.68	0.88	<0.05
Δ BFS de la cara posterior (dioptrías)	Miópico	182	-0.25	0.58	<0.05
	Hipermetrópico	42	0.11	1.04	0.48
	CAP	61	-0.03	0.99	0.83
	Total	285	-0.15	0.77	<0.05
Δ Espesor corneal central (micras)	Miópico	182	50.97	30.99	<0.05
	Hipermetrópico	42	5.59	18.03	0.05
	CAP	61	28.92	23.85	<0.05
	Total	285	39.56	32.52	<0.05
Δ Profundidad de la cámara anterior (mm)	Miópico	182	0.03	0.07	<0.05
	Hipermetrópico	42	-0.01	0.12	0.56
	CAP	61	0.01	0.05	0.09
	Total	285	0.02	0.08	<0.05

Se compararon los grupos de tratamiento en los cambios inducidos con el LASIK en el EE, KA y ECC.

La magnitud del cambio inducido en el EE (ΔEEVA) en el grupo de tratamiento miópico fue superior al del tratamiento hipermetrópico y CAP (Games-Howell, $p<0.001$). Mientras que no existieron diferencias significativas entre las medias de ΔEEVA en el grupo hipermetrópico y el grupo CAP.

El cambio inducido en la KA (ΔKA) fue superior en el grupo de tratamiento miópico respecto al hipermetrópico y CAP, y a su vez la ΔKA observada en el grupo de tratamiento CAP fue superior al hipermetrópico (U Mann-Whitney, $p<0.001$).

La media de ΔECC observada en el grupo de tratamiento miópico fue superior a la observada en el grupo hipermetrópico y en el grupo CAP, y a su vez la ΔECC observada en el grupo del tratamiento CAP fue superior al hipermetrópico (Games-Howell, $p<0.001$).

El cálculo de la media de las micras de ablación por cada dioptría corregida del equivalente esférico fue significativamente superior en el tratamiento CAP respecto al tratamiento miópico (Tabla 35 y Gráfica 22).

Tabla 35. Resultados de las **micras de ablación por cada dioptría corregida** (MA/D) en cada tipo de tratamiento y los resultados de las comparaciones a pares.

(I) Tipo de tratamiento LASIK				(J) Tipo de tratamiento LASIK	Diferencia de medias (I-J)	p*
	N	M	DT			
Miópico	182	16.44	3.23	Hipermetropía	-5.97	0.101
				CAP	-16.45	0.011
Hipermetrópico	42	22.41	18.07	Miopía	5.97	0.101
				CAP	-10.47	0.212
CAP	61	32.88	42.15	Miopía	16.45	0.011
				Hipermetropía	10.47	0.212
TOTAL	285	20.74	21.52			

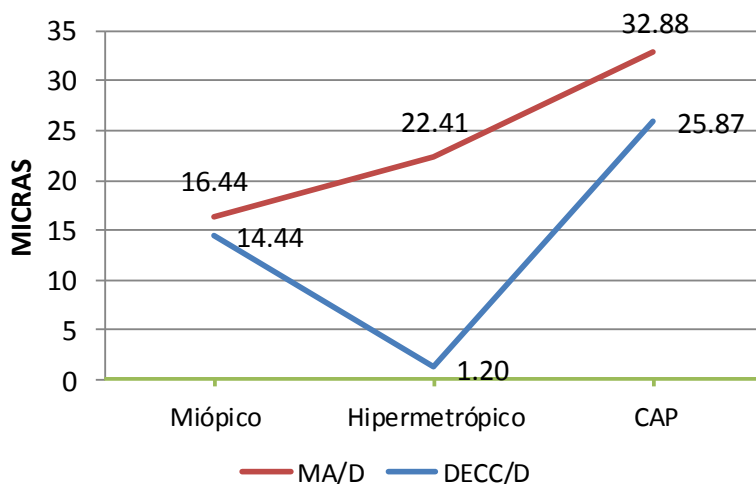
* Games-Howell con un nivel de significación de 0.05

Mientras que cuando analizamos el cambio del ECC por dioptría corregida del equivalente esférico no existieron diferencias estadísticamente significativas entre la ablación miópica y CAP, pero sí la hubo respecto a la ablación hipermetrópica (Tabla 36 y Gráfica 22).

Tabla 36. Resultados de la variación del **espesor corneal central por cada dioptría corregida** (Δ ECC/D) en cada tipo de tratamiento y los resultados de las comparaciones a pares.

(I) Tipo de tratamiento LASIK				(J) Tipo de tratamiento LASIK	Diferencia de medias (I-J)	p*
	N	M	DT			
Miópico	182	14.44	6.89	Hipermetropía	13.24	<0.001
				CAP	-11.43	0.066
Hipermetrópico	42	1.20	17.06	Miopía	-13.24	<0.001
				CAP	-24.67	<0.001
CAP	61	25.87	38.21	Miopía	11.43	0.066
				Hipermetropía	24.67	<0.001
TOTAL	285	14.91	20.64			

* Games-Howell con un nivel de significación de 0.05



Gráfica 22. Representación gráfica de las micras de ablación por cada dioptría corregida (MA/D) y de la variación del espesor corneal central por cada dioptría corregida (Δ ECC/D) en cada tipo de tratamiento.

2. Cambio de las propiedades biomecánicas

a) En la muestra

Las características biomecánicas (CH, CRF), analizadas de manera global en la muestra, se modificaron de manera estadísticamente significativa tras el tratamiento LASIK. Siendo los valores preoperatorios significativamente superiores a los postoperatorios (Tabla 37).

Tabla 37. Descriptivos de las características biomecánicas pre y postoperatorias en la muestra.

		N	Media	DT
Histéresis corneal (mmHg)	preoperatoria	285	10.64	1.44
	postoperatoria	285	9.53	1.47
Factor de resistencia corneal (mmHg)	preoperatoria	285	10.42	1.56
	postoperatoria	285	8.44	1.57

b) Según el tratamiento aplicado

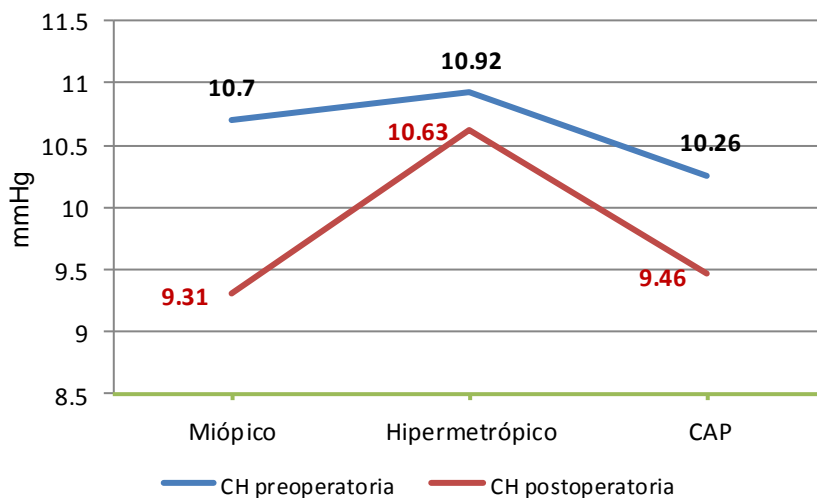
Las características biomecánicas (CH, CRF), analizadas en cada grupo de tratamiento, se modificaron de manera estadísticamente significativa tras el tratamiento LASIK. Excepto en la CH postoperatoria, en el grupo de tratamiento hipermetrópico, en el cual no se encontraron diferencias estadísticamente significativas con las preoperatorias (Tabla 38).

Tabla 38. Resultados descriptivos de las medias de la variación de características biomecánicas según el tratamiento recibido.

		N	Media	DT	p
Δ CH (mmHg)	Miópico	182	1.39	0.96	<0.001*
	Hipermetrópico	42	0.29	1	0.066*
	CAP	61	0.81	0.81	<0.001*
	Total	285	1.01	1.02	<0.001*
<i>*T de Student para muestras relacionadas</i>					
Δ CRF (mmHg)	Miópico	182	2.38	1.22	<0.001**
	Hipermetrópico	42	0.83	0.91	0.001**
	CAP	61	1.61	0.88	<0.001**
	Total	285	1.98	1.25	<0.001**
<i>**Wilcoxon</i>					

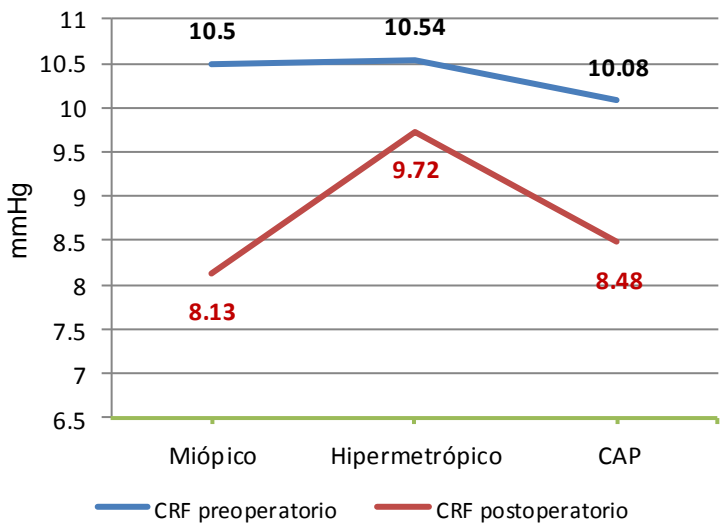
Se analizó la distribución de las variables ΔCH y ΔCRF y se compararon según el tipo de tratamiento LASIK aplicado. Para situar las diferencias se realizaron las comparaciones a pares.

La **media de ΔCH** fue superior en el grupo de tratamiento miópico respecto a los otros dos tratamientos (DMS, $p < 0.001$). Y a su vez la media de ΔCH del tratamiento CAP fue superior a la del grupo de tratamiento hipermetrópico (DMS, $p = 0.001$). (Gráfica 23).



Gráfica 23. Distribución de las medias de la histéresis corneal pre y postoperatoria por grupos de tratamiento LASIK.

La **media de Δ CRF** observada en el grupo de tratamiento miópico fue superior a la observada en el grupo hipermetrópico y en el grupo CAP (Games-Howell, $p < 0.001$). Y a su vez la media de Δ CRF del tratamiento CAP fue superior a la del grupo de tratamiento hipermetrópico (Games-Howell, $p < 0.001$) (Gráfica 24).



Gráfica 24. Distribución de las medias del factor de resistencia corneal pre y postoperatoria por grupos de tratamiento LASIK.

c) Correlaciones entre los cambios refractivos y biomecánicos

Con el fin de encontrar relaciones entre los cambios refractivos y topográficos que genera el tratamiento LASIK y los cambios biomecánicos se analizaron las correlaciones entre las variables mediante la Prueba Rho de Spearman obteniendo los resultados que aparecen en la Tabla 39.

Tabla 39. Resultado de las correlaciones bivariadas mediante la prueba Rho de Spearman (r =coeficiente de correlación).

	Δ CH (mmHg)			Δ CRF (mmHg)		
	r		Sig	r		Sig
Δ K1	0.5	Medio Directo	<0.001	0.63	Medio Alto Directo	<0.001
Δ KA	0.45	Medio Directo	<0.001	0.51	Medio Directo	<0.001
Δ KP	0.01	No Sig	0.82	-0.04	No Sig	0.46
Δ K2	0.48	Medio Directo	<0.001	0.6	Medio Alto Directo	<0.001
Δ EEVA	0.46	Medio Directo	<0.001	0.57	Medio Directo	<0.001
IERc	-0.38	Medio Bajo Inverso	<0.001	-0.46	Medio Inverso	<0.001
MA	0.51	Medio Directo	<0.001	0.63	Medio Alto Directo	<0.001
Δ ECC	0.44	Medio Directo	<0.001	0.56	Medio Directo	<0.001
MA/D	-0.06	No Sig	0.28	-0.09	No Sig	0.14
Δ ECC/D	0.19	Bajo Directo	<0.001	0.24	Medio Bajo Directo	<0.001

Conocidas estas correlaciones significativas y teniendo en cuenta que se encontraron diferencias entre los grupos según el tipo de tratamiento en la media de ΔCH , la media de ΔCRF , la media de las micras ablación láser, el IERc, la media la ΔECC , la media la ΔKA , $\Delta K1$, $\Delta K2$ y ΔEE en valor absoluto. Para conocer si se puede explicar la ΔCH y la ΔCRF por el tipo de tratamiento que se ha aplicado, o el cambio lo explican estas variables, se realizó el Análisis de la de la Varianza introduciendo las variables: micras de ablación, ΔEE en valor absoluto, IERc, ΔECC y ΔKA , como covariables. Los resultados obtenidos fueron los siguientes:

- **ΔCH** como variable dependiente y **Tipo de tratamiento LASIK** como variable independiente.

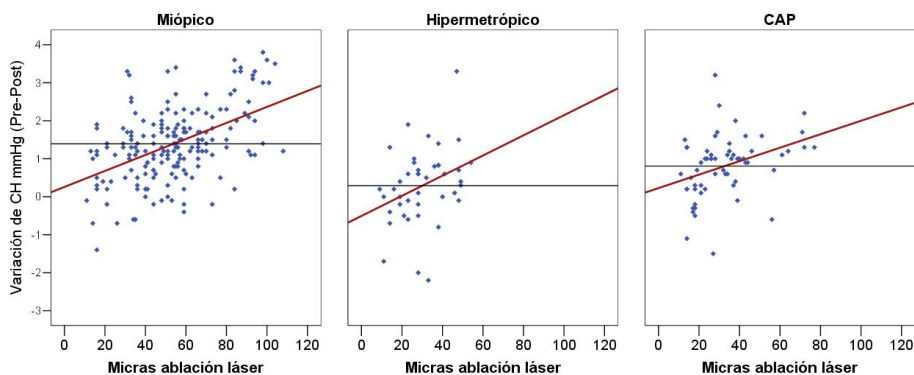
Analizando el efecto **por separado** de cada una de las variables sobre la ΔCH cabe destacar.

- El efecto de la **ΔEE en valor absoluto** fue significativo ($p < 0.001$), el tamaño del efecto fue del 19.2% frente al efecto del Tipo de tratamiento LASIK el tamaño del efecto fue del 7.5%.
- El efecto de las **micras ablación láser** fue significativo ($p < 0.001$), el tamaño del efecto fue del 19.5%, frente al efecto del Tipo de tratamiento LASIK el tamaño del efecto fue del 5.1%.
- El efecto de la **ΔECC** fue significativo ($p < 0.001$), el tamaño del efecto fue del 11.1%, frente al efecto del Tipo de tratamiento LASIK el tamaño del efecto fue del 4.6%.

○ El efecto del **IERc** fue significativo ($p < 0.001$), el tamaño del efecto fue del 7.7%, frente al efecto del Tipo de tratamiento LASIK el tamaño del efecto fue del 6.8%.

Al introducir todas las **variables conjuntamente** únicamente fueron significativas ($p < 0.001$) las variables **tipo de tratamiento** (5.4%) y **micras ablación láser** (8.1%). Este resultado se explica porque algunas de las variables relacionadas con la ΔCH eran combinación lineal de otras, lo que indica que la información que aportaban era redundante.

El análisis mostró que, la importancia de las micras de ablación a la hora de modificar la CH depende del tipo de tratamiento que realicemos. En el tratamiento miópico las micras de ablación explicaron un 23.5% del cambio, en el hipermetrópico un 10.5% y en el tratamiento CAP un 12.8% (Gráfica 25).



Gráfica 25. Representación de la regresión lineal que explica el cambio de CH en función de las micras de ablación en cada tipo de tratamiento LASIK.

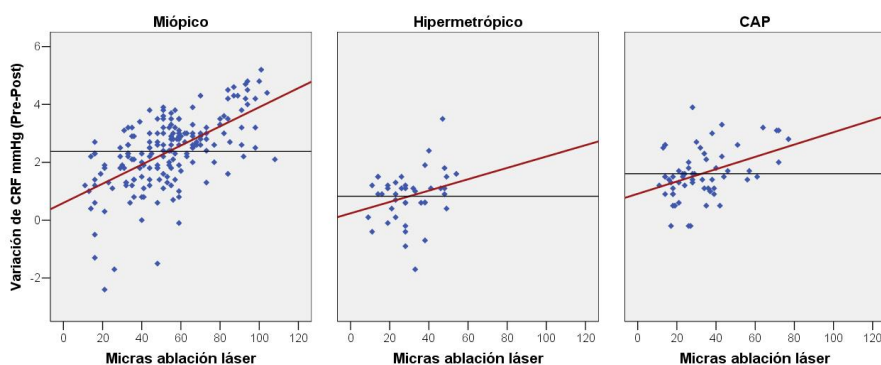
- Δ CRF como variable dependiente y **Tipo de tratamiento LASIK** como variable independiente.

Analizando el efecto **por separado** de cada una de las variables sobre la Δ CRF cabe destacar.

- El efecto de la **Δ EE en valor absoluto** fue significativo ($p < 0.001$), el tamaño del efecto fue del 20.5%, frente al efecto del Tipo de tratamiento LASIK el tamaño del efecto fue del 10.5%.
- El efecto de la **micras ablación láser** fue significativo ($p < 0.001$), el tamaño del efecto fue del 29.3%, frente al efecto del Tipo de tratamiento LASIK el tamaño del efecto fue del 8.3 %.
- El efecto de la **Δ ECC** fue significativo ($p < 0.001$), el tamaño del efecto fue del 17.8 %, frente al efecto del Tipo de tratamiento LASIK el tamaño del efecto fue del 5.9%.
- El efecto del **IERc** fue significativo ($p < 0.001$), el tamaño del efecto fue del 29.8%, frente al efecto del Tipo de tratamiento LASIK el tamaño del efecto fue del 7.7%.

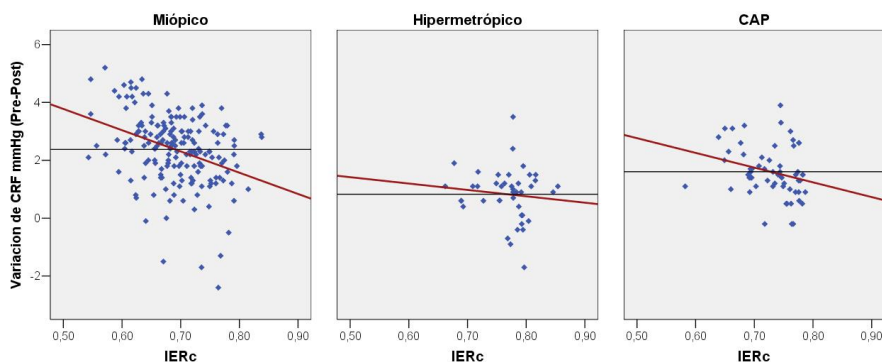
Al introducir todas las **variables conjuntamente**, se redujeron las variables que fueron significativas ($p < 0.001$) a las **micras ablación láser** (9.7%), el **IERc** (5.3%) y el **tipo de tratamiento** (7.3%).

El análisis mostró que, la importancia de las micras de ablación a la hora de modificar la CRF depende del tipo de tratamiento que realicemos. En el tratamiento miópico las micras de ablación explicaron un 36% del cambio y en el tratamiento CAP un 16%, mientras que en el tratamiento hipermetrópico el efecto de las micras de ablación sobre el cambio del CRF no fue significativo ($R^2=0.071$, $p=0.089$) (Gráfica 26).



Gráfica 26. Representación de la regresión lineal que explica el cambio de CRF en función de las micras de ablación en cada tipo de tratamiento LASIK.

El análisis mostró que, la importancia del IERc de modificar la CRF depende del tipo de tratamiento que realicemos. En el tratamiento miópico el IERc explicó un 12% del cambio y en el tratamiento CAP un 6.8%, mientras que en el tratamiento hipermetrópico el efecto del IERc sobre el cambio del CRF no fue significativo ($R^2=0.011$, $p=0.505$) (Gráfica 27).



Gráfica 27. Representación de la regresión lineal que explica el cambio de CRF en función del IERc en cada tipo de tratamiento LASIK.

d) Modelo predictivo de la variación de las características biomecánicas en cada tratamiento LASIK

Dado que el cambio biomecánico está relacionado con el defecto refractivo tratado, se realizó un análisis de regresión lineal múltiple en cada tratamiento para estimar el cambio que cada tipo de ablación genera en las características biomecánicas.

- En el tratamiento para corregir la miopía las variables que mejor explicaron la ΔCH fueron: la CH preoperatoria, las micras de ablación y la ΔECC ($R^2 = 0.514$, $p=0.031$). Y en el caso de la ΔCRF el CRF preoperatoria y las micras de ablación ($R^2 = 0.567$, $p < 0.001$).

- En el tratamiento para corregir la hipermetropía las variables que mejor explicaron la Δ CH y Δ CRF fueron: en el caso de la Δ CH la CH preoperatoria ($R^2 = 0.210$, $p=0.02$) y en el caso de la Δ CRF, el CRF preoperatorio ($R^2=0.242$, $p=0.02$).

- En el tratamiento para corregir el astigmatismo mediante el método CAP las variables que mejor explicaron la Δ CH y Δ CRF fueron: en el caso de la Δ CH la CH preoperatoria y las micras de ablación ($R^2=0.23$, $p=0.007$). Y en el caso de la Δ CRF las micras de ablación ($R^2=0.16$, $p<0.001$).

3. Cambio de la presión intraocular

a) En la muestra

Las medidas de la presión intraocular: IOPcc e IOPg, analizadas de manera global en la muestra, se modificaron de manera estadísticamente significativa tras el tratamiento LASIK. Siendo los valores preoperatorios significativamente superiores a los postoperatorios. (Tabla 40)

Tabla 40. Descriptivos de las presiones intraoculares pre y postoperatorias en la muestra.

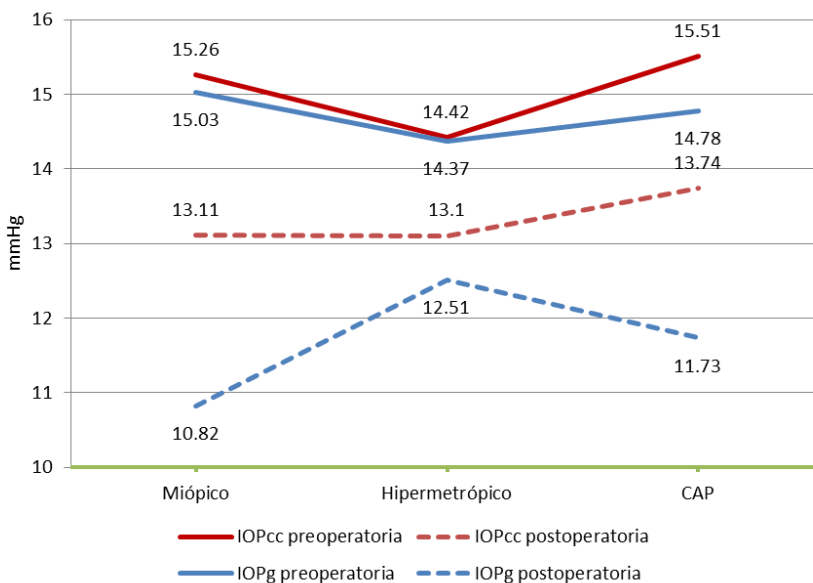
		N	Media	DT	Cambio medio	DT
IOPcc (mmHg)	preoperatoria	285	15.19	2.66	1.94	2.15
	postoperatoria	285	13.24	2.48		
IOPg (mmHg)	preoperatoria	285	14.88	2.77	3.62	2.35
	postoperatoria	285	11.26	2.67		

b) Según el tratamiento aplicado

Se produjo un descenso estadísticamente significativo de las medidas de la presión intraocular (IOPcc e IOPg) tras el tratamiento LASIK en las tres modalidades de ablación (Gráfica 28 y Tabla 41).

Tabla 41. Resultados descriptivos de las medias de la variación de la presión intraocular según el tratamiento recibido.

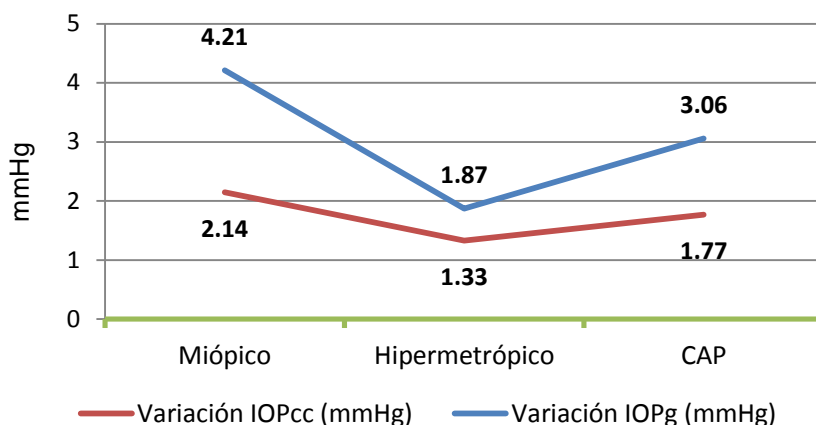
		N	Media	DT	p
ΔIOPcc (mmHg)	Miópico	182	2.14	2.02	<0.001*
	Hipermetrópico	42	1.33	2.46	<0.001*
	CAP	61	1.77	2.19	<0.001*
	Total	285	1.94	2.15	<0.001*
<i>*T de Student muestras relacionadas</i>					
ΔIOPg (mmHg)	Miópico	182	4.21	2.18	<0.001**
	Hipermetrópico	42	1.87	2.30	<0.001**
	CAP	61	3.06	2.6	<0.001**
	Total	285	3.62	2.35	<0.001**
<i>**Wilcoxon</i>					



Gráfica 28. Distribución de las medias de la IOPcc e IOPg, pre y postoperatoria por grupos de tratamiento LASIK.

Se analizó la distribución de las variables ΔIOP_{cc} y ΔIOP_g y se compararon según el tipo de tratamiento LASIK aplicado. Encontrando que no existieron diferencias entre los grupos de tratamiento para las medias de ΔIOP_{cc} (ANOVA, $p=0.051$) (Gráfica 29).

En cambio existieron diferencias significativas en **la ΔIOP_g** entre los grupos de tratamiento. Siendo la media de la ΔIOP_g superior en el grupo de tratamiento miópico respecto al tratamiento hipermetrópico y al CAP (Games-Howell, $p=0.001$). Y a su vez la media de ΔIOP_g del tratamiento CAP fue superior a la del grupo de tratamiento hipermetrópico (Games-Howell, $p=0.001$) (Gráfica 29).



Gráfica 29. Distribución de las variaciones de presiones intraoculares por grupos de tratamiento LASIK.

c) Correlaciones entre los cambios en las presiones intraoculares y los cambios refractivos y biomecánicos.

Analizamos las correlaciones entre las variables ΔIOP_{cc} y ΔIOP_g y los cambios refractivos, topográficos y biomecánicos mediante la Prueba Rho de Spearman obteniendo los resultados que aparecen en la Tabla 42.

Tabla 42. Resultado de las correlaciones bivariadas mediante la prueba Rho de Spearman (r =coeficiente de correlación).

	ΔIOP_{cc} (mmHg)			ΔIOP_g (mmHg)		
	r		Sig	r		Sig
$\Delta K1$	0.17	Bajo Directo	<0.001	0.47	Medio Directo	<0.001
ΔKA	0.02	No sig	0.76	0.30	Medio Bajo Directo	<0.001
ΔKP	-0.09	No sig	0.12	-0.09	No sig	0.14
$\Delta K2$	0.13	Bajo Directo	0.02	0.44	Medio Directo	<0.001
$\Delta EEVA$	0.14	Bajo Directo	0.03	0.40	Medio Directo	<0.001
IER_c	-0.06	No sig	0.33	-0.30	Medio Bajo Inverso	<0.001
MA	0.12	Bajo Directo	0.04	0.45	Medio Directo	<0.001
ΔECC	0.12	Bajo Directo	0.04	0.40	Medio Directo	<0.001
MA/D	-0.07	No sig	0.23	-0.11	Bajo Inverso	0.007
$\Delta ECC/D$	0.02	No sig	0.69	0.15	Bajo Directo	0.001
ΔCH	-0.34	Medio Bajo Inverso	<0.001	0.19	Bajo Directo	<0.001
ΔCRF	0.22	Medio Bajo Directo	<0.001	0.69	Medio Alto Directo	<0.001

Tras hallar estas correlaciones significativas, para conocer si se puede explicar **la $\Delta IOPg$** (variable dependiente) por el tipo de tratamiento que se ha aplicado (variable independiente) se realizó el Análisis de la de la Varianza introduciendo las variables ΔCH , ΔCRF , $\Delta IOPcc$, micras de ablación, ΔECC , ΔK mínima, ΔK máxima, ΔKA , $\Delta EEVA$ como covariables. Los resultados obtenidos fueron los siguientes:

- Analizando el efecto **por separado** de cada una de las variables cabe destacar:

- El efecto de la **micras ablación láser** fue significativo ($p < 0.001$), siendo el tamaño del efecto del 11.3%, frente al efecto del Tipo de tratamiento LASIK que fue del 4.9%.
- El efecto del **IERc** fue significativo ($p < 0.001$), siendo el tamaño del efecto del 3%, frente al efecto del Tipo de tratamiento LASIK que fue del 6.9%.
- El efecto de la **$\Delta EEVA$** fue significativo ($p < 0.001$) siendo el tamaño del efecto del 8.2%, frente al efecto del Tipo de tratamiento que fue del 5.7%.
- El efecto de la **ΔCH no fue significativo** ($p = 0.854$), frente al tamaño del efecto del Tipo de tratamiento LASIK que fue del 11.7%.
- El efecto de la **ΔCRF** fue significativo ($p < 0.001$) el tamaño del efecto fue del 38%, frente al efecto del Tipo de tratamiento LASIK que fue no significativo ($p = 0.405$).
- El efecto de la **$\Delta IOPcc$** fue significativo ($p < 0.001$) el tamaño del efecto fue del 75.1%, frente al efecto del Tipo de tratamiento LASIK el tamaño del efecto fue del 22.8%.

- Si introducimos todas las **variables conjuntamente**, fueron significativas ($p < 0.001$): ΔCH (21.5%), la ΔCRF (57.2%), el ΔIOP_{cc} (93.5%). Y el efecto del resto de variables fue no significativo, incluido el tipo de tratamiento LASIK.

d) Modelo predictivo de la variación presión intraocular tras el LASIK.

Se realizó un análisis de regresión lineal múltiple utilizando el método de pasos sucesivos (criterios: Prob. de F para entrar ≤ 0.050 , Prob. de F para salir ≥ 0.100) para incluir paso a paso las variables significativas en la ecuación.

Las variables incluidas en el último paso fueron: la IOP_{cc} preoperatoria (mmHg), el EE preoperatorio (dioptrías) y la CRF preoperatoria (mmHg).

El modelo con las tres variables significativas incluidas explica un 41.3% de la variabilidad total de la ΔIOP_g (mmHg) ($p < 0.001$), dicho de otro modo, el poder predictivo del modelo fue del 41.3%.

Se cumplieron los supuestos de aplicación del modelo (linealidad, independencia de los términos de error, homocedasticidad, ausencia de multicolinealidad y normalidad).

La ecuación del modelo fue la siguiente:

$$\Delta IOP_g = -5.38 - 0.37 \times EE_{pre} + 0.27 \times IOP_{ccPre} + 0.39 \times CRF_{pre}$$

VII. COMPLICACIONES

Respecto a las complicaciones clínicas, no hay que destacar ninguna de trascendencia durante la realización de este estudio.

No existieron **complicaciones intraoperatorias** (ni debidas al microqueratomo, ni alteraciones epiteliales).

En cuanto a las **complicaciones postoperatorias** no se presentó ningún caso de queratitis bacteriana, ni queratitis lamelar difusa (DLK), ni haze. Hubo 3 pacientes que desarrollaron una queratitis punteada superficial (QPS) leve bilateral durante dos semanas del postoperatorio, por lo que no influye en el resultado del estudio. En el control a los 3 meses ya se habían recuperado tras tratamiento tópico intenso con lágrimas artificiales sin conservantes.

DISCUSIÓN

I. DISCUSIÓN DEL MATERIAL

1. Discusión de la muestra

La muestra elegida para el estudio realizado en esta tesis, fue seleccionada de una manera prospectiva entre los asistentes a la consulta de cirugía refractiva de la unidad de Oftalmología del Hospital Universitario Quirón de Zaragoza. Se eligió dicho lugar por ser un centro con un volumen importante en cuanto al número de cirugías refractivas permitiendo ello una mayor accesibilidad a casos objeto de este estudio.

De los 151 pacientes incluidos analizamos cada ojo como caso independiente, resultando un total de 285 ojos a estudiar. El análisis estadístico fue realizado sobre la base de ojos y no de individuos. Esto se debió a varios motivos. Por un lado, las unidades fundamentales de análisis son específicas para cada ojo en particular. Así mismo, la cirugía fue realizada en el mismo acto quirúrgico con total independencia quirúrgica para cada uno de los ojos del mismo individuo.

Los ojos fueron incluidos entre enero de 2009 y diciembre 2011. El cálculo del tamaño muestral previsto para el estudio fue de 271 ojos, asumiendo un error del 5% y tomando como tamaño poblacional el número de cirugías realizadas en la clínica en los dos años anteriores por el mismo cirujano (920 ojos intervenidos). Podemos afirmar que los 285 ojos incluidos en el estudio constituyen un tamaño muestral final representativo de la población, al cometer un error muestral del 4.8%, inferior al previsto.

Destacar que no se encuentran en la literatura series tan numerosas como la nuestra, en las cuales estudien la biomecánica corneal pre y post LASIK, y que analicen diferentes patrones de ablación: miopía, hipermetropía y astigmatismo. (Tabla 46)

Los ojos incluidos en este estudio se dividieron en grupos, según el tipo de defecto refractivo que presentaban y según el tipo de ablación LASIK que se iba a realizar dependiendo de la fase del estudio en la que estábamos. La razón de esta división fue poder analizar cada ojo como caso individual y describir como se correlacionaban entre sí las características refractivas, topográficas y biomecánicas. Y puesto que la elección del tratamiento es individualizada en cada ojo, el análisis de los resultados y el cambio inducido por la cirugía también debía serlo. A pesar de eso, el hecho de incluir los dos ojos de cada paciente nos podría conducir a cometer un sesgo en los resultados finales, por la posible correlación de las propiedades de los ojos derecho e izquierdo de un mismo individuo¹⁹⁸.

Se consideraron candidatos a la cirugía refractiva los pacientes cuya edad fuera superior a los 20 años, siendo uno de los principales criterios de inclusión la estabilidad del defecto refractivo durante al menos dos años, coincidiendo con las recomendaciones de la mayoría de autores⁵⁰.

Todos los pacientes incluidos en el estudio solicitaron de forma expresa una solución quirúrgica a su problema refractivo firmando el consentimiento informado tras ser sometidos a un estudio oftalmológico completo para evaluar sus condiciones oculares previas a la cirugía.

Los criterios que hemos utilizado para definir la muestra no difieren de los empleados en otros estudios, y son consecuencia de la experiencia adquirida al observar en el tiempo la evolución y complicaciones de la cirugía LASIK.

Basados en los criterios de inclusión y de exclusión, los ojos incluidos en la muestra no presentaron defectos refractivos de gran magnitud (miopía magna o hipermetropía superior a 6 dioptrías) debido a las indicaciones del LASIK para corregir las ametropías, así mismo quedaron excluidos pacientes con valores biomecánicos alterados previamente a la cirugía. En este sentido los resultados obtenidos en este trabajo serán comparables con poblaciones que presenten defectos refractivos de semejante magnitud y características biomecánicas compatibles con la normalidad.

La edad media de la muestra fue 34.41 ± 7.48 años [20.04-54.79 años], lo que coincide con la edad media de la vida (adulto joven, 20-40 años) en la cual la refracción suele ser estable. De los 40 años en adelante, se ha demostrado una tendencia de nuevo hacia la hipermetropía^{3,5}.

Cuando analizamos la distribución de la edad de nuestra muestra según el defecto refractivo, y consecuentemente el procedimiento LASIK al que serán sometidos para corregir dicho defecto, observamos que la media de edad fue superior en los que padecían hipermetropía (hipermetropía simple 37.19 años [27.86-49.45 años] o astigmatismo hipermetrópico compuesto 36.06 años [21.95-49.24 años]), seguidos del astigmatismo miópico compuesto, de la miopía simple y los de menor edad fueron el grupo de

astigmatismo simple. Esta diferencia de edad se explica por: la mayor prevalencia de la hipermetropía en la población a partir de los 40 años, junto con la disfunción visual que conlleva el inicio de la presbicia a esa edad limitando la capacidad de mejorar la visión mediante la acomodación en este grupo, lo que motiva a este grupo de pacientes a someterse a la cirugía.

Se ha estudiado la influencia de la **edad con los cambios de las propiedades biomecánicas corneales**. Con la edad el aumento en el grado de crosslinking del colágeno corneal lleva a un aumento de la rigidez corneal^{70,72}. Simultáneamente y de forma gradual se produce una disminución de prostaglandinas y glucosaminoglicanos de la sustancia fundamental. Sin embargo, no existe una explicación que justifique la disminución que se ha observado con la edad de la CH (-0.24/-0.34mmHg por década) y del CRF (-0.29/-0.31mmHg por década) en los distintos estudios^{199,200,201,202}. Es importante señalar que, dichas relaciones y las diferencias que de ellas extraen se obtienen al estudiar poblaciones de rangos de edad amplios [19-89 años] y comparar individuos jóvenes con los de edades avanzadas (>60 años), algunos estudios están hechos en poblaciones asiáticas y sin descartar o tener en consideración patología ocular (como glaucoma, miopía). Mientras que nuestro trabajo se realizó en un rango de edad reducido, evitando así la influencia que la edad pudiera tener en nuestros análisis.

No se ha demostrado la influencia que **el sexo** pueda tener en las propiedades biomecánicas corneales. Lo que minimiza el error, que se pueda producir en nuestros resultados, derivado de las diferencias encontradas en la distribución del sexo en los grupos.

2. Discusión del topógrafo

El topógrafo utilizado en este estudio fue el Orbscan IIz, con el fin de: analizar la morfología corneal en cada defecto refractivo, descartar patología corneal en la valoración preoperatoria, para estudiar los resultados quirúrgicos y para el seguimiento postoperatorio.

El sistema Orbscan IIz utiliza una doble tecnología: un sistema de reflexión con anillos de Plácido y un sistema con hendidura. El doble sistema nos permite obtener diferentes mapas para el análisis corneal: mapas de curvatura, de elevación de la cara anterior y posterior y mapas paquimétricos.

Además tiene una aplicación que proporciona un mapa comparativo entre las topografías pre y post-quirúrgicas. Este mapa nos muestra la diferencia de elevación de cada punto, de la cara anterior o posterior de la córnea, con respecto a la esfera preoperatoria de referencia. Podemos también valorar el tamaño de la zona óptica, el diagnóstico de astigmatismo irregular postoperatorio, valorar la regresión y la ectasia postoperatoria. Todo esto justifica su utilidad en seguimiento tras cirugía refractiva.

Marsich y Bullimore²⁰³ establecieron que entre la paquimetría óptica, la ultrasónica y el Orbscan, era este último el que presentaba mejor repetitividad en cuanto a la medición del espesor corneal, aunque la repetitividad de las mediciones periféricas era inferior a la de las mediciones centrales. En la misma línea, otros autores han defendido que las mediciones del espesor corneal central son reproducibles con el Orbscan mientras que la paracentrales no lo son

tanto²⁰⁴. Aunque las mediciones obtenidas por diversos métodos de no contacto (Visante optical coherence tomography, Pentacam, Orbscan IIz, slit-lamp OCT (SL-OCT)) se correlacionan bien entre sí, los valores numéricos que ofrecen no coinciden lo que limita el uso de sus resultados de manera intercambiable en la práctica clínica^{205,206}. En este estudio sólo se tuvo en cuenta el espesor corneal central, evitando así las limitaciones del Orbscan en la paquimetría periférica.

También ha sido muy discutida la información de la cara corneal posterior que nos da el Orbscan a través de los mapas de elevación posterior. Inicialmente era el único capaz de aportar esa información, pero con la aparición de nuevos instrumentos, como el Pentacam, capaces de estudiar la cara posterior existen trabajos que comparan las diferentes tecnologías. Los estudios encuentran diferencias estadísticamente significativas entre las elevaciones posteriores de la esfera de mejor ajuste por encima en el Orbscan IIz respecto al Pentacam, a pesar de no haber diferencia en los radios de curvatura de la esfera. Es importante conocer la existencia de estas diferencias a la hora de comparar nuestros resultados de la cara corneal posterior con los que se obtengan mediante otros dispositivos.

3. Discusión del microqueratomo

Uno de los pasos críticos durante la cirugía LASIK es la realización del flap corneal. En las cirugías usamos un microqueratomo mecánico, Zyoptix[®] XP (Bausch & Lomb Company, US).

A los microqueratomos mecánicos se les atribuyen una serie de limitaciones: flaps irregulares o incompletos, flaps de diámetro o profundidad excesiva o inadecuada, flaps descentrados respecto a la pupila, y defectos traumáticos en el epitelio corneal. El grosor del flap puede no ser el deseado y este hecho tomaría importancia a la hora de indicar cirugías en córneas de espesor límite.

El modelo Zyoptix[®] XP supera a los primeros microqueratomos mecánicos, subsanando gran parte de las desventajas que se les atribuyen. Respecto a la variación del grosor del flap, se ha medido mediante ultrasonidos y puede oscilar entre $\pm 14.6\mu$, siendo estas variaciones comparables a las publicadas usando el láser femtosegundo. Además, los defectos epiteliales son infrecuentes pues el nuevo diseño minimiza la compresión del instrumento²⁰⁷.

Se ha desarrollado la tecnología láser de femtosegundo para la disección del flap para evitar los posibles problemas derivados del uso de la cuchilla del microqueratomo. Los flaps creados con láser de femtosegundo parecen ser más reproducibles⁴¹, de un espesor más predecible^{43,44,208}, modifican menos la curvatura corneal⁴⁵ y generan menos aberraciones^{46,47}. Con todo esto hay autores que la consideran una técnica más segura.

Recientemente se ha publicado un meta-análisis que expone los resultados de comparar el LASIK con microqueratomo mecánico y asistido con láser femtosegundo. En el trabajo los autores concluyen que el LASIK asistido con láser femtosegundo no ofrece beneficios

significativos frente al LASIK con microqueratomo en cuanto a seguridad y eficacia, aunque presenta potenciales ventajas sobre la predictibilidad²⁰⁹.

Y coincidiendo con este estudio podemos decir que nuestras cirugías con el microqueratomo Zyoptix[®] XP fueron seguras y eficaces, pues no tuvimos, en toda esta serie de casos, ninguna de las complicaciones con él descritas.

4. Discusión del láser

Desde que se puso en marcha el láser VISX se ha ido perfeccionando la plataforma, con un nuevo hardware, software, nueva iluminación, y dispone de un perfil de haz suave, que fue diseñado para proporcionar mejores resultados refractivos.

El software de multizonas permite ajustar áreas ópticas más pequeñas que a su vez se traduce en un menor consumo de tejido, permitiendo tratar graduaciones más elevadas que en otros equipos sería imposible hacer. Su versatilidad permite tratar hipermetropías hasta de +6.00 dioptrías²¹⁰ y astigmatismo de igual valor, cosa que otros equipos en la actualidad no lo pueden hacer. La plataforma utilizada en el presente estudio no dispone del sistema “eyetracker” ni los tratamientos personalizados (guiados topografía o por frente de ondas) que teóricamente proporcionan mejores agudezas visuales, aunque los resultados al respecto son controvertidos²¹¹.

5. Discusión del estudio biomecánico

La medición de la biomecánica se realizó mediante la tecnología que nos proporciona el Analizador de Respuesta Ocular, ORA (Reichert Ophthalmic Instruments Inc. Depew, NY).

Como cualquier otra técnica requiere una curva de aprendizaje. Para evitar posibles sesgos, por errores en la recogida de datos, todas las exploraciones se realizaron por el mismo explorador. Fue un técnico, experimentado, que ya había realizado la prueba en pacientes previamente, por lo que se descarta la posibilidad de que la curva de aprendizaje tuviera alguna implicación en la recogida de datos del presente trabajo.

El ORA tiene limitaciones tanto en la captación de señales como en el registro de las mismas. Hay una gran variabilidad en las medidas consecutivas obtenidas en un mismo paciente. Muchas veces hay que repetir las medidas hasta obtener señales homogéneas y consistentes. Ello podría estar determinado por la extrema sensibilidad del instrumento frente a un mal posicionamiento de la cabeza del paciente. Consideramos que estos inconvenientes se pueden solventar con la experiencia del explorador obteniendo una buena reproducibilidad de la prueba^{140,212}.

También hay que señalar la gran amplitud de los rangos considerados como normales, no relacionados con una base de datos poblacional, por lo que existen casos en los cuales una sola exploración no sirve de despistaje de patología. Pero en este sentido nuestro estudio puede contribuir a elaborar la base de datos de nuestra población con defectos refractivos para futuros análisis.

Por otro lado, hay aspectos relacionados con los parámetros biomecánicos que nos proporciona el ORA, histéresis corneal (CH) y factor de resistencia corneal (CRF), que merecen la pena analizar.

Glass y cols²¹³ a través de un modelo viscoelástico, comunican las variaciones en la histéresis corneal medida con ORA, al modificar la elasticidad y la viscosidad. Concluyen que una histéresis baja se puede asociar tanto a una elasticidad elevada como disminuida, dependiendo de la viscosidad del tejido. Esto demuestra que la histéresis corneal es un parámetro que da una información limitada del componente biomecánico de la córnea, que hay que analizar en el contexto clínico de la exploración.

Otro parámetro que mide el ORA es el CRF. Lo obtiene de la fórmula: $CRF = P1 - kP2$. Donde P1 es la medida de la PIO en la fase de aumento de la fuerza, P2 es la medida de la PIO durante la fase de disminución de la fuerza y k (también llamado CCF, o factor constante corneal) es una constante obtenida de la relación entre P1, P2 de forma que la relación ΔP se hace independiente del ECC.

Cuando se calcula la histéresis corneal dando a k en vez de un valor de 1, un valor de 0.79, se hace independiente de la PIO, mientras que cuando se le da un valor de 0,68 la asociación entre la histéresis y el ECC es máxima. Esto sugiere que la dependencia del cálculo de la histéresis con la PIO sea debida a la técnica de medida del dispositivo ya que el grado de aplanación que produce el ORA es variable, dependiente de $P1^{200}$. Con lo que el CRF no representa estrictamente la rigidez ocular, sino que representa más bien la histéresis corneal modificada por un coeficiente constante.

Es importante tener en cuenta estas consideraciones, pero a pesar de ellas, actualmente el ORA es el único instrumento que nos permite aproximarnos a las propiedades biomecánicas corneales in vivo y los múltiples estudios que se han realizado con él abalan su utilidad en la práctica clínica. Nuevos instrumentos, como el Corvis® ST, suponen un nuevo camino en la investigación de la biomecánica corneal pero es pronto para analizar su a priori prometedora utilidad.

II. DISCUSIÓN DEL MÉTODO

El **método de anamnesis, exploración preoperatoria, seguimiento y cuidados postoperatorios** se ajusta a las recomendaciones de la cirugía LASIK⁵⁰.

La **elección del patrón de ablación** se realizó atendiendo a las exploraciones preoperatorias y a los nomogramas adaptados según la experiencia y resultados obtenidos con el equipo por el cirujano.

La **exploración postoperatoria** se realizó a partir de los tres meses tras la cirugía, y es que son múltiples los estudios que avalan la estabilidad a partir de ese momento. Chen y cols²¹⁴, observan un descenso de las propiedades biomecánicas al día, a los 3 días, a los 10 días y al mes de la cirugía. Los mayores cambios en los parámetros biomecánicos ocurren en la primera semana después de la cirugía. Es a los tres meses cuando se estabilizan y recuperan parcialmente dichas propiedades, sin alcanzar los valores preoperatorios pues ya se ha demostrado, en estudios a largo plazo, que los cambios inducidos por la cirugía son irreversibles^{109,148,182,215}.

Para el cálculo del **Índice estromal residual** usamos el valor preoperatorio de ECC obtenido mediante el Orbscan IIz, las micras de ablación que nos proporciona el láser al programar la cirugía y el espesor del flap concordante con las micras que nos marcaba el cabezal empleado (cabezal de 120 μ o de 140 μ). Es sabido que puede existir una variación del espesor real del flap, medido con ultrasonidos mediante paquimetría intraquirúrgica, respecto a lo previsto según el tipo de microqueratomo utilizado y la calibración del mismo. Al microqueratomo Zyoptix XP se le atribuye una oscilación máxima entre ± 14.6 y $\pm 15 \mu$ ²⁰⁷.

En aras de una mayor precisión utilizamos en los análisis el IER corregido. Dado que las micras de ablación según el tipo de tratamiento no se abstraerán únicamente de la zona central de la córnea, el verdadero IER central no se ajustaría al calculado según la fórmula anterior, en los tratamientos hipermetrópicos y CAP (Tabla 17). Por este motivo se calculó el IER corregido ($IER_c = (ECC \text{ preoperatorio} - \Delta ECC - \text{grosor del flap}) / ECC \text{ preoperatorio}$), que se corresponderá más al IER central, pues tiene en cuenta el adelgazamiento central de la córnea a través del ΔECC y no el descenso global de micras tras el tratamiento.

El cálculo del IER_c aporta una mayor precisión, y no se considera en los estudios publicados, que se limitan a determinar el IER, o su complementario la profundidad de ablación, a partir de las micras de ablación previstas^{181,183}. Esto es debido a que analizan únicamente ablaciones miópicas, y en este tipo de tratamiento, como hemos referido, el valor del IER y el IER_c son coincidentes.

Respecto al **análisis de la presión intraocular**, todas las mediciones pre y postoperatorias fueron realizadas en horario vespertino (16 a 20 horas) para intentar minimizar el efecto del cambio circadiano de la presión intraocular como posible factor de confusión. En el presente estudio no consideramos necesaria la medición de la presión intraocular mediante tonometría de aplanación Goldmann, pues como ya ha sido demostrado en trabajos previos sus mediciones son equivalentes a la IOPg proporcionada por el ORA en pacientes cuya paquimetría corneal no presente valores extremos²¹⁶. Y porque el ORA aporta un mejor control tensional postoperatorio evitando la agresión sobre la superficie corneal²¹⁷ y errores en la medición de la presión (como en casos de líquido en la interfase)^{186,187,188,189}, que se pudieran ocasionar mediante la exploración con la tonometría de aplanación Goldmann.

III. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

1. Características refractivas, topográficas y biomecánicas según defecto refractivo

• Características refractivas y topográficas

Desde el punto de vista óptico las principales causas de los defectos refractivos pueden ser la longitud axial (por el tamaño del eje antero-posterior del ojo), la curvatura corneal o el índice de refracción, siendo las dos primeras las principales causantes de las ametropías en personas jóvenes, como es el caso de nuestra muestra.

En el presente estudio incluimos la determinación de una serie de valores que contribuyen a la caracterización óptima y detallada de los distintos defectos refractivos como son la profundidad de la cámara anterior (PCA, distancia desde el lado endotelial de la córnea a la cara anterior del cristalino) y un conjunto de valores queratométricos que incluyen la determinación del meridiano más curvo (K2) y más plano (K1) de la córnea, así como la BSF de la cara anterior (KA) y posterior (KP) de la córnea.

Las diferencias encontradas en el presente estudio en los valores de K1, K2, KA, KP y profundidad de cámara anterior (PCA) entre los grupos según defecto refractivo justifican y coinciden con las características propias descritas para cada ametropía^{1,218}.

El análisis de resultados respecto a la profundidad de cámara anterior muestra que la **PCA** presentó valores de mayor magnitud en los ojos miopes y con astigmatismo miópico compuesto respecto a los ojos con astigmatismo simple, los hipermétropes y con astigmatismo hipermetrópico compuesto, que presentaron valores medios en orden decreciente. Sin embargo, **no se encontró correlación entre la magnitud de los valores de PCA** y las variables biomecánicas estudiadas en dichos defectos refractivos.

Los **valores queratométricos** (K1, K2), así como de las BSF (KA, KP), fueron superiores en los miopes respecto a los hipermétropes. Las diferencias entre los meridianos K1 y K2 originaron el astigmatismo en los grupos de astigmatismo simple, astigmatismos miópico e hipermetrópico compuestos (Gráfica 10).

Otro parámetro importante en la arquitectura corneal es el **espesor corneal**, estudiado a través del parámetro mínimo espesor corneal central (ECC) que nos proporciona el Orbscan IIz. No se encontraron diferencias en los valores medios del ECC en los distintos defectos refractivos (Gráfica 9) ni relación con otros parámetros refractivos o topográficos. Nuestros resultados coinciden con los expuestos por Gros-Otero y cols²¹⁹, que estudian el ECC en población sana española, obteniendo valores de $548.21 \pm 30.7\mu\text{m}$, sin encontrar relación con la edad, el sexo, la longitud axial ni la refracción. Es importante destacar este punto, pues diferencias significativas en los valores de ECC podrían ser un factor de confusión en los resultados obtenidos de las características biomecánicas en los diferentes grupos.

• Características biomecánicas y de presión intraocular

Cuando analizamos las **propiedades biomecánicas** (CH y CRF) y **la presión intraocular** (IOPcc e IOPg) medidos mediante el ORA no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos estudiados según el defecto refractivo (Gráfica 13).

Han sido muchos los estudios que han investigado la relación de la curvatura corneal, la longitud axial, el equivalente esférico y la miopía con las medidas que nos proporciona el ORA²⁰¹. Sin embargo, en sus análisis no se incluyen simultáneamente todos estos parámetros, ni descartan de manera expresa la existencia de patologías concomitantes (queratocono, distrofias corneales o glaucoma) que pudieran modificar la biomecánica corneal (Tabla 43).

Mientras que en nuestro trabajo los casos incluidos fueron sometidos a un examen exhaustivo que caracterizó topográfica y biomecánicamente todos los ojos, y a su vez descartó cualquier otra patología asociada al defecto refractivo.

Se han descrito valores más bajos de CH en **miopías altas** (8.26 ± 2.04 mmHg²²⁰, 10.0 ± 1.2 mmHg¹⁹⁸, 10.05 ± 1.66 mmHg²²¹) en comparación con grupos emétopes o de miopías de menor grado. Altan y cols²²² encuentran una correlación negativa de la CH y el CRF con la **longitud axial**, siendo los valores de CH y CRF significativamente menores en el grupo una longitud axial >26 mm. Lo que coincide con los resultados de Song y cols²²³, que encuentran una correlación negativa entre CH y longitud axial, con diferencias significativas de CH (10.3 ± 1.7 mmHg) cuando la longitud axial es >25.5 mm, frente a CH de 11.3 ± 1.7 mmHg en ojos con longitud axial <22.5 mm. Sin embargo, Lim y cols²²⁴ estudian una población joven de miopes (entre 12 y 15 años), encontrando valores de CH y CRF mayores que en la población adulta, sin encontrar asociación entre estos parámetros y el error refractivo o la longitud axial de los ojos, pero en estas edades tempranas la progresión de la miopía no se puede predecir, y el defecto dióptrico y longitud axial final pueden modificar estas relaciones.

En el trabajo de Song y cols²²³, no encontraban asociación entre CH y el **equivalente esférico**, y enfatizaban sobre la importancia de los valores altos de longitud axial, por relacionarse con los efectos de la miopía patológica como desprendimiento de retina y glaucoma.

Kamiya²⁰² y colaboradores tampoco hallaron correlaciones significativas de la CH y el CRF con la **curvatura corneal y el equivalente esférico** en una población sana con un equivalente esférico -2.25 ± 2.89 dioptrías y en un rango de $[-9.13$ a 3.88 dioptrías]. De igual modo que Radhkrishnan²²⁵ no encontraba correlación entre la CH y equivalente esférico, aunque sí una débil pero significativa correlación entre el CRF y el equivalente esférico, en una población de 117 pacientes entre 18 y 65 años de edad con un equivalente esférico -9 a $+3$ dioptrías.

Pero cuando nos fijamos en estudios basados en poblaciones similares a la de nuestro estudio en: raza, rangos de edad y rangos de equivalente esférico, los resultados coinciden con los nuestro^{198,225}. Es decir, **no encontramos correlaciones significativas entre la CH y el CRF, ni con los valores queratométricos (curvatura corneal), ni con la PCA ni con el EE.**

Con todo lo expuesto se podría decir que las propiedades biomecánicas corneales (CH y CRF) no difieren en la población con ametropías de la que no las padece, siempre y cuando dichos ojos no presenten características biométricas extremas (longitud axial, valores queratométricos) que habitualmente conllevan asociada otra patología oftálmica.

Es interesante señalar que no existen unos valores de referencia de la CH y el CRF que indiquen normalidad, y que los rangos que se le atribuyen al grupo control (libre de patología) que aparecen reflejados en los distintos estudios varían según el origen (raza, edad, screening de patología) de la población analizada, lo que supone una limitación a la hora de comparar resultados entre ellos.

En relación a la medida de la **presión intraocular** que nos proporciona el ORA, IOPg e IOPcc, en una población con defectos refractivos podemos decir que **no hubo diferencias estadísticamente significativas entre los grupos** y todas las mediciones estaban por debajo de 21 mmHg, así pues quedaban excluidos del estudio casos de hipertensión ocular. Además, **no encontramos correlaciones significativas entre la IOPg y la IOPcc, ni con los valores queratométricos (curvatura corneal), ni con la PCA ni con el EE.**

Tabla 43. Características de las muestras y variables incluidas en las publicaciones que analizan las características biomecánicas y su correlación con los defectos refractivos.

Publicación	N	Edad	Raza/ Origen	EE	Otros	CONCLUSIONES
Shen ²²⁰ 2008	45 Alta miopía 90 Control	11-63 12-65	Chinos	<-9 0/-3	ECC	CH alta miopía < control CRF alta miopía ≠ control CH Corr con EE en muestra CRF No Corr con edad, ni EE ECC Corr CH y CRF
Song ²²³ 2008	1233	14.7±0.8	Chinos	-2.2±1.6	LA ECC	CH y CRF No Corr EE CH y CRF Corr LA
Lim ²²⁴ 2008	271	12-15	Chinos Malay Indios Otros	-2.4±2.5	LA K ECC	CH y CRF No Corr edad, sexo, raza CH y CRF No Corr EE, LA Córneas planas < CH y CRF ECC No Corr edad, sexo, grado miopía. Corr ECC con raza
Kamiya ²⁰² 2008	86	19-68	Japón	3.88/- 9.13	K ECC	CH No Corr edad, sexo, EE, K CH Corr ECC y PIO
Jiang ²²¹ 2011	172	11-65	Chinos	1.5/-29	ECC	CH alta miopía < emétrope/miopía leve
Plakisti ¹⁹⁸ 2011	95	19-48	Caucásica	0.25/-14	-	< CH miopes altos (<-6) 0.13mmHg por D CRF no corr con EE
Altan ²²² 2012	165	43±15.6	Turcos	+	LA K	< CH y CRFsi LA>26mm CH y CRF Corr con EE y LA CH Corr - con edad
Radhakrishnan ²²⁵ 2012	117	18-65	Reino Unido	3/-9	-	CH No Corr DR CRF débil Corr con DR

EE = equivalente esférico; LA = longitud axial; K = queratometría; ECC = espesor corneal central; DR= defecto refractivo; Corr = correlación

2. Correlaciones entre las propiedades biomecánicas corneales y las características refractivas y topográficas

Cuando analizamos globalmente la posible influencia las características refractivas y topográficas sobre las propiedades biomecánicas corneales (sin tener en cuenta los grupos de defecto refractivo) obtuvimos los siguientes resultados:

- No se encontraron correlaciones significativas de las características biomecánicas con los valores del equivalente esférico ni las medidas de K1, K2, KA, KP ni de la PCA.

- En cambio existió una correlación media directa del ECC con las propiedades biomecánicas (CH y CRF) y media-baja con la IOPg.

Si desglosamos estos resultados y los comparamos con lo hasta ahora publicado, destacan los aspectos que analizamos a continuación.

- **Espesor corneal y propiedades biomecánicas (CH y CRF).**

Múltiples estudios en poblaciones sanas presentan **correlaciones significativas y positivas entre el espesor corneal y la CH y el CRF** coincidiendo con nuestros resultados ($R=0.417$ y $R=0.517$ respectivamente) (Tabla 44). En todos ellos la correlación entre el CRF y el ECC es más fuerte que la existente entre la CH y el ECC, lo que sugiere que el ECC tiene un papel importante en las propiedades viscoelásticas de la córnea¹³².

Tabla 44. Correlaciones entre el espesor corneal y los parámetros biomecánicos (histéresis corneal y factor de resistencia corneal) en la literatura científica. (CC=coeficiente de correlación)

Publicación	N	Población	CC CH	CC CRF
Luce ⁷⁴ 2005	339	normales	0.12	-
Shah ¹³⁰ 2006	207	normales	0.43	0.47
Medeiros ¹³¹ 2006	153	normales	-	0.44
Shah ⁷⁶ 2007	207	normales	0.42	-
Shen ²²⁰ 2008	45 90	Miopes Control	0.64 0.67	0.64 0.77
Chen ¹⁸¹ 2008	43	miopes	0.37	0.39
Kamiya ²⁰² 2008	43	normales	0.56	0.70
Toboul ¹³² 2008	122	normales	0.35	0.65
Del Buey ⁷⁷ 2009	12	normales	0.56	0.92
Franco ⁹⁴ 2009	63	normales	0.50	0.61
Chen ²¹⁴ 2010	60	miopes	0.34	0.66
Lau ²²⁹ 2011	99	normales	0.20	0.27
Sedaghat ²²⁶ 2012	500	normales	0.38	0.52
Lavilla 2013	285	Miopía Hipermetropía Astigmatismo	0.42	0.52

Este principio se cumple en el caso de córneas sanas (como es el caso de las incluidas en nuestro estudio). En cambio, ha sido documentado como la relación entre el ECC y las propiedades biomecánicas (CH y CRF) es distinta en la distrofia endotelial de Fuchs^{74,77} y otras situaciones en las cuales aumenta el espesor corneal a expensas de una mayor hidratación o edema corneal^{227,228}

Como exponen Medeiros y cols¹³¹, el CRF no es sólo una medida de las propiedades de la córnea como material, sino que es un índice que agrupa los efectos del ECC, de la forma (curvatura) y de las propiedades materiales del tejido corneal (la hidratación corneal y su control por el endotelio, la densidad y entrecruzamiento de las fibras de colágeno)^{165,229}.

- **Presión intraocular y espesor corneal.**

Si nos fijamos en las medidas de la presión intraocular que nos proporciona el ORA y sus relaciones con otros parámetros, encontramos que **la IOPcc no se correlacionó con el ECC**, mientras que **la correlación de la IOPg con el ECC fue significativa**, positiva, media-baja ($R=0.345$) (Tabla 45).

Medeiros y cols¹³¹ encontraron igualmente que la IOPcc no estaba influida por las propiedades corneales (ECC, curvatura corneal), ni por la longitud axial, cosa que no ocurría con la presión intraocular medida mediante tonometría de aplanación Goldmann (TAG). Franco y cols⁹⁴ se limitaron a estudiar la presión intraocular con el ORA y tampoco encontraban relación entre la IOPcc con el ECC y/o el radio de curvatura corneal.

El hecho de que no se encuentre una relación entre la IOPcc y el ECC, como ya se ha observado en diversos estudios^{94,131,229,230} es consistente con la afirmación de Luce⁷⁴, que define la IOPcc como una estimación de la presión intraocular reduciendo la dependencia de la córnea. Mientras que la presión intraocular medida mediante tonometría de aplanación Goldmann y su equivalente IOPg medida mediante el ORA, sí están influidas por el espesor corneal^{84,85,86,87,88}.

Lo que hace útil el ORA como tonómetro en casos de patología corneal con valores de ECC aumentados⁷⁷ o disminuidos⁷⁶ a causa de la enfermedad o tras cirugía ocular.

Tabla 45. Correlaciones entre ECC y la presión intraocular en la literatura científica. (CC=coeficiente de correlación)

Publicación	N	Población	CC IOPcc	CC IOPg	CC PIO-TAG
Medeiros ¹³¹ 2006	153	normales	No sig	-	0.842
Toboul ¹³² 2008	122	normales	0.26	0.53	0.46
Franco ⁹⁴ 2009	63	normales	No sig	Sig	-
Lau ²²⁹ 2011	99	normales	No sig	0.33	0.19
Lavilla 2013	285	Miopía Hipermetropía Astigmatismo	No sig	0.345	-

- **Presión intraocular y curvatura corneal.**

Múltiples autores han sugerido que la **curvatura corneal** influye en la medición de la presión intraocular cuando se utiliza la tonometría por aplanación⁸⁴ o tonometría de contorno dinámico, mientras que esta relación no se puede establecer cuando utilizamos tonómetros de no contacto⁹⁴. Nuestros resultados concuerdan con lo expuesto, ya que no encontramos correlaciones significativas entre los valores queratométricos y la presión intraocular que nos proporciona el ORA, IOPg e IOPcc. Lo que hace útil el ORA como tonómetro en casos de córneas con valores de queratométricos extremos a causa de patología corneal o tras cirugía ocular.

- **Presión intraocular y propiedades biomecánicas (CH y CRF).**

Cuando analizamos las correlaciones entre las medidas de presión intraocular y las propiedades biomecánicas (CH y CRF), encontramos una **correlación significativa media e inversa entre la IOPcc y la CH** ($R = -0.445$). Franco y cols⁹⁴, obtenían una correlación igualmente significativa e inversa ($R = -0.383$) entre estas variables. Estos resultados se explican de la siguiente manera. Cuanto mayor es la tensión que la presión intraocular ejerce sobre la córnea, más rápida recuperará su posición original después de la deformación (menor CH). Por lo tanto, la presión intraocular representa una fuerza adicional que restaura la córnea a su posición original^{202,229}. Por el contrario el CRF no se correlacionó con la IOPcc, lo que sugiere que la medida de la IOPcc no está tan influida por la resistencia mecánica total de la córnea.

El **CRF se correlacionó de manera media-alta y directa con la IOPg** ($R = 0.635$), lo que indica que los ojos con córneas sanas y mayores valores de presión intraocular ofrecen mayor resistencia contra la deformación de la córnea, como aparece en la literatura^{131,132,229}. Y además también podríamos decir que aquellas córneas más resistentes, es decir, que ofrecen más oposición a aplanamiento (como ocurre en córneas sanas y gruesas), nos conducen a una sobreestimación de la presión de aplanación Goldmann en tales ojos^{98,99,100} y su equivalente IOPg²²⁹. El CRF fue desarrollado para correlacionarse fuertemente con ECC, como también se observó en el presente estudio, y como explicábamos anteriormente, es un índice que agrupa los efectos del ECC y de las propiedades materiales del tejido corneal.

3. Efecto de la cirugía LASIK sobre las características topográficas

Los cambios que encontramos en las características topográficas se corresponden con los esperados en cada procedimiento para conseguir el efecto terapéutico deseado (Tabla 34). Para alcanzar este fin el volumen y la localización del tejido substraído fueron distintos en cada tipo de tratamiento. Y esto quedó demostrado por las diferencias que se extraen a partir del análisis de las micras de ablación por cada dioptría corregida de equivalente esférico y el cambio de ECC por cada dioptría corregida de equivalente esférico (Gráfica 22).

De esta manera en la cirugía para la **corrección de la miopía** se realizó una ablación sustractiva estromal en la zona central, disminuyendo la queratometría central ($\Delta K1=2.9\pm 1.59$ dioptrías, $\Delta K2=2.89\pm 1.53$ dioptrías), BFS de la cara anterior ($\Delta KA=0.82\pm 0.99$ dioptrías), y el espesor corneal central ($\Delta ECC=50.97\pm 30.99$ micras), para obtener una imagen enfocada en la retina. Este tratamiento presentó el menor consumo de micras por dioptría corregida ($MA/D=16.44\pm 3.23$ micras) y generando mayor cambio en el ECC ($\Delta ECC/D=14.44\pm 6.89$ micras). Además de lo descrito, se encontró un aumento de la BSF de la cara posterior ($\Delta KP=-0.25\pm 0.58$ mm) y un descenso de la profundidad de la cámara anterior ($\Delta PCA=0.03\pm 0.07$ mm).

De todo lo descrito el cambio más controvertido es el referente a la curvatura de la cara posterior, pues este aumento de curvatura posterior que se constata con el Orbscan, no es evidente con todos los topógrafos^{231,232}. Respecto al descenso de la profundidad de la cámara anterior, son muchos los estudios que han evaluado los cambios de dicha medida después del LASIK^{232,233}. Algunos encuentran un descenso significativo y otros no constatan cambios²³⁴. Estos dos hechos, aumento de la curvatura posterior y descenso de la PCA, resultan a priori incompatibles si no se produce ningún cambio de la posición del cristalino. Nishimura y cols²³³ identifican el descenso de la PCA en pacientes jóvenes (<40 años) y no en los de mayor edad, por lo que sugieren como causas implicadas en este fenómeno, el efecto de la acomodación y la respuesta biomecánica corneal a la cirugía LASIK con la edad.

En el caso de una cirugía para **corregir la hipermetropía**, la ablación se realiza respetando una zona central de la córnea mientras se retira tejido en la zona periférica. Lo que explica que el cambio del espesor corneal central no fuese significativo. El consumo de micras por dioptría de EE corregida fue superior al del tratamiento miópico (MA/D=22.41±18.07micras), sin generar un cambio en el ECC (Δ ECC/D=1.2±17.06micras). Además, con esta ablación se genera un menisco ligeramente convergente en la zona central, de mayor curvatura (Δ K1=-1.62±1.47dioptrías, Δ K2=-1.67.89±1.55dioptrías) que aporta la potencia necesaria para que la imagen se forme en el plano retiniano sin ayuda de la acomodación. En este grupo los cambios en la BSF de la cara posterior y de la profundidad de la cámara anterior no fueron significativos.

Para **la ablación del astigmatismo**, habría que tener en cuenta el tipo de astigmatismo, ya sea hipermetrópico (compuesto o simple), miópico (compuesto o simple) o mixto. El perfil resultante diferirá si la ablación se realiza con cilindro positivo o negativo. En definitiva, este tipo de ablaciones persiguen homogeneizar la curvatura de ambos meridianos otorgando un valor más esférico a la córnea y tratar el defecto esférico residual. Así pues, se produjo un cambio significativo en el meridiano más curvo y en la BSF de la cara anterior consecuencia de tratar el equivalente esférico residual ($\Delta K1=2.0\pm 1.59$ dioptrías, $\Delta KA=0.3\pm 0.99$ dioptrías). En este grupo los cambios en el meridiano más plano, en la BSF de la cara posterior y de la profundidad de la cámara anterior no fueron significativos. El tratamiento CAP es el que consumió más micras y disminuyó más el ECC por cada dioptría de EE corregida ($MA/D=32.88\pm 42.15$, $\Delta ECC/D=25.87\pm 38.21$).

4. Efecto de la cirugía LASIK sobre las propiedades biomecánicas

La cirugía LASIK ocasiona un debilitamiento de la córnea, y esto se ha objetivado con un descenso significativo de la CH y del CRF tras la cirugía (Tabla 37 y Tabla 38), coincidiendo nuestros resultados con otros estudios. Se ha demostrado que el descenso del CRF ($\Delta CRF= 1.98\text{mmHg}$) es mayor que el de la CH ($\Delta CH=1.01\text{mmHg}$), lo que sugiere que las propiedades viscosas de la córnea se modifican menos que las elásticas (resistencia elástica)

tras un procedimiento LASIK cuando se practica sobre córneas sanas como las incluidas en nuestro estudio^{94,109,148} (Tabla 46). Es importante señalar este hecho, pues quedaron excluidos aquellos pacientes con valores biomecánicos alterados (CH y CRF bajos) y curvas atípicas que pudieran indicar patología corneal subclínica, y que previsiblemente habrían tenido un comportamiento biomecánico diferente.

Tabla 46. Cambio de las propiedades biomecánicas corneales (CH y CRF) en los diferentes estudios.

Publicación		Población (ojos)	Δ CH	Δ CRF
Pepose ¹⁰⁹ 2007	LASIK	Miopía = 66	1.7 ± 1.5	2.8±1.5
Chen ¹⁸¹ 2008	LASIK	Miopía = 43	2.0 ± 1.0	3.2±1.1
Hamilton ¹⁸⁵ 2008	LASIK	Miopía = 32	2.2 ± 1.1	3.5±1.3
Kirwan ¹⁸² 2008	LASIK	Miopía = 63	1.9 ± 1.2	-
Qazi ¹⁸³ 2009	LASIK	Miopía = 14	1.7 ± 1.4	3.1 ± 1.7
Medeiros ²³⁷ 2010	LASIK	Miopes = 13	2.4 ± 1.7	3.2 ± 1.6
		Hipermétropes = 11	0.7 ± 0.7	0.6 ± 1.1 (p>0.05)
Lavilla 2013	LASIK	Miopía = 182	1.39 ± 0.96	2.38 ± 1.22
		Hipermetropía = 42	0.29 ± 1 (p>0.05)	0.83 ± 0.91
		CAP = 61	0.81 ± 0.81	1.61 ± 0.88

Se buscó una relación entre los parámetros quirúrgicos que justificase los cambios encontrados de las características biomecánicas con el tratamiento LASIK. Encontrando que, el

descenso de la CH y del CRF se explica por: las micras de ablación estimadas por el láser, el cambio en el ECC, el cambio del EE en valor absoluto y por el IERc, pero también hay que tener en cuenta el tipo de tratamiento aplicado para valorar la magnitud del cambio biomecánico.

De manera que nuestros resultados concuerdan con lo ya publicado, pues se ha demostrado que los cambios en la CH y CRF se correlacionan de manera directa con la profundidad de ablación^{181,182,185} (parámetro complementario del IERc), la cantidad de defecto corregido^{184, 185} (la magnitud en dioptrías) e inversa con el espesor corneal postoperatorio^{182,183}. Nuestro trabajo incluye un análisis más completo de los cambios biomecánicos con la cirugía LASIK, pues en los estudios publicados no se consideran todos estos parámetros conjuntamente ni se tienen en cuenta los distintos patrones de ablación.

De estos resultados se puede extraer que, **el adelgazamiento de la córnea** (Δ ECC) originado por la ablación contribuye, al menos parcialmente, al debilitamiento de la córnea. Pero el cambio biomecánico no se explica únicamente por el descenso del ECC. Se ha demostrado que la **creación del flap** por sí misma induce una reducción de la rigidez corneal²³⁵ y de los valores de la CH^{214,236} y el CRF²³⁶, por este motivo el LASIK (junto con el hecho de que la ablación se realiza a mayor profundidad) ocasiona mayor descenso de las propiedades biomecánicas que los tratamientos de superficie^{184,185}.

Son varios los autores que defienden que desde el punto de vista biomecánico en una córnea operada de cirugía LASIK, el espesor corneal útil es el del **lecho estromal residual**, pues el espesor del colgajo no es importante a la hora de mantener la estructura corneal^{172,177}. Y en cierto modo, esto se evidencia por la relación que encontramos entre el IERc (que engloba el cambio de ECC y la creación del flap) y el descenso de la CH y del CRF, que indica un mayor debilitamiento corneal cuanto menor es el lecho estromal residual.

En la mayoría de las publicaciones no se analiza el **patrón de ablación empleado**, pues estudian únicamente tratamientos para corregir la miopía. Analizar los cambios que generan en la biomecánica corneal las distintas modalidades de tratamiento, para corregir los diferentes defectos refractivos, supone la aportación fundamental del presente estudio.

Preoperatoriamente no existieron diferencias estadísticamente significativas en las características biomecánicas y la presión intraocular, en los distintos grupos de tratamiento (Tabla 15). Sin embargo, los valores postoperatorios de CH y CRF fueron significativamente superiores en los ojos tras el tratamiento hipermetrópico respecto al tratamiento CAP y miópico, sin alcanzar en ninguno de los casos valores postoperatorios patológicos.

Cuando comparamos los cambios de las propiedades biomecánicas según el tipo de ablación aplicada, existió un descenso en la CH y el CRF, que fue mayor de manera significativa en el tratamiento miópico respecto al tratamiento CAP, y significativamente superior en estos dos frente al tratamiento hipermetrópico.

En el único estudio en el cual se compara el LASIK miópico e hipermetrópico, Medeiros y cols²³⁷, también encuentran que el descenso de CH y CRF fue menor en el grupo de tratamiento hipermetrópico. Aunque este estudio presenta limitaciones, pues se trata de una muestra pequeña (11 ojos), el estudio postoperatorio se realiza a la semana de la cirugía (cuando todavía no se han estabilizado y recuperado parcialmente las propiedades biomecánicas), y el equivalente esférico medio corregido fue de menor magnitud que en nuestro trabajo (2.6 ± 1.5 dioptrías).

En nuestro estudio, el grupo de la ablación miópica superó a los tratamientos hipermetrópico y CAP en: las micras de ablación estimadas por el láser, el cambio en el ECC, el cambio del EE en valor absoluto (Tabla 35). Lo que justifica, en parte por las correlaciones obtenidas (Tabla 39), el mayor descenso en la CH y el CRF en este grupo. Sin embargo, las micras de ablación por dioptría de EE corregida (MA/D) y la variación de ECC por dioptría de EE corregida (Δ ECC/D), no se comportan del mismo modo, siendo el grupo del tratamiento miópico el que menor consumo de micras precisa y el que mayor cambio del ECC genera por dioptría corregida.

Lo que apoya nuestra hipótesis de que los cambios biomecánicos generados por la cirugía LASIK dependen del patrón de ablación empleado, es decir, de la localización topográfica del tratamiento y no sólo de la magnitud del defecto corregido.

Para verificar esto se analizaron los cambios de las propiedades biomecánicas (ΔCH , ΔCRF) incluyendo el tipo de tratamiento como variable independiente. Encontramos que tiene un efecto significativo, comprendido entre el 5 y el 9%, sobre la magnitud del cambio. De manera que para conocer la ΔCH que induce la cirugía LASIK es importante tener en cuenta las micras de ablación y así como el tipo de tratamiento. Y en el caso de la ΔCRF son importantes el IERc, las micras de ablación y el tipo de tratamiento.

Así pues el cambio biomecánico está relacionado con el defecto refractivo tratado. Por este motivo se realizó un análisis de regresión lineal múltiple en cada tipo de tratamiento LASIK para conocer que variables explicaban el cambio de la CH y CRF en cada uno de ellos. En el caso de las **ablaciones hipermetrópicas**, el comportamiento biomecánico es significativamente distinto a las otras ablaciones ($\Delta CH=0.29\pm 1$, $p>0.05$; $\Delta CRF=0.83\pm 0.91$, $p<0.05$). De nuestros resultados se extrae que lo más importante a la hora de estimar el cambio con la cirugía tras una ablación hipermetrópica, son las características biomecánicas preoperatorias y no tanto la magnitud del defecto.

Son varios los motivos que pueden originar estas diferencias en los cambios biomecánicos entre las distintas ablaciones.

1. La localización de la ablación en cada protocolo.

- La eficiencia de la ablación según su ubicación.

Así como indican Medeiros y cols²³⁷, el ángulo de incidencia del láser aumenta del ápex hacia la periferia de la córnea, y como consecuencia, la energía por unidad de superficie corneal disminuye, disminuyendo la eficiencia ablativa y la profundidad de ablación en una ablación hipermetrópica, y en consecuencia este tratamiento induce menor cambio biomecánico.

- La relación entre la profundidad y el volumen ablación con la ubicación del procedimiento.

La substracción de volúmenes similares puede producir distintos cambios según la ubicación. En el tratamiento hipermetrópico la profundidad de ablación máxima se produce en el límite externo de la zona óptica (6-9mm), mientras que en la miopía ocurre en el centro de la zona de tratamiento.

Gatinel y cols²³⁸ refieren que el volumen de ablación por dioptría de corrección en la hipermetropía, en ausencia de una zona de transición, es muy similar al de la miopía. De manera que, aunque corriamos el mismo número de dioptrías, substrayendo el mismo número de micras, la profundidad de ablación y en consecuencia, el cambio del espesor corneal dependerá de la región de la córnea donde realicemos el procedimiento. Lo que condiciona un cambio biomecánico diferente.

Nuestros resultados coinciden con esta afirmación pues la micras de ablación por dioptría de EE corregida entre el tratamiento hipermetrópico y miópico, no mostraron diferencias estadísticamente significativas, sin embargo el cambio del ECC y el IERc, sí lo fueron. Debido a las características de la córnea, que es más delgada en el centro (0.52 mm de promedio) que en la periferia (0.65 mm), un tratamiento miópico deja un menor lecho estromal residual que un tratamiento hipermetrópico a igualdad de volumen sustraído, con la importancia biomecánica que esto implica.

- Cambios del tejido circundante a la ablación.

En la cirugía refractiva corneal, no sólo cambia la porción de la córnea tratada, sino que también se modifica el resto del tejido^{164,167}. Roberts explica que cuando se produce una ablación central, las fibrillas de colágeno, que van del limbo a limbo, se relajan hacia la periferia (Ilustración 22). La magnitud de engrosamiento de la córnea periférica es menor en los ojos hipermétropes. En la ablación hipermetrópica, a nivel de media-periferia corneal, deja menor número de fibras periféricas, lo que puede originar menor cambio biomecánico en la córnea periférica restante, a pesar de que el volumen de tejido extraído en la periferia media sea mayor que el eliminado en el centro en un tratamiento miope.

2. Mecanismo de medición del ORA.

El ORA utiliza un chorro de aire para deformar la córnea en un área circular de 3 mm de diámetro y el sistema electro-óptico registra la deformación en ese área. De manera que podría aportarnos

una exploración más eficaz de los cambios corneales centrales (los que ocurren en el tratamiento miópico) que los paracentrales o periféricos (de los tratamientos CAP e hipermetrópico). Para generar el colgajo corneal usamos en todos los tratamientos un diámetro de 8.5 o 9.5 mm, sin embargo, la profundidad máxima de ablación cambia en cada protocolo de tratamiento sobrepasando los 3 mm centrales en el tratamiento hipermetrópico y en el tratamiento CAP.

De estos resultados se deduce que será esencial a la hora de programar una cirugía conocer los valores preoperatorios de CH y CRF, sobre todo en pacientes que precisen correcciones de un defecto refractivo alto (especialmente en ablaciones miópicas y de tipo CAP), al ser en estos casos en los cuales las características biomecánicas van a disminuir más tras la cirugía LASIK, y así podremos para prevenir un debilitamiento biomecánico excesivo que pudiera generar un daño corneal iatrogénico.

Dupps²³⁹ propone un modelo biomecánico para el origen de ectasia corneal tras la cirugía refractiva, destacando la importancia de la resistencia preoperatoria de la córnea. El aplanamiento central que se produce en respuesta a la ablación, va acompañado de una contracción de las láminas periféricas que aumenta el espesor a este nivel. El engrosamiento periférico es menor en la ablación hipermetrópica, ya que este tratamiento deja un menor número de fibrillas de colágeno periféricas. Si se sobrepasa una determinada profundidad en el estroma central con la ablación, los cambios periféricos pueden no ser suficientes para mantener la estabilidad

corneal y se puede producir un re-incurvamiento de la zona central. Incluso, en una córnea con una resistencia patológicamente baja preoperatoriamente, estos mecanismos de compensación podrían no mantener el aplanamiento central y llegar a desarrollar una ectasia tras la cirugía.

El ORA con la medición de la CH y el CRF, en la actualidad es el único instrumento que nos permite medir esa resistencia corneal in vivo, lo que nos llevó a incluir el estudio biomecánico con el ORA dentro de la batería de pruebas preoperatorias a realizar a todos los candidatos de cirugía refractiva²⁴⁰. Con el fin de simplificar la interpretación de las exploraciones con el ORA, su última versión, incorpora dos índices (*Keratoconus Match Index* y *el Keratoconus Match Probabilities*) que representan la similitud de la forma de las señales del ojo estudiado a las características promedio de una base de datos de ojos con queratocono²⁴¹. Sin embargo la capacidad de diagnóstico de estos nuevos índices está por investigar.

5. Efecto de la cirugía LASIK sobre la presión intraocular

La cirugía LASIK ocasionó un descenso de las mediciones de presión intraocular. Coincidiendo con otros autores, nuestros resultados reflejan un descenso significativo tras la cirugía en la IOPcc ($1.94\pm 2.15\text{mmHg}$) e IOPg ($3.62\pm 2.35\text{mmHg}$), siendo significativamente menor el de la IOPcc (Tabla 41 y Tabla 46).

Encontramos un descenso de las cifras de presión intraocular, tanto en la muestra como en cada grupo de tratamiento por separado. Ahora bien, mientras que en la variación media de **IOPcc** no existieron diferencias significativas entre los grupos de tratamiento, en la variación media de **IOPg** sí las hubo (Gráfica 29 y Tabla 47). La IOPg se comporta igual que la tonometría de aplanación Goldmann^{190,242}, disminuye tras la cirugía LASIK siendo la magnitud del descenso menor tras un LASIK hipermetrópico que miópico.

Dado que los valores de presión intraocular que nos proporciona el ORA, IOPcc e IOPg, se obtienen a partir de la respuesta biomecánica de la córnea, no es de extrañar las altas correlaciones que encontramos entre las variaciones de estas medidas de presión y la del ΔCH y del ΔCRF . Al igual que otros autores^{183, 214} encontramos que el cambio de IOPcc se correlaciona más con el cambio de la CH, mientras que el cambio de IOPg lo hace más fuertemente con el del CRF (Tabla 42).

Tabla 47. Cambio de la presión intraocular, IOPcc e IOPg, tras cirugía LASIK en los diferentes estudios.

		Población	$\Delta IOPcc$	$\Delta IOPg$	ΔGAT
Pepose ¹⁰⁹ 2007	LASIK	Miopía	2.10 \pm 2.57	4.63 \pm 2.69	2.57 \pm 2.15
Chen ¹⁸¹ 2008	LASIK	Miopía	1.94 \pm 2.17	4.51 \pm 3.11	-
Qazi ¹⁸³ 2009	LASIK	Miopía	2.66 \pm 3.54	4.41 \pm 3.74	4.46 \pm 3.68
Lavilla 2013	LASIK	Miopía	2.14 \pm 2.02	4.21 \pm 2.17	-
		CAP	1.28 \pm 2.53	1.53 \pm 2.84	-
		Hipermetropía	1.77 \pm 2.19	3.06 \pm 2.16	-

Dado que los valores de presión intraocular que nos proporciona el ORA, IOPcc e IOPg, se obtienen a partir de la respuesta biomecánica de la córnea, no es de extrañar las altas correlaciones que encontramos entre las variaciones de estas medidas de presión y la del Δ CH y del Δ CRF. Al igual que otros autores^{183, 214} encontramos que el cambio de IOPcc se correlaciona más con el cambio de la CH, mientras que el cambio de IOPg lo hace más fuertemente con el del CRF (Tabla 42).

Cuando analizamos **la correlación de la presión intraocular** con los parámetros quirúrgicos y con los cambios refractivos y topográficos, sin tener en cuenta el cambio de las propiedades biomecánicas, observamos que:

- **La IOPcc**, descendió de manera estadísticamente significativa tras la cirugía pero estuvo débilmente relacionado su descenso con los parámetros quirúrgicos (micras de ablación) y los cambios refractivos (equivalente esférico) o topográficos (valores queratométricos y paquimétricos) y fue independiente del tipo de ablación empleado. Coincidiendo en este resultado con Pepose y cols¹⁰⁹ que no encuentran correlación entre los cambios en las medidas de presión intraocular y el estroma residual ni con los cambios de ECC. Qazi y cols¹⁸³ tampoco encuentran correlación entre las micras de ablación y el cambio de IOPcc.

- Mientras que el descenso de **la IOPg** estuvo relacionado con el tipo de tratamiento, las micras de ablación, Δ EEVA y el IERc. Qazi¹⁸³ compara tres técnicas para corregir la miopía: LASIK,

LASEK y LASIK con femtosegundo. Y observa un descenso significativamente mayor en el grupo de LASIK en la IOPg (4.41 ± 3.74 mmHg) y en la TAG (4.46 ± 3.68 mmHg), sugiriendo que la creación del flap y ablación más profunda en este grupo tiene un efecto aditivo en la reducción de la presión intraocular. No encontraron diferencias significativas en el descenso de IOPcc en los tres grupos de tratamiento. Y no encontraron, entre los parámetros quirúrgicos, alguna variable capaz de predecir el cambio de IOPcc. Por el contrario, encuentran una correlación significativa entre las micras de ablación y el porcentaje de cambio de IOPg analizando globalmente todos los ojos y por grupos de tratamiento.

El valor de la presión intraocular que se utiliza en la práctica clínica no es el valor “real” de la presión intraocular, ya que todos los tonómetros la miden de forma indirecta a través de la córnea. Cualquier proceso que altere la estructura de la córnea, puede alterar sus propiedades biomecánicas y estructurales, afectando estos cambios a las lecturas de la presión intraocular que obtenemos de manera indirecta. Simplemente con la creación del flap ya se ha observado un descenso de la IOPcc. Probablemente, la creación del flap, sea el mayor responsable del descenso de la IOPcc tras la cirugía LASIK. Si no fuera así, cabría esperar un descenso de IOPcc de mayor magnitud, asociado a un efecto aditivo entre la ablación con el láser y el efecto de la cirugía lamelar. Pero resulta muy difícil analizar de manera aislada el efecto que tienen, sobre la biomecánica y la presión intraocular, la creación del flap por un lado y la ablación láser por otro lado^{177,236}.

Hasta el momento no se habían analizado y comparado los cambios tras el LASIK de la IOPcc según el defecto refractivo corregido. El hecho de que la IOPcc descienda menos que la IOPg tras la cirugía LASIK y que no existan diferencias entre los distintos tratamientos, sugiere que la IOPcc es un indicador más preciso de la verdadera presión intraocular tras la cirugía, como ya sugirieron Chen y cols¹⁸¹. Y le otorga, a este parámetro, importancia en el control tensional de los pacientes operados de LASIK tras la cirugía, por presentar valores más próximos a las verdaderas presiones intraoculares e independientes del tipo de cirugía realizada previamente. Por este motivo, en pacientes con antecedentes de cirugía LASIK consideramos de gran utilidad incluir, al menos una medición con el ORA, en nuestra exploración oftalmológica rutinaria, que nos ponga en evidencia las diferencias entre la IOPg e IOPcc y así estar más cerca de conocer la verdadera presión intraocular de nuestros pacientes.

6. Modelo predictivo de la variación de la presión intraocular tras el LASIK

Múltiples estudios han demostrado que tras la cirugía LASIK, la medida de la presión intraocular con la tonometría de aplanación disminuye. Se han intentado idear fórmulas de corrección para calcular la verdadera presión intraocular después del LASIK. Y por este motivo nos planteamos como uno de los objetivos del trabajo establecer un modelo capaz de predecir el cambio de la presión intraocular que genera la cirugía LASIK atendiendo a los parámetros preoperatorios.

Nuestro modelo final incluyó tres variables significativas: equivalente esférico preoperatorio, IOPcc preoperatoria y CRF preoperatorio. Y explicaba un 41.3% de la variabilidad total de la IOPg. Aunque no la podamos considerar como una fórmula predictiva útil en la práctica clínica pues no explica al completo la variabilidad de la presión intraocular con la cirugía LASIK. Cabe destacar el hecho de que se incluya parámetros biomecánicos (CRF preoperatorio) y no sólo la magnitud del defecto corregido. Este resultado refleja la importancia del estado de las propiedades biomecánicas previo a la cirugía para el posterior cambio en la presión intraocular. Conocer la resistencia estática que ofrece la córnea a la deformación, la rigidez, a través del CRF preoperatorio, nos ayudará identificar pacientes que precisarán un seguimiento más estrecho de la PIO una vez operados, a lo largo de su vida, o incluso descartar la cirugía en pacientes que presenten factores de riesgo de desarrollar glaucoma en un futuro^{135,136}.

Así mismo, la inclusión del **equivalente esférico preoperatorio** implica una relación entre la magnitud y el tipo de defecto refractivo a corregir con el valor de la IOPg postoperatoria. Chang y cols¹⁷⁷ en un estudio sobre 8113 ojos, en pacientes antes y después de ser operados de LASIK, realizan una regresión lineal. Obtienen como resultado, una disminución estadísticamente significativa de 0.12 mmHg en la PIO (medida con TonPen XL), por cada dioptría de cambio refractivo. Sin embargo, existía una disminución adicional de 1.36 mmHg, también estadísticamente significativa, que no fue explicable por la disminución de ECC con la ablación. Los autores sugieren por lo tanto que existe una reducción

constante en la PIO tras el LASIK, probablemente debida a la alteración de las propiedades mecánicas de la córnea por creación del flap corneal.

Kohlhass y cols¹⁹², encuentran igualmente una correlación significativa entre el ECC y la queratometría, con la PIO con TAG. Las diferencias entre la PIO preoperatoria y postoperatoria considerando los cambios en el ECC y la queratometría, diferían en 0.73 ± 2.5 mmHg. Los autores atribuyen la diferencia al efecto del corte sobre las propiedades biomecánicas de la córnea, sin llegar a analizar este hecho. De tal forma que la fórmula para calcular la verdadera PIO postoperatoria tras la cirugía de LASIK lo hace con un error de ± 2.5 mmHg, lo que podríamos considerar un margen demasiado amplio.

El grupo de Yang¹⁰⁶ comunica una fórmula hallada mediante regresión lineal mixta para el tonómetro de no contacto que explica el 91% de la variación postoperatoria en la PIO. Tiene en cuenta la edad, el sexo, la PIO pre LASIK, el equivalente esférico preoperatorio, el ECC preoperatorio y la profundidad de la ablación.

Atendiendo a lo ya publicado y a nuestros resultados podemos afirmar por lo tanto que no existe una fórmula matemática basada en los parámetros clínicos habituales que justifique el 100% de la modificación de la medida de la PIO con la cirugía tipo LASIK. Pero es importante señalar que el cambio en la presión intraocular Goldmann estará condicionado por la magnitud del defecto refractivo a corregir y por el estado biomecánico de la córnea previo a la cirugía.

Este último aspecto le confiere valor al estudio preoperatorio con el ORA en los pacientes candidatos a cirugía refractiva. Puesto que llevar a cabo un proceso refractivo sobre una córnea biomecánicamente débil, desencadenaría un daño corneal iatrogénico capaz de generar una ectasia, que se podría ver agravado por incrementos tensionales^{243,244,245}, que por otro lado, son infravalorados mediante TAG en este tipo de córneas^{95,96,97,190}. Aunque el efecto que el control de la PIO puede tener sobre el desarrollo de la ectasia post LASIK está por definir, se cree presiones elevadas sobre una córnea debilitada tras la cirugía corneal podrían ser incluso un factor desencadenante de la ectasia.²⁴⁶

7. Efectividad y predictibilidad del LASIK

Efectividad de la cirugía.

El índice de efectividad valora si la técnica refractiva consigue el objetivo de permitir al paciente ver sin corrección como antes veía con su corrección óptica. Obtuvimos unos índices de efectividad muy altos: en el LASIK miópico de 1.02, hipermetrópico 1.06 y en el CAP 1.11. El hecho de que sean superiores a la unidad significa que la AV sin corrección postoperatoria fue mayor que la AV corregida preoperatoria en cada uno de los tratamientos. Esto se explica por la menor calidad óptica que dan las lentes correctoras (de las gafas o en la montura de pruebas), debido a la reflexión parásita y las aberraciones prismáticas que pueden generar (mayores cuanto mayor es la potencia de la lente), frente a la corrección mediante la cirugía de la ametropía.

En definitiva, los resultados reflejan que la técnica quirúrgica consigue su objetivo, que los pacientes puedan ver sin corrección igual o mejor de como antes veían con su corrección óptica. Además podemos decir que la efectividad de la cirugía no difiere entre los tratamientos, pues el índice de efectividad fue estadísticamente igual en los tres tratamientos.

Predictibilidad.

La predictibilidad evalúa si la técnica permite alcanzar la emetropía, y permite clasificar los resultados según la magnitud en dioptrías del defecto residual. Los valores medios del equivalente esférico postoperatorio fueron según el tipo de tratamiento los siguientes: en el tratamiento miópico -0.24 ± 0.50 dioptrías, hipermetrópico 0.49 ± 1.02 dioptrías y CAP 0.01 ± 0.60 dioptrías (Tabla 20).

De todos los ojos operados en un 7.7% el EE postoperatorio fue ± 0.5 dioptrías. Analizando los porcentajes según el tipo de tratamiento LASIK los valores de predictibilidad fueron del 94.5% en el tratamiento miópico, 78.6% en el tratamiento hipermetrópico y 95.1% en el CAP (Gráfica 18 y Gráfica 20). Las diferencias entre efectividad y predictibilidad en el tratamiento hipermetrópico, pueden ser debidas a que los pacientes jóvenes a pesar de presentar un defecto refractivo residual hipermetrópico son capaces de alcanzar buenas agudezas visuales gracias a la acomodación, que lleva el círculo de mínima confusión a la retina.

Los porcentajes de predictibilidad que se obtuvieron coinciden e incluso superaron los resultados que aparecen los diferentes estudios publicados^{210,211}.

CONCLUSIONES

De los resultados del presente trabajo de investigación se pueden extraer las siguientes conclusiones:

1. Los defectos refractivos analizados en este estudio (miopía, hipermetropía y astigmatismo) no presentan diferencias significativas en las características biomecánicas corneales, histéresis corneal (CH) y factor de resistencia corneal (CRF), ni en la presión intraocular, medidas con el Analizador de Respuesta Ocular (ORA).

2. Respecto a la relación entre las características topográficas y biomecánicas de la población estudiada, se concluye que:

a. No existe influencia del espesor corneal central en la medición de la presión intraocular compensada (IOPcc) que proporciona el ORA. Por el contrario el espesor corneal influye en las propiedades biomecánicas corneales (CH y CRF) y en la presión intraocular correlacionada con la Goldmann.

b. Los valores de presión intraocular que proporciona el ORA (IOPg e IOPcc), no están relacionados con valores queratométricos corneales ni con la profundidad de la cámara anterior.

3. Los cambios topográficos, estudiados con el Orbscan, tras el LASIK son los previstos para cada tipo de ablación. Destacando el aumento de la curvatura de la cara posterior junto con el descenso de la profundidad de la cámara anterior que se observa en la ablación miópica.

4. La cirugía LASIK modifica las propiedades biomecánicas corneales, generando los siguientes cambios:

a. Una disminución de la histéresis corneal (CH) y el factor de resistencia corneal (CRF), observándose mayor descenso de la rigidez elástica (determinada por el CRF) que de las propiedades viscosas (determinadas por la CH).

b. El patrón de ablación empleado y las micras sustraídas influyen en el descenso de la CH y el CRF, siendo la ablación miópica la que provoca mayor descenso de las mismas.

5. En relación a las variaciones en las medidas de presión intraocular (IOPcc e IOPg) obtenidas con el ORA tras la cirugía LASIK:

a. Existe una disminución significativa de los valores de la presión intraocular compensada (IOPcc) y la correlacionada con la Goldmann (IOPg) tras la cirugía.

b. El descenso de la IOPg se muestra condicionado por el tipo de tratamiento, las micras sustraídas con la ablación, el descenso del espesor corneal y por el índice estromal residual. Siendo el LASIK miópico el que provocó un mayor descenso de la misma.

c. El descenso de la IOPcc es menor que el de la IOPg, es independiente del tipo de tratamiento aplicado y está débilmente relacionado con los parámetros quirúrgicos y los cambios topográficos que genera la cirugía. Por lo que la IOPcc es el indicador más preciso de la presión intraocular tras la cirugía LASIK.

6. La fórmula predictiva obtenida que incluye las variables preoperatorias (equivalente esférico, CRF e IOPcc), explica el 41.3% del cambio que genera la cirugía LASIK en la medida de la IOPg. Lo que evidencia la importancia de las propiedades biomecánicas preoperatorias (CRF y IOPcc) para predecir dicho cambio.

7. La efectividad y la predictibilidad obtenidas en la cirugía LASIK son altas, sin encontrar diferencias estadísticamente significativas entre las distintas modalidades de tratamiento estudiadas.

8. El estudio de las características biomecánicas corneales es básico para el diagnóstico, pronóstico y seguimiento en la cirugía LASIK puesto que, nos permite conocer y detectar el debilitamiento biomecánico y las alteraciones en la medida de la presión intraocular que genera este tipo de cirugía.

BIBLIOGRAFÍA

-
- ¹ Cárceles JA, Montoya MA, Salinas EM, Verdú AJ. Defectos de Refracción. En: Solans T, editor. Refracción ocular y baja visión. Madrid: Sociedad Española de Oftalmología; 2003. p.45-72.
- ² Mendicute J, Ruíz M, López M, Irigoyen C, Saéz de Arregui. Cirugía de catarata en cristalinos subluxados. En: Llorente R y Mendicute J, directores. 1ª ed. Cirugía del Cristalino. Madrid: Sociedad Española de Oftalmología; 2008. p. 1039-55.
- ³ Montés-Micó R, Ferrer-Blasco T. Distribution of refractive errors in Spain. *Doc Ophthalmol* 2000;101:25-33.
- ⁴ Edwards MH, Lam CS. The epidemiology of myopia in Hong Kong. *Ann Acad Med Singapore* 2004;33:34-8.
- ⁵ Ferrer-Blasco T, González-Méijome JM, Montés-Micó R. Age-related changes in the human visual system and prevalence of refractive conditions in patients attending an eye clinic. *J Cataract Refract Surg* 2008;34:424-32.
- ⁶ Jorge J, Almeida JB, Parafita MA. Refractive, biometric and topographic changes among Portuguese university science students: a 3 year longitudinal study. *Ophthalmic Physiol Opt* 2007;27:287-94.
- ⁷ Goto T, Kyce SE, Zheng X, Maeda N, Kuroda T, Ide C. Gender-and age-related differences in corneal topography. *Cornea* 2001;20:270-76.
- ⁸ Hayashi K, Hayashi H, Hayashi F. Topographic analysis of the changes in corneal shape due to aging. *Cornea* 1995;14:527-32.
- ⁹ Pardhan S, Beesley J. Measurement of corneal curvature in young and older normal subjects. *J Refract Surg* 1999;15:469-74.

¹⁰ Rüfer F, Schröder A, Erg C. White-to-white corneal diameter: normal values in healthy humans obtained with the Orbscan II topography system. *Cornea* 2005;24:259-261.

¹¹ Raviola E, Wiesel TN. Neural control of eye growth and experimental myopia in primates. In: *Myopia and the control of eye growth*. Chichester: Wiley and Sons; 1990. p.22-44.

¹² Raviola E, Wiesel TN. Effect of dark rearing on experimental myopia in monkeys. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1978;17:85-8.

¹³ Stone AS, Lin TP, Iuvone M, Laties AM. Postnatal control of ocular growth: dopaminergic mechanisms. In: *Myopia and control of eye growth*. Chichester: Wiley and sons; 1990. p.45-62

¹⁴ Cristóbal JA, Mateo A, Faus F. Bases del astigmatismo. En: Cristóbal JA, autor. *Corrección del astigmatismo*. Madrid: Sociedad Española de Cirugía Ocular Implanto Refractiva; 2006. p.33-40.

¹⁵ Ho JD, Liou SW, Tsai RJ, Tsai CY. Effects of aging on anterior and posterior corneal astigmatism. *Cornea* 2010;29:632-7.

¹⁶ 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;38:2080-7.

¹⁷ Begiristain JM, Ibarluzea J, Elizalde B, Larrañaga I, Garitano B, Mendicute. Incidencia y prevalencia de cataratas. En: Llorente R y Mendicute J, directores. 1ª ed. *Cirugía del Cristalino*. Madrid: Sociedad Española de Oftalmología; 2008. p. 1039-55.

¹⁸ Arffa RC. *Grayson enfermedades de la córnea*. 4ª ed. Madrid: Harcourt Brace; 1999.

-
- ¹⁹ Newton RH, Meek KM. The integration of the corneal and limbal fibrils in the human eye. *Biophys J* 1998;75:2508-12.
- ²⁰ Fischbarg J, Maurice DM. An update on corneal hydration control. *Exp Eye Res* 2004;78:537-41.
- ²¹ Meek KM, Leonard DW, Connon CJ, Dennis S, Khan S. Transparency, swelling and scarring in the corneal stroma. *Eye* 2003;17:927-36.
- ²² Maurice DM. The structure and transparency of the cornea. *J Physiol* 1957;136:263-86.
- ²³ Goldman JN, Benedek GB. The relationship between morphology and transparency in the nonswelling corneal stroma of the shark. *Invest Ophthalmol* 1967;6:574-600.
- ²⁴ Farell RA, McCally RL, Tatham PER. Wave-length dependencies of light scattering in normal and cold swollen rabbit cornea and their structural implications. *J Physiol* 1973;233:589-612.
- ²⁵ Dupps WJ Jr, Wilson SE. Biomechanics and wound healing in the cornea. *Exp Eye Res* 2006;83:709-20.
- ²⁶ Dawson DG, Grossniklaus HE, McCarey BE, Edelhauser HF. Biomechanical and wound healing characteristics of corneas after excimer laser keratorefractive surgery: is there a difference between advanced surface ablation and sub-Bowman's keratomileusis?. *J Refract Surg* 2008;24:S90-6.
- ²⁷ Saéz de Arregui S, Martínez D, Mendicute J. Evaluación de la satisfacción y encuestas de calidad de vida en la cirugía de la presbicia. En: Arias A, director. *Cirugía de la presbicia*. 1ª ed. Madrid: Sociedad Española de Cirugía Ocular Implanto Refractiva; 2010. p. 325-337.

²⁸ Barraquer JI. Queratomileusis para la corrección de la miopía. Arch Soc Am Oftalmol Optom 1964;5:27-48.

²⁹ Barraquer JI. Cirugía refractiva de la córnea. Tomo I. Ponencia oficial. LXV Congreso de la Sociedad Española de Oftalmología. Bogotá: Instituto Barraquer de América;1989.

³⁰ Pallikaris IG, Paparzanaki ME, Stathi EZ, Frenschok O, Georgiadis A. Laser in situ keratomileusis. Lasers Surg Med 1990;10:463-68.

³¹ Pallikaris IG, Papatzanaki ME, Siganos DS, Tsilimbaris MK. A corneal flap technique for laser in situ keratomileusis. Arch Ophthalmol 1991;109:1699-702.

³² Burnham R, Djeu N. Ultraviolet-preionized discharge-pumped lasers in XeF, KrF, and ArF. Appl. Phys. Lett 1976;29:707.

³³ Trokel SL, Srinivasan R, Braren B. Excimer laser surgery of the cornea. Am J Ophthalmol 1983;96:710-5.

³⁴ Munnerlyn CR, Koons SJ, Marshall J. Photorefractive keratectomy: a technique for laser refractive surgery. J Cataract Refract Surg 1988;14:46-52.

³⁵ Calvillo MP, McLaren JW, Hodge DO, Bourne WM. Corneal reinnervation after LASIK: prospective 3-year longitudinal study. Invest Ophthalmol Vis Sci 2004;45:3991-6.

³⁶ Kumano Y, Matsui H, Zushi I et al. Recovery of corneal sensation after myopic correction by laser in situ Keratomileusis with a nasal or superior hinge. J Cataract Refract Surg 2003;29:757-61.

³⁷ Lee KW, Joo CK. Clinical results of laser in situ Keratomileusis with superior and nasal hinges. J Cataract Refract Surg 2003;29:457-61.

-
- ³⁸ Shemesh GW, Dotan G, Lipshitz I. Predictability of corneal flap thickness in laser in situ keratomileusis using three different microkeratomes. *J Cataract Refract Surg* 2002;18 Supl 3:347-51.
- ³⁹ Holzer MP, Rabsilber TM, Auffarth GU. Femtosecond laser-assisted corneal flap cuts: morphology, accuracy, and histopathology. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2006;47:2828-31.
- ⁴⁰ Patel SV, Maguire LJ, McLaren JW, Hodge DO, Bourne WM. Femtosecond laser versus mechanical microkeratome for LASIK: a randomized controlled study. *Ophthalmology* 2007;114:1482-90.
- ⁴¹ Kim JH, Lee D, Rhee KI. Flap thickness reproducibility in laser in situ keratomileusis with a femtosecond laser: optical coherence tomography measurement. *J Cataract Refract Surg* 2008;34:132-6.
- ⁴² Kezirian GM, Stonecipher KG. Comparison of the IntraLase femtosecond laser and mechanical microkeratomes for laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2004;30:804-11.
- ⁴³ Sutton G, Hodge C. Accuracy and precision of LASIK flap thickness using the IntraLase femtosecond laser in 1000 consecutive cases. *J Refract Surg* 2008;24:802-6.
- ⁴⁴ Sánchez-Pina JM, Arranz-Márquez E, Gil Ciganda N, Román Guindo JM, Teus MA. Resultados de LASIK realizado con láser de femtosegundo (Intralase) para corrección de miopía: eficacia, predictibilidad y seguridad. *Arch Soc Esp Oftalmol* 2007;82:423-8.
- ⁴⁵ Ortiz D, Alió JL, Piñero D. Measurement of corneal curvature change after mechanical laser in situ keratomileusis flap creation and femtosecond laser flap creation. *J Cataract Refract Surg* 2008;34:238-42.

⁴⁶ Tran DB, Sarayba MA, Bor Z, Garufis C, Duh YJ, Soltes CR et al. Randomized prospective clinical study comparing induced aberrations with IntraLase and Hansatome flap creation in fellow eyes: potential impact on wavefront-guided laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2005;31:97-105.

⁴⁷ Buzzonetti L, Petrocelli G, Valente P, Tamburrelli C, Mosca L, Laborante A et al. Comparison of corneal aberration changes after laser in situ keratomileusis performed with mechanical microkeratome and IntraLase femtosecond laser: 1 year follow-up. *Cornea* 2008;27:174-9.

⁴⁸ Kim JY, Kim MJ, Kim TI, Choi HJ, Pak JH, Tchah H. A femtosecond laser creates a stronger flap than a mechanical microkeratome. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2006;47:599-604.

⁴⁹ Sonigo B, Iordanidou V, Chong-Sit D, Auclin F, Ancel JM, Labbé A et al. In vivo corneal confocal microscopy comparison of IntraLase femtosecond laser and mechanical microkeratome for laser in situ keratomileusis. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2006;47:2803-11.

⁵⁰ Sutton GL, Kim P. Laser in situ keratomileusis in 2010-a review. *Clin Experiment Ophthalmol* 2010;38:192-210.

⁵¹ Alfonso JF, Fernández-Vega L. Astigmatismo y láser excimer. Conceptos de programación. En: Cristóbal JA, director. Corrección del astigmatismo. 1ª ed. Madrid: Sociedad Española de Cirugía Ocular Implanto Refractiva;2006.p.251-268.

⁵² Chayet AS, Montes M, Gómez L, Rodríguez X, Robledo N, MacRae S. Bitoric laser in situ keratomileusis for the correction of simple myopic and mixed astigmatism. *Ophthalmology* 2001;108:303-8.

-
- ⁵³ Vinciguerra P, Sborgia M, Epstein D, Azzolini M, MacRae S. Photorefractive keratectomy to correct myopic or hyperopic astigmatism with a cross cylinder ablation. *J Refract Surg* 1999;15 Supl 2:183-5.
- ⁵⁴ Randleman JB, Russell B, Ward MA, Thompson KP, Stulting RD. Risk factors and prognosis for corneal ectasia after LASIK. *Ophthalmology* 2003;110:267-75.
- ⁵⁵ Schallhorn SC, Kaupp SE, Tanzer DJ, Tidwell J, Laurent J, Bourque LB. Pupil size and quality of vision after LASIK. *Ophthalmology* 2003;110:1606-14
- ⁵⁶ Lee YC, Hu FR, Wang IJ. Quality of vision after laser in situ keratomileusis. Influence of dioptric correction and pupil size on visual function. *J Cataract Refract Surg* 2003;29:769-77
- ⁵⁷ Arevalo JF, Ramirez E, Suarez E, Morales-Stopello J, Cortez R, Ramirez G, et. al. Incidence of vitreoretinal pathologic conditions within 24 months after laser in situ keratomileusis. *Ophthalmology* 2000;107:258-62.
- ⁵⁸ Kobayashi AS, Staberg LG, Schlegel WA. Viscoelastic properties of human cornea. *Exp Mech* 1973;497-503.
- ⁵⁹ Hjortdal JO. Regional elastic performance of the human cornea. *J Biomech* 1996;29:931-42.
- ⁶⁰ Sherwin T, Brookes NH, Loh IP, Poole CA, Clover GM. Cellular incursion into Bowman's membrane in the peripheral cone of the keratoconic cornea. *Exp Eye Res* 2002;74:473-82.
- ⁶¹ Müller LJ, Pels E, Vrensen GF. The specific architecture of the anterior stroma accounts for maintenance of corneal curvature. *Br J Ophthalmol* 2001;85:437-43.

⁶² Wilson SE, Hong JW. Bowman's layer structure and function: critical or dispensable to corneal function? A hypothesis. *Cornea* 2000;19:417-20.

⁶³ Hollman KW, Emelianov SY, Neiss JH, Jotyán G, Spooner GJ et al. Strain imaging of corneal tissue with an ultrasound elasticity microscope. *Cornea* 2002;21:68-73.

⁶⁴ Erie JC, Patel SV, McLaren JW, Nau CB, Hodge DO, Bourne WM. Keratocyte density in keratoconus. A confocal microscopy study(a). *Am J Ophthalmol* 2002;134:689-95.

⁶⁵ Hassell JR, Schrecengost PK, Rada JA, SundarRaj N, Sossi G, Thoft RA. Biosynthesis of stromal matrix proteoglycans and basement membrane components by human corneal fibroblasts. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1992;33:547-57.

⁶⁶ Boote C, Dennis S, Newton RH, Puri H, Meek KM. Collagen fibrils appear more closely packed in the prepupillary cornea: optical and biomechanical implications. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2003;44:2941-8.

⁶⁷ Lieberman DM, Grierson JW. The lids influence on corneal shape. *Cornea* 2000;19:336-42.

⁶⁸ Yasuda A. Changes in corneal curvature in accommodation. *J Cataract Refract Surg* 2003;29:1297-301.

⁶⁹ Hjortdal JO. Extensibility of the normo-hydrated human cornea. *Acta Ophthalmol Scand* 1995;73:12-17.

⁷⁰ Elsheikh A, Wang D, Brown M, Rama P, Campanelli M, Pye D. Assessment of corneal biomechanical properties and their variation with age. *Curr Eye Res* 2007;32:11-19.

-
- ⁷¹ Andreassen TT, Simonsen AH, Oxlund H. Biomechanical properties of keratoconus and normal corneas. *Exp Eye Res* 1980;31:435-41.
- ⁷² Pallikaris IG, Kymionis GD, Ginis HS, Kounis GA, Tsilimbaris MK. Ocular rigidity in living human eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2005;46:409-14.
- ⁷³ Orssengo GJ, Pye DC. Determination of the true intraocular pressure and modulus of elasticity of the human cornea in vivo. *Bull Math Biol* 1999;61:551-72.
- ⁷⁴ Luce DA. Determining in vivo biomechanical properties of the cornea with an ocular response analyzer. *J Cataract Refract Surg* 2005;31:156-62.
- ⁷⁵ Congdon NG, Broman AT, Bandeen-Roche K, Grover D, Quigley HA. Central corneal thickness and corneal hysteresis associated with glaucoma damage. *Am J Ophthalmol* 2006;141:868-75.
- ⁷⁶ Shah S, Laiquzzaman M, Bhojwani R, Mantry S, Cunliffe I. Assessment of the Biomechanical Properties of the Cornea with the Ocular Response Analyzer in Normal and Keratoconic Eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2007;48:3026-31.
- ⁷⁷ Del Buey MA, Cristóbal JA, Ascaso FJ, Lavilla L, Lanchares E. Biomechanical properties of the cornea in Fuchs' corneal dystrophy. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2009;50:3199-202.
- ⁷⁸ Goldmann H, Schmidt TH. Übre Applanations tonometrie. *Ophthalmologica* 1957;134:221-42.
- ⁷⁹ Sandhu SS, Chattopadhyay S, Birch MK, Ray-Chaudhuri N. Frequency of Goldmann applanation tonometer calibration error checks. *J Glaucoma* 2005;14:215-8.

⁸⁰ Choudhari NS, George R, Baskaran M, Vijaya L, Dudeja N. Measurement of Goldmann applanation tonometer calibration error. *Ophthalmology* 2009;116:3-8.

⁸¹ Damji KF, Muni RH, Munger RM .Influence of corneal variables on accuracy of intraocular pressure measurement. *J Glaucoma* 2003;12:69-80.

⁸² Simon G, Small RH, Ren Q, Parel JM. Effect of corneal hydration on Goldmann applanation tonometry and corneal topography. *Refract Corneal Surg* 1993;9:110-7.

⁸³ Purslow PP, Karwatowski WS. Ocular elasticity. Is engineering stiffness a more useful characterization parameter than ocular rigidity?. *Ophthalmology* 1996;103:1686-92.

⁸⁴ Liu J, Roberts CJ. Influence of corneal biomechanical properties on intraocular pressure measurement: quantitative analysis. *J Cataract Refract Surg* 2005;31:146-55.

⁸⁵ Whitacre MM, Stein RA, Hassanein K. The effect of corneal thickness on applanation tonometry. *Am J Ophthalmol* 1993;115:592-96.

⁸⁶ 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;123:767-72.

⁸⁷ Copt RP, Thomas R, Mermoud A. Corneal thickness in ocular hypertension, primary open-angle glaucoma, and normal tension glaucoma. *Arch Ophthalmol* 1999;117:14-6.

⁸⁸ Doughty MJ, Zaman ML. Human corneal thickness and its impact on intraocular pressure measures: a review and meta-analysis approach. *Surv Ophthalmol* 2000;44:367-408.

-
- ⁸⁹ Tonnu PA, Ho T, Newson T, El Sheikh A, Sharma K, White E, et al. The influence of central corneal thickness and age on intraocular pressure measured by pneumotonometry, non-contact tonometry, the Tono-Pen XL, and Goldmann applanation tonometry. *Br J Ophthalmol* 2005;89:851-4.
- ⁹⁰ Mark HH, Mark TL. Corneal astigmatism in applanation tonometry. *Eye* 2003;17:617-8.
- ⁹¹ Gunvant P, Baskaran M, Vijaya L, Joseph IS, Watkins RJ, Nallapothula M et al. Effect of corneal parameters on measurements using the pulsatile ocular blood flow tonograph and Goldmann applanation tonometer. *Br J Ophthalmol* 2004;88:518-22.
- ⁹² Broman AT, Congdon NG, Bandeen-Roche K, Quigley HA. Influence of corneal structure, corneal responsiveness, and other ocular parameters on tonometric measurement of intraocular pressure. *J Glaucoma* 2007;16:581-8.
- ⁹³ Harada Y, Hirose N, Kubota T, Tawara A. The influence of central corneal thickness and corneal curvature radius on the intraocular pressure as measured by different tonometers: noncontact and goldmann applanation tonometers. *J Glaucoma* 2008;17:619-25.
- ⁹⁴ Franco S, Lira M. Biomechanical properties of the cornea measured by the Ocular Response Analyzer and their association with intraocular pressure and the central corneal curvature. *Clin Exp Optometry* 2009;92:469-75
- ⁹⁵ Chatterjee A, Shah S, Bessant DA, Naroo SA, Doyle SJ. Reduction in intraocular pressure after excimer laser photorefractive keratectomy: correlation with pretreatment myopia. *Ophthalmology* 1997;104:355-359.

⁹⁶ Park HJ, Uhm KB, Hong C .Reduction in intraocular pressure after laser in situ Keratomileusis. J Cataract Refract Surg 2001;27:303-9.

⁹⁷ Zadok D, Raifkup F, Landao D, Frucht-Pery J .Intraocular pressure after LASIK for hyperopia. Ophthalmology 2002;109:1659-61.

⁹⁸ Brandt JD, Beiser JA, Kass MA, Gordon MO. Central corneal thickness in the Ocular Hypertension Treatment Study (OHTS).Ophthalmology 2001;108:1779-88.

⁹⁹ Kass MA, Heuer DK, Higginbotham EJ, Johnson CA, Keltner JL, Miller JP et al. The Ocular Hypertension Treatment Study: a randomized trial determines that topical ocular hypotensive medication delays or prevents the onset of primary open-angle glaucoma. Arch Ophthalmol 2002;120:701-13.

¹⁰⁰ Gordon MO, Beiser JA, Brandt JD, Heuer DK, Higginbotham EJ, Johnson CA et al. The Ocular Hypertension Treatment Study: baseline factors that predict the onset of primary open-angle glaucoma. Arch Ophthalmol 2002;120:714-20.

¹⁰¹ Brandt JD. Corneal thickness in glaucoma screening, diagnosis, and management. Curr Opin Ophthalmol 2004;15:85-9.

¹⁰² Shih CY, Graff Zivin JS, Trokel SL, Tsai JC. Clinical significance of central corneal thickness in the management of glaucoma. Arch Ophthalmol 2004;122:1270-5.

¹⁰³ Herndon LW, Weizer JS, Stinnett SS. Central corneal thickness as a risk factor for advanced glaucoma damage. Arch Ophthalmol 2004;122:17-21.

-
- ¹⁰⁴ Herndon LW. Measuring intraocular pressure-adjustments for corneal thickness and new technologies. *Curr Opin Ophthalmol* 2006;17:115-9.
- ¹⁰⁵ Kohlhaas M, Boehm AG, Spoerl E, Pürsten A, Grein HJ, Pillunat LE. Effect of central corneal thickness, corneal curvature, and axial length on applanation tonometry. *Arch Ophthalmol* 2006;124:471-6.
- ¹⁰⁶ Yang CC, Wang IJ, Chang YC, Lin LL, Chen TH. A predictive model for postoperative intraocular pressure among patients undergoing laser in situ keratomileusis (LASIK). *Am J Ophthalmol* 2006;141:530-6.
- ¹⁰⁷ Gunvant P, O'Leary DJ, Baskaran M, Broadway DC, Watkins RJ, Vijaya L. Evaluation of tonometric correction factors. *J Glaucoma* 2005;14:337-43.
- ¹⁰⁸ Chihara E. Assessment of true intraocular pressure: the gap between theory and practical data. *Surv Ophthalmol* 2008;53:203-18.
- ¹⁰⁹ Pepose JS, Feigenbaum SK, Qazi MA, Sanderson JP, Roberts CJ. Changes in corneal biomechanics and intraocular pressure following LASIK using static, dynamic, and noncontact tonometry. *Am J Ophthalmol* 2007;143:39-47.
- ¹¹⁰ Cook JA, Botello AP, Elders A, Fathi Ali A, Azuara-Blanco A, Fraser C et al. Systematic review of the agreement of tonometers with Goldmann applanation tonometry. *Ophthalmology* 2012;119:1552-7.
- ¹¹¹ Bhan A, Browning AC, Shah S, Hamilton R, Dave D, Dua HS. Effect of corneal thickness on intraocular pressure measurements with the pneumotonometer, Goldmann applanation

tonometer, and Tono-Pen. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2002;43:1389-92.

¹¹² Morgan AJ, Harper J, Hosking SL, Gilmartin B. The effect of corneal thickness and corneal curvature on pneumatonometer measurements. *Curr Eye Res* 2002;25:107-12.

¹¹³ Kniestedt C, Lin S, Choe J, Bostrom A, Nee M, et al. Clinical comparison of contour and applanation tonometry and their relationship to pachymetry. *Arch Ophthalmol* 2005;123:1532-7.

¹¹⁴ Moses RA, Marg E, Oechsli R. Evaluation of the basic validity and clinical usefulness of the Mackay-Marg tonometer. *Invest Ophthalmol* 1962;1:78-85.

¹¹⁵ Zadok D, Tran DB, Twa M, Carpenter M, Schanzlin DJ. Pneumotonometry versus Goldmann tonometry after laser in situ keratomileusis for myopia. *J Cataract Refract Surg* 1999;25:1344-8.

¹¹⁶ Bayraktar S, Bayraktar Z. Central corneal thickness and intraocular pressure relationship in eyes with and without previous LASIK: comparison of Goldmann applanation tonometer with pneumatonometer. *Eur J Ophthalmol* 2005;15:81-8.

¹¹⁷ Martinez-de-la-Casa JM, Garcia-Feijoo J, Castillo A, Garcia-Sanchez J. Reproducibility and clinical evaluation of rebound tonometry. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2005;46:4578-80.

¹¹⁸ Iliev ME, Goldblum D, Katsoulis K, Amstutz C, Frueh B. Comparison of rebound tonometry with Goldmann applanation tonometry and correlation with central corneal thickness. *Br J Ophthalmol* 2006;90:833-5.

-
- ¹¹⁹ Nakamura M, Darhad U, Tatsumi Y, et al. Agreement of rebound tonometer in measuring intraocular pressure with three types of applanation tonometers. *Am J Ophthalmol* 2006;142:332-4.
- ¹²⁰ Brusini P, Salvetat ML, Zeppieri M, Tosoni C, Parisi L. Comparison of ICare tonometer with Goldmann applanation tonometer in glaucoma patients. *J Glaucoma* 2006;15:213-7.
- ¹²¹ Fernandes P, Diaz-Rey JA, Queiros A, Gonzalez-Meijome JM, Jorge J. Comparison of the ICARE rebound tonometer with the Goldmann tonometer in a normal population. *Ophthalmic Physiol Opt* 2005;25:436-40.
- ¹²² Martinez-de-la-Casa JM, Garcia-Feijoo J, Vico E, et al. Effect of corneal thickness on dynamic contour, rebound, and Goldmann tonometry. *Ophthalmology* 2006;113:2156-62.
- ¹²³ Ku JY, Danesh-Meyer HV, Craig JP, Gamble GD, McGhee CN. Comparison of intraocular pressure measured by Pascal dynamic contour tonometry and Goldmann applanation tonometry. *Eye* 2006;20:191-8.
- ¹²⁴ Doyle A, Lachkar Y. Comparison of dynamic contour tonometry with goldmann applanation tonometry over a wide range of central corneal thickness. *J Glaucoma* 2005;14:288-92.
- ¹²⁵ Kampmeter BA, Jonas JB. Dynamic contour tonometry for intraocular pressure measurement. *Am J Ophthalmol* 2005;140:318-20.
- ¹²⁶ Kaufmann C, Bachmann LM, Thiel MA. Comparison of Dynamic Contour Tonometry with Goldmann Applanation Tonometry. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2004;45:3118-21.

¹²⁷ Pache M, Wilmsmeyer S, Lautebach S, Funk J. Dynamic contour tonometry versus Goldmann applanation tonometry: a comparative study. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2005;243:763-7.

¹²⁸ Kaufmann C, Bachmann LM, Thiel MA. Intraocular pressure measurements using dynamic contour tonometry after laser in situ keratomileusis. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2003;44:3790-4.

¹²⁹ Siganos DS, Papastergiou GI, Moedas C. Assessment of the pascal dynamic contour tonometer in monitoring intraocular pressure in unoperated eyes and eyes after LASIK. *J Cataract Refract Surg* 2004;30:746-51.

¹³⁰ Shah S, Laiquzzaman M, Cunliffe I, Mantry S. The use of the Reichert ocular response analyzer to establish the relationship between ocular hysteresis, corneal resistance factor, and central corneal thickness in normal eyes. *Contact Lens Anterior Eye* 2006;29:257-62

¹³¹ Medeiros FA, Weinreb RN. Evaluation of the Influence of Corneal Biomechanical Properties on Intraocular Pressure Measurements Using the Ocular Response Analyzer. *J Glaucoma* 2006;15:364-70.

¹³² Touboul D, Roberts C, Kérautret J, Garra C, Maurice-Tison S, Saubusse E et al. Correlations between corneal hysteresis, intraocular pressure, and corneal central pachymetry. *J Cataract Refract Surg* 2008;34:616-22.

¹³³ Martinez-de-la-Casa JM, Garcia-Feijoo J, Fernandez-Vidal A, Mendez-Hernandez C, Garcia-Sanchez J. Ocular response analyzer versus Goldmann applanation tonometry for intraocular pressure measurements. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2006;47:4410-4.

-
- ¹³⁴ Hager A, Loge K, Schroeder B, Füllhas MO, Wiegand W. Effect of central corneal thickness and corneal hysteresis on tonometry as measured by dynamic contour tonometry, ocular response analyzer, and Goldmann tonometry in glaucomatous eyes. *J Glaucoma* 2008;17:361-5.
- ¹³⁵ Ang GS, Bochmann F, Townend J, Azuara-Blanco A. Corneal Biomechanical Properties in Primary Open Angle Glaucoma and Normal Tension Glaucoma. *J Glaucoma* 2008;17:259-62
- ¹³⁶ Grise-Dulac A, Saad A, Abitbol O, Febbraro JL, Azan E, Moulin-Tyrode C, Gatinel D. Assessment of corneal biomechanical properties in normal tension glaucoma and comparison with open-angle glaucoma, ocular hypertension, and normal eyes. *J Glaucoma* 2012;21:486-9.
- ¹³⁷ Del Buey MA, Cristóbal JA, Lavilla L. Ocular Response Analyzer (ORA) Aplicación Clínica. En: Castillo A, coordinador. *Métodos Diagnósticos en Segmento Anterior*. Madrid: Sociedad Española de Cirugía Ocular Implanto Refractiva; 2011. p.523-34.
- ¹³⁸ Strehlo M, Dariel R, Giraud JM, Verret C, Fenolland JR, Crochelet O et al. Evaluation of the Ocular Response Analyzer in ocular hypertension, glaucoma, and normal populations. Prospective study on 329 eyes. *J Fr Ophtalmol* 2008;31:953-60.
- ¹³⁹ Sullivan-Mee M, Billingsley SC, Patel AD, Halverson KD, Alldredge BR, Qualls C. Ocular Response Analyzer in subjects with and without glaucoma. *Optom Vis Sci* 2008;85:463-70.
- ¹⁴⁰ Moreno-Montañés J, Maldonado MJ, García N, Mendiluce L, García-Gómez PJ, Seguí-Gómez M. Reproducibility and clinical relevance of the ocular response analyzer in nonoperated eyes: corneal biomechanical and tonometric implications. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2008;49:968-74.

- ¹⁴¹ Medeiros FA, Meira-Freitas D, Lisboa R, Kuang TM, Zangwill LM, Weinreb RN. Corneal Hysteresis as a Risk Factor for Glaucoma Progression: A Prospective Longitudinal Study. *Ophthalmology* 2013. Citado en PubMed PMID: 23642371
- ¹⁴² Wells AP, Garway-Heath DF, Poostchi A, Wong T, Chan KC, Sachdev N. Corneal hysteresis but not corneal thickness correlates with optic nerve surface compliance in glaucoma patients. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2008;49:3262-8.
- ¹⁴³ Foster CS, Yamamoto GK. Ocular rigidity in keratoconus. *Am J Ophthalmol* 1978;86:802-6.
- ¹⁴⁴ Sherwin T, Brookes NH, Loh IP, Poole CA, Clover GM. Cellular incursion into Bowman's membrane in the peripheral cone of the keratoconic cornea. *Exp Eye Res* 2002;74:473-82.
- ¹⁴⁵ Brookes NH, Loh IP, Clover GM, Poole CA, Sherwin T. Involvement of corneal nerves in the progression of keratoconus. *Exp Eye Res* 2003;77:515-24.
- ¹⁴⁶ Lema I, Durán JA. Inflammatory molecules in the tears of patients with keratoconus. *Ophthalmology* 2005;112:654-9.
- ¹⁴⁷ Kim WJ, Rabinowitz YS, Meisler DM, Wilson SE. Keratocyte apoptosis associated with keratoconus. *Exp Eye Res* 1999;69:475-81.
- ¹⁴⁸ Ortiz D, Piñero D, Shabayek MH, Arnalich-Montiel F, Alió JL. Corneal biomechanical properties in normal, post-laser in situ keratomileusis, and keratoconic eyes. *J Cataract Refract Surg* 2007;33:1371-5.
- ¹⁴⁹ Shah S, Laiquzzaman M. Comparison of corneal biomechanics in pre and post-refractive surgery and keratoconic eyes by Ocular Response Analyser. *Cont Lens Anterior Eye* 2009;32:129-32.

-
- ¹⁵⁰ Spoerl E, Terai N, Scholz F, Raiskup F, Pillunat LE. Detection of biomechanical changes after corneal cross-linking using Ocular Response Analyzer software. *J Refract Surg* 2011;27:452-7.
- ¹⁵¹ Lanchares E, del Buey MA, Cristóbal JA, Lavilla L, Calvo B. Biomechanical property analysis after corneal collagen cross-linking in relation to ultraviolet A irradiation time. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2011;249:1223-7.
- ¹⁵² Gómez-Miralles M, Peris-Martínez C, Pastor-Pascual F. Biomechanical corneal response measurement after manual insertion of intrastromal rings in patients with keratoconus. *J Emmetropia* 2010;1: 206-212
- ¹⁵³ Dauwe C, Touboul D, Roberts CJ, Mahmoud AM, Kérautret J et al. Biomechanical and morphological corneal response to placement of intrastromal corneal ring segments for keratoconus. *J Cataract Refract Surg*. 2009;35:1761-7.
- ¹⁵⁴ Alió JL, Agdeppa MC, Rodríguez-Prats JL, Amparo F, Piñero DP. Factors influencing corneal biomechanical changes after microincision cataract surgery and standard coaxial phacoemulsification. *J Cataract Refract Surg* 2010;36:890-7.
- ¹⁵⁵ Ruiz-De-Gopegui E, Ascaso FJ, Del Buey MA, Cristóbal JA. Effects of encircling scleral buckling on the morphology and biomechanical properties of the cornea. *Arch Soc Esp Oftalmol* 2011;86:363-7.
- ¹⁵⁶ Huang C, Zhang M, Huang Y, Chen B, Lam DS, Congdon N. Corneal hysteresis is correlated with reduction in axial length after trabeculectomy. *Curr Eye Res* 2012;37:381-7.

¹⁵⁷ Cankaya AB, Beyazyildiz E, Ileri D, Ozturk F. The effect of contact lens usage on corneal biomechanical parameters in myopic patients. *Cornea* 2012;31:764-9.

¹⁵⁸ Scheler A, Spoerl E, Boehm AG. Effect of diabetes mellitus on corneal biomechanics and measurement of intraocular pressure. *Acta Ophthalmol* 2012;90:447-51.

¹⁵⁹ Hafezi F. Tobacco smoking and its impact on corneal biomechanics. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2010;51:6892.

¹⁶⁰ Bryant MR, Szerenyi K, Schmotzer H, McDonnell PJ. Corneal tensile strength in fully healed radial keratotomy wounds. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1994;35:3022-31.

¹⁶¹ Lanchares E, Calvo B, Cristóbal JA, Doblare M. Lower- and higher-order aberrations predicted by an optomechanical model of arcuate keratotomy for astigmatism. *J Biomech* 2008;41:797-805.

¹⁶² Navarro R, Palos F, Lanchares E, Calvo B, Cristóbal JA. Finite element simulation of arcuates for astigmatism correction. *J Cataract Refract Surg* 2009;35:158-65.

¹⁶³ Cristóbal JA, del Buey MA, Ascaso FJ, Lanchares E, Calvo B, Doblare M. Effect of limbal relaxing incisions during phacoemulsification surgery based on nomogram review and numerical simulation. *Cornea* 2009;28:1042-9.

¹⁶⁴ Roberts C. The cornea is not a piece of plastic. *J Refract Surg* 2000;16:407-13.

¹⁶⁵ Torres RM, Merayo-Llovens J, Jaramillo MA, Galvis V. Biomecánica de la córnea. *Arch Soc Esp Ophthalmol* 2005;80:215-23.

-
- ¹⁶⁶ Dupps WJ Jr, Roberts C. Effect of acute biomechanical changes on corneal curvature after photokeratectomy. *J Refract Surg* 2001;17:658-69.
- ¹⁶⁷ Qazi MA, Roberts CJ, Mahmoud AM, Pepose JS. Topographic and biomechanical differences between hyperopic and myopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2005;31:48-60.
- ¹⁶⁸ Lindstrom RL, Hardten DR, Houtman DM, Witte B, Preschel N, Chu RY et al. Six-month results of hyperopic and astigmatic LASIK in eyes with primary and secondary hyperopia. *Trans Am Ophthalmol Soc* 1999;97:241-55.
- ¹⁶⁹ Wilson SE, Mohan RR, Hong JW, Lee JS, Choi R, Mohan RR. The wound healing response after laser in situ keratomileusis and photorefractive keratectomy: elusive control of biological variability and effect on custom laser vision correction. *Arch Ophthalmol* 2001;119:889-96.
- ¹⁷⁰ Rad AS, Jabbarvand M, Saifi N. Progressive keratectasia after laser in situ keratomileusis. *J Refract Surg* 2004;20 Supl 5:718-22.
- ¹⁷¹ Pallikaris IG, Kymionis GD, Astyrakakis NI. Corneal ectasia induced by laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2001;27:1796-1802.
- ¹⁷² Seiler T, Koufala K, Richter G. Iatrogenic keratectasia after laser in situ keratomileusis. *J Refract Surg* 1998;14:312-7.
- ¹⁷³ Malecaze F, Couillet J, Calvas P, Fournié P, Arné JL, Brodaty C. Corneal ectasia after photorefractive keratectomy for low myopia. *Ophthalmology* 2006;113:742-6.

¹⁷⁴ Randleman JB, Caster AI, Banning CS, Stulting RD. Corneal ectasia after photorefractive keratectomy. *J Cataract Refract Surg* 2006;32:1395-8.

¹⁷⁵ Shimmura S, Yang HY, Bissen-Miyajima H, et al. Posterior corneal protrusion after PRK. *Cornea* 1997;16:686-8.

¹⁷⁶ Navas A, Ariza E, Haber A et al. Bilateral keratectasia after photorefractive keratectomy. *J Refract Surg* 2007;23:941-3.

¹⁷⁷ Chang DH, Stulting RD. Change in intraocular pressure measurements after LASIK the effect of the refractive correction and the lamellar flap. *Ophthalmology* 2005;112:1009-16.

¹⁷⁸ Comaish IF, Lawless MA. Progressive post-LASIK keratoectasia: biomechanical instability of chronic disease process?. *J Cataract Refract Surg* 2002;28:2206-13.

¹⁷⁹ Li X, Rabinowitz YS, Rasheed K, Yang H. Longitudinal study of the normal eyes in unilateral keratoconus patients. *Ophthalmology* 2004;111:440-6.

¹⁸⁰ Zadnik K, Barr JT, Gordon MO, Edrington TB. Biomicroscopic signs and disease severity in keratoconus. Collaborative Longitudinal Evaluation of Keratoconus (CLEK) Study Group. *Cornea* 1996;15:139-46.

¹⁸¹ Chen MC, Lee N, Bourla N, Hamilton DR. Corneal biomechanical measurements before and after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2008;34:1886-91.

¹⁸² Kirwan C, O'Keefe M. Corneal hysteresis using the Reichert ocular response analyser: Findings pre- and post-LASIK and LASEK. *Acta Ophthalmol* 2008;86:215-8.

¹⁸³ Qazi MA, Sanderson JP, Mahmoud AM, Yoon EY, Roberts CJ, Pepose JS. Postoperative changes in intraocular pressure and

corneal biomechanical metrics Laser in situ keratomileusis versus laser-assisted subepithelial keratectomy. *J Cataract Refract Surg* 2009;35:1774-88.

¹⁸⁴ Kamiya K, Shimizu K, Ohmoto F. Comparison of the changes in corneal biomechanical properties after photorefractive keratectomy and laser in situ Keratomileusis. *Cornea* 2009;28:765-9.

¹⁸⁵ Hamilton DR, Johnson RD, Lee N, Bourla N. Differences in the corneal biomechanical effects of surface ablation compared with laser in situ keratomileusis using a microkeratome or femtosecond laser. *J Cataract Refract Surg* 2008;34:2049-56.

¹⁸⁶ Senthil S, Rathi V, Garudadri C. Misleading Goldmann applanation tonometry in a post-LASIK eye with interface fluid syndrome. *Indian J Ophthalmol* 2010; 58:333-5.

¹⁸⁷ Galal A, Artola A, Belda J, Rodríguez-Prats J, Claramonte P, Sánchez A et al. Interface corneal edema secondary to steroid-induced elevation of intraocular pressure simulating diffuse lamellar keratitis. *J Refract Surg* 2006;22:441-7.

¹⁸⁸ Nordlund ML, Grimm S, Lane S, Holland EJ. Pressure-induced interface keratitis: a late complication following LASIK. *Cornea* 2004;23:225-34.

¹⁸⁹ Calvo Arrabal MA, Bilbao-Calabuig R, Alén Cordero R, Llovet Osuna F. Atypical presentation of ocular hypertension following myopic LASIK. *Arch Soc Esp Oftalmol* 2005;80:163-70.

¹⁹⁰ Agudelo LM, Molina CA, Alvarez DL. Changes in intraocular pressure after laser in situ keratomileusis for myopia, hyperopia, and astigmatism. *J Refract Surg* 2002;18:472-4.

¹⁹¹ Svedberg H, Chen E, Hamberg-Nyström H. Changes in corneal thickness and curvature after different excimer laser photorefractive procedures and their impact on intraocular pressure measurements. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2005;243:1218-20.

¹⁹² Kohlhaas M, Spoerl E, Boehm AG, Pollack K. A correction formula for the real intraocular pressure after LASIK for the correction of myopic astigmatism. *J Refract Surg* 2006;22:263-7.

¹⁹³ Rabinowitz YS, McDonnell PJ. Computer-assisted corneal topography in keratoconus. *Refract Corneal Surg* 1989;5:400-8.

¹⁹⁴ Rabinowitz YS. Videokeratographic indices to aid in screening for keratoconus. *J Refract Surg* 1995;11:371-9.

¹⁹⁵ Arntz A, Durán JA, Pijoán JI. Subclinical keratoconus diagnosis by elevation topography. *Arch Soc Esp Oftalmol* 2003;78:659-64.

¹⁹⁶ Varssano D, Kaiserman I, Hazarbassanov R. Topographic patterns in refractive surgery candidates. *Cornea* 2004;23:602-7.

¹⁹⁷ Wei RH, Lim L, Chan WK, Tan DT. Evaluation of Orbscan II corneal topography in individuals with myopia. *Ophthalmology* 2006;113:177-83.

¹⁹⁸ Plakitsi A, O'Donnell C, Miranda MA, Charman WN, Radhakrishnan H. Corneal biomechanical properties measured with the ocular response analyser in a myopic population. *Ophthalmic Physiol Opt* 2011;31:404-12.

¹⁹⁹ Kamiya K, Shimizu K, Ohmoto F. Effect of aging on corneal biomechanical parameters using the ocular response analyzer. *J Refract Surg* 2009;25:888-93.

-
- ²⁰⁰ Kotecha A, Elsheikh A, Roberts CR, Zhu H, Garway-Heath DF. Corneal Thickness- and Age-Related Biomechanical Properties of the Cornea Measured with the Ocular Response Analyzer. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2006;47:5337-47.
- ²⁰¹ Terai N, Raiskup F, Haustein M, Pillunat LE, Spoerl E. Identification of biomechanical properties of the cornea: the ocular response analyzer. *Curr Eye Res* 2012;37:553-62.
- ²⁰² Kamiya K, Hagishima M, Fujimura F, Shimizu k. Factors affecting corneal hysteresis in normal eyes. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2008;246:1491-4.
- ²⁰³ Marsich MW, Bullimore MA. The repeatability of corneal thickness measures. *Cornea* 2000;19:792-5.
- ²⁰⁴ Cho P, Cheung SW. Repeatability of corneal thickness measurements made by a scanning slit topography system. *Ophthalmic Physiol Opt* 2002;22:505-10.
- ²⁰⁵ Gorgun E, Yenerel NM, Dinc UA, Oncel B, Kucumen RB, Oral D et al. Comparison of non-contact methods for the measurement of central corneal thickness. *Ophthalmic Surg Lasers Imaging* 2011;42:400-7.
- ²⁰⁶ González-Pérez J, González-Méijome JM, Rodríguez Ares MT, Parafita MA. Topographic paracentral corneal thickness with pentacam and orbiscan: effect of acoustic factor. *Eye Contact Lens* 2011;37:348-53.
- ²⁰⁷ Pepose JS, Feigenbaum SK, Qazi MA, Merchea M. Comparative performance of the Zyoptix XP and Hansatome zero-compression microkeratomers. *J Cataract Refract Surg* 2007;33:1386-91.

²⁰⁸ Kezirian GM, Stonecipher KG. Comparison of the IntraLase femtosecond laser and mechanical microkeratomers for laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2004;30:804-11.

²⁰⁹ Chen S, Feng Y, Stojanovic A, Jankov MR 2nd, Wang Q. IntraLase femtosecond laser vs mechanical microkeratomers in LASIK for myopia: a systematic review and meta-analysis. *J Refract Surg* 2012;28:15-24.

²¹⁰ Desai RU, Jain A, Manche EE. Long-term follow-up of hyperopic laser in situ keratomileusis correction using the Star S2 excimer laser. *J Cataract Refract Surg* 2008;34:232-7.

²¹¹ Dougherty PJ, Bains HS. A retrospective comparison of LASIK outcomes for myopia and myopic astigmatism with conventional NIDEK versus wavefront-guided VISX and Alcon platforms. *J Refract Surg* 2008;24:891-6.

²¹² Goebels SC, Seitz B, Langenbacher A. Precision of ocular response analyzer. *Curr Eye Res* 2012;37:689-93.

²¹³ Glass DH, Roberts CJ, Litsky AS, Weber PA. A viscoelastic biomechanical model of the cornea describing the effect of viscosity and elasticity on hysteresis. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2008;49:3919-26.

²¹⁴ Chen S, Chen D, Wang J, Lu F, Wang Q, Qu J. Changes in ocular response analyzer parameters after LASIK. *J Refract Surg* 2010;26:279-88.

²¹⁵ Kamiya K, Shimizu K, Ohmoto F. Time course of corneal biomechanical parameters after laser in situ keratomileusis. *Ophthalmic Res* 2009;42:167-71.

²¹⁶ Ouyang PB, Li CY, Zhu XH, Duan XC. Assessment of intraocular pressure measured by Reichert Ocular Response

Analyzer, Goldmann Applanation Tonometry, and Dynamic Contour Tonometry in healthy individuals. *Int J Ophthalmol* 2012;5:102-7.

²¹⁷ Maldonado MJ. Corneal epithelial alterations resulting from use of chlorine-disinfected contact tonometer after myopic photorefractive keratectomy. *Ophthalmology* 1998;105:1546-9.

²¹⁸ Yebra-Pimentel E, Giráldez MJ, Glez.-Méjome JM, Cerviño A, García-Resúa C, Parafita MA. Variación de la ratio longitud axial/radio córnea (LA/RC) con el estado refractivo ocular. relación con los componentes oculares. *Arch Soc Esp Oftalmol* 2004;79:317-24.

²¹⁹ Gros-Otero J, Arruabarrena-Sánchez C, Teus M. Espesor corneal central en una población sana española. *Arch Soc Esp Oftalmol* 2011;86:73-6.

²²⁰ Shen M, Fan F, Xue A, Wang J, Zhou X, Lu F. Biomechanical properties of the cornea in high myopia. *Vision Res* 2008;48:2167-71.

²²¹ Jiang Z, Shen M, Mao G, Chen D, Wang J, Qu J et al. Association between corneal biomechanical properties and myopia in Chinese subjects. *Eye* 2011;25:1083-9.

²²² Altan C, Demirel B, Azman E, Santana B, Bozkurt E, Demirok A et al. Biomechanical properties of axially myopic cornea. *Eur J Ophthalmol* 2012;22 Supl 7:24-8.

²²³ Song Y, Congdon N, Li L, Zhou Z, Choi K, Lam DS et al. Corneal hysteresis and axial length among Chinese secondary school children: the Xichang Pediatric Refractive Error Study (X-PRES) report no. 4. *Am J Ophthalmol* 2008;145:819-26.

²²⁴ Lim L, Gazzard G, Chan YH, Fong A, Kotecha A, Sim EL et al. Cornea biomechanical characteristics and their correlates with refractive error in Singaporean children. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2008;49:3852-7.

²²⁵ Radhakrishnan H, Miranda MA, O'Donnell C. Corneal biomechanical properties and their correlates with refractive error. *Clin Exp Optom* 2012;95:12-8.

²²⁶ Sedaghat MR, Sharepoor M, Hassanzadeh S, Abrishami M. The corneal volume and biomechanical corneal factors: Is there any orrelation?. *J Res Med Sci* 2012;17:32-9.

²²⁷ Hager A, Loge K, Füllhas MO, Schroeder B, Grossherr M, Wiegand W. Changes in corneal hysteresis after clear corneal cataract surgery. *Am J Ophthalmol* 2007;144:341-6.

²²⁸ de Freitas Valbon B, Ventura MP, da Silva RS, Canedo AL, Velarde GC et al. Central corneal thickness and biomechanical changes after clear corneal phacoemulsification. *J Refract Surg* 2012;28:215-9.

²²⁹ Lau W, Pye D. A clinical description of ocular response analyzer measurements. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2011;52:2911-16.

²³⁰ Bayoumi NH, Bessa AS, El Massry AA. Ocular response analyzer and goldmann applanation tonometry: a comparative study of findings. *J Glaucoma* 2010;19:627-631.

²³¹ Hashemi H, Mehravaran S. Corneal changes after laser refractive surgery for myopia: comparison of Orbscan II and Pentacam findings. *J Cataract Refract Surg* 2007;33:841-7.

²³² Sy ME, Ramirez-Miranda A, Zarei-Ghanavati S, Engle J, Danesh J, Hamilton DR. Comparison of posterior corneal

imaging before and after LASIK using dual rotating scheimpflug and scanning slit-beam corneal tomography systems. *J Refract Surg* 2013;29:96-101.

²³³ Nishimura R, Negishi K, Dogru M, Saiki M, Arai H et al. Effect of age on changes in anterior chamber depth and volume after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2009;35:1868-72.

²³⁴ Nishimura R, Negishi K, Saiki M, Arai H, Shimizu S, Toda I, Tsubota K. No forward shifting of posterior corneal surface in eyes undergoing LASIK. *Ophthalmology* 2007;114:1104-10.

²³⁵ Uzbek AK, Kamburoğlu G, Mahmoud AM, Roberts CJ. Change in biomechanical parameters after flap creation using the Intralase femtosecond laser and subsequent excimer laser ablation. *Curr Eye Res* 2011;36:614-9.

²³⁶ Gatinel D, Chaabouni S, Adam PA, Munck J, Puech M, Hoang-Xuan T. Corneal hysteresis, resistance factor, topography, and pachymetry after corneal lamellar flap. *J Refract Surg* 2007;23:76-84.

²³⁷ de Medeiros FW, Sinha-Roy A, Alves MR, Wilson SE, Dupps WJ Jr. Differences in the early biomechanical effects of hyperopic and myopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2010;36:947-53.

²³⁸ Gatinel D, Hoang-Xuan T, Azar DT. Volume estimation of excimer laser tissue ablation for correction of spherical myopia and hyperopia. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2002;43:1445-9.

²³⁹ Dupps WJ Jr. Biomechanical modeling of corneal ectasia. *J Refract Surg* 2005;21:186-90.

²⁴⁰ Schweitzer C, Roberts CJ, Mahmoud AM, Colin J, Maurice-Tison S, Kerautret J. Screening of forme fruste keratoconus with the ocular response analyzer. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2010;51:2403-10.

²⁴¹ Labiris G, Gatzoufas Z, Sideroudi H, Giarmoukakis A, Kozobolis V, Seitz B. Biomechanical diagnosis of keratoconus: evaluation of the keratoconus match index and the keratoconus match probability. *Acta Ophthalmol* 2013;91:258-62.

²⁴² Jarade EF, Abi Nader FC, Tabbara KF. Intraocular pressure measurement after hyperopic and myopic LASIK. *J Refract Surg* 2005;21:408-10.

²⁴³ Toshino A, Uno T, Ohashi Y, et al. Transient keratectasia caused by intraocular pressure elevation after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg*. 2005;31:202–204.

²⁴⁴ Hiatt JA, Wachler BS, Grant C. Reversal of laser in situ keratomileusis-induced ectasia with intraocular pressure reduction. *J Cataract Refract Surg*. 2005;31:1652–1655.

²⁴⁵ McMonnies CW. Intraocular pressure spikes in keratectasia, axial myopia, and glaucoma. *Optom Vis Sci* 2008;85:1018-26.

²⁴⁶ Lanzagorta A, Martínez R, Peris C, Menezo JL. Tonometría en las ectasias corneales. En: Peris C y Menezo JL. Tratamiento de la ectasia corneal. 1ª Ed. Madrid: Sociedad Española de Oftalmología; 2007. p. 58-66.