

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE MEDICINA  
Departamento de Oftalmología**



**CALIDAD VISUAL EN LASIK HIPERMETRÓPICO**

**MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR  
PRESENTADA POR**

**Fernando Llovet Osuna**

Bajo la dirección del doctor

José Manuel Benítez del Castillo Sáez

**Madrid, 2008**

- **ISBN: 978-84-692-0080-3**

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE  
MADRID**

**FACULTAD DE MEDICINA**

**Departamento de Oftalmología**



**CALIDAD VISUAL EN LASIK  
HIPERMETRÓPICO**

**TESIS DOCTORAL**

**Fernando Llovet Osuna**

**MADRID 2007**

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE  
MADRID**

**FACULTAD DE MEDICINA**

**Departamento de Oftalmología**



**CALIDAD VISUAL EN LASIK  
HIPERMETRÓPICO**

**TESIS DOCTORAL**

Autor: Fernando Llovet Osuna

Director: José Manuel Benítez del Castillo Sánchez  
Catedrático de Oftalmología  
Hospital Clínico San Carlos  
Universidad Complutense de Madrid

**MADRID 2007**

**D. JOSÉ MANUEL RAMÍREZ SEBASTIÁN,**

Director del Departamento de Oftalmología y Otorrinolaringología de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid.

CERTIFICA:

Que la Tesis Doctoral presentada por **D. Fernando Llovet Osuna**, titulada "CALIDAD VISUAL EN LASIK HIPERMETRÓPICO", ha sido realizada bajo la dirección del **Profesor Dr. D. JOSÉ MANUEL BENÍTEZ DEL CASTILLO SÁNCHEZ**, y revisado su contenido, quedo conforme con su presentación para ser juzgada.

Y para que conste lo firmo en Madrid a 10 de  
Septiembre de 2007

**D. JOSÉ MANUEL BENÍTEZ DEL CASTILLO**

SÁNCHEZ, Catedrático de Oftalmología, Hospital Clínico  
San Carlos, Universidad Complutense de Madrid.

CERTIFICA:

Que el presente trabajo del Licenciado en Medicina y Cirugía **D. FERNANDO LLOVET OSUNA**, presentado para optar al grado de Doctor en Medicina y Cirugía, bajo el título "**CALIDAD VISUAL EN LASIK HIPERMETRÓPICO**", ha sido realizada bajo mi dirección y considero reúne las condiciones necesarias para ser defendido ante el tribunal correspondiente.

Y para que conste lo firmo en Madrid a 10 de  
Septiembre de 2007

A mi amigo y maestro Julio Baviera

A Adela, mi madre, y Fernando (q.e.p.d.) mi  
padre.

A mis hijas Andrea y Claudia,  
y a su madre Ana

## AGRADECIMIENTOS:

A José Manuel Benítez Del Castillo. Un ser humano excepcional. Mamé me ha honrado dirigiendo esta Tesis.

A Eduardo Baviera y Luis Miguel Raga, por confiar en mí.

A Jaime Beltrán, si cuya ayuda incondicional este trabajo no hubiese sido posible.

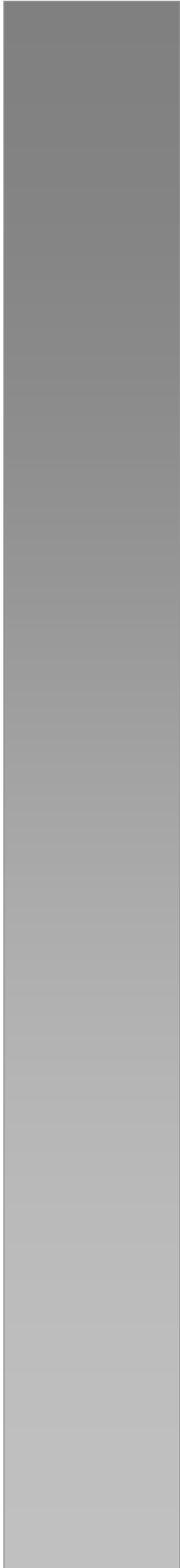
A Ahmed Galal, un amigo, cuyo trabajo en esta tesis ha sido encomiable.

A Manuel Raga, infatigable apoyo y gran persona.

A mis compañeros Jesús Sánchez, Celia Segura y Carmen Moret, por su colaboración.

Al Departamento de Óptica y Optometría de Clínica Baviera, en particular a Vanesa Zaro, María Jesús Gimeno, Raquel Nieto, Fernando Gómez y Gema Álvarez.

Al personal de Enfermería de la Clínica Baviera de Valencia.



## ÍNDICE

## ÍNDICE DE CAPÍTULOS:

<b>JUSTIFICACIÓN</b> .....	1
<b>HIPÓTESIS DE TRABAJO</b> .....	7
<b>OBJETIVOS</b> .....	8
<b>INTRODUCCIÓN</b>	
I. <span style="float: right;">HIPERMETROPÍA</span>	
.....	9
I.I. Definición .....	9
I.II. Epidemiología y Clasificación .....	9
I.III. Etiología y Tipos de Hipermetropía .....	11
II. ANATOMÍA APLICADA A LA CÓRNEA	
II.I. Definición .....	12
II.II. Morfología corneal .....	13
II.III. Capas de la córnea .....	13
II.IV. Peculiaridades .....	16
II.V. La córnea y cirugía refractiva .....	17
III. FISIOLÓGÍA DE LA VISIÓN	
III.I. Sintomatología, signos y complicaciones de la hipermetropía .....	19
III.II. Acomodación .....	20
III.III. Función visual .....	24
III.III.I. Agudeza visual .....	25
III.III.I.1. Definición .....	25
III.III.I.2. Test de Snellen .....	26
III.III.I.3. Tipos de test utilizados .....	29
III.III.II. Factores que influyen en la agudeza visual .....	29
III.IV. Sensibilidad al contraste .....	30
III.IV.I. Concepto .....	30
III.IV.II. Percepción del contraste por el ojo humano .....	31
III.IV.III. Medida de la sensibilidad al contraste .....	32
III.IV.III.1. Pruebas de medición de la sensibilidad al contraste .....	34
III.IV.IV. Sensibilidad al contraste en sujetos normales .....	36

III.IV.V. Ametropías y sensibilidad al contraste .....	37
III.V. Aberraciones oculares.....	38
III.V.I. Introducción .....	38
III.V.I.1 Factores que empeoran la visión .....	43
III.V.II. Aberraciones ópticas .....	44
III.V.II.1. Concepto de aberración.....	44
III.V.II.2. Clasificación de las aberraciones.....	45
III.V.II.3. Factores que modifican las aberraciones.....	49
III.V.III. Medición de las aberraciones. Aberrómetros.....	52
III.V.III.1. Introducción.....	52
III.V.III.2. Refracción basada en el frente de onda.....	52
III.V.III.3. Aberración del frente de onda.....	53
III.V.III.4. Sensores del frente de onda.....	54
III.V.IV. Cuantificación del efecto de las aberraciones.....	66
III.V.IV.1. Función de transferencia de modulación .....	67
III.V.IV.2. Raíz de la media de los cuadrados.....	69
III.V.IV.3. Función de dispersión de un punto .....	70
III.V.IV.4. Cociente de Strehl.....	70
III.V.IV.5. Polinomios de Zernike .....	71
IV. CIRUGÍA REFRACTIVA DE LA HIPERMETROPÍA .....	73
IV.I. Introducción .....	73
IV.II. Queratotomía Hexagonal.....	75
IV.III. Termoqueratoplastia .....	77
IV.III.I. Termoqueratoplastia Radial .....	78
IV.III.II. Termoqueratoplastia con Diodo .....	79
IV.III.III. Lasertermoqueratoplastia.....	81
IV.III.III.1. Termoqueratoplastia de contacto con Ho:YAG .....	82
IV.III.III.2. Termoqueratoplastia de no contacto con Ho:YAG.....	84
IV.IV. Queratoplastia Conductiva .....	89
IV.V. Técnicas Intraoculares .....	93
IV.V.I. Lentes intraoculares fáquicas .....	93
IV.V.I.1. Lentes fáquicas de cámara anterior .....	93
IV.V.I.2. Lentes fáquicas de cámara posterior.....	95
IV.V.II. Lentes intraoculares pseudofáquicas.....	97
IV.VI. Cirugía lamelar de la córnea.....	101
IV.VI.I. Técnica de Barraquer-Krumeich-Swinguer.....	103

IV.VI.II. Queratomileusis in situ .....	103
IV.VI.III. Queratofaquia y Epikeratoplastia.....	104
IV.VI.IV. Queratoplastia lamelar automatizada.....	105
IV.VII. Microqueratomo, espesor del corte y del lecho estromal.....	108
IV.VII.I. Microqueratomo .....	108
IV.VII.II. Antecedentes del microqueratomo.....	108
IV.VII.III. Microqueratomos modernos.....	110
IV.VII.IV. Espesor del corte, lecho estromal y lentículo .....	115
IV.VIII. Queratomileusis con laser excimer .....	118
IV.VIII.I. Principios del laser excímer .....	118
IV.VIII.II. Tratamientos de superficie (PRK, LASEK, Epi-LASIK).....	126
IV.VIII.III. Queratomileusis asistida con laser excimer (LASIK) .....	138
IV.VIII.III.1. Introducción.....	138
IV.VIII.VII.2. Tres técnicas quirúrgicas de LASIK.....	141
IV.VIII.VII.3. Factores de influencia del LASIK en la córnea.....	141
IV.VIII.VII.4. Inconvenientes del tratamiento .....	143
IV.VIII.VII.5. Ventajas de H-LASIK .....	144

## **MATERIAL Y MÉTODOS**

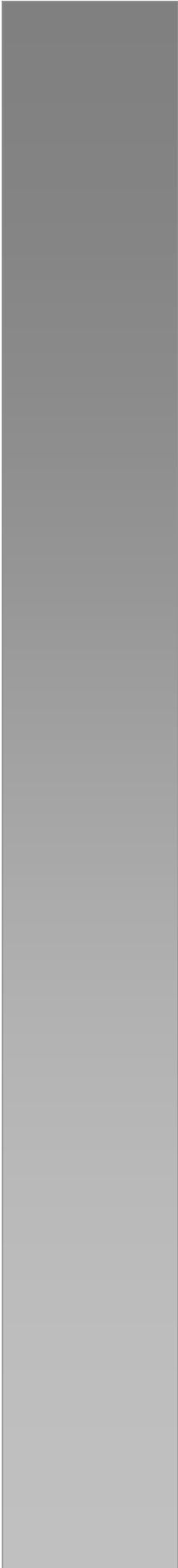
I. ÁMBITO DE LA POBLACIÓN DE ESTUDIO .....	146
II. METODOLOGÍA.....	146
II.I. Anamnesis.....	146
II.I.I. Datos de filiación.....	146
II.I.II. Antecedentes familiares y personales .....	146
II.I.II.1. Antecedentes familiares oftalmológicos.....	146
II.I.II.2. Antecedentes personales generales.....	147
II.I.II.3. Antecedentes personales oftalmológicos.....	147
II.II. Exploración oftalmológica .....	148
II.II.I. Agudeza visual .....	149
II.II.II. Refracción manifiesta y bajo cicloplejia.....	149
II.II.III. Pupilometría videoqueratoscópica.....	150
II.II.IV. Tonometría de no contacto.....	150
II.II.V. Topografía corneal .....	150
II.II.VI. Paquimetría corneal .....	156
II.II.VII. Aberrometría.....	157
II.II.VII.1. Aparatos .....	157

II.II.VII.2. Cálculos .....	159
II.II.VIII. Sensibilidad al contraste .....	159
II.III. Valoración ocular .....	160
II.III.I. Segmento anterior .....	160
II.III.I.1. Estado de la superficie corneal .....	161
II.III.I.2. Estado del cristalino .....	161
II.III.I.3. Otros hallazgos .....	161
II.III.I.4. Movilidad ocular extrínseca .....	162
II.III.II. Fondo de ojo .....	162
II.IV. Criterios de inclusión .....	163
II.V. Criterios de exclusión .....	163
II.VI. Algoritmo de decisión para cirugía LASIK de la hipermetropía .....	164
II.VII. Técnica quirúrgica .....	165
II.VII.I. Campo operatorio .....	165
II.VII.II. Queratomileusis .....	166
II.VII.III. Paquimetría intraoperatoria .....	168
II.VII.IV. Ablación laser excimer .....	168
II.VII.IV.1. Mel-80 G-Scan .....	168
II.VII.IV.2. Ablación estromal refractiva .....	170
II.VII.V. Recolocación del colgajo .....	171
II.VIII. Manejo postoperatorio .....	171
II.VIII.I. Tratamiento postoperatorio .....	172
II.VIII.II. Controles postoperatorios .....	172
III. SOLICITUD DEL CONSENTIMIENTO INFORMADO .....	173
IV. ESTUDIO ESTADÍSTICO .....	174
V. ENCUESTA DE CALIDAD .....	175
<b>RESULTADOS</b>	
I. ESTUDIO DE LA POBLACIÓN SELECCIONADA .....	177
II. ESTUDIO DE LOS DATOS REFRACTIVOS Y VISUALES .....	179
II.I. Distribución de la hipermetropía en el grupo Total .....	180
II.I.I. Distribución de la esfera .....	180
II.I.II. Distribución del astigmatismo .....	181

II.I.III. Distribución del Equivalente Esférico.....	182
II.II. Grupo Total: Datos visuales y refractivos.....	183
II.II.I. Descripción de los datos visuales y refractivos.....	183
II.II.II. Evolución de la agudeza visual sin corrección y con corrección.....	185
II.II.III. Evolución de esfera, cilindro y equivalente esférico.....	187
II.III. Grupo 1: Datos visuales y refractivos.....	190
II.III.I. Descripción de los datos visuales y refractivos.....	190
II.III.II. Evolución de la agudeza visual sin corrección y con corrección.....	192
II.III.III. Evolución de esfera, cilindro y equivalente esférico.....	194
II.IV. Grupo 2: Datos visuales y refractivos.....	197
II.IV.I. Descripción de los datos visuales y refractivos.....	197
II.IV.II. Evolución de la agudeza visual sin corrección y con corrección.....	199
II.IV.III. Evolución de esfera, cilindro y equivalente esférico.....	201
II.V. Estudio estadístico de los valores visuales y refractivos de los tres grupos.....	204
III. ESTUDIO DE LOS DATOS QUERATOMÉTRICOS.....	205
III.I. Descripción y análisis de los datos queratométricos de los tres grupos.....	207
III.II. Evolución de la queratometría.....	207
III.II.I. Evolución de la queratometría en el Grupo Total.....	207
III.II.II. Evolución de la queratometría en el Grupo 1.....	208
III.II.III. Evolución de la queratometría en el Grupo 2.....	209
III.III. Estudio estadístico de los valores queratométricos de los tres grupos.....	210
IV. ESTUDIO DE LA SENSIBILIDAD AL CONTRASTE.....	211
IV.I. Descripción y análisis de los datos de SC en el Grupo Total.....	211
IV.II. Descripción y análisis de los datos de SC en el Grupo 1.....	213
IV.III. Descripción y análisis de los datos de SC en el Grupo 2.....	215
IV.IV. Estudio estadístico de los valores de SC en los tres grupos.....	217
V. ESTUDIO DE LAS ABERRACIONES ÓPTICAS.....	218
V.I. Descripción y análisis de los datos de las AO en el Grupo Total.....	219
V.II. Descripción y análisis de los datos de las AO en el Grupo 1.....	222
V.III. Descripción y análisis de los datos de las AO en el Grupo 2.....	225
V.IV. Análisis comparativo de las AO de bajo y alto orden en los 3 grupos.....	228
V.IV.I. Comparativo de aberraciones de bajo orden.....	228
V.IV.II. Comparativo de aberraciones de alto orden.....	229

---

VI. ESTUDIO DE LA EFICACIA, SEGURIDAD, EFECTIVIDAD Y PREDICTIBILIDAD .....	231
VI.I. Seguridad.....	231
VI.II. Eficacia.....	235
VI.III. Efectividad.....	239
VI.IV. Predictibilidad.....	241
VII. COMPLICACIONES .....	247
VIII. ESTUDIO DE LA CALIDAD Y DE LA SATISFACCIÓN DE LOS PACIENTES.....	248
<b>DISCUSIÓN</b> .....	250
<b>CONCLUSIONES</b> .....	307
<b>BIBLIOGRAFÍA</b> .....	308
<b>ABREVIATURAS</b> .....	338
<b>ANEXOS</b>	



**JUSTIFICACIÓN**

La **hipermetropía** es un defecto de refracción consistente en que el enfoque de las imágenes, en el ojo no acomodado, se produce por detrás de la retina.

El estado refractivo del ojo humano depende de cuatro variables: el poder refractivo corneal, el poder refractivo del cristalino, la profundidad de la cámara anterior y la longitud axial del globo ocular.

La causa más frecuente del defecto hipermetrópico es una disminución del eje anteroposterior del ojo (ojo corto, hipermetropía axial) determinada genéticamente; si bien existen otros tipos de hipermetropías (de curvatura, de índice y por alteración de la posición del cristalino).

Aunque es una ametropía muy frecuente su corrección quirúrgica ha ido siempre por detrás de los avances en el terreno de la miopía. (Esquenazi, Bui et al. 2006)

Los procedimientos para la **corrección quirúrgica** de la hipermetropía son muy variados (Yamashita 1986 ;McGhee 1997; Neumann 1990; Ismail 2002), pudiendo ser divididos para su clasificación en: técnicas corneales y técnicas intraoculares.

Las técnicas corneales se basan fundamentalmente en conseguir un aumento de la curvatura central de la córnea y posibilitar un enfoque más anterior de imagen, llevándola a la retina visual. Las técnicas corneales se pueden clasificar en: técnicas que buscan modificar el estado refractivo ocular sin eliminar tejido corneal (denominadas técnicas corneales no sustractivas), técnicas que eliminan tejido corneal moldeando la córnea,

(definidas como sustractivas) y aquellas otras que adicionan tejido a la estructura de la córnea (técnicas aditivas).

Entre las técnicas no sustractivas, las más conocidas son: la queratotomía Hexagonal (HK), la termoqueratoplastia con laser holmium (LTK), la termoqueratoplastia con laser diodo (DTK), y la queratoplastia conductiva (CK).

Otras técnicas quirúrgicas corneales, como la epiqueratofaquia o el implante de lentes intracorneales, realmente son técnicas aditivas.

Y por último las nominadas técnicas sustractivas. Las técnicas de superficie, como la PRK (queratectomía foto-refractiva con laser excimer), y sus variantes más modernas, como son el LASEK (queratectomía subepitelial) y el EPI-LASIK (queratectomía subepitelial automatizada), por un lado, y las técnicas lamelares, como el LASIK (queratomileusis in situ), por otro, han tratado de modificar la estructura corneal mediante la eliminación de tejido, consiguiendo variar el poder refractivo del ojo con el objetivo de alcanzar la emetropía. Son las técnicas refractivas de mayor éxito en los últimos años; han estado ligadas al uso del laser excimer sobre la córnea, para la corrección quirúrgica de la miopía, hipermetropía y astigmatismo. (Camellin 2003; Anderson, Beran et al. 2002; Shortt and Allan 2006)

El **LASIK** sigue siendo, hoy en día, la técnica de elección para la mayoría de los cirujanos, en lo que se refiere a la corrección de las ametropías situadas en el espectro refractivo de: hasta las 12 D (dioptrías) de miopía, las 6 D de hipermetropía y las 5 D de astigmatismo (Doane, Koppes et al. 1996; Gimbel and Levy 1998; Manche, Carr et al. 1998; Durrie and Aziz 1999; Lindstrom, Hardten et al. 1999; Arbelaez and Knorz 1999; Salz and Stevens 2002). Seguido por las mencionadas PRK, LASEK

y EPI-LASIK. Las técnicas de corrección intraocular de las ametropías (el implante de lentes fáquicas o pseudofáquicas -extracción del cristalino transparente-) siguen en ascenso. (Fechner, Haigis et al. 1996; Davidorf, Zaldivar et al. 1998; Rosen and Gore 1998; Siganos and Pallikaris 1998; Preetha, Goel et al. 2003) Por el contrario la HK está en desuso, y se observa un declive progresivo de la LTK (Comaish and Lawless 2003; Huang 2003) y DTK (Geerling, Koop et al. 1999)(Geerling 1999), existiendo una corriente favorable al uso de CK. (Kornmehl 2004)

El LASIK, respecto a otras técnicas mencionadas, aporta importantes ventajas, tales como ser una técnica mínimamente invasiva, con escasa repercusión en el proceso de cicatrización corneal, lo cual influirá en los fenómenos de regresión y opacidad corneal postoperatoria. Se realiza con anestesia tópica, su ejecución es rápida, es indolora, es de manejo ambulatorio y la recuperación visual, con la consecuente reincorporación a la normal actividad laboral, se produce en escaso tiempo, y con un alto grado de satisfacción (el-Agha, Johnston et al. 2000; El-Agha, Bowman et al. 2003; El-Agha, Johnston et al. 2003) ; la baja incidencia de complicaciones, el conocimiento exhaustivo de las mismas y su prevención y manejo la definen como una técnica segura. (Pallikaris, Katsanevaki et al. 2002)

Es preciso mencionar una serie aspectos determinantes derivados de la complejidad del ojo hipermetrope ante en la cirugía con **H-LASIK** (laser in situ hipermetrópico). (Chen, Izadshenas et al. 2002) Suele tratarse de un globo ocular pequeño, con una córnea habitualmente plana, lo que produce mayor incidencia (Albelda-Vallés 2007), que en corneas más curvas, de complicaciones intraoperatorias, algunas de ellas derivadas de la dificultad de mantener la succión en un ojo pequeño, al precisar el uso de un anillo de succión grande; y también postoperatorias, tales como la elevada incidencia de queratitis

punteada superficial. El patrón laser de ablación hipermetrópica de tejido corneal precisa de la obtención de un lentículo corneal (colgajo, lamela o *flap*) de amplio diámetro, con el consecuente aumento de la incidencia de hemorragia sobre la periferia del lecho estromal, derivada de la neovascularización corneal, usual en portadores de lentes de contacto (LC).

(Knorz, Jendritza et al. 1999; Ambrosio and Wilson 2001; Gierak-Ciaciura 2002; Tabbara, El-Sheikh et al. 2003)

Sin embargo, la corrección quirúrgica de la hipermetropía sigue siendo un desafío de la cirugía refractiva, a pesar de los importantes avances tecnológicos que han tenido lugar en los últimos años, de las mejoras en los láseres, con softwares más eficaces, del aumento en el tamaño de las zonas de la ablación, del *spot* multipunto, de los sistemas activos de seguimiento ocular, o de los modernos microqueratomos, que proporcionan lentículos más anchos. (Argento, Cosentino et al. 1997; Buzard and Fundingsland

1999; Juhas, Kozak et al. 1999; O'Brart 1999; Argento and Cosentino 2000; Azar and Primack 2000; El-Agha,

Bowman et al. 2003; El-Agha, Johnston et al. 2003; Sciscio, Hull et al. 2003)

Clásicamente las gafas y lentes de contacto han corregido los defectos de refracción del globo ocular, tales como la hipermetropía, para conseguir una agudeza visual normal. Pero en las últimas décadas se ha desarrollado la cirugía refractiva, en un intento de mejorar la **calidad visual** de los pacientes. En concreto la cirugía refractiva con laser excimer y muy especialmente la técnica LASIK (laser in situ queratomileusis) ha supuesto un gran avance en este sentido.

Esta es una cirugía electiva, demandada por un nicho de población creciente, para eliminar una disfunción visual que afecta a la calidad de vida del individuo. La cirugía refractiva proporciona unas óptimas condiciones

visuales de forma que una mejor eficiencia visual puede originar un alto grado de satisfacción entre los pacientes operados y además facilita la integración en la vida social y laboral. (Rubio-Cuevas 2007)

La inducción, por la propia cirugía laser, de aberraciones ópticas (Albarran-Diego, Munoz et al. 2006), analizadas con los modernos aberrómetros, así como la alteración de la sensibilidad al contraste, conforman, junto con los resultados visuales y refractivos, el grado de satisfacción final del paciente operado. (Cobo-Soriano, Calvo et al. 2005). Todo ello nos impulsa a determinar, mediante su análisis, los resultados refractivos, la estabilidad y la calidad visual, en los pacientes intervenidos mediante LASIK hipermetrópico (H-LASIK).

En preciso, para disponer de un conocimiento adecuado de dichas mejoras en la calidad visual y por tanto en la calidad de vida, evaluar la influencia de la cirugía refractiva sobre la calidad de visión, calidad percibida de visión y grado de satisfacción del paciente, así como el cumplimiento de las expectativas previas a la cirugía refractiva y comparación de los resultados con las pruebas oftalmológicas y optométricas (agudeza visual con y sin corrección, refracción ocular, prueba de sensibilidad al contraste y aberraciones ópticas) antes y después de cirugía refractiva. (Merallo Lloves 2003)

El concepto de **calidad de vida** tiene en la actualidad una relevancia importante, ya que la mayor expectativa de vida de la población ha mejorado a expensas de un mayor número de personas con algún grado de discapacidad, y de personas con enfermedades crónicas que padecen los efectos de su enfermedad y del mismo tratamiento. Debido a que la calidad de vida se basa en mediciones con una carga variable de subjetividad, se

requiere de métodos de evaluación válidos, reproducibles y confiables. El mejor conocimiento de las evaluaciones para medir calidad de vida permitirá incorporar estos instrumentos en la evaluación integral de individuos, en la conducción de ensayos clínicos y en la investigación de servicios de salud.

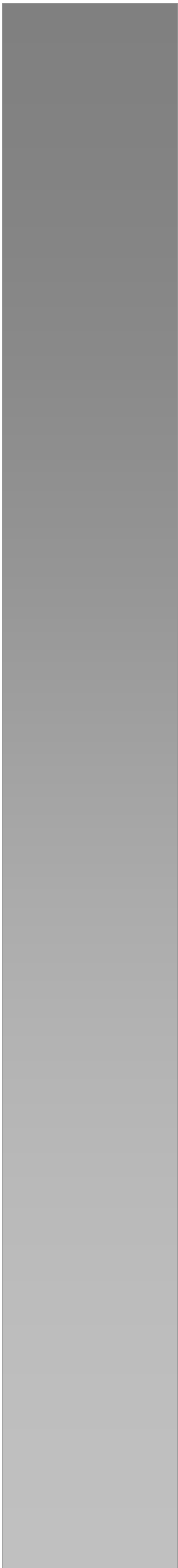
(Felce 1995)

Existen múltiples instrumentos que se han diseñado para evaluar las dimensiones que integran las mediciones de salud y de calidad de vida. Se deben considerar algunos conceptos básicos al evaluar calidad de vida ya que, siendo un concepto multidimensional, es difícil decidir qué variables deben incluirse y ello depende de la finalidad del estudio. Los instrumentos para medir la calidad de vida se han diseñado con diversos propósitos.

(McDonnell 2003) Para conocer y comparar el estado de salud entre poblaciones (aspecto fundamental para estrategias y programas en políticas de salud), y para evaluar el impacto de ciertas intervenciones terapéuticas para modificar los síntomas y función física a través del tiempo. La calidad de vida es un fenómeno que se afecta tanto por la enfermedad como por el tratamiento (por sus efectos adversos). Los instrumentos para medir calidad de vida deben verse como herramientas adicionales del clínico en la evaluación integral del paciente. En esta tesis analizamos la calidad visual del tratamiento quirúrgico, cirugía refractiva, de la hipermetropía con H-LASIK (queratomileusis in situ hipermetrópica), por considerarla un método válido, entre otros, para evaluar la calidad de vida, así como proporcionar un instrumento genérico y específico disponible para evaluarla.

Dado el constatado interés de la población en el tratamiento de los defectos refractivos oculares, el aumento progresivo del mismo entre las personas con defectos hipermetrópicos, así como su trascendente impacto

social, estimamos que queda justificado este estudio, que tiene como fin último mejorar la calidad visual de los pacientes y por ende su calidad de vida.



**HIPÓTESIS DE TRABAJO**

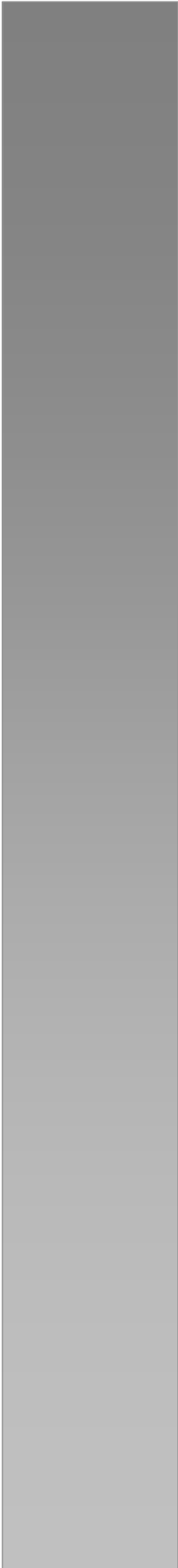
---

Mediante un estudio prospectivo sobre una muestra de tamaño adecuado, de ojos de pacientes intervenidos con la técnica LASIK (queratomileusis asistida con laser excimer), para corregir el defecto refractivo hipermetrópico, es posible determinar los resultados refractivos y visuales, la calidad de la visión y la satisfacción de los pacientes.

Para evaluar los parámetros visuales y refractivos hemos determinado: la **eficacia** (definida como porcentaje de ojos sin cambio o con ganancia de agudeza visual (AV), medida en líneas de Snellen (agudeza visual sin corrección –AVSC- postoperatoria y agudeza visual con corrección –AVCC- preoperatoria), así como el porcentaje de ojos con AVSC preoperatoria y postoperatoria mayor de 0,5), la **seguridad** (expresada como el porcentaje de ojos con pérdida de más de dos líneas entre AVCC preoperatoria y postoperatoria), la **predictibilidad** (utilizamos el porcentaje de los ojos que alcanzan un equivalente esférico -EE- entre  $\pm 1,00$  y  $\pm 0,50$  dioptrías) y la **estabilidad** (valorando los cambios queratométricos).

La calidad visual se determina mediante el análisis de: el cambio en las **aberraciones ópticas**, que se evalúan con el sistema *Zywave* de Baush & Lomb (basado en método Hartmann-Shack) y las variaciones en la **sensibilidad al contraste**, medidas con el *Vector Vision CSV-1000E* (a una distancia entre 2,1-2,7 metros, con una iluminación del test de 85 cd/mm, y en un tiempo máximo entre 30-40 segundos por ojo).

La **satisfacción** del paciente se recoge en una encuesta de calidad realizada al alta.



**OBJETIVOS**

Para la demostración de estas hipótesis, se han establecido los siguientes **Objetivos:**

**I. Evaluar los indicadores del resultado visual.**

Estimando y comprobando la eficacia y la seguridad del tratamiento del defecto hipermetrópico con la técnica LASIK

**II. Evaluar los indicadores de la predictibilidad.**

Analizando los resultados refractivos de la técnica, en equivalente esférico.

**III. Evaluar los indicadores de la calidad visual.**

Determinando los cambios postquirúrgicos en las aberraciones ópticas y en la sensibilidad al contraste.

**IV. Determinar la estabilidad.**

Evaluando el patrón de evolución y regresión de la queratometría.

**V. Determinar la satisfacción de los pacientes.**

Mediante una encuesta individualizada, que evalúe el resultado subjetivo de la intervención.



# INTRODUCCIÓN

---

# I. HIPERMETROPÍA

## I.I. DEFINICIÓN

El término "hipermetropía" viene del griego "hypér" (exceso), "metron" (medida) y "ops" (ojo). La misma palabra nos indica su descripción: es un estado caracterizado porque el sistema óptico del ojo ("ops"), lleva la imagen del objeto de atención visual a una distancia, cuya medida ("metron") es excesiva ("hypér").

La hipermetropía es un defecto de refracción consistente en que el enfoque de las imágenes en el ojo no acomodado se produce por detrás de la retina, formando en ésta un círculo de difusión, que ocasiona una imagen borrosa (Abrams 1978, Belmonte 1989). Aunque es un defecto conocido desde antiguo, fue definido perfectamente en el siglo pasado por Donders (1858) y Helmholtz (1859).

La hipermetropía es la refracción que con más frecuencia aparece en peces, anfibios, reptiles, pájaros y mamíferos. El grado de la misma es mayor en animales pequeños y cuanto mayor es el grado evolutivo en la escala animal menor es el grado de hipermetropía. En el hombre la refracción más frecuente es un bajo grado de hipermetropía; siendo los defectos elevados muy escasos. (O'Hara 1992)

## I.II. EPIDEMIOLOGÍA Y CLASIFICACIÓN

La hipermetropía es el estado refractivo normal durante la edad pediátrica. (Repka, 1991) Tiende a aumentar ligeramente durante la primera infancia, decrece durante la adolescencia, queda estacionaria en la edad media

---

y puede volver a aumentar en la senectud, debido a los cambios del cristalino.

La historia natural del defecto refractivo ha sido el tema central de numerosas investigaciones. Estas han sido bien resumidas por Curtin.<sup>(Curtin, 1985)</sup> Al nacer el ojo tiene aproximadamente 3 D de hipermetropía. Durante mucho tiempo se había creído que el estado refractivo disminuía, de la hipermetropía alta del nacimiento, durante toda la niñez, hasta el principio de la edad adulta. Brown<sup>(Brown 1939)</sup> descubrió que la hipermetropía aumenta hasta los 7 años y después disminuye. Algunos estudios han insinuado esto puede ser inexacto, mostrando una disminución equilibrada de la hipermetropía durante la niñez<sup>(Hirsch 1964)</sup>. Y se comunica una prevalencia del 25 % a los 13 años de edad.

En los niños que llevan gafas el porcentaje de ellos con hipermetropía disminuye de un 66 % de la edad de 4 a 5 años a un 11 % de los 12 a los 17 años. Algunos autores<sup>(Brown 1939; Slataper 1950)</sup> sostienen que la hipermetropía aumenta entre los 3 y los 7 años de edad, pero otras opiniones sugieren que estos datos pueden ser erróneos<sup>(Sher 1997)</sup>. En un estudio de 93 niños con hipermetropía superior a 4 D a los 9 meses de edad, la disminución de la misma a los 3,5 años fue sólo de 0,5 a 0,75 D<sup>(Atkinson 1993)</sup>.

Durante la edad adulta la hipermetropía es relativamente estable. Antes de los 50 años hay poca variación. A partir de este momento se inicia un marcado incremento de la misma. Wang y cols<sup>(Wang, Li et al. 1995)</sup> han comunicado la prevalencia de defectos refractivos en 4.926 adultos de más de 43 años de edad; concluyen que la hipermetropía es mucho más frecuente en el rango de edad de los 65 a 74 (67 %) que en el de 43 a 54 años (22 %). Este incremento podría ser debido a cambios en la estructura del cristalino y a modificaciones en su radio de curvatura.

Un estudio de los errores refractivos en Estados Unidos de América (EEUU), Europa Occidental (EO) y Australia, realizados en población de 40

---

años de edad, estima que la prevalencia de hipermetropía de 3 D ó más es del 9.9 % en EEUU, 11,6 % en EO y 5,8 % en Australia. Siendo la tasa de miopía (con más de 1 D) de 25,4 %, 26,6 % y 16,4 % respectivamente. (Kempen 2004 )

De acuerdo con los datos del Gabinete del Censo de Población de EEUU aproximadamente el 22 % de la población es hipermetrope. (Esquenazi, Bui et al. 2006) En la hipermetropía no hay correlación con el sexo del individuo. Viene más determinada por la herencia que por factores ambientales. (Slamovits 1996) Se clasifica la hipermetropía, según la magnitud del defecto, en tres grados diferentes: (Cárceles 2003)

Hipermetropía baja: entre 1 a 3 dioptrías.

Hipermetropía moderada: entre 3 a 6 dioptrías.

Hipermetropía alta: de 6 dioptrías en adelante.

### I.III. ETIOLOGÍA Y TIPOS DE HIPERMETROPÍA

Históricamente la etiología de la miopía ha sido ampliamente debatida (Mutti 1995), tanto por la progresividad en la evolución del ojo miope y como por las importantes secuelas visuales que puede llegar a original, principalmente la miopía magna. Por el contrario la hipermetropía, defecto relativamente más estable, ha sido menos nominada en la literatura médica (Grosvenor 1971).

Este tipo de ametropía puede ser debida a la disminución de cuatro factores: a) la curvatura de la córnea o del cristalino; b) la longitud del eje antero-posterior del ojo; c) la distancia del cristalino a la retina y d) al índice de refracción de los medios refringentes oculares.

En la **hipermetropía axial** la longitud antero-posterior del globo ocular es anormalmente corta.

La **hipermetropía patológica, secundaria o de curvatura** es la

---

producida por alteraciones o afecciones oculares independientes de las ametropías convencionales. Entre las malformaciones congénitas destaca la microftalmía, que puede provocar hipermetropía alta. Puede aparecer hipermetropía por la existencia de una córnea excesivamente plana, como ocurre en la esclerocórnea. (Friede 1921; Gil-Gibernau 1997)

Un **acortamiento patológico del globo ocular** por compresión del polo posterior por tumores orbitarios o por procesos inflamatorios puede provocar hipermetropía. La coroidopatía serosa central puede producir inclusive 2 D de hipermetropía.

La **hipermetropía de índice** es debida a una disminución del índice de refracción del cristalino, que se produce de forma fisiológica con la edad y también en pacientes diabéticos, coincidiendo con una hipoglucemia tras descompensación e hiperglucemia.

El caso extremo de hipermetropía es la **ausencia del cristalino**.

## **II. ANATOMÍA APLICADA DE LA CÓRNEA**

### **II.I. DEFINICIÓN**

Es la porción de tejido transparente que, junto con la esclerótica, constituye la capa fibrosa externa del globo ocular. (Smolin 1994; Roberts 1996) La cara anterior tiene forma convexa y está en contacto con el exterior; mientras que la cara interna se caracteriza por su concavidad y permanece en contacto con el humor acuoso.

---

La córnea proviene embrionariamente de la superficie del ectodermo y del mesénquima derivado de la cresta neural. El primero se convierte en epitelio mientras que el segundo da origen al resto de las capas más profundas, incluyendo la membrana de Bowman, el estroma, la membrana de descemet y el endotelio.

## II.II. MORFOLOGÍA CORNEAL

Como referíamos anteriormente la córnea se caracteriza por presentar dos caras (una cara anterior elíptica y una posterior circular). <sup>(Roberts 1996)</sup>

El grosor corneal no es constante en las distintas zonas de la superficie corneal, dado que su espesor va aumentando desde la zona central hacia la periferia (aproximadamente en 10 micras por milímetro).

La superficie corneal carece de una esfericidad completa. De ahí la importancia de destacar las diferencias en cuanto al grado de esfericidad según la zona de la superficie corneal a analizar. Se puede observar como la denominada zona óptica (3-4 mm centrales de la superficie corneal) es la que suele presentar una mayor esfericidad, mientras que las zonas paracentrales (7-8 mm) se caracterizan por una menor esfericidad, produciéndose una aplanación a medida que progresa hacia la perifería.

## II.III. CAPAS DE LA CÓRNEA

La córnea histológicamente se caracteriza por presentar cinco capas (Figura 1):

**Epitelio:** Constituye la décima parte del grosor corneal total. Formado por células columnares basales, células aladas y células superficiales. Posee una elevada capacidad de regeneración. El grosor corneal epitelial medio se

---

sitúa en torno a las 50-60 micras.

El epitelio actúa a modo de barrera y transporte de fluidos, lo que se consigue mediante las uniones celulares y complejas conexiones entre las células basales. En sus dos tercios centrales está desprovisto de melanocitos y células inmunitarias. La ausencia de células de Langerhans y la naturaleza avascular de la córnea son de crucial importancia en respuestas locales inmunes y explican la débil respuesta que sigue a un trasplante de córnea y la escasa inflamación local tras otros tipos de cirugía corneal. El número de células de Langerhans aumenta considerablemente cerca del limbo.

El epitelio es la primera interfase refractiva para la luz. La mayoría de las propiedades de la absorción de la luz, por parte de la córnea, tienen lugar en esta membrana, básicamente para la luz de longitud de onda corta. Sin embargo, la mayor parte del espectro visible es transmitido a través del epitelio.

**Membrana de Bowman:** Estructura acelular (sin poder de regeneración) modificada del estroma celular. Su capa fibrilar está en íntima relación con las capas estromales superficiales. Presenta un grosor medio de 10-12 micras y está formada por fibras de colágeno de pequeño diámetro (20-30 nm) ordenadas al azar. Actúa a modo de barrera frente a invasiones corneales por parte de tumores y patógenos.

**Estroma:** Constituye el 90 % del grosor corneal total. Compuesto por fibroblastos productores de colágeno (queratocitos), fibrillas de colágeno y sustancia fundamental. Se configura como un tejido conjuntivo formado por 200-250 capas lamelares de colágeno (de 2 micras de espesor) orientado paralelamente a la superficie corneal. Las lamelas posteriores son ligeramente más gruesas que las anteriores y tienen una orientación más definida, paralela a la superficie de la córnea. En el estroma es rara la presencia de ácido hialurónico, excepto en el limbo, donde hay un incremento gradual de dicho

ácido hacia la esclera. El glicosaminoglicano corneal más abundante es el queratán sulfato.

Entre las láminas estromales existe una malla de fibroblastos modificados: los queratocitos. Estas células tienen forma de estrella con extensiones citoplasmáticas muy finas. Contienen pocas organelas intracelulares, a pesar de ser la fuente del colágeno estromal. Los queratocitos son metabólicamente poco activos y su número aumenta en el estroma posterior.

El estroma corneal no tiene vasos sanguíneos ni linfáticos, pero sí fibras nerviosas sensoriales que discurren desde las capas posteriores hacia el epitelio.

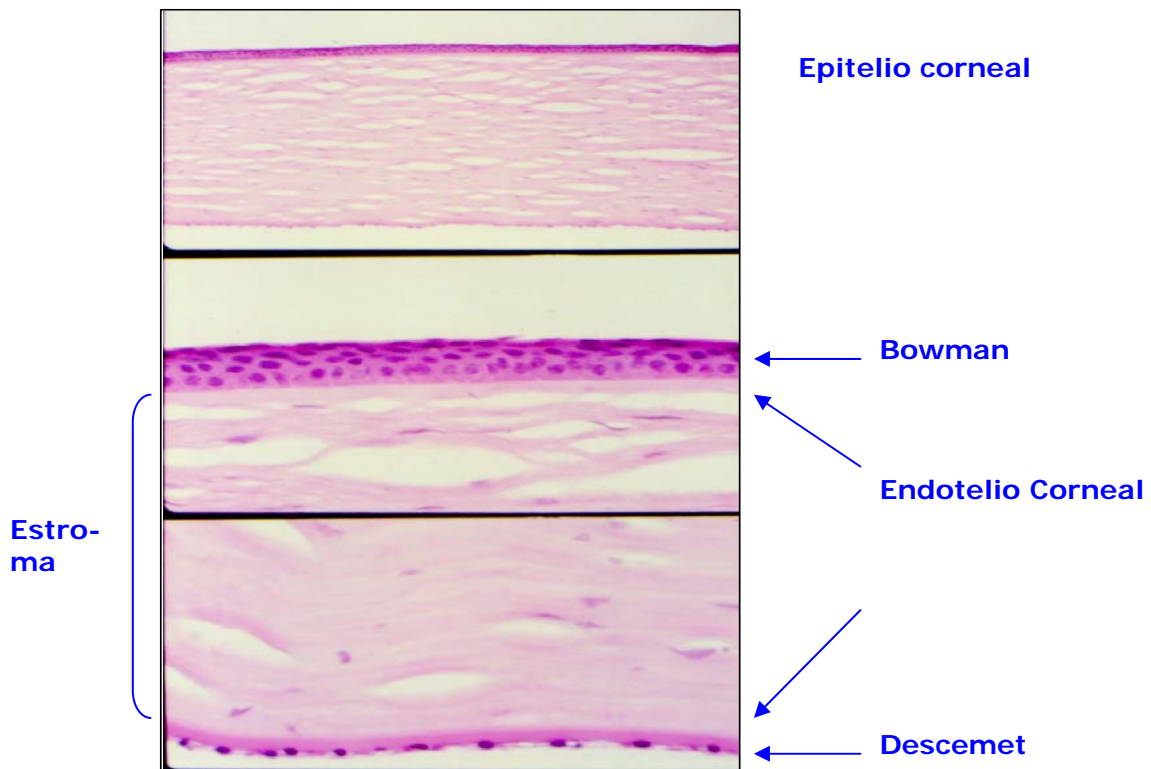


Figura 1. Corte histológico de la superficie corneal, mostrando sus distintas capas (Epitelio Corneal, Capa de Bowman, Estroma y Membrana de Descemet). Cedida por Rosa Rodríguez Conde. Tesis Doctoral. Universidad de Navarra, 2003.

---

**Membrana de Descemet:** Lámina basal del endotelio corneal situada entre el estroma y el endotelio corneal. Fina y homogénea, tiene un espesor de 8-12 micras.

Esta membrana dota de gran elasticidad y capacidad de deformación a la córnea, al mismo tiempo que mantiene altos niveles de transmisión lumínica. Proporciona fuerza y resistencia al estroma corneal.

**Endotelio corneal:** Es un epitelio escamoso en la superficie posterior de la córnea. Formado por una capa única de células poligonales o hexagonales, a modo de mosaico. Las células tienen una altura de 5-6 micras y un diámetro de 18-20 micras, así como un área de superficie media de 250 micras. Sus superficies laterales están altamente interdigitalizadas y poseen una compleja conexión apical. Las abundantes mitocondrias reflejan su importancia en el transporte activo de fluidos.

Presenta una importante función en el mantenimiento de la transparencia corneal, debido a su acción deturgescente sobre el estroma (función bomba) y su función barrera. El número de células endoteliales se ve disminuido con la edad, siendo el endotelio corneal incapaz de regenerarse.

## II.IV. PECULIARIDADES

La superficie corneal se caracteriza por presentar una serie de peculiaridades:<sup>(Smolin 1994)</sup>

**Transparencia corneal:** Fruto de una organización perfecta de sus capas, así como la existencia de una serie de factores contribuyentes a dicha transparencia, entre los cuales debemos mencionar: la regularidad de las células epiteliales, el paralelismo de los haces de colágeno o el grado de hidratación tisular regulada por el endotelio, entre otros muchos. Toda

---

alteración en la transparencia corneal supondrá una modificación hacia un deterioro en la función visual.

**Avascularidad corneal:** La superficie corneal se caracteriza por ser avascular. Todo ello supone una enorme dificultad, como es la lentitud en el proceso de recuperación de numerosas patologías localizadas a nivel corneal. Sin embargo, la avascularidad, contribuye de modo importante a la transparencia corneal.

**Maleabilidad, memoria corneal:** Una de estas múltiples propiedades de la superficie corneal; viene representada por su carácter de material viscoelástico y sólido, maleable, pero al mismo tiempo con memoria de forma y memoria elástica.

## II.V. LA CÓRNEA Y CIRUGÍA REFRACTIVA

La córnea constituye un tejido de suma **importancia en las diversas técnicas de cirugía refractiva**. Todo ello es derivado de las propiedades, tanto anatómicas como ópticas, de esta estructura transparente de la superficie ocular.

Su plasticidad, así como su elasticidad, contribuyen al mantenimiento de su curvatura (poder refractivo), pudiendo ser modificada por medio de la cirugía. La **modificación quirúrgica del poder refractivo** de la córnea es posible debido a que posee dos tercios del poder refractivo total del ojo fájico y es la única superficie refractiva del ojo una vez que el cristalino es extraído.

El promedio del poder de la superficie anterior de la córnea normal es +48,83 dioptrías y de -5,88 dioptrías el de la superficie posterior. El espesor contribuye con un poder despreciable de 0,1 dioptrías.

La córnea es, por ello, el elemento más importante del sistema óptico ocular, y la determinación de sus radios de curvatura, aprovechando la

---

propiedad de reflexión de la luz, permiten detectar la presencia o no de un astigmatismo corneal.

De todo esto, podemos deducir el hecho de que mediante la cirugía refractiva se puede actuar sobre el espesor así como la curvatura corneal, modificando de esta forma el poder óptico de la superficie corneal. La superficie anterior de la córnea tiene el mayor poder (que es un poder positivo), mientras que la superficie posterior de la córnea tiene un poder menor (negativo). Es decir, el cambio del índice de refracción entre la lágrima y la córnea, es mayor que el presente entre la córnea y el humor acuoso. Toda alteración del radio de curvatura de la superficie anterior de la córnea cambia el poder dióptrico.

En queratofaquia y queratomileusis, la relación paralela de estas superficies es alterada para crear el cambio óptico. Esto se acompaña de aumento (o descenso) de la superficie frontal en relación a la superficie posterior de las curvaturas fijas. Debido a que solamente la zona óptica central de 5 mm de la córnea es esférica, esta es el área que debe ser modificada para alterar el radio de curvatura de la córnea y en particular, de las lamelas corneales anteriores.

De esta forma, mediante la eliminación de tejido corneal en su periferia, o mediante la eliminación del mismo en su zona central, se modifica la curvatura corneal, <sup>(Perez-Santonja, Bueno et al. 1997)</sup> suponiendo esto una modificación del poder óptico de la superficie corneal, y corroborándose así, que la córnea constituye el elemento más importante del sistema óptico ocular. <sup>(Thornton 1993)</sup>

Sin embargo, dentro del campo de la cirugía refractiva, debemos tener en mente que la córnea es tejido vivo con "memoria", en virtud de la cual tiene tendencia a volver a su forma original, afectando de manera considerable a la predictibilidad de los resultados quirúrgicos. De ahí el constante esfuerzo encaminado a la creación de técnicas eficaces, predecibles y seguras.

---

No obstante una correcta función óptica solamente es posible si se mantiene la transparencia (completada en el 6º mes de vida intrauterina). Esta transparencia corneal se puede ver alterada con facilidad, repercutiendo, de forma negativa sobre la función visual.

Cuando se produce un fallo en los mecanismos que controlan la hidratación corneal se produce el edema que, clínicamente responde a una alteración epitelial o endotelial, provocando un edema circunscrito o edema difuso respectivamente. De ahí la importancia de todo proceso de cicatrización corneal, puesto que de él va a depender la mayor o menor pérdida de función visual por alteración en su transparencia. (Lohman 1991; Bende 1998)

### **III. FISOLOGÍA DE LA VISIÓN**

#### **III.I. SINTOMATOLOGÍA, SIGNOS Y COMPLICACIONES DE LA HIPERMETROPÍA**

Durante la infancia, si el defecto es similar en los dos ojos y de pequeña magnitud, puede no provocar sintomatología alguna en el niño hasta que las necesidades escolares exijan varias horas diarias de trabajo en visión próxima. Entonces puede suceder que el niño se queje de fatiga al leer, tenga fruncido el ceño, aparezcan con frecuencia orzuelos o blefaritis rebeldes al tratamiento médico, e incluso cefalea vespertina. El niño puede llegar a perder la afición por la lectura y el estudio, ya que el trabajo de cerca le supone un esfuerzo mucho mayor que a un niño emétrope. Una hipermetropía no corregida puede dar lugar a bajo rendimiento escolar (Repka 1991).

En general, después de un trabajo de cerca prolongado, los hipermétropes aprecian borrosidad de las imágenes (Sher 1997). En condiciones de trabajo intensivo aparece fatiga visual y cefalea, síntomas debidos

---

esencialmente al excesivo esfuerzo acomodativo. El mecanismo de los síntomas reflejos, sobre todo la cefalea, que en general se localiza en las regiones periorbitarias y occipital, puede ser debido a que la excitación de un órgano de inervación neurovegetativa es referida al área cutánea inervada por los nervios somáticos de la metámera donde va a parar la inervación simpática del órgano. En el ojo se refiere a la región del neuroeje que conecta con el ganglio cervical superior, es decir, a la raíz del bulbo espinal del V par y los nervios cervicales superiores. Por lo tanto, la distribución de la cefalea es frontal y occipital (Belmonte 1998).

Si existe una anisometropía importante, aparecerá con frecuencia una ambliopía asociada. Las anisometropías hipermetrópicas suelen dar estrabismo convergente, ya que la permanente acomodación tiende a arrastrar a la convergencia y favorecer la desviación para evitar la diplopía (Duke-Edler 1970; Duke-Elder 1970). En diversos estudios se ha observado que por encima de 3 dioptrías de hipermetropía aumenta la incidencia de ambliopía y estrabismo de forma significativa, en relación a la población normal, en grados diferentes. (Saunders 1995)

La configuración anatómica del segmento anterior en los ojos hipermétropes los hace susceptibles al glaucoma por cierre angular en diversas situaciones que provoquen una midriasis media (iluminación escasa, decúbito supino, fármacos parasimpáticos -antidepresivos, atropina- o simpaticomiméticos alfa 1). (Belmonte 1989; Spalton 1995)

### **III.II. ACOMODACIÓN:**

Un ojo en estado de refracción estática recibe enfocadas las imágenes de objetos en el punto remoto. La formación de imágenes netas de objetos situados a menor distancia exige un aumento del poder de refracción del globo

---

ocular. **Acomodación** es la capacidad de aumentar el poder de refracción para enfocar imágenes de objetos situados más cerca de su punto remoto.

El **punto remoto** del ojo es aquel que coincide con la retina cuando la acomodación está inactiva. Esta posibilidad del ojo de modificar su poder de refracción es limitada. El ojo no puede obtener imágenes enfocadas de objetos situados más lejos de su punto remoto.

El **punto próximo** del ojo es aquella distancia más cerca de la cual el ojo no puede formar imágenes enfocadas sobre la retina.

La distancia que separa el punto remoto del próximo se llama **recorrido de la acomodación**. Para cuantificar la magnitud de la acomodación, se prefiere expresar como **amplitud de acomodación**, que es el aumento de dioptrías (D) que experimenta la refracción por este acto. En 1611 Kepler <sup>(Coret Moreno, 2000)</sup> demostró que el ojo es un aparato óptico análogo a la cámara oscura que había descubierto Leonardo da Vinci, siglo y medio antes <sup>(Cornwall, 1979)</sup>.

Helmholtz en 1867 describió como la pupila se contrae durante la acomodación para la visión cercana y se dilata para la visión de lejos. Este hecho no era inherente al proceso acomodativo, sino un fenómeno asociado; su constancia y observación dió lugar a la confusión de muchos autores, que lo tomaron como causa principal de la acomodación. Igualmente se observó que la superficie anterior del cristalino aumentaba su convexidad durante la misma. Existen, fundamentalmente, **dos teorías clásicas** que explican la acomodación por mecanismos opuestos. La teoría iniciada por Young y desarrollada por Helmholtz <sup>(Helmholtz, 1867)</sup> que supone una relajación de la zónula durante la acomodación. Y la teoría opuesta, formulada por Tscherning <sup>(Tscherning, 1898)</sup>, que afirma que la deformación lenticular es producida por un aumento de la presión en el cristalino motivada por la tracción de la zónula.

---

La concepción de Helmholtz está basada en la suposición de que el cristalino está mantenido en un estado permanente de tensión por la zónula, que ejerce una tracción y consecuentemente el aplanamiento de la lente. Cuando se contrae el músculo ciliar, la zónula se relaja y el cristalino al no estar sometido a la tracción, por su propia elasticidad, toma una forma más esférica, aumentando su poder de refracción.

En 1908 Gullstrand <sup>(Gullstrand, 1970)</sup> repite los estudios de aquel, confirmando la relajación zonular durante la acomodación; llegando a la conclusión de que la modificación de la forma del cristalino no es por sí sola suficiente para producir el aumento del poder dióptrico necesario para la visión próxima. Este aumento de refracción está ayudado por un incremento en el índice de refracción, creando de esta manera el concepto de acomodación intracapsular, que en 1912 le valió el Premio Nobel de Medicina. Los cambios de espesor del cristalino llevan consigo un desplazamiento de los elementos histológicos; las porciones más próximas al eje se desplazan más que las vecinas al ecuador; la elasticidad capsular comprime las fibras cristalinas modificando la ordenación de unas con relación a las otras, de lo que resulta un importante cambio en el índice de refracción total del cristalino.

Comberg <sup>(Comberg, 1933)</sup> observó que durante la acomodación los procesos ciliares se desplazan hacia delante, que el diámetro ecuatorial del cristalino disminuye, que el antero-posterior aumenta (con muy poco desplazamiento de la cara posterior y un avance ostensible de la cara anterior) y que la superficie anterior del cristalino se incurva.

En 1934 Pflugk <sup>(Pflugk, 1934)</sup> argumentó, en contra de la teoría de Helmholtz, que la zónula no es un sistema rígido, sino que tiene una gran elasticidad y que la acomodación sea un proceso pasivo de relajación de un órgano es una rareza biológica. La zónula es nueve veces más elástica que la cápsula del cristalino, por lo que la zónula no puede producir la tracción sobre

---

la cápsula, que Helmholtz supone en el reposo de la acomodación. Pflugk pensó que por la acción del músculo ciliar se ejerce una presión sobre el vítreo que se propaga a la parte periférica de la cara posterior del cristalino, originando las modificaciones de forma que tienen lugar en el mismo. El factor esencial de la acomodación es la contracción del músculo filiar, que determina un cambio de la forma del cristalino.

Duke-Elder <sup>(Duke-Elder, 1970)</sup> concluyó que la acomodación se realiza de la siguiente manera: la contracción del músculo ciliar relaja la zónula y de esta forma disminuye la tensión de la cápsula que, en virtud de su elasticidad y su peculiar estructura, moldea las porciones blandas corticales del cristalino.

El **esfuerzo de acomodación**, ya sea desencadenado por una imagen borrosa en la retina o por fijación consciente de la mirada en un objeto cercano, provoca un fenómeno asociado consistente en: a) aumento de la acomodación del cristalino; b) convergencia de los ejes visuales de ambos ojos y c) constricción de la pupila. Los mecanismos neurológicos responsables de esta triada motora son mucho menos conocidos que los de las reacciones pupilares fotomotoras. Es probable que la constatación de una reducción en la distancia al objeto desencadene un esfuerzo de acomodación originado en los centros frontales y que las imágenes retinianas borrosas, captadas por la corteza occipital, sean corregidas por medio de las vías occipitotectales <sup>(Slamovits, 1993)</sup> .

Múltiples factores pueden afectar al estímulo desencadenante de la acomodación, y condicionar la respuesta acomodativa, tales como factores ópticos (aberración esférica, astigmatismo, aberración cromática, microfluctuaciones, cambios de nitidez), factores no ópticos (proximidad, tamaño, distancia aparente, disparidad de las imágenes retinianas), factores que influyen en la imagen retiniana (frecuencia espacial, contraste, excentricidad retiniana, movimiento de la imagen retiniana, luminancia,

---

tamaño) y otros factores (como la estimulación vestibular, el esfuerzo voluntario, la imaginación visual, el entrenamiento, y la proximidad).

La **influencia de la acomodación en la hipermetropía** es de gran importancia. Mientras la acomodación es activa se corrige una cierta cantidad del defecto, por el tono normal del músculo ciliar, generalmente aumentado en los hipermétropes, puesto que al aumentar la acomodación mejora la agudeza visual (AV). Donders <sup>(Donders 1860)</sup> llamó a la parte así corregida **hipermetropía latente**. La hipermetropía **manifiesta** es la hipermetropía que se detecta en la refracción sin cicloplejia. La suma de las dos anteriores es la **hipermetropía total**. Al disminuir la acomodación, lo cual sucede desde la infancia y durante toda la vida, disminuye la hipermetropía latente y aumenta la manifiesta.

La cantidad de hipermetropía que puede ser corregida por un esfuerzo de acomodación se llama **facultativa**. Este esfuerzo de acomodación produce astenopía con mucha frecuencia. Si el defecto es grande, y no puede ser totalmente compensado por los esfuerzos de acomodación, queda una cantidad residual que se llama hipermetropía **absoluta**.

Estos diferentes tipos de hipermetropía se pueden poner clínicamente de manifiesto por medio de lentes. El vidrio convexo más débil con el que se obtiene la máxima AV mide la hipermetropía absoluta, es decir la parte de defecto que no puede ser corregida por el esfuerzo de acomodación. El vidrio convexo más potente que tolera el ojo hipermetrope, sin que disminuya la AV, mide la hipermetropía manifiesta. La diferencia entre el vidrio más potente y el más débil, con los que se obtiene la mejor AV, es la hipermetropía facultativa. Bajo cicloplejia completa, el vidrio más potente con el que se obtiene la máxima AV nos dará la hipermetropía total, que será el resultado de la hipermetropía manifiesta y la latente, como señalamos anteriormente. <sup>(Belmonte</sup>

---

### III.III. FUNCIÓN VISUAL

La función visual consiste en la capacidad de los sujetos para recoger, integrar y dar significado a los estímulos luminosos captados por su sentido de la vista. El ojo es el órgano receptor de esta energía luminosa, siendo capaz de transformarla en impulsos nerviosos, con el objetivo de enviarla al cerebro para procesar esa información, y así obtener significados y elaborar conceptos. Por ello es necesario conocer qué es y cómo funciona el sistema visual para poder corregir o evitar sus alteraciones, defectos o limitaciones.

El globo ocular es un órgano esférico de unos 2 centímetros de diámetro cuyos componentes forman un sistema óptico complejo para permitir la visión. Se ha comparado al ojo con una cámara fotográfica, donde la córnea y el cristalino equivaldrían al sistema de lentes, la pupila al diafragma y la retina al carrete de fotos. <sup>(Duran de la Colina 1996)</sup>

#### III.III.I. AGUDEZA VISUAL

**III.III.I.1. Definición.** La medida de la agudeza visual (AV) muestra la capacidad de discernir las cosas y sus detalles, es decir, mide el grado de la capacidad visual del ojo. No se basa en el objeto más pequeño que el ojo puede reconocer, sino en la menor distancia que existe entre dos puntos que el ojo puede distinguir como diferentes. Esta facultad del sistema visual de detectar cambios en el entorno, depende básicamente de dos factores: por un lado los asociados a la óptica del ojo (ametropías, diámetro pupilar, irregularidad de las superficies transparentes oculares) y por otro los referidos a aspectos neurológicos del proceso visual. <sup>(Sisquella 2001)</sup>

En teoría, el ojo tiene una resolución máxima de un segundo de arco

---

(denominada agudeza visual de unidad). En la práctica, los jóvenes suelen tener una AV mejor que la unidad, de 1,2, que se corresponde con la distribución de conos individuales en la foveola (cada cono se relaciona con una célula ganglionar). Existe una pérdida de AV con la edad, de forma que en la tercera edad se puede considerar normal una AV de 0,63 e incluso de 0,5.  
(Spalton 1995)

La medida de la agudeza visual del paciente es esencial, y constituye la primera parte de cualquier exploración ocular, siendo quizá la prueba de función visual más utilizada. Aunque la técnica de exploración es sencilla, el proceso es complejo ya que requiere la interacción de numerosos factores, tanto fisiológicos como psicológicos. La evaluación de la AV requiere que el ojo detecte el objeto y convierta la información visual en impulsos nerviosos. Esta información se transmite a la corteza cerebral donde debe ser interpretada por el cerebro (se equipara a formas ya existentes en la memoria), y una vez identificado, el paciente debe comunicar al examinador el reconocimiento del objeto (Spalton 1995)

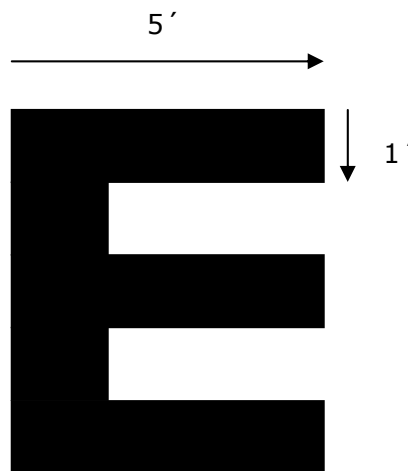
**III.III.1.2. Test de Snellen.** En 1862 Snellen describió la prueba que se sigue utilizando en nuestros días para determinar la AV, basándose en el siguiente principio: "el menor ángulo bajo el cual objetos de tamaño y forma conocidos pueden percibirse, determina el ángulo de agudeza visual". Snellen calculó matemáticamente cuál era, en condiciones normales, la mínima separación entre dos objetos que podía ser reconocida a una distancia determinada y, sobre esta base, elaboró unas tablas de letras de distintos tamaños que debían ser leídas, por un ojo normal, a diferentes distancias.  
(Spalton 1995)

La distancia mínima entre conos en la región foveal es de 0,004 mm, lo que representa la máxima discriminación posible. Así, el ángulo visual menor

---

que se hace perceptible es de 1 minuto. El test utilizado para medir la AV se llama optotipo. El optotipo de Snellen tiene unas dimensiones 5 veces mayor al mínimo detalle a reconocer; si el observador es capaz de resolver el detalle de una figura de este test, su mínimo ángulo de resolución es un minuto de arco y la AV es 1. (Figura 2)

En la práctica, los estímulos de AV están basados en este principio y se representan en forma de letras, números o imágenes. Es fundamental comprobar que las condiciones de iluminación de la sala de exploración y la distancia son las ideales para el optotipo del que se dispone. La distancia a la que se mide la AV es de 6 metros para eliminar las contribuciones de la presbicia o la acomodación. (Spalton 1995)



**En la figura 2. Se observa el típico optotipo de Snellen.**

La AV se puede expresar en forma de fracción, en la que el dividendo muestra la distancia a que se está viendo el optotipo y el divisor la distancia a la que se deberían distinguir las imágenes de cada tamaño (por ejemplo, 3/6 sería ver a 3 metros la línea de letras que se supone que un individuo

---

emétrope debe ver a 6 metros) (Palomo-Alvarez 2003). Otra forma de anotar la AV es la decimal, en la que se reduce la fracción de Snellen a un número decimal (en el ejemplo anterior equivaldría a 0,5). De este último modo se puede explicar fácilmente al paciente que ve un 50%, aunque esto no sea del todo exacto. (Sisquella 2001)

La forma de anotar el resultado varía en distintos países. Snellen utiliza los metros como referencia, Estados Unidos emplea pies y, en Europa se prefiere la escala decimal. Se pueden ver las equivalencias en la Tabla 1. (Sisquella 2001)

Tabla 1. : Equivalencia de medidas de AV

<b>metros</b>	<b>pies</b>	<b>decimal</b>	<b>ángulo visual</b>
6/6	20/20	1,0	1,0
6/9	20/30	0,66	1,5
6/12	20/40	0,5	2,0
6/18	20/60	0,33	3,0
6/24	20/80	0,25	4,0
6/60	20/200	0,1	10,0

Para tomar la AV se debe empezar por las imágenes más grandes y de forma progresiva se señalan imágenes cada vez más pequeñas. Se anota la línea más pequeña que el paciente es capaz de distinguir con cada ojo. En caso de no ver las figuras mayores, se acerca al paciente hasta que pueda verlas, y

---

se anota la distancia. Así, por ejemplo, una AV de 0,1 a 3 metros equivale a una AV de 0,05. Para grados de AV menor, se determina la distancia mayor a la que distingue los dedos (por ejemplo, cuenta dedos a 2 metros) o si es menor la AV, se valora si capta movimientos de mano o la percepción de luz. En este último caso, se determina si además de percibir la luz es capaz de proyectarla en todos los campos de visión. (Palomo-Alvarez 2003)

En las publicaciones científicas va haciéndose más habitual el uso de la anotación logMAR. El MAR (ángulo mínimo de resolución) representa el ángulo más pequeño del detalle del optotipo que distingue el sujeto (Bailey 1998; Furlan 2000). Se expresa en minutos de arco y equivale a la inversa de la AV expresada fraccionalmente. Así, una AV de 3/6 equivale a un MAR de 2 minutos de arco, y su logaritmo decimal (logMAR) sería 0,3. (Davidson 1991)

La determinación de la AV próxima está menos estandarizada. El método más popular es el de textos impresos en diferentes tamaños que se sitúan a la distancia de lectura (33 cm), con la adecuada corrección de gafas y una buena iluminación (Duran de la Colina 1996). Posiblemente, los optotipos más usados en este sentido son los de Jaeger, que van de J20 (letras más grandes) a J1 (las más pequeñas) (Davidson 1991; Bailey 1998).

**III.III.1.3. Tipos de test utilizados.** Desde que Snellen propusiera sus famosos optotipos en 1862, en el seno del II Congreso Internacional de Oftalmología de Utrecht, han sido numerosos los optotipos propuestos para mejorar la presentación del test al paciente y adaptarlos a grupos de población especiales (Palomo-Alvarez 2003).

Por ello, si la persona es analfabeta se utilizan tests que no contengan letras (como la E de Snellen, la C de Landolt o números). (O'Leary 1993; Bailey 1998) Existen tests adaptados para niños que consisten en dibujos (como el test de Pigassou). En el caso de los tests de letras y números, la AV es mayor, pues

---

estamos habituados a verlos. Sloan <sup>(Sloan 1968)</sup> recomienda 10 tipos de letras para su medición (z, n, r, h, v, d, k, c, o, s) ya que estas letras tienen el mismo número de contorno verticales, horizontales y oblicuos.

### III.III.II. FACTORES QUE INFLUYEN EN LA AGUDEZA VISUAL

Existen diversos factores que influyen en la agudeza visual (AV).

(Sisquella 2001)

- 1 **Límites anatómicos:** el número, la distribución y la posición de los fotorreceptores en la retina determinan el ángulo mínimo de resolución del individuo.
- 2 **Aberraciones de las superficies oculares:** existen distintos tipos que son estudiados con detenimiento más adelante.
- 3 **Iluminación del test:** hay que realizar el test en condiciones de luz adecuada (400-500 candelas) para obtener resultados reproducibles.
- 4 **Contraste:** un detalle negro sobre fondo blanco es más fácil de ver que sobre fondo gris. Si el contraste disminuye, debe aumentarse la intensidad de la iluminación para mantener la AV.
- 5 **Tiempo:** en ojos amblíopes es importante dejar tiempo para responder para obtener un resultado fiable.
- 6 **Edad:** en general la máxima AV se alcanza a los 8-10 años, manteniéndose durante la edad adulta y desciende a partir de los 45 años.
- 7 **Error refractivo:** en las ametropías los rayos que inciden en el ojo convergen por delante (miopía) o por detrás (hipermetropía) de la retina, provocando una imagen borrosa, que puede ser corregida

---

con gafas, lentes de contacto o cirugía. En el caso de existir astigmatismo se pierde menos visión cuando el eje es horizontal o vertical que cuando es oblicuo.

## **III.IV. SENSIBILIDAD AL CONTRASTE**

### **III.IV.I. CONCEPTO**

La función visual generalmente es medida por la agudeza visual (AV), que determina el detalle más pequeño que puede ser visto con un alto contraste (se utilizan letras negras sobre fondo blanco) <sup>(Sisquella 2001)</sup>. Por tanto, determina la capacidad de una persona de detectar pequeños detalles bajo condiciones de contraste máximo. <sup>(Owsley 1987)</sup>

Una situación de alto contraste corresponde a visualizar un objeto negro sobre fondo blanco, mientras que la detección de un objeto blanco sobre un fondo blanco supondría una situación de bajo contraste. Por tanto, la sensibilidad al contraste (SC) indica la capacidad para detectar pequeñas diferencias entre intensidades de gris <sup>(Ginsburg 1987)</sup> y determina el contraste umbral necesario para la identificación de un objeto <sup>(Koch 1989)</sup>. Los estímulos físicos que intervienen en el conocimiento visual del mundo externo son principalmente los contrastes, ya sean de luminancia o de color <sup>(Aguilar 1994)</sup>, y son reconocidos gracias a la ayuda del conocimiento o aprendizaje previo.

En ojos normales, cuando disminuye la AV también lo hace la SC. Pero existen casos donde a pesar de existir una buena AV se evidencia una disminución de la SC, como ocurre en diversas patologías, como la neuritis óptica <sup>(Fleishman 1987)</sup>, el pseudotumor cerebrii <sup>(Wall 1986)</sup>, la esclerosis múltiple <sup>(Kupersmith 1983)</sup> o la coroidopatía serosas central <sup>(Kayazawa 1982)</sup> entre otras.

Los pacientes intervenidos de cirugía refractiva se diferencian de otro tipo

---

de pacientes quirúrgicos oftalmológicos ya que suelen ser individuos jóvenes con una excelente AV con su corrección óptica. Algunos de ellos, a pesar de conseguir una AV excelente tras la cirugía, no están contentos con el resultado de la operación. Por ello se considera la medición de la SC como una prueba más sensible que la AV a la hora de determinar la función visual de los pacientes (Argento 2000; Vázquez 2001; Cobo-Soriano, Llovet et al. 2002).

### **III.IV.II. PERCEPCIÓN DEL CONTRASTE POR EL OJO HUMANO**

Se cree que el sistema visual trabaja convirtiendo cualquier objeto o escena en ondas sinusoidales que tras ser transmitidas por vías nerviosas son integradas por el cerebro, consiguiendo la reconstrucción de la imagen. Para conseguir este propósito existen diversos tipos de células en la retina, cuerpo geniculado lateral y córtex cerebral que forman entre 6 y 8 canales transmisores de diferentes frecuencias espaciales (Miller 1994). A cada célula del sistema visual le corresponde un campo receptor, entendiendo como tal un área sobre la retina, de extensión y forma dada, de modo que en cuanto recibe un estímulo energético, evoca una respuesta en una neurona de la corteza cerebral.

### **III.IV.III. MEDIDA DE LA SENSIBILIDAD AL CONTRASTE**

La sensibilidad al contraste (SC) determina la habilidad del sistema visual para detectar objetos de distintos tamaños y contrastes. Hasta la fecha no existe consenso sobre el mejor método para medir la SC, pudiéndose realizar mediante rejillas sinusoidales, objetos o letras (Koch 1989)

---

A) **REJILLA SINUSOIDAL.** Una rejilla sinusoidal consta de una serie repetida de barras oscuras y barras luminosas. Cada pareja de barras (una clara y una oscura) forma un ciclo. La luminosidad de las barras varía de forma sinusoidal en sentido perpendicular a la orientación de las barras <sup>(Prager 1990)</sup>. La transición luz-oscuridad entre ellas es gradual, al contrario de lo que ocurre en las redes de barras rectangulares <sup>(Nadler 1990)</sup>.

La rejilla sinusoidal está **determinada por tres variables:**

- Frecuencia espacial: corresponde al número de ciclos comprendidos en una distancia determinada (normalmente un grado de ángulo visual, que suele expresarse en ciclos por grado o cpg) <sup>(Miller 1996)</sup>. Cuanto más alejadas están las barras entre sí menor es la frecuencia de los ciclos <sup>(Ginsburg 1987)</sup>.
- Orientación: las barras pueden ser horizontales, verticales u oblicuas (con extremo superior hacia la izquierda o hacia la derecha).
- Contraste: cada barra presenta una luminosidad determinada. La diferencia de luminosidad entre las barras claras y las oscuras determina el contraste de la rejilla.

La red sinusoidal, gracias a su invariabilidad de forma en el paso objeto - imagen, tiene la ventaja de que, pese a que en el desenfoco se reduce el contraste, no se altera su morfología. De este modo, la red sinusoidal continúa siendo una red sinusoidal, con sus barras más o menos diferenciadas entre sí, mientras que una E de Snellen borrosa cambiará su contraste pero también su apariencia.

B) **LETRAS:** suponen cierto ahorro de tiempo en la exploración, pues el paciente ya está familiarizado con el estímulo. Evalúa simultáneamente

---

múltiples meridianos, de modo que al aumentar la frecuencia disminuye el tamaño de la letra en todos los meridianos (en la rejilla sinusoidal, al aumentar la frecuencia la altura del test permanece constante, por lo que el tamaño del objeto sólo se reduce en una dirección).

Para medir el contraste se aplica la **fórmula** de Michelson <sup>(Ginsburg 1987)</sup>:

$$C = \frac{L (\text{máx}) - L (\text{mín})}{L (\text{máx}) + L (\text{mín})}$$

En la fórmula C es el contraste, y L (máx) y L (mín) son las luminancias máxima y mínima del estímulo a considerar. De este modo, el contraste puede variar desde un mínimo de cero (no contraste) hasta uno (máximo contraste entre el estímulo y su campo de fondo) <sup>(Jindra 1989)</sup>. Al multiplicar el resultado por 100 se obtiene el porcentaje de contraste.

El nivel mínimo de contraste que permite la discriminación de un objeto se denomina "**umbral de contraste**". Para determinarlo se modifica el contraste desde un nivel en el que las barras de la rejilla son invisibles hasta uno en el que aparecen visibles o viceversa. Multiplicándolo por 100 se obtiene el porcentaje del umbral de contraste.

La "**sensibilidad al contraste**" (SC) es el inverso del porcentaje del umbral de contraste. Un nivel de umbral del 1 % equivale a una SC de 100, y un umbral de 0,8 % es equivalente a una SC de 125 %. La SC también se puede expresar en unidades logarítmicas <sup>(Miller 1994)</sup>, de modo que una SC de 10 equivale a log 1, una de 100 a log 2 y una de 1000 a log 3.

El nivel umbral de contraste en diferentes frecuencias y contrastes determina la "**función de sensibilidad al contraste (FSC)**" y se puede representar gráficamente generando una "**curva de sensibilidad al**

---

**contraste**", con la frecuencia en el eje de abscisas y el contraste en el de ordenadas (Koch 1989). La representación de una FSC normal tiene forma de "U" invertida. El área por encima de la curva representa la región de baja sensibilidad en la que el sistema visual no es capaz de detectar un objeto, mientras que el área por debajo de la curva representa la región de alto contraste en la que los objetos son visibles. La intersección de la FSC con el eje de abscisas supone una estimación bastante aproximada de la AV (Ginsburg 1987).

#### III.IV.III.1. Pruebas de medición de la sensibilidad al contraste.

Existen dos formas de medir la SC: la forma objetiva (potenciales visuales evocados) y la forma subjetiva, que es la más utilizada. (Vázquez 2001) Para realizar las pruebas de medición de FSC es necesario estandarizar la iluminación del fondo, el objeto de la prueba y la distancia. Las **pruebas subjetivas** más utilizadas para medir la FSC son:

##### A) **CSV 1000** (*Vector Vision, Dayton, OH*)

Este aparato proporciona una luz fluorescente que retroilumina una pantalla traslúcida y una serie de fotocélulas monitorizan y calibran automáticamente el nivel de iluminación de la pantalla a 85 candelas/m<sup>2</sup>. La pantalla presenta rejillas sinusoidales verticales con cuatro frecuencias espaciales: 3, 6, 12 y 18 cp/g. Cada frecuencia está presentada en una fila de la pantalla. Se selecciona con un mando a distancia de rayos infrarrojos la secuencia deseada entre 5 opciones: A, B, C, D o ninguna iluminada. En cada línea hay 17 círculos de 1,5 pulgadas de diámetro: el primer círculo de la línea presenta una muestra de alta SC y los 16 círculos restantes van en parejas, de modo que una de ellos contiene una rejilla sinusoidal y el otro está vacío. Los círculos que contienen la rejilla van disminuyendo el contraste conforme

---

se desplazan hacia la derecha de la línea.

El paciente debe colocarse a una distancia de 2,4 metros y observar el círculo de muestra. A continuación debe identificar en cuál de los dos círculos (en el de arriba o en el de abajo) se encuentra la rejilla sinusoidal. El nivel de contraste de la última respuesta correcta representa el umbral de contraste, que se marca en la curva de la prueba. Se repiten los mismos pasos con todas las filas. (Perez-Santonja, Sakla et al. 1998; Vázquez 2001)

**B) MCT 8000** (*Multivisión Contrast Tester*) (*Vistech Consultants, Inc.*)

Consiste en una unidad de sobremesa que tiene varias diapositivas, de las cuales 5 son para pruebas de SC. Cada diapositiva contiene siete muestras de rejillas sinusoidales, disminuyendo el contraste progresivamente del 1 al 7, manteniendo la misma frecuencia. La orientación de las rejillas puede ser vertical, oblicua a la derecha o hacia la izquierda. Cada muestra presenta un ángulo de visión de 1,6 grados para una distancia de 45 cm.

El paciente debe indicar la orientación de la rejilla en cada diapositiva, marcando la última respuesta correcta en la correspondiente curva. (Perez-Santonja, Sakla et al. 1998; Vázquez 2001; Wang, Sun et al. 2006)

**C) Pantalla de Pelli-Robson** (Pelli 1988; Elliot 1992)

Es una pantalla de pared impresa por ambas caras. Cada cara tiene ocho filas y cada fila contiene dos tripletes de letras, por lo que en cada cara hay 16 tripletes de letras. Dentro de cada triplete las letras tienen el mismo contraste, el cual va disminuyendo en 0,15 unidades logarítmicas en cada triplete.

---

El paciente debe leer las letras a un metro de distancia, comenzando por las de contraste más alto, hasta que falle en la lectura de 2 ó 3 letras en un triplete. Cada letra correcta se marca en la hoja de cálculo de la prueba y añade 0,005 log a la calificación. (Elliot 1992)

### **III.IV.IV. SENSIBILIDAD AL CONTRASTE EN SUJETOS NORMALES**

La SC en un sujeto normal presenta un pico máximo en la frecuencia espacial de 3-5 ciclos por segundo (Derefeldt 1979), observando este pico en todas las edades y tanto de forma monocular como binocular. Diversos autores (Beazley 1980; Yates 1987) obtienen este pico alrededor de los 4 ciclos y determinan que, a bajas (0-3 ciclos / segundo) y altas (+10 ciclos / segundo) frecuencias espaciales, la sensibilidad al contraste presenta una típica atenuación con la edad, sin encontrar diferencias entre sexos. Para Derefeldt (Derefeldt 1979) no existen diferencias entre el ojo derecho y el izquierdo, pero afirma existir mayor SC de forma binocular que monocular.

Diversos autores (Beazley 1980) han mostrado que la SC se incrementa con la edad en todas las frecuencias espaciales, llegando a niveles adultos en la primera década de la vida. En sujetos mayores de 60 años se detecta una disminución de la SC sobre todo de las frecuencias espaciales medias y altas (Derefeldt 1979), pudiendo ser la causa la opacificación del cristalino (aumenta la difusión de la luz (Hemenger 1984) percibiendo los bordes de los objetos difuminados) o bien a que el sistema de procesamiento retina-cerebro pierda su capacidad de identificar contrastes (Maffei 1973; Owsley 1987). Por tanto podemos concluir que tanto en la infancia como en la edad avanzada existe una disminución de la SC.

### **III.IV.V. AMETROPÍAS Y SENSIBILIDAD AL**

---

## CONTRASTE

Parece ser que los pacientes miopes tienen una disminución de la SC <sup>(Risse 1996; Hope 1984)</sup>, aunque algunos estudios <sup>(Thorn 1986)</sup> afirman que si la miopía está bien corregida no se produce ningún efecto sobre la SC. También existen autores <sup>(Collins 1990; Risse 1996)</sup> que afirman que en miopes magnos se produce una disminución de la SC al corregir la miopía con gafas, pero que esta disminución no se detecta al corregir la miopía con lentes de contacto. Por ello, para evaluar si existe una verdadera disminución de la SC postoperatoria es necesario compararla con los valores preoperatorios medidos con la mejor corrección y, si es posible, con lentes de contacto <sup>(Vázquez 2001)</sup>.

En las ametropías elevadas, incluida las hipermetrópicas, se ha comprobado una disminución de la sensibilidad al contraste.

## III.V. ABERRACIONES OCULARES

### III.V.I. INTRODUCCIÓN

Para definir el ojo ideal es necesario conocer el término de **frente de onda** (*wavefront*), y antes de definir el frente de onda necesitamos definir la longitud del trayecto óptico (*optical path length* (OPL)). Esta es la medida del número de oscilaciones que realiza un rayo de luz al desplazarse. El número de oscilaciones variará según el índice refractivo (al variar la velocidad de desplazamiento) y la distancia del objeto a atravesar.

Entonces el frente de onda se define como el conjunto de todos los puntos de luz propagados de un punto objeto. (Figura 3)

## Frente de Onda: Principios

Un estrecho haz de láser es enfocado en la retina para generar una fuente puntual.

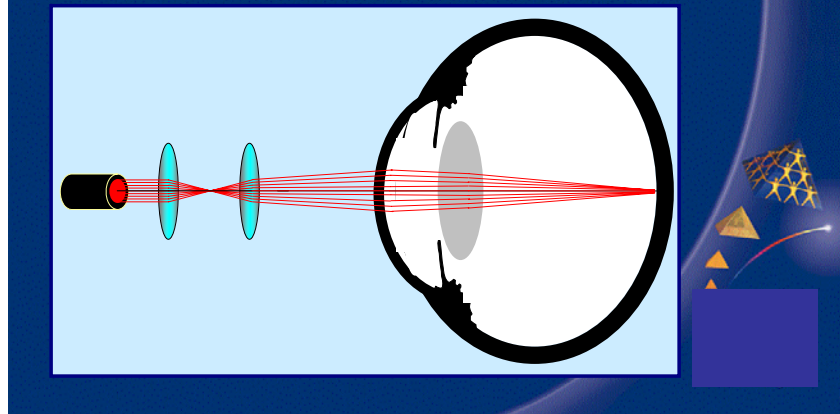


Figura 3. Principios del frente de onda: haz de láser. (imagen cedida por Baush & Lomb)

El cálculo de las posibles aberraciones del frente de onda se realiza mediante la diferencia del trayecto óptico (*optical path difference (OPD)*), que compara la posición de cualquier rayo en el plano pupilar  $(x,y)$ , con el rayo principal que pasa por el centro de la pupila  $(0,0)$ . (Figuras 4 y 5)

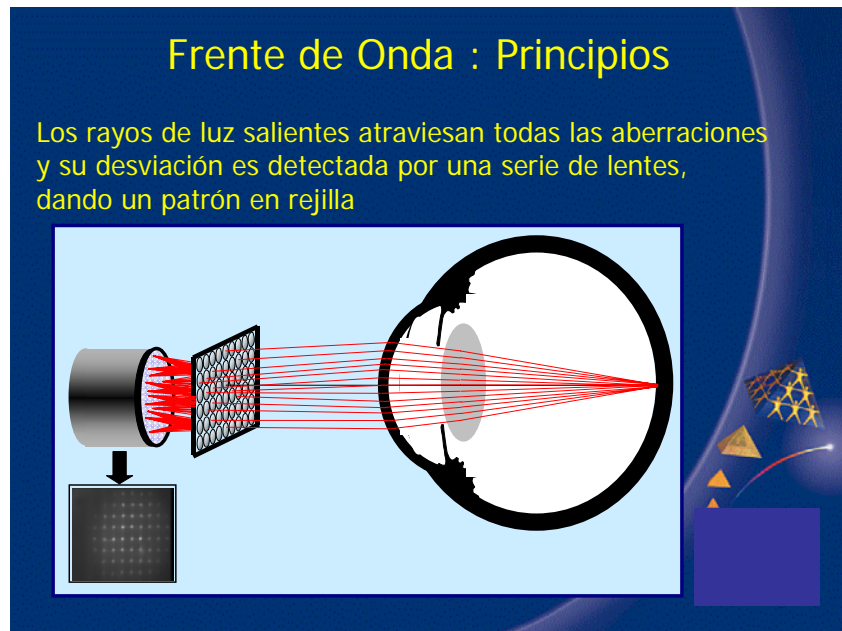


Figura 4. Principios del frente de onda: desviación de los haces de luz. (imagen cedida por Baush & Lomb)

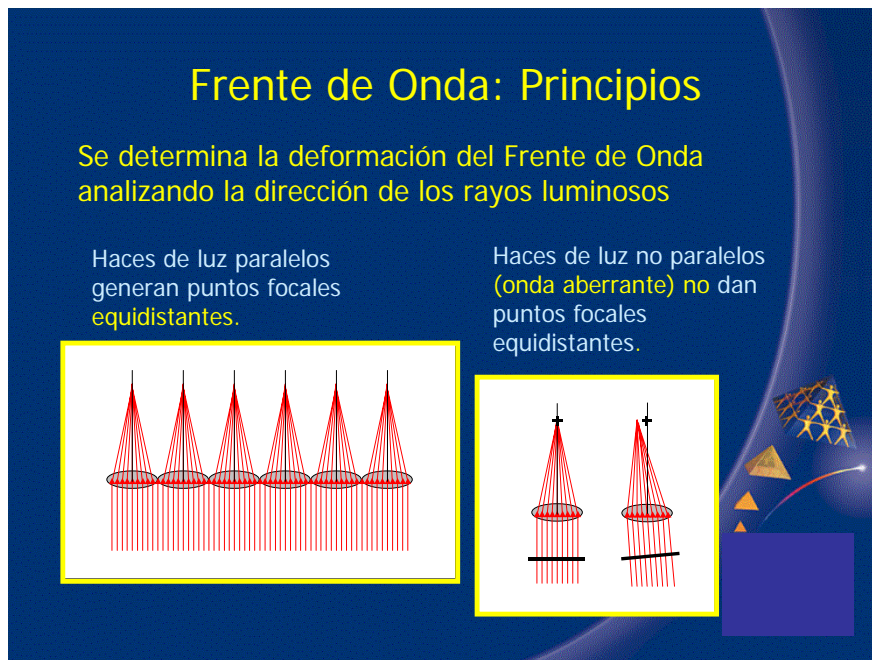


Figura 5. Principios del frente de onda: deformación del frente de onda. (imagen cedida por Baush & Lomb)

Es, pues, una superficie bidimensional definida como  $W(x,y)$ . Se mide en el plano pupilar por el hecho que se define mediante los polinomios de

Zernike, que son unos polinomios que se basan en una estructura circular. Este frente de onda puede ser plano o aberrante. (Figura 6)

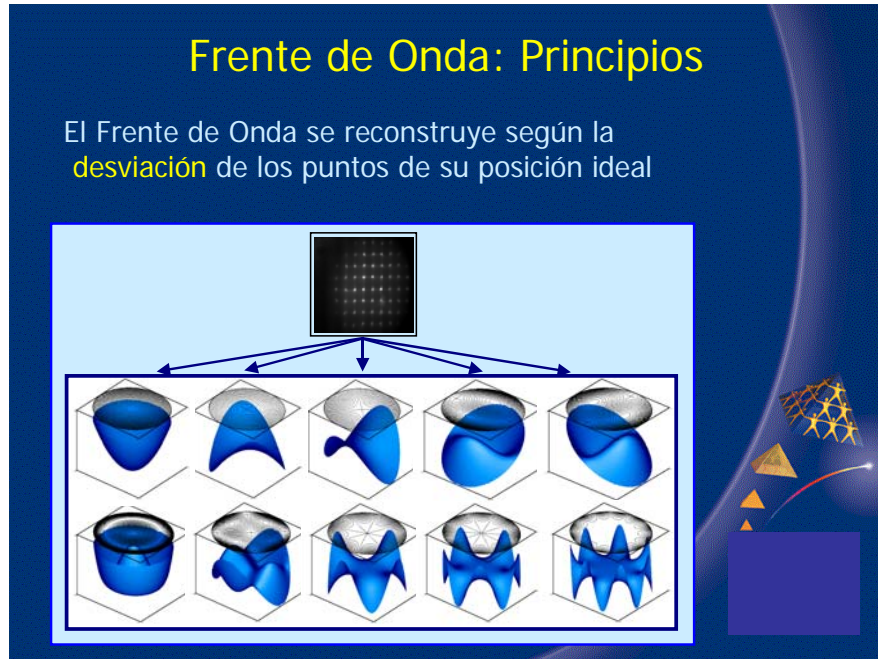


Figura 6. Principios del frente de onda: reconstrucción. (imagen cedida por Baush & Lomb)

Se han desarrollado muchos métodos para determinar la deformación del frente de onda, usando diferentes sistemas para seguir los caminos de los múltiples rayos de luz que entran en el ojo, ya sea enviando y recibiendo los rayos individualmente con la deformidad correspondiente (metodología denominada *ray-tracing*) o como un todo mediante un frente de onda. Sobre estos métodos se han construido los diferentes tipos de aberrómetros que se definirán posteriormente. (Krueguer 2002)

Una forma de representación del frente de ondas es mediante los centroides. Estos son una malla de puntos que representan un corte de los rayos que formarían el frente de ondas. Si estos puntos son equidistantes y están bien enfocados significa que el frente de ondas es plano y todos los

---

rayos son paralelos. Si estos puntos no son equidistantes o no están bien enfocados, entonces determinamos que el frente de ondas es aberrante. (Figura 7)

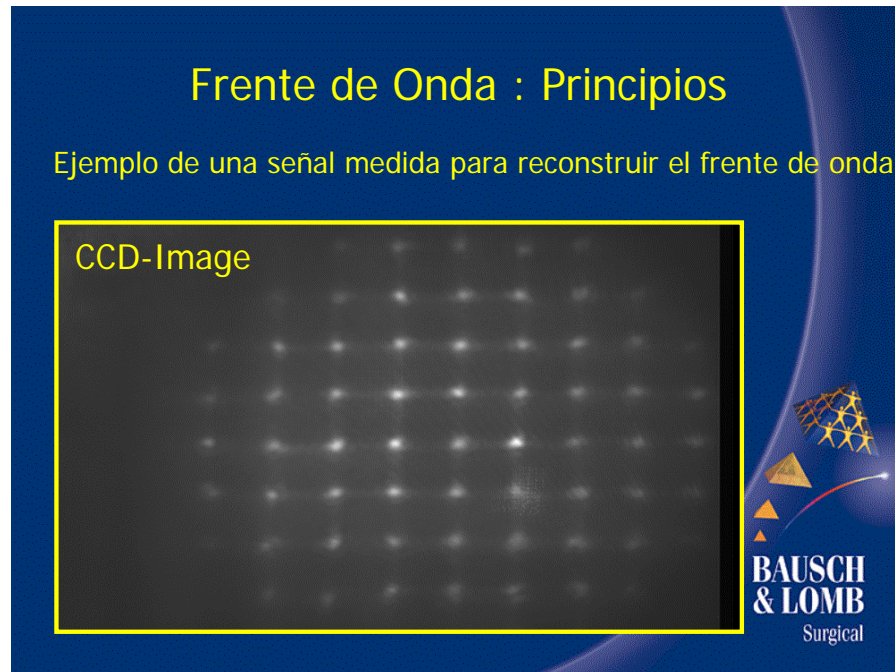


Figura 7. Principios del frente de onda: centroides. (imagen cedida por Baush & Lomb)

**Ojo ideal:** Sería aquel que no tendría ningún factor limitante de su visión. Es capaz de enfocar cualquier punto por pequeño que fuese. El frente de ondas de un ojo ideal sería plano, y se representaría con puntos equidistantes con una agrupación muy regular. No existe en la naturaleza. Todos los rayos que atraviesan la pupila tienen la misma OPL, llegan a la pupila habiendo oscilado el mismo número de veces. La OPD es igual a cero. (Figura 8)

Las características que definen el ojo ideal son:

- Conversión del frente de onda esférico, perfecto y divergente que emite un punto, en un frente de onda esférico, perfecto y convergente.
- Focalización en un solo punto y éste justo en la retina, ni por delante ni

por detrás.

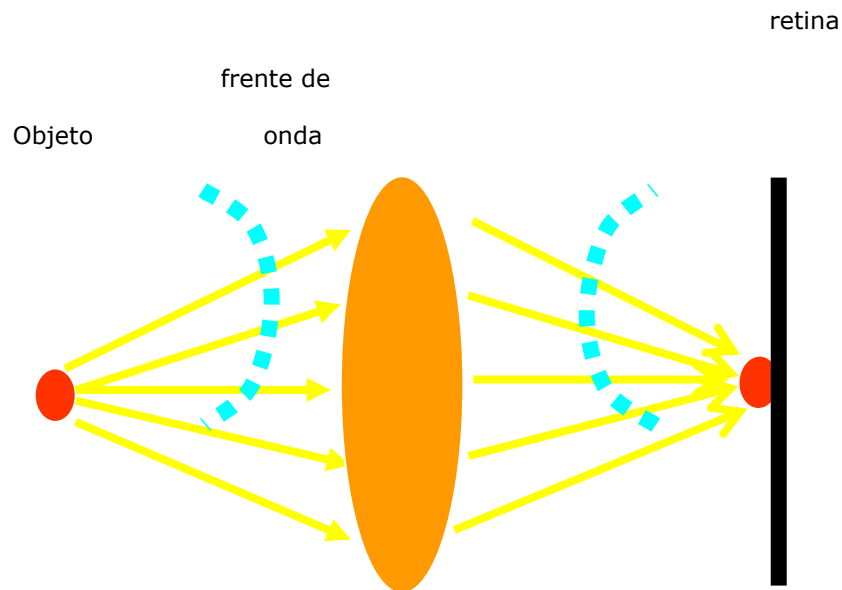


Figura 8. Frente de onda ideal.

**Ojo real:** Un ojo real convierte la onda perfecta divergente enviada por un punto en una onda convergente no esférica debido a los diferentes factores oculares que degradan la imagen, disminuyendo la resolución. En el frente de ondas de un ojo real con aberraciones, los puntos están desplazados de los puntos de referencia. Este desplazamiento es proporcional a la inclinación o pendiente del frente de ondas. Los rayos que atraviesan la pupila tienen diferente OPL, por lo que la OPD no es cero. (Figura 9)

El ojo normal es un buen sistema óptico. Todos los coeficientes de Zernike son casi cero en la media poblacional. Solo se encontró una cierta cantidad de coma vertical, y un poco de aberración de esfericidad positiva. Hay diferencias significativas entre el OD y el OI, en particular un cambio de signo de aberraciones de tercer y quinto orden. No se encuentran diferencias entre sexos. En el ojo normal a mayor diámetro pupilar mayor número de aberraciones ya que las aberraciones de alto orden adquieren mayor

importancia al estar localizadas en la periferia, disminuyendo la calidad visual. (Applegate 2002; McDonald 2002)

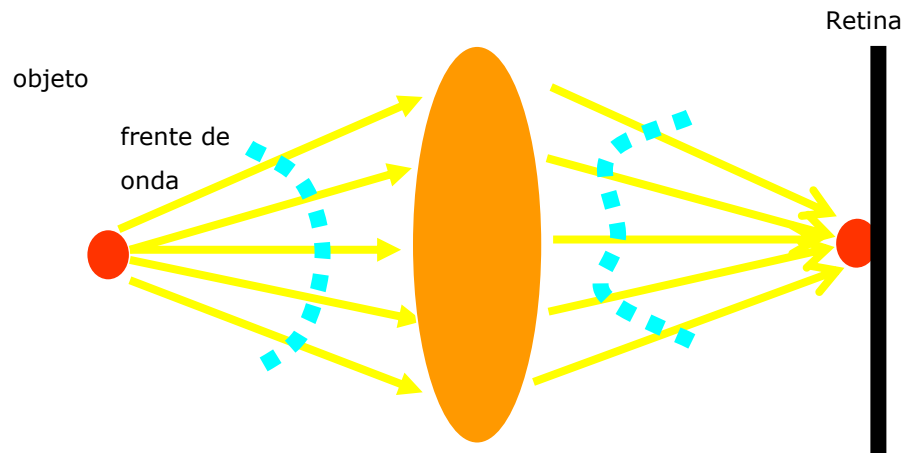


Figura 9. . Frente de onda aberrado.

**III.V.I.1. Factores que empeoran la visión.** Los tres factores principales que empeoran la visión son la difracción, el scatter intraocular y las aberraciones.

a) **Difracción.** Es debida a la interacción entre la luz que entra al ojo y el margen pupilar. Esta interacción distorsiona el frente de onda convergente y acaba produciendo en la retina el llamado "*airy disk*". Este *airy disk* lo que produce es una difuminación de los bordes de la imagen, por lo que un punto se ve con una pequeña aureola alrededor. Esto es debido a que la luz que pasa por una apertura, es absorbida por los bordes, y cuando se vuelve a transmitir, los frentes de onda de esta luz proyectada de nuevo provocan unos patrones de interferencia que aumentan la amplitud de la imagen. La diseminación de la difracción aumenta si la apertura es inferior a 3 mm. Dado que a aperturas pupilares mayores aumenta la aberración cromática y la esfericidad, la apertura pupilar que nos proporciona una mejor agudeza visual es la de 2,4 mm, ya que en esta no se encuentra mucha interferencia de ninguno de los

---

factores arriba mencionados. (Wolfling, Lanzmann et al. 2005)

B) **“Scatter” intraocular.** Es la difracción que sufren los rayos de luz que entran dentro del ojo al encontrarse con estructuras opacas, de diferentes índices de refracción, y con superficies irregulares, provocando que una parte de los rayos del frente de ondas no focalice en el punto de la retina donde debería sino lejos de él, o incluso en otras estructuras diferentes de la retina. Dos ejemplos muy importantes donde hay un aumento del *scatter* intraocular es en la sínquis centelleante y en las cataratas subcapsulares. Si el *scatter* es pronunciado puede provocar deslumbramientos. El *scatter* aumenta al avanzar la edad, aún siendo ojos sanos, encontrándose una mejor correlación entre el aumento de *scatter* y la edad que el aumento de aberraciones y la edad. <sup>(de</sup>  
Waard, JK et al. 1992;; Westheimer, Chu et al. 2003; Shahidi and Yang 2004)

c) **Aberraciones.** Un frente de ondas deformado origina una imagen borrosa. La forma de la imagen borrosa depende del tipo de aberración. Si la aberración es simétrica producirá una imagen simétricamente borrosa. Si aumenta la cantidad de aberración sin variar su forma, la calidad de la imagen disminuye. (Wolfling, Lanzmann et al. 2005)

### III.V.II. ABERRACIONES ÓPTICAS

**III.V.II.1. Concepto de aberración.** En un sistema óptico ideal todos los rayos formadores de una imagen viajan formando una línea recta perpendicular a la línea de propagación coincidiendo todos ellos en el punto focal. En la realidad esta situación nunca ocurre, pues los rayos modificados por el sistema óptico no convergen totalmente en una imagen puntual común. Para un objeto puntual corresponden varias imágenes puntuales que forman una imagen borrosa (**aberración**). Las aberraciones se pueden cuantificar con respecto a la imagen puntual esperada o al frente de onda correspondiente a este punto ideal. (de Waard, JK et al. 1992; Solans 2003; Shahidi and Yang 2004; Wolfling, Lanzmann et al.

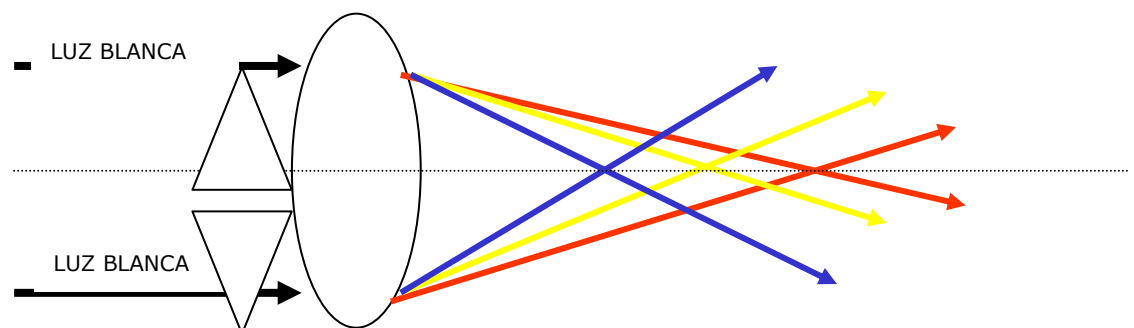
---

<sup>2005)</sup> Si comparamos el frente de onda saliente con el ideal obtenemos una diferencia que se denomina "aberración del frente de onda", y se conoce como "W". Cuanto más se aleje del cero la aberración del frente de onda mayor será la diferencia entre la imagen real y la imagen ideal, y peor será la calidad de la imagen formada en la retina.

La base de Taylor puede utilizarse para representar funciones bidimensionales, y por ello es adecuada para la aberración del frente de onda  $W(x,y)$ . Una alternativa para representar este tipo de funciones es la base de Zernike. (de Waard, JK et al. 1992; Solans 2003; Shahidi and Yang 2004; Neal, Baer et al. 2005; Wolfing, Lanzmann et al. 2005) Los polinomios de Zernike son ideales para describir la óptica del ojo porque se definen basados en la geometría circular (tanto la córnea como la pupila tienen geometría circular). Estos polinomios se describen más adelante.

**III.V.II.2. Clasificación de las aberraciones.** Las aberraciones pueden clasificarse en dos grandes grupos:

A. **Aberraciones cromáticas.** Producen una división de la luz blanca que entra en el ojo en todo el espectro de colores. (Figura 10) Esto provoca un defecto de foco, con una atenuación del contraste secundaria. La causa de esta aberración se debe a la dispersión producida por la córnea, humor acuoso, cristalino y humor vítreo; por tanto no puede ser corregida, ya que es inherente a los materiales oculares y no a la forma ocular. (de Waard, JK et al. 1992; Marcos, Burns et al. 1999; Hamam 2003; Solans 2003; Shahidi and Yang 2004; Wolfing, Lanzmann et al. 2005; Forte, Blessing et al. 2006)



---

## Figura 10. Aberración cromática

Existen dos subtipos:

1- **Aberración cromática longitudinal (ACL)**: los medios oculares tienen diferentes índices refractivos para cada longitud de onda. Por tanto, en un ojo emétrepe, la luz verde queda enfocada en la retina; la luz azul, que tiene una longitud de onda corta, converge delante de ella y la luz roja, que tiene una longitud de onda más larga, converge detrás de la retina. (Artal, Benito et al. 2006)

2- **Aberración cromática transversa (ACT)**: provoca cambios de fase a la imagen, debido a que las distintas longitudes de onda de una imagen de color se desplazan lateralmente, ocupando zonas que no les corresponden. Por ejemplo, en un patrón cuadrículado como un tablero de ajedrez se mezclarían los cuadros blancos y negros. La magnitud de este efecto depende del grado de centrado entre el eje visual y el centro pupilar. Lo normal es que estén descentrados 1/3 mm, pero puede llegar a ser mayor de 1 mm, provocando una gran alteración en el contraste de las imágenes. Si un ojo tiene mucha ACT le favorecerá tener también ACL, pues se contrarrestan. Esto se debe a que la falta de enfoque cromático (ACL) hace borrosas las longitudes de onda que serán desplazadas, disminuyendo el efecto reductor de contraste de la ACT, produciendo un contraste mayor del que habría si sólo hubiera ACT. (Faubert, Bilodeau et al. 2000)

**B. Aberraciones monocromáticas.** Corresponde a la aberración que se produce con una longitud de onda específica de la luz visible. (Iskander, Collins et al. 2000) Para poder representarlas se utilizan los polinomios de Zernike, que dividen las aberraciones por órdenes, y dentro de cada orden se definen distintos tipos:

- **ORDEN 0 (PISTÓN)**: Es la ausencia de aberración. Correspondería a

---

un émbolo plano, como por ejemplo se produce al realizar una ablación plana y circular en una queratectomía fototerapéutica (PTK).

- **1er ORDEN (INCLINACIÓN O TILT)**: Representa la pendiente a lo largo de los meridianos vertical y horizontal. Es una aberración de tipo lineal que puede cambiar con la dilatación pero no tiene ningún impacto en la calidad de la imagen retiniana. No se considera una aberración pues se puede corregir con un prisma, que es un elemento óptico tradicional.

- **2º ORDEN**: Equivale a la refracción tradicional y también puede ser corregida por medios ópticos tradicionales (lentes esferocilíndricas); por ello se consideran aberraciones de bajo orden.

- o **ERROR REFRACTIVO ESFÉRICO (DEFOCUS)**: incluye la miopía y la hipermetropía. El frente de ondas es esférico, pero converge por delante o por detrás de la retina. Se define por los polinomios de Zernike número 4.
- o **ASTIGMATISMO**: Existen dos meridianos de distinto radio de curvatura en el frente de onda, focalizándose en dos planos diferentes, ya sean por delante de la retina (astigmatismos miópicos simple y compuesto), los dos por detrás (astigmatismos hipermetrópicos simple y compuesto) o uno por delante y uno por detrás (astigmatismo mixto). En el punto intermedio de las dos líneas focales es donde la imagen está mejor enfocada, pues es donde se encuentra el círculo de menor confusión.

A partir del tercer orden se consideran aberraciones de alto orden (HOA: *High Order Aberrations*), ya que no pueden ser corregidas con elementos ópticos convencionales. A mayor orden pierden importancia en cuanto a su potencial de distorsión del frente de onda.

- **3er ORDEN (COMA)**: se localiza en el eje X o Y. En el plano

---

emétrope la imagen que produce tiene forma de cometa, por lo que el frente de onda es asimétrico. En el ojo humano puede aparecer cuando los elementos oculares no son coaxiales o bien si la pupila está descentrada. Cuando está localizada en el eje X se representa con el polinomio de Zernike número 7, y si está en el eje Y con el número 8.

- **4º ORDEN (ESFERICIDAD: *spherical aberration*):** se localiza en la media periferia y es debida a la superficie anterior de la córnea y a las superficies anterior y posterior del cristalino. El frente de onda que se forma en la periferia no tiene el mismo radio de curvatura que el frente de onda central, aunque los dos pueden conservar una esfericidad perfecta, por lo que todos los rayos de luz provenientes de un punto focal específico se distribuyen sobre una pequeña zona, sin que exista un punto definido de foco para todos los rayos de luz que atraviesan la pupila. Esta aberración produce un punto imagen con halos. Si es positiva los rayos periféricos tienen mayor poder de convergencia que los que pasan por el centro. Por tanto, la aberración esférica puede ser considerada como un desenfoque dependiente del radio. Esta aberración aumenta a la cuarta potencia conforme aumenta el diámetro pupilar. Por ello, de noche, la dilatación pupilar produce un aumento de la aberración esférica que provoca una ligera miopización (miopía nocturna). Si es negativa ocurre lo contrario.

- **ABERRACIONES A PARTIR DEL 5º ORDEN:** Llegan hasta el 10º orden, incluyendo hasta 65 modos de Zernike. Son aberraciones irregulares que corresponden a variaciones locales abruptas. En ojos normales no degradan mucho la imagen cuando la pupila es pequeña o hay gran intensidad luminosa, pero deterioran mucho la calidad y resolución de la imagen cuando la pupila está dilatada. Equivalen a desalineamientos de los componentes ópticos. (Haji, Ramonas et al. 2005)

---

### III.V.II.3. Factores que modifican las aberraciones:

- **EDAD:** las aberraciones tienen una distribución distinta según la edad, de modo que en la juventud el global de aberración es cercano a 0. (Artal, Guirao et al. 2003) La córnea es aberrante, por lo que se deduce que el cristalino tiene un efecto compensador de las aberraciones corneales. Estas aberraciones se mantienen constantes entre los 18 y los 40 años. En individuos de edad avanzada no se sigue esta distribución, ya que se esclerosa el cristalino y se producen nuevas aberraciones internas que ya no compensan las aberraciones corneales. Por tanto, a partir de los 40 años se aprecia un aumento en el global de aberraciones, que al estudiarlo con detalle se aprecia que es debido a un aumento de las aberraciones de 3er orden (en particular la coma en el eje Y) y de 4º orden. Existen estudios que afirman que la esfericidad corneal no varía con el tiempo, pero sí que aumenta la esfericidad global. (Fernandez de Castro, Sandoval et al. 2007; (McLellan, Marcos et al. 2001)

- **ACOMODACIÓN:** al acomodar, el cristalino varía su forma, por lo que se modifican las características y la cantidad de aberraciones. (Artal, Guirao et al. 2001) Por ello, la corrección aberrométrica ideal para la visión lejana no sirve para la visión cercana. Al acomodar se produce un movimiento de los elementos ópticos, por lo que se pueden desalinearse y cambiar de forma, modificando totalmente el patrón aberrométrico. Estos cambios varían mucho de individuo a individuo. (Lopez-Gil, Rucker et al. 2007)

- **MIDRIÁTICOS:** al utilizar estos fármacos se producen alteraciones aberrométricas, aunque no son de gran importancia, con un cambio aproximado de 2 micras. (Buhren, Kuhne et al. 2005) Se observa un cambio en el astigmatismo y también en el defocus, indicando que el paciente no mantiene el mismo plano de foco a pesar de aplicarse el mismo estímulo acomodativo. Con respecto a las HOA (aberraciones de alto orden), también se modifican pero son muy variables entre individuos. A pesar de todo esto, la

---

desviación estándar de las mediciones con pupila normal y con dilatación farmacológica no varía demasiado, lo que significa que son igual de fiables las mediciones con uno u otro método. (Awwad, El-Kateb et al. 2006)

- **FOTORRECEPTORES:** juegan un papel fundamental en la calidad óptica del ojo, pues la distinta sensibilidad de los conos a la luz que entra por distintos sitios de la pupila puede influir en las aberraciones oculares. Si la luz llega de forma directa a los conos en vez de oblicua se mejora la calidad de la imagen. (Artal, Chen et al. 2004)

- **LONGITUD DE ONDA:** las aberraciones mayores se producen con luz policromática (luz blanca), ya que el ojo tiene distintos índices de refracción para cada longitud de onda. Por tanto, si el ojo focaliza una imagen en la región del verde, las longitudes de onda menores se consideran fuera de foco.

- **BILATERALIDAD:** las aberraciones son similares en el ojo derecho e izquierdo de un mismo paciente, (Lian, Ye et al. 2002) por lo que la genética y los factores ambientales que controlan el desarrollo de las aberraciones del sistema dióptrico del ojo funcionan con una simetría especular.

- **CIRUGÍA REFRACTIVA:** El deterioro de la visión en condiciones escotópicas es una de las quejas más frecuentes en pacientes intervenidos de procedimientos queratorrefractivos (queratotomía radial –KR-, queratectomía fotorrefractiva –PRK-, queratomileusis in situ con láser excímer –LASIK-). (Seiler 1995) Estas molestias el paciente las relata como visión de halos y deslumbramientos, y en un principio fueron atribuidas a las cicatrices (KR) y al leucoma (PRK); sin embargo recientemente se ha detectado que el aumento de las aberraciones ópticas inducido por este tipo de cirugía al corregir las aberraciones de bajo orden es la causa de estas secuelas. (Applegate 2002)

---

Diversos autores han mostrado el aumento de las HOA tras la cirugía, concluyendo que son las aberraciones de tercer orden las que más varían, aunque también lo hacen las de cuarto orden y el resto de HOA.<sup>(Smolek and Klyce 2003; Kohnen, Mahmoud et al. 2005)</sup>

Aunque las HOA aumentan tanto tras la PRK como tras el LASIK, se ha detectado que este aumento es mayor tras este último.<sup>(Panagopoulou and Pallikaris 2001)</sup> Una hipótesis para explicar este hecho determina al flap corneal como responsable de inducir las aberraciones de tercer orden.<sup>(Panagopoulou and Pallikaris 2001)</sup> Para evitar la inducción de aberraciones esféricas se debe realizar una ablación corneal central más profunda y mayor transición en los límites de la zona óptica, pero esto no es posible cuando se corrigen errores refractivos altos, por la cantidad de lecho estromal que se debe ablacionar.<sup>(Vinciguerra, Munoz et al. 2002)</sup>

Este tipo de cirugía provoca un incremento de la aberración esférica positiva en tratamientos miópicos, y negativa en tratamientos hipermetrópicos. Como las aberraciones de alto orden se localizan en la periferia, la calidad visual empeora en condiciones en las que se dilata la pupila. Todo esto se relaciona con una disminución de la sensibilidad al contraste siendo la causa de insatisfacción de algunos pacientes operados de LASIK, aunque tengan una buena AV.<sup>(Chan 2002; Vinciguerra, Munoz et al. 2002)</sup>

### **III.V.III. MEDICIÓN DE LAS ABERRACIONES. ABERRÓMETROS.**

**III.V.III.1 Introducción:** Muchos métodos se han desarrollado para describir el error del frente de onda, usando diferentes sistemas para seguir los caminos de los múltiples rayos de luz que entran en el ojo, ya sea determinándolos individualmente o como un todo mediante un frente de onda. Sobre estos métodos se han construido los diferentes tipos de aberrómetros que se definirán posteriormente. De todas formas estos métodos aún tienen

---

limitaciones ya que sólo son capaces de captar las aberraciones monocromáticas a una determinada longitud de onda. (Drum 2003)

**III.V.III.2. Refracción basada en el frente de onda** Lo que obtenemos con el frente de onda es la "*wavefront refraction*", que también se puede llamar **refracción espacial**. Esta se define como la refracción en cada punto de la córnea, teniendo en cuenta todos los elementos ópticos en toda la longitud del ojo. Es como una topografía del ojo entero expresada a modo de mapa refractivo. Se considera una refracción mucho más completa que la refracción convencional, pudiendo hacer la comparación diciendo que la refracción convencional es para la *wavefront*, lo que la queratometría es para la topografía. Es más completa por el hecho que la refracción subjetiva supone que cada zona de la córnea tiene la misma refracción, cosa que no es cierta, ya que la refracción cambia en cada área de la córnea. La refracción medida periféricamente varía de la central debido a las aberraciones, sobre todo esfericidad. La refracción en cada zona específica de la córnea se determina mediante el radio de curvatura a partir del frente de onda. Actualmente cometemos el error de tratar el defecto refractivo con una sola lente esferocilíndrica para todas las zonas de la córnea, obteniendo zonas hiperconvergentes, otras hipocorregidas, y algunas emetropizadas. El resultado final es satisfactorio porque las inclinaciones en el frente de onda, casi no provocan un desplazamiento de la imagen retiniana, entonces no necesitan una corrección refractiva individualizada. Esto es así porque la transición entre zonas es suave. Con una lente esferocilíndrica sí se puede corregir el error refractivo, pero tendría que ser de distinta potencia según el área a lo largo de la pupila que queramos corregir. El error de fase que no puede ser corregido con una lente esferocilíndrica se atribuye a las HOA.

---

### III.V.III.3. Aberración del frente de onda.

**(Wavefront aberration):** Corresponde a la suma de defocus, astigmatismo, y HOA que provocan todos los elementos ópticos del ojo al interactuar con los rayos de luz, ya sean incidentes o reflejados. Entonces cuando la luz pasa por un ojo con un sistema óptico sin aberraciones, describe frentes de onda perfectamente esféricos. Por el contrario, cuando pasa por una zona aberrante estas ondas perfectas se arrugan creando el error del frente de onda (*Wavefront error*) que se define como la diferencia entre el frente de onda plano y el real, o lo que es lo mismo la diferencia entre la *wavefront* de una superficie esférica ideal, con la *wavefront* formada por la trayectoria ortogonal de los rayos que entran en un ojo aberrante. Entonces estos errores se pueden trasladar a un mapa de colores y dibujar la wavefront aberrante o real, la cual describe los efectos que provoca la córnea y el cristalino a la luz que pasa a través de cada punto de la pupila. Corregidos los errores en cada punto te queda una imagen casi perfecta, solo alterada por la difracción, el *scatter*, y la aberración cromática. La *wavefront aberration* se puede valorar mediante:

- Aberroscopios subjetivos y objetivos.

- Aberrómetros: Hartmann-Shack; Técnicas ópticas de trazado de rayos (raytracing); Tscherning.

Si descomponemos la *wavefront* aberrante, sobretodo si hemos tomado los datos con la pupila dilatada, no solo encontramos la visión foveal afectada por las aberraciones de bajo orden, junto con la coma y la esfericidad, sino también otras aberraciones asimétricas y aberraciones de orden mayor a 4 que degradan la función visual en estas condiciones, llamadas aberraciones de mayor alto orden. En un ojo normal se pueden llegar a captar hasta 65 componentes que definan la *wavefront aberration*. Los errores en el frente de onda, como acabamos de comentar, pueden tener formas muy

---

complejas, irregulares y mucha variabilidad individual, cambiando de individuo a individuo tan en el signo como en la amplitud.

**III.V.III.4. Sensores del frente de onda. (*Wavefront sensors*):** Los primeros métodos estaban basados en la interferometría y posteriormente en el *ray-tracing*. El primero en aparecer fue el interferómetro de Twyman-Green. (Rottenkolber and Podbielska 1996) Este consta de un rayo de luz colimado que primero divide y después de que los rayos subdivididos hayan sido reflejados por la superficie testada y por una de referencia se recombinan. Si las dos superficies son iguales y correctamente alineadas no se observará ninguna distorsión en el haz recombinante. Si no son iguales, las distorsiones que aparecerán permitirán hacer un mapa topográfico (según la longitud de onda) de la diferencia de aberración de onda entre una superficie y la otra. El método interferométrico no ha sido muy aceptado en el estudio de la óptica fisiológica, fundamentalmente porque hay dificultades para estabilizar el ojo y construir superficies de referencia apropiadas con las cuales comparar los tejidos naturales como la córnea.

Tscherning (1854-1939) (Norn and Jensen 2004), fabricó un aberroscopio. Este consta de un patrón reticular montado sobre una lente esférica de 5D. Sesenta años más tarde, Howland (Howland and Buettner 1989; Howland 2000; Howland 2002) se inventó el aberroscopio de cilindros cruzados para investigar las aberraciones de las lentes de las cámaras fotográficas. Utilizaba una lente de 5 D con un cilindro negativo a 45°, y encima le ponía un patrón reticular. Hasta al cabo de 20 años no aparece el primer estudio en ojos humanos con un aberroscopio subjetivo. El primer estudio con este aberroscopio concluye que la coma es la aberración que domina la estructura aberrante del ojo a cualquier diámetro

---

pupilar fisiológico. Con este estudio también se introducen los polinomios de Zernike para describir las aberraciones. Además por primera vez se pudieron medir, no estimar como hasta entonces, las aberraciones comáticas. El aberroscopio de cilindro cruzado se mejoró, pudiendo hacer una foto de la imagen retiniana de la retícula, convirtiéndolo en un aberroscopio objetivo. (Howland and Buettner 1989; Howland 2000; Howland 2002)

Otro método subjetivo que apareció fue el método de Smirnov (Norm and Jensen 2004). Este consta de un disco con dos agujeritos. Uno es fijo, y no permite ver por la zona central. El otro es móvil y permite ver la zona central. Este último sirve para escanear toda la zona pupilar. Más tarde Webb and cols. (Webb, Sahal et al. 1997) modernizaron el método de Smirnov, mediante una computerización del frente de onda, describiéndolo mediante los polinomios de Zernike, cosa que ha demostrado una gran repetibilidad del método. Después se convirtió en un aberrometro objetivo, y se hizo emitiendo un rayo en la retina y que esta lo reflejara fuera del ojo. Además se hicieron otros agujeros en el disco de Scheiner, transformándolo en una pantalla de Hartmann. Cada agujero de esta pantalla de Hartmann aísla un rayo del global que salen por la pupila reflejados por la retina. Entonces estos rayos emergentes intersectan en un sensor de video que calcula la desviación en comparación al rayo de referencia. Entonces en cada orificio de la pantalla de Hartmann, Shack y Platt introdujeron una lente, consiguiendo al final el aberrómetro de Scheiner-Hartmann-Shack, cuyo objetivo es calcular las aberraciones del ojo en múltiples localizaciones pupilares de una forma objetiva. (Shack 1971; Salmon, Thibos et al. 1998)

Existen pues hoy en día una cantidad de métodos objetivos y subjetivos para estudiar los frentes de onda de los ojos humanos, que difieren mucho en coste, complejidad y exactitud. Cada uno tiene unas ventajas y unos inconvenientes determinados, por esta razón todos pueden continuar aún

---

siendo útiles. (Moreno-Barriuso, Marcos et al. 2001; Wygledowska-Promienska 2005; Marcos 2006)

### **A) Tipos:**

Los aberrómetros actuales se pueden dividir en dos tipos fundamentales:

-**Hacia dentro (*Ingoing*)**: Captan la deformación que sufren los rayos al entrar en el ojo. Entre los comprendidos en este tipo tenemos el aberrómetro de Tscherning, y los métodos de ray-tracing de rayos individuales.

-**Hacia fuera (*Outgoing*)**: Captan la deformación que sufren los rayos al salir del ojo, después de reflejarse en la retina. Entre los de este tipo encontramos el sensor de Hartmann-Shack. (Pesudovs 2005)

**B)** A continuación **definiremos los tres aberrómetros** mas usados en la actualidad:

### **- Aberrómetro de Hartmann-Shack (H-S)** (Vinciguerra, Munoz et al. 2002; Cosar,

Saltuk et al. 2004; Pesudovs 2005)

#### **1/ Componentes y trayecto del rayo:**

-Laser He-Ne de 632,8 nm: Se emiten 1,5 mW. de luz linealmente polarizada hacia el interior del ojo.

-Filtro de densidad neutro (NDF): Controla que los niveles de láser sean seguros. Hace que el nivel de luz que entra en el ojo sea de 5 microW. (se ha calculado que 5 microW a 633 nm durante 0,1 seg esta 40 veces por debajo del máximo permitido). El total de energía que entra dentro del ojo es menos de 3 microjoules, que es 200X menor al limite permitido por la *American National Standards Institute's*.

-Modulador óptico-acústico (*shutter*): El láser pasa a través de él, y lo que hace es controlar la duración de la exposición (100 ms) a la retina con una

tasa de extinción de 0,0001 que permite suficiente luz cuando está apagado como para facilitar al observador un punto de fijación.

-Colimador: Un objetivo de microscopio de 40X, llamado filtro espacial, focaliza el haz hacia un agujero puntiforme de 25 micras (*pinhole*). El haz emergente del *pinhole* se colima mediante una lente, produciendo la expansión del haz de luz en una onda plana.

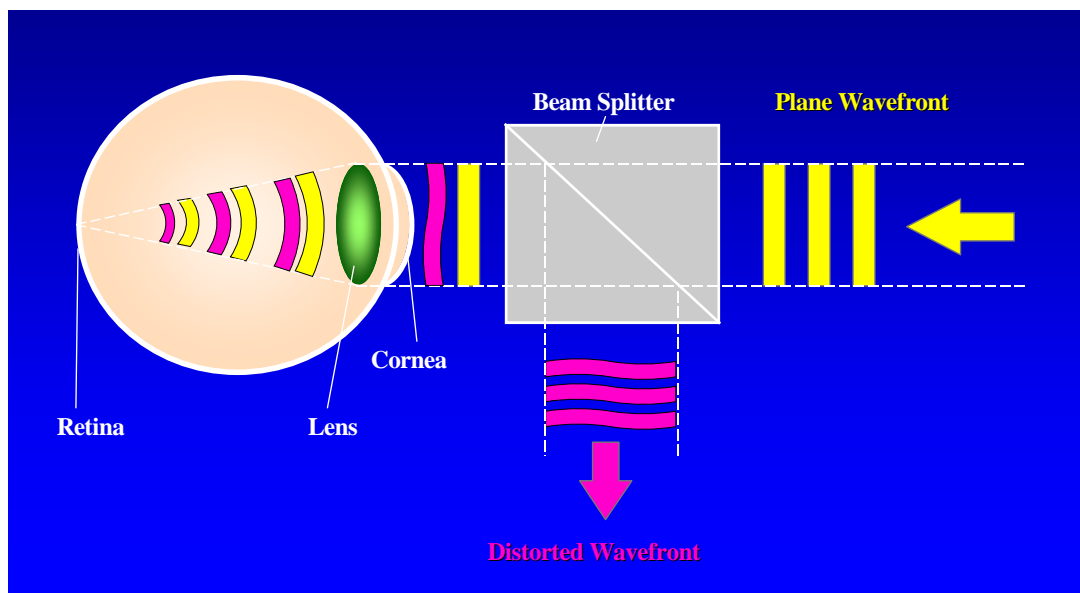


Figura 11. Representación del sistema Hartmann-Shack. (imagen cedida por Baush & Lomb)

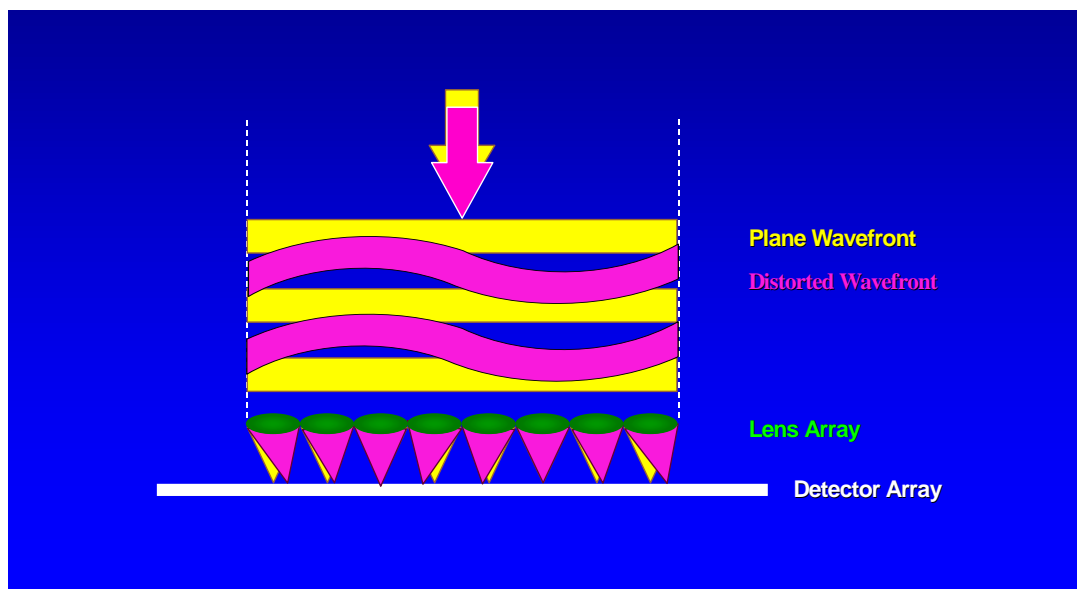
-Pupila artificial: El haz pasa a través de esta para regular el tamaño de la pupila iluminada.

-Reflexión en un espejo.

-Separador del haz de polarización (*beam splitter*): Refleja el punto de fijación (un patrón reticular a 18 ciclos/grado) hacia el ojo, para que el paciente lo pueda ver y así fijar la visión en un punto dado. El punto de fijación se obtiene mediante un circuito paralelo en el cual a la distancia focal de una lente, se pone el punto de fijación, iluminado por luz tenue difusa para

estabilizar la acomodación y estar seguros que los rayos paralelos del láser se focalizarán en la fovea. El objetivo de fijación se alinea entonces con el haz del láser para focalizar en la retina.

-Sensor de H-S: El rayo focalizado en la retina se supone que es difusamente reflejado, y los rayos salen del ojo deformándose en la misma medida que van encontrando aberraciones formando el frente de onda aberrante. El sensor de H-S hace la medición del frente de onda en el plano pupilar, y lo transforma en una imagen de puntos mediante el paso de la onda testada a través de una placa con múltiples subaperturas, que lo que hacen es romper la luz reflejada (frente de ondas) en múltiples rayos individuales.



**Figura 12. Representación del sensor Hartmann-Shack. (imagen cedida por Baush & Lomb)**

Cada rayo individualizado incide en un enrejado de lentes muy pequeñas distribuidas a modo de ojo de mosca, en relación 1:1, cada rayo incide en una microlente. El sensor de H-S esta compuesto por dos capas idénticas de lentes cilíndricas puestas a 90° una de otra, actuando como una sola capa bidimensional de lentes esféricas. Cada capa consta de 15x15 lentes (se puede usar una parrilla de 7x7 si se mide una pupila de 5,4 mm). Las

---

lentes tienen una distancia focal de 97 o 170 mm, y pueden medir 1x1 mm ó 0,5 mm de diámetro. Cada una de las lentes forma una imagen aérea (centroide) de todos los puntos retinianos sobre una cámara de CCD fría de grado científico. (mínimo sensor de iluminación es 0,02 lux), acoplada a un ordenador que digitaliza las señales de video en imágenes de 512x512 pixels a 8 bits. el cual se digitaliza y almacena por la unidad de adquisición de imágenes. (Figuras 11 y 12)

## **2/ Análisis de las imágenes.**

En un ojo sin aberraciones la distribución de los rayos en el patrón de centroides resultante, será regular y equidistante, pero no será así en un ojo con aberraciones. Se perderá la equidistancia y la definición de los centroides. En un frente de onda aberrante, los puntos de luz de las subaperturas se desplazan tanto en el eje X, en el Y, como en el Z en relación al punto de referencia. En un desplazamiento en el eje Z aumenta el diámetro del *spot* y significa una aberración de defocus. Los desplazamientos en los ejes X o Y, nos indicará la pendiente del frente de onda, tanto en desviación lateral como vertical. Cuando la desviación es igual a un diámetro del spot de referencia significa una aberración que difiere en una longitud de onda de la *wavefront* plana. El problema que surge de la medición de todos los rayos a la vez es que a veces, si la inclinación es muy grande se pueden solapar, invadiendo la zona del punto contiguo, entonces la medición final no es la real, ya que el sensor de HS no puede interpretar estos solapamientos.

**3/ Especificaciones de las aberraciones:** Se pueden medir en dos planos distintos:

a/ Plano retiniano: Las aberraciones se representan mediante el PSF y la MTF.

b/ Plano pupilar: En este plano lo mas usual es la representación en un mapa de contornos.

---

-Si aberraciones pequeñas: La mejor representación es la altura de la *wavefront*. Da las mejores medidas de la calidad de la imagen.

-Si aberraciones grandes: La pendiente de la *wavefront*, representada como PSF pupilar (pPSF) y la óptica geométrica dan la mejor representación de la calidad de imagen.

#### **4/ Modos de representación de la *wavefront*:**

a/ **Representación numérica:** Enumeración de los polinomios de Zernike que la definen.

b/ **Representación esquemática:** Se representan siempre en el plano pupilar, y podemos representarla de tres formas distintas:

b1/ Elevación de la *wavefront*: Esta representación es importante para la cirugía refractiva para poder saber la cantidad de tejido a ablacionar. Se representa mediante líneas que unen puntos del frente de onda que están igual de alejados de la esfera de referencia. Se asume que en el centro pupilar no hay aberraciones de alto orden, ya que se pueden corregir con una lente esferocilíndrica.

b2/ Pendiente del frente de onda

- Mapa de agudeza: El pPSF es la representación más clínicamente relevante ya que nos dice la borrosidad de la imagen en minutos de arco. Es el PSF retiniano pero referenciado al plano pupilar. La zona con menos sombra gris es donde hay menos de un minuto de arco de borrosidad, correspondiendo con la zona de una agudeza visual de 1. Es el que mejor representa la calidad visual esperada.

-Malla aberroscópica de Tscherning: Es otra forma de representar la pendiente del frente de onda. Si representáramos todas las pendientes con flechas, y entonces uniéramos todos los puntos nos saldría la malla. La diferencia con el aberrómetro de Tscherning es que este funciona en espacio

---

de imagen, y la malla aberroscópica con espacio de objeto. Es un diagrama de puntos.

b3/ Curvatura del frente de onda: Se representa mediante líneas que unen puntos del frente de ondas con la misma curvatura. Tiene mas probabilidad de error que la pendiente o la altura, ya que éste es un derivado secundario que no se calcula directamente del frente de onda, sino a través de un cálculo matemático. Se puede representar el componente esférico y el cilíndrico por separado.

### **5/ Características del H-S:**

a/ **Repetibilidad:** Es un método con una repetibilidad alta, tanto en pupilas grandes como en pequeñas. La desviación estándar (DE) de sus mediciones es de 0,046 micras en un ojo real, y de 0,0013 en un sistema óptico artificial, lo que significa que las mediciones son muy fiables, y que la mayor DE en ojos reales se debe a fluctuaciones en el enfoque, así como fluctuación de las aberraciones, como por ejemplo variación del grosor de la película lagrimal, o también a posibles movimientos de la cabeza o del ojo.

b/ **Precisión:** Para comprobar la precisión del aberrómetro de H-S se hizo pasar un frente de onda plano por una lente de X dioptrías, y se midió el frente de onda resultante. La diferencia entre la aberración esférica de prueba y la medida, no superó nunca las 0,17 D. El error siempre fue menor cuanto menor era la aberración a leer. Este margen de error también se puede atribuir a que las lentes de prueba usadas tuvieran defectos de fabricación y el poder dióptrico esperado no fuera el real. El margen de error fue igual para las aberraciones cilíndricas. El problema aparece cuando queremos saber la fiabilidad del aparato con las HOA, ya que no podemos fabricar una lente con unas HOA preestablecidas. Lo que si que podemos comprobar es que cuando no hay HOA, el aparato no las encuentra. De todas formas, como sabemos que

---

las HOA lo que hacen es un desplazamiento de los centroides al igual que el defocus y el astigmatismo pero con un patrón diferente, se tiene que suponer que las definiré de una forma igual que precisa que las aberraciones de bajo orden.

c/ ***Inconvenientes:*** Hay tres factores que el sensor de H-S no puede captar:

1/ No es capaz de captar el *scatter*, ya que tiene una estructura espacial menor a la que tiene la rejilla de lentes del sensor. De todas formas se ha demostrado que el scatter intraocular en el ojo humano, tiene muy poca importancia como factor deteriorante de la calidad visual.

2/ No es capaz de captar las aberraciones cromáticas

3/ No es capaz de captar la difracción

d/ ***Medición simultánea de todos los puntos del frente de onda:***

Esta técnica mide el frente de onda en diferentes puntos pupilares simultáneamente, a diferencia de los métodos psicofísicos que tienen que mapear la pupila secuencialmente punto por punto. Una medida simultánea evita las fluctuaciones del estado refractivo que alterarían la estimación de la aberración de la onda.

e/ ***Tecnología de medición:*** Para la medición de las aberraciones usa la técnica del paso y medio. Proviene del desarrollo de la técnica del doble paso. (Montes-Mico, Munoz et al. 2004) Consiste en capturar una imagen que llega después de ser emitida y posteriormente reflejada por la retina a través del medio ocular. Las dos características principales de la técnica del paso y medio son:

1/ Usa un haz en el primer paso lo mas fino posible para evitar cualquier interferencia con las posibles aberraciones, así es como si fuera un haz solo limitado por la difracción.

---

2/Usa luz casi infrarroja porqué esta luz capta aberraciones asimétricas y proporciona estimaciones bastante acertadas de la calidad de imagen retiniana (PSF), aunque por contrapartida también provoca mucho *scatter* coróideo. Las ventajas es que es confortable y segura para el paciente, por esto es la longitud de onda preferida actualmente.

**- Ray Tracing:** (Marcos 2001; Vinciguerra, Munoz et al. 2002)

Este sistema de medición de aberraciones mide la localización de todos los rayos que entran por la pupila de forma individualizada, en lugar de medir simultáneamente en toda la entrada de la pupila. (Moreno-Barriuso and Navarro 2000) Se clasifica como un sistema ingoing, ya que lo que hace es detectar donde se refleja el rayo en la retina, comparándolo con el sitio donde se debería reflejar.

Se proyecta un fino haz de láser, y se hace un mapa de puntos retinianos. Hay dos modalidades:

**1/ *Spatially resolved refractometer.*** Aplica un haz de luz alineado con el centro pupilar o el eje óptico, y sirve para medir la refracción punto por punto. Se hacen de 30 a 50 mediciones. Solo se tarda 3-4 minutos por test. El paciente tiene que alinear mediante un *joystick* el haz de luz que le emitimos nosotros con un punto en cruz que hay de referencia siempre en el centro pupilar. Al alinear los dos puntos se anula la aberración. El ángulo necesario para neutralizar la aberración representa la pendiente de la *wavefront* en esa localización concreta. El haz de luz se emite a través de un osciloscopio con una apertura que gira a pasos de 1 mm. (Burns 2000; Webb, Penney et al. 2003)

**2/ Tracey-1:** Es un aberrómetro que se entiende como una mejora del *spatially resolved refractometer*, ya que usa los principios de éste. Una de las mas grandes diferencias es que lo convierte en un test objetivo. (Pallikaris, Panagopoulou et al. 2000; Pallikaris, Panagopoulou et al. 2001) Consta de un láser de diodo de 0,9 mW con una longitud de onda de 650 nm y un grosor de 0,3 mm, el cual es

---

emitido en pulsos de forma individual y secuencialmente, escaneando la pupila en un movimiento horizontal, siempre paralelamente al eje visual pero con diferentes orientaciones y angulaciones mediante un deflector óptico-acústico que reduce el tiempo de irradiación. La medición se hace de forma muy rápida y permite obtener los datos en solo unos 10-20 ms, según el número de puntos estudiados, y el número de repeticiones por punto, pudiendo escanear 64 puntos en una pupila de 6mm. Tiene una fiabilidad alta, calculando la refracción con una desviación estándar de 0,14 D. El cálculo del astigmatismo es más ajustado con el Tracey-1 que con los topógrafos actuales (*EyeSys, Technomed, C-scan, Canon*).

El futuro de las técnicas de *ray-tracing* es muy esperanzador, ya que deja atrás el inconveniente del solapamiento de los otros tipos de aberrómetros en casos en los que se tienen que calcular aberraciones muy altas, cosa que podría ser la causa de alguno de los fracasos de esta técnica.

**- Aberrómetro de Tscherning:** (Norn and Jensen 2004)

En 1894 Tscherning (Tscherning 1898) publica sus investigaciones sobre las aberraciones ópticas del ojo, diciendo que deterioran visión pero que son incorregibles. El usaba una lente de +4 D y hacía mirar a una estrella, que es como si entrara una onda plana debido a la gran distancia. Era un método subjetivo por que sólo se veía la aberración el propio que se la miraba. El aberrómetro de Tscherning actual consta de dos trayectos uno de entrada, y uno de salida. El trayecto de entrada consta de un láser de Nd:Yag (longitud de onda, 532 nm), una máscara agujereada, y una lente aberroscópica. La máscara divide el haz del laser en 168 rayos de luz individualizados. En el centro no está agujereada para evitar reflejos. El diámetro del patrón de puntos en la córnea es de 10 mm, mientras que en la retina es de 1 mm. (Figura 13)

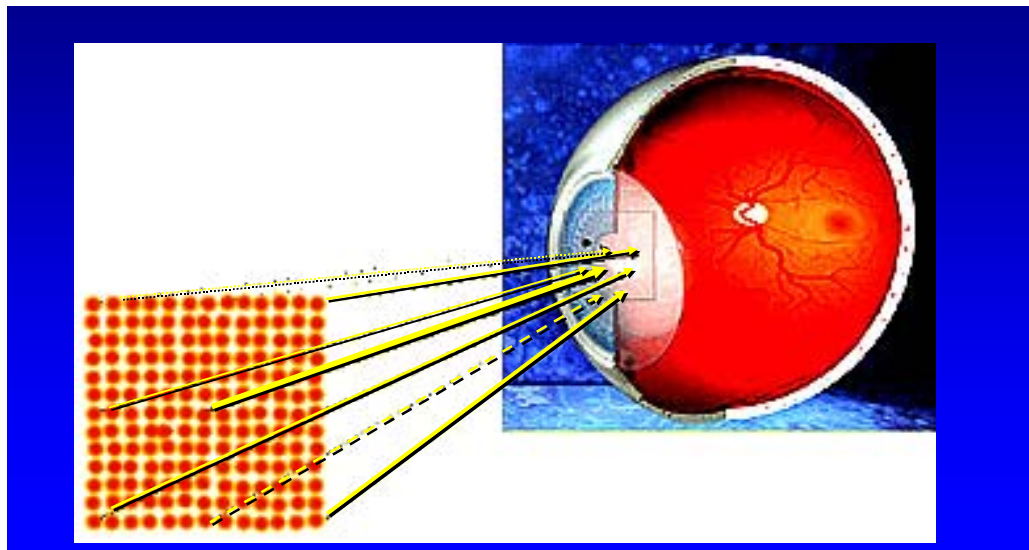


Figura 13. Representación del sistema Tschering. (imagen cedida por Carl-Zeiss)

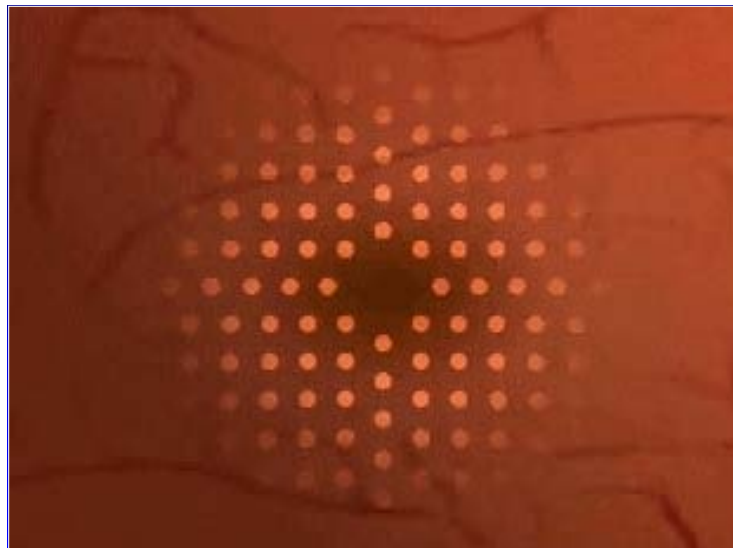


Figura 14. Sistema Tschering, patrón de puntos en la retina. (imagen cedida por Carl-Zeiss)

Este patrón de puntos en la retina es el que se capta y del que se calcula el frente de onda. El número de puntos depende de la máscara y del diámetro pupilar. El tiempo de iluminación es de 40 milisegundos, muy por

---

debajo de los niveles de seguridad establecidos. El trayecto de salida esta basado en los principios de la oftalmoscopia indirecta, y se capta a través de una apertura muy pequeña. El orificio de salida se mantiene de 1 mm, así se limita sólo por la difracción. (Figura 14)

### III.V.IV. CUANTIFICACIÓN DEL EFECTO DE LAS ABERRACIONES

La forma de cuantificar el efecto de las aberraciones es mediante la medición de la calidad visual. La forma del frente de onda aberrante es una descripción fundamental de la calidad óptica del ojo llamada "**función de frente de onda aberrante**". Esta función se basa en una teoría óptica que nos permite conocer el impacto que tienen las aberraciones existentes en la imagen retiniana, ya que las medidas convencionales de la función visual como los tests de Snellen, sensibilidad al contraste, etc. no correlacionan la función visual con los defectos específicos en la óptica del ojo. La contribución de las aberraciones en el deterioro de la función visual se mide entonces mediante los siguiente parámetros que se obtienen de la función de frente de onda aberrante:

- Función de transferencia de modulación (*Modulation transfer function*, MTF): Determina la calidad de esta imagen de forma cuantitativa
- Raíz de la media de los cuadrados. (*Root mean square*, RMS)
- Cociente de Strehl (Strehl ratio)
- Función de la dispersión de un punto (*Point spread function*, PSF):  
Es el cálculo de la imagen retiniana de cualquier objeto.

Pero para aplicar esta teoría óptica y obtener estos cuatro datos, necesitamos calcular la wavefront en el plano pupilar. Para conseguir esto, usamos un juego de lentes que enfocan la rejilla de microlentes al plano

---

pupilar, entonces, ópticamente esta rejilla es como si captara los datos directamente en el plano pupilar. Seguidamente vamos a enumerar las distintas formas de medición de la calidad óptica de las que disponemos.

**III.V.IV.1. Función de transferencia de modulación (*Modulation transfer function, MTF*)** Cualquier factor que separe un ojo del ojo ideal, lo que provoca es una pérdida de la capacidad de percibir el contraste. Las aberraciones y la difracción son dos de los factores mas importantes que provocan ésta pérdida de sensibilidad al contraste. Las variaciones en la capacidad de percibir el contraste se miden mediante la función de transferencia óptica. <sup>(Helseth 2006)</sup> Esta es una función compleja que se expresa mediante la función de dispersión de un punto y la función de transferencia de modulación, la cual describe el porcentaje de contraste perdido en términos de frecuencia espacial. Cuantifica la calidad óptica del ojo en términos de su habilidad para reproducir en la imagen retiniana las variaciones de intensidad de un objeto. En definitiva mide la calidad de la imagen retiniana. La MTF se puede obtener a través del frente de onda mediante la transformación de Fourier, y se puede definir como: intensidad de modulación (ej. el contraste) en la imagen retiniana.

La MTF también se puede ver afectada por la función de transferencia de fase (*phase transfer function, PTF*), que consta de la diferencia de fase en los patrones sinusoidales. Hay un desplazamiento de la rejilla, superponiéndose las franjas.

La MTF viene **determinada por:**

- Aberraciones cromáticas y monocromáticas (la disminuye)
- Difracción (la disminuye)
- Respuesta fotópica (la mejora)
- Efecto Stiles-Crawford (la mejora)

---

-Diámetro pupilar: A mayor diámetro pupilar mejor MTF en un ojo libre de aberraciones, pero en el ojo normal pasa lo contrario. En un ojo sin aberraciones, a mayor diámetro pupilar mejor calidad visual se puede conseguir ya que evitamos la difracción.

- **Frecuencia espacial:** La frecuencia espacial es una cantidad determinada de líneas por grado en los patrones sinusoidales. Se usa para medir la sensibilidad al contraste. A mayor frecuencia espacial detectada, mayor sensibilidad al contraste, por lo que se percibirán con facilidad los límites entre dos superficies poco contrastadas. Se mide en ciclos por grado. El límite de la frecuencia espacial en un individuo es la intersección entre la MTF y el umbral neural foveal. El factor de la pupila también está relacionado con la frecuencia espacial, ya que a bajas frecuencias el MTF es mayor para pupilas entre 2-3 mm que para pupilas de mayores diámetros, ya que las aberraciones también serán menores. Para unas aberraciones determinadas, se puede mejorar la MTF si se aumenta la frecuencia espacial.

- **Función del dintel de modulación** (*modulation threshold function*): Esta define el mínimo nivel de contraste necesario para una retina para distinguir un patrón sinusoidal a una frecuencia espacial determinada. La cifra media de contraste necesario para detectar un patrón sinusoidal a frecuencias espaciales medias es de 0,5%. A frecuencias espaciales extremas, ya sean altas o bajas se requiere mucho más contraste. La *modulation threshold function* depende del proceso hecho en la retina y el cerebro.

La prueba de la sensibilidad al contraste nos da una idea de la interacción entre la MTF y la *modulation threshold function* mediante una prueba clínica en la cual se exponen diferentes patrones sinusoidales con diferentes niveles de contrastes y diferentes frecuencias espaciales, hasta que

---

se encuentra el mínimo contraste que puede discernir para una determinada frecuencia espacial, entonces ya hemos conseguido el *modulation treshold function* o el mínimo nivel de contraste requerido por la retina para ver un patrón sinusoidal determinado. Corrigiendo las aberraciones éste tendría que aumentar. (Alio, Schimchak et al. 2005)

- **Longitud de onda:** Una aberración del frente de onda dada produce una mayor reducción de la MTF a longitudes de onda menores, ya que estas son mas difíciles de percibir. Se ha estudiado la contribución de cada tipo de aberración en la MTF, y se ha apreciado que las HOA del 5º al 10º orden por ellas solas pueden llegar a reducir el contraste en un 30 %. En pupilas pequeñas (3 mm) la MTF es el doble en los casos donde solo actúa la difracción que en los ojos con solo HOA, donde defocus y astigmatismo han sido corregidos. En pupilas mayores (7,4 mm), se puede apreciar con claridad la disminución de la MTF debida a las HOA, mediante el mismo método comparativo usado anteriormente. Las aberraciones de 5º a 10º orden pueden llegar a empeorar el contraste de imagen de 3 a 4 veces.

**III.V.IV.2. Raíz de la media de los cuadrados (*Root mean square, RMS*)** Esta medida nos proporciona una idea aproximada de la cantidad de desviación del frente de onda, en comparación al frente de onda plano. A mayor RMS, mayor aberración y peor calidad visual. El RMS se puede calcular en global o para cada uno de los ordenes de Zernike. Así se puede determinar en que medida cada orden está implicado en la degradación de la calidad de la imagen. El RMS medio disminuye a medida que aumentan los órdenes de Zernike, tanto con pupilas grandes como pequeñas. (Lee, Yang et al. 2007; Marsolo, Twa et al. 2007) El RMS para pupilas pequeñas es de 3 a 4 veces menor que para pupilas grandes, de esta forma se demuestra que las aberraciones aumentan de forma directamente proporcional con el diámetro pupilar. Un RMS

---

de 0,045 micras a 0,633micras se considera un sistema solo limitado por la difracción. Para pupilas pequeñas se puede conseguir esto solo en los modos menores de 3er orden. Para pupilas grandes a partir de segundo orden ya sobrepasan este límite. Se ha usado el RMS para valorar la fiabilidad de los aberrómetros, siendo satisfactorio porqué en ojos ideales han calculado RMS muy bajos. Cómo las aberraciones, el RMS puede variar a lo largo de los días.

**III.V.IV.3. Función de dispersion de un punto (*Point spread function, PSF*).** Es una representación bidimensional de la distribución de la luz en el plano de la imagen de punto de luz remoto. Este puede ser mas o menos difuso según las aberraciones del sistema óptico. A más aberraciones, más difuso será el punto. Cada patrón aberrométrico tiene un PSF determinado. Se puede representar también la función de dispersión de una línea (*line spread function, LSF*). Entonces el PSF cambiará en todas las situaciones donde haya un cambio en las aberraciones, como puede ser en: la acomodación (donde observamos una menor dispersión del PSF al acomodar) y al envejecer (ya que al aumentar las aberraciones, se empeora el PSF, aunque sean ojos sanos y sin catarata). (Cheng, Thibos et al. 2003; Shahidi and Yang 2004)

**III.V.IV.4. Cociente de Strehl (*Strehl ratio*).** Es un cociente entre el PSF real y el PSF teórico de un ojo sin aberraciones (los dos PSF medidos con el mismo diámetro pupilar). Es el cociente entre la intensidad del centro del punto de PSF real y del PSF de un ojo solo limitado por la difracción. El resultado de éste sirve para saber cuanta mejoría se obtendría si corregimos las HOA en un sujeto. Es un índice de la calidad de la imagen. Sus valores van de 0 a 1. Cuanto más cerca de 1 significa que el ojo en estudio tiene pocas aberraciones. A partir de un *Strehl* ratio de 0,8 ya se considera un sistema óptico libre de aberraciones. Los factores de este cociente son:

---

## PSF del ojo con aberraciones

$$\text{Strehl ratio} = \frac{\text{PSF del ojo si no tuviera aberraciones (limitado sólo por la difracción)}}{\text{PSF del ojo con aberraciones}}$$

En un ojo con aberraciones el *Strehl* ratio aumentará a medida que vayamos corrigiendo los órdenes de Zernike. Con una pupila de 3 mm, para obtener un *Strehl* ratio mayor a 0,8 sólo es necesario corregir el 2º, 3er y 4º orden de Zernike. Para una pupila de 7,3 mm se tiene que corregir hasta 8º orden para obtener el mismo resultado. Cada aberración individual reduce el *Strehl* ratio de forma independiente. (van den Bos 2000; Cheng, Thibos et al. 2003)

**III.V.IV.5. Polinomios de Zernike (PZ):** Se definen como un grupo de polinomios completamente ortogonales definidos en un círculo. Se pueden representar con un índice, o con dos. Para analizar el frente de ondas, se tiene que definir mediante polinomios. Los polinomios de Zernike son los mejores para ser aplicados en aperturas circulares como en el caso que nos ocupa la pupila, dándonos una adecuada expresión matemática del frente de ondas. La deducción de éstos está influenciada por el finito número de puntos estudiados del frente de onda, y los posibles errores de medida. Los coeficientes de los PZ nos dicen hasta que punto las HOA están compensadas por las de bajo orden. Se usan para definir el patrón de ablación a aplicar. (Figura 15)

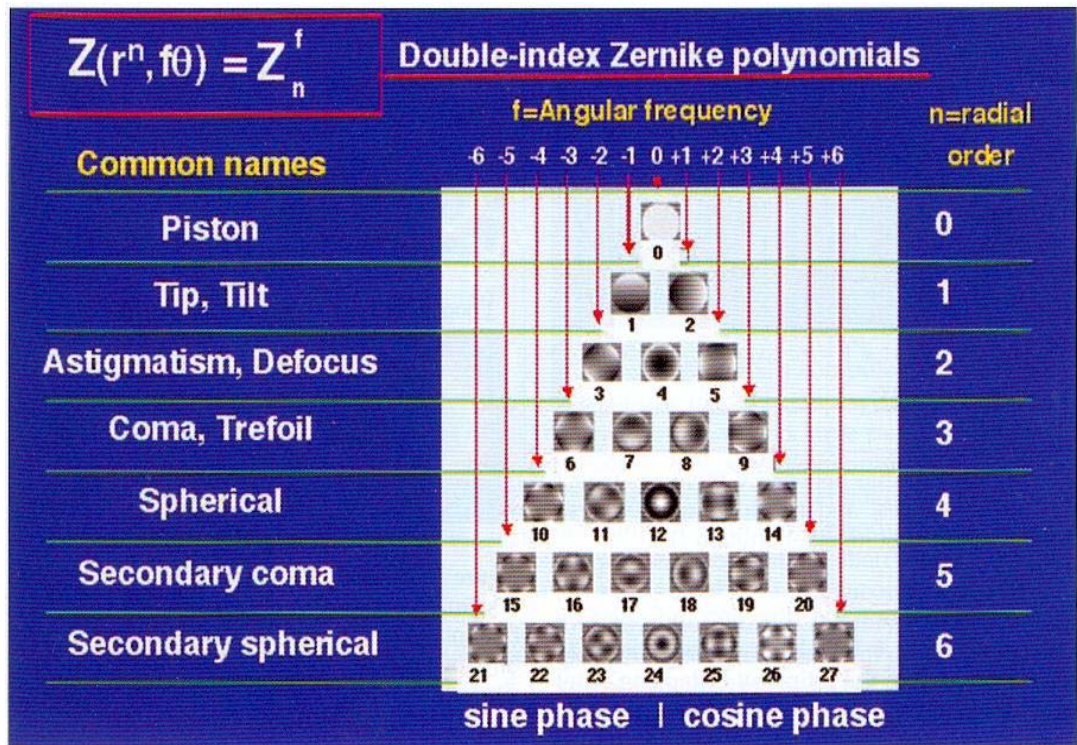


Figura 15. Representación de los Polinomios de Zernike. (imagen cedida por Baush & Lomb)

Se pueden clasificar en base a dos subíndices:  $Z(r^n, f\theta) = Z_n^f$

-n = grado radial. (Se refiere al orden de la aberración)

-m (o f)= frecuencia azimutal o angular ( Se refiere a la localización de la aberración, a mayor mas periférica. Cuando m = 3 se llaman aberraciones trefoil, cuando m = 4 tetrafoil y así sucesivamente. Según sea positivo o negativo estará en la fase coseno o seno respectivamente que implica una cierta rotación de la aberración.

n= distancia radial del centro pupilar.m= ángulo del semimeridiano de un punto del *wavefront* Para que la medición con el Hartmann-Shack sea fiable, lo mejor es que se midan muchos puntos en el frente de ondas, sino se tienen que aplicar unos coeficientes de expansión a los PZ, y después de unos procedimientos matemáticos lo que se consigue es una extrapolación de la realidad. (Smolek and Klyce 2003; Carvalho 2005)

---

Para descomponer el frente de onda en las múltiples aberraciones que lo componen se hace mediante la descomposición de Zernike, que mediante la transformación de *least-squares* de adaptación de curvas, convierte los polinomios de Zernike en vectores, y a partir de ellos se realizan los mapas de las aberraciones individualizadas.

## IV. CIRUGÍA REFRACTIVA DE LA HIPERMETROPÍA

### IV.I. INTRODUCCIÓN

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 la cirugía refractiva.

Las **motivaciones** más frecuentes son:

1.- Intolerancia a los métodos convencionales para corrección de la ametropía (gafas y lentes de contacto).

2.- Necesidad de mejora visual sin el uso de gafas o lentes de contacto. Profesionales que demandan una visión de 0,5 ó mejor sin ninguna ayuda óptica.

3- La tercera y más prevalente indicación es la motivación del paciente y su expreso deseo de ver sin lentes. <sup>(Maldonado 2001)</sup>

Son numerosos los procedimientos quirúrgicos refractivos existentes en la actualidad. No obstante, la técnica empleada en cada caso será fruto de un previo estudio de las particularidades del paciente. Así podemos resumir las indicaciones terapéuticas refractivas de acuerdo al defecto de refracción

---

existente. En la evaluación de los procesos quirúrgicos para esta condición, debemos considerar la eficacia, un margen de seguridad razonable y la capacidad para producir una visión adecuada con un error refractivo bajo o nulo.

Los procedimientos quirúrgicos para la miopía y la hipermetropía son de tres categorías: aquellos que cambian la forma de la córnea (PRK, LASIK, LASEK), variando el índice refractivo de la misma, y los procedimientos intraoculares, principalmente las lentes intraoculares. La extracción de cristalinos transparentes ha probado tener un riesgo alto por su relación con los desprendimientos de retina, (aunque más frecuente en miopes, por debajo de los cuarenta años, que en hipermétropes). <sup>(Barraquer 1994)</sup>

En cuanto al tratamiento del astigmatismo, cabe mencionar que se trata de un aspecto complejo y objeto de discrepancias en cuanto a su manejo. Las queratotomías trapezoidales astigmáticas propuestas por Ruiz hace unos años son las que tienen mayor interés histórico y clínico. La mayoría de los expertos prefieren en la actualidad los "cortes en T" para astigmatismos pequeños y medianos, las "Queratotomías Arcuatas" para grados moderados de astigmatismo y la combinación de "Incisiones Relajantes y Resecciones en Cuña", como las indicadas por Troutman, para astigmatismos grandes. <sup>(Troutman 1979; Troutman 1983)</sup> En la actualidad, la corrección astigmática también se lleva a cabo mediante queratectomía fotorefractiva PRK/LASEK y el laser in situ queratomileusis (LASIK).

La cirugía refractiva se caracteriza por presentar un rápido y continuo desarrollo con el consiguiente refinamiento permanente de nuevas técnicas refractivas. El avance continuo en este campo de la oftalmología, es fruto de una demanda poblacional, a escala mundial, cada vez mayor de la cirugía refractiva. Consecuencia de todo ello, son las frecuentes variaciones en cuanto a las indicaciones y limitaciones de cada uno de los procedimientos

---

refractivos. Existiendo dos vías principales de actuación: sobre la córnea (técnicas corneales) o intraocularmente (técnicas intraoculares).

Las **técnicas refractivas corneales** se pueden clasificar en: técnicas "**sustractivas**" que tratan de modificar la estructura corneal mediante la eliminación de tejido, consiguiendo modificar el poder refractivo del ojo en la búsqueda de la emetropia (PRK, LASIK, LASER, EPILASIK)<sup>(McGhee 1997)</sup>; técnicas "**no sustractivas**", que buscan modificar el estado refractivo ocular sin eliminar tejido corneal (KH, LTK, DTK, CK); y técnicas "**aditivas**" de tejido, como la epiqueratofaquia, la queratoplastia ajustable con inyección de gel, o los implantes intracorneales (implantes o anillos intracorneales –estos últimos no tienen uso para el tratamiento de las ametropías hipermetrópicas-).<sup>(McGhee 1997; Ismail 2002)</sup>

Mientras que la cirugía refractiva hipermetrópica **intraocular** se fundamenta en la implantación de lentes fáquicas o pseudofáquicas.<sup>(Kolahdouz-Isfahani, Rostamian et al. 1999; Ge, Arellano et al. 2001)</sup>

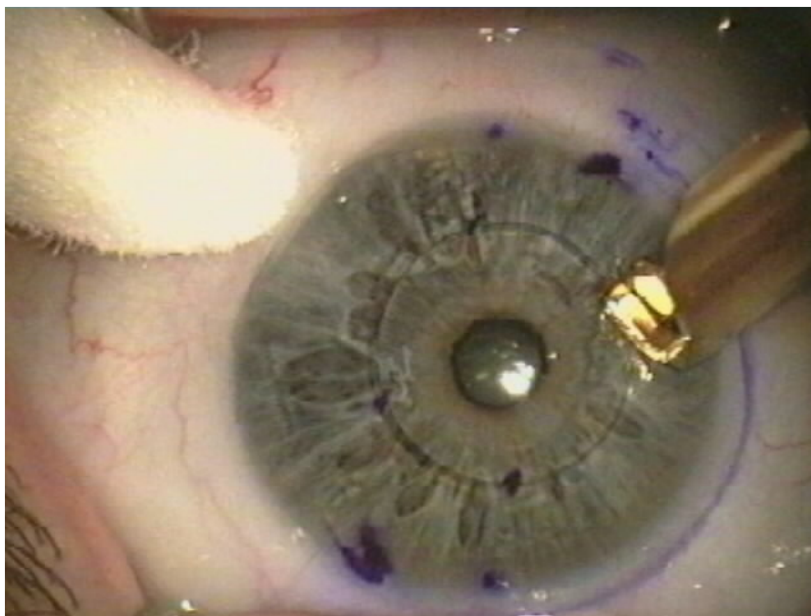
## IV.II. QUERATOTOMÍA HEXAGONAL (HK)

Teniendo presente el éxito de la queratotomía radial (*radial keratotomy* –RK) en el tratamiento de la miopía, no es sorprendente la propuesta de diferentes métodos de cirugía incisional para la corrección de la hipermetropía.

Yamashita<sup>(Yamashita 1986)</sup> desarrolló una **técnica de incisión con ocho lados en la cara anterior de la córnea** y a una profundidad determinada con el objeto de elevar la zona central de la misma; posteriormente llamada queratotomía hexagonal (*exagonal keratotomy*, HK), como un método potencial para intervenir hipercorrecciones de RK. (Figura 16) Así, a pesar del éxito en ojos de cadáver, las primeras pruebas clínicas dieron resultados limitados, debido al astigmatismo inducido, no predecible y la pérdida de

---

agudeza visual corregida postoperatoria, problemas comunes en la cirugía incisional (Jensen 1988; Gilbert, Friedlander et al. 1990; Jensen 1991; Harr 1992; Vrabec, Durrie et al. 1993; Grandon, Sanders et al. 1995)



**Figura 16. Incisión en queratotomía (imagen propia)**

En 1986 Mendez presenta datos clínicos de 46 ojos usando HK apicales interseccionadas, a zonas ópticas (Zo) de 5, 5,5 y 6 mm. (Mendez A: *Hyperopia reduction with hexagonal keratotomy*. Presentado en *Keratrefractive Society Symposium*, 1989, consiguiendo reducir entre 1,5 a 3,5 D de hipermetropía. Posteriormente, en 1988, obtuvo los resultados de la aplicación de su nomograma en 102 ojos (Mendez A: *Advances in the hyperopia correction with hexagonal keratotomy*. Presentado en *American Society of Cataract and Refractive Surgery Meeting; Los Angeles*, 1996).

Neumann y McCarty, en 1989, presentan sus resultados en 15 con un seguimiento de 9,5 meses, en los que el 93 % de los casos mejoran la agudeza visual no corregida y el 60 % de ellos tienen una AVSC de 0,5 ó

---

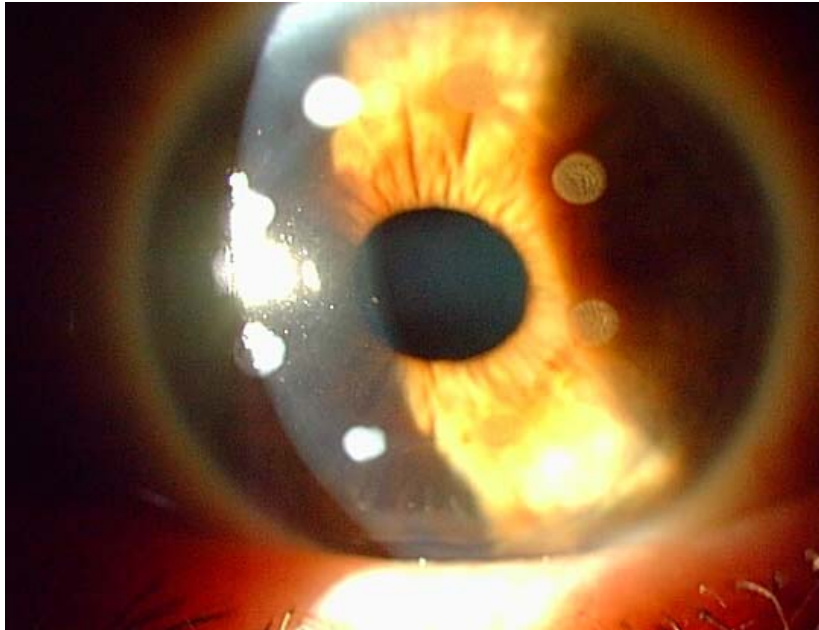
mejor. (Rowsey and Rubin 1988) La técnica de Mendez, con la intersección de las incisiones, producía defectos epiteliales persistentes, mala cicatrización de la incisión y resultados impredecibles; además algunos pacientes presentaron astigmatismos irregulares e inclusive en ocasiones precisaron sutura de las heridas por excesiva apertura de las mismas. (Jensen 1988; Basuk, Zisman et al. 1994)

En 1990, el uso de HK tras cirugía de catarata fue estudiado por O'Dell (O'Dell 1990) y más tarde Tamura ha reducido el astigmatismo en 46 ojos con la misma técnica (Tamura, Mamalis et al. 1991). Con la modificación de la técnica, Jensen (Jensen 1988; Jensen 1991), Hollis (Hollis 1994), luego Vrabc (Vrabc, Durrie et al. 1993) y Grandon (Grandon, Sanders et al. 1995) tuvieron resultados varios que nunca llegaron a ser satisfactorios. Finalmente Weblin (Werblin 1996) ha concluido que hay que abandonar ésta técnica basándose en los informes sobre complicaciones significativas del HK. (Nordan and Maxwell 1993)

Los **problemas refractivos** principales con HK eran: la inducción de astigmatismo regular e irregular, pérdida de AVCC, (O'Dell 1990; O'Brart, Stephenson et al. 1997) mala predictibilidad, y la estabilidad pobre a largo plazo. Por todos estos motivos este procedimiento fue abandonado en 1997.

### **IV.III. TERMOQUERATOPLASTIA (TK)**

El cambio de la curvatura corneal inducido por el efecto térmico es conocido desde hace tiempo. De esta manera, a finales del siglo XIX, Lans en 1898 utilizó el cauterio para tratar el astigmatismo y Terrien en 1900 lo utilizó como un posible método de tratamiento de la degeneración corneal marginal que lleva su nombre. (Solans 2003)



**Figura 17. Impactos de termoqueratoplastia (imagen propia)**

En la década de los 80, la aplicación de calor se realizó utilizando agujas intraestromales conectadas a energía eléctrica en la llamada Termoqueratoplastia Radial Intraestromal de Fyodorov (1981) y mediante ondas de radiofrecuencia (Rowsey, 1980). (Rowsey and Rubin 1988; Neumann, Sanders et al. 1989; Neumann, Sanders et al. 1990; Caster 1991) (Figura 17)

Actualmente estos dos procedimientos son la base de una técnica muy en boga actualmente, la queratoplastia conductiva (CK), competidor claro de la LTK dentro de los procedimientos corneales no ablativos para tratamiento de la hipermetropía (HM). (Rehany and Landa 2004)

#### **IV.III.I. LA TERMOQUERATOPLASTIA RADIAL (RTK)**

Fyodorov fue el primero en describir el empleo de una aguja caliente para crear quemaduras córneales térmicas (Seiler, Matallana et al. 1990; Seiler, Matallana et al.

---

1991; Seiler 1992); la energía se aplicaba en la profundidad del estroma periférico, en un modelo radial para corregir hipermetropía, aplanando la córnea periférica y produciendo un aumento de la curvatura corneal central. Sin embargo, los cambios inducidos no eran estables, y la regresión fue evidente. Desde entonces se han realizado varias mejoras de la técnica. (Neumann, Sanders et al. 1989; Neumann, Sanders et al. 1990; Neumann, Sanders et al. 1991)

En 1989, Feldman (Feldman, Ellis et al. 1989; Feldman, Ellis et al. 1990) describió su experiencia con RTK (*radial thermokeratoplasty*) en la corrección de hipermetropía y/o astigmatismo. Su serie de cuatro pacientes mostró una sobrecorrección en todos los ojos. Tras un seguimiento de doce meses sólo se mantuvo el 18 % de la corrección deseada. En ningún caso se observó pérdida de densidad celular central endotelial.

Para evaluar y cuantificar la cantidad de incurvamiento alcanzado, con varias zonas de tratamiento y quemaduras radiales, Neumann y cols. usaron una sonda de cauterio con la que producir quemaduras controladas en el estroma de ojos de cadáver. (Neumann 1990) Cuanto más pequeñas eran las zonas ópticas y mayor el número de radios más se curvaba la córnea central. En un estudio clínico posterior, Neumann (Neumann 1991) mostró los resultados; tras usar RTK para corregir hipermetropía, sobre 61 ojos con un equivalente preoperatorio esférico (EE) de 3,9 D; encontró una significativa regresión de los resultados refractivos dentro de los 2 primeros meses. En el periodo de los 9 a los 12 meses el 83 % de los ojos estaban hipocorregidos. Neuman en otro estudio posterior de 117 ojos hipermétropes, con EE (equivalente esférico) de 5,27 D, intervenidos con RTK y utilizando zonas ópticas más grandes ópticas, presenta estabilidad en los resultados refractivos durante el primer año, siendo la proporción de ojos con una agudeza visual no corregida (AVSC) de 0,5 del 52 % y el 53 % a los 3 y 12 meses respectivamente. Sin embargo, otros estudios fueron incapaces de demostrar tan buena estabilidad. (Charpentier, Nguyen-

## V.III.II. LA TERMOQUERATOPLASTIA CON DIODO (DTK)

En 1998, Brinkmann describió el empleo de un diodo de láser de onda continua para producir coagulaciones en ojos de cerdo enucleados. (Brinkmann, Koop et al. 1998) Un año más tarde, Geerling relató por primera vez el empleo del láser de diodo sobre ojos humanos ciegos. El estudio se efectuó en 4 ojos divididos en dos grupos que fueron expuestos a parámetros experimentales diferentes (el grupo 1: longitud de onda 1,854 micras, la profundidad del estroma corneal 400 a 600 micras, aplicación única; grupo 2: longitud de onda 1,870 micras, profundidad de 1,000 micras, doble aplicación). La mayor cantidad de efecto de refracción fue obtenida con la alta intensidad de láser, los pequeños diámetros de toque, y aplicaciones dobles. La regresión mayor apareció en los 3 primeros meses postoperatorios. El astigmatismo inducido era moderado; al final del primer año estaba entre 0,5 a 2,2 D y 0,3 a 1,6 D en grupos 1 y 2, respectivamente. También se describió daño endotelial significativo en el grupo 1. En un estudio posterior, sin embargo, Geerling relató la regresión continua de los resultados refractivos hasta el segundo año. (Geerling, Koop et al. 1999)

Para evaluar la alteración endotelial del láser de diodo, Koop estudió el efecto de varias longitudes de onda y la duración de las exposiciones sobre la córnea. (Kottler, Tehrani et al. 2004) Un efecto del 50 % se alcanzaba tras un tiempo de exposición de 10 segundos a una temperatura de 65 °C, mientras que una exposición de 1 minuto a una temperatura de 59 °C fue necesaria para producir una cantidad similar de daño. Basado sobre estas conclusiones, Koop recomendó nuevos parámetros de irradiación con los que reducir la pérdida de células endoteliales. Un estudio posterior, que usaba microscopía ultrasónica, mostró que el "*diodo thermokeratoplasty*" (DTK) no afecta la anatomía de

---

cámara anterior o la función de célula endotelial, a pesar de las quemaduras térmicas producidas para aplanar la periferia corneal. (Stoiber, Ebner et al. 2004)

En 2004, Rehany <sup>(Rehany and Landa 2004)</sup> describió su experiencia con el láser de diodo; el estudio incluyó 24 ojos divididos por grupos. El primer grupo lo formaban 8 altos hipermétropes, con un EE de 4,75 D. Estos ojos recibieron 12 pares de impactos de coagulación a zonas ópticas de 6 mm y 7 mm. El segundo grupo comprendió 8 hipermétropes bajos, con un EE de 2,25 D. Recibieron ocho impactos de coagulación a 8 mm. El tercer grupo, también de 8 ojos, lo constituían hipermétropes bajos, con EE de 1,50 D, y presbicia, y que fueron tratados con ocho pares de impactos a 7 mm y 8 mm. En 18 meses, la disminución media, con la refracción ciclopléjica, era  $5 \pm 0,38$  D,  $1,75 \pm 0,19$  D y  $3,25 \pm 0,27$  D en el alto, bajo y el grupo presbita respectivamente. Estos datos coincidían con aquellos otros de Berret <sup>(Berret, Jean et al. 2004)</sup> y Rad <sup>(Rad, Jabbarvand et al. 2002)</sup> que mostraron buenos resultados en hipermetropía y astigmatismo hipermetrópico en pacientes menores que 40 años y en el tratamiento de hipermétropes medio-altos tras la cirugía LASIK.

A pesar del éxito relativo de la diatermoqueratoplastia (DTK), esta tecnología no ha sido ampliamente aceptada, principalmente debido a la falta de datos sobre la estabilidad a largo plazo de los resultados de refracción alcanzados, y a los informes sobre la presencia de astigmatismo irregular y reducción de la AVCC. <sup>(Geerling, Koop et al. 1999)(Geerling 1999)</sup>

#### **IV.III.III. LA LASERTERMOQUERATOPLASTIA (LTK)**

El empleo de los láseres como fuente generadora de calor para tratamiento sobre la córnea se origina en el final de la década de los 70 y principios de los 80. Inicialmente se probaron distintos láseres (Hidrógeno-

---

cobalto por Koch; Cobalto-magnesio-fluor por Horn; Erbium-glass por Kanoda; laser de CO<sub>2</sub> pro Beckmann) (Beckman H 1980; Kanoda 1987; Horn, Spears et al. 1990; Koch 1992) , pero fueron los estudios realizados con el láser de Holmium-YAG realizados por Koch, Moreira, Seiler (Seiler, Matallana et al. 1990; Seiler, Matallana et al. 1991)(laser Holimum-YAG de contacto) y Durrie (Durrie, Schumer et al. 1994)(laser Holmium-YAG de no contacto) los que ofrecieron mejores resultados, siendo el método de elección de aplicación de calor en la córnea mediante láser. (Seiler, Matallana et al. 1991; Thompson, Seiler et al. 1993)

La base física de la LTK consiste en la aplicación de calor sobre la córnea generado por los impactos del propio láser (independientemente de su utilización directamente sobre la córnea –de contacto- o a cierta distancia aplicado en una lámpara de hendidura – de no contacto, más utilizado). Cuando el calor se aplica a temperatura moderada (entre 55-60°), lo que representa la temperatura de trabajo de la LTK, se produce una alteración del colágeno con una modificación de su estructura terciaria al romperse los puentes de hidrógeno que la mantienen, dando lugar a un cambio de su estructura espacial responsable del cambio de curvatura corneal. También se observan a estas temperaturas procesos de hiperplasia epitelial leve, adelgazamiento corneal en la zona de aplicación y se objetiva también una ausencia de daño endotelial. (Seiler, Matallana et al. 1991; Aker and Brown 2000) Si el calor es más intenso (por encima de los 65°), el proceso ya no es útil, porque el colágeno se destruye, aparece picnosis (muerte celular en los queratinocitos corneales) y se produce daño endotelial y vascularización de las heridas por la creación de un componente inflamatorio importante. Si el calor adecuado producido por el láser es aplicado sobre la córnea, esos cambios estructurales se traducen en cambios de curvatura corneal. Así, si la aplicación es periférica, con diámetros mayores de 4-5 mm (como ocurre en la técnica LTK), se produce un adelgazamiento periférico y una elevación de la córnea central, útil

---

en el tratamiento de la HM. Si la aplicación es central, no se produce tal efecto como es obvio. (Gerling, Vogel et al. 1996)

Los láser de holmium-yag utilizan una energía cercana al infrarrojo, con un efecto térmico claro. Los dos láseres de holmium-yag más utilizados son el de contacto de la casa comercial Summit (*Summit Technologies, Holmium Laser System*) y el de no contacto de la casa comercial Sunrise (*Ho:YAG laser Sunrise Technologies; Sun 100 Corneal Shaping System*).

**IV.II.III.1. Termoqueratoplastia de contacto con Holmium:Yag Láser.** El YAG láser genera la luz que tienen la capacidad de producir una distribución uniforme de calor sobre la córnea. El laser Holmium-Yag de contacto trabaja con una longitud de onda de 2,06 micrómetros, utilizando pulsos de 300 microsegundos y un tasa de repetición de 15 hertzios. La energía liberada es de 15-19 miliJulios por pulso (unos 230-240 milijulios en conjunto). El láser de contacto Ho:YAG, desarrollado *Summit Technologies (Holmium Laser System)* usó una sonda para producir quemaduras en puntos premarcados sobre la córnea.

En 1990, Seiler describió el empleo, en cuatro ojos humanos ciegos, de una fibra de cuarzo para conducir el láser pulsado Ho:YAG. (Seiler, Matallana et al. 1990; Seiler, Matallana et al. 1991) Provocó ocho quemaduras concéntricas a la pupila; las variaciones refractivas se empezaron a hacer patentes cuando la energía usada estaba por encima de un umbral de 10 mJ por pulso; el efecto disminuyó cuando se emplearon zonas ópticas más grandes. Fue capaz de corregir hasta 5 D de hipermetropía y relató una buena estabilidad a los 4 meses. Sin embargo notó alteraciones en la Descemet adyacente a las quemaduras térmicas, que tendieron a mejorar con el tiempo.

En 1994, Durrie y cols. (Durrie, Schumer et al. 1994) en un estudio clínico emplean Ho:YAG para tratar hipermetropía; en la fase I (10 pacientes) y en la

---

fase II (16 pacientes). La fase II fue diseñada tras evaluar los resultados de la antecesora, que revelaban hipocorrección significativa y regresión de los resultados refractivos. Por ésto, la fase II mostró mejores resultados: con el 79 % de pacientes dentro de 1 D, a los 6 meses. Sin embargo, el astigmatismo irregular fue significativo en el 50 % de pacientes.

En 1996, Tutton utilizó el holmium YAG láser de *Summit Technology OmniMed* para corregir hipermetropía en 22 ojos. <sup>(Tutton and Cherry 1996)</sup> Utilizó dos anillos de ocho impactos de láser, a 6,5 mm y 9 mm, para corregir 4 D. El resultado postoperatorio fue una corrección media de 2,10 D. A los 6 meses se apreciaba una media de 1,25 a 2,50 D de astigmatismo inducido, el 23 % de los ojos. En el segundo año de postoperatorio, la regresión del resultado refractivo era del 50 %.

En 1997, Goggin emplea el *Technomed Holmium 25* para corregir hipermetropía residual tras PRK. <sup>(Goggin and Lavery 1997)</sup> En esta serie el EE preoperatorio era de 2,60 D; al primer año el EE fue de 0,5 D. No refirió complicaciones. Otras tentativas, hechas por la Cherry y Eggink, para corregir astigmatismo hipermetrópico con esta técnica produjeron pobres resultados. <sup>(Eggink, Bardak et al. 1999; Eggink, Meurs et al. 2000)</sup> Similares estudios han documentado igualmente la escasa predictibilidad y la regresión de los resultados tras el empleo de contacto Ho:YAG. <sup>(Tassignon 1997)</sup>

Las quemaduras producidas en la córnea tienen un diámetro de spot regulable pero suelen ser de unos 0,6 a 0,7 milímetros y llegan a una profundidad de unas 400 a 450 micras dentro del grosor corneal.

**IV.II.III.2. Termoqueratoplastia de no contacto con Holmium:Yag Láser.** La termoqueratoplastia de no contacto con Ho:YAG láser, (*Sun 1000 Corneal Shaping System; Sunrise Technologies Freemon, Cal, USA*). La idea de proyectar quemaduras térmicas simultáneas en la córnea

---

acortó la cirugía y redujo la variabilidad de las quemaduras hechas de forma secuencial, reduciendo teóricamente la posibilidad de inducir astigmatismo regular o irregular. El efecto de las quemaduras periféricas es aplanar la córnea periféricamente e incurvarla en el centro. (Thompson, Seiler et al. 1993; Kohnen, Husain et al. 1996; Vinciguerra, Kohnen et al. 1998)

La FDA americana aprueba un estudio clínico. La Fase I se realiza en 10 ojos invidentes. Koch y cols. (Koch, Abarca et al. 1996) realizan LTK (lasertermoqueratoplastia) en hipermétropes bajos (hasta 3 D); provocan ocho quemaduras simultáneas con forma octagonal en 17 pacientes, en una zona óptica de 6 mm de diámetro; emplean diez pulsos de luz de 5 Hz, con una energía por pulso de 159 - 199 mJ. Dos años después de la cirugía, todos los pacientes tenían una AVSC de 0,5 ó mejor, la regresión fue baja, e indujeron un astigmatismo insignificante (0,18 D). En una segunda fase del estudio clínico de la FDA, Fase IIA, Koch (Koch, Kohnen et al. 1996) trató a 28 pacientes con hipermetropía bajo y moderada, hasta 3,88 D, con *Sun 1000 Corneal Shaping System*. Basándose en la refracción preoperatoria, los pacientes fueron tratados con un solo anillo octagonal, de ocho impactos, en una zona óptica de 6 mm, o bien con dos anillos, a zona óptica de 6 mm y de 7 mm. Se aplicaron diez pulsos de luz de 5 Hz, con una energía entre 208 mJ a 242 mJ. En primer año la AVSC había mejorado en ambos grupos; la refracción manifiesta era en EE de -0,55 y -1,64 respectivamente en el grupo de uno y dos toques. El efecto de este procedimiento refractivo era mayor cuando se usaban dos anillos que cuando se empleaba uno sólo. No se evidencia regresión significativa, ni astigmatismo inducido.

En el seguimiento de la fase IIA, Koch (Koch, Kohnen et al. 1997; Kohnen, Koch et al. 1997) relató una mejoría de AVSC en el 73 % de ojos tratados. La refracción manifiesta media, EE, era -0,53 y -1,48 en los citados grupos de uno y dos anillos de impactos. Había también regresión entre el primer y segundo año,

---

de 0,01 D a 0,16 D, respectivamente en los grupos de uno o dos anillos. No se encontraron complicaciones importantes. Basándose en estos resultados, y en una serie más grande que incluyó 612 ojos, la FDA concedió la aprobación condicional para el empleo *Sun 1000 Corneal Shaping System* en la corrección de hipermetropía baja y moderada, pero expresaron su preocupación por la estabilidad a largo plazo del procedimiento. En julio de 2000 se presenta una versión mejorada del *Sun 100 CRS*, el *Sunrise Hyperion* (*Sunrise Technologies Freemon, Cal, USA*), que recibe la aprobación definitiva para la corrección de hipermetropía baja. (Rocha, Castillo et al. 2003)

Junto con los parámetros de inclusión desde el punto de vista refractivo para este tipo de tratamiento, la técnica Holmiun-yag LTK tiene los siguientes parámetros de exclusión: paciente poco colaborador, enfermedades inflamatorias corneales, astigmatismo mayor de 1 dioptría (variable), embarazo, enfermedades autoinmunes diagnosticadas, queratocono anterior o posterior, historia de herpes corneal activo, nistagmus. enfermedades del colágeno. Los parámetros del tratamiento deben de ser seleccionados previamente.

La casa comercial distribuidora de cada unidad ofrece una tabla de datos útil en el tratamiento. Por lo general, se suelen utilizar 1, 2 o a lo sumo 3 anillos de tratamiento; de esta manera el número de spots utilizados varía entre 8, 16 y hasta 32 impactos (según la magnitud de la HM a corregir). Las zonas ópticas utilizadas suelen comenzar en 6 mm (para un solo anillo), aunque se pueden sumar otros impactos en localizaciones más periféricas (a 7 y/o 8 mm). Cuando se aplican varios anillos, los impactos pueden disponerse radialmente o en patrón "*staggered*" (en un radio aplicar el impacto a 6 mm, librar el de 7 mm y volver a aplicar en el radio correspondiente a 8 mm).

Aunque no suele ser muy útil en el tratamiento del astigmatismo acompañante a la HM, se pueden añadir algunos impactos en el meridiano

---

corneal más aplanado para tratar de elevarlo y corregir el astigmatismo.

El procedimiento se realiza con anestesia tópica, pudiendo añadir algo de sedación oral previo al inicio de la cirugía. Una vez aplicada la anestesia, tras un tiempo de efecto (unos 5 minutos), se coloca al paciente sentado en la lampara de hendidura del láser y se le muestra al luz de fijación. (Figura 18) Entre las complicaciones más frecuentes señalamos: la inducción de una miopía inicial muy típica de este tipo de tratamiento, la aparición de astigmatismo inducidos, defectos epiteliales persistentes, queratitis infecciosas, normogramas de tratamiento no totalmente estandarizados que junto con respuestas corneales individuales originan resultados refractivos no muy uniformes.



Figura 18. Procedimiento de aplicación del Holmiun YAG-LTK (imagen propia)

Sin embargo, el principal inconveniente de esta técnica es la **regresión** del efecto, es decir, la reaparición de una parte de la hipermetropía tratada. Esta regresión se ha comprobado que es mayor en pacientes hipermétropes jóvenes y en las hipermetropías de mayor graduación. La refracción aparece

---

progresivamente tras el tratamiento y ha sido observado hasta 2 años después de la cirugía inicial, aunque su presentación es mayor en los primeros meses tras la cirugía. Su origen ha sido relacionado con la existencia de una memoria plástica de la córnea, de manera que tras el moldeamiento inicial por el calor se produce una progresiva tendencia hacia la recuperación de la forma original de la córnea.

Este efecto es particular de cada paciente, pero se observa con mayor frecuencia en jóvenes con graduaciones altas. La consecuencia final de la regresión es la falta de una estabilidad de los resultados refractivos. <sup>(Gezer 1997)</sup>

Alio et al <sup>(Alio, Ismail et al. 1997; Alio, Ismail et al. 1997)</sup> en 1997 describió el empleo de la laser termoqueratoplastia (LTK) de no contacto Ho:YAG sobre 57 ojos, con una refracción máxima en equivalente esférico de +5 D. Usó diferentes zonas de tratamiento (6, 7, y 8 mm) y niveles de energía (215 a 255 mJ). Dieciocho pacientes de esta serie presentaron una regresión completa, hasta su error inicial de refracción. Un estudio posterior por Gezer mostró que factores corenales dependientes de la edad, como el contenido de agua, pueden influir en la eficacia de la termoqueratoplastia. <sup>(Gezer 1997)</sup>

En 1999, Ismail et al realizaron un corte lamelar en la cornea entre 6 a 8 semanas antes de la aplicación del láser de no contacto sobre 15 ojos con la idea de aumentar la magnitud de la corrección y mejorar su estabilidad. <sup>(Ismail, Alio et al. 1998; Ismail, Perez-Santonja et al. 1999)</sup> La refracción preoperatoria en el estudio era + 5,93 D. La refracción post-LTK al mes era +0,43 D. A los 12 meses la regresión fue de + 2,01 D; lo que hizo abandonar la técnica.

Mas tarde en 2003, Rocha et al revela los resultados en 38 ojos hipermétropes. <sup>(Rocha, Castillo et al. 2003)</sup> Utiliza dos anillos radiales (6 y 7 mm) con ocho impactos. En el segundo año postoperatorio, la AVSC era mejor que 0,5 en el 100 % de los ojos, con el 92 % de los ojos dentro de la media dioptría

---

de la corrección deseada. Similar éxito obtuvo Nano en casos de hipermetropía baja y moderada. (Nano and Muzzin 1998)

En 1990, Kohnen describió el empleo de 5 pulsos en vez de los originales 10 para tratar bajo hipermetropía con buenos resultados. (Kohnen, Koch et al. 1997) Vinciguerra (Vinciguerra, Kohnen et al. 1998) describió en 1998 un modelo de tratamiento radial que se mostró eficaz, con una buena agudeza visual y estabilidad al año. Se ha descrito el uso del holmium: YAG láser de no contacto para corregir defectos hipermetrópicos secundarios a procedimientos procedimientos lamelares (Alio, Ismail et al. 1997; Alio, Ismail et al. 1997; Goggin and Lavery 1997; Ismail, Alio et al. 1998; Pop 1998; Gozum, Ayoglu et al. 2004) e inclusive tras cirugía de la catarata. Sin embargo, Hill mostró mejores resultados en estos casos usando LASIK, comparados a los de la LTK. (Hill 2003)

Basándonos en los resultados de diferentes variables autores la técnica del termoqueratoplastia no han tenido éxito por los limitados resultados obtenidos, regresión de hipermetropía y otras complicaciones de la termoqueratoplastia de no contacto Ho:YAG (Tassignon, Trau et al. 1997; Eggink, Bardak et al. 1999; Rad, Jabbarvand et al. 2002; Aksan and McGrath 2003; Hill 2003; Gozum, Ayoglu et al. 2004; Papadopoulos, Balidis et al. 2005; Kulikova, Pashtaev et al. 2006) LTK mediante holmium-YAG de no contacto si puede considerar como técnica quirúrgica para hipermetropía baja (hasta +3 D) de pacientes mayores de 45 años (Gozum, Ayoglu et al. 2004; Papadopoulos, Balidis et al. 2005; Kulikova, Pashtaev et al. 2006)

## **IV.IV. LA QUERATOPLASTIA CONDUCTIVA (CK)**

La queratoplastia conductiva (*conductive keratoplasty*, CK) es un método quirúrgico no sustractivo de manipulación corneal aprobada por la FDA norteamericana para el tratamiento de la baja y moderada hipermetropía. Fue

---

desarrollado por primera vez por Méndez y colaboradores en 1997.

(Kornmehl 2004)

Mediante un terminal aplicado directamente sobre el estroma corneal, se aplican pulsos de radiofrecuencia de 350 kHz para aumentar la curvatura central de la córnea aprovechando la retracción del tejido colágeno cuando se la somete a temperaturas de entre 55 y 65 °C. Si la temperatura alcanzada es mayor de 75 °C, tras una retracción inicial, la fibra colágena se desnaturaliza y alarga. Los pulsos de radiofrecuencia se aplican mediante un terminal cilíndrico de unos 90 micras de diámetro y 450 micras de longitud, insertado en el estroma corneal a diversas zonas ópticas: 6,7 y 8 mm con la pupila como centro. Los impactos de radiofrecuencia se aplican en número variable: 8,16, 24 o 32 dependiendo de la zona óptica empleada y la cantidad de hipermetropía a corregir. La radiofrecuencia aplicada en forma de pulsos, permanece constante: baja energía y alta frecuencia durante un lapso mínimo de tiempo (0,6 segundos) mientras que las variaciones se aplican en la elección de las zonas ópticas y el número de impactos. Cada aplicación de radiofrecuencia tiene un efecto térmico que provoca la desnaturalización proteica del colágeno en forma de huella cilíndrica de unas 200 micras de ancho por 500 micras de largo. Precisamente esta morfología cilíndrica y de efecto homogéneo, tanto en la superficie como en la profundidad del estroma, parece ser donde radica la mayor eficacia de la CK respecto a otras técnicas que aplican un efecto térmico, como la termoqueratoplastia con láser Holmium, donde la huella térmica es cónica, por su mayor efecto superficial. Entre cada aplicación del terminal sobre media periferia corneal, se origina una estriación en forma de banda de tracción en anillo que produce un aumento de la curvatura central de la córnea, y por lo tanto, una disminución de los valores hipermetrópicos del ojo. (Comaish and Lawless 2003; Huang 2003)

Las huellas adoptan una disposición circular que aplanan la periferia de la

---

córnea, mientras que ésta se curva a nivel central. (Berjano, Saiz et al. 2003;

Pearce and Panescu 2004; Berjano, Alio et al. 2005)

La principal indicación de esta técnica sería en hipermetropías bajas a moderadas de +1 a +3 D en sujetos de más de 40 años. Otra de las indicaciones que se ha barajado es la de la aplicación de la monovision en pacientes emétopes présbitas.

La CK podría tener su lugar según Comaish (Comaish and Lawless 2003) como técnica de retoque en pacientes con hipermetropía residual tras LASIK. Evitaría la reoperación con LASIK para evitar la pérdida de líneas de la mejor visión corregida. Pallikaris (Pallikaris, Naoumidi et al. 2003) describe la técnica como una solución para aquellos pacientes con astigmatismos hipermetrópicos irregulares pre y postquirúrgicos, debidos a ablaciones descentradas y a estrías del flap, así como en pacientes con queratoconos. En otro estudio, se evidencia que las zonas ópticas creadas por la CK fueron mayores funcionalmente que las creadas mediante el LASIK hipermetrópico con el *VISX S2*. El hallazgo de lecturas paquimétricas menores a 560 micras, a  $Z_0$  de 6 mm, excluye la aplicación de esta técnica.

En 2002, McDonald (McDonald, Davidorf et al. 2002) divulgó los resultados de 1 año sobre 54 ojos tratados con CK hipermetrópicas entre + 0,875 D y + 4 D, con menos de 0,75 D de astigmatismo. El normograma original usado en estos ojos se presenta en la tabla adjunta. La AVSC postoperatoria era de unidad o mejor en el 57 % de los ojos y 0,5 ó mejor en el 93 % de los ojos. La refracción manifiesta en equivalente esférico era 0,50 D en el 46 % de ojos y 1 D en el 93 % de ojos. Una regresión de 0,25 D fue detectada entre el tercer y meses en sexto y de 0,16 D entre el sexto y noveno meses tras la intervención. Basado en estos resultados, el normograma original fue modificado para compensar para la tendencia hipocorrectora.

El *Conductive Keratoplasty United States Investigators Group* (McDonald,

---

Hersh et al. 2002) evaluó los resultados de la CK sobre 355 ojos a un año en el rango refractivo de +0,75 a +3 D y con astigmatismos  $\leq 0,75$  D. obteniendo los siguientes resultados: Agudeza visual sin corrección: (valoraciones al año) 57 % con AV de unidad, 71 % con 0,75 ó mejor, 92 % con 0,5 o mejor, 97 % con 0,25 o mejor y el 100 % con 0,1 ó mejor. Predictibilidad: cuando se valora el equivalente esférico, al año el 63 % están entre  $\pm 0,50$  D o plano, 89 % entre  $\pm 1$  D y el 99 % entre  $\pm 2$  D. Estabilidad: evaluada mediante el registro de la refracción ciclopléjica. La graduación cambió 0,50 D o menos : en el 74 % de los casos, entre los 3 y los 6 meses, en el 83 % de los casos entre los 6 y los 9 meses, en el 89 % de los casos entre los 9 y los 12 meses. Seguridad: en el 2 % de los casos se observa la pérdida de 2 ó más líneas de agudeza visual mejor corregida ( las técnicas LASIK y PRK rondan el 6 % de pérdida). No hubo ningún caso con más de 2 líneas perdidas de mejor agudeza visual corregida. El índice tan bajo se debe a la preservación del eje axial en la cirugía. No existieron pérdidas en el exámen de la sensibilidad al contraste tras la cirugía. Satisfacción: de satisfecho o muy satisfecho se manifestaron el 76 % al mes, y el 81 % al año.

Otro informe del mismo grupo basado en 203 ojos se interesó por la estabilidad a largo plazo del procedimiento. El estudio mostró un cambio de la refracción residual de 0,26 D entre el tercer y sexto meses, de 0,09 D entre el sexto y novenos meses, y 0,13 D entre noveno y duodécimo mes. (Asbell, Maloney et al. 2001) Las conclusiones para este grupo son que la CK proporciona una agudeza visual sin corrección , una predictibilidad y una estabilidad tan buena o mejor que las obtenidas con otras técnicas de corrección de la hipermetropía, como el LASIK, PRK o la LTK.

En una serie de 4 pacientes Comaish propuso el empleo de CK para corregir hipermetropía residual tras LASIK. Lin y Manche (Lin 2006) mostraron sus resultados tras 2 años, en 25 ojos de 14 pacientes, en los que obtenían

---

AVSC de unidad en el 24 % y de 0,5 en el 95% de los ojos intervenidos con CK. El EE era de 0,48 D a los dos años, con una regresión del 29% de la refracción inicial deseada y del 43 % de la hipercorrección obtenida al mes de la intervención. Mostraba el estudio, además, que la mayor parte de la regresión ocurría durante el primer año del postoperatorio.

Las complicaciones son prácticamente inexistentes. Aunque se han barajado como posibles las siguientes: regresión, quizás la más real de todas las complicaciones posibles, dependiente de la escasa penetración del efecto térmico en el estroma corneal (la estabilidad parece alcanzarse a los 6 meses); edema corneal; defecto epitelial periférico; erosión corneal recurrente; diplopía monocular; sensación de cuerpo extraño; dolor; perforación ocular; haze corneal; incremento de la presión intraocular ( el mecanismo sería por aplanamiento de la córnea periférica con mayor probabilidad de cierre angular en estos ojos); daño endotelial (no se ha comprobado en los estudios descritos); inducción astigmática de 2 D (que ocurre en menos del 1 % de los casos, el 0,3 %), al año, un 6 % muestran un astigmatismo de 1 D y en un 4 % de entre 1 y 2 D.

Como corolario anotamos que la queratoplastia conductiva (CK) es una técnica para tratar hipermetropía en el rango de +1 a +3 D. (Huang 2003; Pallikaris, Naoumidi et al. 2003) Rojas demostró que éllo permite una zona óptica de actuación mayor que la del LASIK hipermetrópico. (Rojas and Manche 2003) Este hecho podría explicar la mejora en la sensibilidad al contraste, el menor deslumbramiento y la mejor AVCC mostrada en CK.

No hay que olvidar que la práctica ausencia de complicaciones de importancia, la creación de zonas ópticas funcionales mayores, el respeto del eje axial corneal, la simple utilización en la solución de astigmatismos irregulares pre y postquirúrgicos, su sencillez como técnica de retoque tras LASIK (puede realizarse LASIK en hipermetropía residual tras CK (Klein, Fry et al.

---

2004) y a la inversa, CK tras LASIK (Comaish and Lawless 2003; Hersh, Fry et al. 2003; Alio, Ramzy et al. 2005; Hersh, Fry et al. 2005) y su tendencia al uso en emétopes presbítas, auguran un crecimiento de su utilización en los próximos años. (Hersh, Fry et al. 2003; Hersh 2005; Stahl 2006)

## **IV.V. TÉCNICAS INTRAOCULARES**

### **IV.V.I. LENTES INTRAOCULARES FÁQUICAS**

Las lentes intraoculares fáquicas son una reciente opción refractiva para la corrección de grados elevados tanto de miopía como de hipermetropía. (Worst, van der Veen et al. 1990) La primera implantación de una lente fáquica la realizó a mediados del siglo XX el Dr. Benedetto Strampelli en Roma.

La colocación de las lentes en cámara anterior puede asociarse con una pérdida endotelial significativa. (Abbott and Forster 1979; Mimouni, Colin et al. 1991) Las lentes intraoculares fáquicas de cámara anterior pueden ser de "apoyo angular" o de fijación iridiana. (Landesz, Worst et al. 1995) Otro tipo de lentes y que representan una opción cada vez más importante para los pacientes con defectos refractivos elevados son las lentes intraoculares fáquicas en cámara posterior (ICL, PRL). (Fechner, Haigis et al. 1996; Davidorf, Zaldivar et al. 1998; Rosen and Gore 1998) Esta técnica resulta útil en aquellos pacientes con un defecto refractivo elevado y grosor corneal no suficiente para la ablación del total del defecto refractivo.

#### **IV.V.I.1. Lentes fáquicas de cámara anterior.**

##### **a.- Lentes fáquicas de cámara anterior de apoyo angular:**

**Lente Safety Flex Phakic 6.** Lente diseñada por el Dr. Alessio a partir de modificaciones de la lente ZB de Baikoff. La comercializa *Ophthalmic Innovations Internacional, Claremont, CA, USA*. Presenta una óptica de 6,0

---

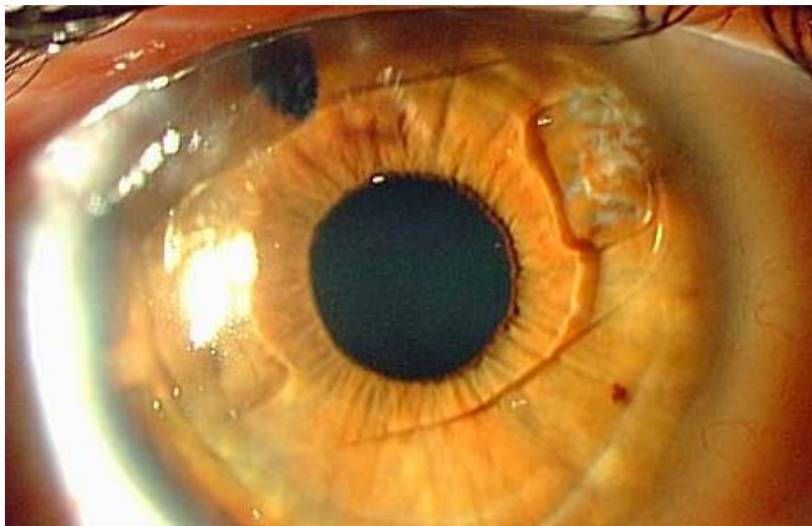
mm, modificada con heparina para reducir la adhesión bacteriana, y unos hápticos muy flexibles apoyados en el ángulo. Está disponible en varios diámetros, con una disponibilidad de potencias de +2 a +10 D. Precisa para su implantación una cámara anterior mínima de 3,2 mm. . (Baikoff, Arne et al. 1998)

**b.- Lentes fáquicas de cámara anterior de fijación iridiana:**

**Lente Artisan.** El primer modelo para la corrección de la hipermetropía apareció en 1992, desarrollado tras la lente inicial miópica implantada en 1986, también basada en un modelo de "pinza de langosta" que diseñó Worst en 1978, posteriormente modificada por Worst-Fechner. (Menezo, Avino et al. 1997; Perez-Santonja, Bueno et al. 1997; Fechner, Singh et al. 1998) Está comercializada por *Ophtec, Boca Ratón, FL, USA*, teniendo unas potencias disponibles de entre +3 a +13 D. Se trata de una lente monobloque de PMMA con una única longitud de 8,5 mm. La implantación se hace a través de un túnel esclero-corneal de entre 5 y 6 mm., enclavándose los hápticos en la media periferia del iris. Es necesaria una cámara anterior mínima de 2,6 mm, y se recomienda la realización de una iridectomía. Actualmente se está desarrollando el modelo *Artiflex*, plegable, con lo que permitiría su implantación por 3,2 mm de córnea clara. (Figura 19)

Diversas son las complicaciones de esta técnica: entre ellas la mencionada alteración endotelial, descentramiento, inflamación crónica e inclusive el desprendimiento de retina. (Foss, Rosen et al. 1993; Werblin 1993; Perez-Torregrosa,

Menezo et al. 1995; Perez-Santonja, Iradier et al. 1996

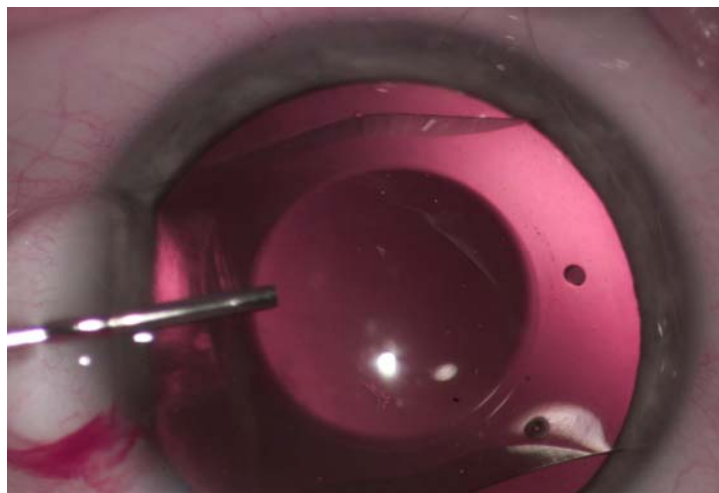


---

**Figura 19. Lente intraocular fáquica de cámara anterior y fijación iridiana (imagen propia)**

#### **IV.V.I.2. Lentes fáquicas de cámara posterior.**

**a.- ICL (*Implantable Contact Lens*).** La ICL para hipermetropía presenta un diseño de una sola pieza, fabricado en colágeno porcino/copolímero HEMA, altamente biocompatible, con un índice de refracción de 1,45. Presenta un diámetro de plato de 11,5 a 14 mm, con saltos de 0,5 mm, siendo la zona óptica de 5,5 mm, y con un rango dióptrico de 3 a 23 dioptrías, corrigiendo una refracción a plano de gafa de +1,5 a +18 dioptrías. La implantación se realiza con anestesia tópica, a través de una incisión de 3 mm mediante el empleo de un inyector, precisándose una profundidad de cámara de 2,8 mm (excluida córnea). Es necesaria una iridectomía (o bien dos iridotomías mediante láser YAG). La lente se sitúa en cámara posterior, bajo el iris, estando los hápticos apoyados en sulcus, siendo su diámetro el que determinará la separación del cristalino (*vault*). (Figura 20) La lente la fabrica la casa *STAAR Surgical* desde 1993, siendo comercializada por *Bloss Group*. El modelo actual es la cuarta generación (*ICHxxxV3*). (Trindade, Pereira et al. 1998)



---

**Figura 20. Lente intraocular fica de cara posterior tipo ICL (imagen propia)**

**b.- PRL (Phaquic Refractive Lens).** La lente fica PRL modelo 200 para la corrección de la hipermetropía es una lente de cara posterior con diseño monobloque de elastómero de silicona altamente purificada, bicóncava, transparente, biocompatible, muy fina gracias a su elevado índice de refracción (1,46) y una densidad relativa de 0,99. Se fabrica entre +3,0 D y +15,0 D, con incrementos de 0,5 D, permitiendo una corrección máxima tratable de +11 D aproximadamente. (Pallikaris, Kalyvianaki et al. 2004; Koivula, Petrelius et al.

2005) La lente presenta un diámetro total de 10,6 mm y un ancho total de 6mm, siendo la zona óptica de 4,5 mm. La lente cuenta con unos hápticos esféricos, finos y flexibles que facilitan su introducción aunque el ajuste de precisión corresponde a la hidrofobicidad y al diseño autocentrante de la ptica. Su implantación se realiza tras anestesia tpica a través de una incisión de 3,8 mm con unas pinzas especiales, siendo preciso una profundidad de cámara anterior superior a 3 mm (incluida córnea) y es necesaria la realización de una iridectomía. (Garcia-Feijoo, Hernandez-Matamoros et al. 2003)

Está fabricada desde 1987 por *Medennium Inc., Irving, CA*, y distribuida por *CIBA Vision Corp., Surgical*. Entre las complicaciones se ha descrito el desplazamiento espontáneo de la lente a cavidad vítreo. (Eleftheriadis, Amoros et al. 2004;

Pitault, Leboeuf et al. 2005)

#### **IV.V.II. LENTES INTRAOCULARES PSEUDO-FICAS (LENSECTOMÍA REFRACTIVA CON IMPLANTE DE**

---

## LENTE INTRAOCULAR)

La extracción del cristalino transparente con implante de lente intraocular (LIO) es una posibilidad de tratamiento quirúrgico para personas en edad preprébita, prébita y en ametropías elevadas, entre ellas la hipermetropía. (Obstbaum 1994; Siganos, Siganos et al. 1994(LLovet 2006) Los pioneros de la extracción del cristalino transparente para tratar la miopía magna fueron Weber (1858) y Fukala (1889), aunque en el siglo XIX no tuvo mucho predicamento. La hipermetropía elevada tuvo que esperar hasta la aparición de las LIOs. Hasta el último cuarto del siglo XX, ya con la extracción extracapsular y la introducción de LIO no aparece un repunte de esta cirugía. Sin embargo, la facoemulsificación es la técnica quirúrgica que ha hecho posible que la extracción del cristalino transparente sea practicada con más asiduidad por oftalmólogos en todo el mundo. (Siganos and Pallikaris 1998; Preetha, Goel et al. 2003) La facoemulsificación consiste en la eliminación del cristalino mediante su emulsificación por ultrasonidos y su aspiración a través de una pequeña incisión corneal. (Devgan 2007) Los esfuerzos van orientados a realizar la facoemulsificación a través de incisiones cada vez más pequeñas, lo que se conoce como cirugía de catarata microincisional (MICS).(Tham, Li et al. 2006; Weikert 2006)

En los pacientes con elevado astigmatismo corneal, debido a la dificultad de introducir LIOs tóricas con éxito, la localización y el tamaño no tan pequeño de la incisión es fundamental para reducirlo. (Smyk, Kropinska et al. 1998; De Smedt and Vrijghem 2000; Gerten, Michels et al. 2001; Jiang, Le et al. 2006) La calidad visual que se consigue en las ametropías elevadas supera a la de las técnicas corneales, aunque con complicaciones potenciales más serias intraoperatorias, como la rotura capsular posterior con vitreorragia, y las postoperatorias, como el la endoftalmitis. (Obstbaum 1994; Lyle and Jin 1997) (Figura 21)



**Figura 21. Implante de lente intraocular tras lensectomía refractiva. (imagen propia)**

Las LIOs están siendo mejoradas progresivamente con el fin de reducir la posibilidad de opacificación capsular posterior postquirúrgica, con la consiguiente capsulotomía, la endoftalmitis y aumento de la probabilidad de aparición de un desprendimiento de retina. (Mayer, Cadman et al. 2003; Mentis, Erakgun et al. 2003; Morlet, Li et al. 2003)

Hoy en día, el inconveniente que debe salvarse es la pérdida de la acomodación tras la pseudofaquia postquirúrgica. En este sentido, se puede programar lo que se conoce como monovisión, consistente en buscar la emetropia en el ojo dominante y una miopía de una dioptría en el otro. (Greenbaum 2002; Baikoff 2004; Olson, Werner et al. 2005) Sin embargo, la monovisión no es una solución perfecta, pues no se puede prescindir totalmente de las gafas. Por ello, recientemente están mejorando las lentes intraoculares multifocales y las llamadas acomodativas. (Dick, Gross et al. 2002; Casal, Lavin-Dapena et al. 2005)

Son candidatos los pacientes de más de 40-45 años con miopía de más de 9 dioptrías de miopía o más de 5 de hipermetropía, que no toleren la corrección óptica convencional o tenga una motivación profesional o personal.

---

(Siganos and Pallikaris 1998; Vicary, Sun et al. 1999; Fink, Gore et al. 2000; Lehrer, Tetz et al. 2003)

También lo son aquellos sujetos en los que la cirugía LASIK está contraindicada, por espesor corneal insuficiente, por presentar opacidades cristalinas o por pupilometría grande. (Dubravska and Rozsival 2007)

Se han descrito como contraindicaciones el desprendimiento de retina previo, la hipertensión intraocular y el ojo único funcional. (Elies 2001)

Para calcular la LIO a introducir se han ido desarrollando diferentes fórmulas matemáticas basadas en la queratometría y la longitud axial (AXL) del ojo, calculada mediante biometría ultrasónica (de contacto o de inmersión) o, más recientemente, óptica (*IOL Master, Zeiss, Germany*). (Wylegala and Ludyga 2004; Olsen and Thorwest 2005; Lin 2006; Qazi, Cua et al. 2007; Rabsilber, Reuland et al. 2007)

Las fórmula empírica de Sanders, Retzlaff y Kraft (SRK I), (1980) está basada en una base de datos en la que predominan los ojos normales. Por eso, se tuvo que hacer un ajuste para ojos cortos y largos, obteniendo la fórmula SRK II (1990). En esta fórmula se añade 1 D a la potencia obtenida con SRK I cuando la ALX es de 21-22 mm, 2 D cuando es de 20-21 mm, y 3 D cuando es de <21 mm. (Olsen, Thim et al. 1990; Ascaso, Castillo et al. 1991)

Las fórmulas teóricas aplican las leyes gaussianas de geometría óptica a un ojo esquemático. Las de 3ª generación son las consideradas como más eficaces actualmente. Tratan de predecir la posición efectiva de la LIO (ELP). Las fórmulas de Holladay (1988), SRK/T (1990) y Hoffer Q (1993) predicen la ELP a partir de dos factores: la queratometría y la ALX. (Szaflik, Kaminska et al. 2005)

Recientemente se han propuesto fórmulas "de 4ª generación", que emplean más factores para predecir la ELP. La más conocida para ojos cortos es la de Holladay II (1996), que usa 7 variables: edad, refracción preoperatoria, blanco-blanco horizontal, ALX, queratometría, profundidad de la cámara anterior y grosor del cristalino. (Chan, Hodge et al. 2006)

En los ojos de longitud axial larga, la autorrefractometría

---

intraoperatoria en afaquia inmediatamente realizada la facoemulsificación puede ayudar en el cálculo en situaciones en las que la biometría no es del todo fiable. (Ianchulev, Salz et al. 2005) La "sorpresa refractiva" consiste en la persistencia de una ametropía residual importante tras la cirugía. El procedimiento conocido como bioptics consiste en aplicar después la cirugía LASIK, mejorando así el resultado refractivo. (Guell and Vazquez 2000; Velarde, Anton et al. 2001; Leccisotti 2003)

Desde el punto de vista refractivo se distinguen dos tipos de LIO: las monofocales y las multifocales. Estas, a su vez, pueden ser refractivas o difractivas. El problema de las LIO multifocales es que no todos los pacientes las toleran debido a las molestias subjetivas (halos, deslumbramiento...) y la reducción de la sensibilidad al contraste. (Souza, Gerente et al. 2006; Fernandez-Vega, Alfonso et al. 2007)

Por otro lado, también se están desarrollando las lentes acomodativas (*CrystaLens AT-45*), que buscan adelantar o atrasar su posición intraocular al contraerse y relajarse el músculo ciliar. (Dick 2005; Buratto and Di Meglio 2006; McLeod 2006)

Recientemente se han introducido LIO de potencia regulable postoperatoriamente, que cambian ligeramente su potencia aplicando una luz de una longitud de onda determinada. (Schwartz 2003)

## **IV.VI. CIRUGÍA LAMELAR DE LA CÓRNEA**

El campo de la cirugía lamelar ha nacido de manos del Dr. José I. Barraquer y de hecho muchos de sus conceptos continúan formando parte de los principios básicos de la cirugía refractiva actual. En la cirugía refractiva ha habido un orden de evolución hasta llegar al período actual, sin poder menospreciar en absoluto cada uno de los distintos estadios evolutivos que han tenido la finalidad de ir incrementando la seguridad, eficacia y calidad de

---

la cirugía refractiva. Las técnicas lamelares más importantes de la cirugía refractiva corneal podrían ser resumidas por orden de aparición según se enumera a continuación:

- 1.- Queratomileusis miópica con congelación.
- 2.- Técnica de Barraquer-Krumeich-Swinger
- 3.- Queratomileusis in situ.
- 4.- Queratofaquia
- 5.- Epiqueratoplastia.
- 6.- Queratoplastia lamelar automatizada.
- 7.- Queratomileusis con láser estilo Buratto.
- 8.- LASIK.
- 9.- LASEK, EPILASIK y LASIK SUPERFICIAL (*Thin-flap LASIK*)

El término cirugía refractiva corneal data de 1949 cuando el Dr. José Barraquer (Bogotá, Colombia) la describió como "modificación de la refracción del ojo por una intervención quirúrgica plástica de la córnea". (Barraquer 1949; Barraquer 1958; Barraquer and Gutierrez 1999) Es característicamente autoplástica u homoplástica desde el punto de vista fisiológico, porque se utiliza solamente tejido humano y esencialmente no invasiva debido a que el globo en la mayoría de los procedimientos no es penetrado para realizar la modificación óptica.

La queratomileusis fue desarrollada por Barraquer. (Barraquer 1964; Barraquer 1967) El término queratomileusis procede del griego y significa "tallado de la cornea" (keras-con apariencia de cuerno-la cornea) y (smileusis-tallar) y coincide con la actual acción del laser excimer y con el uso del microqueratomo. (Bores 1994) **La queratomileusis por congelación** pudo ser usada para tratar miopía o hipermetropía, pero Barraquer tuvo mayor éxito con tratamientos de miopía. Barraquer la denominó "**queratomileusis con el**

---

**criolato**". Dicho procedimiento comenzaba con la resección de un lentículo corneal lamelar anterior mediante un microqueratomo manual (queratectomía manual). Tras la congelación del lentículo se procedía al tallado del mismo en su lado estromal mediante el criolato, con finalidad refractiva. Posteriormente se procedía al calentamiento y limpieza del disco corneal para finalmente posicionarlo sobre el lecho estromal utilizando suturas. Las principales dificultades de la queratomileusis con congelación fueron, la dificultad en la curva de aprendizaje de la queratectomía, así como la complejidad del criotorno, siendo frecuentes las irregularidades del corte con el consiguiente astigmatismo irregular y disminución de la agudeza visual corregida, no presentando esta técnica muchos adeptos. (Maguire 1987)

Fue en 1964 cuando José I. Barraquer presentó sus trabajos fundamentales de queratoplastias lamelares por sustracción del tejido: en la parte central de la cornea para la corrección de la miopía y en la parte periférica para la corrección de la hiperopía. (Barraquer 1964)

En 1967 el Dr. Troutman realizó la primera resección corneal en cuña para reducir el astigmatismo excesivo en injertos corneales, los cuales hasta entonces, no se podían corregir. En 1975, Troutman desarrolló y empezó a realizar las incisiones corneales relajantes para astigmatismo después de un injerto penetrante. (Troutman 1979)

#### **IV.VI.I. TÉCNICA DE BARRAQUER-KRUMEICH-SWINGER**

Surge en un intento de superar el problema de la descongelación del disco corneal propio de la queratomileusis con congelación. Se crea un colgajo libre sin congelación, siendo posteriormente cortado con el microqueratomo, tras haber sido colocado en un dispositivo de succión (según la corrección dióptrica a corregir). Su mayor desventaja reside en no poseer opción correctora astigmática. No obstante el epitelio se mantiene viable, resultando

---

en una mejor evolución postoperatoria. (Bosc, Montard et al. 1990; Hagen, Kim et al.

1993)

#### **IV.VI.II. QUERATOMILEUSIS IN SITU**

Dicho concepto fue concebido por primera vez por Barraquer. (Barraquer 1967) Otros autores como Krwawicz y Pueskin describieron también esta técnica en 1964 y 1966 respectivamente y con el nombre de "estromectomía" central. (Krwawicz 1964)

En la queratomileusis in situ, tras fijar el globo ocular mediante un anillo de succión (aportando un camino dentado para el microqueratomo y una presión adecuada superior a 65 milímetros de mercurio (mm Hg) con el tonómetro de Barraquer), (Barraquer 1967) se procede a la formación de una primera queratectomía mediante una placa de grosor predeterminado (generalmente 160 micras). El anillo de succión se remueve tras el primer corte (el cual presenta un diámetro predeterminado entre 7,5-8 mm). Este anillo de succión es de nuevo calibrado para la sección de un tejido estromal de media de 4,2 mm de diámetro y colocado con una profundidad de plato de acuerdo con la corrección miópica deseada. Un segundo corte es realizado tras haber reemplazado el anillo de succión y revisado de nuevo la presión intraocular. Posteriormente se procede a la colocación del colgajo, usualmente sin suturas. (Probst 1996; Lyle and Jin 1998) El problema de mayor significación mediante esta técnica ha estado en la creación de un astigmatismo irregular así como en la presencia de endocrecimiento epitelial en la interfase de la queratectomía. (Probst 1996)

Como ya hemos mencionado la queratomileusis in situ para la hipermetropía supone un procedimiento ectásico. Un colgajo grueso (en torno a un 60 % del grosor estromal) es cortado con la finalidad de permitir a la córnea una incurvación hacia delante con el consiguiente incremento de la curvatura corneal central. (Kezirian and Gremillion 1995; Marinho 1996)

---

Son numerosos los artículos que han hecho mención a la escasa predictibilidad de los resultados refractivos, convirtiendo a la misma, en una técnica poco predecible y precisa. (Arenas-Archila 1991; Bas 1991). La Queratomileusis in situ, tanto miópica como hiperópica ha sido reemplazada por el LASIK debido a su mejor seguridad y predictibilidad asociada a la ablación refractiva con el laser excimer de esta última. (Lyle and Jin 1998)

#### **IV.VI.III. QUERATOFACIA Y EPIQUERATOPLASTIA.**

La **Queratofacia** es un procedimiento refractivo de adición de tejido. Un disco de tejido es colocado debajo del colgajo tras la formación de un colgajo corneal libre, con la finalidad de producir un aumento en la curvatura corneal central. Se añade un tejido corneal precedente de córneas de donantes y con un diámetro y espesor específico (calculado previamente de acuerdo con el error refractivo del paciente y requerimiento visual). La formación de astigmatismo irregular así como las dificultades en la obtención de tejido donante suponían limitaciones importantes. (Barraquer 1972; Troutman and Swinger 1978; Friedlander, Rich et al. 1980; Friedlander, Werblin et al. 1981)

La **Epiqueratoplastia** surgió con la finalidad de tener lenticulos corneales donados y preprocesados, para posterior reconstrucción con solución salina balanceada. Estos lenticulos eran posteriormente suturados a la superficie del ojo receptor. (Lass, Stocker et al. 1987; Colin, Malet et al. 1991; Choi and Lee 1995) Entre las complicaciones se encontraron la enorme dificultad en la reepitelización lenticular, favoreciendo una cicatrización retardada, endocrecimiento epitelial de la interfase, necrosis lenticular. (Werblin 1997; (Frangieh, Kenyon et al. 1988)

---

## IV.VI.IV. QUERATOPLASTIA LAMELAR AUTOMATIZADA (ALK)

Barraquer describió la cirugía lamelar córnea, a la que llamó queratomileusis, para la corrección de errores esféricos de refracción. Implicaba emplear de un microqueratomo para realizar un botón corneal de 350 micras, sin poder de refracción. Usando un criolator, este botón es convertido en un lentículo con poder refractivo. (Kezirian and Gremillion 1995) Esta técnica nunca encontró una gran aceptación, debido a su complejidad técnica, el período de recuperación largo, y la incertidumbre sobre su estabilidad a largo plazo. Ruiz, que trabajó en la Clínica de Barraquer en Bogotá durante años, modifica la técnica original de Barraquer, automatizando el microqueratomo y realizando el corte lamelar refractivo in situ sobre el lecho estromal, y evitando el empleo del criolator.

Esta técnica, al principio llamó "in situ keratomileusis", más tarde fue renombrada como "*automated lamellar keratoplasty*" (ALK) . (Borodkin, Wyse et al. 1996; Buzard, Fundingsland et al. 1996)

El microqueratomo mecanizado fue integrado en una máquina para realizar ALK. Un primer componente es el anillo de succión ajustable, que se fija en la esclera, y crea un vacío para hacer el corte corneal. El segundo componente, el microqueratomo, fue motorizado para desplazarse a velocidad constante por los engranajes externos del anillo de succión a través de la córnea. Esto elimina la necesidad de emplear el criolator y sus complejidades técnicas, reduciendo al mínimo el manejo de tejido, y el trauma corneal de la congelación, que podría ser la causa de la lenta recuperación visual.

Ruiz observó que una lamela profunda, del 70 - el 80 % de grosor corneal, podría corregir hipermetropía. Basándose en su experiencia clínica,

---

desarrolló un normograma de ALK, que más tarde fue modificado por Casebeer <sup>(Casebeer 1996)</sup> para tratar hipermetropía. El corte refractivo siempre debería ser al 70 - el 80 % de la profundidad total córnea, ya que si la incisión era menor del 70 % el efecto era mínimo; y cuando la incisión excedía del 80 % podía provocarse una ectasia de la cara posterior de la córnea. El mecanismo de acción de ALK hipertrópica (H-ALK) debía producir una ectasia corneal controlada y estable. <sup>(Manche, Judge et al. 1996)</sup> El nomograma original de Ruiz intentó corregir entre 1 y 7 D de hiperopia, modificando la zona óptica. A menor diámetro de zona óptica de lentículo mayor defecto corregido y viceversa.

La incidencia de pérdida o desplazamiento de los lentículos con la técnica de Ruiz era alto, del 7 % al 10 %. <sup>(Hoffman, Rapuano et al. 1994)</sup> Casebeer modificó la técnica por añadiendo un tope al microqueratomo para producir una bisagra, mejorando los resultados de ALK. Casebeer y cols. desarrollaron una técnica de medida del grosor del lentículo y del disco estromal con un paquímetro, para predecir la eficacia del procedimiento quirúrgico. Encontraron que el paquímetro proporcionaba las lecturas de grosor más exactas que el micrometro descrito en la técnica original de Ruiz. <sup>(Casebeer, Slade et al. 1994; Casebeer 1996)</sup>

En 1994 Hollis divulgó que una serie de 700 casos de ALK hipertrópico. <sup>(Hollis 1994)</sup> Relató una tasa de éxito del 90 % y no mencionó complicaciones. Muchos pacientes mejoraron la visión tanto cerca como lejos al principio, probablemente secundario a un efecto multifocal, pero lamentablemente la visión cercana duró sólo unos meses en esta serie de caso.

Kezirian y Gremillion publicaron sus resultados sobre 85 ojos de 49 pacientes. <sup>(Kezirian and Gremillion 1995)</sup> El 76 % alcanzado una agudeza visual sin corrección de 0,5 ó mejor y el 78,6 % de ojos presentaba una refracción

---

entre  $1,00 \pm 0,87$  D. La complicación más significativa, encontrada en 11 ojos, era una reducción de la AVCC de 1 a 3 líneas.

Manche realizó ALK en 24 ojos de 17 pacientes para corregir hipermetropía entre 2 y 6 D, con un seguimiento de 1-6 meses. La agudeza visual sin corrección fue de 0,5 ó mejor en 13 de 15 ojos y unidad o mejor en 8 de 15 ojos. El estudio divulgó que ningún ojo perdió dos o más líneas de visión en el seguimiento de 3 y 6 meses y describió defecto epitelial en dos ojos. (Manche, Judge et al. 1996)

En 1997, Parisi describió la formación de un lentículo irregular intentando realizar el láser in situ keratomileusis después ALK (Parisi, Salchow et al. 1997) . Por ello sugirió dejar un intervalo de al menos 6 meses después ALK antes de intentar la cirugía lamelar.

En 1998, en un estudio retrospectivo de 38 ojos de 25 pacientes, Ghiselli concluyó que el resultado refractivo de ALK viene determinado por el diámetro y grosor del lentículo. (Parisi, Salchow et al. 1997; Ghiselli, Manche et al. 1998) En 1998, Lyle y Jin, en un estudio de 67 ojos de 50 pacientes consecutivos intervenidos con ALK, con hipermetropía primaria o secundaria, encontraron un equivalente esférico de 0,03 D en 3 meses que aumentó a 1,58 D a los 2 años. (Lyle and Jin 1998) En su serie, 11 de 42 ojos (el 26 %) desarrollaron una ectasia iatrogénica. Basándose en este estudio, desaconsejaron el empleo de ALK, sobre todo en hipermetropía secundaria a queratomía radial, debido a su inestabilidad a largo plazo y la alta incidencia de queratocono iatrogénico. (Sher 2001)

Los resultados de ALK para hipermetropía (H-ALK) eran a menudo incoherentes e imprevisibles, los retratamientos eran problemáticos y las hipo o hipercorrecciones eran muy difíciles de tratar con cirugía adicional. (Ghiselli, Manche et al. 1998; Lyle and Jin 1998) Informes sobre complicaciones visuales, dislocaciones del lentículo, ectasias y perforaciones corneales secundarias al uso incorrecto del microqueratomo desaconsejaron su empleo. (Sugar 1996; Ansari,

## **IV.VII. MICROQUERATOMO, ESPESOR DEL CORTE Y DEL LECHO ESTROMAL**

### **IV.VII.I. MICROQUERATOMO**

Con la introducción de la Queratomileusis in situ asistida por láser (LASIK), se ha producido un considerable interés, tanto por parte de los cirujanos refractivos como por las industrias, hacia la creación de un microqueratomo capaz de ofrecer una excelente calidad, predictibilidad, repetibilidad así como facilidad en su utilización. Existen distintos tipos de microqueratomo, cada uno de los cuales ofrece una serie de ventajas y de inconvenientes. <sup>(Binder, Moore et al. 1997)</sup> Los cirujanos seleccionan el microqueratomo basándose en el nivel de confianza con el instrumento, y con la intención de manejar un aparato seguro y eficaz. A continuación, se describen aspectos del desarrollo del microqueratomo, así como una breve mención a los presentes inicialmente y a los más utilizados en la actualidad.

### **IV.VII.II. ANTECEDENTES DEL MICROQUERATOMO**

El inicio de la queratoplastia refractiva lamelar se encuentra en el trabajo del Dr. José Ignacio Barraquer en 1949, que con la finalidad de modelar la córnea y alterar su poder refractivo, desarrolló la queratomileusis por congelación, mediante la utilización de dos instrumentos diseñados por él mismo: un microqueratomo manual y el criolator. <sup>(Polit, Ibrahim et al. 1993)</sup> No obstante, esta técnica no presentó una gran aceptación debido a la enorme dificultad en el manejo del microqueratomo manual y en la complejidad del

---

criolato.

Más tarde, se desarrolló el sistema de no-congelación de Barraquer-Krumeich-Swinger (BKS) (*Eyetech-MVA Ag, Balzers, Liechtenstein*), consistente en la realización de una queratectomía con obtención del lentículo corneal, para posteriormente realizar una inversión del lentículo con la cara epitelial hacia abajo, bajo la succión sobre un troquel moldeado, con realización posterior de un segundo corte de tejido corneal, éste refractivo, mediante un microqueratomo. Este dispositivo, requiere un paso manual del microqueratomo para lograr un disco lamelar de tejido. No obstante, a dicha técnica también le surgieron retractores, debido a complejidad del sistema, así como a la falta de exactitud en los resultados con el microqueratomo manual. ((Ibrahim, Waring et al. 1995)

Posteriormente, los Drs. Barraquer y Luis Antonio Ruiz, exploraron el campo de la queratomileusis in situ, necesitando el microqueratomo, tanto para crear un lentículo corneal plano, como para realizar una corrección planificada mediante el corte refractivo sobre el lecho estromal. Esta técnica se caracterizaba por la persistencia de un microqueratomo manual, pero por la ausencia de procesamiento del tejido corneal.

El microqueratomo diseñado por Ruiz-Steinway <sup>(Ibrahim, Waring et al. 1995)</sup> y la nueva generación de queratomos de *Microprecision (Microprecision Instrument Company, Inc, Phoenix, Ariz)*, se diseñaron con una mejor exactitud, reproductibilidad, así como mayor regularidad en la queratectomía y facilidad de uso. Se trataba de un microqueratomo automático con un mecanismo de engranaje que rodaba sobre un anillo de succión con un carril en su superficie superior y con un encaje perfecto. Gracias al carácter automático del microqueratomo, se proporcionaba una velocidad constante así como una uniformidad en cuanto al espesor de la queratectomía. La cuchilla del metal presenta una rotación a 500 revoluciones por minuto y tiene una angulación de

---

0°. El *Draequer* (*Storz Instrument GMBH, Heidelberg, Germany*) puede ser colocado sobre el ojo en cualquier orientación, permitiendo al cirujano la visualización directa del campo quirúrgico mientras se realiza el procedimiento. Dicho sistema es esterilizable. (Hofmann and Bechara 1992; Binder, Moore et al. 1997)

En la actualidad, existen diferentes tipos de microqueratomo. Como características principales en los mismos deben ser consideradas: simplicidad en el manejo, flexibilidad en la adaptación a diferentes situaciones quirúrgicas, repetibilidad en cada procedimiento, facilidad en cuanto a la enseñanza y entrenamiento, así como una elevada seguridad.

En cuanto a la clasificación de las unidades existentes en la actualidad, podemos establecer:

1. Movimiento automático de la cuchilla y la cabeza del microqueratomo: dentro de estos podemos incluir a los microqueratomos *Automated Corneal Shaper (ACS)* (*Stenway Instruments Company, Inc. San Diego, Calif*) y *Hansatome*.

2. Movimiento automático para la cuchilla y manual para la cabeza del microqueratomo "microqueratomos manuales": dentro de ellos se encuentra el *Moria SLK* y *Barraquer-Carriazo*.

Únicamente hablaremos de los tres modelos de microqueratomos más usados en los últimos años. (Solomon, Donnenfeld et al. 2004)

### IV.VII.III. MICROQUERATOMOS MODERNOS

a. **Microqueratomo *Hansatome***. Diseñado y fabricado por *Hansa Research and Development, Miami, Flo, USA* y distribuido por *Baush & Lomb Corporation*. (Figura 22)

Es un microqueratomo automático y de fácil manejo, tanto para cirujanos principiantes como para expertos. Diseñado para la formación de una bisagra superior, posiblemente más fisiológica con el parpadeo superior a

---

inferior, aunque no se ha podido demostrar científicamente. Así mismo, realiza un corte con la creación de un espacio estromal vertical 2-3 mm inferior al obtenido horizontalmente, como consecuencia de su gran bisagra. (Velasco-Martinelli and Tarcha 1999)



**Figura 22. Microqueratomo HANSATOME. (imagen cedida por Bauh & Lomb)**

El posicionamiento del microqueratomo es sobre un eje fijo en el anillo de succión, a diferencia de sus predecesores que presentan unos rieles en forma de cola de pato. Así mismo, el anillo de succión dispone de un riel de engranaje elevado, anatómicamente distante del párpado y del blefarostato. Presenta un fácil ensamblaje incluyendo un ensamblaje de la cuchilla desechable en la cabeza del microqueratomo, con posterior colocación de un adaptador y del motor. Dicho microqueratomo dispone de una velocidad constante del motor, que se transmite a la cabeza del microqueratomo por compensación electrónica a través de la consola de energía gracias a su diseño interior. El vacío se mantiene gracias a otra fuente de energía. Las cabezas de microqueratomo disponibles para crear colgajos son de 160 o 180 micras, y la cuchilla bifacetada es de acero y con una oscilación lateral.

Este tipo de microqueratomo realiza queratectomías más regulares como consecuencia de una oscilación más rápida de la cuchilla y un movimiento de

---

traslación más lento en relación al ACS, permitiendo la obtención de una queratectomía de superficie más regular. (Walker and Wilson 2000) Este microqueratomo, debido a la peculiaridad de presentar un plato grande y con ello la creación de un lentículo corneal grande, se caracteriza por presentar una gran superficie de aplanación. Su esterilización se lleva a cabo con calor antes de cada uso. Existe una variante, con un nuevo cabezal, diseñado para minimizar la incidencia de defectos epiteliales inducidos por el paso del microqueratomo, denominado ***Hansatome Compresion Cero***. (Kohnen, Terzi et al. 2004) Actualmente está en el mercado un nuevo modelo, ***Hansatome XP***.

**b. Microqueratomo de *Barraquer-Carriazo* (Moria, Antony, France).**

Microqueratomo automatizado con mecanismo de engranaje basado en las sugerencias del Dr. Barraquer y desarrollado por el Dr. César Carriazo. Presenta una mejor maniobrabilidad en las queratectomías al disponer de una cabeza del microqueratomo un poco más pequeña que la del microqueratomo de Ruiz. Dicho microqueratomo se caracteriza por la presencia de cuatro anillos de succión, resultando útil para cirujanos inexpertos. Dispone de un plato triangular rotatable que permite su orientación y la posibilidad de obtención de colgajos de 130, 160 y 220 micras de espesor. La cuchilla de metal oscila lateralmente a 8000 ciclos por minuto. Dicho microqueratomo posee un tope, permitiendo la obtención de la bisagra con regreso automático al alcanzar la cabeza del microqueratomo el tope. Otra ventaja reside en la utilización manual de la cabeza aprovechando la energía de la turbina en lugar de la eléctrica. (Miranda, Smith et al. 2003) El microqueratomo tiene un detenedor para permitir la formación de la bisagra y tiene una reserva automatizada que se activa tan pronto alcanza el detenedor. (Rashad 2001; Ismail 2002)



---

**Figura 23. Microqueratomo MORIA LSK-ONE. (imagen propia)**

**c. Microqueratomo *Moria-LSK-One*.** Sistema creado y desarrollado por la casa *Moria, Antony, Francia*. Este sistema, construido en titanio y acero, no posee mecanismo de engranaje y presenta una cabeza de una sola pieza precalibrada y con la posibilidad de programación y obtención de colgajos de diferentes espesores. Dicho microqueratomo utiliza una cuchilla de metal bifacetada y con una angulación de  $22,5^\circ$ , que oscila a 15.000 ciclos por minuto mediante una turbina impulsada por gas nitrógeno. Dicha unidad tiene la posibilidad de distintos anillos de succión, permitiendo queratectomías de diferente diámetro (6 a 10 mm).

Se trata de un microqueratomo manual, y con una orientación nasal. Como ventajas cabe destacar la flexibilidad así como el fácil mantenimiento gracias a la ausencia de ruedas y engranajes. Sin embargo, debido a su carácter manual, se caracteriza por una baja repetibilidad fundamentalmente ante cirujanos inexpertos. (Figura 23). Existe un modelo desechable. (Kanellopoulos, Pe et al. 2005)

**d. Láser de femtosegundos.** La necesidad de minimizar las limitaciones de los sistemas convencionales utilizados para el tallado lamelar

---

ha impulsado el desarrollo de nuevas tecnologías aplicadas a los microqueratomos.

El láser de femtosegundos Intratase (*Intratase Corp, Irving, CAL*), con una longitud de onda de 1053 nm, que actúa en el interior del estroma corneal, permite la creación de una lámina corneal del grosor deseado con una gran precisión (aproximadamente de 4 micras)



**Figura 24. Láser de femtosegundos INTRATASE. (imagen cedida por IMEX CLINIC)**

El sistema crea, mediante los impactos, unas burbujas (focuses cavitation spots) progresando desde la bisagra hacia la periferia, sin evacuar ni remover tejido estromal. ). La baja energía empleada permite que no cause daños térmicos en el tejido circundante. Dichas burbujas, separadas entre 5 a 12 micras unos de otros, se expanden en la microcavidad, y uniéndose forman un plano de resección del tejido corneal. (Figura 24)

Una vez creado el plano horizontal de escisión, el modelo cambia a uno vertical, saliendo a través de la membrana de bowman y del epitelio. 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 han dado resultados refractivos excelentes. (Holzer, Rabsilber et al. 2006; Patel, Maguire et al. 2007)

#### **IV.VII.II. ESPESOR DEL CORTE, LECHO ESTROMAL Y LENTÍCULO**

Para llevar a cabo la intervención se reseca inicialmente un lentículo o disco corneal de caras paralelas, con diámetro y espesor determinado, abarcando epitelio Bowman y parénquima gracias a un aparato denominado microqueratomo. Los grosores de la resección creada mediante el microqueratomo, tal y como se ha comentado previamente, pueden variar en función de tipo de microqueratomo, grosor corneal prequirúrgico, curvatura corneal, la velocidad de paso y otros parámetros. Numerosos artículos han sugerido un espesor corneal mínimo tras el LASIK con la finalidad de evitar complicaciones postoperatorias. Así se ha postulado en numerosos artículos un espesor corneal residual mayor a 250-300 micras. Para nuestro grupo el lecho mínimo residual tras la ablación estromal refractiva en LASIK ha de ser de 300 micras o del 60 % del espesor total de la córnea. (Cobo-Soriano, Calvo et al. 2005) El espesor corneal central debe ser medido mediante paquimetría ultrasónica.

Tres son las mediciones a tener en cuenta ante una cirugía LASIK:

**a. Espesor del colgajo.** El lentículo corneal debe, por un lado, presentar un espesor suficiente para la prevención de astigmatismos irregulares, pero al mismo tiempo no debe suponer una pérdida de estroma que podría ser utilizado en la ablación estromal posterior.

El microqueratomo es armado y la córnea es lubricada con una o dos gotas de solución salina balanceada. Dos son los grosores mayoritariamente utilizados para tal fin (100/130 micras). Nuestra experiencia clínica ha demostrado que un colgajo corneal de 100 micras de espesor supone suficiente seguridad para un buen resultado visual final. El colgajo de <100

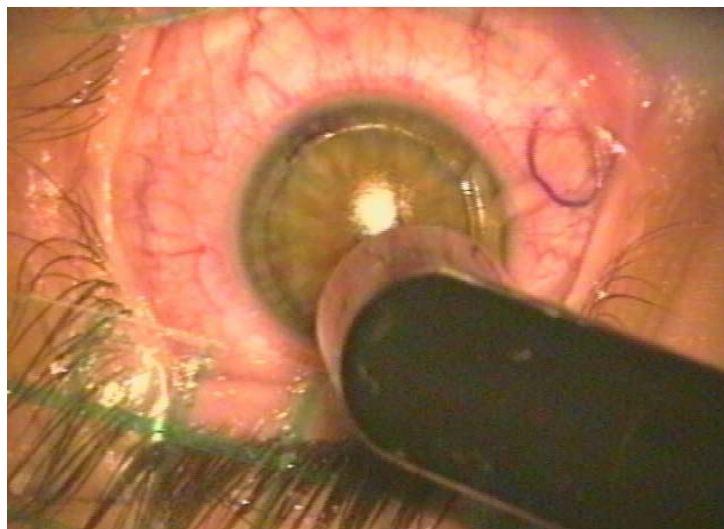
---

micras se utiliza en casos de córneas delgadas o con defecto refractivo elevado. El colgajo de >100 micras se presenta como ideal para córneas gruesas y con correcciones pequeñas. (Llovet 2001) El tejido corneal estromal residual debe ser suficiente para garantizar una estabilidad corneal a largo plazo. (Llovet 2003) El diámetro de ablación en H-LASIK con el laser excimer deber llegar a 9 mm con una zona óptica de 6 mm mínimo, permitiendo así una adecuada función visual.

**b. Profundidad de la ablación.** La cantidad máxima de tejido a ablacionar debe ser calculada preoperatoriamente. Resulta de la sustracción del espesor del lentículo corneal y del lecho estromal residual en la lectura paquimétrica central. La cantidad límite de error refractivo a ser tratado con el LASIK, depende del espesor corneal central preoperatorio. (Cheng, Tang et al. 2004; Miyata, Tokunaga et al. 2004; Stewart, Jenkins et al. 2005)

**c. Espesor residual del lecho estromal tras la ablación.**  
**Paquimetría intraoperatoria.**

Por tanto, la cantidad máxima de tejido a ablacionar mediante el láser, deberá dejar un lecho estromal residual mayor a 300 micras para garantizar una mínima estabilidad corneal, prevenir ablaciones superiores por hipercorrecciones y posibilitar los retratamientos. Un valor inferior al mencionado, incrementa de forma considerable la incidencia de estados refractivos inestables (ectasias), afectando todo ello de forma considerable al resultado final. La profundidad de la ablación con excimer determina la cantidad de ametropía que puede ser tratada de manera segura y preservando la cantidad adecuada de estroma corneal residual. (Miyata, Tokunaga et al. 2004)



**Figura 25. Paquimetría ultrasónica intraestromal en LASIK. (imagen propia)**

Stratas y sus colaboradores <sup>(Stratas 2001; Stratas 2006)</sup> también apuntan que los cortes del microqueratomo mayores del 60% del espesor corneal central, pueden producir una ectasia central no controlada.

De manera similar, Grim y sus colaboradores han sugerido que un corte del microqueratomo mayor de 350 micras, puede producir ectasia corneal. <sup>(Haw and Manche 2001; Muallem, Yoo et al. 2004; Grim, Sheard et al. 2005)</sup>

La paquimetría ultrasónica intraoperatoria la consideramos de gran importancia, pues nos permite obtener una medida real del lecho estromal previo a la ablación refractiva de tejido corneal. (Figura 25)

#### **d. Diámetro del lenticulo corneal para H-LASIK**

El diámetro corneal mínimo requerido para la ablación hipermetrópica es de 9 mm.; ya que habitualmente se utiliza una zona óptica en H-LASIK de 6 mm (o superior) y la zona de ablación llega, al menos, hasta los 9 mm. (Figura 26)

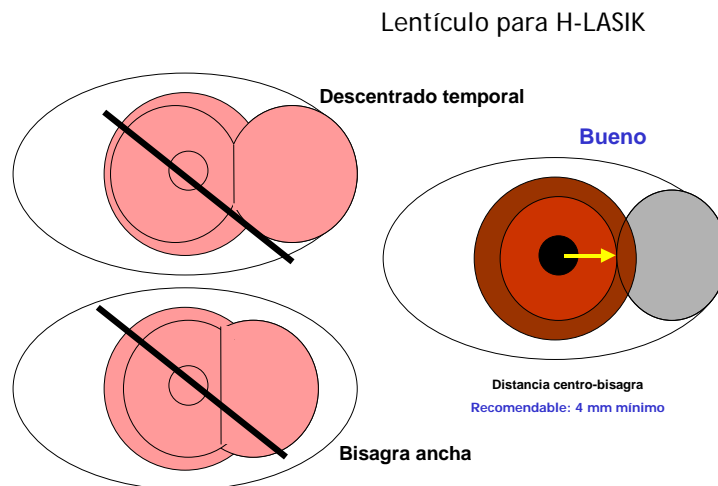


Figura 26. Representación del lentículo para H-LASIK.

## IV.VIII. QUERATOMILEUSIS CON LASER EXCIMER

El atractivo del laser excimer para la cirugía refractiva residía en la posibilidad de una predictibilidad así como un daño colateral submicrométrico sin precedentes. A lo largo de todos estos años, numerosas investigaciones han demostrado que la ablación realizada por el laser excimer es precisa, conduciendo a una superficie corneal lisa y con buena calidad óptica. (Wang, Sun et al. 2006; Pepose, Feigenbaum et al. 2007)

### IV.VIII.1. Principios del laser excimer

Los aparatos de laser excimer están formados por una caja de aluminio repleta de una mezcla de gas. Una descarga eléctrica ioniza ese gas y posibilita la formación del haz de luz laser excimer. Uno de los principales problemas para el correcto funcionamiento es la cantidad de energía necesaria; se utilizan volatajes de 30.000 V (voltios) y una corriente de 10.000 A (amperios) en 50 ns (nanosegundos).

---

Otro problema es el mantenimiento de la calidad del gas dentro del receptáculo. La proporción de flúor en el gas suele ser de 0,1 a 0,2 % del volumen total. No obstante el flúor es un gas extremadamente reactivo y puede reaccionar con la mayoría de los materiales que componen el interior e la cavidad; haciéndolo con impurezas que hayan podido entrar en el gas o que puedan ser emitidas por los materiales del interior de dicha cavidad del laser; reacciones que consumen una parte del citado flúor, disminuyendo el efecto del laser, y que crean productos que pueden absorber parcialmente la radiación y formar depósitos en el sistema óptico.

La interacción de la luz laser con la córnea se produce de cuatro formas; predominando una sobre las otras según las características de cada laser. La transmisión de la luz laser a través de la córnea humana normal ocurre general mente entre los 400 y 1.400 nm. La luz laser puede también ser dispersada por el tejido si es expuesta una gran área. La reflexión del rayo es insignificante y no tiene relevancia en el contexto de la aplicación de la ablación quirúrgica. Siendo los láseres de absorción los seleccionados para la cirugía corneal.

A una mayor absorción de radiación laser, por el tejido corneal, menor penetración tisular. Por tanto, aquellos láseres en los que la absorción sea alta serán los más adecuados para la fotoablación refractiva corneal, ya que una mínima penetración más allá de la superficie corneal confiere un alto margen de seguridad en relación a las estructuras oculares más profundas, como son el endotelio corneal y el cristalino. La penetración del laser en el tejido está limitada a 3 micras, quedando limitadas las zonas de probable daño térmico en un área alrededor de las 100 a 300 nm más allá del área ablacionada favoreciendo esto la epitelización y disminuyendo el riesgo de cicatrización en el eje visual. El elemento fundamental que permite la fotoablación es que la energía de luz ultravioleta distante es capaz de realizar excisiones del tejido

---

corneal con precisión submicrométrica así como causar daño colateral.

(Kerr-Muir, Trokel et al. 1987; Nuss, Puliafito et al. 1987; Renard, Hanna et al. 1987)

Los láseres excimer en el campo de la oftalmología, usan una radiación ultravioleta de 193 nm de longitud de onda, ya que no provoca cambios mutagénicos ni cataratas y da lugar a ablaciones más lisas con la menor cantidad de energía. A esa longitud de onda los fotones individuales emitidos tienen unos valores de energía excepcionalmente altos, alrededor de 6,4 electronvoltios (eV). Puesto que ese valor excede la energía del enlace carbono-carbono, al exponerlos a la radiación del laser excimer estos enlaces moleculares se rompen y los fragmentos resultantes son expulsados de la superficie a una velocidad superior a 2.000 metros por segundo (m/seg).

El otro factor fundamental en las radiaciones de laser excimer, idóneo para el tallado de la córnea, es su rayo relativamente ancho, que puede ser configurado de forma variable (rectangular, circular, etc.), que posibilita fotoablar grandes áreas de la córnea con gran precisión, y al mismo tiempo seleccionar y graduar la extracción de tejido necesaria para inducir el cambio refractivo deseado. (Kermani, Koort et al. 1988; Binder 1990; Cintron 1990)

La **clasificación del laser excimer** se establece acorde con el sistema de "liberación de haz" empleado en:

**1. Haz de campo amplio.** Proyectan todo el haz en la superficie estromal y emplean un diafragma de apertura variable. Son rápidos y no dependen de la existencia del seguidor de movimientos oculares (*eye tracking*), pero con la enorme dificultad de homogeneidad del haz en una superficie tan amplia con la consiguiente incidencia elevada de formación de islas centrales. (Schmidt-Petersen and Seiler 1996; Cheng and Lam 2005)

**2. Haz de hendidura.** El haz liberado es en forma de hendidura produciendo un barrido sobre la superficie corneal y requiriendo menor energía inicial. Este tipo de ablación permite una mayor homogeneidad, menor

---

incidencia de islas centrales, y permite ablaciones más lisas en relación al haz de campo amplio. No obstante al presentar un tiempo de tratamiento mayor son dependientes del seguidor de movimiento ocular (*eye tracker*).

(Chitkara, Rosen et al. 2002; Pineros 2002; Brown 2003)

**3. Haz de punto flotante.** Caracterizado por su gran homogeneidad, permitiendo una gran variedad de patrones de ablación así como una incidencia muy baja de islas centrales. No obstante y dada su lentitud también depende del seguidor de movimiento ocular (*eye tracker*). (Stojanovic and Nitter 2001)

Diversos son los **tipos de ablación con laser excimer**, entre ellos:

**A. Ablación unizonal.** Permite la corrección de menor cantidad de defecto refractivo.

**B. Ablación multizonal.** La técnica del multipaso multizonal fue desarrollada por el Dr. Mihai Pop para el laser *VISX* (Pop and Aras 1995; Pop and Payette 2000) y la técnica de la multi-multizona fue desarrollada por el Dr. Jeffery J. Machat para el laser de excimer *Chiron Technolas*. (Machat and Tayfour 1993)

Las técnicas multizonales presentan la característica de dividir el tratamiento miópico en múltiples zonas, reduciendo la profundidad de ablación y creando una superficie de ablación más uniforme. (Kim and Jung 1995; Rajendran and

Janakiraman 1995; Zato, Matilla et al. 1996; Williams 1997)

- **Ventajas.** Permiten la corrección de cantidades mayores de defecto refractivo, ya que suponen una menor ablación de tejido. En aquellas situaciones de grosor residual menor al margen de seguridad (<300 micras) resulta útil la ablación multizonal.

- **Desventajas.** Zona óptica total más pequeña, pudiendo comprometer a la visión nocturna en casos de pupila escotópica mayor a la zona óptica ablacional. El paciente podrá tener síntomas visuales

significativos no deseados (deslumbramientos, halos).

**C. Ablación Astigmática.** Debe tener en cuenta el eje, magnitud y el impacto del cilindro corregido en el componente esférico. (Seiler, Bende et al. 1987)  
(Figura 27)

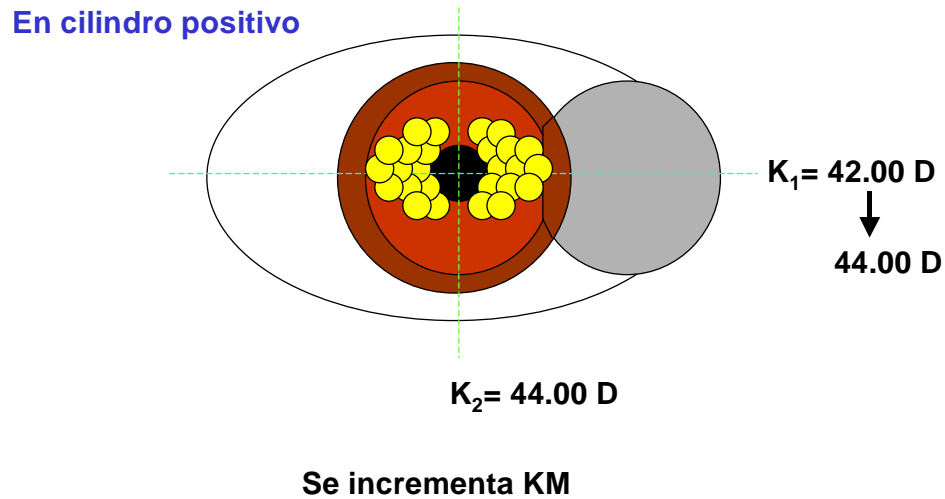


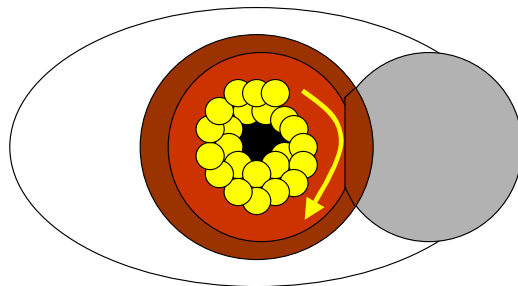
Figura 27. Representación de los impactos laser para la ablación.

**D. Ablación hipermetrópica** Implica el tallado de un menisco negativo en tejido estromal más grueso en la periferia y más fino en el centro (modificando la asfericidad corneal). De este modo se modifica la superficie anterior de la córnea, aumentando su curvatura. La cantidad de aplanamiento periférico es proporcional al grado de incurvamiento central. (Brancato, Carones et al.1997; Danjoux, Kalski et al. 1997; Dausch, Smecka et



Figura 28. Representación de los cambios corneales en la ablación hiperométrica con láser excimer.

Se realiza, además una zona de transición entre la zona central más elevada y la periferia. (Figuras 28 y 29)

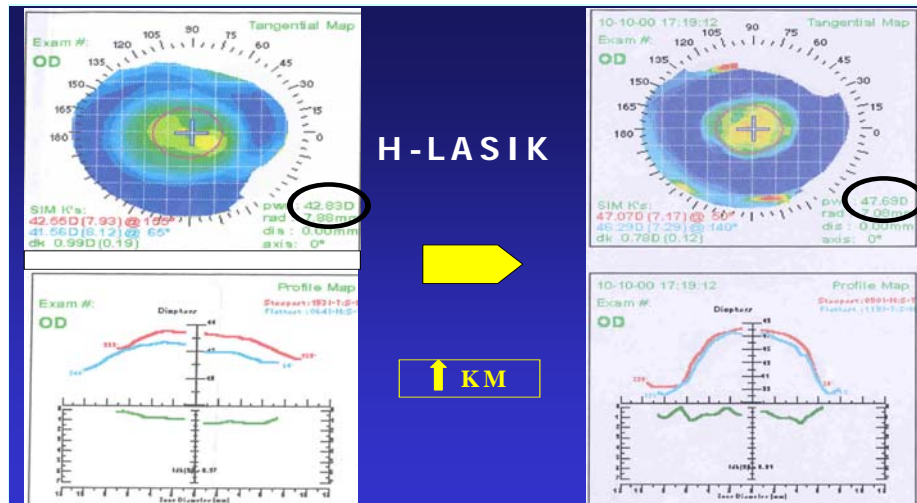


**Máxima ablación entre Zo y Zt**

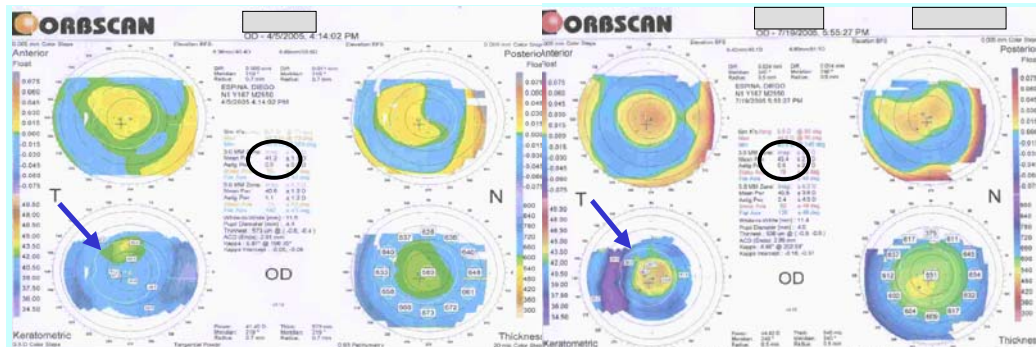
Figura 29. Representación de los impactos láser para la ablación hiperométrica.

El incremento en la curvatura corneal central que puede ser evaluado

queratométrica y topográficamente. (Figuras 30,31,32)



Figuras 30. Representación de los cambios topográficos (EyeSys) en H-LASIK.



Figuras 31,32. Representación de los cambios topográficos (ORBSCAN II) en H-LASIK.

**E. Ablación guiada por frente de ondas.** Consiste en la corrección de un defecto refractivo mediante una técnica quirúrgica en la que se realiza una ablación corneal con láser excímer, guiada por el patrón aberrométrico global del ojo. Se llama personalizado porque es diferente para cada ojo, ya que cada uno tiene un patrón aberrométrico determinado. (Panagopoulou and Pallikaris 2001)

---

Con esta técnica, además de corregir el error esfero-cilíndrico (que es lo que se corrige con la técnica LASIK convencional) también se corrigen las HOA (aberraciones de alto orden), permitiendo optimizar el sistema óptico de cada paciente. (Kanjani, Jacob et al. 2004; Awwad, Bowman et al. 2007; Bühren, Strenger et al. 2007)

A la hora de plantear una ablación, deben tenerse en cuenta **diversos factores que influyen en el tratamiento laser excimer**, interrelacionados entre sí:

a) **Factores funcionales:** según la edad, profesión, presbicia y tolerancia psicológica del paciente se plantea un tipo de tratamiento u otro. Por ejemplo, dejar -1 D residual en un paciente de 25 años es diferente que en un paciente de 45 años.

b) **Factores anatómicos:** el grosor y la curvatura corneal, así como el diámetro pupilar en condiciones fotópicas y escotópicas, son medidas anatómicas fundamentales a la hora de programar la cirugía. Es posible que en un futuro también sean considerados a la hora de planificar la cirugía la profundidad de la cámara anterior del ojo, la curvatura anterior y posterior del cristalino, el grosor cristalino o la longitud axial del ojo. (Seiler 2002).

c) **Factores ópticos:** existen dos formas de plantear el tratamiento personalizado para corregir las aberraciones ópticas:

- Guiado por topografía corneal: trata las irregularidades corneales medidas por topografía corneal. Esta técnica tiene su uso en pacientes con astigmatismo regular o irregular, ablaciones previas descentradas, tras queratoplastias e islas centrales. (Buzard and Fundingsland 1997; Manche, Maloney et al. 1998; Alessio, Boscia et al. 2000; Knorz and Jendritza 2000; Gimbel and Stoll 2001; Lafond, Bonnet et al. 2004)
- Guiado por el análisis del frente de onda: incluye la medición de la totalidad de las aberraciones oculares, de modo que no sólo trata la

---

esfera y el cilindro, sino también el coma, las aberraciones esféricas y las HOA. (Alio and Montes-Mico 2006; Hammer, Heynemann et al. 2006)

#### **IV.VIII.II. TRATAMIENTOS LASER DE SUPERFICIE:**

**PRK (QUERATECTOMIA FOTOREFRACTIVA). LASEK (QUERATECTOMÍA SUBEPITELIAL). EPI-LASIK (QUERATECTOMÍA SUBEPITELIAL AUTOMATIZADA)**

Técnicas **basadas** en la eliminación de un lentículo convexo-cóncavo de tejido estromal en la parte más anterior y central de la córnea. El descubrimiento del laser como instrumento refractivo es el resultado de una sucesión de acontecimientos y esfuerzos de profesionales que desarrollaron una técnica aportando la experiencia personal en cada campo. La tecnología del laser excimer fue creada por IBM en 1976 y originalmente utilizada con fines industriales. (Ruderman 1979) La capacidad de los "excímeros" de producir destrucciones muy precisas sin casi originar ningún efecto fuera del punto diana se aprovechó extensamente en la creación de sofisticados "*microchips*" de ordenador. Al inicio de los ochenta Srinivasan y sus colaboradores de IBM demostraron que la radiación ultravioleta generada por el laser excimer de argón flúor era capaz de tallar con una precisión submicrométrica también polímeros sintéticos y orgánicos.

En 1981 se probó que el laser excimer podía ejercer su efecto sobre la superficie epitelial de la córnea y en la primera publicación en este sentido Taboada, Mikesell y Reed, demostraron que el epitelio corneal era extremadamente sensible a la luz de 193 nm de longitud de onda emitida por este láser. En junio de 1983 Stephen L. Trokel colaboró con el físico de IBM

---

Srinivasan, en Nueva York, para investigar sobre córneas de ojos de bovino. Los experimentos confirmaron que la córnea era capaz de responder adecuadamente al laser excimer sin que el tejido adyacente sufriera daño térmico alguno, <sup>(Trokel 1983)</sup> y basándose en estos hallazgos, Trokel obtuvo una patente sobre la aplicación del laser excimer en la córnea. A continuación, Trokel dispuso en su centro médico, el *Columbia-Presbyterian Medical Center* y el *Edward S. Harness Eye Institute* de Nueva York, de un laser excimer de la casa *Lambda Physic* con el que se llevarían a cabo numerosísimos experimentos con ojos de conejo y primate. A partir de este momento se puso en marcha una importante maquinaria científica y económica que incluía múltiples patentes y profesionales de los campos de la medicina, física e ingeniería.

La primera aplicación clínica del laser excimer la llevó a cabo Theo Seiler en Berlín, abril de 1985, al realizar excisiones lineales, utilizando su técnica de la máscara apoyada sobre el globo ocular. <sup>(Seiler 1986)</sup> En Septiembre del mismo año, Seiler aplicó "cortes en T" para corregir el astigmatismo en ojos de persona ciegas. <sup>(Seiler 1988)</sup> Un mes después Seiler realizó la primera cirugía refractiva en un ojo con visión en un ojo pendiente de enucleación por un melanoma maligno de coroides. En 1987 Theo Seiler aplicó por primera vez el laser excimer sobre un ojo completamente sano, "realizando cortes en T" para corregir su astigmatismo. <sup>(Seiler, Bende et al. 1987)</sup>

Entre tanto, el investigador Munnerlyn y colaboradores suyos desarrollaron un algoritmo computarizado que relacionaba el diámetro de la ablación circular central de la córnea y su profundidad máxima para obtener el cambio dióptrico requerido. <sup>(Munnerlyn, Koons et al. 1988)</sup> Trokel fue el primero en obtener una exención sobre un laser excimer bajo investigación para iniciar la fase I de la FDA que comprendía su utilización sobre ojos ciegos o aquellos pendientes de enucleación. <sup>(Trokel 1989)</sup> McDonald y cols tras verificar las bases

---

teóricas de la queratectomía fotorefractiva en extensos estudios sobre conejos y primates, fue la primera en aplicar con éxito dicha técnica en un ojo sano en Estados Unidos en 1988. (McDonald, Frantz et al. 1990; McDonald, Frantz et al. 1990)

Además de explorar las funciones refractivas del laser excimer en lo que a corrección de la miopía respecta, tanto Theo Sèller, en Alemania, como Walter Stara, en Norteamérica, describieron otras funciones "terapéuticas", que se basan en la capacidad del laser excimer para eliminar tejido opacificado del tercio anterior de la córnea, y la de igualar superficies irregulares mediante la aplicación de sustancias líquidas, esta última concebida por Roger Steinert en 1993. (Steinert and Puliafito 1990; Stark, Chamon et al. 1992)

Peter J McDonnell fue pionero en la aplicación de la ablación de la superficie corneal con láser excimer para la corrección de astigmatismo miópico simple y compuesto. (McDonnell, Moreira et al. 1991; McDonnell, Moreira et al. 1991)

También se han desarrollado tecnologías que de manera más o menos acertada han pretendido corregir la hipermetropía e incluso la presbicia. (Sher 1997; Sher 2001)

Podemos afirmar que la **Queratectomía fotorrefractiva** o PRK (*photorefractive keratectomy*) es una técnica de cirugía refractiva que permite corregir defectos miópicos, astigmáticos o hipermetrópicos remodelando la córnea con el láser excímer. Fue aprobada por el FDA en 1995 para el tratamiento de la miopía y en 1998 para la hipermetropía.

El tratamiento de la hipermetropía con laser implica el tallado de un menisco negativo en el tejido estromal más grueso en la periferia y más fino en el centro. De este modo se modifica la superficie anterior de la córnea, aumentando su curvatura. La cantidad de aplanamiento periférico es proporcional al grado de incurvamiento central. (Brancato, Carones et al. 1997; Danjoux, Kalski et al. 1997; Dausch, Smecka et al. 1997)

---

Se realiza, además una zona de transición entre la zona central más elevada y la periferia. Las tentativas de realizar H-PRK sin zona de transición han provocado regresión en la corrección deseada, por lo que se considera necesaria una zona de transición grande y gradual para reducir al mínimo la cicatrización y la regresión. (Pietila, Makinen et al. 1997; Carones, Brancato et al. 1998; Ditzen, Huschka et al. 1998; Ibrahim 1998)

La PRK es todavía una excelente opción terapéutica para los defectos refractivos medio-bajos; si bien como tal ha sido superada por la técnica LASIK (Shortt and Allan 2006) por la recuperación visual más rápida y la ausencia de dolor postoperatorio.

Hoy en día sus **indicaciones** de los tratamientos de superficie son las siguientes: córneas de < 500 micras de grosor, córneas muy planas ( $\leq 39$  D), defectos medio-bajos (equivalente esférico miópico hasta 6 dioptrías, equivalente esférico hipermetrópico hasta 4 dioptrías), pacientes con historia de erosión corneal recidivante o distrofia de la membrana basal, pacientes que practican deportes violentos (artes marciales, boxeo). (Vinciguerra and Camesasca 2002; de Benito-Llopis, Teus et al. 2007) Algunos autores utilizan la PRK para tratar a los pacientes que hayan tenido problemas durante la microqueratotomía para el LASIK. (Weisenthal, Salz et al. 2003)

Las **contraindicaciones** son comunes a las otras técnicas de cirugía refractiva. El queratocono es contraindicación para muchos autores, mientras otros tienen buenos resultados aplicando la PRK para el tratamiento de los defectos refractivos en el queratocono subclínico (Sun, Gimbel et al. 1999; Kasparova and Kurenkov 2000; Kasparova 2002; Kasparova and Kasparov 2003).

La **técnica quirúrgica** no tiene grandes dificultades, la curva de

---

aprendizaje es más rápida que para otras cirugías. Se ha demostrado que los resultados obtenidos por oftalmólogos en aprendizaje son comparables a los de oftalmólogos expertos. (Yo, Vroman et al. 2000)

Hay varias **técnicas para la desepitelización** de la córnea:

- En la desepitelización **MANUAL** se utiliza un instrumento de punta roma (tipo espátula de Desmarres) para escarificar el epitelio corneal, con movimiento centrípeto, dentro de la zona marcada. El epitelio puede ser quitado también con un cepillo rotador (Pallikaris, Karoutis et al. 1994). El aparato aplicado sobre el epitelio durante 2-5 segundos y con irrigación realiza la úlcera epitelial. Si quedan restos epiteliales se pueden quitar con el escarificador.

- Otros cirujanos prefieren la técnica de desepitelización con **ALCOHOL**. Con etanol diluido al 15 o 20 % se rellena la cavidad del marcador colocado sobre la cornea. La solución alcohólica tiene que permanecer a contacto con la córnea durante 20-30 segundos. El epitelio moldeado por el alcohol se quita con un instrumento de punta roma o con una hemosteta.

La aplicación del alcohol para levantar el epitelio tiene la ventaja de ser más rápida que la desepitelización con una espátula de Desmarres y de garantizar una superficie más homogénea y regular, que podría explicar los mejores resultados en tasa de haze y índices de regularidad corneal a largo plazo. (Carones, Fiore et al. 1999)

- Con el auxilio del alcohol es posible levantar un lentículo epitelial entero. Esta técnica, que se ha denominado como **LASEK**, tiene la ventaja de menor dolor postoperatorio y menor tasa de haze respecto a la técnica manual. (Gimbel, DeBroff et al. 1995; Lee, Chen et al. 2001)

- Es posible desepitelizar la córnea con el **LASER EXCIMER**. Se programa el láser para una fotoablación terapéutica (PTK) de espesor y zona

---

ótica variables según la preferencia del cirujano. Normalmente se utiliza una zona de 8 - 9 mm de 50 a 60 micras de grosor. Según algunos autores la desepitelización con PTK produce una mayor corrección que la técnica manual para las mismas cantidades de ablación estromal. Esto implica la utilización de nomogramas especiales cuando se aplique esta técnica (Gimbel, DeBroff et al. 1995). Otros autores (Kanitkar, Camp et al. 2000) afirman que la desepitelización con técnica láser causa más dolor en el postoperatorio si comparada con la técnica que utiliza el alcohol.

- Otros autores (Alio, Ismael et al. 1993) efectúan una desepitelización **SECUENCIAL COMBINADA**, haciendo una PTK de 40-45 micras de profundidad y luego raspando el espesor epitelial que quede (10-20 micras) con una espátula. La ventaja de este método, es de producir una úlcera que cierra más rápidamente, causando menos dolor en el postoperatorio.

Una vez retirado el epitelio en la zona marcada, es muy importante secar la superficie a ablacionar con una hemosteta o una espátula roma. Se procede a fijar el eye-tracker y se realiza la **fotoablación**. Finalizada la ablación se irriga con solución salina balanceada fría (4 °C) durante unos segundos. La aplicación del frío antes, durante y después de la ablación parece disminuir el dolor postoperatorio, el haze y la regresión (Kitazawa, Maekawa et al. 1999).

Para mejorar la uniformidad y la regularidad de la superficie ablacionada y aumentar sus propiedades ópticas diversos autores (Vinciguerra, Azzolini et al. 1998; Serrao, Lombardo et al. 2003) proponen el proceso llamado **"Smoothing"** al finalizar la ablación. Se trata de una PTK con líquido máscara efectuada sobre la zona ablacionada, pero con un diámetro más ancho (9-10 mm) y una profundidad de 30-40 micras. El líquido máscara (1-2 gotas) se tiene que distribuir uniformemente sobre la superficie con una espátula durante el tratamiento y hay que renovarlo cada 20 micras de ablación. Los autores

---

refieren mejores resultados en terminos de agudeza visual postoperatoria, tasa de regresión y de haze, aplicando el "smoothing" tras la PRK.

**Tratamiento postoperatorio.** Se coloca una lentilla de contacto terapéutica durante los primeros 3-4 días a mantener noche y día. Se instilan los colirios postoperatorios. Normalmente se pone un antibiótico de amplio espectro, antiinflamatorios no esteroideos, unas lágrimas artificiales y un midriático.

Durante el postoperatorio inmediato se administran a los pacientes también analgésicos orales para controlar el dolor.

El tratamiento con colirios antibióticos, antiinflamatorios no esteroideos y lágrimas se administra cada 4/6 horas. Cuando el epitelio esté completamente cerrado se retira la lentilla y se sustituye el antiinflamatorio con un corticoide tópico (fluorometolona acetato 0,1 % o dexametasona si el tratamiento es de más de 6 D). Los corticoides se instilan 4-5 veces al día durante el primer mes, decreciendo paulatinamente hasta su suspensión al tercero - sexto mes, según la cicatrización del paciente.

La **evolución postoperatoria** esta muy relacionada con el proceso de reparación del tejido corneal que empieza por la epitelización de la córnea. A partir de las doce horas del tratamiento un alto porcentaje de pacientes presenta unos síntomas y signos oculares típicos. El dolor, la inyección cilioconjuntival, el lagrimeo, el blefarospasmo y la fotofobia son consecuencia directa de la úlcera corneal central y la acción de la radiación ultravioleta producida por el haz del láser. Suelen durar entre unos días a una semana y van desapareciendo progresivamente a medida que se completa la epitelización corneal. Durante los **primeros días** lo pacientes refieren también

---

sensación de cuerpo extraño, deslumbramientos, neblina y mala visión próxima, síntomas que van desapareciendo paulatinamente en el tiempo. La **estabilidad refractiva y topográfica** se alcanza a los tres meses del tratamiento <sup>(Walker and Wilson 2001)</sup> para los miopes, a los seis meses para los hipermétropes.

Los primeros resultados de la PRK (queratectomía fotorefractiva con laser excimer) hipermetrópica en pacientes pediátricos entre 10 y 15 años fueron reseñados por Singh en 1995. <sup>(Singh 1995)</sup> En su estudio describió como la Agudeza visual mejoró y como el defecto disminuyó en todos los pacientes. Había también una mejora significativa visual con el tratamiento en el hipermetrope ambliope.

En 1996 Dausch publica un estudio clínico de PRK en 30 ojos con astigmatismo hipermetrópico compuesto, siendo el equivalente esférico de + 4,3 D y la media del astigmatismo de - 2,33 D; y de otros 17 ojos con astigmatismo mixto, siendo el EE de + 0,46 D y el cilindro de - 4,75 D. <sup>(Dausch, Klein et al. 1996)</sup> Dieciocho meses después en 14 ojos (93 %) del primer grupo la AVSC era de 0,5 ó mejor. En el grupo del astigmatismo mixto el porcentaje era del 81,8 % (9 ojos). Concluye que PRK es un procedimiento eficaz y seguro para eliminar defectos hipermetrópicos compuestos, inclusive con astigmatismos de hasta - 6 D, si bien hay una moderada variación individual en el resultado refractivo. Para reducir esa variación, Daush y cols., usaron una de tratamiento mayor de 9 mm, siendo la zona óptica de 6 mm, en 68 ojos hipermétropes, con el excimer *MEL 60*; un año más tarde 55 ojos (81 %) estaban dentro de 1 D y 40 ojos (59 %) entre 0.5 D respecto a la corrección deseada. La AVCC no varió o mejoró en 62 ojos (92 %). Por tanto, este estudio demostró que una zona de tratamiento mayor a 9 mm hace que los resultados sean más fiables y seguros, inclusive en niveles altos de hipermetropía (+8,25 D), obteniendo un buen nivel de centrado de la zona

---

óptica. Puesto que se elimina epitelio en una zona mayor de 9 mm la reepitelización se alarga a cuatro días de promedio y la estabilidad de visión y refracción entre 6 y 12 meses. Con frecuencia están hiper corregidos en 1 D, regresando entre los 3 y 6 meses. (Jackson, Mintsioulis et al. 1997; Jackson, Casson et al. 1998; Nagy, Krueger et al. 2001; Nagy, Munkacsy et al. 2002) Se ha informado de necrosis corneal aguda con signos de apoptosis tras láser excímer, retraso en la epitelización, desarrollo de cicatriz amical nodular subepitelial, aberraciones y cambios en la rigidez central corneal. (Oliver, Hemenger et al. 1997; Mietz, Severin et al. 1999; Munger, Dohadwala et al. 2001; Costin, Constantin et al. 2002)

La microscopía confocal revela daño leve en el centro de la córnea tras el trauma epitelial de la PRK. Para prevenir el precoz desarrollo del haze y mejorar la agudeza visual, Kourenkov ha sugerido el empleo de citoquimioterapia como método rápido y eficaz para completar la epitelización cuando exista retraso de la misma tras PRK. (Kourenkov, Mytiagina et al. 1999)

En correcciones altas, PRK es más dolorosa, con lenta recuperación visual, mayor sobre corrección inicial y haze periférico que lo es LASIK. (el-Agha, Johnston et al. 2000; El-Agha, Bowman et al. 2003; El-Agha, Johnston et al. 2003)

En 1998, Jackson investigó la pobre predictibilidad a largo plazo de resultados y la regresión tardía en un estudio que implica a 38 pacientes, con un seguimiento medio de 13,9 meses; observó una tendencia hacia la regresión entre 1 y 6 meses, con la estabilización del equivalente esférico entre los 6 y 12. (Jackson, Mintsioulis et al. 1997; Jackson, Casson et al. 1998; Coronas, Gobbi et al. 1999)

En 1998 había un acuerdo general de que las correcciones de hipermetropía de 4 D o menos era más seguras y más fiables que en gradientes de corrección más altos. (Sener, Ozdamar et al. 1997; Coronas, Gobbi et al. 1999). Los resultados en hiperopia baja eran comparables al LASIK. (Vinciguerra, Epstein et al. 1998; Juhas, Kozak et al. 1999; el-Agha, Johnston et al. 2000)

---

En 2001, Nagy publica un estudio en el que usa PRK para la corrección de astigmatismo, con Meditec MEL 60 láser (*Aesculap-Meditec MEL 60 scanning ArF excimer laser, Jena, Germany*); en el estudio encontró que la corrección de hipermetropía cuando va acompañada de astigmatismo era menos fiable que en ojos miopes. Nagy también relatada que las correcciones hasta + 3.50 D ofrecieron el mejor resultado a largo plazo (en un estudio que implica 800 ojos). (Nagy, Krueger et al. 2001; Nagy, Munkacsy et al. 2002) Otros estudios confirmaron las mismas conclusiones en correcciones bajas y moderadas, usando *Chiron Technolas 217C* y *VISX Star*. (Pacella, Abdolrahimzadeh et al. 2001; Stevens and Ficker 2002)

En PRK dirigida por topografía, Alesio refirió buenos resultados con la tecnología de punto volante en ojos con el astigmatismo hipermetrópico irregular. (Alessio, Boscia et al. 2000) Asimismo Resch en 2003, usando el *Meditec MEL 60*, demostró la superioridad de la tecnología de punto volante en todos los niveles de hipermetropía; siendo sobre todo evidente en errores preoperatorios de refracción mayores a + 3.75 D. (Resch and Popper 2003; Resch, Szentmary et al. 2004)

En un estudio usando el *VISX (Visx Star S3 ActiveTrakTM Excimer Laser System, Irvin, Cal)*, Yi concluyó que el astigmatismo inducido tras H-PRK es similar al de la ablación miópica. (Yi, Petroll et al. 2001) La ablación miópica central o la periférica hipermetrópica no parece sean la causa de dicho astigmatismo.

Recientemente, Joyal ha descrito el empleo de PRK para corregir pequeñas hipermetropizaciones después de queratotomía radial, utilizando una técnica que implica zonas grandes ópticas y pequeño grosor de ablación. (Joyal, Gregoire et al. 2003) Además, Solomon describe de PRK con mitomicina C para tratar errores hipermetrópicos tras queratoplastia penetrante (PKP) . (Sandoval, de Castro et al. 2005)

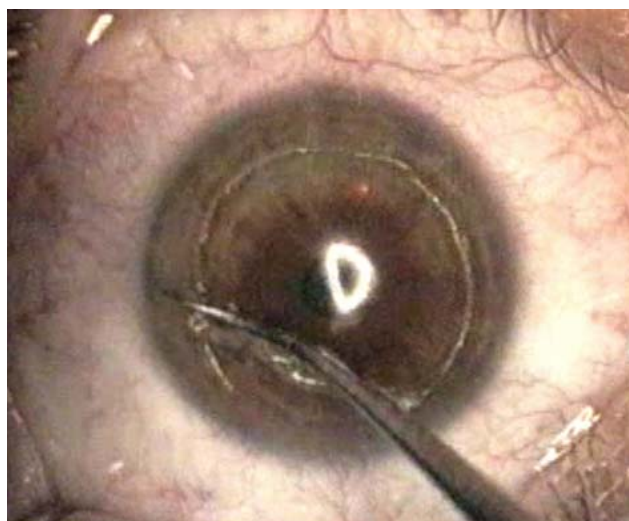
---

El-Agha, usando el *VISX S2*, compara PRK al LASIK para el tratamiento de esfera hipermetrópica y cuyos resultados se muestran comparables en eficacia y seguridad (El-Agha, Bowman et al. 2003; Joyal, Gregoire et al. 2003) Sin embargo, PRK fue más doloroso, con una sobrecorrección inicial miope que no ocurrió en LASIK. La estabilidad fue alcanzada en 3 a 6 meses después de PRK y un mes después de LASIK.

Las desventajas principales de PRK son el dolor postoperatorio, la recuperación visual tardía, el empleo prolongado de esteroides, el retraso en la epitelización y el riesgo más alto de haze postoperatorio. (Kurenkov, Smirennai et al. 1999)

En una tentativa de reducir al mínimo estos problemas, una nueva técnica llamada **queratectomía subepitelial** con laser excimer (**LASEK**) se ha usado en la corrección de la hipermetropía. (Atrata and Rehurek 2003) En 1999, Camellin (Camellin 2003) describió una técnica en la que conservaba el epitelio corneal, tras desprenderlo con una solución de alcohol, y lo reponía tras realizar la ablación con laser excimer directamente sobre la membrana de Bowman. Esta era una modificación de la PRK, a la que denominó queratomileusis sub-epitelial con láser excímer o LASEK.

Existen variaciones a esta técnica. (Gierek-Ciaciura, Obidzinski et al. 2002) El **"butterfly LASEK"** no crea un lentículo epitelial, sino que separa el epitelio hacia los lados después de crear una erosión corneal vertical paracentral mediante la que accede al plano de clivaje. (Vinciguerra and Camesasca 2002; Vinciguerra, Camesasca et al. 2003), También puede realizarse la disección del epitelio mediante diversos fluidos, como solución salina, con o sin uso de alcohol .



**Figura 33. Maniobra de despegamiento del epitelio en LASEK. (imagen propia)**

Últimamente se están desarrollando microqueratomos para tallar solamente el lentículo epitelial, eliminando el uso de alcohol y que parece que reducen la inflamación postoperatoria y la recuperación es más rápida, aunque la experiencia hasta ahora es más bien escasa. Esta novedosa técnica se designa con el nombre de **EPI-LASIK**. (Anderson, Beran et al. 2002) (**queratectomía subepitelial automatizada**). Con éllo se evitarán los factores que pueden ocasionar variabilidad en el LASEK, como el tiempo variable de exposición a alcohol, viabilidad del tapete epitelial y la dificultad técnica. No hemos encontrado artículos referentes al empleo de Epi-LASIK para la corrección de hipermetropía.

Podríamos **resumir** que en la hipermetropía y en el astigmatismo hipermetrópico los resultados de los tratamientos de superficie son muy buenos hasta 3,5 D de equivalente esférico. La estabilización de la corrección requiere un tiempo mas largo que en las miopías. A un mes del tratamiento se observa típicamente una tendencia del equivalente esférico hacia la miopía (alrededor de 1 dioptría). Durante los meses sucesivos, el equivalente esférico sube progresivamente para llegar a la estabilidad alrededor de los seis meses.

---

A un año de distancia los ojos que tienen una agudeza visual (escala decimal) de unidad (1) son entre el 70 % y el 88,7 % y de 0,5 entre el 88 % y el 93%, dependiendo del láser utilizado en los distintos estudios <sup>(Nagy, Krueger et al. 2001; Nagy, Munkacsy et al. 2002; Stevens and Ficker 2002)</sup>. En este rango de hipermetropía no hay prácticamente complicaciones descritas, ni hace significativo, ni pérdidas significativas de líneas de mejor agudeza visual corregida.

A parte la recuperación visual mas lenta, los resultados de la PRK hipermetrópica son muy parecidos a los del LASIK. <sup>(el-Agha, Johnston et al. 2000; El-Agha, Bowman et al. 2003)</sup> Subiendo el equivalente esférico hipermetrópico disminuye la tasa de seguridad, habiendo pérdida de líneas de visión corregida (hasta en un 15 % de los casos) y problemas de glare, imágenes fantasma y trastornos de la visión nocturna hasta en un 40 % de los ojos <sup>(Nagy, Krueger et al. 2001)</sup>. En las hipermetropías mayores de 3,75 D sube también la tasa de regresión.

En los retratamientos hipermetrópicos con PRK, se ha observado la formación de opacidades corneales apicales centrales de alrededor 2 mm de diámetro, que no se reducen con el tratamiento esteroideo y que causan pérdida de visión. <sup>(Sener, Ozdamar et al. 2000)</sup>

El LASIK es la técnica quirúrgica más realizada en el mundo en la actualidad, pero esto no ha sido siempre así. Hace solo 5 años era la PRK, y antes lo fue la queratotomía radial. El LASEK esta emergiendo actualmente. <sup>(de Benito-Llopis, Teus et al. 2007; O'Doherty, Kirwan et al. 2007)</sup> En términos de biomecánica corneal, el LASEK es una técnica superficial, y respeta mucho más la arquitectura corneal. Es decir, la debilita menos al no cortar las fibras estromales y conseguimos el mismo cambio de curvatura necesario para corregir la ametropía.

La cicatrización de un flap corneal puede inducir nuevas aberraciones corneales en los tratamientos guiados por frente de ondas. Al comparar PRK

---

frente a LASIK en tratamientos customizados, se ha encontrado una mejor AVSC en los ojos operados con técnica PRK frente al LASIK en miopías bajas (Pirouzian, Ngo et al. 2006; Pirouzian, Thornton et al. 2006).

### **IV.VIII.III. QUERATOMILEUSIS IN SITU ASISTIDA CON LASER EXCIMER (LASIK)**

**IV.VIII.IV.1. Introducción.** Esta técnica dominante en la cirugía refractiva, fue desarrollada basada en los principios establecidos por el Dr. José Barraquer en 1964. (Barraquer 1967)

Los dos procedimientos más recientes de cirugía refractiva corneal lamelar son, la queratomileusis in situ y la queratomileusis in situ asistida por laser. En la queratomileusis in situ, un microqueratomo es usado para crear primariamente un lentículo corneal de caras paralelas, con posterior corte mecánico en el lecho estromal para la corrección del error refractivo. En el laser in situ queratomileusis, un lentículo corneal similar es realizado con el mismo microqueratomo y entonces el laser excimer es usado para ablacionar el lecho estromal, corrigiéndose así el error refractivo. (Barraquer 1967; Probst 1996; Lyle and Jin 1998; Kezirian and Gremillion 1995; Marinho 1996)

A lo largo de los años 80, el Dr. Ioannis Pallikaris (Pallikaris, Papatzanaki et al. 1990) realizó la primera serie en conejos con la ablación del lecho estromal tras reseccionar parcialmente, un colgajo de córnea superficial, seguida de pruebas en humanos, mientras que Buratto (Buratto and Ferrari 1997) desarrolló simultáneamente las técnicas intraestromales con la ablación aplicada a la superficie estromal del colgajo libre tras experimentar regresión miópica y formación de opacidad en el tratamiento para alta miopía con la Queratectomía fotorefractiva (PRK).

La técnica LASIK ha supuesto un enorme avance en la corrección de la hipermetropía, llegando a presentar una efectividad aceptable y con mucho

---

menor riesgo de opacidad corneal y regresión, convirtiéndose el LASIK, en la técnica prevalente en la actualidad.

La realidad es que realmente, la cirugía LASIK de la hipermetropía alcanza solamente resultados aceptables, siendo inexacta, inestable, con regresión significativa, mayor inducción de aberraciones ópticas y un resultado visual menos satisfactorio que cirugía de la miopía. Además, la experiencia en corrección de la hipermetropía con láser excímer es significativamente menor que para miopía (en índice de artículos médicos sobre lasik miópico/hipermetrópico es de 85 % contra 15 % respectivamente), y el análisis de la literatura especializada demuestra resultados contradictorios en algunos conceptos importantes, como son: el límite superior de la corrección dióptrica, el límite superior de la queratometría postoperatoria, la influencia de queratometría preoperatoria, en los resultados finales, y cuyos parámetros siguen siendo confusos.

El límite superior para la corrección hipermetrópica con lasik más extensamente aceptado es +5 dioptrías (D), pero hay una gran variabilidad en los artículos publicados que lo extienden desde +3 D a +6 D; aunque algunos autores divulgan buenos resultados en la alta hipermetropía llegando hasta +8 e inclusive a +11 dioptías. James Salz <sup>(Salz and Stevens 2002)</sup> divulgó un exámen a algunos cirujanos refractivos experimentados sobre límites del lasik hipermetrópico (comunicación personal, Academia Americana de Oftalmología, Subespecialidad de Cirugía Refractiva, 1999) y los valores que expusieron eran los siguientes: +3 D (Doane) <sup>(Doane, Koppes et al. 1996)</sup>, +4 D (Hardten, Lindstrom) <sup>(Lindstrom, Hardten et al. 1999)</sup>, +4.50 D (Gimbel) <sup>(Gimbel and Levy 1998)</sup>, +5 D (Arbeláez) <sup>(Arbelaez and Knorz 1999)</sup>, +6 D (Durrie, Manche,) <sup>(Manche, Carr et al. 1998; Durrie and Aziz 1999)</sup>

Por otra parte, el límite superior de la queratometría postoperatoria recomendada en la literatura varía a partir de 48 D a 51 D. <sup>(Arbelaez and Knorz 1999; Durrie and Aziz 1999; Gimbel and Levy 1998)</sup> Algunos autores consideran la queratometría

---

final un factor pronóstico importante, y recomiendan no exceder de 48 D, mientras que otros fijan el límite en 49 D ó 50 D, e inclusive algunos no refieren límite alguno en este parámetro. (Maloney and Smith 2000); Cobo-Soriano, Llovet et al. 2002)

Otro factor a considerar es la influencia de la curvatura preoperatoria de la córnea en los resultados de la ablación hipermetrópica. La posibilidad de hipocorrección resultante tras tratar córneas planas se ha estudiado extensamente en el láser miópico, pero la relación entre el resultado queratométrico final y el preoperatorio tras lásik hipermetrópico es un parámetro aún discutido. Esquenazi (Esquenazi and Mendoza 1999) ha divulgado que los ojos con > 45 D de queratometría preoperatoria tienen una predictibilidad y una eficacia menor que córneas más planas, mientras que Ditzen (Ditzen, Handzel et al. 1999; Ditzen, Fiedler et al. 2002) encontró hipocorrección y mayor regresión en las córneas más planas.

Estas cuestiones parecen haber sido resueltas para el lasik miópico, pero siguen siendo polémicas con respecto a la corrección del hipermetropía, y algunas preguntas sobre la influencia de estos factores requieren clarificación adicional: cómo se puede esculpir una córnea y curvarla sin causar una aberración significativa; las diferencias que pudiesen existir entre curvar un plano y hacerlo con una córnea que ya posee una determinada curvatura, y por lo tanto, si los normogramas de tratamiento deben considerar el contorno corneal preoperatorio.

**IV.VIII.IV.2. Tres técnicas quirúrgicas** diferentes pueden ser utilizadas:

1.- **Técnica de Buratto:** Un disco grueso corneal (300 a 350 micras) es removido completamente del ojo y colocado debajo del láser (con su cara estromal hacia arriba) para ser posteriormente ablacionado con el láser

---

excimer. Dicho disco es posteriormente colocado en el ojo. (Buratto and Ferrari 1997) Esta técnica de Buratto por tanto presenta una gran similitud a la queratomileusis con congelación, con la salvedad de utilizar el láser como mecanismo refractivo en lugar del criotorno utilizado anteriormente.

2.- **Técnica de Pallikaris:** Procedimiento similar a la queratomileusis lamelar automatizada (ALK) pero con el empleo del láser sobre el lecho estromal tras la resección incompleta de un lentículo corneal mediante el microqueratomo y posterior levantamiento del mismo. (Pallikaris, Papatzanaki et al. 1990)

3. **Técnica LASIK superficial:** Definida como la técnica en la que se obtiene lentículos corneales menores de 100 micras de espesor. (Llovet 2001) Denominada también como: "Thin-flap LASIK" (Cobo-Soriano, Calvo et al. 2005; Dougherty 2005), "Ultra-thin flap LASIK" (He and Shi 2006), "Lepto-LASIK", "Sub-Bowman LASIK".

En nuestro grupo es la técnica habitual para la obtención de la lamela corneal en LASIK. (Llovet 2001; Prandi, Baviera et al. 2004; Cobo-Soriano, Calvo et al. 2005) Dos son los factores que nos permiten el tallado de un lentículo "fino": por un lado el uso de cuchillas especiales (*Prinz Keratome Blade for Moria LSK*, suministradas por ImexClinic) y por otro un "pase rápido" del microqueratomo Moria LSK-ONE (manual).

**IV.VIII.IV.3. Factores de influencia del LASIK en la función óptica de la córnea:** La cirugía LASIK produce una influencia adversa sobre la SC, de modo que cuanto mayor es el error refractivo a corregir, mayor es la cantidad corneal que se debe ablacionar, siendo mayor el efecto sobre la SC (Chan 2002). Este tipo de cirugía modifica la estructura corneal, pudiendo afectar el sistema óptico que atraviesan los rayos de luz al entrar en el ojo. Los

---

factores que influyen en el funcionamiento óptico de la córnea tras LASIK son:

a.- **Haze u opacificación corneal.** Tras LASIK la incidencia de haze es mucho menor que tras PRK, pues la ablación se realiza a nivel estromal, dejando intacta la membrana de Bowman. La intensidad del haze se corresponde con la cantidad de luz reflejada en el estroma corneal. Los pacientes que lo padecen detectan una dispersión de la luz, que produce una disminución de la SC (Lohmann, Gartry et al. 1991). Esta disminución de la SC vuelve a valores preoperatorios cuando el haze desaparece (Matta, Piebenga et al. 1998; Nakamura, Bissen-Miyajima et al. 2001).

b.- **Astigmatismo irregular:** aparece como consecuencia de descentramientos (Maguen 1995; Maguen, Alba et al. 1997) en la ablación o del flap corneal, por una cicatrización anómala o por islas centrales (Parker 1993). Puede producir degradación de la imagen retiniana, así como deslumbramientos y disminución de la SC.

c.- **Asfericidad corneal:** tras la cirugía refractiva corneal se altera la asfericidad corneal (Gatinel, Malet et al. 2004), ya que la córnea prequirúrgica es "prolata" (tiene mayor curvatura en la zona central que en la perifería). La ablación refractiva miópica aplanada la zona central de la córnea, convirtiéndola en "oblata", y la hipermetrópica la incurva aún más; estos cambios producen distorsión de la imagen retiniana, influyendo en la SC (Chan 2002; Yoon, Macrae et al. 2005).

d.- **Aberraciones.** Numerosos estudios han evaluado la influencia del LASIK sobre los factores neurales, sobre todo a nivel de la capa de fibras nerviosas y, aunque algún autor (Bushley, Parmley et al. 2000) determina defectos visuales relacionados con el aumento de presión intraocular asociado al anillo de succión cuando se utiliza el microqueratomo, no parecen influir en la disminución de la SC (Bragheeth and Dua 2005; Waheed, Chalita et al. 2005).

---

#### IV.VIII.IV.4. Inconvenientes del tratamiento láser. Dentro

de las desventajas de este procedimiento se incluyen:

a) **Ausencia de corrección de las aberraciones cromáticas:** al aplicar una luz blanca aparecen las aberraciones cromáticas, que no son corregidas ni tan siquiera con el tratamiento personalizado, ya que los aberrómetros actuales sólo miden las aberraciones monocromáticas.

b) **Variabilidad de las aberraciones** (Thibos and Hong 1999): las aberraciones se modifican de forma constante a lo largo de la vida debido a:

- **Acomodación:** en función de la curvatura del cristalino se modifican las aberraciones en cuestión de segundos.
- **Película lagrimal:** las lágrimas tienen mayor índice de refracción que el aire, por lo que si la película lagrimal no es uniforme, los rayos de luz que atraviesan una zona delgada de la película lagrimal se propagan más rápido y llegan a la retina un poco antes que los rayos de luz que atraviesen una película lagrimal íntegra. Esto puede originar una alteración de la imagen retiniana, disminuyendo la AV y la SC. La magnitud de este efecto varía entre las personas, y dentro de un mismo individuo, también varía en cada parpadeo.
- **Envejecimiento:** existen estudios (Guirao, Redondo et al. 2000; McLellan, Marcos et al. 2001) que afirman que las aberraciones van aumentando con la edad. Por tanto, las correcciones de las aberraciones que se realizan actualmente en el paciente es posible que no le sea útil al cabo de unos años. De todas formas, las aberraciones se mantienen constantes hasta los 45 años.

c) **Límite neural**

---

1) Corrección del poder dióptrico ocular: el tratamiento personalizado corrige las HOA y también las aberraciones de bajo orden, para conseguir que el ojo esté bien enfocado. Pero mantener el ojo enfocado 24 horas al día es complicado, debido a factores como la acomodación, presbicia, movimientos oculares, variaciones en las distancias en un mundo tridimensional.

2) Limitaciones de los aberrómetros: son aparatos objetivos, que captan exclusivamente el componente óptico del ojo. No determinan el componente no óptico del astigmatismo (refracción subjetiva).

3) Factores de la industria: las pantallas de televisión y los monitores de ordenador están diseñados para ser captados por un ojo con aberraciones. Si éstas son corregidas es posible que al aumentar la resolución espacial el ojo sea incapaz de detectarlos, pudiendo dificultar la integración laboral del individuo.

4) Respuesta biomecánica corneal: aún no está claro cómo responde la córnea ante la agresión quirúrgica que supone la ablación corneal. Esta respuesta es la causa del mayor número de regresiones que se produce tras la ablación.

5) Visión ideal: para poder conseguir la visión ideal, primero debe ser definida. Sin embargo no está claro que sea mejor conseguir una visión doble a la unidad y libre de aberraciones que una visión de 1,3 con cierto nivel de aberraciones. Con una visión del doble de la unidad se tiene una AV excelente a larga distancia, pero se reduce la profundidad de campo.

---

Además a los 45 años el paciente agradecerá tener cierto grado de aberración esférica positiva, ya que gracias a esta multifocalidad podrá mantener cierto grado de visión cercana.

#### **IV.VIII.IV.5. Ventajas del H-LASIK.**

La técnica H-LASIK presenta una serie de ventajas en relación a sus antecesores (PRK, LTK, HK):

- En esta técnica de cirugía lamelar tanto el epitelio como la membrana de Bowman permanecen inalterados, no afectándose a la transparencia corneal.

- Enorme precisión en la fotoablación de tejido estromal. Esto resulta en superficies corneales lisas. (Chayet, Assil et al. 1997) Efectividad en el tratamiento astigmático: El mecanismo de corrección astigmática se realiza mediante una eliminación diferencial de tejido en el plano frontal de la córnea en uno de los dos meridianos principales. (Chayet, Magallanes et al. 1998) Mediante el aplanamiento del meridiano más curvo (formato cilindro negativo) o aumentando la curvatura del meridiano más plano (formato cilindro positivo). (Argento, Cosentino et al. 1997)

- Superiores resultados en el tratamiento del defecto hipermetrópico. (Juhás, Kozak et al. 1999; Salz and Stevens 2002; Nepomuceno, Boxer et al. 2004)

- Ausencia de dolor. (El-Agha, Bowman et al. 2003)

---

- Recuperación rápida de la visión. (Nagy, Krueger et al. 2001; Nagy, Munkacsy et al. 2002; Stevens and Ficker 2002)

- Facilidad en los retratamientos. (Ortega-Usobiaga J 2007)

- Satisfacción de los pacientes ante la técnica y los resultados.



## MATERIAL Y MÉTODOS

# I. ÁMBITO Y POBLACIÓN DE ESTUDIO

La investigación se ha desarrollado de un modo prospectivo entre los asistentes a la consulta oftalmológica de cirugía refractiva de la Clínica Baviera.

## II. METODOLOGÍA

La anamnesis y la exploración oftalmológica completa fue realizada a todos los asistentes a dicha consulta.

### II.I. ANAMNESIS

Aportarnos información sobre antecedentes, tanto familiares como personales, que supusiesen motivo de contraindicación quirúrgica oftalmológica refractiva.

#### II.I.I. DATOS DE FILIACIÓN

Los puntos importantes recogidos en cada paciente fueron:

- Fecha de nacimiento, que fue expresada como edad en años. La **edad** fue recogida en todos los pacientes. Este dato es de suma importancia puesto que supuso en ciertos pacientes jóvenes (<18 años) una contraindicación a la cirugía refractiva y a este estudio.
- **Sexo**, codificado en la base de datos (masculino y femenino).

#### II.I.II. ANTECEDENTES FAMILIARES Y PERSONALES

**II.I.II.1. Antecedentes Familiares Oftalmológicos.** Se preguntó sobre posible patología ocular en padres y hermanos, haciendo especial hincapié en: enfermedades desde el nacimiento, miopía, hipermetropía, glaucoma, retinopatía diabética, o algún tipo de patología o cirugía ocular de interés.

**II.1.11.2. Antecedentes Personales Generales.** En el momento de la consulta oftalmológica, los pacientes fueron interrogados sobre la presencia o ausencia de una serie de puntos:

- **Alergias:** Fueron registradas. Así mismo fueron especificados los fármacos productores de las mismas.

- **Enfermedades:** El paciente fue interrogado sobre la existencia de alguna enfermedad general. Los pacientes candidatos a cirugía refractiva fueron preguntados sobre la ausencia o presencia de alguna enfermedad de tipo reumatológico o autoinmune, motivo de contraindicación quirúrgica.

- **Medicación:** La medicación tanto general como ocular, en caso de tener prescripción médica, fue registrada.

- **Cirugías:** La presencia o ausencia de cirugía general previa fue preguntada en todos los pacientes, especificándose el tipo de cirugía practicada.

Toda esta información fue obtenida a través de interrogatorio al paciente y completada en algunos casos con la documentación aportada por el propio paciente.

**II.1.11.3. Antecedentes Personales Oftalmológicos.** La información fue recogida directamente por un oftalmólogo con experiencia en cirugía refractiva:

- **Tipo de corrección:** Los pacientes fueron interrogados sobre el uso de gafas y/o lentes de contacto. En los pacientes portadores de lentes de contacto consideramos que es un dato importante a registrar el tipo de lente de contacto utilizada habitualmente (lente de contacto blanda, lente de contacto rígida permeable al gas, lente de contacto rígida de polimetilmetacrilato). Así mismo, también fueron interrogados sobre el período de tiempo transcurrido sin llevar dicha lente de contacto previamente a la consulta oftalmológica. En caso de ser usuario habitual de lente de contacto, se procedió a la retirada de la misma previamente a la realización de las pruebas preoperatorias (dos semanas en portadores de lente blanda y cuatro semanas en el caso de utilizar lente

rígida) así como a la repetición de la topografía tangencial en dos visitas consecutivas, con la finalidad de obtener una curvatura corneal fisiológica.

- **Estabilidad** en el defecto refractivo: Todos los pacientes fueron preguntados sobre la fecha del último cambio en su corrección, siendo excluidos aquellos con una variación reciente en su graduación (período inferior a un año).

- Dificultad **visión nocturna**: Se preguntó al paciente sobre la presencia o ausencia de deterioro visual significativo en condiciones de nocturnidad. También fueron interrogados sobre la existencia de halos y deslumbramientos en condiciones de poca iluminación.

- **Tratamiento ocular previo**: Todos los pacientes fueron debidamente interrogados sobre la presencia o ausencia de algún tipo de patología a nivel ocular, así como tratamientos oftalmológicos previos (fotocoagulación láser en zonas de degeneración o agujero retiniano, desprendimiento de retina previo, cirugía de catarata, cirugía ocular refractiva previa, estrabismo). Estos datos aportan una importante información sobre el estado actual del ojo, convirtiéndose algunos de ellos en contraindicaciones para este estudio (desprendimiento de retina previo, catarata, cirugía ocular previa).

## II.II. EXPLORACION OFTALMOLÓGICA

La exploración oftalmológica fue realizada en todos los casos **por un oftalmólogo** y en **idénticas condiciones** de exploración. Las técnicas exploratorias fueron iguales y los aparatos empleados fueron similares para todas las exploraciones pertenecientes a este estudio. Un único y experto oftalmólogo valoró el grado de curvatura corneal tras la retirada previa de la lente de contacto, exploración del segmento anterior así como el fondo de ojo tras dilatación. El detalle de estas exploraciones se proporciona en los siguientes epígrafes.

### II.II.I. AGUDEZA VISUAL

Agudeza visual lejana (a seis metros) fue tomada en todos los casos. Dicha agudeza visual se realizó con cada ojo por separado, primero sin corrección, luego con su corrección óptica y posteriormente refraccionando y tratando de ajustar al máximo la esfera y el cilindro manifiestos con balance monocular y binocular. Posteriormente se comprobó tanto la agudeza visual como la refracción definitiva en condiciones de ciclopléjia (tras la instilación de tres gotas de ciclopentolato al 0.5 % cada 10 minutos y con una espera de 45 minutos). Para valorar la visión se utilizó una escala decimal (Escala de Snellen).



Figura 34. Foróptero para refracción.

### II.II.II. REFRACCIÓN MANIFIESTA Y BAJO CICLOPLEJIA

La refracción orientativa de partida fue obtenida mediante un **autorefractómetro** adecuadamente calibrado (Auto-Refractómetro Keratómetro TOPCON 8100-A) (*Topcon BV, Europe*). La esfera (hipermetrónica) así como el cilindro y su eje correspondiente fueron registrados. Posteriormente, en el **foróptero** TOPCON CV-3000 (*Topcon BV, Europe*), la esfera manifiesta fue comprobada y la potencia y el eje del cilindro refinados mediante el **cilindro cruzado de Jackson** de  $-0.50$  dioptrías en

condiciones de no cicloplégia, (**refracción subjetiva sin cicloplégia**) en el foroptero. (Figura 34)

La refracción fue comprobada tras la instilación de tres gotas de colirio Ciclopentolato al 0.5 % cada 10 minutos y con una espera total de 45 minutos (**refracción subjetiva cicloplégica**).

### II.II.III. PUPILOMETRÍA VIDEO-QUERATOSCÓPICA

El diámetro pupilar de cada ojo por separado fue medido por un mismo examinador en condiciones de no cicloplejia utilizando el **ORBSCAN II** (*Orbtek.inc 1977 W. North temple. Salt Lake City, Utah.*). Permite mediciones muy sencillas y reproducibles. El tamaño final fue calculado con la adición de 2 mm al diámetro pupilar obtenido con el topógrafo OrbScan en condiciones mesópicas.

### II.II.IV. TONOMETRÍA DE NO CONTACTO

El Tonopen es uno de los neumotonómetros (NT) más extendidos y al que hacen más referencia los artículos publicados al respecto; la disminución tras la cirugía en la lectura de la PIO con NT con Tonopen es ligeramente menor que la encontrada mediante TG. En nuestra experiencia, con el **neumotonometro** utilizado en nuestros centros (CT60, *Topcon BV, Europe*), la disminución en la lectura de la PIO es muy similar con NT que con TG (tonometría de aplanación con Goldmann). Los valores corresponden a milímetros de mercurio (mm Hg).

### II.II.V. TOPOGRAFÍA CORNEAL

Una prueba de exploración oftalmológica para cirugía refractiva importante es la medida de la curvatura corneal y el estudio topográfico. En nuestro trabajo se ha realizado en todos los casos preoperatoriamente y en todas las visitas post-operatorias.

El topógrafo utilizado fue el **Orbscan II**, versión 3.12. El topógrafo describe el mapa corneal después de escanear el polo anterior con un haz de luz a modo de lámpara de hendidura. De él podemos extraer una serie de parámetros, algunos de los cuales no se obtienen con ninguno de los otros métodos de análisis topográfico. El dato más característico es que nos permite obtener un mapa topográfico corneal por elevación, pudiendo así además, calcular la morfología de la cara posterior de la cornea. De esta forma permite el despistaje de queratoconos subclínicos. Además tiene muchas otras posibilidades, como un mapa paquimétrico, un mapa queratométrico, la medida blanco-blanco, la profundidad de la cámara anterior, el ángulo kappa, entre muchas otras posibilidades que pone en nuestras manos un estudio refractivo completo que se efectúa en tan sólo unos segundos. (Figura 35)

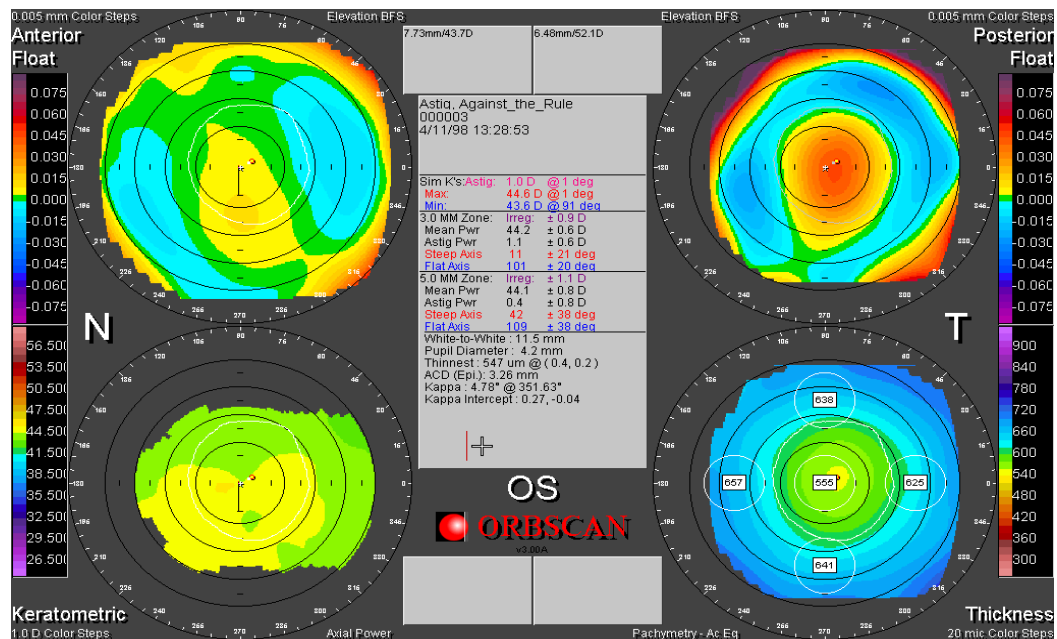


Figura 35 Mapa topográfico, ORBSCAN II., de la córnea.

- Mapa de elevación anterior: Nos es útil para descartar cualquier irregularidad corneal que pudiera complicar el corte con el microqueratomo, como un queratocono, una degeneración marginal pelúcida; también valora la queratometría. (Figura 36)

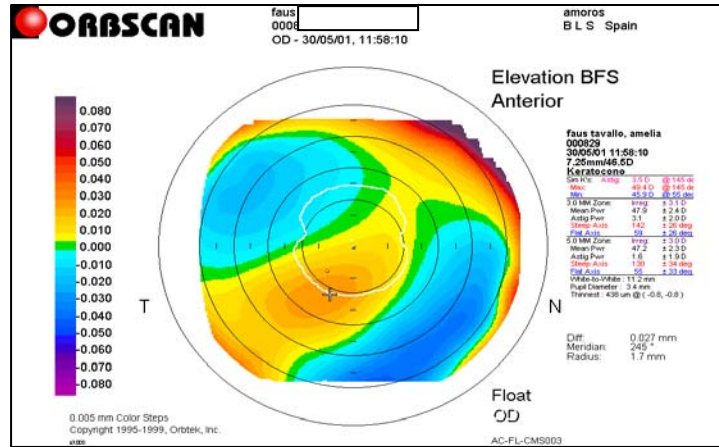


Figura 36. Mapa de elevación anterior, ORBSCAN II, de la córnea.

- Mapa de elevación posterior: Para descartar una forma incipiente o frustré de queratocono (imagen de elevación central), o bien un queratocono clínico (el que la elevación de la cara posterior tiene su valor más alto desplazado a la región nasal inferior). (Figura 37)

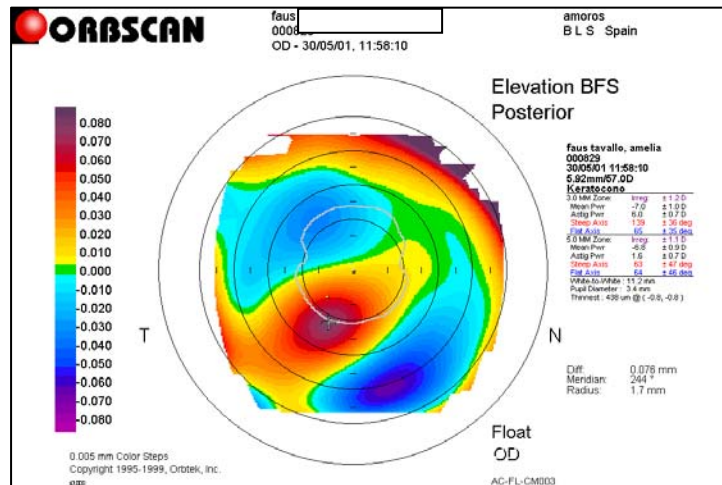


Figura 37. Mapa de elevación posterior, ORBSCAN II., de la córnea.

-Mapa queratométrico: No difiere en nada de los topógrafos convencionales, excepto en la fiabilidad ya que no son anillos completos, motivo por el que pierde fiabilidad. (Figura 38)

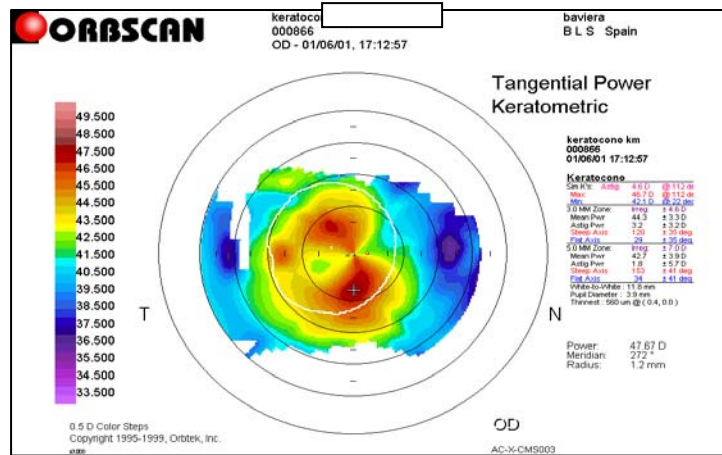


Figura 38 Mapa queratométrico, ORBSCAN II., de la córnea.

-Mapa paquimétrico: Los valores paquimétricos obtenidos son normalmente inferiores a los ultrasónicos, ya que no miden a partir de epitelio sino de membrana de Bowman. Postoperatoriamente las medidas pueden verse alteradas, ya que como hace un análisis con haces de luz, al atravesar estos la entrecara o interfase, si hay una leve de inflamación o restos de partículas, pueden hacer que difracte la luz y dar medidas irreales. (Figura 39)

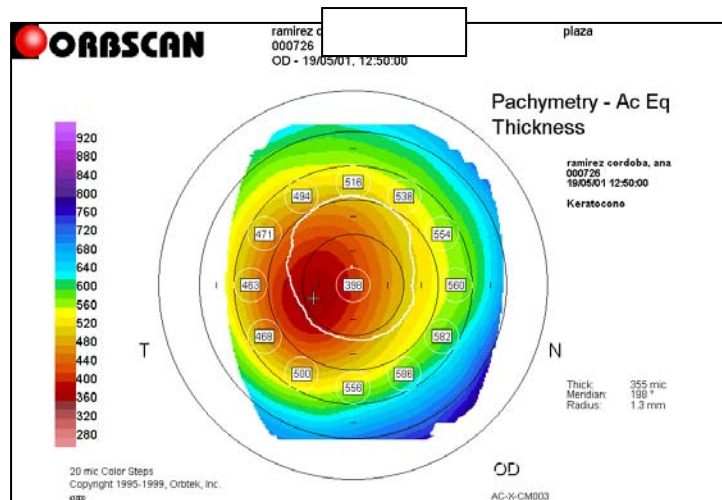


Figura 39. Mapa paquimétrico, ORBSCAN II., de la córnea.

-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 mas se adapta a la curvatura real. Esta la podemos modificar.

-Queratometría simulada: Nos proporciona la queratometría central máxima y la mínima, junto con el astigmatismo corneal. Si tenemos una queratometría mayor de 48 debemos descartar, mediante la evaluación de otros parámetros, la presencia de un queratocono subclínico.

-Índice de irregularidad: Es una muy buena arma para descartar queratoconos subclínicos. Nos lo proporciona en los 3 y en los 5 mm. En los 3 mm centrales tiene que ser menor a dos, y en los 5 mm menor a tres. Si se exceden estos valores se tiene que sospechar un queratocono subclínico.

Normal_Eye, Poor_candid		
000023		
28/01/99 13:43:04		
6.75mm/50.0D		
<hr/>		
3.0 MM Zone:	Irreg:	± 1.3 D
Mean Pwr	-6.2	± 1.1 D
Astig Pwr	2.5	± 0.6 D
Steep Axis	150	± 45 deg
Flat Axis	51	± 45 deg
<hr/>		
5.0 MM Zone:	Irreg:	± 1.3 D
Mean Pwr	-5.9	± 1.0 D
Astig Pwr	5.2	± 0.9 D
Steep Axis	100	± 45 deg
Flat Axis	25	± 45 deg
<hr/>		
White-to-White : 12.0 mm		
Pupil Diameter : 3.9 mm		
Thinnest : 2 um @ ( -3.5, 2.8 )		
ACD (Endo): 2.72 mm		
Kappa : 5.99° @ 192.33°		
Kappa Intercept : -0.34, -0.07		

Figura 35 bis.

-Queratometría media, astigmatismo, eje mas plano y eje mas curvado. Nos lo proporciona en los 3 y en los 5 mm.

-Distancia blanco-blanco: Nos 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. (Figura 35 y 35 bis)

-Pupilometría. Nos ayuda a la hora de decidir la zona óptica a realizar. (Figura 35 y 35 bis)

- Punto corneal mas delgado: Útil también para la detección de queratoconos, ya que si existe cierto abombamiento, y además coincide con el punto mas delgado de la cornea, podemos estar casi seguros de su presencia. Si el valor

es menor de 450 micras debemos sospechar la presencia de un queratocono subclínico. (Figura 35 y 35 bis)

En **nuestro estudio** la topografía corneal fue obtenida en la primera visita y, en el caso de los usuarios de lentes de contacto, tras un período sin lente de contacto de dos semanas en el caso de los portadores de lente de contacto blanda 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.

Los parámetros a valorar en la topografía corneal estuvieron representados en el análisis del mapa de elevación, cara anterior, cara posterior y mapa paquimétrico, además de los valores de BSF, *Thinest*, Blanco-blanco. (Figura 35 y 35 bis)

Se descartaron los casos que, por topografía convencional de curvatura, cumplieran los criterios de Rabinowitz <sup>(Maeda, Klyce et al. 1997; Rabinowitz, Rasheed et al. 1998; Rabinowitz and Rasheed 1999; Claude, Verdier et al. 2004)</sup>, y aquellos otros con alguno o varios de estos parámetros corneales en *Orbscan* <sup>(Varssano, Kaiserman et al. 2004; Wei, Lim et al. 2006)</sup>.

Cara Anterior:

- Punto de Máxima Elevación > 25  $\mu$  ((más importante que el valor numérico es que la zona de máxima elevación sea un "reflejo" de la elevación de la CP)
- Distancia del Punto de Máxima Elevación al centro > 1 mm
- Punto de Máxima Depresión > 48  $\mu$
- Suma Máxima Elevación – Máxima Depresión > 75  $\mu$

Cara Posterior:

- Punto de Máxima Elevación > 45  $\mu$
- Distancia del Punto de Máxima Elevación al centro > 0,9 mm (desplazamiento Temporal-Inferior)
- Punto de Máxima Depresión > 50  $\mu$
- Suma Máxima Elevación – Máxima Depresión > 95  $\mu$  (sólo aplicable en casos de geometría cónica de la zona de máxima elevación, y en casos

en que el astigmatismo corneal no sea alto -  $< 3 D$  -; los astigmatismos altos presentan una geometría en forma de H, y en estos casos la suma puede ser  $> 95$  sin ser patológica)

Paquimetría:

- Paquimetría Central  $< 485 \mu$
- Paquimetría en punto más fino (Thinnest)  $< 475 \mu$
- Diferencia ente Paquimetría Central y Thinnest  $> 10 \mu$
- Distancia al centro de Thinnest  $> 0,7 \text{ mm}$

### II.II.VI PAQUIMETRÍA CORNEAL

En las técnicas paquimétricas las mediciones se obtienen tras la reflexión de luz o de ultrasonidos desde las caras anterior y posterior de la cornea. En nuestro estudio hemos utilizado dos métodos de medida del grosor corneal:



Figura 40. Paquímetro ultrasónico DGH. (imagen propia)

La **paquimetría ultrasónica** (PUS), que es la técnica más utilizada en la práctica clínica actual (20 MHz). Es efectiva, sencilla, económica, rápida y reproducible. Además permite realizar mediciones sobre el lecho estromal al levantar el lentículo, tanto en los

tratamientos primarios como en los retratamientos; con ello podemos evaluar de una forma precisa el grosor real del lentículo tallado (sustrayendo del valor total de la córnea la medida intraestromal) así como el lecho residual estimable tras la ablación. Su nivel de precisión oscila entre las 10 y 15 micras según el modelo utilizado. Hemos empleado el paquímetro ultrasónico DGH 550 packet 2 (*DGH Technology Inc, Exton, PA*). (Figura 40)

Para cada paciente se han tomado 3 medidas de paquimetría central y se ha registrado la media de las tres como la paquimetría de cada visita.

El topógrafo **Orbscan** (*Bausch & Lomb, Orbtek Inc., Salt Lake City, UT, USA*), basado en un sistema óptico de barrido de hendidura de la córnea; entre sus funciones proporciona un mapa paquimétrico corneal que nos permite, además de calcular la paquimetría corneal central (PCC), determinar la localización del punto corneal más delgado y relacionar los espesores corneales periféricos, parámetros utilizados en la detección topográfica precoz de formas subclínicas de queratocono. A los valores paquimétricos obtenidos con este sistema se les debe aplicar un factor de corrección (equivalente acústico) que reduce un 7-8% el valor inicialmente obtenido; ello es debido a que el sistema óptico del Orbscan incluye la capa mucosa de la lágrima adherida al epitelio, mientras que la PUS no lo hace. (Figura 35 y 35 bis)

## II.II.VII. ABERROMETRÍA

**II.II.VII.1. Aparatos:** El estudio del patrón aberrométrico se realizó con el **aberrómetro**, tipo Hartmann-Shack, **Zywave** de *Bausch & Lomb (Technolas GMBH Ophthalmologische Systeme Max-Planck-Strasse, Munich, Germany)*, versión Meftkopf 0128/2003. (Figura 41). Las aberraciones fueron tomadas en el preoperatorio, al mes. a los 3 meses, a los 6 meses y a los 12 meses del post-operatorio.

Es el aberrómetro con el que hemos calculado el patrón aberrométrico de los pacientes. Este aberrómetro se basa en el método de Hartmann-Shack. Los resultados los presenta en forma de refracción convencional mediante lo que se llama la refracción predicha por foróptero o *Phoropter Predicted Refraction* (PPR). Esta consta de un

componente esférico, otro cilíndrico y de un eje. De todas formas el valor de éste es sólo orientativo, pudiendo variar de la refracción subjetiva y también según el diámetro pupilar en el momento del estudio (si aumentamos el diámetro pupilar de la zona estudiada, la PPR diferirá aún más de la refracción subjetiva, hay una relación directamente proporcional). No representa lo que el láser va a tratar, ya que este tratará aberración por aberración, se usa para factor de *screening*. Si difiere mucho de la refracción subjetiva es mejor repetir la exploración.

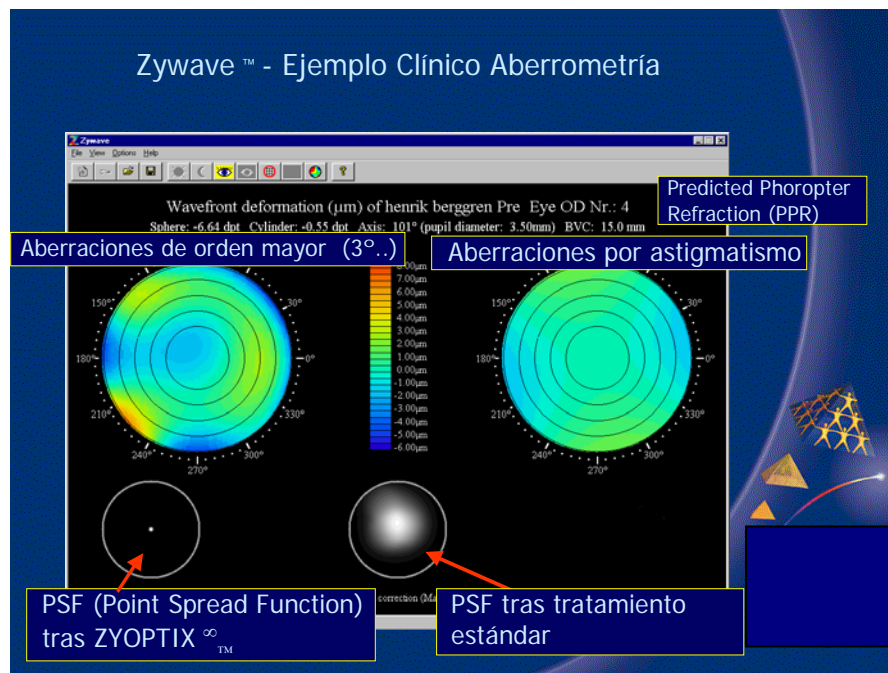


Figura 41. Aberrómetro Zywave de Bausch & Lomb (imagen cedida por B&L)

Hay una función mediante la que podemos ver los polinomios de Zernike para cada una de las aberraciones. Este aberrómetro solo calcula las aberraciones hasta 5° orden de Zernike que incluye 18 aberraciones.

En el presente estudio, para obtener los datos realizamos el siguiente **procedimiento**. Se coloca al paciente frente al aberrómetro, fijando la cabeza para evitar movimientos durante el examen, apagando la luz del habitáculo para no distorsionar la obtención del frente de ondas. A continuación se toman tres muestras sin dilatación pupilar y tres dilatadas con gotas de fenilefrina al 10%, ya que esta dilatación no produce

aberraciones. Se escoge de estas tres últimas mediciones la que tiene un equivalente esférico más aproximado al equivalente esférico subjetivo.

**II.II.VII.2. Cálculos:** Las RMS de todas las aberraciones han sido calculadas según la aberrometría. Las aberraciones totales y de cada orden han sido ilustradas en este estudio siguiendo el protocolo publicado recientemente por Chang (*Custom LASIK: Surgical Techniques and Complications. Optical Aberrations of the Eye, Cap 13, 445-452. Ed Slack.N.Y. 2006*).<sup>(Chang 2006)</sup>

## II.II.VIII SENSIBILIDAD AL CONTRASTE

Se realizó la exploración con el **CSV 1000** (*VectorVision, Greenville , OH, USA*). Este aparato proporciona una luz fluorescente que retroilumina una pantalla traslúcida y una serie de fotocélulas monitorizan y calibran automáticamente el nivel de iluminación de la pantalla a 85 candelas/m<sup>2</sup>. La pantalla presenta rejillas sinusoidales verticales con cuatro frecuencias espaciales: 3, 6, 12 y 18 cpg. Cada frecuencia está presentada en una fila de la pantalla.

Se selecciona con un mando a distancia de rayos infrarrojos la secuencia deseada entre 5 opciones: A, B, C, D o ninguna iluminada. En cada línea hay 17 círculos de 1,5 pulgadas de diámetro: el primer círculo de la línea presenta una muestra de alta SC y los 16 círculos restantes van en parejas, de modo que una de ellos contiene una rejilla sinusoidal y el otro está vacío. Los círculos que contienen la rejilla van disminuyendo el contraste conforme se desplazan hacia la derecha de la línea. El paciente debe colocarse a una distancia de 2,4 metros y observar el círculo de muestra. A continuación debe identificar en cuál de los dos círculos (en el de arriba o en el de abajo) se encuentra la rejilla sinusoidal. El nivel de contraste de la última respuesta correcta representa el umbral de contraste, que se marca en la curva de la prueba. Se repiten los mismos pasos con todas las filas. (Figuras 42 y 43)

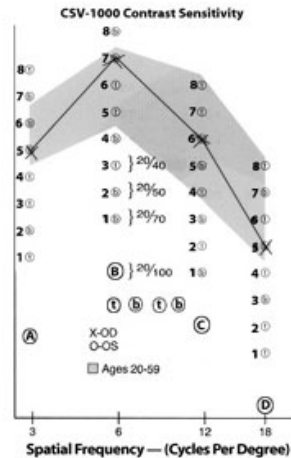


Figura 43. CSV-1000 (imagen propia)

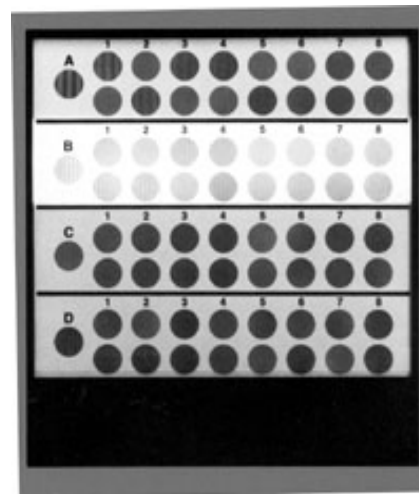


Figura 42. Representación gráfica de los valores de la sensibilidad al contraste.

## II.III. VALORACIÓN OCULAR

Entre los asistentes a la consulta de cirugía refractiva dentro de las fechas previamente descritas, se realizó un exhaustivo estudio de todos los datos pertenecientes a la anamnesis y a la exploración oftalmológica completa.

### II.III.I SEGMENTO ANTERIOR

La exploración del segmento anterior se realizó a través de biomicroscopía con **lámpara de hendidura** modelo TOPCON S3. El aumento del visor utilizado para la exploración del segmento anterior fue 10-16 Dioptrías. Los datos sobre el segmento anterior fueron recogidos en la historia clínica.

#### II.III.I.1. Estado de la Superficie Corneal.

- Transparencia Corneal: El paciente fue sometido a una exhaustiva exploración del grado de transparencia corneal. Al describir este signo se comenzó por preguntar al

paciente sobre la presencia de algún proceso ocular infeccioso o traumático, así como alguna intervención ocular previa. Se registró cualquier tipo de leucoma u otra lesión existente sobre la superficie corneal.

En el caso de existir algún tipo de opacidad corneal (*haze*) se valoró minuciosamente su etiología en el postoperatorio. Así mismo se registró la presencia o ausencia de opacidad corneal, queratopatía epitelial punteada o defecto epitelial.

- Instilación Fluoresceína: Una valoración del estado de la superficie epitelial corneal fue realizada en todos los casos. Para ello se procedió a la instilación de una gota compuesta por 1,5 miligramos (mg) por mililitro (ml) de fluoresceína (Laboratorio Alcon-Cusí, Barcelona, España), con posterior observación a través de la lámpara de hendidura. La técnica de instilación de fluoresceína es un método estándar utilizado en el descubrimiento de daño sobre la superficie ocular. La instilación de fluoresceína es muy bien tolerada y causa una mínima irritación.

**II.III.I.2. Estado Cristalino.** Al describir el cristalino se comenzó por determinar si había sido intervenido quirúrgicamente mediante afaquia o pseudofaquia, siendo ambos motivos de exclusión para este estudio. En caso de conservar el cristalino se valoraba su transparencia o sus posibles opacidades. Si el cristalino estaba opacificado, aunque fuera en mínimo grado, se descartaba del estudio.

**II.III.I.3. Otros hallazgos.** Se registró cualquier proceso del segmento anterior que pudiese tener interés o repercusión visual, como episodios previos de herpes, uveítis anterior o posterior, sinequias, etc..

**II.III.I.4. Motilidad ocular extrínseca.** Fue motivo de exclusión cualquier alteración de la movilidad ocular extrínseca.

La aparición de diplopía, estrabismo o la descompensación de un estrabismo existente previamente, son complicaciones descritas tras cirugía refractiva. Aunque no hay estudios que nos indiquen la incidencia de estas complicaciones, los casos descritos

son poco frecuentes. Sin embargo, su aparición, sobre todo la diplopía, es tan frustrante para el paciente que una cirugía con resultado refractivo magnífico se convierte en algo altamente insatisfactorio y, a veces, incapacitante.

En algunos casos, la existencia de un estrabismo es evidenciable en la mera inspección del paciente. Sin embargo, otras veces sólo tras la exploración de la movilidad ocularv extrínseca objetivaremos un estrabismo intermitente o un microestrabismo. Y es en estos casos en los que hay un mayor riesgo de descompensación o diplopía tras la cirugía refractiva. Por tanto, es recomendable realizar al menos una exploración básica de la motilidad ocular extrínseca (MOE) a todo paciente candidato a cirugía refractiva.

-Cover test, de lejos y de cerca, con corrección y sin corrección

-Estudio de versiones y ducciones.

### **II.III.II. Fondo de Ojo por Oftalmoscopia Indirecta**

Tras la dilatación de ciclopentolato al 0.5 % (Ciclopléjico colirio, Laboratorio Alcon-Cusi, Barcelona), se realiza también la exploración del fondo de ojo. Se utilizó un oftalmoscopio indirecto Keeler con Bateria Topcon PS-12 y una lente Volk de 2,2 dioptrías. A continuación se exploró la mácula por biomicroscopía indirecta con lámpara de hendidura y lente doble esférica de no contacto Volk de 78 dioptrías, pudiéndose observar con mayor detalle el polo posterior.

Posteriormente se utilizó el oftalmoscopio indirecto para la exploración del polo posterior. Se registró por cada ojo la presencia de drusas, alteraciones del EPR, estrías lacadas o, cualquier lesión asociada a neovascularización sub-retiniana, atrofia geográfica, prestando especial interés sobre la periferia retiniana ante una mayor frecuencia de degeneraciones periféricas en pacientes miópicos. Se valoró la indicación de tratamiento profiláctico de determinadas lesiones, previo a la realización de cirugía refractiva o la contraindicación a la misma según cada caso en concreto.

## II.IV. CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Como criterio de inclusión, para el estudio se tomó:

- Edad mayor a 18 años.
- Ausencia de cirugía ocular previa.
- Conformidad "Matemática" que permitiera lechos estromales <300  $\mu\text{m}$ , teniendo en cuenta el grosor de resección (100  $\mu\text{m}$ ) y la profundidad de la ablación esperados en cada caso. En cualquier caso respetando la ley de "espesores" de J.I Barraquer (Cirugía refractiva de la cornea. LXV Ponencia de la Sociedad Española de Oftalmología. 1989. pag 106) y modificada por el Dr. J. Alfonso, en el "Curso de LASIK. Sociedad Española de Cirugía Implanto-Refractiva, SECOIR. Benidorm. Alicante, 2007" (20 % lenticulo, 20 % ablación estromal, 60 % lecho estromal residual).
- Aceptación del Consentimiento Informado por parte del paciente, para ser sometido al tratamiento de su ametropía.

## II.V. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Como criterios de exclusión para este estudio se consideró:

- Edad menor a 18 años.
- Refracción inestable: Se consideró inestabilidad refractiva a la existencia de variación en la corrección óptica con su mejor agudeza visual en un intervalo de 1 año previo a la consulta de cirugía refractiva.
- Paquimetría corneal central menor de 480 micras.
- Exámenes oculares anormales: Estrabismo, ausencia de fijación, traumatismos oculares previos causantes de considerables alteraciones oculares.
- Topografía sugerente de queratocono: Aquellos casos con indicios topográficos de queratocono no entraron en este estudio, siendo considerados una contraindicación para el mismo, según los criterios de Mc Donnell y Rawinowitz y los criterios referidos para Orbscan II.

- Embarazo.
- Cirugía Ocular previa: Aquellos pacientes que acudieron a la consulta oftalmológica entre los plazos previamente descritos y que requirieron una técnica quirúrgica distinta a la queratomileusis no entraron a formar parte de este estudio (lente intraocular, facoemulsificación, PRK).
- Enfermedades sistémicas autoinmunes: Enfermedades como Lupus Eritematoso Sistémico, Sarcoidosis, Enfermedad de Wagerer, etc , fueron excluidos del estudio.
- Ojo Seco severo.

## II.VI ALGORITMO DE DECISIÓN PARA CIRUGÍA LASIK DE LA HIPERMETROPÍA

Los algoritmos de decisión de Clínica Baviera <sup>(Morcillo 2000)</sup> para el tratamiento de las ametropías hipermetrópicas se representan en la Figura 44. Se basan en los siguientes puntos:

- Diferenciamos entre dos grupos de pacientes según edad: présbitas y no présbitas; y tres grupos según la magnitud del defecto hipermetrópico: hasta 4 D, de 4 a 6 D y más de 6 D. (Figura 44)
- Indicamos H-LASIK en pacientes présbitas o no présbitas de hasta +4 D (en los primeros preferimos hacer monovisión en el ojo no dominante u "ojo lector").
- En pacientes entre +4 y +6 D, según sean présbitas o no, indicamos H-LASIK o Lensectomía Refractiva (ambas con monovisión) en présbitas (valorando la esclerosis y opacidad cristalínicas), y en el segundo grupo indicamos H-LASIK o ICL. (según el tamaño de la cámara anterior). Claramente, en ametropías hipermetrópicas elevadas nos decantamos por cirugía intraocular: ICL en no présbitas o bien Clear lens en présbitas (e inclusive en preprésbitas). <sup>(Llovet 2006)</sup>

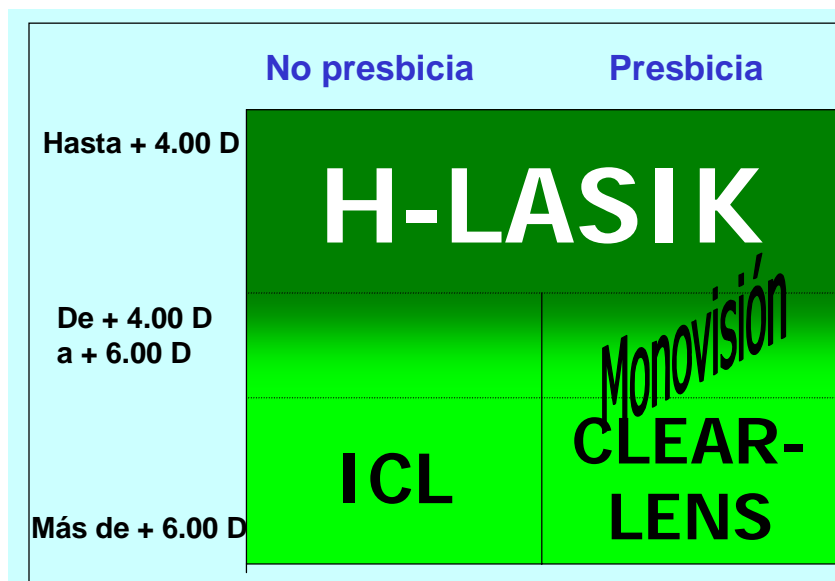


Figura 44. Representación gráfica del algoritmo de decisión en Cirugía de la Hipermetropía (Clínica Baviera, Dirección Médica)

- En la actualidad realizamos Lensectomía Refractiva en hipermétropes presbitas con: monovisión o implante de lente multifocal (difractiva).

## II.VII TÉCNICA QUIRÚRGICA

### II.VII.I. CAMPO OPERATORIO

La cirugía LASIK se realiza en un quirófano homologado por las autoridades sanitarias, en condiciones de asepsia y antisepsia adecuadas para la cirugía oftalmológica.

El campo operatorio, que comprende el material quirúrgico y el microqueratomo, se disponen con las necesarias medidas de esterilización. (Figura 45)

El personal sanitario auxiliar y los cirujanos deben seguir las normas de asepsia propias de la cirugía ocular.

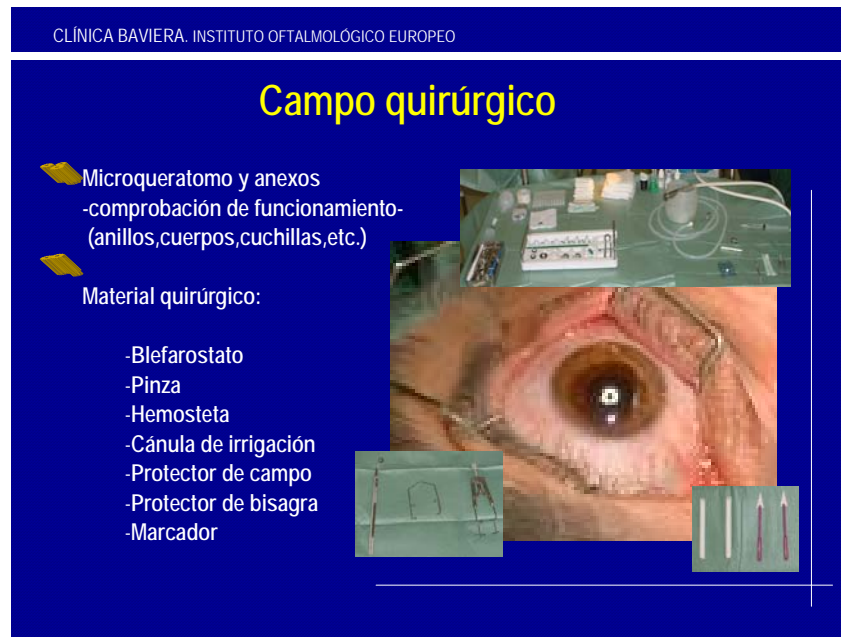


Figura 45. Representación gráfica de I campo quirúrgico para LASIK.

## II.VII.II. QUERATOMILEUSIS

Durante la intervención de los ojos incluidos en el estudio el microqueratomo utilizado fue el **Moria LSK-ONE** (*Moria, Antony, France*) con anillo de succión de 9,5 mm, siendo centrado sobre la pupila y desplazado 1 mm hacia la zona nasal, previamente al comienzo de la succión. En todos los casos se consignó intraoperatoriamente una presión intraocular mayor o igual a 65 mmHg. El cabezal del microqueratomo utilizado fue, en el total de las intervenciones, aquél que tiene un **plato (o cuerpo) de 100 micras**, siendo registrado en todos los casos. El anillo de succión fue siempre el H.

Tras la **colocación de un espéculo palpebral**, el epitelio corneal debe ser marcado con un marcador quirúrgico. Tras el correcto **marcado**, se procede a la colocación de un anillo de succión sobre el globo ocular.

El anillo de succión (H) de 9,5 mm se colocará en el limbo escleral. (los anillos son numerados para una fácil identificación según su tamaño; la diferencia en el tamaño del anillo determina el diámetro de la sección obtenida).

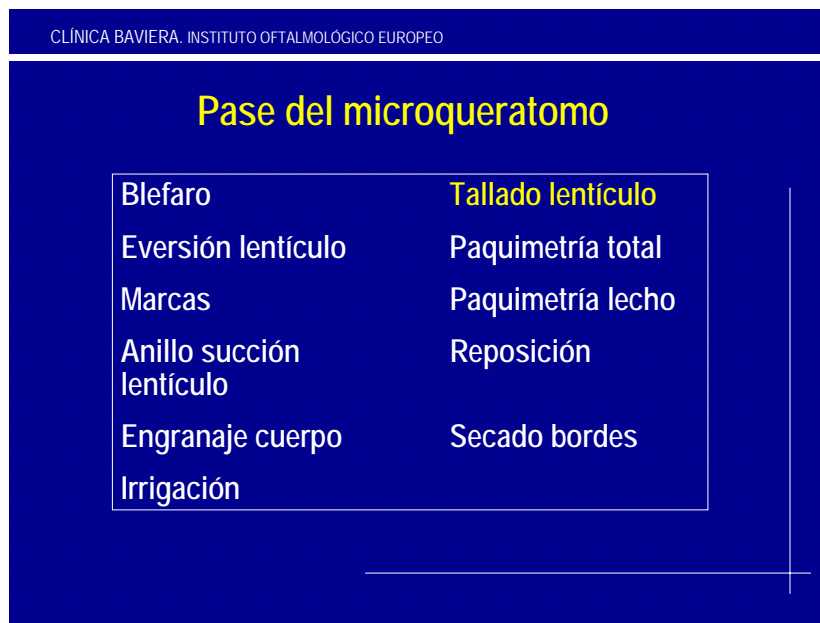


Figura 46. Representación gráfica de las maniobras para el pase del microqueratomo para LASIK.

1.- **Fijación del globo ocular.** Mediante un anillo de succión, previamente seleccionado, se fija el globo ocular. Es importante advertir al paciente que en ese momento, al subir la tensión ocular, de la pérdida temporal de visión.

2.- **Elevación de la presión intraocular.** De una manera constante, permitiendo así un corte o queratectomía de espesor uniforme sobre la superficie corneal. Previamente al paso del microqueratomo y habiendo activado el anillo de succión debe comprobarse siempre una adecuada presión intraocular (PIO > 65 mmHg) en la consola. Tras la comprobación de una presión intraocular adecuada, la superficie corneal debe ser irrigada con suero fisiológico con la finalidad de minimizar la ruptura del epitelio corneal ante el paso del microqueratomo (Figura 46)

3.- **Avance del Microqueratomo.** Permite el avance de la cabeza del microqueratomo (puede ser manual o automatizado; si bien en todos nuestros casos del estudio se empleó el microqueratomo de avance manual). Una vez colocado el anillo de succión y comprobada una adecuada presión intraocular, la superficie corneal es irrigada con solución salina para posteriormente efectuarse la sección del lenticulo corneal. Durante la sección con el microqueratomo, el anillo de succión permanece firmemente

fijado a la esclera, en la zona limbar. Posteriormente se rompe la succión tras previa detención del microqueratomo para ser ambos aparatos retirados del ojo.

### II.VII.III. PAQUIMETRÍA INTRAOPERATORIA

Tras el corte con el microqueratomo se procede al levantamiento del lenticulo corneal con una espátula de iridodialisis, con unas pinzas corneales e incluso con una cánula 30 G. Es importante el mantenimiento del lecho estromal en condiciones estándar: seco y con el mínimo traumatismo posible. Mediante la sonda del paquímetro ultrasónico (PUS) se realizan, al menos, tres mediciones del grosor del estroma corneal residual. Mediante la sustracción de este valor del grosor total de la cornea (obtenido de la PUS preoperatorio) hemos calculado el grosor del lenticulo corneal obtenido tras el tallado lamelar con el microqueratomo.

El objetivo para la viabilidad de H-LASIK con nuestra técnica de tallado de la lamela corneal es obtener un lenticulo de 100 micras de grosor, de 9,5 mm de diámetro y morfológicamente correcto.

### II.VII.IV. ABLACIÓN LASER EXCIMER

El Sistema laser excimer ha sido desarrollado para ser usado en cirugía refractiva y en cirugía de la superficie corneal para el tratamiento individual. Previa calibración del láser excimer en todos los casos se ha tratado la refracción ciclopléjica obtenida en la exploración preoperatoria. Hemos utilizado la **zona óptica de 6 mm** en todos los ojos incluidos en el estudio.

**II.VII.IV.1.** Hemos utilizado el **laser excimer MEL-80 G-Scan** (*Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany*), modelo 1703, S/N 856181, y cuyas características son las siguientes:

Fabricante: Zeiss-Meditec

Tipo de laser: ArgónFluor (ArF) excimer laser.

Longitud de onda: 193 nm.

Duración del tratamiento: 5 dioptrías en 12 seg. Aproximadamente.

Frecuencia: 250 Hz .



Figura 47. Laser excimer MEL-80 G-Scan. (imagen cedida por Zeiss)

Duración del pulso: 5 ns.

Rayo láser de ayuda: Diodo de 635 nm.

Rayos enfoque: 2 Diodos de 635 nm. que ayudan a determinar la distancia de trabajo.

Distancia trabajo. 19 cm.

Peso unidad : 250 Kg. Aproximadamente.

Dimensiones : LxAnxAI 1.55m. x 0.8m. x 0.75m.

Espacio para la camilla. LxAnxAI 2.50m. x 2.0m. x 1.20m.

Refrigeración: Refrigeración interna aire, ruido atenuado.

Suministro de gas: 1 Botella de gas He interna de 10 l. (*flushing gas*)

1 Botella de gas Premix interna 10 l.

Volumen gas tubo láser: 2 l.

Certificación : Símbolo CE de acuerdo con la directiva 93/42/EEC.

Control del rayo láser: Galvanoscanner de dos espejos de lazo cerrado.

Interface usuario: Software oPASS bajo Windows 98.

Consumo de potencia: 1600 W.

Requerimientos eléctricos: 100-240 V. Monofásico, 50/60 Hz.

CCA : Integrado en equipo.

Dimensiones del rayo: 0.7 mm. FWHB de diámetro con perfil Gaussiano

Diámetro de tratamiento: > 10 mm.

Densidad de energía sobre el ojo: 230 mJ/cm<sup>2</sup>.

Energía por disparo : 1 mJ.

Máximo pulso de energía en tubo: A 250 Hz 10 mJ.

Estabilización energía. Fuente alto voltaje 13-17 KV.

Perfil ablación. Ablación esférica con  $Q=-0,25$

Seguimiento del rayo láser. *Eyetraking* combinado pupilar-limbar activo, 250 fps . CCD cámara con iluminación IR.

Microscopio quirúrgico: Carl Zeiss OPMI pico, con cámara integrada.

**II.VII.IV.2. Ablación estromal refractiva.** Tras el enfoque de la ablación en el centro de la pupila, y una vez activado el sistema de seguimiento activo de los movimientos oculares (*eye-tracker*), se procede a la ablación sobre la superficie estromal anterior de acuerdo con el perfil previamente programado. (Odogu 2000; De Ortueta and Mosquera 2007; de

Ortueta and Schreyger 2007)

Durante la ablación se procederá a un control estricto del centrado y del enfoque. Así mismo todo acúmulo de líquido en la bisagra lenticular y en la superficie estromal deberá ser retirado mediante una hemosteta. Tras la ablación con láser, se procederá a la limpieza de las superficies estromales, irrigando la internase con suero fisiológico, con el fin de eliminar cualquier resto o partícula. (Figura 48)

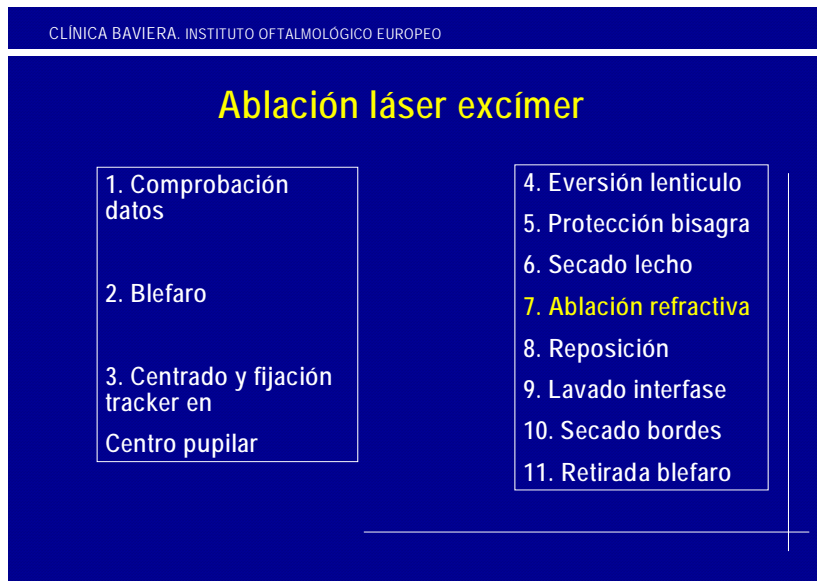


Figura 48. Representación esquemática de las maniobras para el tallado refractivo de la córnea con el laser excimer .

#### II.VII.V. RECOLOCACIÓN DEL COLGAJO CORNEAL

Tras una correcta ablación, se procede a la irrigación con suero salino o solución salina balanceada, tanto del área posterior del colgajo como del lecho estromal. Posteriormente se lleva a cabo la recolocación del colgajo corneal sobre el lecho estromal mediante un instrumento romo. El colgajo es inspeccionado, cerciorándose de la ausencia de detritus en la internase, de un correcto posicionamiento de los bordes del lenticulo corneal, y de su integridad morfológica. (Figura 48)

#### II.VIII. MANEJO POSTOPERATORIO

Inmediatamente concluido el tratamiento refractivo y comprobada, en el microscopio del propio láser, la correcta reposición del lenticulo corneal, el paciente pasa a una sala contigua donde se comprueba, mediante examen en lámpara de hendidura, nuevamente la correcta posición del lenticulo corneal y la limpieza de la interfase. Será la primera revisión postoperatoria. Posteriormente el paciente mantiene reposo ocular, en otra sala, durante 45 minutos. Tras ese tiempo es nuevamente se

evaluado el lentículo. (segunda revisión postoperatoria).Y a continuación se remite al paciente a su domicilio.

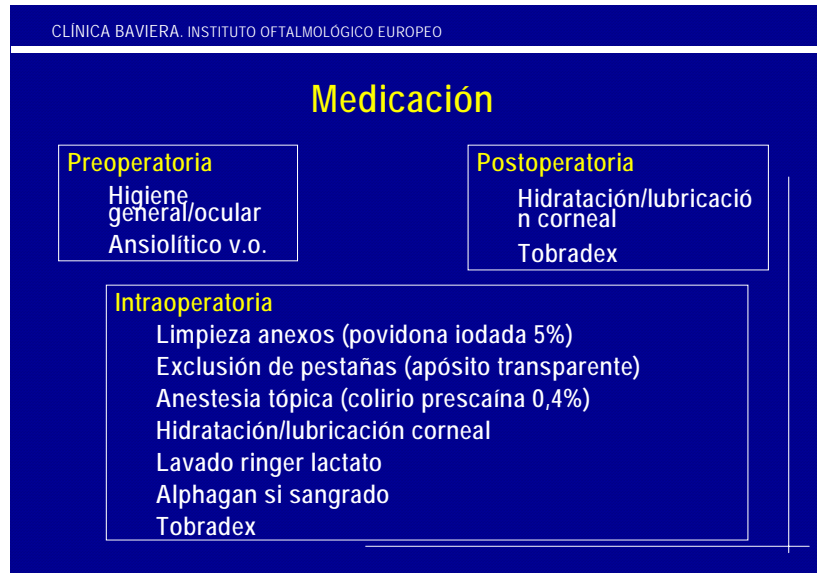


Figura 49. Representación esquemática de las pautas de medicación el LASIK.

**II.VIII.1. Tratamiento Postoperatorio.** El tratamiento postoperatorio instaurado fue (sin oclusión) tobramicina y dexametasona colirio (Tobradex colirio, Alcon Laboratorios, ), 4 veces por día durante una semana. Además se pauta un lubricante ocular, instilado, desde al mismo día de la operación, entre 4-6 veces diarias, hasta los tres meses. (Figura 49)

**II.VIII.2. Controles Postoperatorios.** El primer control postoperatorio se realiza en las primeras 12 horas, e incluye:

- AVSC (agudeza visual sin gafas)
- KM (queratometría)
- Biomicroscopía

En las sucesivas revisiones postoperatorias, que se realiza al mes, tres meses, seis meses y 12 meses tras la cirugía, se incluyen:

- AVSC (agudeza visual sin corrección)

- AVCC (agudeza visual con corrección)
- NR (refracción subjetiva)
- NR CICLO (refracción con ciclopléjico)
- KM (queratometría media)
- Topografía corneal
- Sensibilidad al contraste
- Aberrometría

(Previamente a la instilación de ciclopléjico se debe hacer prueba la sensibilidad al contraste, en segundo lugar la aberrometría, y una vez terminadas ambas pruebas se ciclopejia y se refracciona de nuevo).

## **V. SOLICITUD DEL CONSENTIMIENTO INFORMADO**

Los pacientes, incluidos en el estudio, cumplieron un documento de "Consentimiento de Datos Personales" de Clínica Baviera, conforme a la legislación vigente (Ley Orgánica 15/1999, de 13 de Diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal, y el Real Decreto 994/1999, de 11 de Junio por el que se aprueba el Reglamento de Medidas de Seguridad). En él manifiestan expresamente su deseo de informarse acerca de la corrección mediante laser de su defecto hipermetrópico; así mismo tiempo aceptan que sus datos personales y de salud sean tratados para investigación médica y científica (añadiéndose, por parte del facultativo responsable de esta tesis, la finalidad específica del empleo de sus datos clínicos). (Anexo 1)

A todos los pacientes, tras la indicación quirúrgica y la explicación exhaustiva de la técnica, alternativas, metodología, evolución, seguimiento, pronóstico y complicaciones, se les informó solicitó el preceptivo Consentimiento Informado, previo a la cirugía, y con antelación suficiente, conforme a norma vigente. Hemos utilizado el modelo de la Clínica Baviera, basado en los modelos recomendados por la Sociedad Española de Cirugía

Implanto-Refractiva <sup>(Perez-Salvador 2003)</sup> y por la Sociedad Española de Oftalmología <sup>(De Lorenzo 2005)</sup>; hemos personalizado dicho consentimiento con anotaciones específicas para cada paciente. (Anexo 2)

## IV. ESTUDIO ESTADÍSTICO

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, representadas por la sensibilidad al contraste y la aberrometría, 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. También, y a pesar de los factores genéticos o medio-ambientales, se constataron diferencias clínicas en la curvatura corneal o en la potencia esférica pre-cirugía o agudeza visual entre ambos ojos del mismo individuo. Por todo ello el análisis estadístico fue realizado sobre la base de ojos y no de individuos, no suponiendo una repercusión sobre la veracidad de los resultados.

Los datos fueron inicialmente registrados en una base de datos (Excel 97, Microsoft). El análisis estadístico fue realizado con Epi Info (*Centre for Disease Control and Prevention, Atlanta, Georgia, USA*) y software SPSS 10.1 (*SPSS Institute*) siguiendo los estándares publicados en la literatura médica. Las comparaciones bivariantes incluyeron el test de chi-cuadrado de Pearson y el test exacto de Fisher para variables cualitativas cuando el número fue menor de 20 o cuando el 25% de los valores fue menor de 5. Los resultados han sido expresados en las medias  $\pm$  las desviaciones estándar, evaluando la significación estadística de las diferencias con el t test de Student pareado y no pareado y sus equivalentes no paramétricos tras averiguar la distribución de los datos. Los resultados visuales se expresan en decimales. La comparación entre más de dos grupos se ha efectuado usando en test de ANOVA. Se ha considerado estadísticamente significativo

cuando el valor de P es  $< 0,05$ . El índice de seguridad del procedimiento H-LASIK se ha calculado con el ratio del cociente entre la media de la AVCC postoperatoria y la media de la AVCC pre-operatoria. El índice de eficacia se calcula con el ratio entre la media de la AVSC pretratamiento / la media de la AVCC preoperatorio. El índice de seguridad se ha calculado con el ratio del cociente entre la media de la AVSC postoperatoria / la media de la AVCC pre-operatoria.

La predictibilidad fue evaluada con el ratio de la refracción obtenida tras el tratamiento con laser está dentro de los límites que se pretenden conseguir ( $\pm 0,50$  D;  $\pm 1$  D), es decir, que los resultados de la técnica quirúrgica sean predecibles. Se representa con el equivalente esférico post-operatorio. Al analizar la distribución de la predictibilidad de la población global se observa que tiene una distribución normal, según el test de K-S ( $p > 0,05$ ).

## V. ENCUESTA DE CALIDAD

En una tesis, en la que se decide evaluar el resultado de una técnica quirúrgica (en nuestro caso de H-LASIK), es muy importante conocer el grado de calidad percibida por los pacientes, pero también lo es el poder cuantificar esa calidad.

El análisis de estos valores nos orientara hacia un mejor conocimiento de la técnica y adoptar las decisiones necesarias para optimizar los resultados. Los resultados cuantificables nos ayudan a saber si la intervención se está realizando de forma adecuada, obteniendo los resultados esperados y aportando un elevado grado de satisfacción al paciente. Nuestra evaluación de calidad se basa en cinco pilares:

**A.- La determinación de los motivos para la intervención:** Nos orienta sobre las necesidades visuales de la población del estudio y los motivos que les indujeron a solicitar la corrección de su ametropía.

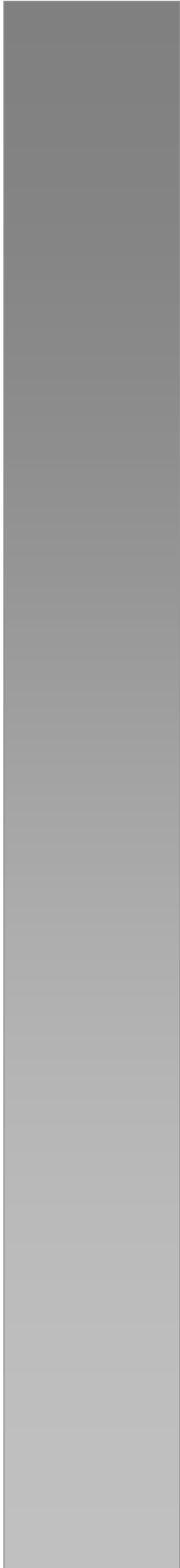
**B.- Grado de satisfacción con la intervención:** Es otra de las herramientas de que disponemos para conocimiento de la calidad percibida por parte del pacientes.

**C.- Calidad de visión:** Permite disponer de información subjetiva de los resultados de la técnica.

**D.- Grado de molestia:** Cuantifica la percepción del paciente referente a las maniobras quirúrgicas.

**E.- Grado de satisfacción general:** Es importante para conocer la opinión de los pacientes sobre la atención que han recibido en los diferentes momentos del proceso.

Para obtener los datos necesarios, sobre cada una de estas cuestiones, solicitamos a todos los pacientes que cumplimentaran la encuesta de calidad "¿Cómo nos ve?" de Clínica Baviera. (Anexo 2). Siendo conscientes de que no es una encuesta de salud estándar, hemos decidido mantenerla, puesto se realiza a todos los pacientes que son dados de alta en Clínica Baviera.



**RESULTADOS**

# I. ESTUDIO DE LA POBLACIÓN SELECCIONADA

La población estudiada en este trabajo consta de 52 pacientes (104 ojos) que acudieron a la Clínica Baviera - Instituto Oftalmológico Europeo de Valencia para ser operados de cirugía refractiva entre los meses de enero del año 2004 y marzo del 2005.

Todos los pacientes cumplen los criterios de inclusión de este estudio. La población de referencia corresponde a los habitantes mayores de edad que acuden a dicho centro.

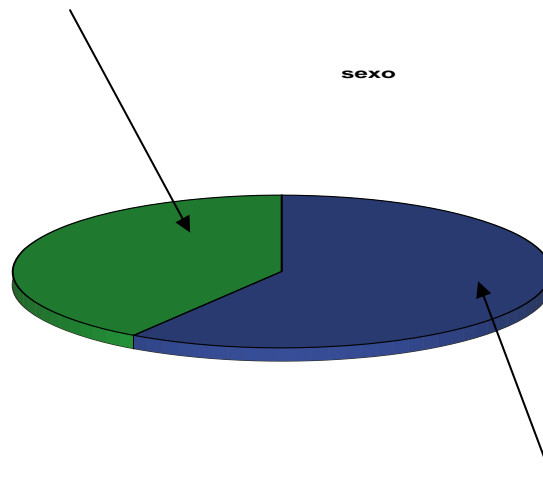
**Tabla 2. Número total de casos incluidos en el estudio. Edad media. Distribución por sexo. Distribución por ojo derecho e izquierdo.**

GRUPO	TÉCNICA QUIRÚRGICA	N	EDAD (años)	
Total	LASIK hipermetrópico	104	36,88 ± 9,98 (19 a 56)	
GRUPO	TÉCNICA QUIRÚRGICA	N	SEXO % varones	SEXO % mujeres
Total	LASIK hipermetrópico	104	46,5 %	53,5 %
GRUPO	TÉCNICA QUIRÚRGICA	N	OJO % ojos dchos.	OJO % ojos izdos.
Total	LASIK hipermetrópico	104	50 %	50 %

Al realizar un análisis según el sexo de los pacientes, se observa que la población global consta de 28 mujeres y 24 hombres, por lo que el 53,5

% de la muestra son mujeres y sólo el 46,5 % son hombres. (Tabla 2, Figura 50)

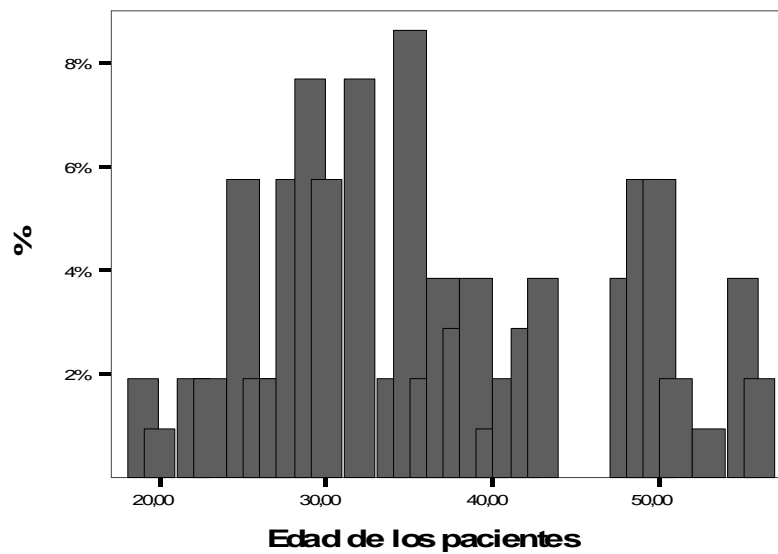
**Hombres 46,5%**



**Mujeres 53,5%**

**Figura 50. Distribución por sexo de los casos del estudio**

Las edades de los pacientes están comprendidas entre los 19 y 56 años, con una media de 36,88 años y una desviación estándar (DE) de 9,98. (Figura 51)



**Figura 51. Distribución por edades.**

A continuación se analiza la población de estudio agrupándolos, según la magnitud del defecto, en un Grupo total y dos subgrupos (Grupo 1 y Grupo 2). (Tabla 3)

**Tabla 3. Descripción de cada grupo, según la magitud del defecto.**

	<b>Grupos del estudio</b> (Equivalente Esférico)	<b>Numero de ojos</b>
<b>Grupo total</b>	Hipermetropia $\leq +6,5$ D	104
<b>Grupo 1</b>	Hipermetropia $\leq +3,5$ D	55
<b>Grupo 2</b>	Hipermetropia $> +3,5$ D	49

## **II. ESTUDIO DE LOS DATOS REFRACTIVOS Y VISUALES**

Presentamos el grupo total del estudio, las características del defecto refractivo intervenido y su distribución según la magnitud del defecto esférico, cilíndrico y del equivalente esférico (EE).

## II.I. DISTRIBUCIÓN DE LA HIPERMETROPÍA EN EL GRUPO TOTAL

### II.I.I. DISTRIBUCIÓN DE LA ESFERA EN EL GRUPO TOTAL

La hipermetropía previa global se distribuye de la siguiente manera, con un mínimo de +1.3 D, un máximo de +6,5 D, por lo que el rango es 4,15, y la media de +3,8 D con una desviación estándar de 1,3. (Figura 52)

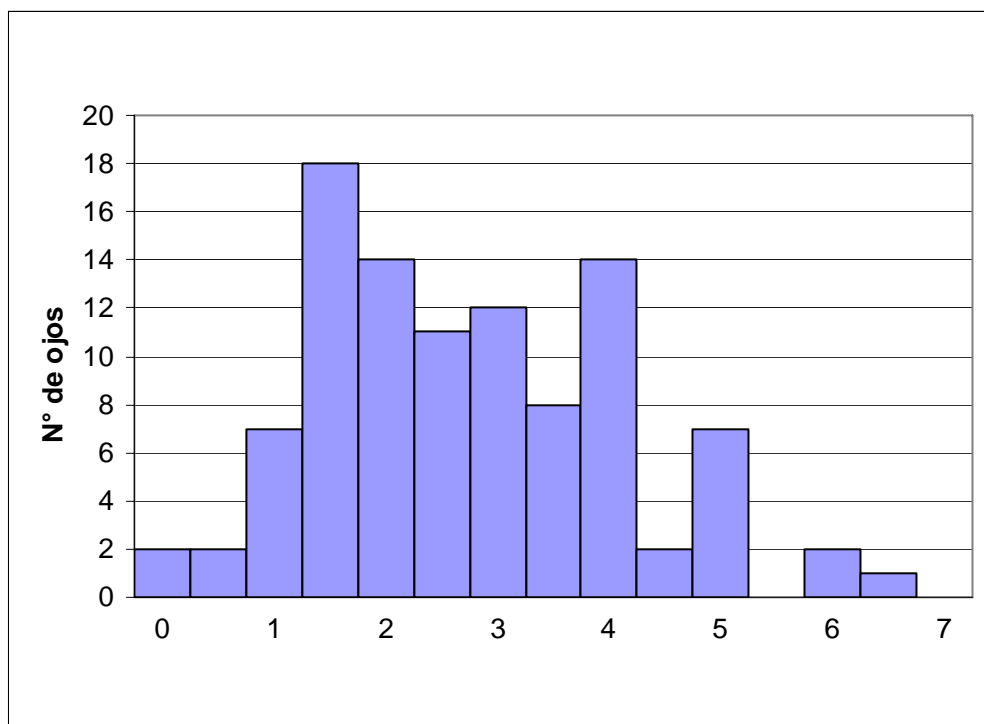
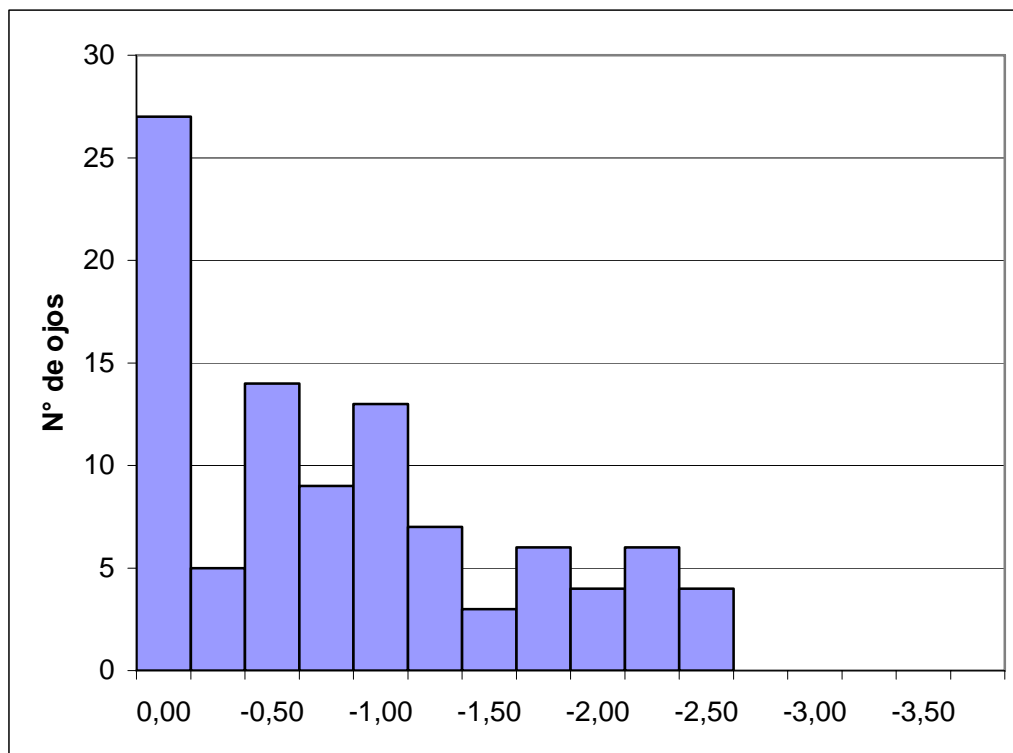


Figura 52.: Distribución por magnitud de defecto hiperométrico preoperatorio(en dioptrías)

### II.II.II. DISTRIBUCIÓN DEL ASTIGMATISMO EN EL GRUPO TOTAL

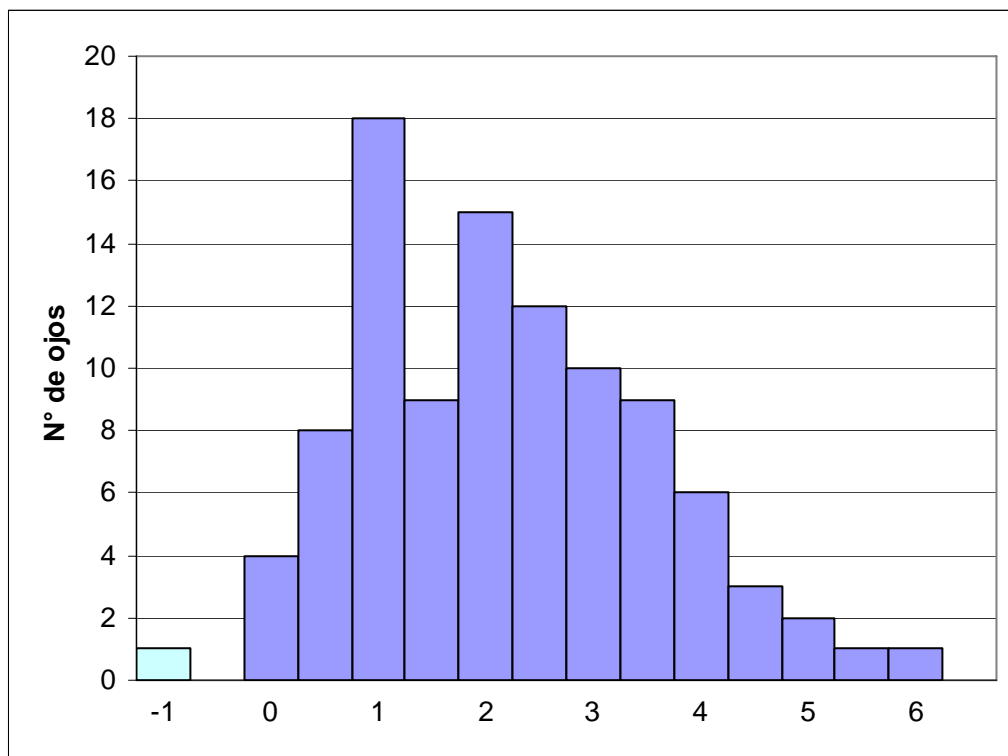
El astigmatismo siempre se ha considerado negativo en este estudio, observándose un máximo de 0 D y un mínimo de -2,5 D, con un rango de 1,15, una media de -0,9 D y una DE de 0,8. (Figura 53)



**Figura 53: Distribución por magnitud de defecto astigmático preoperatorio(en dioptías)**

### II.II.III. DISTRIBUCIÓN DEL EQUIVALENTE ESFÉRICO DEL GRUPO TOTAL

El equivalente esférico (EE) de la población total tiene un valor máximo de +6,25 D y un valor mínimo de +0,6 D, por lo que tiene un rango de 3,42, siendo la media de +3,4 D, y la DE de 1,2. (Figura 54)



**Figura 54: Distribución por magnitud del equivalente esférico preoperatorio (en dioptrías)**

A continuación se analiza la población de estudio, describiendo las características de los ojos intervenidos, primero de forma global (Grupo total) y después por separado, según la magnitud del defecto (Grupos 1 y 2), en lo que se refiere a los parámetros visuales y refractivos y su evolución durante el tiempo del estudio.

## **II.II. GRUPO TOTAL: DATOS VISUALES Y REFRACTIVOS**

### **II.II.I. DESCRIPCIÓN Y ANÁLISIS DE LOS DATOS VISUALES Y REFRACTIVOS DEL GRUPO TOTAL**

En la tabla 4 se exponen los datos visuales y refractivos tanto preoperatorios como postoperatorios (en las revisiones establecidas del mes, tres meses, seis meses y un año) de todos los ojos tratados en este estudio.

Son mostrados la media, desviación estándar, el error estándar de la media y el rango (valores máximo y mínimo) de la agudeza visual sin corrección (AVSC), la agudeza visual corregida (AVCC), la agudeza visual corregida con ciclopléjico (AVCC-ciclo), esfera, cilindro, equivalente esférico y equivalente esférico ciclopléjico correspondientes a los ojos incluidos en el grupo total del estudio. (Tabla 4)

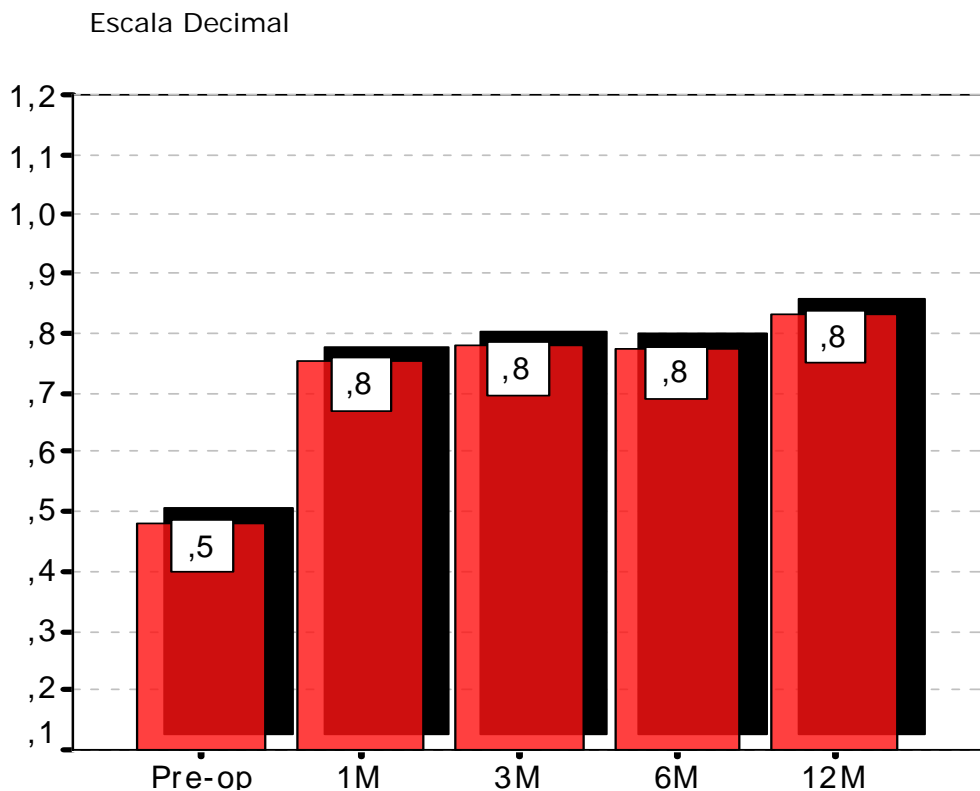
Tabla 4. Estadística descriptiva de la población del Grupo total

Estudio Hipermetropía		N	Media	Desviación Estándar	Rango	
					Máximo	Mínimo
Pre-HLASIK	AVSC (decimal)	104	0,47	0,3	1,1	0,1
	AVCC (decimal)		0,86	0,2	1,2	0,2
	Esfera (D)		+2,8	1,4	+6,0	0,0
	Cilindro (D)		-0,9	0,8	0,0	-2,5
	Equivalente esférico (D)		+2,5	1,3	+6,0	-0,5
	Esfera-ciclo (D)		+3,8	1,3	+6,5	+1,3
	Cilindro-ciclo (D)		-0,9	0,8	0,0	-2,3
	Equivalente esférico- ciclo (D)		+3,4	1,2	+6,25	+0,6
1 mes-post HLASIK	AVSC (decimal)	104	0,8	0,2	1,0	0,2
	AVCC (decimal)		0,9	0,2	1,0	0,3
	Esfera (D)		+0,3	0,9	+3,0	-2,5
	Cilindro (D)		-0,6	0,5	+0,3	-1,8
	Equivalente esférico (D)		-0,01	0,8	+2,3	-3,0
	Esfera-ciclo (D)		+0,9	0,8	+3,5	-1,3
	Cilindro-ciclo (D)		-0,3	0,4	+1,5	-2,0
	Equivalente esférico- ciclo (D)		+0,8	0,8	+3,3	-1,25
3 mes-post HLASIK	AVSC (decimal)	104	0,8	0,2	1,2	0,2
	AVCC (decimal)		0,9	0,4	1,0	0,2
	Esfera (D)		+0,5	0,8	+3,25	-1,50
	Cilindro v		-2,0	0,0	-0,6	+0,5
	Equivalente esférico (D)		+0,2	0,7	+2,5	-1,50
	Esfera-ciclo (D)		+1,1	0,8	+3,25	-1,25
	Cilindro-ciclo (D)		-0,4	0,4	0,0	-1,50
	Equivalente esférico- ciclo (D)		+0,9	0,8	+3,0	-1,25
6 mes-post HLASIK	AVSC (decimal)	104	0,8	0,2	1,0	0,2
	AVCC (decimal)		0,9	0,1	1,0	0,4
	Esfera (D)		+0,6	0,7	+3,0	-1,25
	Cilindro (D)		-0,6	0,5	0,0	-2,25
	Equivalente esférico (D)		+0,3	0,6	+2,50	-1,25
	Esfera-ciclo (D)		+1,0	0,8	+3,0	-1,25
	Cilindro-ciclo (D)		-0,4	0,4	+0,0	-1,50
	Equivalente esférico- ciclo (D)		+0,9	0,7	+3,0	-1,4
12 mes-post HLASIK	AVSC (decimal)	104	0,8	0,2	1,0	0,2
	AVCC (decimal)		0,9	0,2	1,0	0,3
	Esfera (D)		+0,5	0,6	+3,0	-1,25
	Cilindro (D)		-0,5	0,5	0,0	-2,0
	Equivalente esférico (D)		+0,3	0,6	+2,50	-1,50
	Esfera-ciclo (D)		+0,9	0,6	+2,50	-1,25
	Cilindro-ciclo (D)		-0,3	0,4	0,0	-1,50

Equivalente esférico- ciclo (D)		+0,8	0,6	+2,0	-1,4
---------------------------------	--	------	-----	------	------

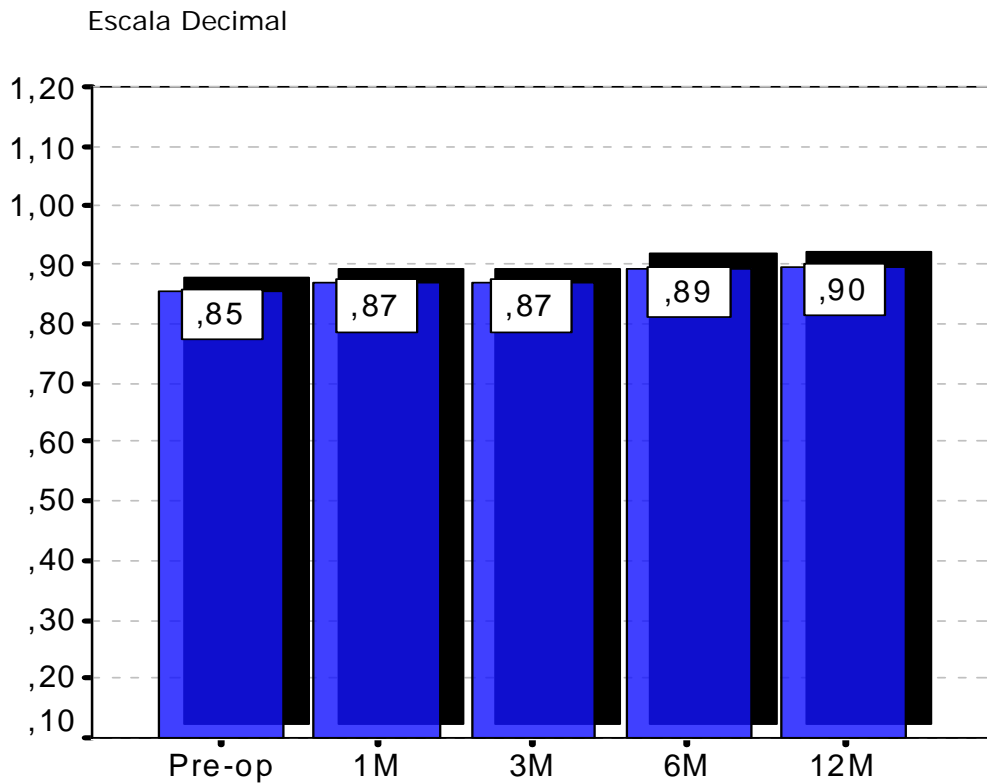
### II.II.II. EVOLUCIÓN DE LA AGUDEZA VISUAL SIN CORRECCIÓN (AVSC) Y CON CORRECCIÓN (AVCC) EN EL GRUPO TOTAL

La **agudeza visual sin corrección (AVSC)** preoperatoria de la población total tiene un valor máximo (en la escala decimal) de 1,1 y un valor mínimo de 0,1, por lo que tiene un rango de 5,1, siendo la media de 0,47, y la DE de 0,3. En la Tabla 4 se especifican los valores al mes, tres, seis y doce meses. En la Figura 55 se representan dichos valores. Los valores de  $p < 0,0001$  demuestran que las diferencias son estadísticamente significativas y por tanto la mejoría de la agudeza visual sin corrección es evidente. (Tabla 5)



**Figura 55. Gráfica de la distribución de la agudeza visual sin corrección (AVSC)**

La **agudeza visual con corrección (AVCC)** de la población total tiene un valor máximo (en la escala decimal) de 1,2 y un valor mínimo de 0,2, por lo que tiene un rango de 5,2, siendo la media de 0,86, y la DE de 0,2. En la Tabla 4 se especifican los valores al mes, tres, seis y doce meses. En la Figura 56 se representan dichos valores. Del análisis estadístico resaltar que no existen diferencias estadísticas entre la agudeza visual corregida pre y postoperatoria en los controles del mes y tres meses, pero si las hay en las del sexto y doce meses en las que se aprecia que no sólo no existe pérdida de la visión corregida, sino ganancia; dato que tiene su razón de ser en los retratamientos, que se realizan entre los tres y los seis meses del tratamiento primario. (Tabla 5)

**Figura 56. Distribución gráfica de la agudeza visual corregida (AVCC)**

### II.II.III EVOLUCIÓN DE LA ESFERA, CILINDRO Y EQUIVALENTE ESFÉRICO EN EL GRUPO TOTAL

Los **valores de la esfera hipermetrópica** pasan de unos valores preoperatorios cuya media es de +3,8 D y con una desviación estándar (DE) de 1,3, a unos valores a los 12 meses de +0,9 D de media y una desviación estándar de 0,6. (Tabla 4, Figura 57) Datos que se muestran estadísticamente significativos tras su análisis en todas las revisiones. (Tabla 5)

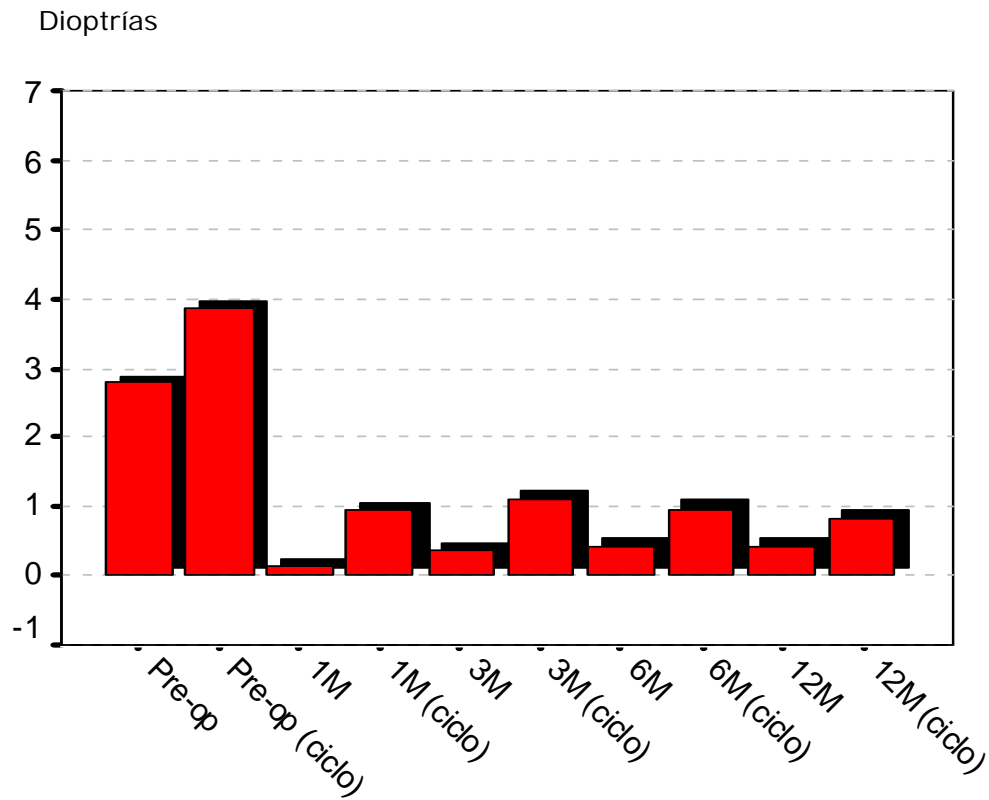
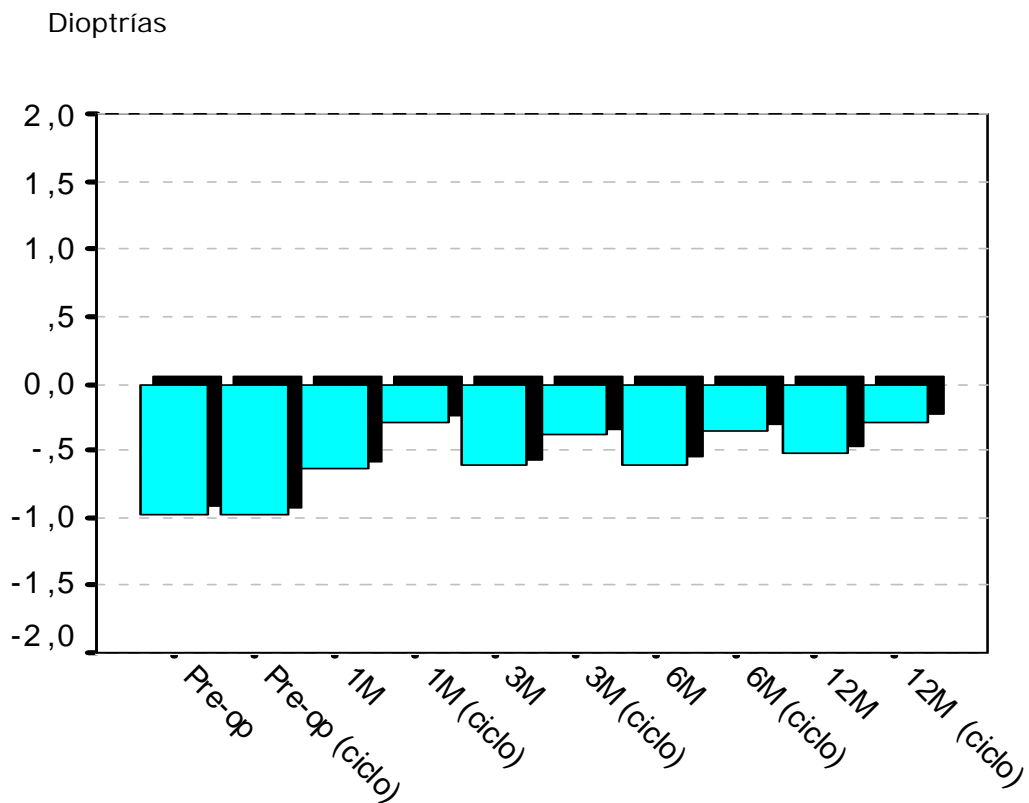


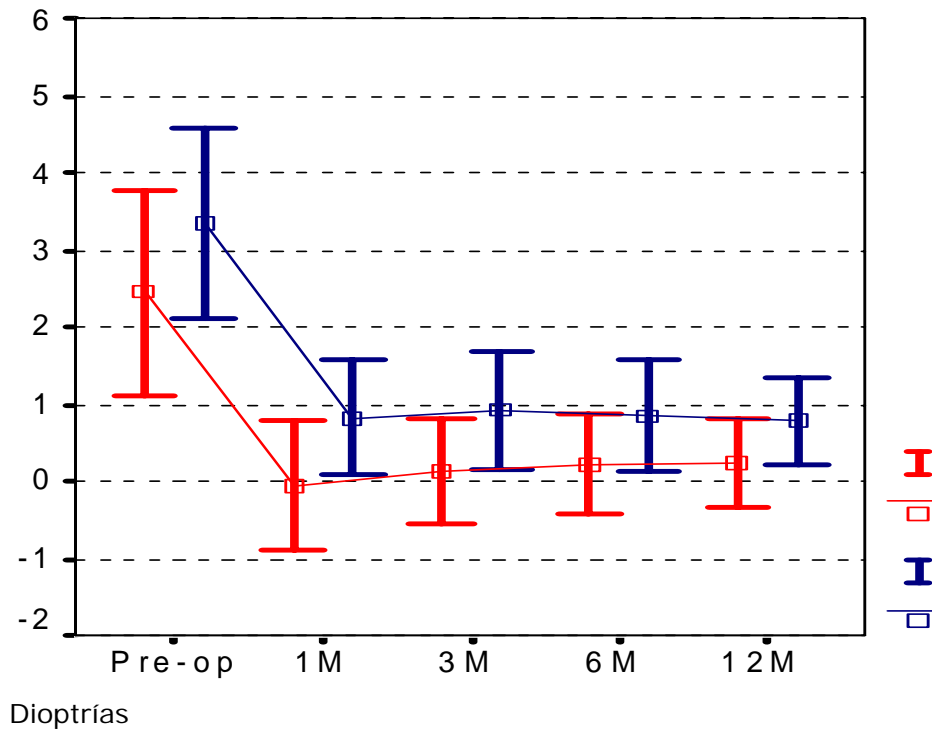
Figura 57. Gráfica de la evolución de la esfera con y sin ciclo en el tiempo del estudio

Los **valores del cilindro** varían de unos valores preoperatorios cuya media es de  $-0,9$  D y una DE de  $0,8$ , a unos valores a los 12 meses de  $-0,3$  D de media y una desviación estándar de  $0,4$ . (Tabla 4, Figura 58) Dicho cambio viene corroborado por el estudio estadístico. (Tabla 5)



**Figura 58:** Gráfica de la evolución del cilindro con y sin ciclo durante el tiempo del estudio

El **equivalente esférico (EE)** cambia desde unos valores preoperatorios cuya media de +3,4 D, y la DE de 1,2, a unos valores a los 12 meses de +0.8 D de media y una desviación estándar de 0,6. (Figura 59) Cambio que puede afirmarse ser estadísticamente significativo. (Tabla 5)



**Figura 59. Gráfica de la evolución del equivalente esférico con y sin ciclo durante el tiempo del estudio**

## **II.III. GRUPO 1: DATOS VISUALES Y REFRACTIVOS**

### **II.III.I. DESCRIPCIÓN Y ANÁLISIS DE LOS DATOS VISUALES Y REFRACTIVOS DEL GRUPO 1**

En la Tabla 5 se exponen los datos visuales y refractivos tanto preoperatorios como postoperatorios (en las revisiones establecidas del mes, tres meses, seis meses y un año) de los ojos pertenecientes al Grupo 1, tratados en este estudio.

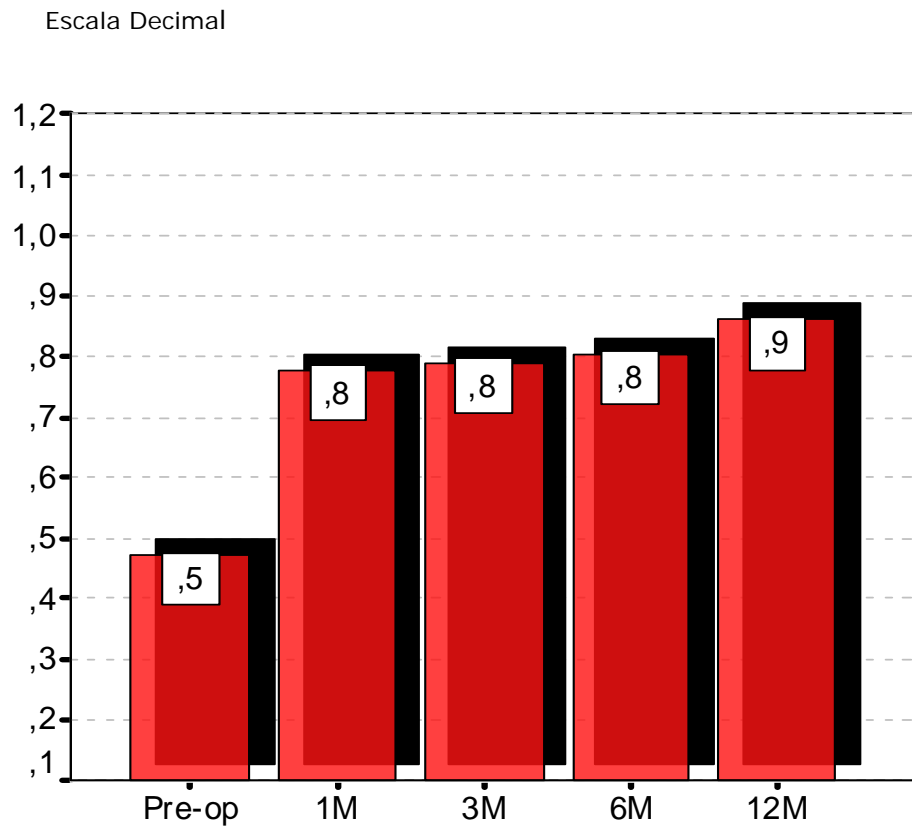
Son mostrados la media, desviación estándar, el error estándar de la media y el rango (valores máximo y mínimo) de la agudeza visual sin corregir (AVSC), la agudeza visual corregida (AVCC), la agudeza visual corregida con ciclopléjico (AVCC-ciclo), esfera, cilindro, equivalente esférico y equivalente esférico ciclopléjico correspondientes a los ojos incluidos en el Grupo 1 del estudio.

Tabla 5. Estadística descriptiva de la población del Grupo 1

Grupo 1: Hipermetropía $\leq +3,5$ D		N	Media	Desviación Estándar	Rango	
					Máximo	Mínimo
Pre- HLASIK	AVSC (decimal)	55	0,5	0,3	1,0	0.10
	AVCC (decimal)		0,9	0,2	1,0	0.50
	Esfera (D)		+2,1	0,9	+4,0	0.00
	Cilindro (D)		-0,9	0,8	0,0	-2.00
	Equivalente esférico (D)		+1,8	0,9	+3,50	-0.50
	Esfera-ciclo (D)		+2,9	0,9	+5,0	+1.25
	Cilindro-ciclo (D)		-0,8	0,8	0,0	-2.00
	Equivalente esférico- ciclo (D)		+2,5	0,8	+3,50	+0.63
1 mes- post HLASIK	AVSC (decimal)	55	0,8	0,2	1,0	0.30
	AVCC (decimal)		0,8	0,1	1,0	0.40
	Esfera (D)		+0,3	0,8	+2,0	-2.50
	Cilindro (D)		-0,6	0,5	+0,25	-1.75
	Equivalente esférico (D)		-0,02	0,7	+1,25	-3.00
	Esfera-ciclo (D)		+0,8	0,6	+2,0	-1.25
	Cilindro-ciclo (D)		-0,3	0,5	+1,50	-2.00
	Equivalente esférico- ciclo (D)		+0,7	0,6	+1,75	-1.25
3 mes- post HLASIK	AVSC (decimal)	55	0,8	0,2	1,0	0.20
	AVCC (decimal)		0,9	0,1	1,0	0.60
	Esfera (D)		+0,3	0,7	+1,50	-1.50
	Cilindro v		-0,5	0,4	0,0	-1.75
	Equivalente esférico (D)		+0,1	0,7	+1,25	-1.50
	Esfera-ciclo (D)		+0,8	0,7	+2,0	-1.25
	Cilindro-ciclo (D)		-0,3	0,4	0,0	-1.50
	Equivalente esférico- ciclo (D)		+0,7	0,6	+1,75	-1.25
6 mes- post HLASIK	AVSC (decimal)	55	0,8	0,2	1,0	0.20
	AVCC (decimal)		0,9	0,1	1,0	0.60
	Esfera (D)		+0,4	0,6	+1,50	-1.25
	Cilindro (D)		-0,5	0,4	0,0	-1.50
	Equivalente esférico (D)		+0,2	0,6	+1,50	-1.25
	Esfera-ciclo (D)		+0,8	0,7	+2,50	-1.25
	Cilindro-ciclo (D)		-0,3	0,4	0,0	-1.25
	Equivalente esférico- ciclo (D)		+0,7	0,6	+1,9	-1.38
12 mes- post HLASIK	AVSC (decimal)	55	0,9	0,2	1,0	0.40
	AVCC (decimal)		0,9	0,1	1,0	0.60
	Esfera (D)		+0,4	0,6	+1,25	-1.25
	Cilindro (D)		-0,4	0,4	0,0	-1.50
	Equivalente esférico (D)		+0,1	0,5	+1,13	-1.50
	Esfera-ciclo (D)		+0,7	0,5	+1,75	-1.25
	Cilindro-ciclo (D)		-0,2	0,3	0,0	-1.25
	Equivalente esférico- ciclo (D)		+0,6	0,5	+1,50	-1.38

### II.III.II. EVOLUCIÓN DE LA AGUDEZA VISUAL SIN CORRECCIÓN (AVSC) Y CON CORRECCIÓN (AVCC) EN EL GRUPO 1.

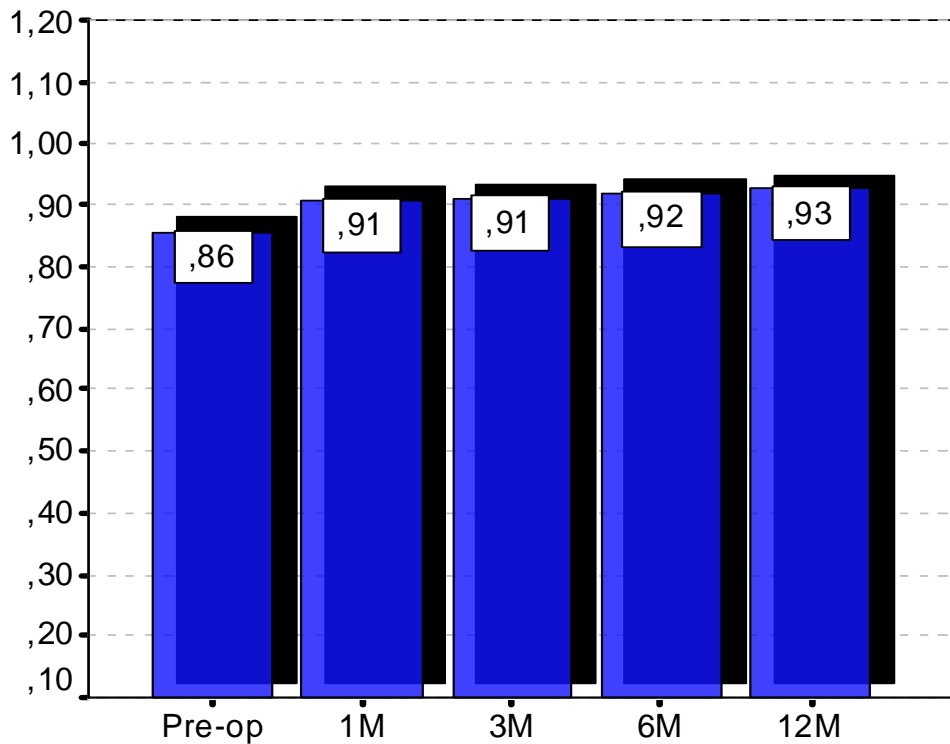
La **agudeza visual sin corrección (AVSC)** preoperatorio de la población del grupo 1 tiene un valor máximo (en la escala decimal) de 1 y un valor mínimo de 0,1, por lo que tiene un rango de 5,05, siendo la media de 0,5, y la DE de 0,3. En la Tabla 5 se especifican los valores al mes, tres, seis y doce meses. En la Figura 60 se representan dichos valores. El estudio estadístico revela que existe mejoría de la visión no corregida, en todas las revisiones. (Tabla 7)



**Figura 60.** Gráfica de la distribución de la agudeza visual sin corrección (AVSC)

La **agudeza visual con corrección (AVCC)** de la población del grupo 1 tiene un valor máximo (en la escala decimal) de 1 y un valor mínimo de 0,5, siendo la media de 0,9, y la DE de 0,2. En la Tabla 5 se especifican los valores al mes, tres, seis y doce meses. En la Figura 61 se representan dichos valores. El estudio estadístico revela la ausencia de pérdida de visión corregida. (Tabla 7)

Escala Decimal



**Figura 61. Gráfica de la distribución de la agudeza visual corregida (AVCC)**

### II.III.III. EVOLUCIÓN DE LA ESFERA, CILINDRO Y EQUIVALENTE ESFÉRICO EN EL GRUPO 1.

Los valores de la **esfera hiperométrica** pasan de unos valores preoperatorios cuya media es de +2,9 D y con una desviación estándar (DE) de 0,9, a unos valores a los 12 meses de +0,7 D de media y una desviación estándar de 0,5. (Tabla 5, Figura 62). Datos corroborados por el análisis estadísticos como significativos. (Tabla 7)

Dioptías

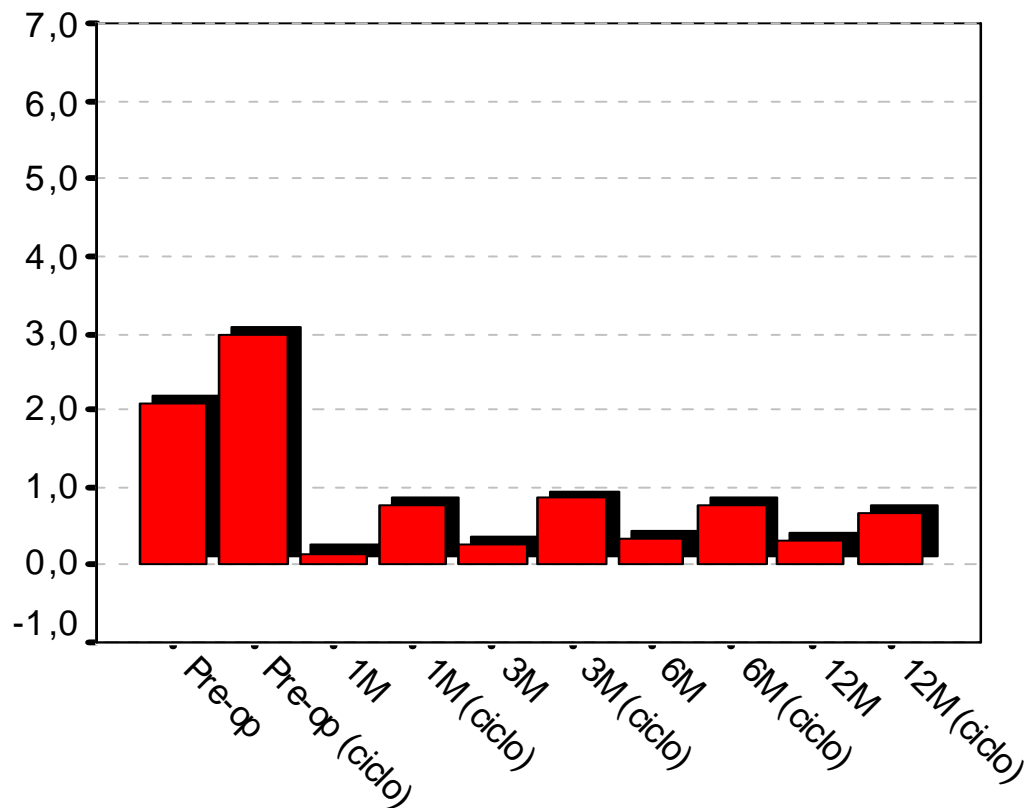
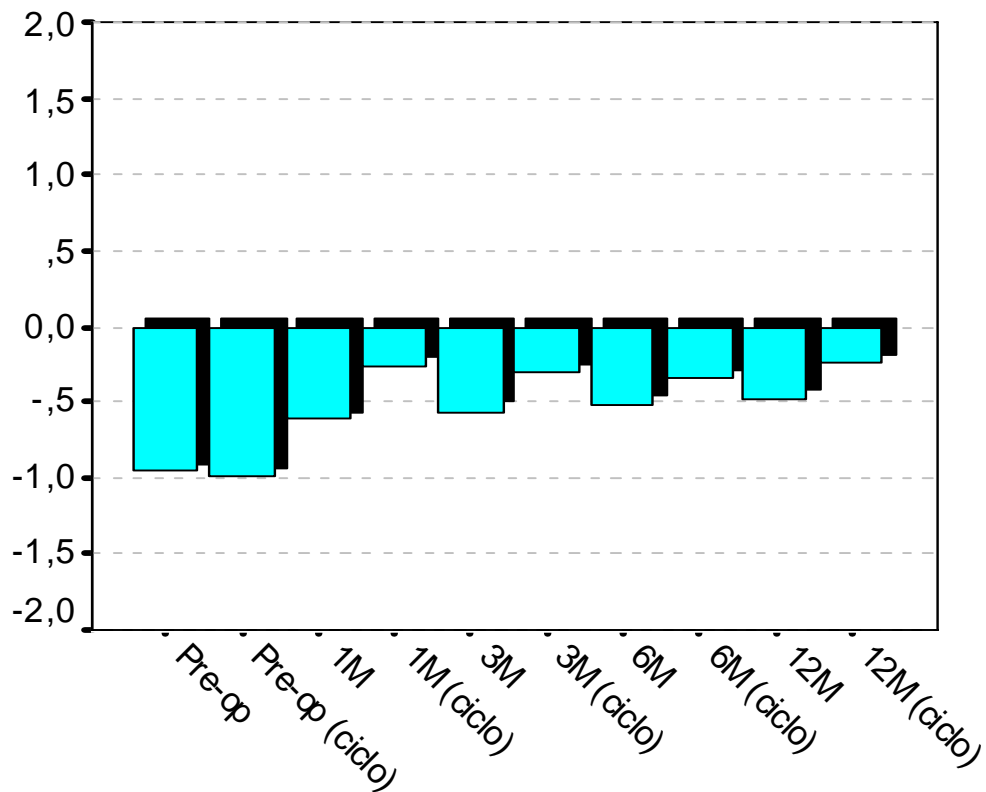


Figura 62. Gráfica de la evolución de la esfera con y sin ciclo en el tiempo del estudio

Los valores del **cilindro** varían de unos valores preoperatorios cuya media es de  $-0,8$  D y una DE de  $0,8$ , a unos valores a los 12 meses de  $-0,2$  D de media y una desviación estándar de  $0,3$ . (Tabla 5, Figura 63) Dicho cambio viene corroborado por el estudio estadístico. (Tabla 7)

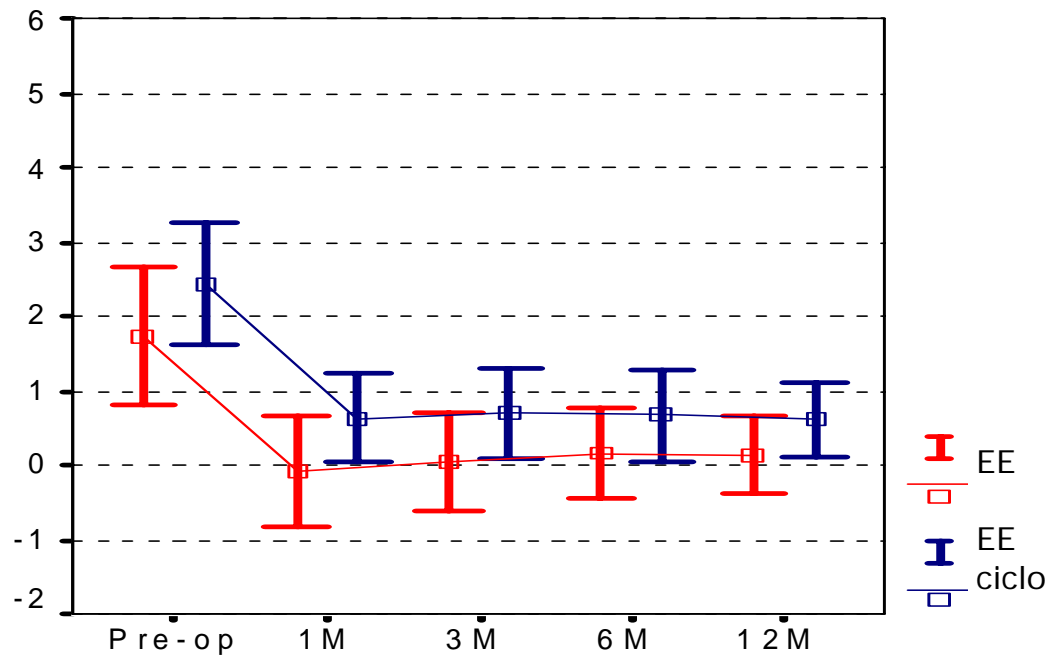
Dioptías



**Figura 63. Gráfica de la evolución del cilindro con y sin ciclo durante el tiempo del estudio**

El **equivalente esférico (EE)** cambia desde unos valores preoperatorios cuya media de +2,5 D, y la DE de 0,8, a unos valores a los 12 meses de +0.6 D de media y una desviación estándar de 0,5. (Tabla 5, Figuras 64) Cambio que puede afirmarse ser estadísticamente significativo. (Tabla 7)

Dioptías



**Figura 64. Gráfica de la evolución del equivalente esférico con y sin ciclo durante el tiempo del estudio**

## **II.IV. GRUPO 2: DATOS VISUALES Y REFRACTIVOS**

### **II.IV.I. DESCRIPCIÓN Y ANÁLISIS DE LOS DATOS VISUALES Y REFRACTIVOS DEL GRUPO 2**

En la Tabla 6 se exponen los datos visuales y refractivos tanto preoperatorios como postoperatorios (en las revisiones establecidas del mes, tres meses, seis meses y un año) de los ojos pertenecientes al Grupo 2, tratados en este estudio. Descripción y análisis de los datos refractivos de los ojos incluidos en Grupo 2. Son mostrados la media, desviación estándar, el error estándar de la media y el rango (valores máximo y mínimo) de la agudeza visual sin corregir (AVSC), la agudeza visual corregida (AVCC), la agudeza visual corregida con ciclopléjico (AVCC-ciclo), esfera, cilindro, equivalente esférico y equivalente esférico ciclopléjico correspondientes a los ojos incluidos en el Grupo 2 del estudio.

Tabla 6. Estadística descriptiva de la población del Grupo 2

Grupo 2: Hipermetropía > +3.5 D		N	Media	Desviación Estándar	Rango	
					Máximo	Mínimo
Pre- HLASIK	AVSC (decimal)	49	0,5	0,3	1,1	0,05
	AVCC (decimal)		0,8	0,2	1,2	0,2
	Esfera (D)		+3,7	1,2	+6,0	+1,50
	Cilindro (D)		-0,9	0,9	0,0	-2,50
	Equivalente esférico (D)		+3,3	1,3	+6,0	0,0
	Esfera-ciclo (D)		+4,9	0,7	+6,5	+4,0
	Cilindro-ciclo (D)		-0,9	0,8	0,0	-2,25
	Equivalente esférico- ciclo (D)		+4,5	0,6	+6,25	+3,63
1 mes- post HLASIK	AVSC (decimal)	49	0,7	0,2	1,0	0,20
	AVCC (decimal)		0,8	0,2	1,0	0,25
	Esfera (D)		+0,3	1,0	+3,0	-2,00
	Cilindro (D)		-0,6	0,5	0,0	-1,75
	Equivalente esférico (D)		0,0	0,9	+2,25	-2,50
	Esfera-ciclo (D)		+1,2	0,9	+3,50	0,0
	Cilindro-ciclo (D)		-0,3	0,4	0,0	-1,50
	Equivalente esférico- ciclo (D)		+1,0	0,9	+3,25	-0,25
3 mes- post HLASIK	AVSC (decimal)	49	0,8	0,2	1,2	0,20
	AVCC (decimal)		0,8	0,2	1,0	0,20
	Esfera (D)		+0,6	0,9	+3,25	-1,25
	Cilindro (D)		-0,7	0,6	0,0	-2,0
	Equivalente esférico (D)		+0,3	0,8	+2,50	-1,38
	Esfera-ciclo (D)		+1,4	0,9	+3,25	-0,25
	Cilindro-ciclo (D)		-0,4	0,5	0,0	-1,50
	Equivalente esférico- ciclo (D)		+1,2	0,9	+3,0	-0,25
6 mes- post HLASIK	AVSC (decimal)	49	0,7	0,2	1,0	0,2
	AVCC (decimal)		0,9	0,2	1,0	0,4
	Esfera (D)		+0,7	0,8	+3,0	-1,25
	Cilindro (D)		-0,8	0,5	0,0	-2,25
	Equivalente esférico (D)		+0,3	0,7	+2,50	-1,25
	Esfera-ciclo (D)		+1,3	0,8	+3,0	-0,25
	Cilindro-ciclo (D)		-0,4	0,5	0,0	-1,50
	Equivalente esférico- ciclo (D)		+1,1	0,8	+3,0	-0,50
12 mes- post HLASIK	AVSC (decimal)	49	0,8	0,2	1,0	0,2
	AVCC (decimal)		0,9	0,2	1,0	0,3
	Esfera (D)		+0,6	0,7	+3,0	-1,25
	Cilindro (D)		-0,6	0,6	0,0	-2,0
	Equivalente esférico (D)		+0,4	0,6	+2,50	-1,25
	Esfera-ciclo (D)		+1,1	0,6	+2,50	0,0
	Cilindro-ciclo (D)		-0,3	0,4	0,0	-1,50
	Equivalente esférico- ciclo (D)		+0,9	0,6	+2,0	-0,25

## II.IV.II. EVOLUCIÓN DE LA AGUDEZA VISUAL SIN CORRECCIÓN (AVSC) Y CON CORRECCIÓN (AVCC) EN EL GRUPO 2.

La **agudeza visual sin corrección (AVSC)** preoperatorio de la población del grup 2 tiene un valor máximo (en la escala decimal) de 1,1 y un valor mínimo de 0,05, por lo que tiene un rango de 5,52, siendo la media de 0,5, y la DE de 0,3. En la Tabla 6 se especifican los valores al mes, tres, seis y doce meses. En la Figura 65 se representan dichos valores. Datos corroborados por el análisis estadísticos como significativos. (Tabla 7)

Escala Decimal

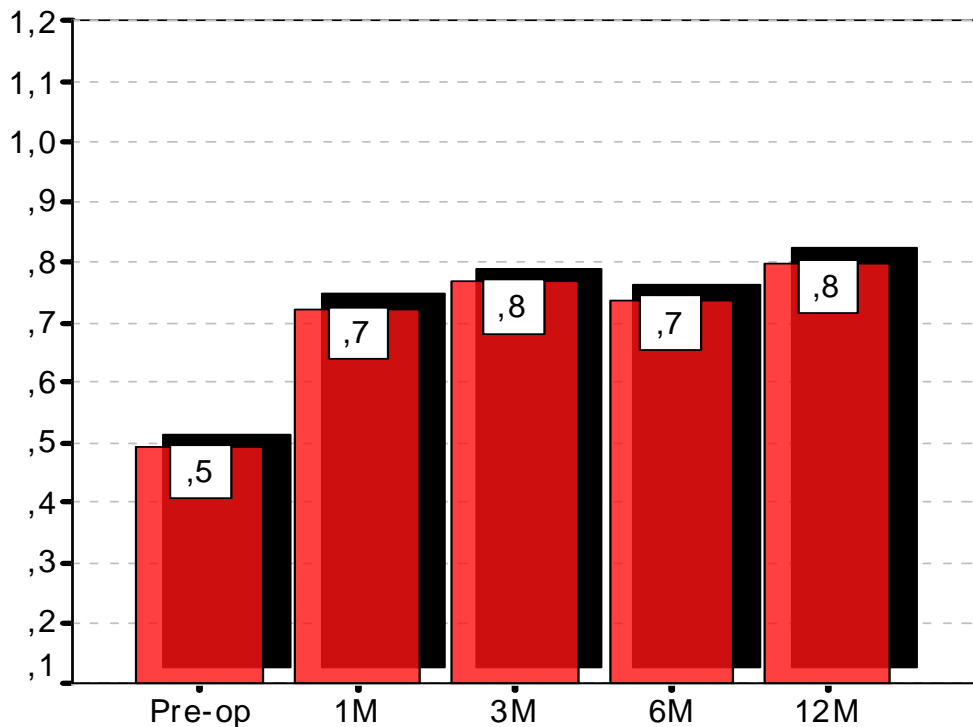
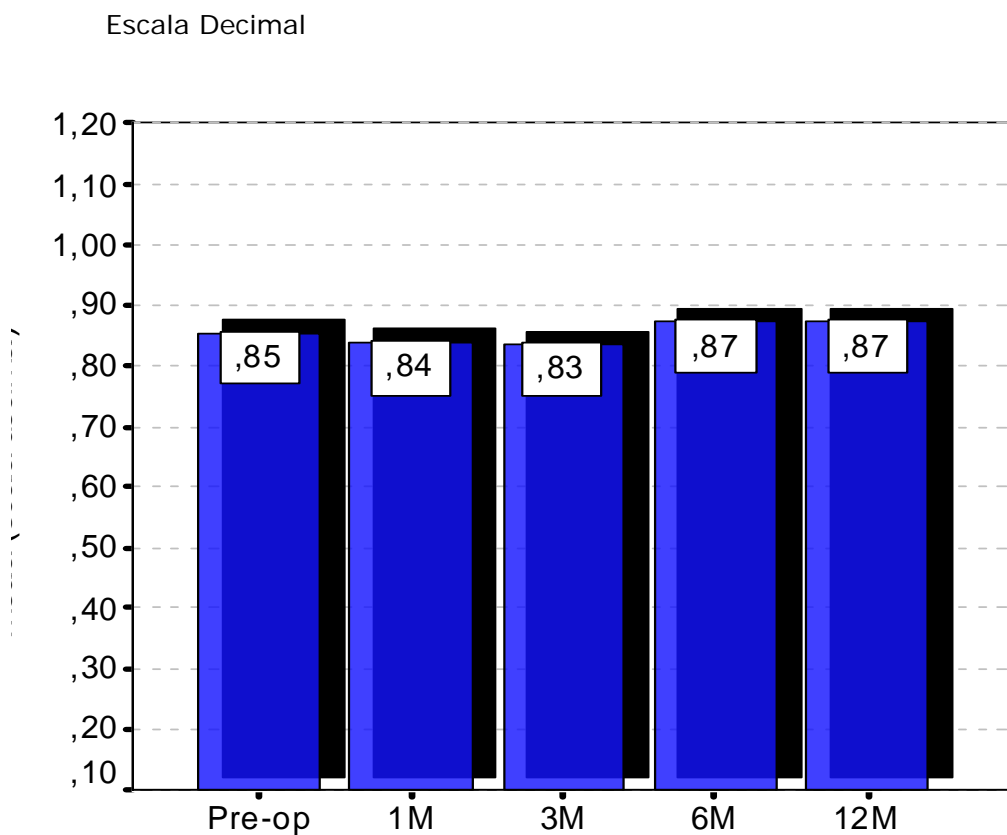


Figura 65. Gráfica de la distribución de la agudeza visual sin corrección (AVSC)

La **agudeza visual con corrección (AVCC)** de la población del grupo 2 tiene un valor máximo (en la escala decimal) de 1,2 y un valor mínimo de 0,2, siendo la media de 0,8, y la DE de 0,2. En la Tabla 6 se especifican los valores al mes, tres, seis y doce meses. En la Figura 66 se representan dichos valores. Tras el estudio estadístico no se puede afirmar que haya cambio estadísticamente significativo en este parámetro. (Tabla 7)



**Figura 66. Gráfica de la distribución de la agudeza visual corregida (AVCC)**

### II.IV.III. EVOLUCIÓN DE LA ESFERA, CILINDRO Y EQUIVALENTE ESFÉRICO EN EL GRUPO 2.

Los valores de la **esfera hipermetrópica** pasan de unos valores preoperatorios cuya media es de +4,9 D y con una desviación estándar (DE) de 0,7, a unos valores a los 12 meses de +1,1 D de media y una desviación estándar de 0,6. (Tabla 6, Figura 67) Datos corroborados por el análisis estadísticos como significativos. (Tabla 7)

Dioptías

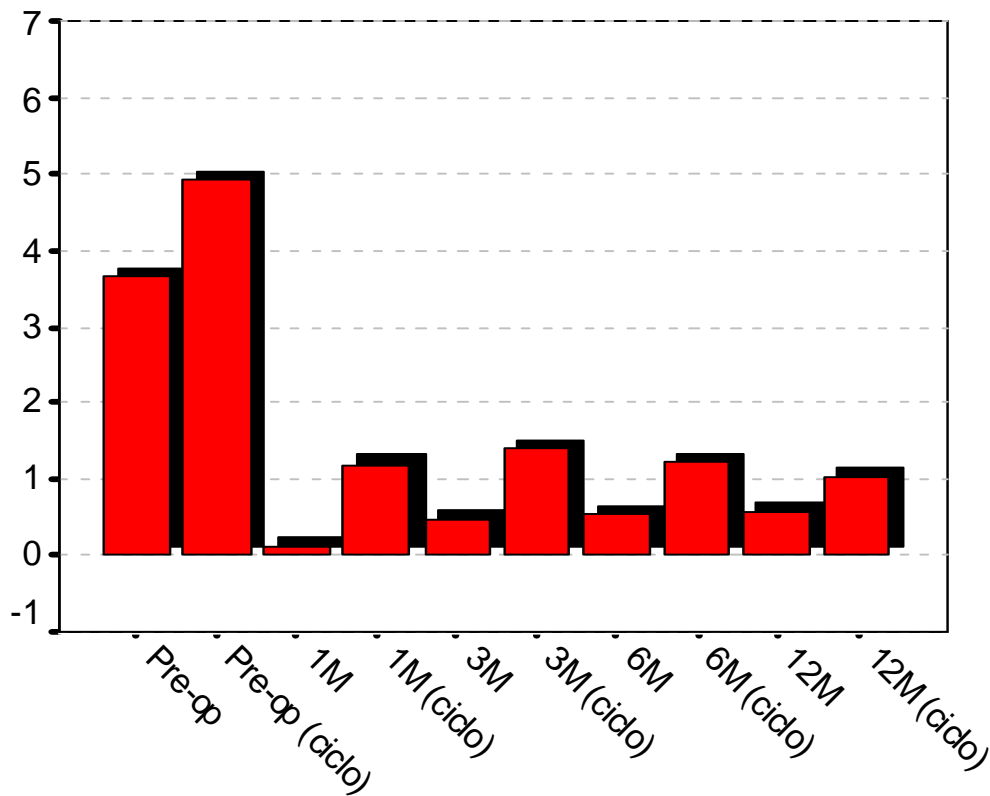
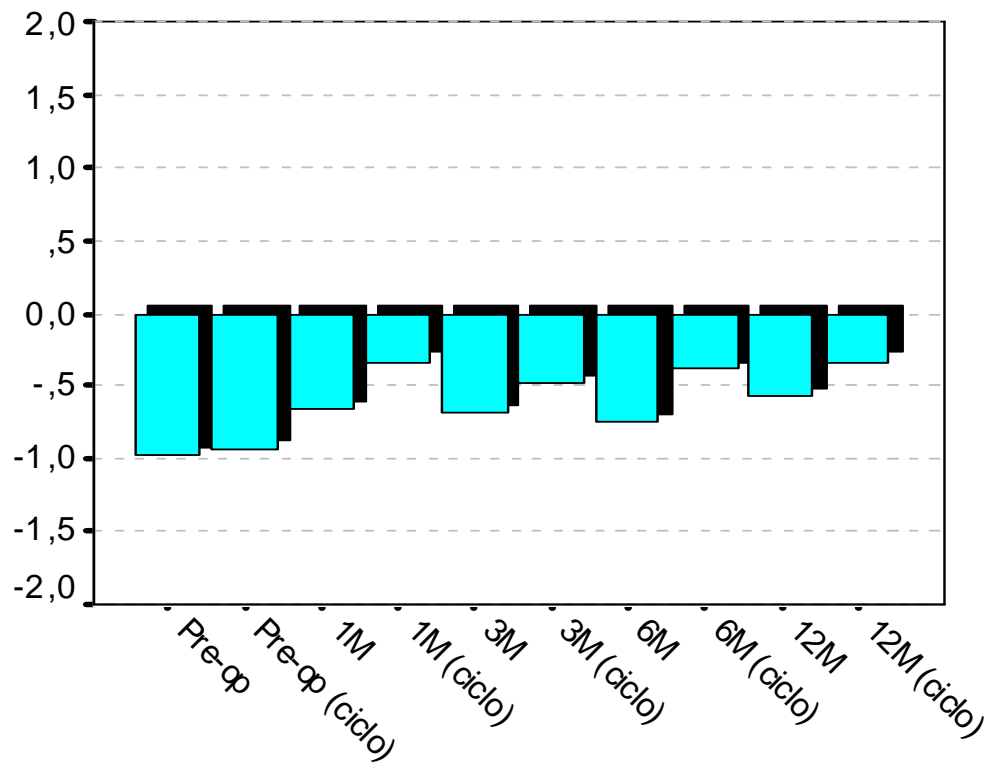


Figura 67. Gráfica de la evolución de la esfera con y sin ciclo en el tiempo del estudio

Los valores del **cilindro** varían de unos valores preoperatorios cuya media es de  $-0,9$  D y una DE de  $0,8$ , a unos valores a los 12 meses de  $-0,3$  D de media y una desviación estándar de  $0,4$ . (Tabla 6, Figura 68) Dicho cambio viene corroborado por el estudio estadístico. (Tabla 7)

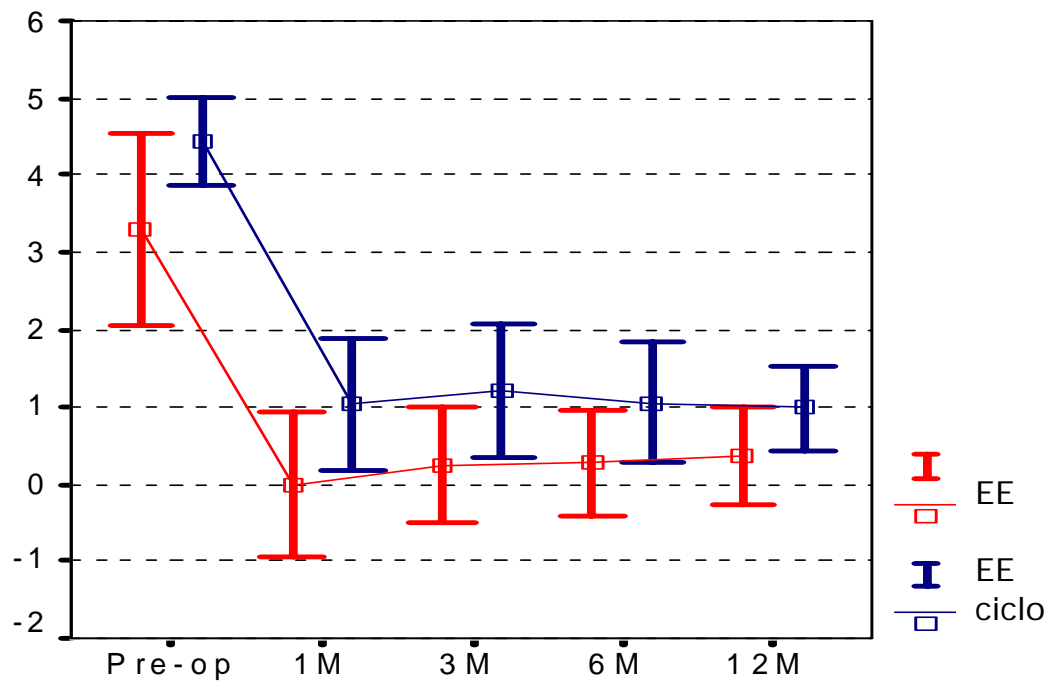
Dioptrías



**Figura 68.** Gráfica de la evolución del cilindro con y sin ciclo durante el tiempo del estudio

El **equivalente esférico (EE)** cambia desde unos valores preoperatorios cuya media de +4,5 D, y la DE de 0,6, a unos valores a los 12 meses de +0.9 D de media y una desviación estándar de 0,6. En las Tabla 6 y Figura 69, podemos ver los valores y evolución durante el tiempo del estudio. En la figura 89 se aprecia una diferencia media de una dioptría entre los valores del EE sin ciclopléjia y con ciclopléjia preoperatorios y como disminuye durante el tiempo del estudio. El estudio estadístico se aprecia en la Tablas 7 y 8.

Dioptías



**Figura 69. Gráfica de la evolución del equivalente esférico con y sin ciclo durante el tiempo del estudio**

## II.V. ESTUDIO ESTADÍSTICO DE LOS VALORES VISUALES Y REFRACTIVOS DEL LOS TRES GRUPOS (TOTAL, 1 Y 2)

Tabla 7. Demostración del valor de P de la visión y refracción de los ojos en este estudio

	Comparación entre	Grupo Total Valor de P	Grupo 1 Valor de P	Grupo 2 Valor de P
<b>AVSC</b>	Pre-op – 1 mes	0,000	0,000	0,000
	Pre-op – 3 mes	0,000	0,000	0,000
	Pre-op – 6 mes	0,000	0,000	0,000
	Pre-op – 12 meses	0,000	0,000	0,000
<b>AVCC</b>	Pre-op – 1 mes	0,173	0,006	0,829
	Pre-op – 3 mes	0,435	0,037	0,521
	Pre-op – 6 mes	0,002	0,006	0,116
	Pre-op – 12 meses	0,001	0,001	0,132
<b>Esfera</b>	Pre-op – 1 mes	0,000	0,000	0,000
	Pre-op – 3 mes	0,000	0,000	0,000
	Pre-op – 6 mes	0,000	0,000	0,000
	Pre-op – 12 meses	0,000	0,000	0,000
<b>Cilindro</b>	Pre-op – 1 mes	0,000	0,010	0,021
	Pre-op – 3 mes	0,003	0,005	0,201
	Pre-op – 6 mes	0,000	0,000	0,131
	Pre-op – 12 meses	0,000	0,000	0,002
<b>EE</b>	Pre-op – 1 mes	0,000	0,000	0,000
	Pre-op – 3 mes	0,000	0,000	0,000
	Pre-op – 6 mes	0,000	0,000	0,000
	Pre-op – 12 meses	0,000	0,000	0,000

**Tabla 8 Demostración del valor de P de la refracción ciclopléjica de los ojos en el estudio**

	<b>Comparación entre</b>	<b>Grupo Total Valor de P</b>	<b>Grupo 1 Valor de P</b>	<b>Grupo 2 Valor de P</b>
<b>Esfera- ciclopléji co</b>	Pre-op – 1 mes	0,000	0,069	0,000
	Pre-op – 3 mes	0,000	0,065	0,000
	Pre-op – 6 mes	0,000	0,030	0,000
	Pre-op – 12 meses	0,000	0,094	0,000
<b>Cilindro- ciclopléji co</b>	Pre-op – 1 mes	0,000	0,000	0,000
	Pre-op – 3 mes	0,000	0,000	0,001
	Pre-op – 6 mes	0,000	0,000	0,000
	Pre-op – 12 meses	0,000	0,000	0,000
<b>EE- ciclopléji co</b>	Pre-op – 1 mes	0,000	0,000	0,000
	Pre-op – 3 mes	0,000	0,000	0,000
	Pre-op – 6 mes	0,000	0,000	0,000
	Pre-op – 12 meses	0,000	0,000	0,000

### **III. ESTUDIO DE LOS DATOS QUERATOMÉTRICOS**

#### **III.I. DESCRIPCIÓN Y ANÁLISIS DE LOS DATOS QUERATOMÉTRICOS DEL GRUPO TOTAL, GRUPO 1 , Y GRUPO 2**

**Tabla 8. Descripción y análisis de las queratometrías medias (KM) en los ojos del estudio.**

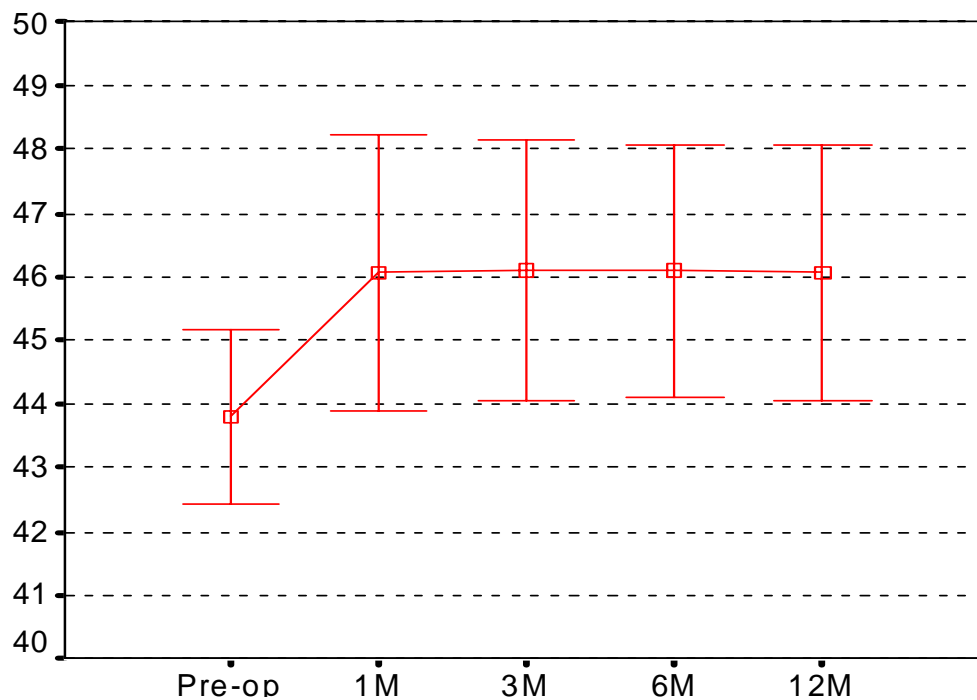
Grupo total		N	Media	Desviación Estándar	Rango	
					Máximo	Mínimo
Queratometría media	Pre-op	104	43,80	1,40	46,75	40,75
	1 mes		46,09	2,11	50,75	41,50
	3 mes		46,11	2,03	50,75	41,75
	6 mes		46,02	1,93	50,50	41,50
	12 meses		46,04	1,95	50,50	41,50
Astigmatismo Queratométrico	Pre-op	104	-1,17	0,67	-0,12	-3,50
	1 mes		-1,04	0,55	0,00	-2,50
	3 mes		-1,03	0,48	0,00	-2,00
	6 mes		-0,99	0,50	0,00	-2,50
	12 meses		-0,97	0,48	0,00	-2,25
Grupo 1		N	Media	Desviación Estándar	Rango	
					Máximo	Mínimo
Queratometría media	Pre-op	55	43,76	1,34	46,75	41,00
	1 mes		45,25	1,89	49,25	41,50
	3 mes		45,37	1,90	49,00	41,75
	6 mes		45,26	1,73	49,00	41,50
	12 meses		45,32	1,82	49,00	41,50
Astigmatismo Queratométrico	Pre-op		-1,13	0,65	-0,12	-2,75
	1 mes		-0,97	0,53	0,00	-2,25
	3 mes		-0,96	0,47	0,00	-2,00
	6 mes		-0,95	0,49	0,00	-2,25
	12 meses		-0,94	0,45	-0,25	-2,25
Grupo 2		N	Media	Desviación Estándar	Rango	
					Máximo	Mínimo
Queratometría media	Pre-op	49	43,85	1,47	46,75	40,75
	1 mes		47,02	1,96	50,75	43,37
	3 mes		46,97	1,85	50,75	43,87
	6 mes		46,87	1,79	50,50	44,25
	12 meses		46,83	1,80	50,50	43,25
Astigmatismo Queratométrico	Pre-op		-1,21	0,69	-0,25	-3,50
	1 mes		-1,11	0,57	0,00	-2,50
	3 mes		-1,11	0,49	-0,25	-2,00
	6 mes		-1,03	0,50	-0,25	-2,50
	12 meses		-0,99	0,52	0,00	-2,25

## III.II. EVOLUCIÓN DE LA QUERATOMETRÍA

### III.II.I EVOLUCIÓN DE LA QUERATOMETRÍA EN EL GRUPO TOTAL.

Los valores de la queratometría media (KM) del Grupo Total varían de unos valores preoperatorios cuya media es de 43,85 D y una DE de 1,47, a unos valores a los 12 meses de 46,04 D de media y una desviación estándar de 1,9. (Tabla 8, Figura 70) Dicho cambio viene corroborado por el estudio estadístico. (Tabla 9) Destacar también la estabilidad de los valores de la queratometría media a lo largo del tiempo del estudio, tal como se aprecia en la tabla adjunta. (Tabla 8)

Dioptías

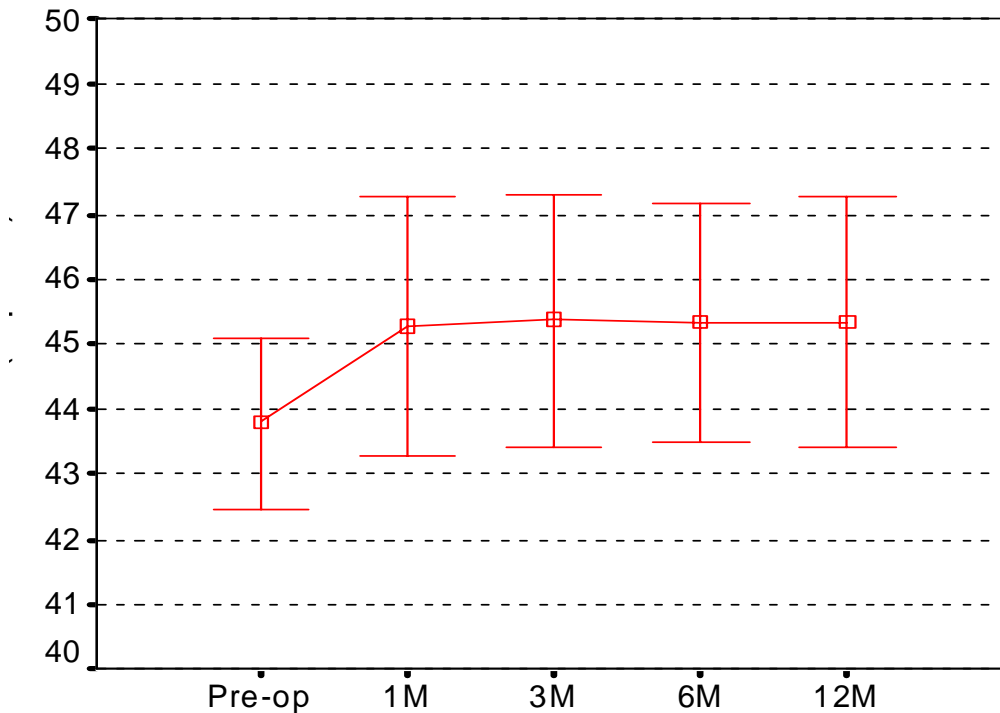


**Figura 70. Gráfica de la evolución de la queratometría media durante el tiempo del estudio. Grupo Total.**

### III.II.II. EVOLUCIÓN DE LA QUERATOMETRÍA EN EL GRUPO 1.

Los valores de la queratometría media del Grupo 1 varían de unos valores preoperatorios cuya media es de 43,76 D y una DE de 1,34, a unos valores a los 12 meses de 45,32 D de media y una desviación estándar de 1,82. (Tabla 8, Figura 71) Dicho cambio viene corroborado por el estudio estadístico. (Tabla 9) Destacar también la estabilidad de los valores de la queratometría media a lo largo del tiempo del estudio, tal como se aprecia en la tabla adjunta. (Tabla 8)

Dioptías

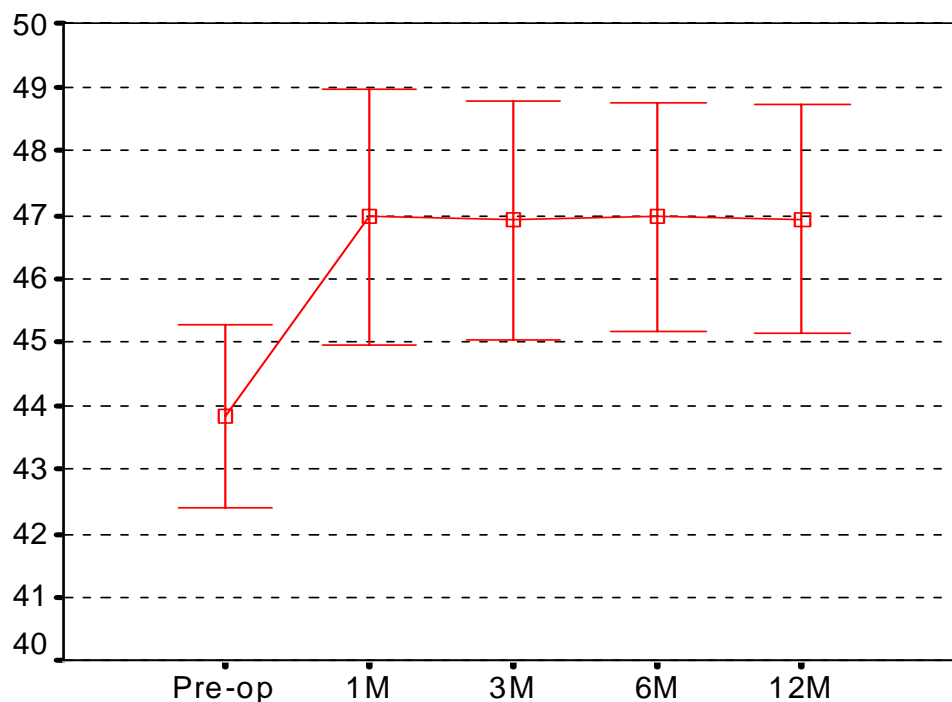


**Figura 71. Gráfica de la evolución de la queratometría media durante el tiempo del estudio. Grupo 1.**

### III.II.III. EVOLUCIÓN DE LA QUERATOMETRÍA EN EL GRUPO 2.

Los valores de la queratometría media del Grupo 2 varían de unos valores preoperatorios cuya media es de 43,85 D y una DE de 1,47, a unos valores a los 12 meses de 46,83 D de media y una desviación estándar de 1,8. (Tabla 8, Figura 72) Dicho cambio viene corroborado por el estudio estadístico. (Tabla 9) Destacar también la estabilidad de los valores de la queratometría media a lo largo del tiempo del estudio, tal como se aprecia en la tabla adjunta. (Tabla 8)

Dioptías



**Figura 72. Gráfica de la evolución de la queratometría media durante el tiempo del estudio. Grupo 2.**

### **III.III. ESTUDIO ESTADÍSTICO DE LOS VALORES QUERATOMÉTRICOS DE LOS TRES GRUPOS (TOTAL, 1 Y 2)**

**Tabla 9. Demostración del valor de P de las queratometrías medias y el astigmatismo queratométrico en el estudio.**

	<b>Comparación entre</b>	<b>Grupo hipermetrópico a total Valor de P</b>	<b>Grupo 1 Valor de P</b>	<b>Grupo 2 Valor de P</b>
<b>Queratometría media</b>	Pre-op – 1 mes	0,000	0,000	0,000
	Pre-op – 3 mes	0,000	0,000	0,000
	Pre-op – 6 mes	0,000	0,000	0,000
	Pre-op – 12 meses	0,000	0,000	0,000
<b>Astigmatismo Queratométrico</b>	Pre-op – 1 mes	0,059	0,100	0,311
	Pre-op – 3 mes	0,057	0,056	0,453
	Pre-op – 6 mes	0,006	0,024	0,100
	Pre-op – 12 meses	0,002	0,013	0,068

## IV. ESTUDIO DE LA SENSIBILIDAD AL CONTRASTE

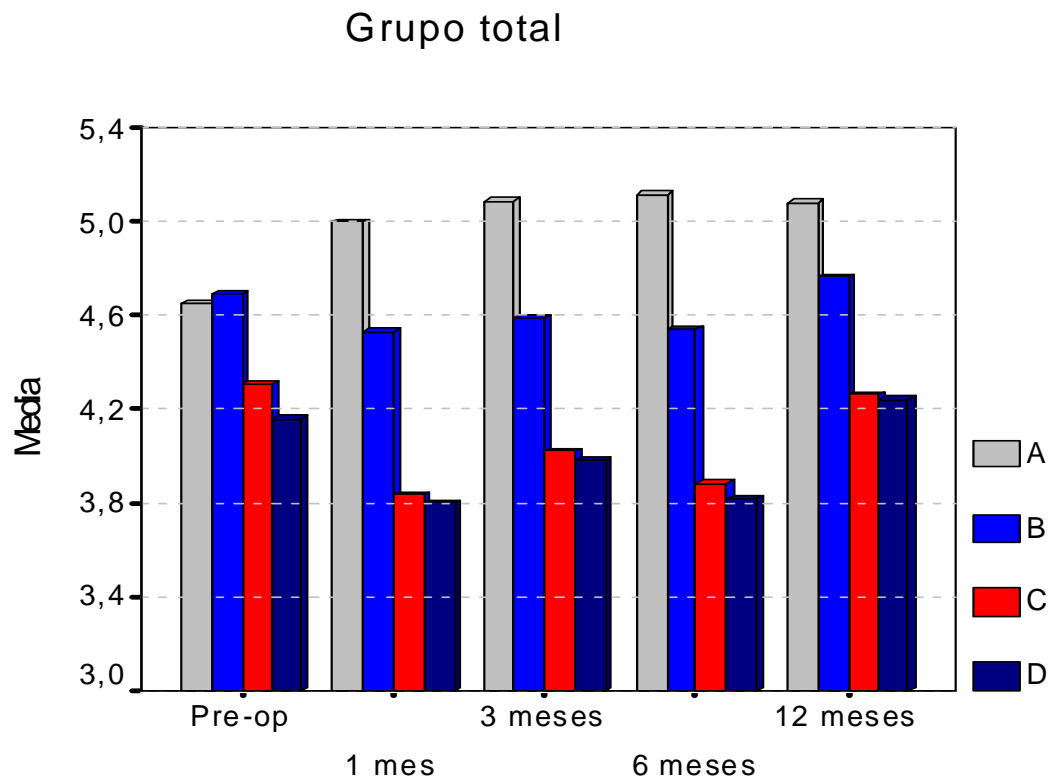
### IV.I DESCRIPCIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS DE SENSIBILIDAD AL CONTRASTE, GRUPO TOTAL

Tabla 10. Valores de la sensibilidad de contraste del Grupo Total de este estudio.

Sensibilidad al contraste (ciclo/grado) Grupo Total		N	Media	Desviación Estándar	Rango	
					Máximo	Mínimo
Pre- HLASIK	A	104	4,65	1,4	8	1
	B		4,69	1,8	8	0
	C		4,31	1,8	8	0
	D		4,16	2,0	8	0
1 mes- post HLASIK	A	104	5,00	1,3	8	2
	B		4,53	1,4	8	2
	C		3,84	1,6	7	0
	D		3,80	1,8	7	1
6 mes- post HLASIK	A	104	5,09	1,2	8	2
	B		4,59	1,3	8	1
	C		4,03	1,8	8	0
	D		3,99	1,8	8	1
12 mes- post	A	104	5,12	1,3	8	1
	B		4,54	1,5	8	0
	C		3,89	1,9	8	0

<b>HLASIK</b>	D		3,82	1,9	8	0
---------------	---	--	------	-----	---	---

Los valores medios de las cuatro frecuencias espaciales: 3, 6, 12 y 18 cpg (ciclos por grado) (A, B, C, D) medidos de la sensibilidad al contraste del grupo total varían de unos valores preoperatorios cuya media es de 4,65, 4,69, 4,31, y 4,16 a unos valores a los 12 meses de 5,12, 4,54, 3,89, 3,82 (respectivamente para cada uno de los cuatro grupos enunciados). La desviación estándar y el rango, así como los valores de las revisiones intermedias pueden verse en las Tabla 10 y Figura 73. El estudio estadístico demuestra que no existe diferencia estadísticamente significativa en ninguna de las cuatro frecuencias. (Tabla 13)



**Figura 73. Gráfica de la evolución de la sensibilidad al contraste durante el tiempo del estudio . Grupo Total.**

## IV.II. DESCRIPCIÓN Y ANÁLISIS DE LOS DATOS DE LA SENSIBILIDAD AL CONTRASTE DEL GRUPO 1

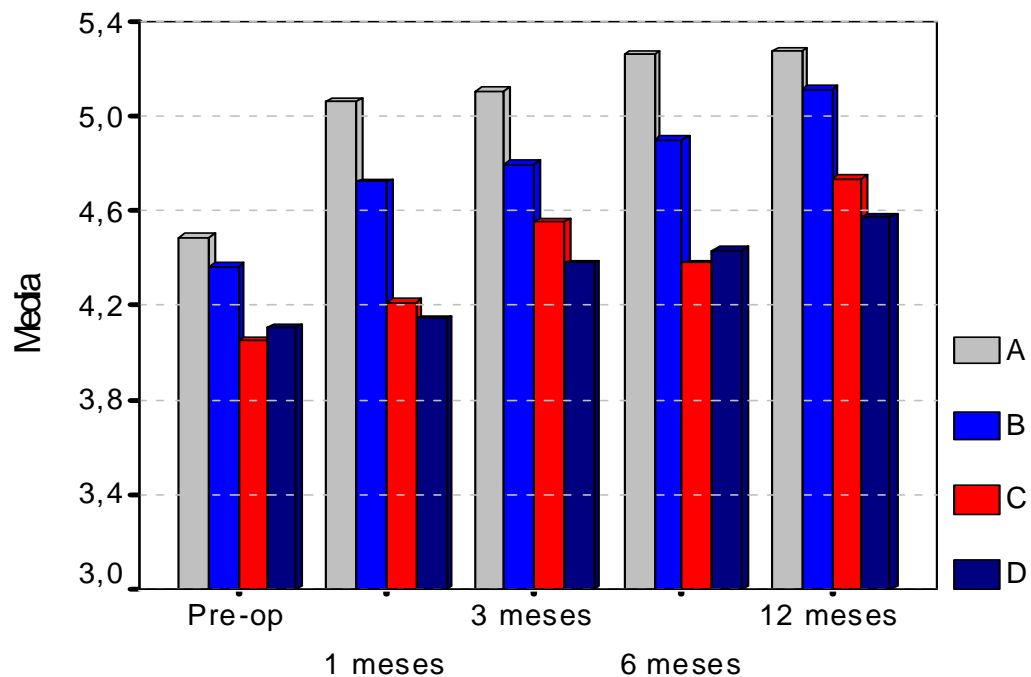
Tabla 11. Valores de la sensibilidad de contraste del Grupo 1 de este estudio

Sensibilidad al contraste (ciclo/grado) Grupo 1: Hipermetropía $\leq +3.5$ D		N	Media	Desviación Estándar	Rango	
					Máximo	Mínimo
Pre- HLASIK	A	55	4,69	1,5	8	1
	B		4,84	1,7	8	0
	C		4,47	1,8	8	0
	D		4,29	2,0	8	0
1 mes- post HLASIK	A	55	5,06	1,3	8	2
	B		4,72	1,3	8	2
	C		4,21	1,5	7	1
	D		4,15	1,7	7	1
6 mes- post HLASIK	A	55	5,11	1,4	8	2
	B		4,80	1,5	8	1
	C		4,56	1,6	8	1
	D		4,38	1,8	8	1
12 mes- post HLASIK	A	55	5,26	1,4	8	2
	B		4,91	1,5	8	0
	C		4,38	1,9	7	0

	D		4,43	1,8	8	1
--	---	--	------	-----	---	---

Los valores medios de las cuatro frecuencias espaciales: 3, 6, 12 y 18 cpg (ciclos por grado) (A, B, C, D) medidos de la sensibilidad al contraste del Grupo 1 varían de unos valores preoperatorios cuya media es de 4,69, 4,84, 4,47, y 4,29 a unos valores a los 12 meses de 5,26, 4,91, 4,38, 4,43 (respectivamente para cada uno de los cuatro grupos enunciados). La desviación estándar y el rango, así como los valores de las revisiones intermedias pueden verse en las Tabla 11 y Figura 74. El estudio estadístico demuestra que no existe diferencia estadísticamente significativa en ninguna de las cuatro frecuencias. (Tabla 13)

### Grupo 1



**Figura 74 . Gráfica de la evolución de la sensibilidad al contraste durante el tiempo del estudio. Grupo 1.**

### **IV.III. DESCRIPCIÓN Y ANÁLISIS DE LOS DATOS DE LA SENSIBILIDAD AL CONTRASTE DEL GRUPO 2**

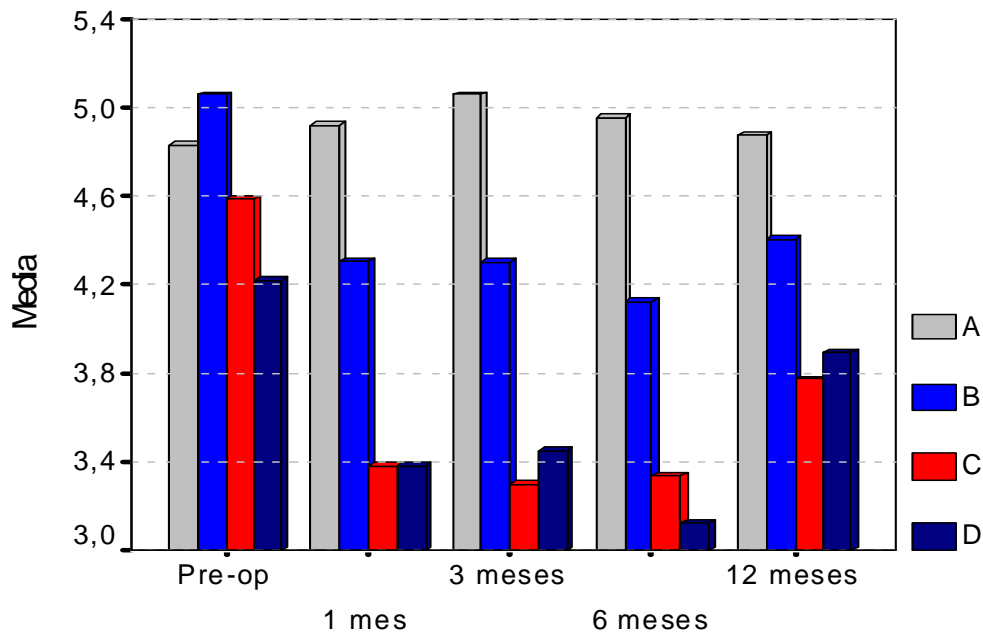
**Tabla 12. Valores de sensibilidad de contraste del Grupo 2 de este estudio**

Sensibilidad al contraste (ciclo/grado) Grupo 2: Hipermetropía > +3.5 D		N	Media	Desviación Estándar	Rango	
					Máximo	Mínimo
Pre- HLASIK	A	49	4,61	1,4	7	1
	B		4,53	1,9	8	0
	C		4,12	1,9	7	0
	D		4,02	2,1	8	0
1 mes- post HLASIK	A	49	4,92	1,3	8	2
	B		4,31	1,4	7	2
	C		3,38	1,7	7	0
	D		3,38	1,8	6	1
6 mes- post HLASIK	A	49	5,06	0,8	6	3
	B		4,30	1,1	6	2
	C		3,30	1,9	8	0
	D		3,45	1,6	6	1
12 mes- post HLASIK	A	49	4,96	1,2	8	1
	B		4,13	1,4	7	0
	C		3,34	1,8	8	0

	D		3,13	1,8	8	0
--	---	--	------	-----	---	---

Los valores medios de las cuatro frecuencias espaciales: 3, 6, 12 y 18 cpg (ciclos por grado) (A, B, C, D) medidos de la sensibilidad al contraste del Grupo 2 varían de unos valores preoperatorios cuya media es de 4,61, 4,53, 4,12, y 4,02 a unos valores a los 12 meses de 4,96, 4,13, 3,34, 3,13 (respectivamente para cada uno de los cuatro grupos enunciados). La desviación estándar y el rango, así como los valores de las revisiones intermedias pueden verse en las Tabla 12 y Figura 75. El estudio estadístico demuestra que no existe diferencia estadísticamente significativa en ninguna de las cuatro frecuencias. (Tabla 13)

### Grupo 2



**Figura 75. Gráfica de la evolución de la sensibilidad al contraste durante el tiempo del estudio. Grupo 2.**

#### **IV.IV. ESTUDIO ESTADÍSTICO DE LOS VALORES DE LA SENSIBILIDAD AL CONTRASTE DE LOS TRES GRUPOS (TOTAL, 1 Y 2)**

**Tabla 13. Valores de P de la sensibilidad de contraste en este estudio.**

SC	Comparación entre	Grupo	Grupo 1 Valor de P	Grupo 2 Valor de P
		hipermetropía total Valor de P		
<b>A</b>	Pre-op – 1 mes	0,058	0,028	0,826
	Pre-op – 3 mes	0,035	0,164	0,030
	Pre-op – 6 mes	0,013	0,049	0,139
	Pre-op – 12 meses	0,013	0,027	0,233
<b>B</b>	Pre-op – 1 mes	0,364	0,945	0,130
	Pre-op – 3 mes	1,000	0,895	0,864
	Pre-op – 6 mes	0,357	0,789	0,129
	Pre-op – 12 meses	0,634	0,264	0,698
<b>C</b>	Pre-op – 1 mes	0,021	0,504	0,008
	Pre-op – 3 mes	0,797	0,340	0,136
	Pre-op – 6 mes	0,053	0,902	0,007
	Pre-op – 12 meses	0,846	0,362	0,253
<b>D</b>	Pre-op – 1 mes	0,075	0,714	0,028
	Pre-op – 3 mes	0,921	0,580	0,362
	Pre-op – 6 mes	0,109	0,535	0,005
	Pre-op – 12 meses	0,834	0,469	0,747

## **V. ESTUDIO DE LAS ABERRACIONES ÓPTICAS**

Hemos agrupado las aberraciones ópticas en: defocus (error refractivo esférico) y astigmatismo (ambas aberraciones de 2º orden), coma y trefoil (aberraciones de 3º orden), aberraciones esféricas (aberraciones de 4º orden), y coma secundario (aberración de 5º orden) para facilitar la comprensión del estudio. (Figura 76)

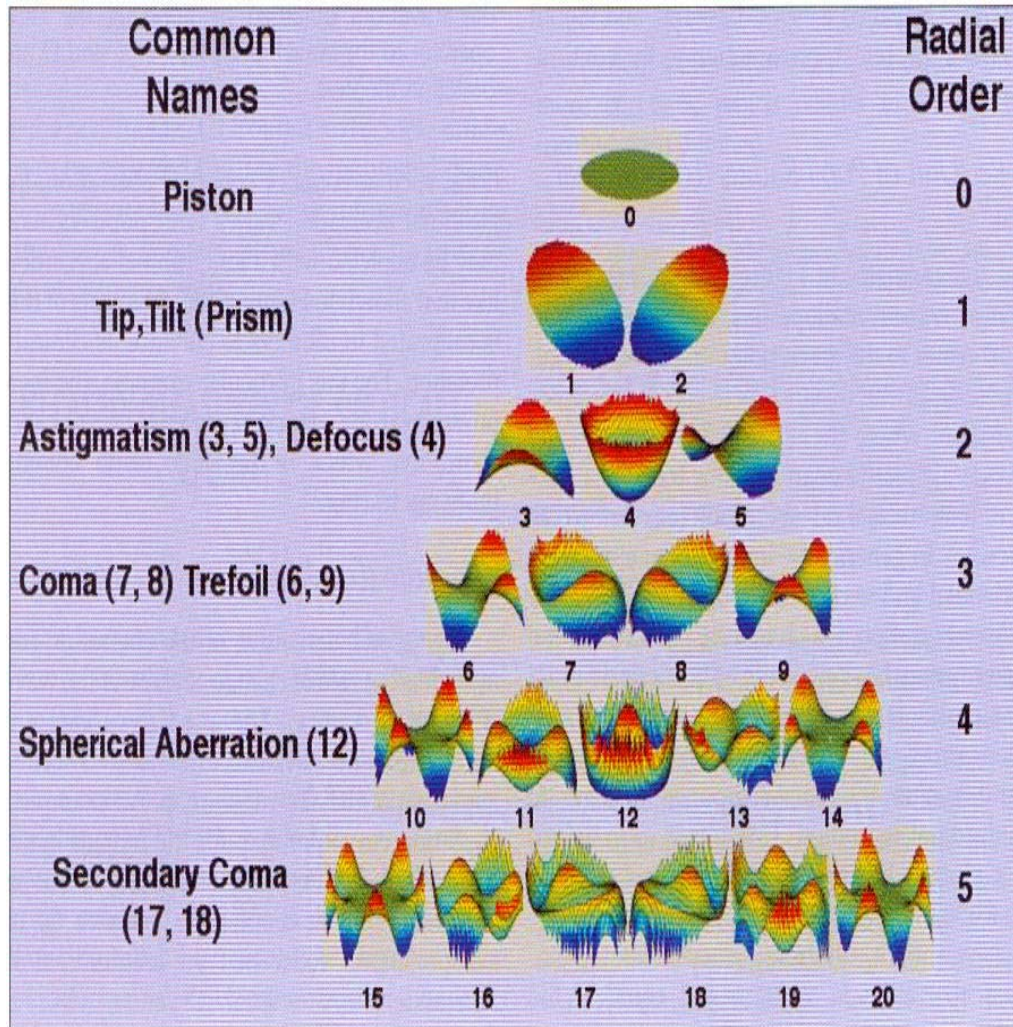


Figura 76. Agrupación de las aberraciones para su estudio. (imagen cedida por Zeiss)

## V.I DESCRIPCIÓN Y ANÁLISIS DE LOS DATOS DE LAS ABERRACIONES DE BAJO Y ALTO ORDEN DEL GRUPO TOTAL

Los valores medios de las aberraciones ópticas, agrupadas según la clasificación anteriormente expuesta se exponen en la Tabla 14. La significación estadística en las Tablas 17 y 18.

El RMS del **defocus** disminuye desde un valor preoperatorio de 3,543 a un valor en el postoperatorio a los 12 meses de 2,178.

El **astigmatismo** desciende de 1,171 de valor medio preoperatorio a 0,886 a los 12 meses.

El valor del **coma** aumenta de 0,237 preoperatorio a 0,530 en la revisión de los 12 meses.

La magnitud del **trefoil** preoperatorio es de 0,179 y se incrementa a 0,270 al año de la intervención.

Las **aberraciones esféricas** preoperatorias tienen un valor medio de 0,266, incrementando su valor medio en el postoperatorio a los 12 meses a 0,420.

El **coma secundario** está modificado, partiendo de un valor medio preoperatorio de 0,072 a un valor medio postoperatorio al año de 0,126.

**Tabla 14. Aberraciones de bajo y alto orden en el grupo total del estudio**

Aberraciones oculares Grupo Total		N	Media (RMS micras)	Desviación Estándar	Rango	
					Máximo	Mínimo
<b>Pre- HLASIK</b>	Defocus	104	3,543	1,988	9,411	0,534
	Astigmatismo		1,171	0,858	3,910	0,070
	Coma		0,237	0,126	0,708	0,044
	Trefoil		0,179	0,093	0,512	0,036
	Aberraciones esféricas		0,266	0,137	0,713	0,065
	Coma Secundario		0,072	0,035	0,221	0,010
<b>1 mes- post</b>	Defocus	104	1,918	1,150	4,429	0,783
	Astigmatismo		0,833	0,526	2,301	0,022

<b>HLASIK</b>	Coma		0,545	0,358	1,809	0,020
	Trefoil		0,285	0,201	1,021	0,044
	Aberraciones esféricas		0,454	0,190	0,920	0,125
	Coma Secundario		0,144	0,078	0,435	0,050
<b>3 mes- post HLASIK</b>	Defocus	104	1,920	1,282	5,583	0,0895
	Astigmatismo		0,886	0,480	2,033	0,093
	Coma		0,499	0,331	1,577	0,044
	Trefoil		0,233	0,133	0,762	0,010
	Aberraciones esféricas		0,409	0,192	0,928	0,061
	Coma Secundario		0,125	0,072	0,563	0,043
<b>6 mes- post HLASIK</b>	Defocus	104	2,147	1,257	6,121	0,093
	Astigmatismo		0,897	0,493	2,034	0,093
	Coma		0,508	0,331	1,686	0,031
	Trefoil		0,244	0,156	0,786	0,014
	Aberraciones esféricas		0,425	0,179	0,903	0,068
	Coma Secundario		0,120	0,058	0,354	0,036
<b>12 mes- post HLASIK</b>	Defocus	104	2,178	1,323	5,412	0,093
	Astigmatismo		0,886	0,538	2,279	0,063
	Coma		0,530	0,348	1,686	0,036
	Trefoil		0,270	0,170	1,029	0,026
	Aberraciones esféricas		0,420	0,197	1,036	0,060
	Coma Secundario		0,126	0,070	0,500	0,028

El análisis estadístico nos permite objetivar que el valor de las aberraciones de alto orden se mantiene sin diferencias estadísticamente significativas desde la primera revisión del mes y durante todo el periodo del estudio dentro de unos valores similares. (Figura 77)

Media

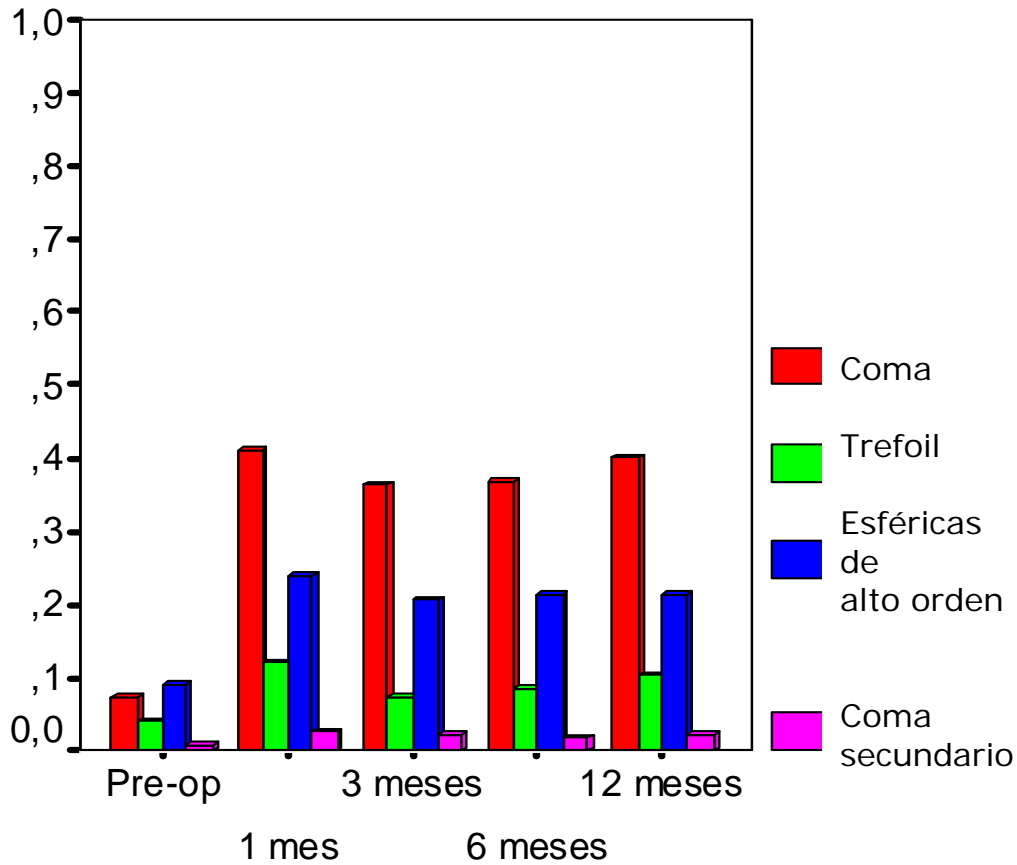


Figura 77. Gráfica de la evolución de las aberraciones de alto orden durante el tiempo del estudio. Grupo Total.

## V.II. DESCRIPCIÓN Y ANÁLISIS DE LOS DATOS DE LAS ABERRACIONES BAJO Y ALTO ORDEN DEL GRUPO 1

Los valores medios de las aberraciones ópticas, agrupadas según la clasificación anteriormente expuesta se presentan en la Tabla 15.

El RMS del **defocus** varía desde un valor preoperatorio de 2,275 a un valor en el postoperatorio a los 12 meses de 1,559.

El **astigmatismo** pasa de 1,188 de valor medio preoperatorio a 0,869 a los 12 meses.

El valor del **coma** pasa de 0,229 preoperatorio a 0,369 en la revisión de los 12 meses.

La magnitud del **trefoil** preoperatorio es de 0,167 y de 0,252 al año de la intervención.

Las **aberraciones esféricas** preoperatorias tienen un valor medio de 0,268, pasando a un valor medio en el postoperatorio a los 12 meses de 0,336.

El **coma secundario** está modificado, partiendo de un valor medio preoperatorio de 0,073 a un valor medio postoperatorio al año de 0,104.

**Tabla 15. Aberraciones de bajo y alto orden en el Grupo 1 del estudio**

Grupo 1: Hipermetropía ≤ +3.5 D		N	Media (RMS micras)	Desviación Estándar	Rango	
					Máximo	Mínimo
Pre- HLASIK	Defocus	55	2,275	1,182	4,910	0,534
	Astigmatismo		1,188	0,756	3,910	0,190
	Coma		0,229	0,130	0,667	0,044
	Trefoil		0,167	0,088	0,389	0,036
	Aberraciones esféricas		0,268	0,147	0,713	0,065
	Coma Secundario		0,073	0,036	0,190	0,014
1 mes- post	Defocus	55	1,302	0,979	3,352	0,078
	Astigmatismo		0,770	0,585	2,301	0,074

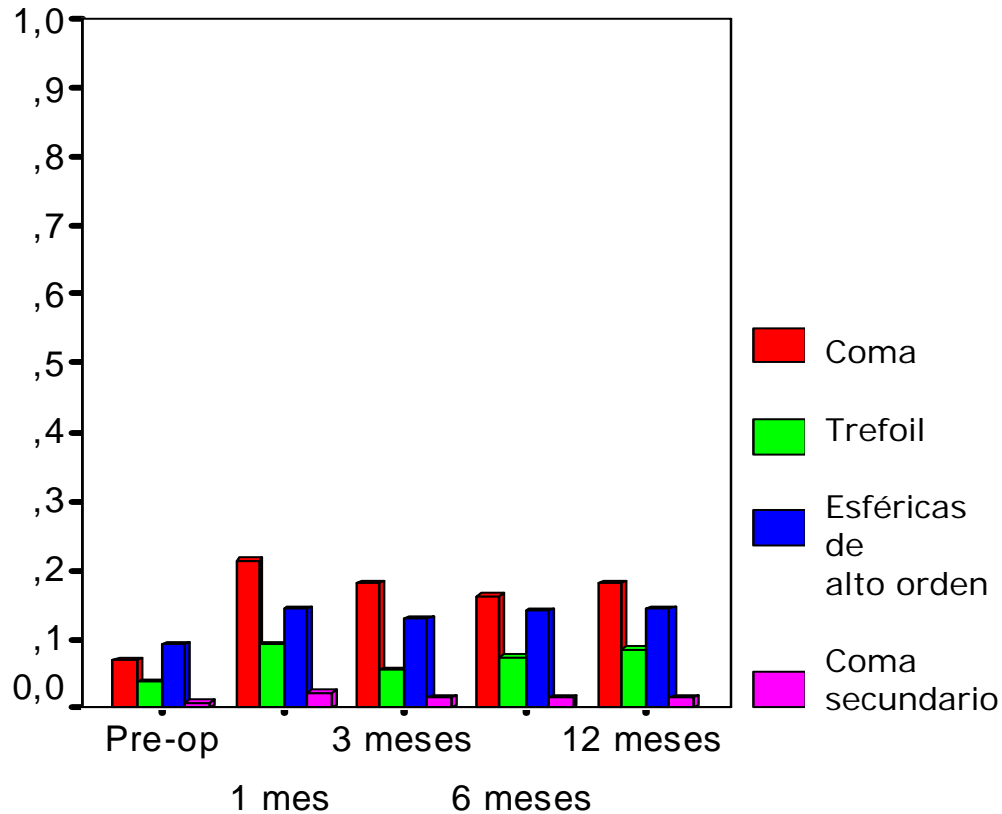
<b>HLASIK</b>	Coma		0,406	0,222	0,910	0,020
	Trefoil		0,247	0,174	0,936	0,044
	Aberraciones esféricas		0,349	0,145	0,703	0,125
	Coma Secundario		0,130	0,069	0,435	0,050
<b>3 mes-post HLASIK</b>	Defocus	55	1,386	0,979	3,772	0,089
	Astigmatismo		0,839	0,461	2,033	0,254
	Coma		0,363	0,215	0,860	0,044
	Trefoil		0,202	0,118	0,485	0,010
	Aberraciones esféricas		0,322	0,160	0,670	0,061
	Coma Secundario		0,106	0,048	0,216	0,043
<b>6 mes-post HLASIK</b>	Defocus	55	1,588	0,855	3,502	0,093
	Astigmatismo		0,852	0,492	2,034	0,093
	Coma		0,364	0,173	0,828	0,031
	Trefoil		0,231	0,137	0,786	0,026
	Aberraciones esféricas		0,345	0,148	0,745	0,068
	Coma Secundario		0,105	0,050	0,326	0,036
<b>12 mes-post HLASIK</b>	Defocus	55	1,599	0,945	3,297	0,093
	Astigmatismo		0,869	0,560	2,279	0,095
	Coma		0,369	0,214	0,960	0,036
	Trefoil		0,252	0,148	0,786	0,026
	Aberraciones esféricas		0,336	0,171	0,671	0,060
	Coma Secundario		0,104	0,046	0,303	0,028

Como conclusión destacar:

a) La lógica disminución de los valores de la esfera (defocus) y cilindro (astigmatismo), en todas las revisiones; quedando validado por el estudio estadístico. (Tabla 17)

El valor de las aberraciones de alto orden se mantiene sin diferencias estadísticamente significativas desde la primera revisión del mes y durante todo el periodo del estudio dentro de unos valores similares. (Figura 78. Tabla 18)

Media



**Figura 78.** Gráfica de la evolución de las aberraciones de alto orden durante el tiempo del estudio. Grupo 1.

### V.III. DESCRIPCIÓN Y ANÁLISIS DE LOS DATOS DE LAS ABERRACIONES BAJO Y ALTO ORDEN DEL GRUPO 2

Los valores medios de las aberraciones ópticas, agrupadas según la clasificación anteriormente expuesta se presentan en la Tabla 16.

El RMS del **defocus** varía desde un valor preoperatorio de 4,996 a un valor en el postoperatorio a los 12 meses de 2,831.

El **astigmatismo** pasa de 1,150 de valor medio preoperatorio a 0,906 a los 12 meses.

El valor del **coma** pasa de 0,246 preoperatorio a 0,715 en la revisión de los 12 meses.

La magnitud del **trefoil** preoperatorio es de 0,192 y de 0,290 al año de la intervención.

Las **aberraciones esféricas** preoperatorias tienen un valor medio de 0,264, pasando a un valor medio en el postoperatorio a los 12 meses de 0,512.

El **coma secundario** está modificado, partiendo de un valor medio preoperatorio de 0,070 a un valor medio postoperatorio al año de 0,151.

**Tabla 16. Aberraciones de bajo y alto orden en el Grupo 2 del estudio**

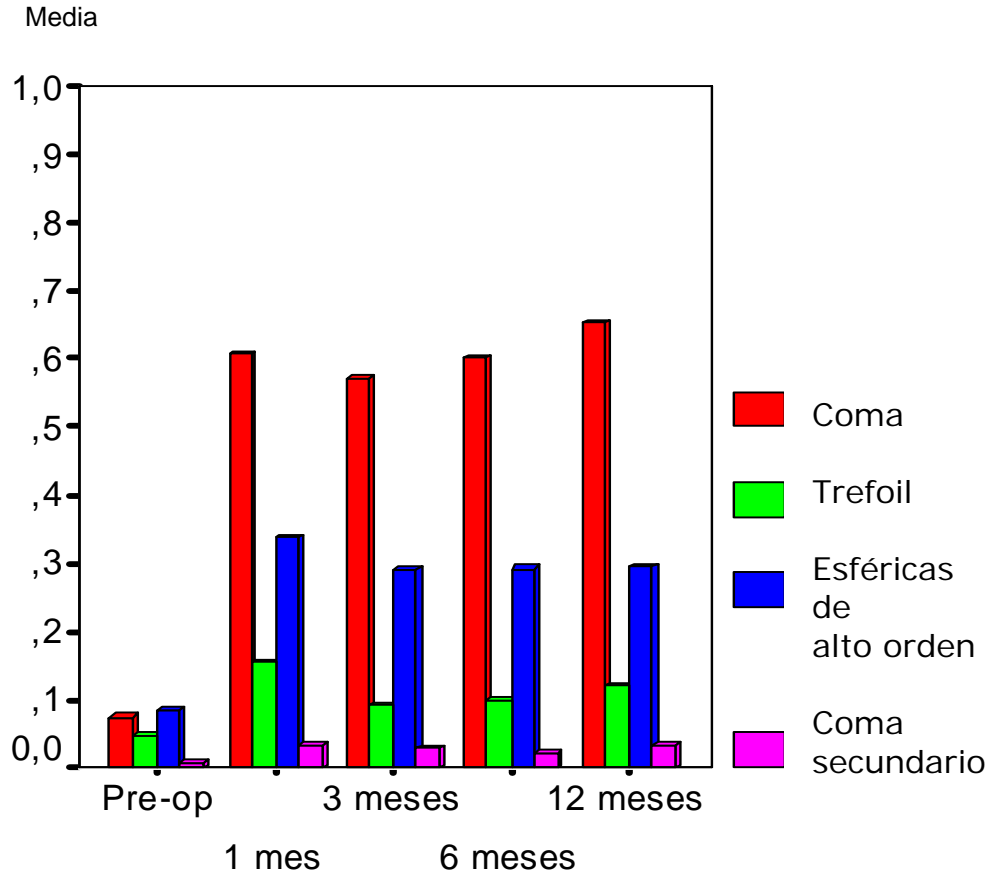
Grupo 2: Hipermetropía > +3.5 D		N	Media (RMS micras)	Desviación Estándar	Rango	
					Máximo	Mínimo
Pre-HLASIK	Defocus	49	4,966	1,733	9,411	1,046
	Astigmatismo		1,150	0,967	3,850	0,070
	Coma		0,246	0,122	0,708	0,074
	Trefoil		0,192	0,098	0,512	0,04
	Aberraciones esféricas		0,264	0,127	0,680	0,081
	Coma Secundario		0,070	0,034	0,221	0,010
1 mes-post	Defocus	49	2,516	0,982	4,429	0,789
	Astigmatismo		0,893	0,461	1,902	0,022

<b>HLASIK</b>	Coma		0,677	0,415	1,809	0,080
	Trefoil		0,322	0,221	1,021	0,046
	Aberraciones esféricas		0,555	0,175	0,920	0,280
	Coma Secundario		0,158	0,084	0,417	0,051
<b>3 mes-post HLASIK</b>	Defocus	49	2,520	1,327	5,583	0,016
	Astigmatismo		0,938	0,500	1,970	0,093
	Coma		0,652	0,372	1,577	0,081
	Trefoil		0,269	0,141	0,762	0,074
	Aberraciones esféricas		0,511	0,176	0,928	0,225
	Coma Secundario		0,147	0,087	0,563	0,060
<b>6 mes-post HLASIK</b>	Defocus	49	2,781	1,345	6,121	0,074
	Astigmatismo		0,949	0,495	1,889	0,142
	Coma		0,672	0,389	1,686	0,131
	Trefoil		0,258	0,176	0,743	0,014
	Aberraciones esféricas		0,515	0,168	0,903	0,241
	Coma Secundario		0,138	0,062	0,354	0,055
<b>12 mes-post HLASIK</b>	Defocus	49	2,831	1,392	5,412	0,091
	Astigmatismo		0,906	0,517	1,984	0,063
	Coma		0,715	0,381	1,686	0,064
	Trefoil		0,290	0,192	1,029	0,026
	Aberraciones esféricas		0,512	0,184	1,036	0,240
	Coma Secundario		0,151	0,084	0,500	0,057

Como conclusión destacar:

a) La lógica disminución de los valores de la esfera (defocus) y cilindro (astigmatismo), en todas las revisiones; quedando validado por el estudio estadístico. (Tabla 17)

El valor de las aberraciones de alto orden se mantiene sin diferencias estadísticamente significativas desde la primera revisión del mes y durante todo el periodo del estudio dentro de unos valores similares. (Tabla 18, Figura 79)



**Figura 79.:** Gráfica de la evolución de las aberraciones de alto orden durante el tiempo del estudio. Grupo 2.

## **V.IV. ANÁLISIS COMPARATIVO DE LOS DATOS DE LAS ABERRACIONES DE BAJO Y ALTO ORDEN DETRO DE LOS TRES GRUPOS.**

### **V.IV.I. COMPARATIVO ABERRACIONES DE BAJO ORDEN**

Destacar la similitud de los resultados del defocus, entre los Grupos 1 y 2 (y por ende con el Grupo total). En lo referente al astigmatismo se puede afirmar que el cambio es estadísticamente significativo en el Grupo

1; pero no así en el Grupo 2 (en el que los cambios en el cilindro refractivo postoperatorios no son estadísticamente significativos).

**Tabla 17. Valores P del estudio de significación estadística de aberraciones de bajo orden en el Grupo Total, Grupo 1 y 2.**

Aberraciones de bajo orden	Comparación entre	Grupo Total Valor de P	Grupo 1 Valor de P	Grupo 2 Valor de P
<b>Defocus</b>	Pre-op – 1 mes	0,000	0,000	0,000
	Pre-op – 3 mes	0,000	0,000	0,000
	Pre-op – 6 mes	0,000	0,000	0,000
	Pre-op – 12 meses	0,000	0,000	0,000
<b>Astigmatismo</b>	Pre-op – 1 mes	0,001	0,001	0,006
	Pre-op – 3 mes	0,000	0,001	0,090
	Pre-op – 6 mes	0,000	0,001	0,036
	Pre-op – 12 meses	0,000	0,000	0,023

#### **V.IV.II. COMPARATIVO ABERRACIONES DE ALTO ORDEN**

Las modificaciones postoperatorias en los valores del **coma** son similares entre los Grupos 1 y 2, y por ende respecto al Grupo total. (Tabla 18)

Los cambios en la magnitud del **trefoil** son similares a los 12 meses entre los Grupos 1 y 2. Si bien durante el tiempo del estudio existen variaciones, tal como se aprecia en la Tabla 18.

Los cambios en las **aberraciones esféricas** de alto orden son estadísticamente significativas en el Grupo 2 (en todos los controles postoperatorios); pero no ocurre lo mismo con el Grupo 1. (Tabla 18)

El incremento en los valores del **coma secundario** tiene significación estadística en todos sus valores y grupos a excepción de los valores del grupo 1 a los 3 meses. (Tabla 18)

Como conclusión destacar:

a) El incremento de las aberraciones de alto orden se observa en, prácticamente, todos los parámetros estudiados y todos los grupos. (Tablas 14, 15 y 16)

b) Como excepción mencionar las aberraciones esféricas de alto orden en el Grupo 1, cuyo incremento no puede demostrarse estadísticamente. (Tabla 18)

**Tabla 18. Valores P del estudio de significación estadística de aberraciones de alto orden en el Grupo Total, Grupo 1 y 2.**

Aberraciones de alto orden	Comparación dentro de	Grupo Total Valor de P	Grupo 1 Valor de P	Grupo 2 Valor de P
	Pre-op – 1 mes	0,000	0,000	0,000

<b>Coma</b>	Pre-op – 3 mes	0,000	0,000	0,000
	Pre-op – 6 mes	0,000	0,000	0,000
	Pre-op – 12 meses	0,000	0,000	0,000
<b>Trefoil</b>	Pre-op – 1 mes	0,001	0,005	0,001
	Pre-op – 3 mes	0,000	0,019	0,000
	Pre-op – 6 mes	0,000	0,000	0,006
	Pre-op – 12 meses	0,000	0,000	0,001
<b>Aberraciones esféricas de alto orden</b>	Pre-op – 1 mes	0,000	0,069	0,000
	Pre-op – 3 mes	0,000	0,065	0,000
	Pre-op – 6 mes	0,000	0,030	0,000
	Pre-op – 12 meses	0,000	0,094	0,000
<b>Coma secundario de alto orden</b>	Pre-op – 1 mes	0,000	0,000	0,000
	Pre-op – 3 mes	0,000	0,002	0,000
	Pre-op – 6 mes	0,000	0,000	0,000
	Pre-op – 12 meses	0,000	0,000	0,000

## **VI. ESTUDIO DE LA EFICACIA, SEGURIDAD, EFECTIVIDAD Y PREDICTIBILIDAD**

### **VI.I. SEGURIDAD**

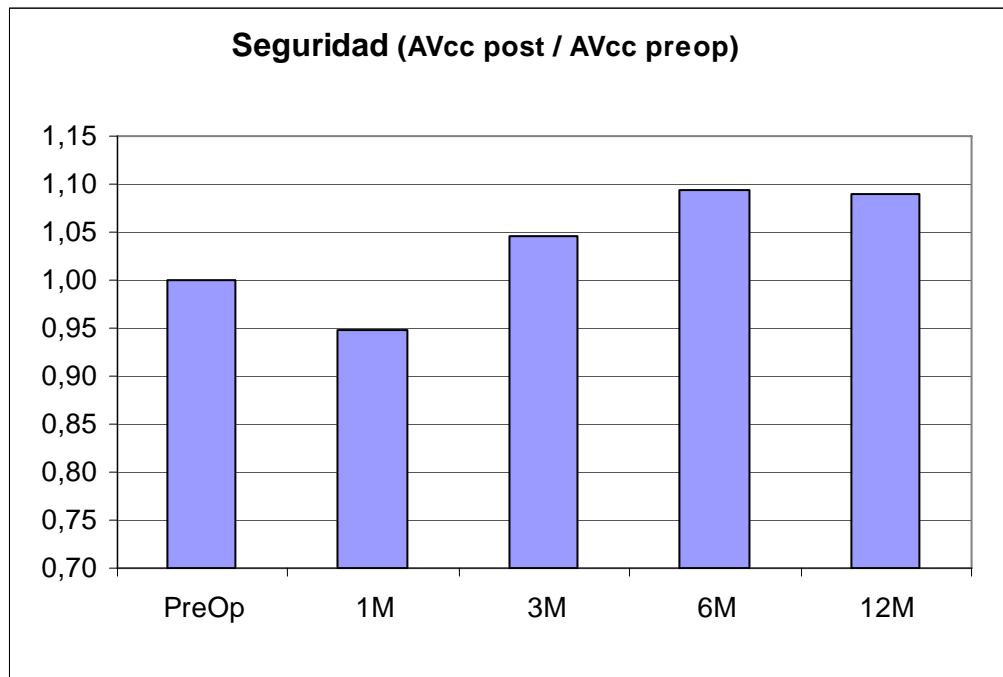
Compara la AV con corrección postoperatoria con la AV con corrección tras la cirugía. Por tanto valora si la técnica quirúrgica permite al paciente ver, tras la intervención, con corrección óptica, al menos lo que antes veía con la refracción preoperatoria. Nos da idea de la pérdida de visión corregida real.

$$\text{Índice de seguridad} = \frac{\text{AV cc postoperatoria}}{\text{AV cc preoperatoria}}$$

**Tabla 19.: Valores del índice de seguridad a los 12 mes en los tres grupos.**

	<b>Índice de seguridad</b>
<b>Grupo total del estudio</b>	1.08
<b>Grupo 1</b>	1.10
<b>Grupo 2</b>	1.07

Como se puede apreciar en la siguiente Tablas 19 y 20, el índice de seguridad es muy alto, pues es mayor a uno en el momento del alta en los tres grupos, levemente superior en el Grupo 1. Esto significa que los pacientes tienen mejor AV corregida tras la intervención. Tras comprobar que la distribución de la seguridad, se determina que no existen diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ( $p > 0,05$ ). (Figuras 80,81,82 y 83)

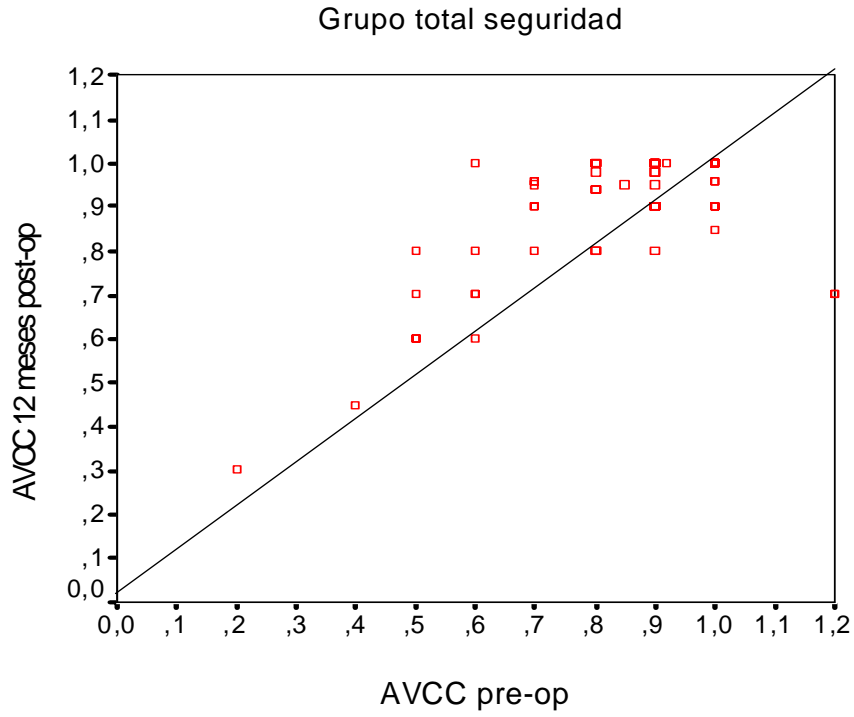


**Figura 80. Evolución de la Seguridad durante el tiempo del estudio, Grupo total.**

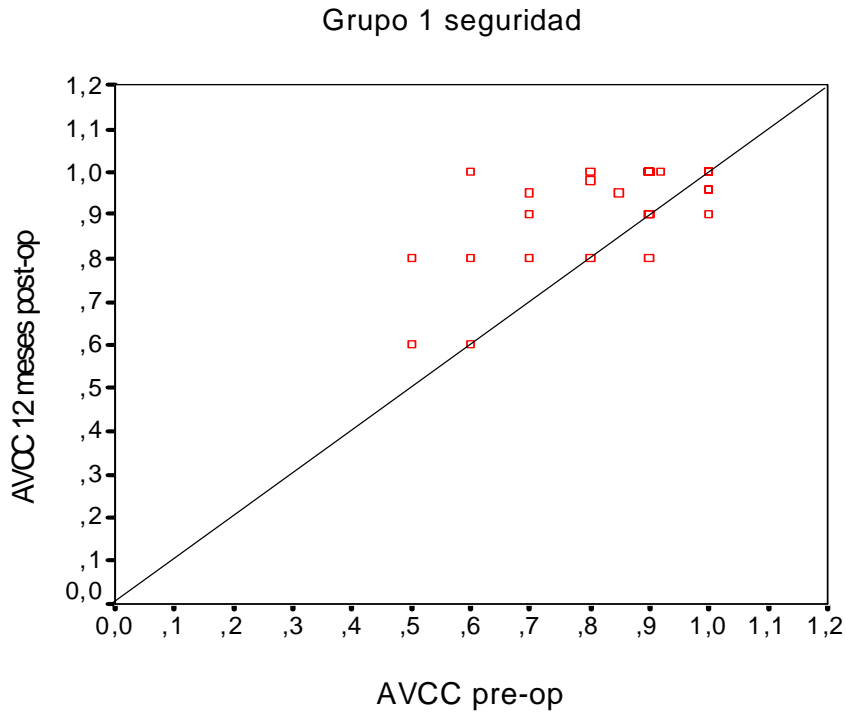
**Tabla 20. Valores de la seguridad al mes, tres, seis y doce meses en el Grupo total.**

	1 mes	3 meses	6 meses	12 meses
<b>Desv. Típica</b>	0,232	0,209	0,232	0,181
<b>Media</b>	0,948	1,046	1,093	1,089
<b>N</b>	104	104	104	104

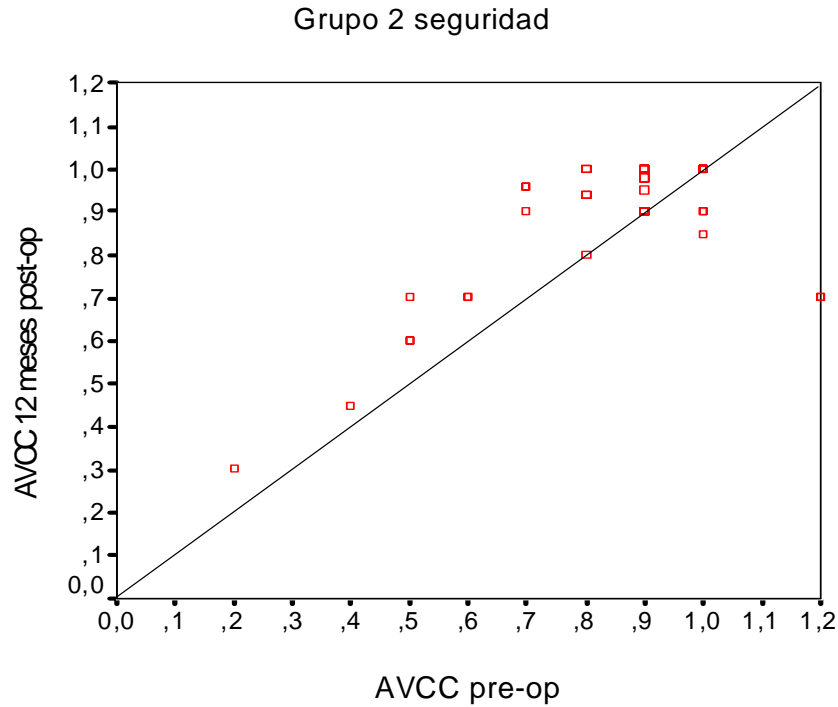
En el postoperatorio el índice de seguridad en el Grupo Total va aumentando hasta el 6<sup>o</sup> mes y luego se estabiliza. (Tabla 20)



**Figura 81. Distribución la seguridad a los 12 meses del estudio**



**Figura 82. Distribución la seguridad a los 12 meses del estudio**



**Figura 83. Distribución la seguridad a los 12 meses del estudio**

Respecto a la ganancia o pérdida de líneas de visión, tal como vemos en la tabla anterior (Tabla 21) la mitad de los ojos del Grupo 1 no gana ni pierde, cifra menor (38,8 %) en los ojos del Grupo 2.

La ganancia de dos líneas de visión es mayor en el grupo 2 (18,4 %) que en el Grupo 1 (9,1 %). (Tabla 21) Un único ojo de este grupo pierde dos a más líneas de visión, sin causa conocida (no signos de pseudoqueratectasia, no descentramiento de la ablación, sin complicaciones clínicas en el postoperatorio).

La pérdida de dos o más líneas de visión también es mayor en dicho Grupo 2 (4 %). (Tabla 21) Dos ojos pertenecientes a un mismo paciente perdieron dos o más líneas de visión (examinada la causa concreta se concluye que pudiese deberse a una pseudoqueratectasia).

**Tabla 21. Numero (%) de líneas de agudeza visual mejor corregida ganadas y/o pérdidas**

	<b>Grupo total (104ojos) N (%)</b>	<b>Grupo 1 (55 ojos) N (%)</b>	<b>Grupo 2 (49 ojos) N (%)</b>
<b>No ganan ni pierden</b>	47 (45,2%)	28 (50,9%)	19 (38,8%)
<b>Ganan 1 línea de AVCC</b>	27 (26%)	13 (23,6%)	14 (28,6%)
<b>Ganan 2 líneas de AVCC</b>	14 (13,5%)	5 (9,1%)	9 (18,4%)
<b>Ganan &gt;2 líneas de AVCC</b>	6 (5,8%)	5 (9,1%)	1 (2,0%)
<b>Pierden 1 línea de AVCC</b>	7 (6,7%)	3 (5,5%)	4 (8,2%)
<b>Pierden <math>\geq</math> 2 líneas de AVCC</b>	3 (2,8%)	1 (1,7%)	2 (4,0%)

## **VI.II. EFICACIA**

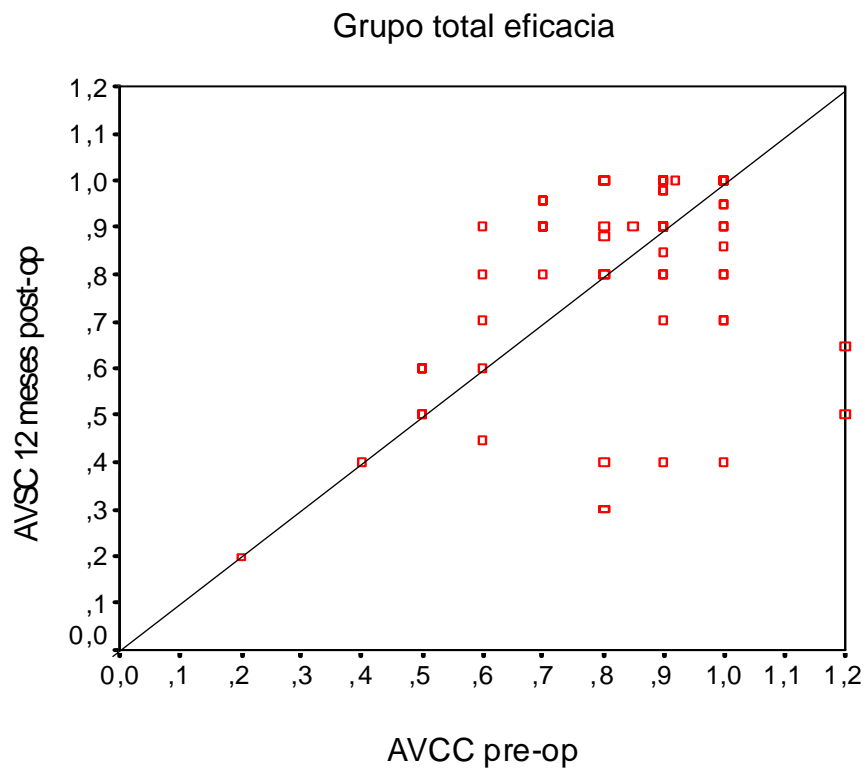
Compara la AV sin corrección post-operatoria con la AV con corrección previa a la cirugía. Por tanto valora si realmente la técnica refractiva consigue el objetivo de permitir ver al paciente sin corrección como antes veía con su corrección óptica.

$$\text{Índice de eficacia} = \frac{\text{AV sc post-operatoria}}{\text{AV cc pre-operatoria}}$$

**Tabla 22. Índices de eficacia a los 12 meses en el Grupo total, Grupo 1 y 2.**

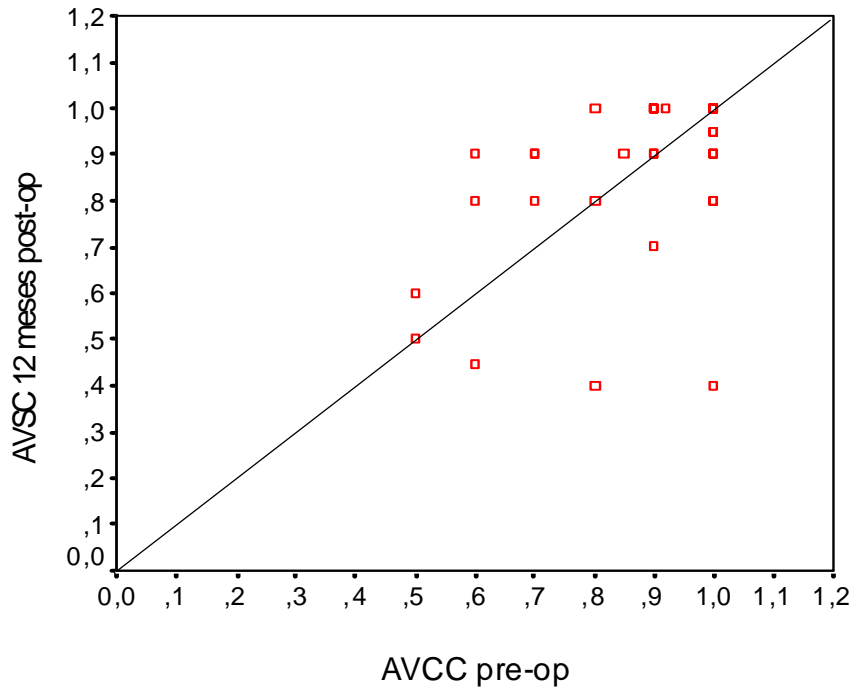
	Índice de eficacia
<b>Grupo total del estudio</b>	1,7
<b>Grupo 1</b>	1,8
<b>Grupo 2</b>	1,6

Como se observa en la Tabla 22, la eficacia en el Grupo total y en los Grupos 1 y 2 se sitúa alrededor de 1,7 , aunque los ojos intervenidos del grupo 1 parecen tener unos valores levemente superiores que los operados del grupo 2. La distribución gráfica de cada caso se representa en las Figuras 85 y 86. La evolución en el tiempo en los tres grupos, de la eficacia, se aprecia en las Figuras 87,88 y 89.

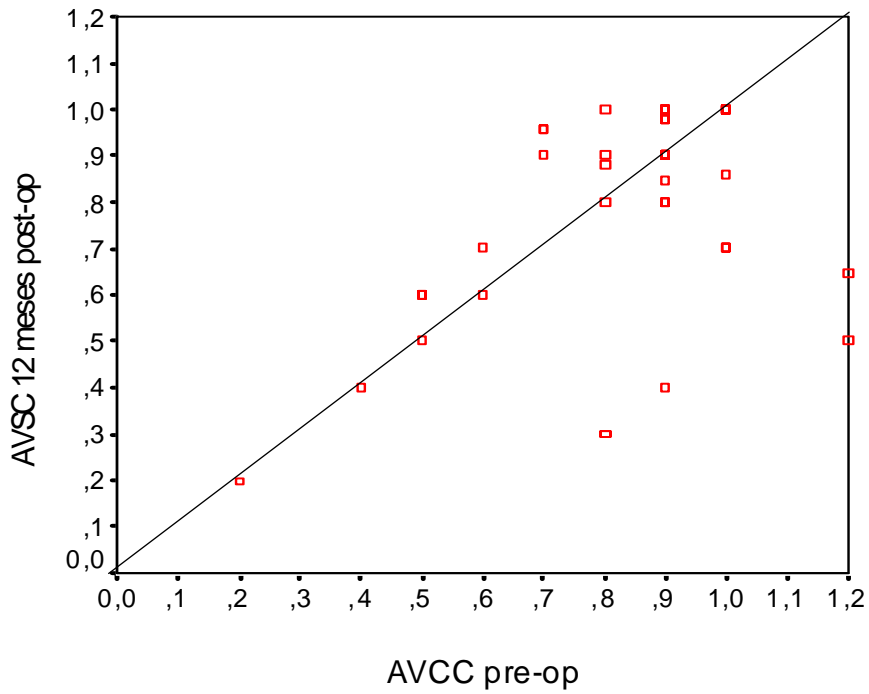


**Figura 84. Distribución la eficacia a los 12 meses del estudio. Grupo Total**

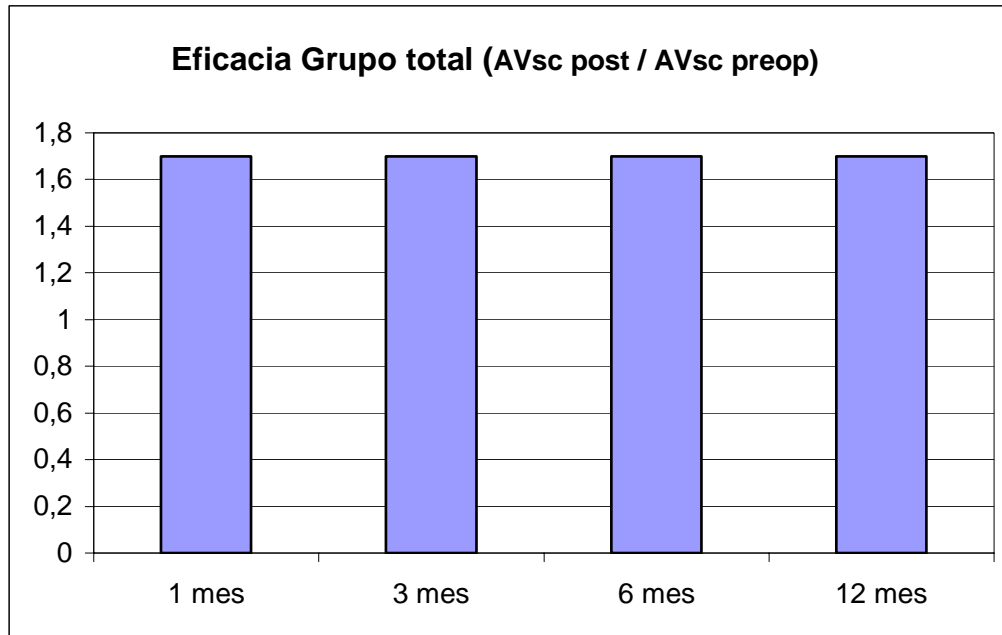
Grupo 1 eficacia



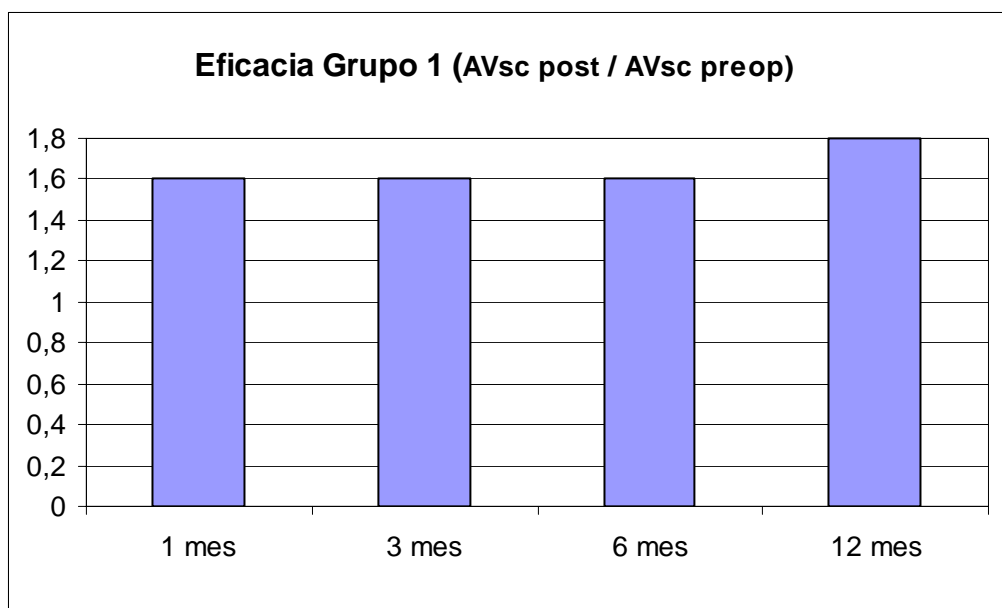
Grupo 2 eficacia



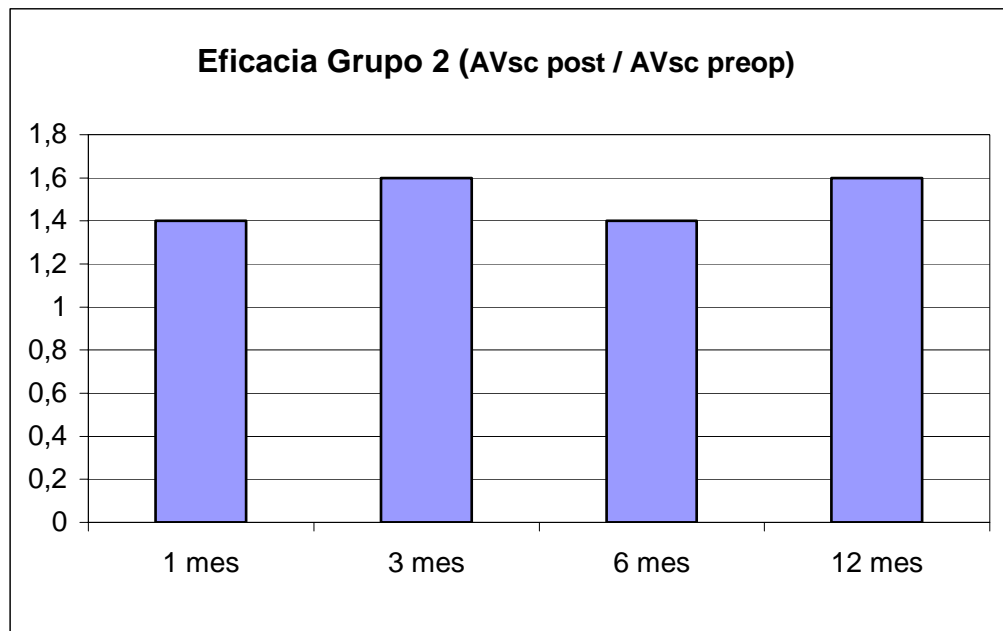
Figuras 85, 86. Distribución la eficacia a los 12 meses del estudio Grupos 1 y 2



**Figura 87. Evolución de la eficacia durante el tiempo del estudio, Grupo Total**



**Figura 88. Evolución de la Eficacia durante el tiempo del estudio, Grupo 1**



**Figura 89. Evolución de la Eficacia durante el tiempo del estudio, Grupo 2**

### **VI.III. EFECTIVIDAD**

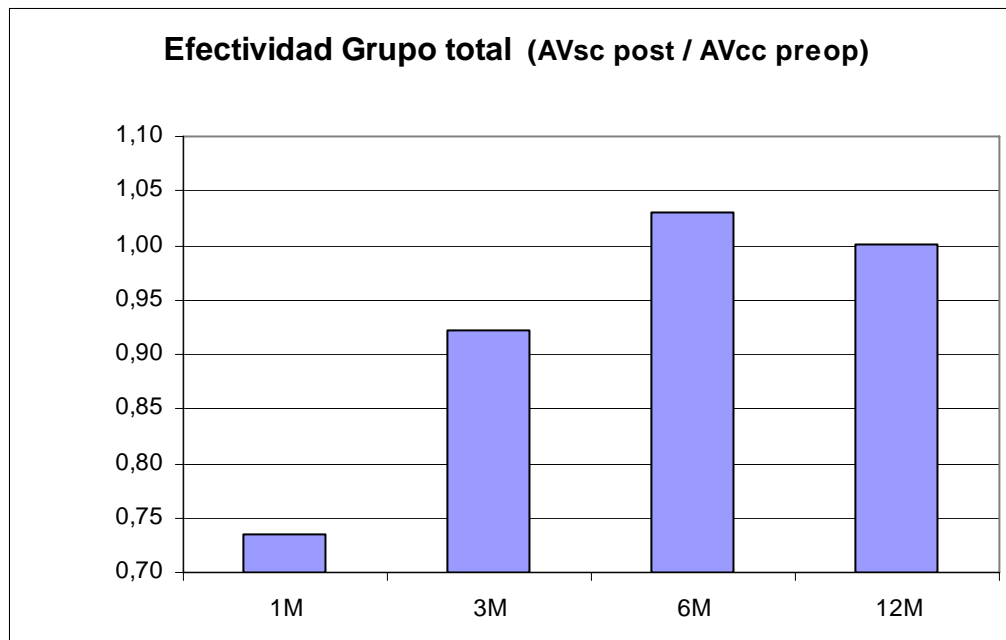
Compara la AV corregida pre-operatoria con la AV sin corrección tras la cirugía. Por tanto valora si realmente la técnica refractiva consigue el objetivo de permitir ver al paciente sin corrección como antes veía con su corrección óptica.

$$\text{Índice de efectividad} = \frac{\text{AV sc post-operatoria}}{\text{AV cc pre-operatoria}}$$

Como se observa en la Tabla 51, queda demostrada la gran efectividad de la técnica en los tres grupos. Así como la evolución durante el tiempo del estudio. (Figura 90, Tabla 52)

**Tabla 51. Índices de efectividad a los 12 meses en el Grupo total, Grupo 1 y 2.**

	Índice de efectividad
<b>Grupo total del estudio</b>	1
<b>Grupo 1</b>	1
<b>Grupo 2</b>	0,93



**Figura 90. Evolución de la Efectividad durante el tiempo del estudio, Grupo total**

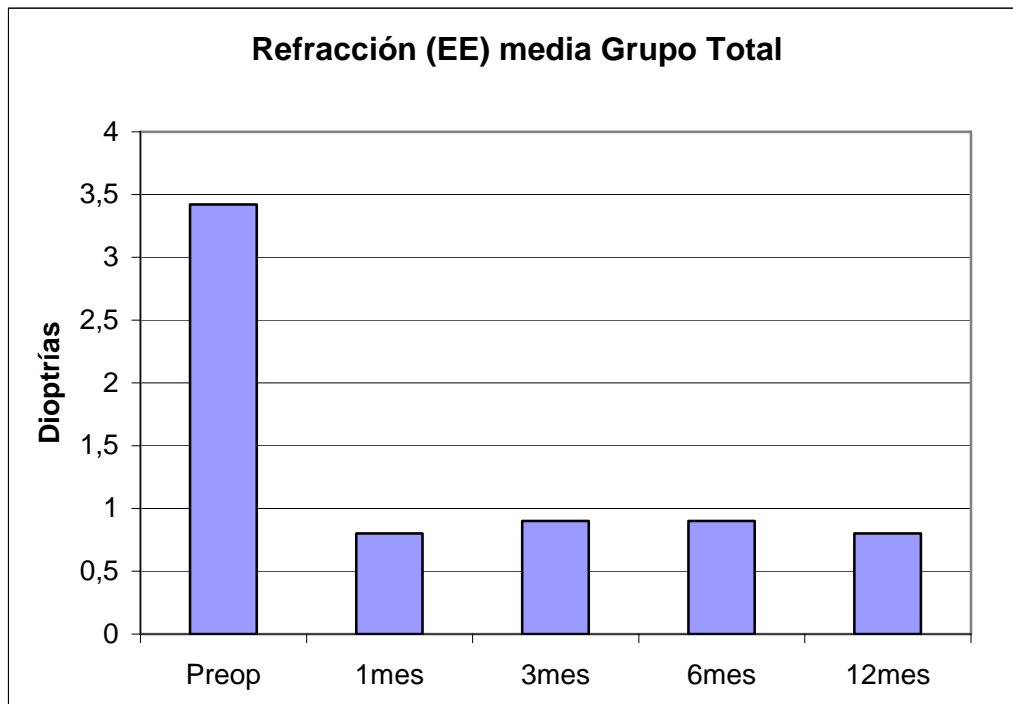
**Tabla 52. Valores de la efectividad al mes, tres, seis y doce meses en el Grupo total.**

	<b>Media</b>	<b>Desv. típica</b>
<b>Efectividad (1 mes)</b> <b>N = 104</b>	0,735	0,282
<b>Efectividad (3 mes)</b> <b>N = 104</b>	0,922	0,541
<b>Efectividad (6 mes)</b> <b>N = 104</b>	1,031	1,198
<b>Efectividad (12 mes)</b> <b>N = 104</b>	1,000	0,227

## **VI.IV. PREDICTIBILIDAD**

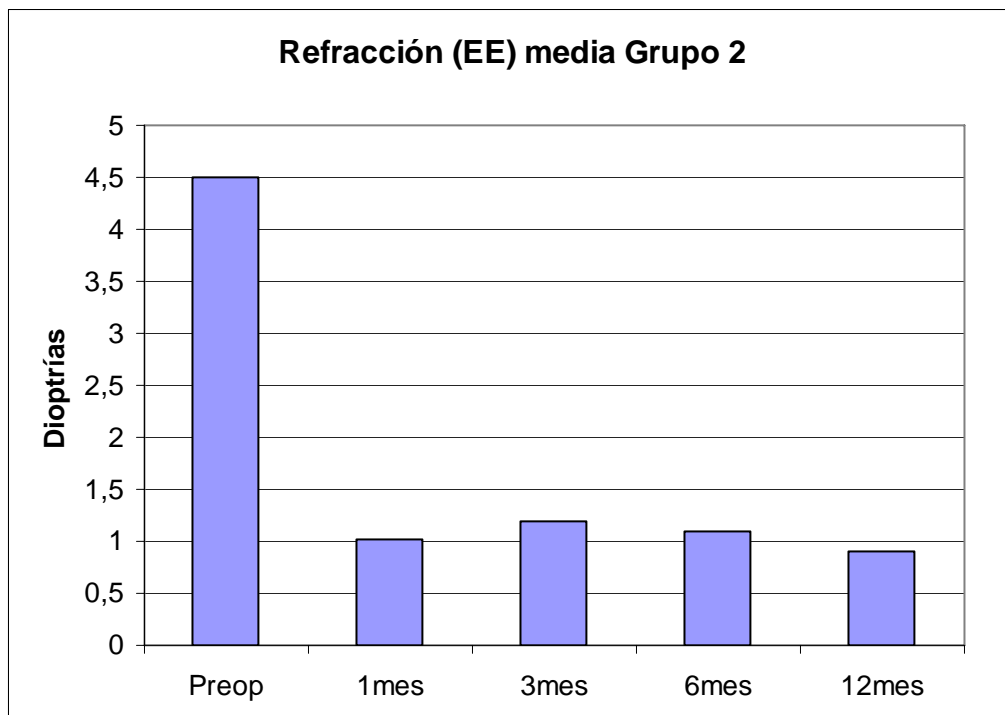
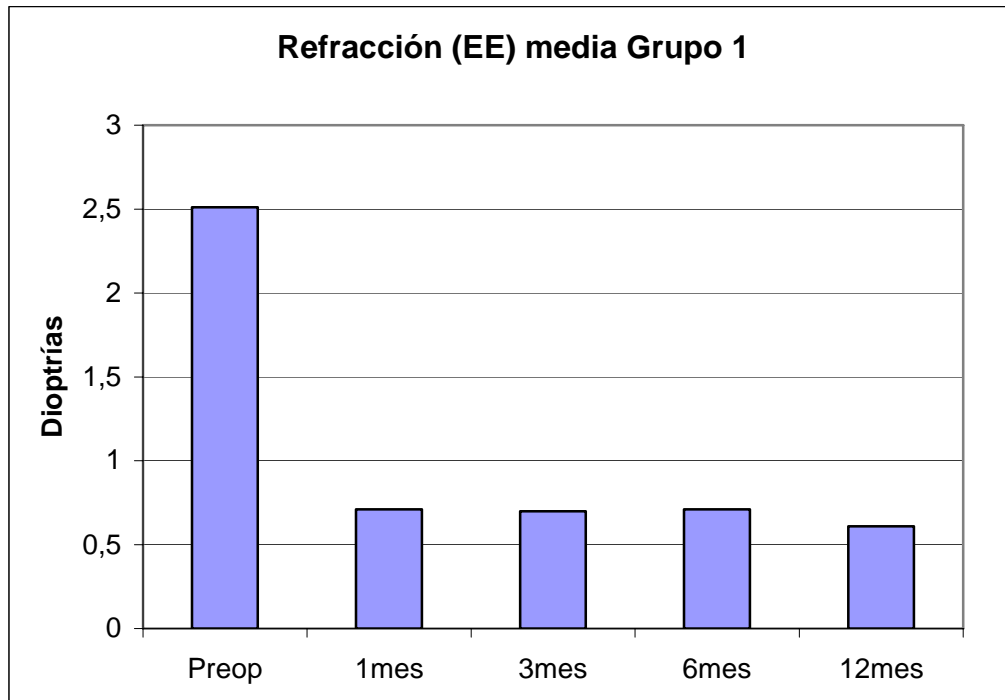
Evalúa si la técnica permite alcanzar la emetropía, objetivo inicial de la intervención. Al mismo tiempo permite clasificar los resultados según la magnitud en dioptrías del defecto residual, si lo hubiese.

Al comparar los dos grupos se evidencia la gran predictibilidad en los dos procedimientos, ya que la media de la refracción residual en el Grupo Total y en los dos Grupos 1 y 2 oscila entre  $\pm 0,1$  D durante todo el postoperatorio. (Figuras 91, 92,93)



**Figura 91. Evolución del equivalente esférico durante el tiempo del estudio**

La media de las dioptrías residuales a los 12 meses en los ojos del Grupo 1 de +0,6 D y una DE de 0,5, y en los ojos del Grupo 2 de +0,9 D, con una DE de 0,8.



**Figuras 92, 93. Evolución del equivalente esférico durante el tiempo del estudio**

Aunque el Grupo 1 parece tener mayor predictibilidad por estar más cerca de 0 D, no existen diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos durante todo el seguimiento post-operatorio.

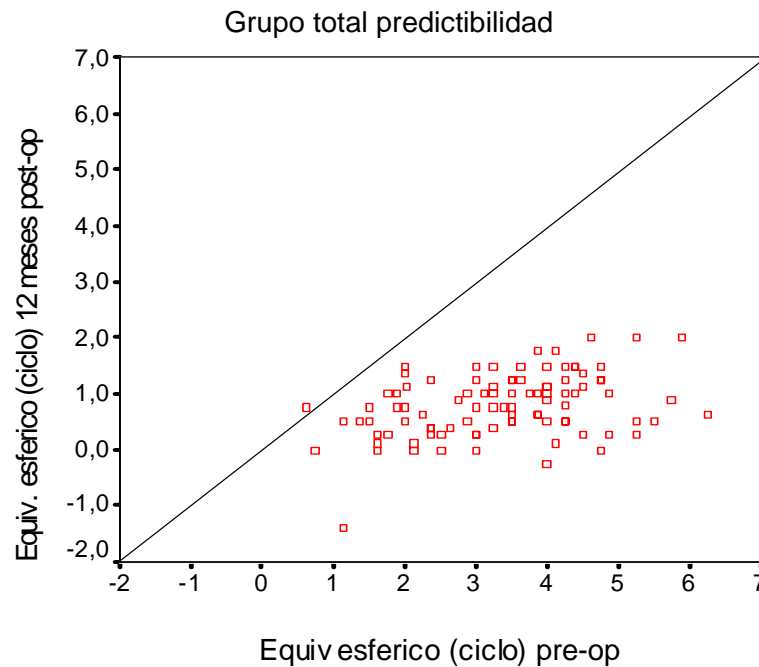
Al 12<sup>o</sup> mes postoperatorio: el 41,4% de los pacientes intervenidos del grupo total tienen una refracción entre  $\pm 0,5$  D; un 28,9 % tienen un error residual de  $\pm 1$  D, otro 6,7 % tiene  $\pm 2$  D y un 0,96 % tiene  $> 2$  D. En cuanto al grupo 1 la refracción final está en el 49,1 % entre  $\pm 0,5$  D; un 30,9 % tienen un error residual de  $\pm 1$  D, otro 20 % tiene  $\pm 2$  D y ninguno tiene  $> 2$  D. Por lo que se refiere al grupo 2 la refracción final está en el 32,7 % entre  $\pm 0,5$  D; un 26,5 % tienen un error residual de  $\pm 1$  D, otro 34,7 % tiene  $\pm 2$  D y un 6,1 % tiene  $> 2$  D. (Tabla 53)

**Tabla 53. Porcentajes de predictibilidad media en el Grupo total, Grupo 1 y 2.**

EE dentro de	Grupo Total (104 ojos) N (%)		Grupo 1 (55 ojos) N (%)		Grupo 2 (49 ojos) N (%)	
	Sin ciclo	Con ciclo	Sin ciclo	Con ciclo	Sin ciclo	Con ciclo
<b><math>\pm 0.5</math> D</b>	70 (67,3%)	43 (41,4%)	39 (70,9%)	27 (49,1%)	31 (63,3%)	16 (32,7%)
<b><math>\pm 1</math> D</b>	26 (25%)	30 (28,9%)	13 (23,7%)	17 (30,9%)	13 (26,5%)	13 (26,5%)
<b><math>\pm 2</math> D</b>	7 (6,7%)	28 (26,9%)	3 (5,5%)	11 (20%)	4 (8,2%)	17 (34,7%)
<b><math>&gt; 2</math> D</b>	1 (0,96%)	3 (2,88%)	0 (%)	0 (%)	1 (2,0%)	3 (6,1%)

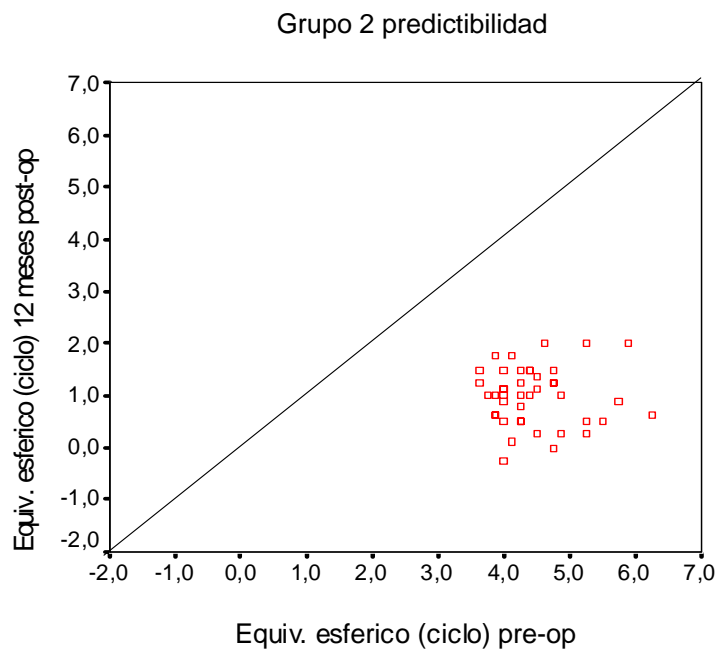
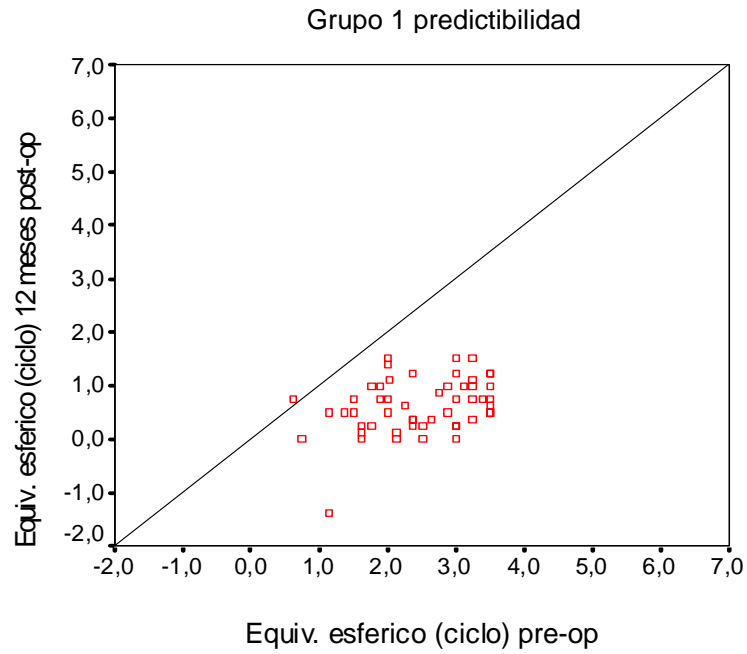
Por tanto, aunque durante todo el postoperatorio el porcentaje de pacientes que tienen un error residual entre  $\pm 0.5$  D es mayor en los ojos intervenidos del grupo 1, a los 12 meses el 49,1 % de este grupo y el 32,7 % de los ojos intervenidos del Grupo 2 alcanzan este rango (sin significación estadística).

Hemos analizado los datos tras la refracción sin cicloplejia, mostrando porcentajes más elevados, pero siguiendo similar distribución.



**Figura 94. Distribución de la predictibilidad durante el tiempo del estudio**

En las Figuras 94, 95, 96 se representa el agrupamiento de la predictibilidad de los casos, siendo muy homogénea en los Grupos 1 y 2.



**Figuras 95,96. Distribución del equivalente esférico durante el tiempo del estudio de los Grupos 1 y 2.**

## VII. COMPLICACIONES

Respecto a las complicaciones clínicas, no hay que destacar ninguna de trascendencia durante la realización de este estudio (a excepción de los retratamientos).

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

En cuanto a las **complicaciones postoperatorias** no se presentó ningún caso de queratitis bacteriana, ni queratitis lamelar difusa (DLK), ni haze. Hubo un paciente que desarrolló 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 mensual ya se había recuperado tras tratamiento tópico intenso con lágrimas artificiales sin conservantes.

El índice de **retratamientos** se sitúa en el 19,2 % (20 ojos) en el Grupo total (104 ojos). Precizando Re-H-LASIK el 20 % (11 ojos) del Grupo 1 y 9 ojos del Grupo 2 (18,4 %).

**Tabla 54. Numero (%) de Re-H-LASIK**

	<b>Re-H-LASIK</b>
Grupo Total	20/104 ojos (19,2 %)
Grupo 1	11/55 ojos (20 %)
Grupo 2	9/49 ojos (18,4 %)

## VIII. ESTUDIO DE LA CALIDAD Y DE LA SATISFACCIÓN DE LOS PACIENTES

Las respuestas a la Encuesta de Calidad al alta del proceso nos revelan unos buenos resultados, tanto en calidad como en satisfacción de los pacientes, no sólo del acto quirúrgico sino también de todo el proceso. (Figura 97)

En Clínica Baviera se realiza un cuestionario estándar al alta, del cual hemos extraído los siguientes resultados.

### A.- Motivos para la intervención:

- Estéticos 17 %
- Comodidad 53%
- Recomendación médica 7,5 %
- Profesión 13 %
- Deporte 9,5 %

### B.- Satisfacción con la intervención:

- Si 99.7 %
- No 0,3 %

### C.- Calidad de visión:

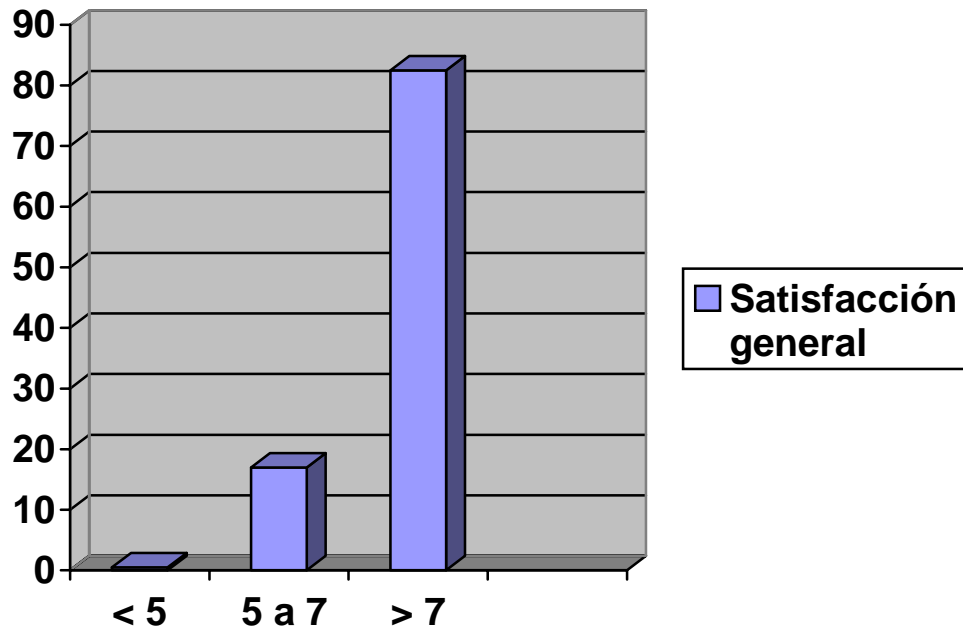
- Mejor 83 %
- Igual 16 %
- Peor 1 %

**D.- Grado de molestia:**

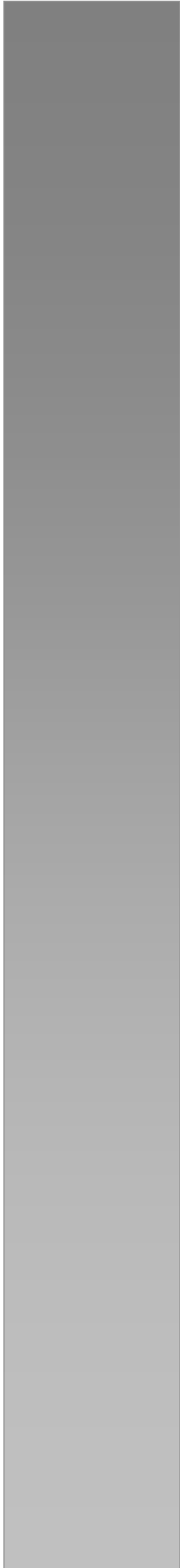
- Ninguna molestia 27,5 %
- Leve molestia 50 %
- Molestia 17 %
- Mucha molestia 5 %
- Dolor 0.5 %

**E.- Grado de satisfacción general.**

- < 5 0,5 %
- 5 – 7 17 %
- > 7 82,5 %



Figuras 97. Distribución de la satisfacción general de los pacientes del estudio.



**DISCUSIÓN**

La importancia de la calidad de la visión ha sido reconocida recientemente como uno de los factores importantes que conforman la calidad de vida.

Este término, la **CALIDAD VISUAL**, es un parámetro que, aunque no está claramente definido, engloba medidas directas e indirectas de: la agudeza visual, la percepción subjetiva de la imagen, la difracción, las aberraciones y la dispersión de dicha imagen. Los métodos de medida incluyen, además de los cuestionarios de satisfacción, la biomicroscopía, los análisis topográficos, la medida de la agudeza visual, de los defectos ópticos, de la sensibilidad al contraste, y de las aberraciones ópticas. (Kohnen, Bühren et al. 2006)

Recientes estudios (Oshika 2004) analizan los diversos factores que influyen en la calidad de visión (QQV, *quality of vision*). Entre ellos se mencionan: el astigmatismo irregular, los defectos esféricos y el astigmatismo regular, las patologías oculares, los resultados postquirúrgicos de las cirugías oculares, el queratocono, y las variaciones en las aberraciones corneales asociadas a la edad. Mención particular se hace a las aberraciones de alto orden (HOA) inducidas por el LASIK convencional y a los cambios en la sensibilidad al contraste derivados de dicha técnica refractiva.

Leuseur (Lesueur 2003) investiga la calidad de vida tras cirugía refractiva, valorando: calidad de visión, agudeza visual, estado psicológico y satisfacción del paciente. Participan 143 pacientes evaluados preoperatoriamente y tras el tercer mes de postoperatorio, usando un mismo cuestionario. La calidad de visión, la agudeza visual, el bienestar, la adaptación, y la satisfacción paciente fueron evaluados con 47 parámetros. Los procedimientos de refracción incluidos son: PRK, LASIK, y LIO fática.

Cuatro grupos de baja (G1), media (G2), y la alta miopía (G3) e hipermetropía (G4) fueron individualizados para comparar los resultados. Encuentra mejor AVCC postoperatoria  $> 0,9$  ó más para el G1, G2, y grupos G4. Para el grupo G3 la AVCC aumentó en dos líneas Snellen de 0,4 a 0,6. La satisfacción postoperatoria de los pacientes mejoró, con una diferencia significativa ( $p < 0,05$ ), en todos los grupos. No nota ninguna diferencia significativa en todos los grupos miopes, en lo referente al bienestar y ninguna disminución significativa en G4. Concerniente a la adaptación frente al resultado, mejoraron, con una diferencia significativa, en el grupo G3 ( $P < 0,05$ ). La calidad de visión directamente fue correlacionada con la mejora de la calidad de vida (el estado psicológico), la satisfacción, y la AVCC preoperatoria y postoperatoria en todos los pacientes, pero ninguna correlación fue anotada entre la agudeza visual y la satisfacción del paciente. Concluye en que, a pesar de buenos resultados refractivos, la satisfacción paciente depende de la calidad de visión y por tanto también su calidad de vida.

El LASIK, además de las técnicas de superficie (tales como la PRK), es hoy en día el procedimiento de elección en el tratamiento de los defectos refractivos de miopía, astigmatismo e hipermetropía. Los sucesivos avances tecnológicos posibilitan mejorar los resultados de dicha técnica, en cuanto a seguridad y predictibilidad, y también en lo que se ha denominado calidad visual. (Kohnen, Bühren et al. 2006)

La calidad de la visión y la satisfacción de los pacientes intervenidos con LASIK ha sido estudiada por Hammond. (Hammond, Puri et al. 2004) A pesar de la dificultad que tiene analizar estos dos parámetros menciona una serie de factores que han de influir en los mismos. Factores preoperatorios, como la

edad elevada, la alta toricidad de la córnea o el mayor tamaño pupilar, reducen la satisfacción. Intraoperatoriamente, el descentrado, el tamaño de la zona óptica de ablación, el correcto funcionamiento del *eye-tracking*, y las ablaciones guiadas por frente de ondas, afectarán a la calidad visual. Postoperatoriamente factores tales como, los síntomas de mala visión nocturna, la reducción de la sensibilidad al contraste y los retratamientos incidirán en la satisfacción final expresada por el paciente. Eliminando o evitando algunas de esas variables se conseguirá aumentar la satisfacción y la calidad de visión de las personas intervenidas con LASIK.

Bailey <sup>(Bailey 2004)</sup> ha evaluado las razones que alegan los pacientes para ser intervenidos con LASIK, los argumentos para recomendar a otros dicha técnica, así como el grado de satisfacción. Realiza 2.100 cuestionarios sobre los síntomas (hace hincapié en la sequedad ocular y en la visión nocturna) y la satisfacción del paciente tras el LASIK. Define seis categorías de razones para recomendar la intervención LASIK: la no dependencia de gafas o lentes de contacto (42 %), conseguir buena visión (21 %), necesidad (15 %), y en menor grado el confort y la mejor calidad de vida; únicamente 35 pacientes mostraron tal insatisfacción que no recomendarían el LASIK.

En nuestro estudio de la “**CALIDAD VISUAL en H-LASIK**” (LASIK hipermetrópico) hemos analizando las modificaciones refractivas y visuales, las queratométricas y topográficas, así como las ocurridas en la sensibilidad al contraste y en las aberraciones ópticas (principalmente las HOA), y con todo ello obtenemos una aproximación a la percepción objetiva de la mejora en la calidad de visión de los paciente incluídos en la presente tesis. Las encuestas de calidad y satisfacción realizadas a nuestros pacientes nos

ratifican la idea de que H-LASIK, además, mejora la calidad de vida (QOL, *quality of life*) de las personas intervenidas con cirugía refractiva.

Para evaluar los resultados visuales, refractivos, queratométricos y de calidad visual, del LASIK en cirugía de la hipermetropía, hemos realizado un **ESTUDIO PROSPECTIVO** en el que se han incluido 52 pacientes (46,5 % varones y 53,5 % mujeres) y tienen  $36,88 \pm 9,98$  (entre 19 y 56) años de edad, intervenidos consecutivamente.

Las muestras elegidas para los estudios realizados en esta tesis, fueron seleccionadas de una manera prospectiva entre los asistentes a la consulta oftalmológica de cirugía refractiva de la Clínica Baviera. Se eligió dicho lugar por ser un centro con un volumen importante en cuanto al número de cirugías refractivas (según datos propios 29.885 ojos operados con LASIK, durante el año 2006), permitiendo ello una mayor accesibilidad de estudio para cada uno de los subpartados objeto de análisis.

En esta tesis, los **CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN** han seguido escrupulosamente los mencionados en la literatura médica. <sup>(Eliés 2001; De la Paz 2005)</sup> Entre los criterios de inclusión para este estudio se consideró la ausencia de cirugía ocular previa. Como criterios de exclusión fueron considerados la presencia de una edad inferior a los 18 años, exámenes oculares anormales, topografía sugerente de queratocono, embarazo, así como la presencia de ciertas enfermedades sistémicas autoinmunes <sup>(Cobo-Soriano, Beltran et al. 2006)</sup>, y de ojo seco (también la presencia de sequedad ocular clínicamente significativa fue motivo de exclusión del estudio). Se estableció el límite de edad en 18 años, por constituir la misma la edad permitida para la realización de cirugía refractiva de acuerdo con lo recomendado en muchos protocolos oftalmológicos. <sup>(Eliés 2001; De la Paz 2005)</sup> No se excluyeron los pacientes

prepresbítas o presbítas, a los que no se les propuso la monovisión, como técnica correctora de presbicia <sup>(LLovet 2005)</sup>, quedando advertidos –constando expresamente en el Consentimiento Informado- sobre la necesidad de usar corrección visual para visión cercana.

Los ojos incluídos en este estudio forman el denominado **Grupo Total** (104 ojos) el cual ha sido dividido en dos Grupos, según la magnitud del defecto (EE): hasta +3,5 D de equivalente esférico (**Grupo 1**) y hasta de +6,5 D de equivalente esférico (**Grupo 2**). La razón de esta división era: en primer lugar porque seguía la tendencia de las clasificaciones actuales de la hipermetropía, por magnitud del defecto, y en segundo lugar porque los Grupos 1 y 2 mencionados eran muy equiparables en número. Debido a los criterios de clasificación de los pacientes, la hipermetropía se distribuye en las dos poblaciones tratadas, con una morfología gaussiana y unos valores con diferencias significativas. No ocurre lo mismo con el astigmatismo, que aunque tiene una distribución asimétrica en los dos grupos, predominan los casos que tienen valores de astigmatismo bajos, no existiendo diferencias significativas. Se **descartaron astigmatismos superiores a –2,5 D**. El desarrollo del estudio está hecho separando los ojos en sólo dos grupos (a diferencia de otros estudios, en la mayoría de ellos, en los que se realizaron los análisis de los resultados separando los ojos en hipermetropía baja, media y alta) para obtener una distribución simétrica de la muestra.

Los pacientes incluídos en el estudio han solicitado de forma expresa una solución refractiva a su problema de hipermetropía. Todos fueron sometidos a estudio oftalmológico completo para evaluar sus condiciones oculares previas a la cirugía de H-LASIK.

A continuación discutiremos la importancia de estos factores en los resultados de nuestro estudio.

En el defecto hipermetrópico el enfoque de las imágenes se produce por detrás de la retina, formando en ésta un círculo de difusión, que ocasiona una imagen borrosa (Abrams 1978; Belmonte 1989). Durante muchos años las **TÉCNICAS para la corrección quirúrgica de la hipermetropía** han evolucionado considerablemente, todas ellas con el objetivo final de conseguir que la imagen enfoque en la retina. (Troutman 1979; Troutman 1983; McGhee 1997; Ismail 2002; Kolahdouz-Isfahani, Rostamian et al. 1999; Ge, Arellano et al. 2001) y por tanto la mejoría de la visión, además de eliminar o minimizar la dependencia de las prótesis oculares, cómo son las gafas o las lentes de contacto.

La **queratotomía hexagonal (HK)**, descrita en 1986 por Méndez, y realizando incisiones apicales interseccionadas, a zonas ópticas de 5, 5,5 y 6 mm, conseguía reducir entre 1,5 a 3,5 D de hipermetropía.

Con la modificación de la técnica, Jensen (Jensen 1988; Jensen 1991), Hollis (Hollis 1994), luego Vrabec (Vrabec, Durrie et al. 1993) y Grandon (Grandon, Sanders et al. 1995) tuvieron resultados diversos, que nunca llegaron a ser satisfactorios.

Finalmente Werblin (Werblin 1996) concluyó que había que abandonar esta técnica, basándose en los informes sobre complicaciones significativas. (Nordan and Maxwell 1993) Es una técnica actualmente en desuso. (Rowsey and Rubin 1988); (Jensen 1988; Basuk, Zisman et al. 1994)

La termoqueratoplastia, y en particular la **laser termoqueratoplastia (LTK)** de no contacto Ho: YAG (Alio, Ismail et al. 1997; Alio, Ismail et al. 1997) (Ismail, Alio et al.

1998; Ismail, Perez-Santonja et al. 1999); (Rocha, Castillo et al. 2003) no han tenido éxito, por los limitados resultados, la regresión de hipermetropía y otras complicaciones (Tassignon, Trau et al. 1997; Eggink, Bardak et al. 1999; Rad, Jabbarvand et al. 2002; Aksan and McGrath 2003; Hill 2003; Gozum, Ayoglu et al. 2004; Papadopoulos, Balidis et al. 2005; Kulikova, Pashtaev et al. 2006) si bien se puede considerar esta última como una técnica quirúrgica útil para el tratamiento de hipermetropía baja (hasta +3 D) en pacientes mayores de 45 años (Gozum, Ayoglu et al. 2004; Papadopoulos, Balidis et al. 2005; Kulikova, Pashtaev et al. 2006)

La **Queratoplastia conductiva (CK)** es una técnica para tratar hipermetropía en el rango de +1 a +3 D. (Asbell, Maloney et al. 2001; Huang 2003; Pallikaris, Naoumidi et al. 2003) La ausencia de complicaciones de importancia, la creación de zonas ópticas funcionales mayores, el respeto del eje axial corneal, la simple utilización en la solución de astigmatismos irregulares pre y postquirúrgicos, su sencillez como técnica combinada con el **LASIK** (Klein, Fry et al. 2004); (Comaish and Lawless 2003; Hersh, Fry et al. 2003; Alio, Ramzy et al. 2005; Hersh, Fry et al. 2005) y su tendencia al uso en emétopes presbitas (monovisión) hacen que tenga predicamento hoy día entre los cirujanos refractivos. (Hersh, Fry et al. 2003; Hersh 2005; Stahl 2006)

La **ALK hipermetrónica** (Hollis 1994) ha sido desaconsejada por diversos autores, debido a su inestabilidad a largo plazo y la alta incidencia de queratocono iatrogénico. (Sher 2001)

La **PRK (queratectomía fotorefractiva con laser excimer) hipermetrónica** es un procedimiento eficaz y seguro para eliminar defectos hipermetrónicos compuestos, inclusive con astigmatismos de hasta - 6 D. (Dausch, Klein et al. 1996) En correcciones altas, PRK es más dolorosa, con lenta recuperación visual, mayor sobrecorrección inicial y haze periférico que lo es **LASIK** (el-Agha, Johnston et al. 2000; El-Agha, Bowman et al. 2003; El-Agha, Johnston et al. 2003) ; se han

descrito problemas de *glare*, imágenes fantasma y trastornos de la visión nocturna (Nagy, Krueger et al. 2001), así como una mayor tasa de regresión. Las correcciones bajas o moderadas, hasta + 3,50 D, ofrecen mejor resultado a largo plazo. (Pacella, Abdolrahimzadeh et al. 2001; Stevens and Ficker 2002) Entre las complicaciones se mencionan: la necrosis corneal aguda, retraso en la epitelización, desarrollo de cicatriz apical nodular subepitelial, aberraciones y cambios en la rigidez central corneal. (Oliver, Hemenger et al. 1997; Mietz, Severin et al. 1999; Munger, Dohadwala et al. 2001; Costin, Constantin et al. 2002)

A parte la recuperación visual más lenta, los resultados de la PRK hipermetrópica son muy parecidos a los del LASIK. (el-Agha, Johnston et al. 2000; El-Agha, Bowman et al. 2003) Las desventajas principales de PRK, respecto al LASIK, son: el dolor postoperatorio, la recuperación visual tardía, el empleo prolongado de esteroides, el retraso en la epitelización y el riesgo más alto de haze postoperatorio. (Kurenkov, Smirenniaia et al. 1999)

En una tentativa de reducir al mínimo estos problemas, una nueva técnica llamada **queratectomía subepitelial** con láser excímer (**LASEK**) se ha usado en la corrección de la hipermetropía. (Atrata and Rehurek 2003)

Más recientemente ha aparecido el **Epi-LASIK**, una técnica que intenta evitar los factores que pueden ocasionar variabilidad en resultado del LASEK. No hemos encontrado artículos que hagan referencia al empleo de Epi-LASIK para la corrección de hipermetropía.

En la actualidad es el **LASIK hipermetrópico (H-LASIK)** la técnica corneal de primera elección para el tratamiento de los defectos

hipermetr6picos. (Doane, Koppes et al. 1996 ; Lindstrom, Hardten et al. 1999 ; Cobo-Soriano, Llovet et al. 2002)

Un estudio de El-Agha (el-Agha, Johnston et al. 2000) ha comparado la t6cnica de PRK en 22 ojos y LASIK en 26 ojos, todos ellos hipermetropes. La media preoperatoria del EE en el grupo de PRK era de  $+2,25 \pm 1,16$  D y de  $+1,81 \pm 0,92$  D en el grupo del LASIK. Al a1o de la cirug6a el 83,3 % de los ojos del grupo PRK y 61,5% de los ojos del grupo LASIK estaban dentro de  $\pm 0,50$  D de la correcci3n deseada. Para los 2 grupos el 47,1 % de los ojos de PRK y el 54,5 % de los ojos de LASIK tienen una AVCC de unidad o mejor. Los ojos operados de PRK han sufrido dolor significativo postoperatorio, al contrario que los que fueron intervenidos con LASIK, que no manifestaron dolor tras la intervenci3n. Ambas t6cnicas, tanto del LASIK como de la PRK son seguras y eficaces para la correcci3n de la hipermetrop6a.

El-Agha (El-Agha, Bowman et al. 2003), usando el VISX S2, compara PRK al LASIK para el tratamiento de esfera hipermetr6pica y cuyos resultados se muestran similares en eficacia y seguridad, al igual que han presentados otros autores. (El-Agha, Bowman et al. 2003; Joyal, Gregoire et al. 2003) Sin embargo PRK fue m6s doloroso, con una sobrecorrecci3n inicial miope que no ocurri3 en LASIK. La estabilidad fue alcanzada entre los 3 y 6 meses despu6s de PRK y un mes despu6s de LASIK.

Otra comparaci3n ha sido realizada por Spadea (Spadea, Sabetti et al. 2006) entre los resultados con PRK y LASIK de la correcci3n hipermetr6pica. La media pre-op del EE fue  $+2,85 \pm 1,1$  en 100 ojos operados con PRK y otros 100 ojos con EE de  $+4,49 \pm 1,2$  D operados con LASIK. Tras 2 a1os, en el grupo del PRK, el EE fue  $+0,34 \pm 0,92$  D y la AVSC de  $0,87 \pm 0,1$ ; en 8 (8

%) ojos se ha ganado 1 línea, en 80 (80 %) ojos no ha habido ganancia ni pérdida de ninguna línea de AVCC, 10 (10 %) ojos han perdido 1 línea, 2 (2 %) ojos han perdido 2 líneas. En el grupo LASIK (100 ojos), la media de EE fue de  $+0,29 \pm 0,66$  D con AVSC de  $0,89 \pm 0,1$ ; 6 (6 %) ojos han ganado 2 líneas, 10 (10 %) ojos han ganado 1 línea, 78 (78 %) ojos no han ganado ni perdido ninguna línea de AVCC, y 6 (6 %) ojos han perdido 1 línea de AVCC.

Hemos utilizado la **técnica del LASIK SUPERFICIAL** (Llovet 2001; Llovet 2005), realizando el tallado lamelar con el microqueratomo Moria LSK-ONE (Moria, Antony, France) y el tratamiento refractivo con el laser excimer MEL 80-G Scan (Carl Zeiss, Jena, Germany). En todos los pacientes la técnica quirúrgica se ha concluido con éxito y sin complicaciones. Se han conseguido lentículos finos ( $\leq 100$  micras de grosor) en todos los pacientes (media de  $85 \pm 12$  micras, rango entre 65 y 100 micras). Se consideró como **lentículo viable para H-LASIK** todo aquel cuyo grosor, morfología, centrado y tamaño cumpliesen los siguientes parámetros: grosor (obtenido por sustracción entre la paquimetría corneal total preoperatorio y la paquimetría intraestromal intraoperatoria) mayor de 65 micras, integridad morfológica en toda su estructura, el centrado sobre la pupila se exigió en todos los casos y un tamaño  $\geq 9,5$  mm (medido intraoperatoriamente con compás quirúrgico). La ablación del láser se aplicó, sin complicaciones, en un diámetro de **zona óptica de ablación (Zo)** que siempre fue de 6 mm, con una zona de transición hasta 9,5 mm.

La mayoría de los ojos operados con H-LASIK usando el MEL 80, al igual que ocurre con otros láseres, sólo han tenido estabilidad cuando la

ablación se efectúa en una zona óptica de 6 mm o mayor. (Davidorf, Eghbali et al. 2001; Llové 2005) Diversos estudios mencionan variaciones de la zona óptica de ablación que van desde los 5 mm hasta 8,5 mm, pero sólo se han objetivado resultados con éxito en aquellos casos cuya zona óptica estaba entre los 6 mm a 7 mm. Davidorf (Davidorf, Eghbali et al. 2001; Llové 2005), usando el laser VISX, evalúa los efectos de variar el diámetro de la zona óptica sobre los resultados de H-LASIK. Encuentra una tendencia creciente hacia la hipercorrección, con diámetros cada vez de mayor zona óptica. La incidencia de pérdida de una sola línea de AVCC era mayor con zona óptica de 5 a 9 mm (16 ojos), que con la de 6 a 9 mm (18 ojos) y en 15 ojos cuando la Zo era de 5,5 a 8,5 mm. La media de la corrección hipermetrópica fue de  $+2,48 \pm 1,13$  D. El grupo de la zona de 5 a 9 mm el 97 % de los ojos han logrado la corrección programada: en el grupo de la zona de 5,5 a 8,5 mm lo han logrado en el 104 %; y en el grupo donde la zona óptica era de de 6 a 9 mm lo consiguieron el 112 %. La incidencia de pérdida de líneas de AVCC ha sido más alta en el grupo de la zona 5 a 9 mm (19 %) y mas baja en el grupo de 6 a 9 mm (6 %).

Argento (Argento and Cosentino 2000) ha comparado la utilización de la zona de ablación (Zo) de 5,9 mm en 147 ojos, con el uso de Zo de 4,4 hasta 5,5 mm en 679 ojos. En el grupo de la zona óptica de 5,9 mm el 31,3 % (46 ojos) tienen hipermetropía baja, formando subgrupo A, en el 46,9 % (69 ojos) la hipermetropía es moderada, formando subgrupo B, y el 21,8 % (32 ojos) son hipermetropes altos, formando subgrupo C. La media preoperatoria del EE fue  $+1,47 \pm 0,41$ D en subgrupo A, de  $+2,98 \pm 0,41$  D subgrupo B, y  $+5,13 \pm 0,61$  D subgrupo C. En el grupo de la Zo pequeña la media fue  $+1,31 \pm 0,74$ ,  $+2,56 \pm 0,28$ , y  $+5,28 \pm 0,69$  respectivamente. Al año, en el grupo de Zo de 5,9 mm la refracción fue  $\pm 1$  D en el 100 % de los casos en

el subgrupo A, en el 100 % del subgrupo B, y del subgrupo C en el 94,2 %. En el grupo de Zo pequeña fue del 100 %, 95,3 %, y 71,4 % respectivamente para cada uno de los grupos mencionados. En el grupo de la Zo de 5,9 mm la AVSC pre y post-op fue de 0,5 ó mayor en 92 % y 81,8% de los ojos respectivamente, en subgrupo A; del 94,6 % y 100 %, respectivamente en subgrupo B; y del 76,5 % y del 77,9 % respectivamente en subgrupo C.

En otro estudio publicado por Kermani <sup>(Kermani, Schmeidt et al. 2005)</sup> compara los resultados tras el uso de zona óptica de 5,5, 6 y 7 mm en H-LASIK para hiperopia y astigmatismo hipermetrópico en 161 ojos con EE de  $+2,44 \pm 1,32$  D (rango +0,00 a +5,62 D, cilindro de 5,25 a 0.00 D), el EE post-op era de  $+0,20 \pm 0,69$  D (rango -1,62 a +1,12 D) al año de la cirugía. En los grupos del estudio de 5,5 y 6,5 mm de zona óptica, el 13 % de los ojos han perdido 1 línea de AVCC, mientras que únicamente ocurre en el 2 % en el grupo de 7 mm de zona óptica. En el grupo de 5,5 mm el 19 % ha ganado 1 línea de AVCC, el 17 % en el grupo de 6,5 mm, y 27 % en el grupo de 7 mm.

Rosa <sup>(Rosa and Febbraro 1999)</sup> ha evaluado los resultados del laser *Nidek EC 5000* con diferentes zonas ópticas. Ha operado 40 ojos con zona óptica de 5,5 a 9 mm (Grupo 1, 20 ojos); y zona óptica de 5,5 a 8,25 mm en Grupo 2 (20 ojos). La media del EE fue de +2,72 D en Grupo 1 y +2,75 D en Grupo 2. En el 6º mes del post-op, la media del EE fue de  $+1 \pm 0,84$  D en el Grupo 1 y de  $+0,75 \pm 0,42$  D en Grupo 2. La conclusión es que la zona óptica de tratamiento del H-LASIK debe estar dentro de los 5,5 hasta los 8.25 mm para obtener mejores resultados.

Los 5 principios de Zaldivar <sup>(Zaldivar, Oscherow et al. 2005)</sup> para mejorar los resultados de la cirugía con H-LASIK son: mejorar el nomograma, zona óptica de 7 mm, zona de transición de 9,5 mm, lentículo de 10,5 mm de diámetro, interrupciones secuenciales en la ablación del laser, y limpieza frecuente de la interfase. Con estos 5 principios ha mostrado los resultados de su técnica aplicada en 43 ojos con EE pre-op de +2,28 D (media de esfera +1,93 D; rango +4,25 a +0,25 D y media de astigmatismo de +1,10 D; rango +4,50 a +0,25 D). Un 11,7 % de los ojos ganan 1 línea de visión, el 88 % mantienen una AVSC idéntica a la corregida preoperatorio y únicamente 4 casos pierden una línea de visión (de ellos en un ojo fue debido a microestrías).

Los valores de la **queratometría media (KM)** durante el nuestro estudio refleja la estabilidad de la cirugía de todos los ojos.

Preoperatoriamente la KM en Grupo total fue de  $43,85 \pm 1,47$  D, en Grupo 1 de  $43,76 \pm 1,34$  D, y en Grupo 2 de  $43,76 \pm 1,34$ . Los valores de la queratometría media a los 12 meses del Grupo total fue de  $46,04 \pm 1,9$  D, en el Grupo 1 de  $45,32 \pm 1,82$  D y en el Grupo 2  $46,83 \pm 1,8$ . Dicho cambio viene corroborado por el estudio estadístico.

En los casos de pseudoqueratectasia de nuestra serie, inclusive llegando en algún caso a valores en la queratometría media postoperatoria de hasta 50,50 D, únicamente se apreció influencia en los resultados, con pérdida de la AVCC, en dos ojos de un mismo paciente. Si bien el límite superior de la queratometría postoperatoria recomendada en la literatura (Tabla 55) varía a partir de 48 D a 51 D. <sup>(Arbelaez and Knorz 1999; Durrie and Aziz 1999;</sup>

Gimbel and Levy 1998) y algunos autores consideran la queratometría final un factor pronóstico importante, conforme nuestra experiencia y la de otros grupos, no hay un límite claro en este parámetro,<sup>(Maloney and Smith 2000)</sup> tal y como ya habíamos demostrado en otro estudio de nuestro grupo, realizado por Cobo-Soriano. <sup>(Cobo-Soriano, Llovet et al 2002)</sup>

Los cambios en los valores queratométricos tras H-LASIK ha sido analizados por Jin <sup>(Jin, Lyle et al. 2005)</sup> En su estudio, el EE medio preoperatorio fue de  $+2,39 \pm 0,99$  D y el postoperatorio de  $-0,05 \pm 0,61$  D, con un porcentaje del 91 % dentro de  $\pm 1$  D y del 71 % de los ojos dentro de  $\pm 0,50$  D. La AVSC de unidad se obtiene en el 42 % de los ojos, de 0,85 en el 63 %, y de 0,5 ó mejor en el 93 % de los ojos. Únicamente 2 (1,4 %) ojos perdieron 2 líneas de AVCC. Se detectó pseudoqueratectasia topográfica entre el 28 al 56 % de los ojos. No hay diferencia significativa dentro de la AV, refracción, regresión, irregularidad, dentro del grupo con y sin pseudoqueratectasia topográfica.

Autor	KM final Máxima (D)	(EE) máximo (D)
Arbelaez	50	+5
Durrie	49	+6
Doane	50	+3

Binder	50	+4
Gimbel	49	+4,5
Lindnstron	51,5	+4
Maloney	No límite	+6
Cobo-Soriano <small>(Cobo-Soriano, Llovet et al. 2002)</small>	No límite	+7,5
<b>Tesis H-LASIK</b>	50,5	+6,5

**Tabla 55. Límites en KM y EE según diferentes autores. Extraído de: James Salz. The Estatus of Lasik for the Correction of Hyperopia. Comunicación oral. Refractive Surgery Subspeciality day, American Academy of Ophthalmology 1999, Orlando.**

Centrándonos en el uso del H-LASIK para corrección de defectos hipermetrópicos debemos hacer referencia a los límites de la técnica, en lo que a la **magnitud del defecto** se refiere (número de dioptrías). Hemos incluido en nuestro estudio un Grupo total (104 ojos) con un equivalente esférico (EE) que tiene un valor máximo de +6,25 D y un valor mínimo de +0,6 D, por lo que el rango es de 3,42, siendo la media de +3,4 D, y la DE de 1,2.

Zadok (Zadok, Raifkup et al. 2003) evalúa los resultados al largo plazo del H-LASIK. Estudia 92 ojos, operados de hipermetropía hasta de +10,25 D, y los divide en 3 grupos: hipermetropía baja (< +3 D), hipermetropía moderada (≥ +3 a 6 D), e hipermetropía alta (≥ +6 D). Al año de evolución

postoperatoria la media del EE del grupo de hipermetropía media fue de  $+0,33 \pm 0,65$  D (el 93,1 % ojos dentro de  $\pm 1$  D de la refracción deseada), en el de hipermetropía baja de  $+0,21 \pm 0,60$  D (92,3 % dentro de  $\pm 1$  D de la refracción deseada) y en el hipermetropía alta de  $+1,62 \pm 1,50$  D (36,4 % dentro de  $\pm 1$  D de la refracción deseada). La AVSC fue de 0,5 ó mejor en todos los ojos (100 %), 24 ojos (92,3 %), y 13 ojos 13 (59,1 %) respectivamente en los 3 grupos mencionados. En el grupo total 59 ojos (76,6%) estaban dentro de  $\pm 1$  línea, y 18 ojos (23,4%) dentro de  $\pm 2$  ó más de la líneas de la AVCC preoperatoria. Tres ojos (3,9 %) en el grupo de la hipermetropía alta perdieron 2 ó más líneas de la AVCC. Otros 3 ojos (3,9 %) han tenido complicaciones en el lentículo corneal.

Arbelaez <sup>(Arbelaez and Knorz 1999)</sup>, usando el *Keracor 117C*, desaconsejó el empleo de la técnica H-LASIK en defectos de hipermetrópicos mayores de +5 D. Otros autores refieren buenos resultados con H-LASIK hasta: +3 D (Doane) <sup>(Doane, Koppes et al. 1996)</sup>, +4 D (Hardten, Lindstrom) <sup>(Lindstrom, Hardten et al. 1999)</sup>, +4.50 D (Gimbel) <sup>(Gimbel and Levy 1998)</sup>, +5 (Morcillo) <sup>(Morcillo 2000)</sup> ó +6 D (Durrie, Manche, Zadok) <sup>(Manche, Carr et al. 1998; Durrie and Aziz 1999; Zadok, Raifkup et al. 2003)</sup>

En nuestro trabajo hemos empleado el modelo de laser excimer **CARL-ZEISS MEDITEC MEL 80 G-scan** de la casa *Carl Zeiss Meditec AG (Jena, Germany)*. Laser de ArgónFluor, con una longitud de onda de 193 nm, una frecuencia de 250 Hz, y una duración del pulso de 5 ns. La dimensión del rayo es de 0,7 mm de diámetro y el perfil es gaussiano. El perfil de ablación es esférico, siendo  $Q = 0,25$ . El *Eyetraking* es combinado pupilar-limbar activo, a 250 fps.

Varios autores han estudiado el uso de diferentes modelos de laser excimer en el tratamiento del H-LASIK. Los estudios mostraron resultados diversos en la cirugía de LASIK hipermetrópico. (Tabla 56).

La tecnología de **SCHWIND** ha sido estudiada por Barraquer <sup>(Barraquer and Gutierrez 1999)</sup>. Ha evaluado la eficacia y la seguridad usando laser *Schwind-Keratom MultiScan System (Schwind, Kleinostheim, Germany)* para astigmatismo hipermetrópico compuesto en 111 ojos. La AVSC era de 0,5 ó más en el 23,4 % de los ojos pre-op y del 71 % de los ojos a los 6 meses de la cirugía. En esta serie atribuyeron la rápida recuperación de la AVSC al buen centrado de la ablación proporcionado por el sistema de rastreo activo del láser. Esto era importante porque veces de tratamiento en correcciones hipermetrópicas pueden producir malposiciones severas por rotación, que a su vez inducirán resultados variables. Swami <sup>(Swami, Steinert et al. 2002)</sup> explicó que entre 4° y 10° de desalineación teóricamente causarían entre un 14 % y un 35 % de hipocorrección respectivamente.

Un estudio reciente de Alio <sup>(Alio, Galal et al. 2006)</sup> evaluaba el laser *Esiris/Schwind technology* para el tratamiento del LASIK hipermetrópico en una serie de 106 ojos. Los ojos fueron divididos en 2 grupos: grupo 1,  $\leq +3,99$  D y grupo 2,  $\geq +4$  D (hasta +7 D). En este estudio, 46 de 51 (90,2 %) ojos del grupo 1 y 47 de 55 (85,5 %) ojos del grupo 2 estaban dentro de  $\pm 0,5$  D de emetropía. Al 6 mes del post-op, 40 (78 %) de 51 ojos del grupo 1 tenían una AVSC de unidad comparado con el 41 (75 %) de 55 ojos del grupo 2. Un ojo (2 %) del grupo 1 y 4 (7,3 %) ojos del grupo 2 perdieron 2 ó menos líneas de AVCC. Ningún ojo perdió más de 2 líneas de AVCC. En grupo 1, el índice de seguridad fue 1,1 y la eficacia de 0,97, En grupo 2, el índice de seguridad fue 0,98 y la eficacia de 0,92.

La tecnología de **BAUSCH & LOMB** (*Bausch & Lomb, Surgical, Munich*) ha sido estudiada por varios investigadores. Arbelaez <sup>(Arbelaez and Knorz 1999)</sup> ha operado, con el laser excimer *Keracor 117C*, 192 ojos hipermétropes (con astigmatismo menor de 1 D; grupo esférico) y otros 164 ojos con astigmatismo alto (desde 1 hasta 7,50 D; grupo tórico). En el grupo esférico bajo (< +3 D), 13 ojos (55 %) están dentro de  $\pm 0,50$  D de emetropía y ninguno ha perdido 2 ó mas líneas de AVCC. En el grupo tórico bajo (< +3 D), 14 ojos (61 %) están dentro de  $\pm 0,50$  D y ninguno ha perdido 2 ó más líneas de AVCC. En el grupo esférico moderado (+3,10 a +5 D) 9 ojos (44 %) están dentro de  $\pm -0,50$  D y ningún ojo ha perdido 2 ó más líneas de AVCC y en el grupo tórico moderado (+3,10 a +5 D) 5 ojos (36 %) están dentro de  $\pm 0,50$  D pero 2 ojos (14 %) han perdido 2 ó más líneas de AVCC. En el grupo esférico alto (+5,10 a +9 D), 6 ojos (38 %) están dentro de  $\pm -0,50$  D y 2 (13 %) ojos han perdido 2 ó más líneas de AVCC y en el grupo tórico alto (+5,10 a +9,50 D) 4 ojos (31%) están dentro de  $\pm -0,50$  D y 2 ojos (15 %) han perdido 2 ó más líneas de AVCC.

En una serie publicada por Tabbara <sup>(Tabbara, El-Sheikh et al. 2001)</sup>, de 80 ojos con EE de +3,40 D (rango entre +0,50 a +11,50 D) operados con H-LASIK, utilizando el laser *Technolas Keracor 117C*, encuentra tras seis meses de post-op que el 44 % de los ojos tienen AVSC de unidad ó más y el 58 % tienen EE de  $\pm -0,50$  D de la corrección deseada. En este serie el H- LASIK ha sido considerado como segura y eficaz la cirugía de la hipermetropía de +0,50 hasta +11,50 D, si bien la regresión se considera como una complicación postoperatoria.

Otro estudio de Rashad <sup>(Rashad 2001)</sup> evaluando el H- LASIK, con *Technolas Keracor 117*, en 85 ojos con EE de  $+3,31 \pm 0,69$  D (range, +1,25 a +5 D) y media de astigmatismo de  $+0,91 \pm 1,06$  D (rango 0 hasta +3 D). La zona de ablacion fue de 6 mm en diámetro y una zona de transición hasta 9 mm. Al año de la cirugía, la media del EE fue de  $+0,43 \pm 0,57$  D (rango -1,25 hasta +2 D) y el astigmatismo refractivo se ha reducido hasta  $0,36 \pm 0,30$  D (rango 0 hasta 1 D). En 52 ojos (61,2 %) existe un EE de  $\pm 0,50$  D de emetropía, y unidad de AVSC en 24,7 % de los ojos. La creación de un lentículo con diámetro amplio, de 9,5 mm o mayor usando el microqueratomo manual Moria Carriazo-Barraquer ha facilitado la ablación en estas cirugías.

Los resultados del LASIK en hipermetropía y astigmatismo hipermetrópico con *Technolas 117C* fueron estudiados por Lian <sup>(Lian, Ye et al. 2002)</sup> en un serie de 654 ojos y de EE +1 a +6 D y un seguimiento hasta el año. Al final del estudio, la refraccion residual fue de  $+0,29 \pm 0,78$  D; el 83,3 % de los ojos (45 ojos) estaban dentro de  $\pm 1$  D de emetropía y el 61,1% de los ojos (33 ojos) estaban dentro de  $\pm 0,50$  D. En 50 ojos (92,6 %) se ha obtenido una AVSC de 0,5 ó mejor. Un ojo (1,9 %) ha perdido 2 líneas de AVCC y 2 ojos (3,7 %) han ganado 2 ó más líneas de AVCC.

Esquenazi <sup>(Esquenazi 2004)</sup> publica en su estudio una serie de 125 ojos, que fueron tratados de H-LASIK con *Technolas Keracor 117C*, con EE  $+3,84 \pm 1,13$  D (rango +1 hasta +6,50 D) con astigmatismo hasta 1 D. El rango de EE pre-op del grupo de la hipermetropía baja fue de +1 a +2,75 D; en el grupo de la hipermetropía media el EE era de +3 a +4,25 D, y en el grupo de la hipermetropía alta de +4,50 a +6,50 D. Al 5º años tras el H-LASIK, en el grupo de la hipermetropía baja la media del EE fue de  $+0,48 \pm 0,79$  D; grupo de la hipermetropía media  $+1,52 \pm 1,45$  D; grupo de la hipermetropía

alta de  $+3,39 \pm 1,98$  D. En el mismo orden, el 63 % (37 ojos), el 42 % (20 ojos) y el 22 % (4 ojos) estaban dentro de  $\pm 0,50$  D de emetropía. En este estudio la seguridad se ha confirmado para LASIH hiperométrico de +1 y hasta +3 D. El síndrome del ojo seco y la regresión son todavía las dos complicaciones más comúnmente asociadas a esta cirugía.

Dentro de los láseres actualmente en el mercado, la tecnología de **VISX** (*VISX Inc, Santa Clara, CA*) ha sido estudiada por varios investigadores para valorar su papel en la cirugía del H-LASIK. Lindstrom (Lindstrom, Hardten et al. 1999; Lindstrom, Linebarger et al. 2000) analiza los resultados de 6 meses de seguimiento tras LASIK hiperométrico y astigmático en 75 ojos con hiperopia primaria y secundaria, utilizando el *VISX STAR S2*. Sugiere utilizar LASIK para hipermetropía de + 0,50 D a + 6 D y astigmatismo de 0 a + 5 D, ajustando el nomograma basándose en la refracción preoperatoria, la edad, y la cirugía previa. En este estudio, ojos con hipermetropía primaria (46 ojos; G1) y hipermetropía secundaria (29 ojos; G2) han sido incluidos. El EE pre-operatorio en G1 fue  $+2,50 \pm 0,93$  D y 6 meses post-op fue de  $+0,70 \text{ D} \pm 1,19$  y 79 % de los ojos tenían una AVSC de 0,5 ó más; el 63 % están dentro de  $\pm 1$  D de emetropía. El EE pre-operatorio en G2 fue  $+1,70 \pm 0,82$  D y de  $-0,27 \pm 0,95$  D al 6 mes y 83 % de los ojos tenían AVSC de 0,5 ó mejor; el 74 % estaban dentro de  $\pm 1$  D de emetropía. En su estudio el nomograma desarrollado, basado en la edad y la refracción, ha tenido su éxito en hipermetropía de +0,5 a +6 D y con astigmatismo de 0 a +5 D. Pacientes con hipermetropía secundaria han tenido mayor corrección que los ojos de hipermetropía primaria, mejorado en los ambos grupos la eficacia y la predictibilidad.

Usando la plataforma *VISX STAR*, Williams (Williams 2000) describió un

estudio de 52 ojos con hiperopia entre + 1 y + 6 D; a los 12 meses el 79 % de ojos estaba dentro de 1 D. En 1 año, todos los ojos mantuvieron la AVCC preoperatorio o ganaron entre 1 a 4 líneas. Los resultados buenos los fundamentó en el tiempo de ablación más rápido (pulso de 10 Hz), que ayudó a los pacientes a mantener la fijación y así se redujo el descentramiento.

Otra tecnología del laser es la plataforma del laser excimer **LADARVision** (*Alcon Surgical, Orlando, FL*) y sus resultados han sido estudiados por varios investigadores. Usando el laser *LADARVision 4000*, Jin (Jin, Merkle et al. 2005) presenta sus conclusiones tras H-LASIK en 118 ojos con hipermetropía primaria y secundaria, con astigmatismo mixto primario y secundario. En el seguimiento postoperatorio la AVCC era de unidad en el 51 % de los ojos, y el 61 % de los ojos tenían un astigmatismo residual de - 0,50 D o menor.

Salz (Salz and Stevens 2002) opera con *LADARVision* 360 ojos con EE hasta +6 D y cilindro de hasta -6 D. La zona de ablación usada en la cirugía es de 6 mm con una zona periférica de 1,5 mm para ablacionar un máximo de hasta 9 mm. Al año de la cirugía la AVSC fue de 0,5 ó mayor en el 94 % de los ojos, y el EE dentro de  $\pm 0,50$  D en el 74 % de los ojos. Las pérdidas de menos de 2 líneas de AVCC ha aparecido en el 3,5 % y en el 3,4 %, en los dos grupos, y una pérdida de 2 líneas en 2 % de los ojos.

Carones (Carones, Vigo et al. 2003), utilizando el *Alcon LADARVision 4000*, ha estudiado la ablación en la zona óptica de 7 mm, con zona de transición de 3 mm para una zona total de ablación de 10 mm, para corregir un defecto en EE de  $+2,34 \pm 2,09$  D. A los 6 meses tras la cirugía el EE fue  $-0,22 \pm 0,41$

D, el 79,2 % de los ojos estaban dentro de  $\pm 0,50$  D; además un 53 % han tenido AVSC de unidad o mejor.

Nepomuceno <sup>(Carones, Vigo et al. 2003; Nepomuceno, Boxer et al. 2004)</sup> ha estudiado los resultados de H-LASIK con *LADARVision 4000*, en 61 ojos de hipermetropía primaria y ha conseguido que el 44,4 % de los ojos lleguen a unidad de AVSC. La media de la desviación de la corrección deseada fue de  $+0,25 \pm 0,82$  D, con un 65,6 % de los ojos dentro de  $\pm 0,50$  D de emetropía. Ningún ojo ha perdido menos de 2 líneas de AVCC, pero el 6,6 % de los ojos han perdido 3 ó menos líneas de AVCC.

La tecnología del laser excimer **NIDEK** (*Nidek, Tokio, Japan*) ha sido estudiada por varios investigadores. Zadok <sup>(Zadok, Maskaleris et al. 2000)</sup> ha evaluado el uso de *Nidek EC-5000* en 72 ojos de hipermetropía hasta +5 D. Al 6º mes del postoperatorio en el grupo de la hipermetropía baja (<3 D) el 88,9 % de los ojos están dentro de 1 D de emetropía, comparado con el 51,8 % en el grupo de la hipermetropía moderada ( $\geq 3$  D); la AVSC de 0,5 ó mejor se presenta en el 95,6 % y 77,8 % ojos respectivamente en los 2 grupos. Re-toques se presentan en el 25 % de los ojos y no hubo ninguna complicación relacionada con el lentículo.

Pineda-Fernández <sup>(Pineda-Fernandez, Rueda et al. 2001)</sup> publica sus resultados en H- LASIK, usando *Nidek EC-5000*, en 92 ojos. Los ojos se dividieron en dos grupos: el grupo 1 de hipermetropía baja, de +1 a +3 D (22 ojos), y el grupo 2 de hipermetropía baja con astigmatismo con EE de +1 a +3 D (18 ojos), el grupo 3 la hipermetropía moderada con EE de +3,25 hasta +6 D (10 ojos), y por último el grupo 4 de hipermetropía moderada con astigmatismo con EE de +3,25 a +6 D (18 ojos). El porcentaje de los ojos

con EE de  $\pm 0,50$  D de emetropía fue de 54,5 %, 50 %, 40 % y del 38.8 % en los 4 grupos respectivamente. La AVSC  $\geq$  a la unidad fue de 14 % sólo en grupo 1. Un ojo (5,5 %) ha perdido 2 ó más líneas de AVCC.

Un estudio reciente de Ismail <sup>(Ismail 2006)</sup> se demuestra que tras intervenir, con *Nidek EC-5000*, 46 ojos con EE de  $+3,15 \pm 0,70$  D (rango +1,75 hasta +4.50 D) y con 2 años de seguimiento, que H-LASIK es seguro y eficaz. El EE al final del seguimiento fue de  $+1,27 \pm 0,78$  D (rango +0,50 a +3,25 D). La media post-op del AVSC fue de 0,63 y 1 ojo ha perdido 1 línea de AVCC. Se apreció regresión parcial del astigmatismo de forma temprana, pero se estabilizó al año.

La tecnología de laser excimer **ALLEGRETO WaveLigth** (*WaveLigth Laser Technologie AG, Erlangen, Germany*) ha sido estudiada por varios investigadores. Kanellopoulos <sup>(Kanellopoulos, Conway et al. 2006)</sup> ha operado, con *Allegreto Waveligth*, 120 ojos con hipermetropía y astigmatismo hipermetrópico, divididos en 3 grupos: grupo hipermetropía baja (esfera +3 D con astigmatismo  $\leq +1$  D; 52 ojos); grupo hipermetropía moderada (esfera desde +3,25 hasta +5 D con astigmatismo  $\leq +1$  D; 45 ojos); hipermetropía alta/grupo tórico (esfera  $\geq +5,25$  D o cilindro  $\geq +1,25$  D; 23 ojos. Los resultados han demostrado que dentro de  $\pm 0,50$  D están: en el G1 el 92 % de los ojos y en los G2 y G3 el 79 % y el 71 % de los ojos respectivamente. No había pérdida de 2 ó más líneas de visión corregida.

La FDA ha aprobado las plataformas de láser excímer de *Alcon LADARVision*, *VISX S2 y S3*, *Bausch & Lomb Technolas 217* y *Allegreto WaveLight*; demostrando que el 90 % de ojos de hipermétropes ( máximo de + 6 D) estaban dentro de  $\pm 1$  D de equivalente esférico en refracción de

manifiesta, mientras que el 67 % lo eran dentro de  $\pm 0,50$  D. Asimismo el 90 % de ojos tenía un AVSC mejor de 0,8, y en el 63 % de ojos era unidad o mejor. Se aprecia una pérdida de 2 líneas o más de AVCC en el 1,7 % de pacientes. Los datos de estudios ajenos a los realizados por la FDA revelan un porcentaje inferior de pacientes que alcanzan la unidad o mejor visión que los datos reunidos FDA. (Rashad 2001; Cobo-Soriano, Llovet et al. 2002; Esquenazi 2004; Varley, Huang et al. 2004) No hay ninguna explicación clara sobre esta diferencia. Los datos reunidos de la plataforma aprobada por la FDA que usa el *VISX S4* y *Wavefront System WaveScan* mostraron que el 95 % de las hipermetropías por encima de +6 D tenía refracción manifiesta postoperatoria en equivalente esférico dentro de  $\pm 1$  D, y el 70 % de ojos dentro de  $\pm 0,50$  D. La AVSC era 0,8 o mejor en el 97 % de ojos. Ningún paciente perdió más de 2 líneas de AVCC.

En otros estudios realizados con el laser de la tecnología **MEL** (*Aesculap-Meditec, Carl Zeiss, Jena, Germany*) se han presentado diversos resultados. Ditzen (Ditzen, Huschka et al. 1998) ha evaluado el LASIK hipermetrópico el laser excimer *Aesculap-Meditec MEL 60*, en 42 ojos, divididos en dos grupos: el Grupo 1 constaba de 20 ojos con EE de +1 hasta +4 D y el Grupo 2 con 22 ojos de +4,25 hasta +8 D. Al año de post-op el G 1 tenía un EE de +0,33 D (rango -0,79 hasta +1,45 D) y el G2 un EE de +1,91 D (rango -0,08 hasta +3,71 D). En el G1 un porcentaje del 5 % ha perdido 2 líneas o más de AVCC, siendo esta pérdida del 7,3 % en el G 2.

El mismo Ditzen (Ditzen, Fiedler et al. 2002) ha seguido sus estudios con los láseres MEL. Realiza H-LASIK con *Asclepion-Meditec MEL 70 G-scan* en otros 23 ojos con hipermetropía básicamente esférica (cilindro  $\leq 0,75$  D) además de en 44 ojos de hipermetropía con astigmatismo. En el Grupo 1 (hipermetropía simple), el EE pre-op fue de  $+4,88 \pm 2,13$  D (rango +2,13

hasta +9,63 D); en el Grupo 2 (astigmatismo hipermetrópico compuesto) el EE era de  $+4,33 \pm 2,15$  D (rango +0,50 hasta +9,50 D). Al año de la cirugía el EE fue de  $+0,30 \pm 0,90$  D (rango -0,75 hasta +2,50 D) en Grupo 1 y de  $+0,29 \pm 1,27$  D (rango -3,25 hasta +3,25 D) en el Grupo 2. En el Grupo 1 el 78 %, y en Grupo 2 el 42 % de los ojos estaban dentro de  $\pm 0,50$  D. En el Grupo 1 ningún ojo ha perdido 2 líneas o más de AVCC, y sólo 1 ojo (6 %) ha perdido 1 línea de AVCC. En Grupo 2 únicamente un ojo (4 %) ha perdido más de 2 líneas de AVCC, mientras que sólo 1 ojo (4 %) ha perdido 1 línea de AVCC. La AVSC fue de 0,5 en el 83 % (G1) vs. 62 % (G2).

En los ojos incluidos en nuestro estudio de H-LASIK, con Zeiss-Meditec **Mel 80 G-scan**, comprobamos que han mejorado en términos de agudeza visual y refracción. Al final de este estudio, el 41,4% de los ojos intervenidos del Grupo total tienen una refracción ciclopléjica entre  $\pm 0,5$  D, un 28,9 % tienen un error residual de  $\pm 1$  D, otro 26,97 % tiene  $\pm 2$  D y un 2,88 % tiene  $> 2$  D. En cuanto al Grupo 1 la refracción ciclopléjica final está en el 49,1 % entre  $\pm 0,5$  D; un 30,9 % tienen un error residual de  $\pm 1$  D, otro 20 % está entre  $\pm 2$  D y ninguno tiene  $> 2$  D. Por lo que se refiere al Grupo 2 la refracción con ciclopéjico final está en el 32,7 % entre  $\pm 0,5$  D; un 26,5 % tienen un error residual de  $\pm 1$  D, otro 34,7 % tiene  $\pm 2$  D y un 6,1 tiene  $> 2$  D.

<b>Autor</b>	<b>Nº ojos</b>	<b>Límite EE (D)</b>	<b>Tipo de Laser excimer</b>	<b>Pérdida 2 líneas de Visión(%)</b>
Alio (Alio, Galal et al. 2006)	106	+7	<i>Esiris/Schwind</i>	0
Arbelaez (Arbelaez and Knorz 1999)	164	+5	<i>Keracor 117</i>	14%
Lian (Lian, Ye et al. 2002)	654	+6	<i>Technolas 117C</i>	1,9%
Williams (Williams 2000)	52	+6	<i>VISX STAR</i>	0
Salz (Salz and Stevens 2002)	360	+6	<i>LADARVision</i>	1,9%
Nepomuceno (Carones, Vigo et al. 2003; Nepomuceno, Boxer et al. 2004)	61	+6	<i>LADARVision 4000</i>	6,6%
Pineda-Fernández (Pineda-Fernandez, Rueda et al. 2001)	92	+6	<i>Nidek EC-5000</i>	5,5%
Ismail (Ismail 2006)	46	+4,5	<i>Nidek EC-500</i>	0
Kanellopoulos (Kanellopoulos, Conway et al. 2006)	120	+5	<i>Allegreto Waveligh</i>	0
Ditzen (Ditzen, Huschka et al. 1998)	20	+4	<i>Aesculap-Meditec MEL 60</i>	5%
Ditzen (Ditzen, Huschka et al. 1998)	22	+8	<i>Aesculap-Meditec MEL 60</i>	7,3%
Ditzen (Ditzen, Fiedler et al. 2002)	44	+4,5	<i>Asclepion-Meditec MEL 70 G-scan</i>	4%
<b>Tesis H-LASIK</b>	104	+6,25	<i>Zeiss-Meditec MEL 80 G-scan</i>	2,8%

Tabla 56. Pérdida de 2 líneas de visión (%) según el tipo de laser excimer.

Por tanto, aunque durante todo el postoperatorio el porcentaje de ojos que tienen un error residual menor de  $\pm 1$  D se mantiene en las mismas cifras; al año de la operación los porcentajes de ojos con defecto residual en este rango, en los tres Grupos (Total, 1 y 2) es: con refracción subjetiva sin cicloplejia del 93,2 %, 94,6 % y 89,8 % respectivamente, mientras que con cicloplejia fue del 71,3 %, 80 % y 59,2 %.

Del mismo modo a los 12 meses de la intervención con H-LASIK los ojos de nuestro estudio presentan, tras la refracción sin ciclopléjico, unos porcentajes de ojos intervenidos que alcanzan el rango de error residual  $\leq 2$  D de: Grupo total el 98,2 %, Grupo 1 el 100 % y Grupo 3 el 93,9 % (no hay significación estadística entre los grupos).

El uso del LASIK hipermetrópico para tratar aquellos casos con **cirugía refractiva corneal previa** ha sido publicado por varios autores. Parisi <sup>(Parisi, Salchow et al. 1997)</sup> y Lima <sup>(Lima, Moreira et al. 2001)</sup> informan sobre el empleo de H-LASIK después de queratoplastia penetrante (QPP).

Portellinha <sup>(Portellinha, Nakano et al. 1999)</sup> y Attia <sup>(Attia, Perez-Santonja et al. 2000)</sup> también usaron H-LASIK para tratar hipermetropía residual después de LTK con resultados buenos.

En 2003, Lee <sup>(Lee and Mannis 2003)</sup> emplea H-LASIK como un tratamiento alternativo para corregir errores residuales de refracción después epiqueratoplastia. Otros autores han recomendado su empleo para hiperopia secundaria después de queratotomía radial. <sup>(Attia, Perez-Santonja et al. 2000; Clause, Boutros et al. 2001; Lipshitz, Man et al. 2001; Francesconi, Nose et al. 2002; Chan and Rootman 2003; Lyle and Jin 2003)</sup>

El H-LASIK ha sido usado para tratar hiperopia residual después CK, (Kymionis, Aslanides et al. 2004; Pallikaris, Kalyvianaki et al. 2004).

También para corregir esotropía acomodativa. (Hoyos, Cigales et al. 2002) Stidham (Stidham, Borissova et al. 2002) informa sobre la reducción de la esotropía acomodativa y la mejoría de la estereopsis tras en empleo de HLASIK. Además, esto ha sido usado tratar a niños con ambliopía por anisometropía. (Phillips, Prager et al. 2004)

Otros estudios describieron 54 ojos con hipermetropía después de LASIK miópico y encontraron que ningún ojo perdió 2 ó más líneas de AVCC. (Jacobs, Sanderson et al. 2001; Rojas, Haw et al. 2002) Concluyen que H-LASIK era seguro y fiable para hiperopia secundaria con resultados similares si el lentículo fue levantado o nuevamente cortado. (Martín-Reyes 2005) Los riesgos de un nuevo recorte fueron descritos por Peters (Peters, Iskander et al. 2001) en una serie de cuatro ojos. En los casos donde los lentículos fueron cortados de nuevo se encontraron porciones libres en el estroma central; advirtiendo sobre el riesgo de inducción irregularidades visualmente significativas cuando se realizaba un nuevo corte estromal tras LASIK. (Rojas, Haw et al. 2002)

En nuestro estudio **todos los ojos incluidos eran ojos vírgenes**, por lo que no podíamos valorar la técnica del H-LASIK en ojos previamente operados con cirugía corneal.

Poco hay descrito sobre la calidad visual tras Lasik o PRK hipermetrópicos. Sin embargo es en estos pacientes en los que la evaluación del tamaño pupilar pueda ser tal vez importante. (Argento and Cosentino 2000; Asbell, Maloney et al. 2001) La multifocalidad de la córnea central postoperatoria justifica el que en condiciones de baja luminancia, con la dilatación pupilar, la calidad de visión decaiga enormemente, y más a mayor diámetro pupilar. (Chan and Boxer Wachler 2006) A esto se puede añadir una mayor significación clínica tras pequeños descentrados del tratamiento, una mayor dificultad técnica para dicho centrado en virtud de la mayor entidad del ángulo kappa, y una superficie corneal postquirúrgica más irregular que tras un tratamiento miópico, que puede empeorar notablemente la calidad de visión nocturna con pupilas escotópicas iguales o mayores que la zona óptica de tratamiento usada. (Vinciguerra and Camesasca 2002; Rojas and Manche 2003)

En nuestro estudio las medidas pupilométricas hechas por el Orbscan II fueron infravaloradas en referencia al tamaño pupilar en condiciones escotópicas (aunque se realice en una habitación oscura) por la luminancia de los anillos de Plácido y por la miosis inducida al acomodar el paciente para fijar durante la topografía. La utilización de estos sistemas para estimar el diámetro pupilar nocturno no es pues demasiado fiable. Para solucionar esta problema, hemos añadido 1,5 mm al diámetro pupilar obtenido con el topógrafo Orbscan en condiciones mesópicas. La valoración obtenida es grosera pero sencilla y útil, del diámetro pupilar escotópico de estos pacientes. (Fogla and Rao 2000; Periman, Ambrosio et al. 2003). Algunos autores recomiendan no realizar LASIK en aquellos pacientes en los que su pupila es mayor que la zona óptica prevista. Intuitivamente entendemos que en condiciones de baja iluminación, la pupila más dilatada permite que los rayos provenientes de la córnea exterior a la zona de tratamiento creen un halo alrededor de la imagen nítida vista en condiciones fotópicas. Sin embargo la percepción visual es compleja y los modelos ópticos por si solos no explicarían los mecanismos adaptativos de la visión. (Boxer Wachler 2003) En nuestro estudio

el factor del **tamaño de la pupila** no ha demostrado ninguna correlación con los resultados visuales del estudio.

Los resultados de la **SENSIBILIDAD AL CONTRASTE** (SC) obtenidos en el estudio mostraron recuperación de la SC durante el periodo del seguimiento post-operatorio.

Los valores medios preoperatorios de las cuatro frecuencias espaciales: 3, 6, 12 y 18 cpg (ciclos por grado) (A, B, C, D) del grupo total fueron de 4,65, 4,69, 4,31, y 4,16, cambiando a unos valores postoperatorios a los 12 meses de 5,12, 4,54, 3,89, 3,82 (respectivamente para cada uno de los cuatro grupos enunciados). Los valores medios de las cuatro frecuencias espaciales: 3, 6, 12 y 18 cpg (ciclos por grado) (A, B, C, D) medidos de la sensibilidad al contraste del Grupo 1 preoperatorios preoperatorios fueron de 4,69, 4,84, 4,47, y 4,29, pasando a unos valores a los 12 meses de 5,26, 4,91, 4,38, 4,43 (respectivamente para cada uno de los cuatro grupos enunciados). Los valores medios de las cuatro frecuencias espaciales: 3, 6, 12 y 18 cpg (ciclos por grado) (A, B, C, D) medidos de la sensibilidad al contraste del grupo 2 varían de unos valores preoperatorios cuya media es de 4,61, 4,53, 4,12, y 4,02 a unos valores a los 12 meses de 4,96, 4,13, 3,34, 3,13 (respectivamente para cada uno de los cuatro grupos enunciados).

Algunos autores afirman que tras realizar PRK se produce una disminución de la sensibilidad al contraste (SC) hasta un año después de operados, pero otros muestran que la SC vuelve a los valores preoperatorios entre 3 y 12 meses después de la PRK (Montes-Mico and Charman 2001; Montes-Mico and Charman 2002).

Existen estudios <sup>(Neeracher, Senn et al. 2004; Wang, Sun et al. 2006)</sup> que comparan la influencia sobre la SC con PRK y con LASIK, encontrando una disminución en los dos tipos de técnicas, pero que gradualmente recuperaba los valores originales. La recuperación era más rápida en LASIK (alrededor de tres meses) que en PRK (de seis a doce meses). <sup>(Wang, Sun et al. 2006)</sup>

Otros autores <sup>(Perez-Santonja, Sakla et al. 1998; Cardona Ausina, Perez Santonja et al. 2000)</sup> evaluaron la SC tras LASIK, detectando una disminución en las frecuencias espaciales medias y bajas, con una rápida recuperación al tercer mes de la cirugía. Además, encontraron una mejoría en las frecuencias espaciales de 3, 12 y 18 cpq a los seis meses del LASIK, aunque estos cambios no eran significativos, pudiendo sugerir que se había producido una mejora en la calidad visual.

En otros estudios <sup>(Mutyalá, McDonald et al. 2000)</sup> se ha mostrado una recuperación más rápida de la SC tras LASIK, evidenciando una disminución en todas las frecuencias espaciales, sobre todo las dos primeras semanas, alcanzando valores casi normales al mes de la cirugía en las frecuencias de 3 y 6 cpq. Sin embargo las frecuencias más altas tardaban hasta 3 meses en recuperarse.

Para Chan <sup>(Maguen 1995; Chan 2002)</sup> las frecuencias espaciales que más se afectan tras la cirugía corresponden a 1,5 y 3,2 cpq, recuperando los valores preoperatorios al cabo de seis meses.

Las referencias que diversos autores hacen a las variaciones en la sensibilidad al contraste tras M-LASIK son múltiples <sup>(Mutyalá, McDonald et al. 2000;</sup>

Nakamura, Bissen-Miyajima et al. 2001; Kohnen, Mahmoud et al. 2005), pero no sucede lo mismo con H-LASIK.

SC (ciclo /grado)	Tesis H-LASIK	Ueda (Ueda, Nawa et al. 2005; Ueda, Nawa et al. 2006) SC escotópica	Ueda (Ueda, Nawa et al. 2005; Ueda, Nawa et al. 2006) SC fotópica
3	> 0,05	> 0,05	> 0,05
6	> 0,05	> 0,05	> 0,05
12	> 0,05	< 0,05	> 0,05
18	> 0,05	> 0,05	> 0,05

**Tabla 57. Comparativa de valores de la sensibilidad al contraste pre /postoperatorios; sin diferencias estadísticamente significativas (P > 0,05) en las cuatro frecuencias estudiadas**

Hemos encontrado un estudio realizado por Ueda (Ueda, Nawa et al. 2005; Ueda, Nawa et al. 2006), en 13 ojos intervenidos de H-LASIK, en el que menciona ausencia de deterioro en dicho factor visual en condiciones fotópicas, aunque sí lo encuentra en condiciones escotópicas (si bien lo relaciona con otros factores como el descentramiento, perfil de ablación o zona óptica). (Tabla 57).

Un trabajo, recientemente publicado por nuestro grupo (Llovet 2005) demostró, como hecho diferencial respecto a M-LASIK, la nula modificación de la sensibilidad al contraste encontrada en los ojos objeto del análisis (94 ojos con hipermetropía y astigmatismo hipermetrópico intervenidos con H-LASIK y MEL 80), en todas las frecuencias espaciales y en todas las revisiones protocolizadas. (Figura 98).

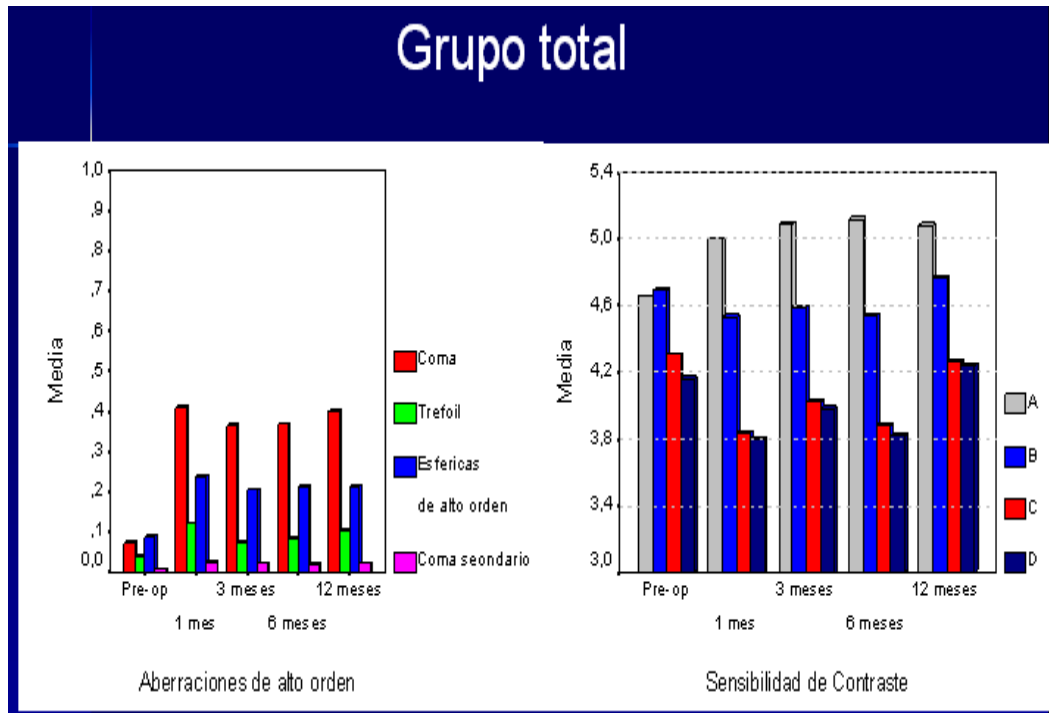


Figura 98. Variaciones en sensibilidad al contraste ( $P>0,05$ ) y el HOA ( $P<0,05$ ).

Existen muchos factores que pueden influir en los resultados y se debe intentar unificar los criterios, siendo útil un sistema de anotación normalizado basado en la SC de una población normal, para así poder interpretar y comparar los resultados (Cobo-Soriano, Calvo et al. 2005).

Los valores de las **aberraciones** totales de los ojos incluidos en el presente estudio no han sufrido grandes cambios. Los valores de RMS de defocus y astigmatismo han demostrando estabilidad durante el periodo del estudio, después la esperada disminución inicial del valor del RMS debido al tratamiento de la esfera y el astigmatismo. Los valores de RMS del coma, trefoil, aberraciones esfericas, y coma secundaria han sufrido un aumento tras la cirugía. (Figura 98 y Figura 58)

De un valor preoperatorio de 3,5 el valor del RMS del defocus ha bajado hasta 2,2 a los 12 meses; de forma similar ha ocurrido con el RMS del astigmatismo, que pasó de 1,2 hasta 0,9 a los 12 meses.

El valor del coma ha aumentado de 0,2 hasta 0,5, en la revisión de los 12 meses, y el coma secundario, lo hizo partiendo de un valor medio preoperatorio de 0,07, a un valor medio postoperatorio al año de 0,13. Lo mismo ha pasado con el trefoil con subida de 0,2 hasta 0,3 al año de la intervención. Las aberraciones esféricas también han sufrido un valor preoperatorio de 0,27, pasando a un valor medio en el postoperatorio a los 12 meses de 0,42.

La lógica disminución de los valores de la esfera (defocus) y cilindro (astigmatismo), en todas las revisiones ha quedando validada por el estudio

estadístico. El valor de las aberraciones de alto orden se mantiene sin diferencias estadísticamente significativas desde la primera revisión del mes y durante todo el periodo del estudio dentro de unos valores similares.

Wavefront aberraciones (RMS)	Ojos normales (Netto 2005)	Tesis H-lasik (pre-op)	Tesis H-lasik (post-op)
Defocus	---	3,543 ± 1,988	2,178 ± 1,323
Astigmatismo	---	1,171 ± 0,858	0,886 ± 0,538
HOA	0,23 ± 0,11	0,227 ± 0,12	0,33 ± 0,15
Coma	0,14 ± 0,08	0,237 ± 0,126	0,53 ± 0,348
Trefoil	0,10 ± 0,07	0,179 ± 0,093	0,27 ± 0,17
Aberraciones esféricas	0,09 ± 0,07	0,266 ± 0,173	0,42 ± 0,179
Coma secundario	---	0,072 ± 0,035	0,126 ± 0,07

Tabla 58. Variación de las HOA pre/post-operatorias y comparación con valores normales

Wang <sup>(Wang and Koch 2003)</sup> estudia las aberraciones ópticas de alto orden (HOA)(de 3º a 6º orden) inducidas tras intervenir 20 ojos, con H-LASIK y laser excimer *VISX Star S2 y S3*, usando zona óptica de 6 mm y transición hasta 9 mm. Concluye que las HOA, a excepción de la esférica de 4º orden, se incrementan significativamente con esta técnica.

En otro estudio del propio Wang <sup>(Wang, Sun et al. 2006)</sup> se analiza la relación entre las aberraciones corneales y la sensibilidad al contraste tras LASIK estándar. Tras operar 51 ojos y analizar los cambios en las aberraciones ópticas, concluye que: hay un incremento manifiesto en las HOA, pero sin relación con los cambios de sensibilidad al contraste diurnos y nocturnos, ni con o sin *glare* (visión borrosa tras cirugía corneal).

En el estudio de Kanellopoulos <sup>(Kanellopoulos, Conway et al. 2006)</sup> , tras intervenir 120 ojos, usando el *Allegretto Wavelight*, con hipermetropía y astigmatismo hipermetrópico, divididos en 3 grupos: grupo hipermetropía baja (esfera +3 D con astigmatismo  $\leq +1$  D; 52 ojos); grupo hipermetropía moderada (esfera desde +3,25 hasta +5,00 D con astigmatismo  $\leq +1$  D; 45 ojos); hipermetropía alta/grupo tórico (esfera  $\geq +5,25$  D o cilindro  $\geq +1,25$  D; 23 ojos, ha detectado aumento de las aberraciones de alto orden en el grupo hipermetropía alta/grupo tórico de RMS pre-op de  $0,47 \pm 0,096$  micras hasta  $0,94 \pm 0,167$  micras de post-op; pero no así en los grupos de hipermetropía baja y moderada.

Kohnen <sup>(Kohnen, Mahmoud et al. 2005)</sup> compara las aberraciones inducidas tras H-LASIK y M-LASIK en 50 ojos miopes y 50 ojos hipermétropes, intervenidos con Planoscan (*Bausch & Lomb, Technolas, Munich, Germany*). Concluye que

las HOA inducidas tras el tratamiento de la miopía y la hipermetropía son diferentes, induciendo aberración esférica positiva y astigmatismo secundario positivo en el caso de los miopes y aberración esférica negativa, además de astigmatismo secundario negativo, en los hipermétropes. H-LASIK induce aberraciones de tercero y quinto orden, y coma en mayor medida que M-LASIK.

El LASIK y la PRK, según menciona Chalita, <sup>(Chalita and Krueger 2004)</sup> induce cambios en la aberraciones ópticas de los ojos intervenidos con estas técnicas, en particular las HOA (principalmente la aberración esférica y el coma). Relata, también, una disminución en la sensibilidad al contraste, que compromete la visión nocturna y provoca síntomas tales como halos, *glare* e inestabilidad visual.

En un estudio de Oliver <sup>(Oliver, O'Brart et al. 2001)</sup> sobre las aberraciones ópticas inducidas tras PRK hipermetrópica, en nueve pacientes, con defecto hipermetrópico entre +2 y +4 D, usando el laser excimer *Summit Technology Apex Plus*, menciona la aparición de un cambio en la aberración esférica de 3 D (pasando de valores positivos a negativos).

Lorente <sup>(Lorente, Barbero et al. 2004)</sup> evalúa los cambios inducidos por el LASIK estándar hipermetrópico en la calidad óptica total y corneal. Mide las aberraciones pre y postoperatorias en 13 ojos (con un error refractivo de EE pre-op de  $+3,17 \pm 1,10$  D). Utiliza el laser excimer *Chiron Technolas 217C*, en programa Planoscan. Revela que las aberraciones de tercer y las HOA se incrementan significativamente. Concluye que H-LASIK induce significativamente aberraciones, y que dicho incremento es mayor que el apreciado en M-LASIK.

Las aberraciones de alto orden tras H-LASIK también han sido estudiadas por Nanba <sup>(Nanba, Amano et al. 2005)</sup> en un estudio prospectivo de 15 ojos intervenidos con el laser excimer *Nidek EC 5000*, usando zona óptica de ablación de 5,5 a 8 mm. Como conclusión refiere un incremento, tras la cirugía, en el coma secundario y en la aberración esférica secundaria; los valores de la aberración corneal pasan de ser positivos a negativos.

En 2002 Nagy <sup>(Nagy, Munkacsy et al. 2002)</sup> compara los resultados de láser estandar, con el spot flotante y gaussiano, en H-PRK, usando *Asclepios-Meditec MEL 70 G-Scan*. Sus resultados eran ligeramente superiores a la PRK estandar usando el laser de punto volante, en términos de AVSC y AVCC.

Panagopoulou <sup>(Panagopoulou and Pallikaris 2001; Nagy, Munkacsy et al. 2002)</sup> usa el aberrómetro de Hartmann-Shack para medir aberraciones de frente de onda después de PRK y LASIK, y con utilización de *Meditec MEL 70 G-Scan*. A los 3 meses las aberraciones de alto orden presentaban un aumento medio de 1,3 veces para PRK y 1,8 veces para LASIK. En ambas técnicas, los tratamientos WASCA demostraron mejorar los resultados en comparación con PRK convencional o LASIK.

El empleo de la ablación dirigida por frente de ondas (wavefront) diferente de la ablación convencional con láser excímer fue empleada por Vongthongsri <sup>(Vongthongsri, Phusitphoykai et al. 2002)</sup>, utilizando *Nidek-5000* en 22 ojos de 11 pacientes. No hay diferencia estadísticamente significativa entre las aberraciones postoperatorias de alto orden ni pre ni postoperatorias al

primer mes entre uno y otro grupo. Su estudio demostró que LASIK tanto con el convencional como con el dirigido por frente de ondas , con ablación personalizada, presenta la misma AVCC un mes después de la intervención.

Gatinel (Gatinel, Malet et al. 2004) declaró en 2004 que los perfiles convencionales y personalizados de ablación para hipermetropía modifican la asfericidad de la córnea postoperatoria y los coeficientes Zernike. (Gatinel, Malet et al. 2004)

Como hemos enumerado son diversos los autores que han descrito inducción de aberraciones ópticas provocadas por la técnica LASIK. Albarran-Diego (Albarran-Diego, Munoz et al. 2006) muestra en su estudio la evidencia de dicha inducción tras H-LASIK. Coincidimos con otros autores en pensar que la tecnología de frente de ondas (*wavefront technology*) contribuirá a reducir dichas aberraciones en el futuro. (Mrochen, Donitzky et al. 2004)

Chen (Chen, Izadshenas et al. 2002) ha analizado la esfericidad corneal tras LASIK hipermetrópico. El estudio incluyó 33 ojos hipermétropes o con astigmatismo hipermetrópico. Tras H-LASIK, todas la corneas han tenido aumento de la negatividad de la Q central. En el post-op, la curvatura corneal, la AVCC, la refracción, y los valores queratométricos no han sido correlacionados significativamente con los valores de Q pre-op. En el cambio de asferidad corneal delta Q estaba muy correlacionada con la corrección lograda ( $r = 0,747$ ,  $P < ,0001$ ). La Q post-op estaba correlacionada con los valores pre-op ( $r = 0,534$ ,  $P < 0,05$ ) además de con la corrección lograda ( $r = 0,601$ ,  $P < 0,05$ ) pero no con el delta Q. Ambos valores de Q post-op y de delta Q no han sido correlacionados con el EE, KM, EE, AVSC, AVCC.

Para valorar la fiabilidad de la refracción detectada por el aberrómetro de este estudio (*Zywave, Baush & Lomb*) se realiza una correlación entre los valores del equivalente esférico de la refracción aberrométrica (PPR) y los del equivalente esférico de la refracción manifiesta obteniendo una gran relación positiva entre ellos (coeficiente de correlación de Pearson de 0,928,  $P < 0,001$ ). Por tanto se puede concluir que el aberrómetro utilizado en este estudio tiene una alta fiabilidad al determinar la refracción basada en la aberrometría.

Los parámetros de **eficacia, seguridad y predictibilidad** nos permiten evaluar los resultados visuales y refractivos del H-LASIK. Del mismo modo posibilitan hacer un análisis comparativo entre los datos obtenidos en cada uno de los dos grupos en los que hemos subdividido el estudio.

Al comparar los dos grupos del estudio (Grupo 1 y 2) se evidencia la gran **predictibilidad** en ambos (y también en el Grupo Total) , ya que la media de las dioptrías residuales de los ambos grupos oscilan entre  $\pm 0,1$  D durante todo el post-operatorio, siendo la media de las dioptrías residuales a los 12 meses en los ojos del Grupo 1 de  $+0,6$  D y en los ojos tratados del Grupo 2 de  $+0,9$  D. Aunque el grupo 1 parece tener mayor predictibilidad por estar más cerca de 0 D, no existen diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos durante todo el seguimiento post-operatorio.

% ojos

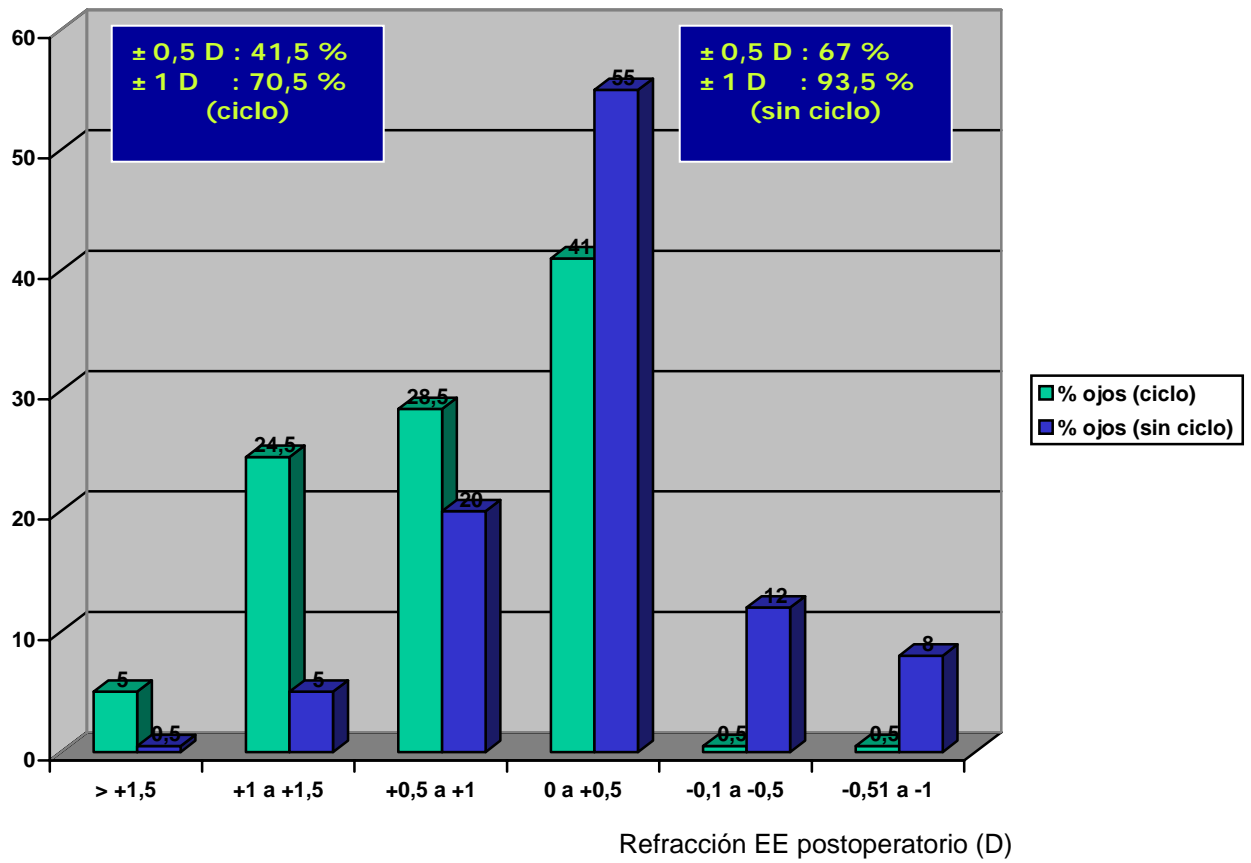


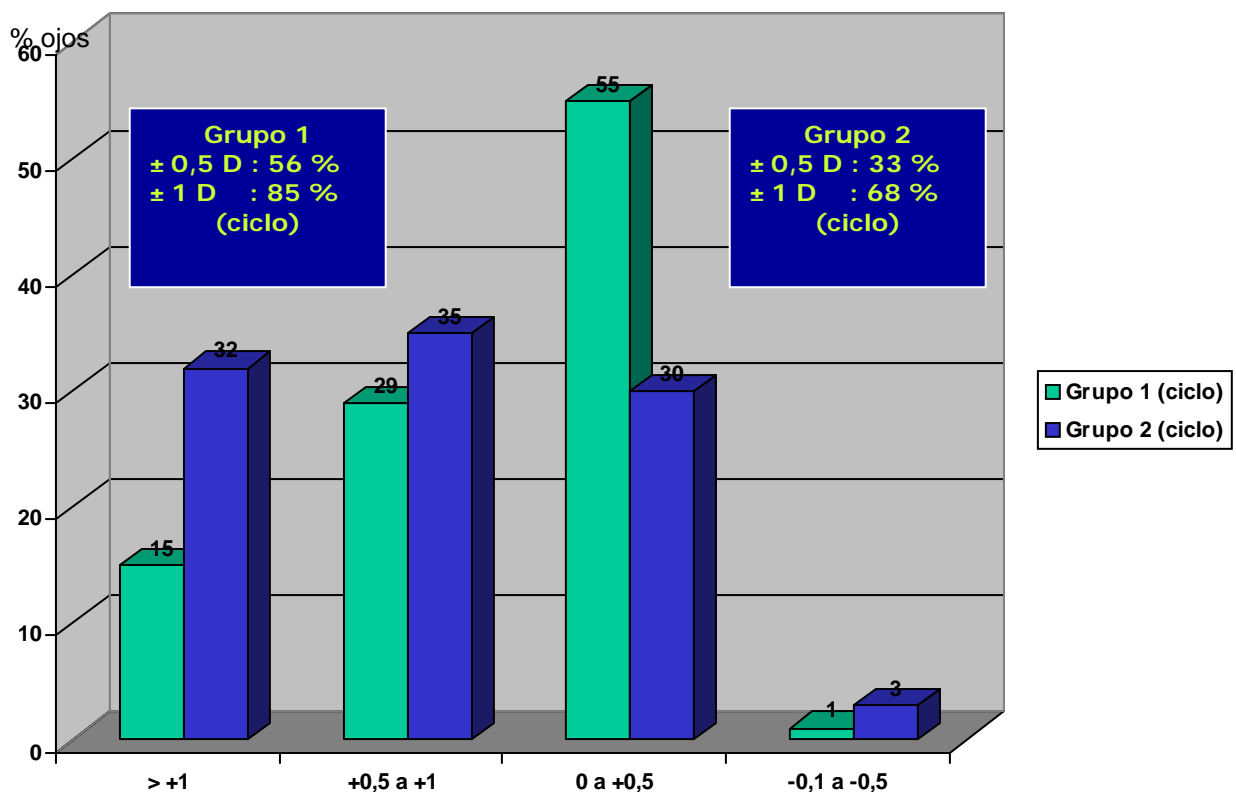
Tabla 59a. Porcentajes de predictibilidad (EE  $\pm 0.5$  y  $\pm 1 D$ ) media en nuestro Grupo total, con y sin ciclopéjico, a los 12 meses.

Al revisar los artículos publicados, se observa que la mayoría de los autores relatan una buena predictibilidad de los resultados con los actuales algoritmos de H-LASIK. (Argento, Cosentino et al. 1997; Buzard and Fundingsland 1999; Juhas, Kozak et al. 1999; O'Brart 1999; Argento and Cosentino 2000; Azar and Primack 2000; El-Agha, Bowman et al. 2003; El-Agha, Johnston et al. 2003; Sciscio, Hull et al. 2003) Señalar que la predictibilidad de la técnica en buena hasta las 6 dioptrías de EE hipermetrópico, tal y como señalan diversos autores. (Zadok, Maskaleris et al. 2000; Kermani, Schmeidt et al. 2005)

Similares resultados a los nuestros obtiene Pineda-Fernandez (Pineda-Fernandez, Rueda et al. 2001; Llovet 2005; Ueda, Nawa et al. 2006) en su estudio de H-LASIK con *Nidek EC-5000*, en 92 ojos con hipermetropía y astigmatismo hipermetrópico. Divide los casos en dos grupos: Grupo 1 (baja hipermetropía, esfera entre +1 a +3 D), Grupo 2 (bajo astigmatismo hipermetropico, EE entre +1 y +3 D), Grupo 3 (esfera hipermetrópica moderada, entre +3,25 y +6 D), y Grupo 4 (moderado astigmatismo hipermetrópico (entre +3,25 y +6 D de EE). El porcentaje de ojos entre  $\pm 0,5$  es del 54,5 %, 50 %, 40 % y 38,8 % respectivamente para cada uno de los cuatro grupos enumerados. En el grupo de hipermetropía media y moderada el 50 % de los ojos alcanzaron un defecto residual final de  $\pm 0,5$ ; la hipocorrección es evidente en todos los grupos. Concluye que H-LASIK es un procedimiento seguro. (Tabla 59a, 59b, 59c).

EE dentro de	Tesis H-LASIK (104 ojos)	Pineda-Fernandez (Pineda-Fernandez, Rueda et al. 2001) (36 ojos)	Ditzen (Ditzen, Fiedler et al. 2002) (44 ojos)	Salz (Salz and Stevens 2002) (360 ojos)	Kanellopoulos (Kanellopoulos, Conway et al. 2006) (68 ojos)	Estudio FDA
± 0.5 D	(67,3%)	(49,4%)	(42%)	(74%)	(75%)	(67%)
± 1 D	(93,3%)	---	(85%)	---	---	(90%)

Tabla 59b. Porcentajes de predictibilidad (EE ± 0.5 D ) media en nuestro Grupo total y en otros estudios



**Tabla 59b. Porcentajes de predictibilidad (EE  $\pm$ 0.5 D y  $\pm$ 1 D) media en nuestro Grupo total, a los 12 meses.**

Zadok (Zadok, Raifkup et al. 2003) en un estudio sobre los resultados del H-LASIK, a los doce meses de la intervención, en 92 ojos intervenidos consecutivamente, con defecto hipermetrópico de hasta +10,5 D, señala que el procedimiento es efectivo, seguro y predecible hasta +6 D.

El diseño del rayo láser excimer y del perfil ablación de los láseres de cuarta generación (tipo Mel 80) contribuyen a mejorar la eficacia y predictibilidad, como señalan otros autores. (Nagy, Munkacsy et al. 2002)

Tesis H-LASIK	Refracción EE postoperatorio (D)	
	Grupo 1	Grupo 2
<b>SEGURIDAD</b> AVCC post-op/AVCC pre-op Pérdida 2 líneas AVCC	1,10 1,7%	1,07 4%
<b>EFICACIA</b> AVSC post-op/AVCC pre-op	1,8	1,6
<b>EFFECTIVIDAD</b> AVSC post-op/AVCC pre-op	1	0,93
<b>PREDICTIBILIDAD</b> $\pm$ 0,5 D $\pm$ 1 D	49,1% 37,7%	80% 59,2
<b>RE-LASIK</b>	20%	18,4%

<b>HOA</b>		
Valor post-op	1,061	1,668
Cambio pre/post-op	0,324	0,896

**Tabla 60a. Comparativa de seguridad, eficacia, efectividad, predictibilidad, índice de Re-LASIK y HOA entre los dos subgrupos del estudio, Grupo 1 y Grupo 2.**

La **eficacia** de la intervención en los grupos del estudio es muy buena, pues la media del índice de **efectividad** al primer mes tras la intervención se sitúa en 0,73 (para el Grupo Total), mejorando paulatinamente con el paso del tiempo hasta llegar a 1 de índice de efectividad a los doce meses. Analizado este índice en los Grupos 1 y 2 comprobamos que no hay diferencias estadísticamente significativas, salvo en los valores del mes; siendo en el Grupo 1 el índice de 1 y en el Grupo 2 de 0,93, a los 12 meses de la intervención. Todos los artículos publicados detectan una eficacia alta al realizar H-LASIK <sup>(Nepomuceno, Boxer et al. 2004)</sup> coincidiendo con los datos de este estudio. Tabla 60a y 60b.

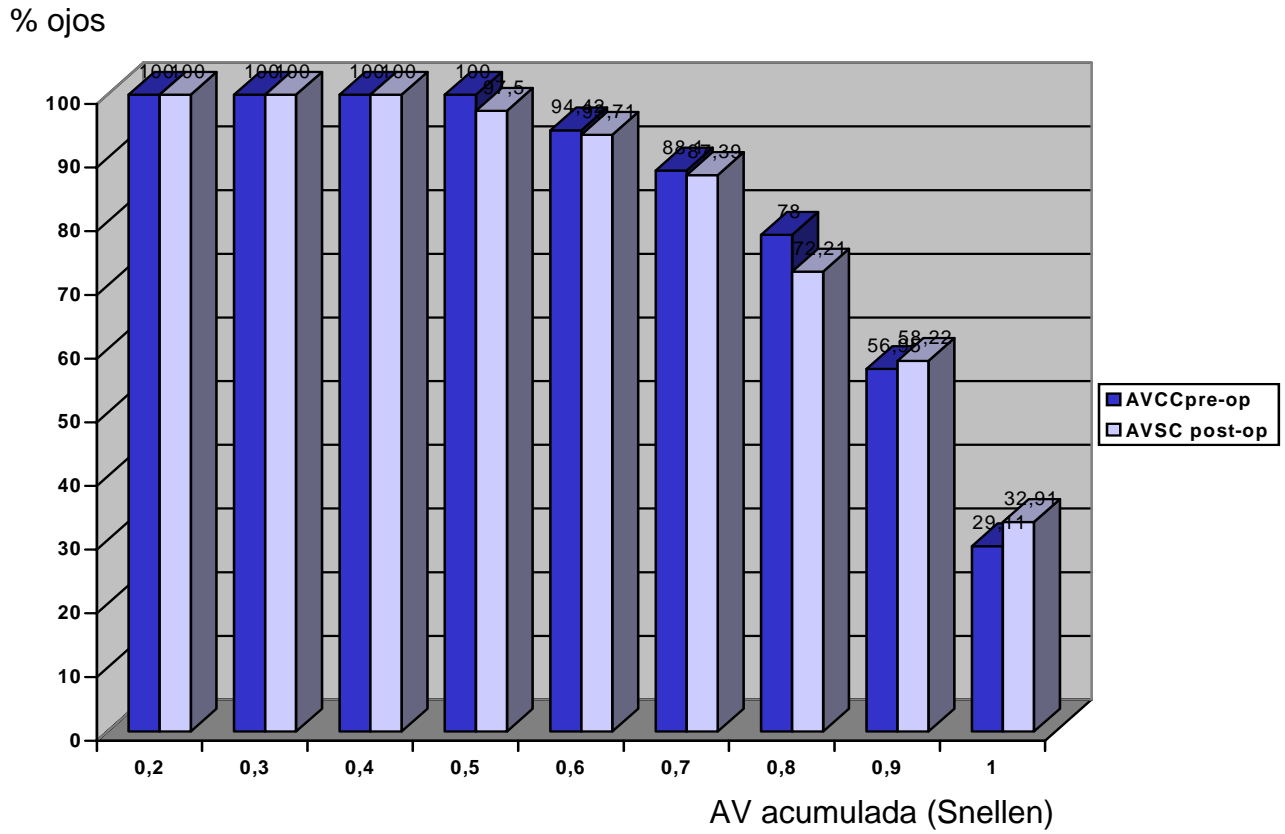


Tabla 60b. Eficacia en el Grupo total. Tabla acumulada. A los 12 meses.

El índice de **seguridad** tanto en el Grupo Total como en los dos subgrupos es muy alto, pues es mayor a 1 (1,08) en el momento del alta en todos los grupos, levemente superior en los ojos del Grupo 1 (1,10) que en los pertenecientes al Grupo 2 (1,07), aunque sin significación estadística. Esto significa que los pacientes tienen mejor AV corregida tras la intervención. Estos datos coinciden con los publicados en otros estudios de H-LASIK. (Salz and Stevens 2002) (Nepomuceno, Boxer et al. 2004)

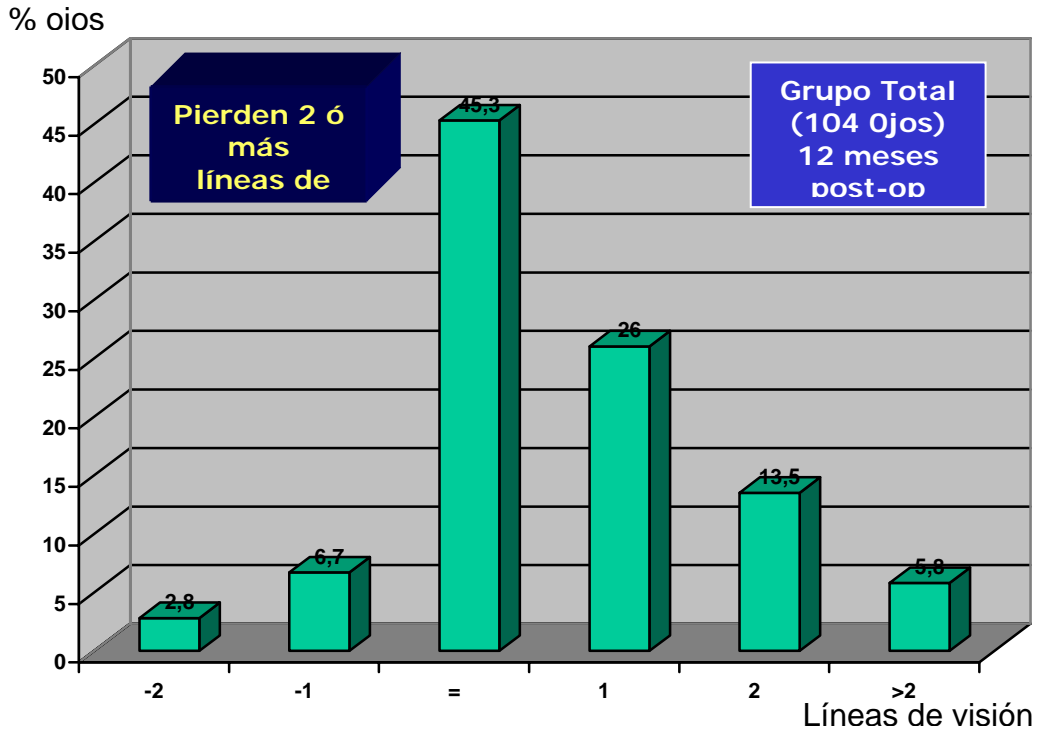


Tabla 61a. Seguridad en el Grupo total. Pérdida de líneas de visión.

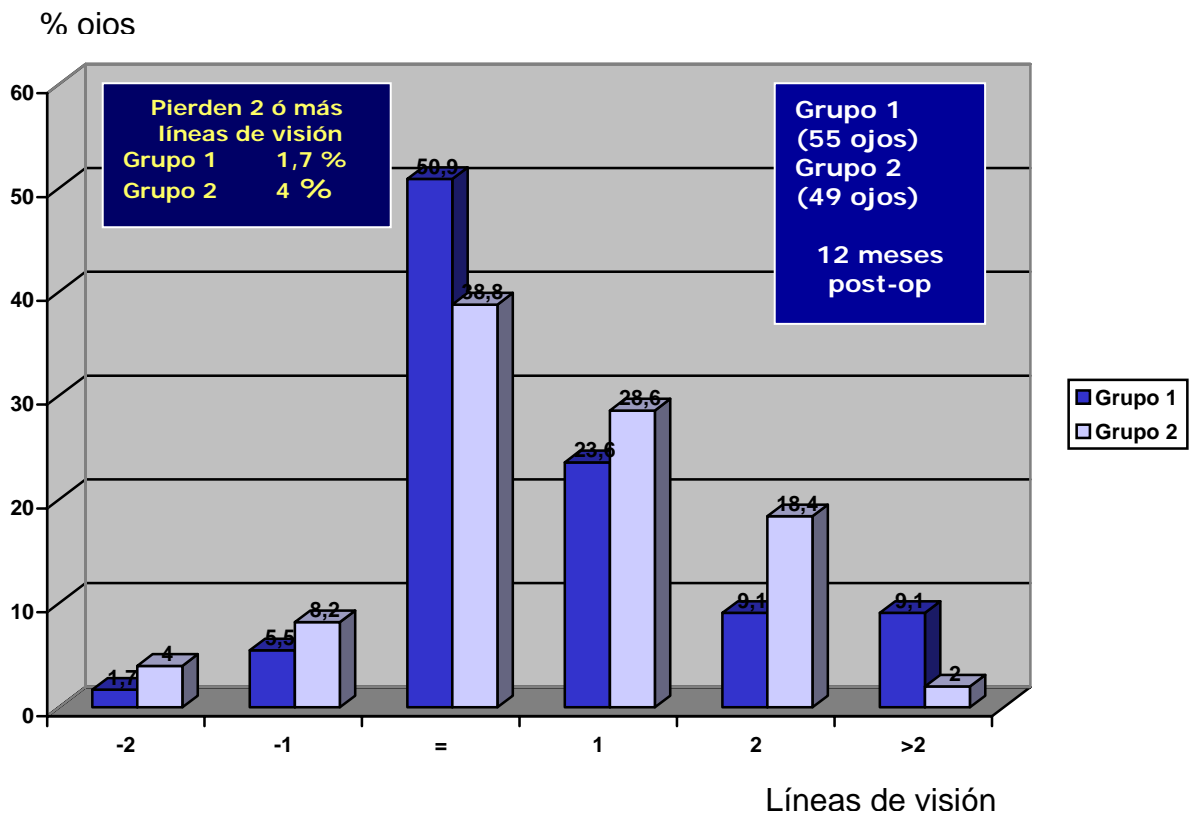


Tabla 61b. Comparativa de la seguridad en los Grupos 1 y 2.

Únicamente tres ojos de nuestro trabajo pierden dos o más líneas de visión, lo que supone un 2,8 % del total. (Tablas 60<sup>a</sup>, 61a, 61b y 61c).

<b>AUTOR</b>	<b>Nº ojos</b>	<b>Refracc Pre-op (EE)</b>	<b>Refracc Final (EE)</b>	<b>Predic % ±1D</b>	<b>Segur 2 líneas (%)</b>	<b>Laser</b>
Ditzen <sup>(Ditzen, Huschka et al. 1998)</sup>	20	+ 2,50	+0,33	85	5	<b>MEL 60</b>
Ditzen <sup>(Ditzen, Fiedler et al. 2002)</sup>	23	+4,88	+0,30	78	4,3	<b>MEL 70</b>
Morcillo <sup>(Morcillo 2000)</sup>	62	6,33	+0,58	79	33	<b>Technolas 217C</b>
Ojeimi <sup>(Ojeimi and Waked 1997)</sup>	21	+6,60	+2,20	-	-	<b>Nidek EC 5000</b>
Ibrahim <sup>(Ibrahim 1998)</sup>	58	+3,75	+2,25	-	-	<b>Nidek EC 5000</b>
Goker <sup>(Goker, Er et al. 1998)</sup>	54	+6,50	+0,44	79	6,8	<b>Keracor 116</b>
Esquenazi <sup>(Esquenazi and Mendoza 1999)</sup>	100	+4,50	+1,88	74	5	<b>Keracor 117 C</b>
Cobo-Soriano <sup>(Cobo-Soriano, Llovet et al. 2002)</sup>	352	+4,03	+0,46	85,2	12,4	<b>Technolas 217C</b>
<b>Tesis H-LASIK</b>	104	+3.80	+0.9	73	2,8	<b>Mel 80</b>

**Tabla 61c. Comparativa de predictibilidad y seguridad del H-LASIK, según diversos autores y modelo de laser excimer.**

Diversos son los problemas que los cirujanos han encontrado con el incremento en el volumen de la cirugía LASIK. En 1998, Davidorf <sup>(Davidorf, Zaldivar et al. 1998)</sup> refiere los resultados y las complicaciones de LASIK en la corrección de miopía e hipermetropía de cirujanos con experiencia. Concluyó que el acontecimiento más comúnmente observado en los postoperatorios era la queratopatía epitelial y los pequeños defectos epiteliales del día siguiente a la cirugía ( 5 %). La complicación más seria ocurrió en 3 ojos con hipermetropía elevada, en cuyo postoperatorio se detectaron anomalías corneales topográficas. Este estudio previno a los cirujanos sobre el empleo de H-LASIK para tratar hipermetropías elevadas, debido a una incidencia más alta de pérdida de AVCC postoperatoria. Chen <sup>(Chen, Izadshenas et al. 2002)</sup> ha atribuido esta pérdida al aumento de la asfericidad corneal, especialmente cuando se intentaban corregir rangos altos.

Los cambios de la sensibilidad córnea y la secreción lagrimal puede ser atribuida a la destrucción de nervios corneales al realizar la queratomileusis en el LASIK. <sup>(Nakamura, Bissen-Miyajima et al. 2001; Bragheeth and Dua 2005)</sup> Los pacientes pueden experimentar síntomas de ojo seco, hasta los 6 meses, mientras se regenera la inervación corneal. El efecto de H-LASIK sobre la película lagrimal y la superficie ocular fue estudiado por Albietz <sup>(Albietz, Lenton et al. 2002)</sup> en un análisis retrospectivo de 12 meses, en 88 ojos intervenidos de H-LASIK, advirtieron que el ojo seco, en particular en mujeres, es problemático después de la H-LASIK y va asociado con la regresión del efecto refractivo. Resultados similares de pérdida de estabilidad a largo plazo en ojos que desarrollan síntomas de ojo seco, durante más de 6 meses tras la cirugía, han sido relatados por Esquenazi <sup>(Esquenazi 2004)</sup> en una serie de con seguimiento de 5 años.

Diversas son las clasificaciones de las **complicaciones** del LASIK. <sup>(Knorz, Jendritza et al. 1999; Ambrosio and Wilson 2001; Gierak-Ciaciura 2002; Tabbara, El-Sheikh et al. 2003)</sup> En nuestra opinión, y así lo hemos expresado en nuestros estudios al respecto, la más sencilla es aquella que las agrupa en intraoperatorias y postoperatorias. <sup>(Cobo-Soriano, Beltran et al. 2006; Albelda-Vallés 2007)</sup>

Entre las complicaciones intraoperatorias habituales en LASIK cabe destacar: lentículo incompleto, irregular, ultrafino, *buttonhole*, estrías, pliegues, dislocamientos, pérdida del lentículo. <sup>(Jacobs and Taravella 2002; Wyględowska-Promienska and Gierak-Ciaciura 2003; Wyględowska-Promienska 2005; Holzer, Rabsilber et al. 2006)</sup>

El porcentaje medio de complicaciones asociadas al uso del microquerátomo se estiman en un 17 % (con rangos de 0,7 % <sup>(Perez-Santonja, Bueno et al. 1997)</sup> a 20 % <sup>(Knorz, Jendritza et al. 1999)</sup>). Pallikaris <sup>(Pallikaris, Katsanevaki et al. 2002)</sup> encuentra un 14,37 % en 334 ojos operados, aunque luego refiere que descendieron las complicaciones hasta el 1,25 %. Este descenso en las complicaciones asociadas al uso del microquerátomo lo relaciona con un mejor funcionamiento de la bomba de succión. La incidencia complicaciones asociadas al uso del microquerátomo *Moria LSK-One* que hemos encontrado en un estudio sobre lentículo fino, de un total de 117 ojos, ha sido menor (4,2 %) (un edema de lentículo, un lentículo irregular, dos islotes epiteliales -*buttonholes*- y un lentículo incompleto). <sup>(Llovet 2001)</sup> Albelda-Vallés <sup>(Albelda-Vallés 2007)</sup>, en un estudio de 34.099 ojos operados consecutivamente en Clínica Baviera, cita los siguientes porcentajes: alteración epitelial en 300 ojos (0,39 %), flap muy fino y/o irregular en el 0,82 % (282 ojos), flap incompleto en 126 ojos (0,36 %) y *buttonhole* en el 0,11 % (39 ojos)

En cuanto al tipo de complicaciones y su repercusión en la mejor agudeza visual corregida (AVCC), Pallikaris <sup>(Pallikaris, Katsanevaki et al. 2002)</sup> encontró 49 complicaciones en un total de 334 ojos; 12 islotes epiteliales (*buttonholes*), 9 lentículos irregulares, 19 lentículos incompletos, 4 lentículos ultrafinos (<50  $\mu\text{m}$ ) y 4 lentículos completos. Los rangos de espesor de lentículo obtenidos fueron (100 a 168  $\mu\text{m}$ ). Encontró además una pérdida de una línea de la mejor agudeza visual corregida en un 30% en los islotes centrales, 25% en lentículos irregulares, 25% de los lentículos ultrafinos y 20% lentículos incompletos, no encontrando pérdidas en los lentículos completos. Pérez Santonja y colaboradores <sup>(Perez-Santonja, Bueno et al. 1997)</sup> citan un mayor riesgo de crecimientos epiteliales tras la realización de un islote epitelial (*buttonhole*). Pallikaris no ha encontrado ningún crecimiento epitelial en un año de seguimiento en sus islotes epiteliales. Se ha postulado que córneas con pronunciada curvatura pudieran predisponer a islotes epiteliales por aumento de la queratometría previa <sup>(Gimbel and Levy 1998)</sup>. Pallikaris <sup>(Pallikaris, Katsanevaki et al. 2002)</sup> no ha encontrado diferencias estadísticamente significativas entre el valor de la queratometría, el valor del astigmatismo queratométrico y el desarrollo de complicaciones asociadas al uso del microqueratomo.

La incidencia de subluxación del lentículo que han encontrado Recep y colaboradores <sup>(Recep, Cagil et al. 2000)</sup> usando el microqueratomo Moria LSK-One es de 1,42 %. Otros autores, como Pérez Santonja <sup>(Perez-Santonja, Bueno et al. 1997)</sup> y Marinho <sup>(Marinho 1996)</sup> hablan de 0,7 % y 5,8 %, respectivamente, usando otros microqueratomos.

En 2000, Vesaluoma <sup>(Vesaluoma, Petroll et al. 2000)</sup>, estudiando el lentículo corneal con microscopía confocal, describió la activación de queratocitos

entre 1 a 2 semanas después de que la cirugía con una aumentada de haze. La presencia de células epiteliales intraestromales conducen a complicaciones como el crecimiento epitelial en la interfase y la queratitis lamelar difusa (DLK), particularmente en H-LASIK.

Queratopatía central disciforme estéril y queratitis bacteriana en H-LASIK fueron descritas por al-Reefy <sup>(al-Reefy 1999)</sup> en 1999, posteriormente por Read <sup>(Read, Chuck et al. 2000)</sup> y Dada <sup>(Dada, Sharma et al. 2000)</sup> en 2000. Chandra <sup>(Chandra, Torres et al. 2001)</sup> observó que ocurría de manera endémica después de LASIK y recomendó el tratamiento con amicacina tópica, azitromicina, claritromicina, ciprofloxacina, o una combinación de estos agentes, como un modo eficaz de tratar estas infecciones. Infecciones similares fueron referidas posteriormente por diversos autores. <sup>(Chandra, Torres et al. 2001; Suresh, Campbell et al. 2001; Maloney 2002; Kohnen, Schopfer et al. 2003)</sup>

Otros problemas postoperatorios incluyen el glaucoma de cierre angular <sup>(Ojeimi and Waked 1997; Paciu, Velasco et al. 2000)</sup>, la perforación central de la cornea en ojos con procedimientos quirúrgicos previos, como la electrotermoqueratoplastia <sup>(Wirbelauer, Koop et al. 2000; Silva-Diaz, Behrens et al. 2003)</sup>, otros inesperados <sup>(Perez-Torregrosa, Menezo et al. 1995; Stidham, Borissova et al. 2002)</sup>, desplazamientos del lentículo <sup>(Taylor, L'Esperance et al. 1989)</sup>, crecimiento epitelial en la interfase <sup>(Wygladowska-Promienska and Rokita-Wala 2003)</sup>, subestimación de presión intraocular <sup>(Argento, Cosentino et al. 1998; Agudelo, Molina et al. 2002; Alonso-Munoz, Lleo-Perez et al. 2002; Lian, Ye et al. 2002; Zadok, Raifkup et al. 2002; Bilbao-Calabuig 2004; Jarade, Abi Nader et al. 2005)</sup>, queratitis lamelar difusa <sup>(Bigham, Enns et al. 2005; Shen, Wang et al. 2006)</sup>, pérdida de líneas de visión <sup>(Jaycock, O'Brart et al. 2005)</sup>, astigmatismo irregular <sup>(Jarade, Abi Nader et al. 2005)</sup>, queratitis herpética <sup>(Davidorf 1998)</sup>, ectasia iatrogénica <sup>(Ojeimi and Waked 1997; Stratat 2001; Rabinowitz 2006)</sup>, efusió uveal <sup>(Butler, Sutton et al. 2004)</sup>, neovascularización

coroidea (Sobha, Rajan et al. 2004) Sin embargo no se han detectado ni descrito complicaciones endoteliales. (Jabbur 2003; Nawa, Ueda et al. 2003)

Las complicaciones del H-LASIK en una serie de 338 ojos operados con H-LASIK y *Aesculap Meditec MEL 60* han sido estudiadas por Sun (Sun, Vicary et al. 2002). Se presentaron: regresión en 5 ojos (1,4 %), infiltrados en 6 ojos (1,7 %), hipocorrección primaria en 2 ojos (0,6 %), queratitis punteada superficial en 4 ojos (1,1 %), re-tratamientos en 10 ojos (2,9 %), lensectomía refractiva en 2 ojos (0,6 %) y queratotomía astigmática en 4 ojos (1,1 %), además de que 2 ojos han perdido 2 líneas de AVCC.

En un estudio realizado por nuestro grupo en 77.000 ojos intervenidos consecutivamente, con la técnica LASIK (Comunicación Libre en el 21 Congreso del SECOIR, Oviedo, 2006) la incidencia de complicaciones postoperatorias más frecuentes fue: queratitis lamelar difusa (0,61 %), crecimiento epitelial en la internase (0,3 %), dislocaciones y estrías en el lentículo (0,11 %), queratitis infecciosa (0,04 %), y ectasia (0,02 %).

En el presente estudio no hemos observado ninguna complicación intraoperatoria.

En cuanto a las complicaciones postoperatorias no se presentó ningún caso de queratitis bacteriana, ni queratitis lamelar difusa (DLK), ni haze. Hubo un paciente que desarrolló una queratitis superficial punteada leve bilateral durante 3 semanas del postoperatorio, por lo que influye en el resultado del estudio. En el control mensual ya se había recuperado, tras tratamiento tópico intenso con lágrimas artificiales sin conservantes. Salvo esta excepción todos los pacientes han tenido un post-operatorio tranquilo.

Por lo tanto, si excluimos los retratamientos, se puede afirmar que la ausencia de complicaciones en nuestra casuística de H-LASIK ha sido la norma general.

Nuestros resultados demuestran que la tasa de complicaciones tras H-LASIK es comparable con los otros estudios publicados con el mismo laser y con los otros lasers usando otras plataformas para realizar el H-LASIK. Otras complicaciones como regresiones, hazes periféricas, queratitis puntata severa no han sido detectadas en nuestro estudio.

La cuestión de los **retratamientos** de H-LASIK ha sido estudiada por diversos autores. Entre ellos destaca Mulhern <sup>(Mulhern, Condon et al. 2001)</sup> que ha analizado sus datos en cuanto a retratamientos del H-LASIK. Las indicaciones para el nuevo tratamiento incluyen hipocorrecciones, descentramiento, crecimiento epitelial, e islas centrales. En los casos de H-LASIK, el 29 % de los ojos perdió 1 línea Snellen, y el 12 % mejoró 1 ó más líneas de AVCC. En los casos de descentramiento preoperatorio, el 61.5 % de ojos tenía una mejora en el centrado de la zona óptica.

Diferentes autores han estudiado ojos reoperados por presentar hipermetropía residual, pero en ojos inicialmente miopes, encontrando buenos resultados visuales <sup>(Rojas, Haw et al. 2002; Lyle and Jin 2003)</sup>. Un estudio de Hers <sup>(Hersh, Fry et al. 2003)</sup> el porcentaje de retratamientos en LASIK, realizado entre 1.306 ojos (miopes, hipermetropes y astigmatas), usando en *Summit Apex Plus* o el *Alcon LADARVision*, cifra en el 10,5 % (288 ojos) la incidencia al año del procedimiento primario (únicamente en tres casos fue necesario un nuevo tallado del lenticulo, en el resto se levantó el lenticulo inicial, técnica

del *lift-flap*). Señala como factor de riesgo para el retratamiento la edad > de 40 años.

Nuestro índice de retratamientos se sitúa en el 19,2 % (20 ojos) en el Grupo Total (104 ojos). Precizando Re-HLASIK el 20 % (11 ojos) del Grupo 1 y 9 ojos del Grupo 2 (18,4 %). Nuestra tasa de retratamientos ha sido comparable con los otros estudios publicados.

Otro estudio realizado por Zadok <sup>(Zadok, Maskaleris et al. 2000)</sup> entre 72 ojos consecutivos operados con H-LASIK, usando el laser excimer *Nidek EC 5000*, con un defecto hipermetrópico de hasta +5 D, menciona que el 25 % de los ojos precisa retratamiento, por defecto hipermetrópico residual, de los cuales 9 ojos (20 %) pertenecían al grupo de hipermetropía baja < +3 D y el resto al grupo de hipermetropía moderada (hasta +5 D). Concluye que el retratamiento es seguro y efectivo en lo que concierne a los resultados visuales y refractivos. (Tabla 62).

	<b>Tesis H-LASIK</b>  EE<6,25D	<b>Zadok</b> (Zadok, Maskaleris et al. 2000)  EE<5D	<b>Hers</b> (Hersh, Fry et al. 2003)	<b>Cobo- Soriano</b> (Cobo-Soriano, Llovet et al. 2002)  EE<5D
<b>Nº ojos</b>	104	72	1306	263
<b>Índice de Re-LASIK</b>	19,2%	25%	10,5%	22%

**Tabla 62. Comparativa de Re-LASIK, según diversos autores.**

Mulhern <sup>(Mulhern, Condon et al. 2001)</sup> presentó una serie de 17 retratamientos tras LASIK hipermetrópico. Sin embargo, no es comparable a la nuestra, ya que incluye 7 retratamientos por descentramiento y 2 por epitelización de la interfase, condiciones que no presentaba ninguno de nuestros casos. Además, incluye retratamientos por hipercorrección. Es llamativo que ninguno de sus casos perdiera más de una línea de mejor agudeza visual corregida.

En un estudio reciente, Alio <sup>(Alio, Galal et al. 2006)</sup> publicó su serie de 85 ojos que fueron sometidos a retratamiento tras cirugía inicial de H-LASIK. En este estudio los ojos han tenido un seguimiento de 1 año. En el grupo 1 (de hipermetropía baja, con EE inicial  $\leq +3.9$  D) y en grupo 2 (de hipermetropía alta, con EE inicial  $\geq +4.0$  D) la AVSC final estaba en 0,63 ó mejor en todos los ojos. Tras la cirugía inicial de H-LASIK, el 25 (56,8 %) de 44 ojos del grupo 1 y 19 (46,3 %) de 41 ojos del grupo 2 han mantenido su AVCC o han ganado  $\geq 1$  línea; en contraste con lo ocurrido en 21 (47,7 %) de los 44 ojos del grupo 1 y 22 (53,9 %) de los 41 ojos del grupo 2 tras la segunda intervención (re-toque). En el grupo 1, 11 (25 %) de 44 ojos han perdido  $\geq 2$  líneas de AVCC tras la cirugía inicial del LASIK, comparado con los 14 (31,8 %) de 44 ojos tras la segunda intervención (re-toque). En el grupo 2, en 10 (24,4 %) de 41 ojos han perdido  $\geq 2$  líneas de AVCC tras la cirugía inicial del LASIK comparado con los 12 (29,2 %) de 41 ojos tras la segunda intervención (re-toque).

Se ha visto que los pacientes de más de 40 años operados de LASIK miópico tienen más riesgo de ser retratados <sup>(Rojas, Haw et al. 2002; Lyle and Jin 2003)</sup>. En los hipermétropes cabe esperar lo mismo, pero principalmente debido a que

un paciente joven puede compensar más sencillamente un defecto residual por la acomodación que presenta.

En cuanto a la técnica, recientes trabajos apuntan a que el levantamiento del lentículo inicial es preferible a volver a cortar, aunque ambas serían seguras y efectivas (Schmidt-Petersen and Seiler 1996; Rubinfeld, Hardten et al. 2003). No hemos observado complicación alguna por la técnica del re-lasik.

En nuestro grupo, Ortega-Usobiaga (Ortega-Usobiaga J 2007), tras un reciente estudio de 83 ojos reintervenidos con Re-H-LASIK, ha observado que el número de dioptrías operadas inicialmente, independientemente de la cantidad retratada, es importante en cuanto a la predictibilidad del retratamiento y a la eficacia global. Asimismo, la predictibilidad del retratamiento y la seguridad (del retratamiento y global) empeoran si el retratamiento es de más de una dioptría frente a menos de una.

Hemos comprobado como Hers (Hersh, Fry et al. 2003) en un estudio sobre 1306 pacientes con miopía, hipermetropía y/o astigmatismo encontró una tasa de retratamientos del 10,5 %. El índice de retratamientos de nuestro estudio es del 19,2 %, cifra elevada si la comparamos con M-LASIK (Netto and Wilson 2004), pero similar a la obtenida en otro estudio nuestro anterior. (Cobo-Soriano, Llovet et al. 2002)

H-LASIK también se ha usado corregir hipermetropía después de la hipercorrección en M-LASIK. Choi (Choi and Lee 1995) realizó un análisis de la seguridad y la eficacia de H-LASIK usando el VISX S2 en 32 ojos con hipermetropía primaria y 37 ojos con hipermetropía secundaria a LASIK miópico. Pacientes con alta hiperopia (> 5 D) aumenta el riesgo de pérdida de dos líneas de AVCC. Por consiguiente, Choi recomendó una reducción del

nivel de corrección intentada en los casos de hiperopia secundaria. En grupo 1, la media pre-op de la EE ciclopléjica fue de  $+4 \pm 4,5$  D y al 6º mes del tratamiento de  $+0,26 \pm 1,74$  D. La AVSC fue de 0,5 en 66 % de los ojos, el 53 % estaban dentro de 1 D de emetropía, pero 9 % han perdido 2 líneas de AVCC. En el grupo 2, la media pre-op de la EE ciclopléjica fue de  $+1,58 \pm 0,35$  D y al 6 mes  $-0,48 \pm 0,46$ . La AVSC fue de 0,5 en 84 % de los ojos, el 86 % estaban dentro de 1 D de emetropía y el 2,7 % han perdido 2 líneas de AVCC. El uso de LASIK es seguro para la hipermetropía primaria y para la hipercorrección tras LASIK miópico. Ojos con alta hipermetropía  $> 5$  D tienen un riesgo de perder 2 líneas de AVCC.

En lo referente a las variaciones en las lecturas tonométricas tras LASIK hipermetrópico, los estudios publicados son contradictorios puesto que usando mismas técnicas tonométricas y el mismo láser algunos encuentran disminución y otros aumento en las lecturas de la PIO tras la cirugía. (Lian, Ye et al. 2002; Pepose, Feigenbaum et al. 2007)

La ausencia de ablación central y el aumento en la queratometría media justificarían un aumento, mientras que la supuesta pérdida de rigidez corneal producida por la ablación periférica y el tallado del lentículo justificarían una disminución. También la aplicación del anillo de succión sobre el limbo corneal podría producir un efecto de trabeculoplastia neumática que podría facilitar la salida de humor acuoso, durante las primeras semanas tras la cirugía.

La mayoría de los estudios publicados al respecto últimamente parecen coincidir en que finalmente se produciría una pequeña disminución (alrededor de 2 mmHg) en las lecturas tonométricas tras Lasik hipermetrópico sin relación concluyente sobre el equivalente esférico tratado. (Bilbao-Calabuig 2004; Jarade, Abi Nader et al. 2005)

Un estudio realizado por Alonso-Muñoz <sup>(Alonso-Munoz, Lleo-Perez et al. 2002)</sup>, en 103 ojos hipermétropes intervenidos con H-LASIK, apunta que, a los 6 meses tras la intervención, los valores de la presión intraocular (tonometría central de aplanación Goldmann) disminuyen en 2,43 mmHg en el grupo de hipermetropía baja (+1 a +3 D) y en 2,05 mmHg en el grupo de hipermetropía entre +3 a +6 D.

En este estudio la valoración de la tensión intraocular se ha concluido correctamente con valores estables de la tensión ocular pre y post-operatoria en todos los ojos.

La **encuesta de calidad** realizada entre nuestros pacientes del estudio muestra muy buenos resultados en lo referente a la intervención y también en el proceso quirúrgico en general. Hemos considerado como válido el cuestionario, por ser un método homologado por el Departamento de Calidad de Clínica Baviera, que se cumplimenta por todos los pacientes intervenidos quirúrgicamente en el momento del alta y por tanto posee una gran utilidad como elemento de análisis de grandes muestras y diversas categorías.

Cabezas-León <sup>(Cabezas-León 2005)</sup> publica un estudio sobre la calidad de vida de los pacientes intervenidos de cataratas, utilizando el cuestionario SF-36 (*The Short Form-36 Health Survey*), pero cuyos resultados, al igual que otros estudios similares, no pueden ser comparados con los nuestros, no sólo por la técnica quirúrgica diferente, sino también por la población diana. <sup>(Nijkamp,</sup>

Hemos encontrado múltiples referencias cuanto a los resultados clínicos del LASIK, (Miller, McCulley et al. 2001) y otras varias que evalúan la calidad de vida y la satisfacción de los pacientes según los diversos errores refractivos (Vitale 2000; Berry 2003) y con los diferentes métodos de corrección visual. (Hays 2003)

McDonnell (McDonnell 2003) publica un estudio del *National Eye Institute Refractive Error Quality of Life* (NEI-RQL) en el que evalúa los cambios en la visión, las expectativas del paciente, las fluctuaciones diurnas de visión, la limitación en sus actividades, la visión lejana y cercana, los síntomas, la visión borrosa (*glare*), la dependencia de corrección y la satisfacción con la corrección). Encuentra que, en miopes e hipermétropes las expectativas, las limitaciones, la dependencia de corrección con gafas y la satisfacción es similar en ambos grupos. Concluye que la respuesta a los cambios visuales esperados resultado de la cirugía refractiva están en relación con la mejora en la calidad de vida expresada por los pacientes.

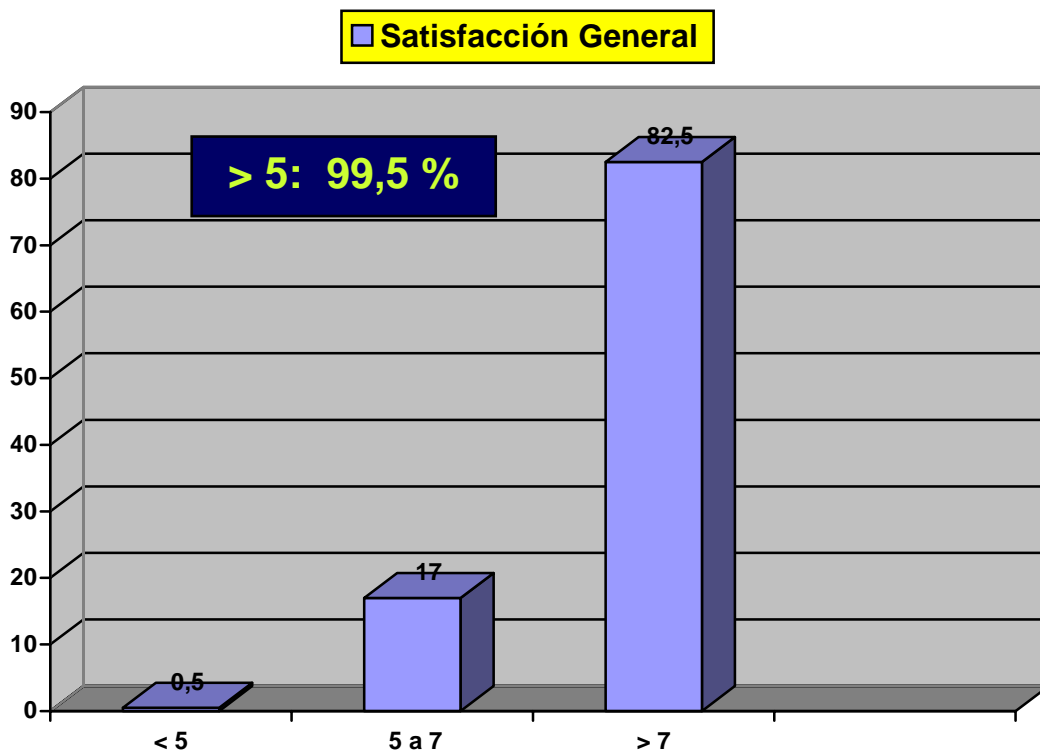
Un estudio de Schein (Schein 2000) evalúa el desarrollo del cuestionario *Refractive Status and Vision Profile* (RSVP) en relación a la calidad de vida en pacientes con errores refractivos y su corrección, validándolo en 176 pacientes intervenidos de cirugía refractiva. Evalúa los resultados visuales, y también la adaptación funcional, la conducción, las expectativas, los síntomas, los problemas ópticos y la corrección con gafas.

Lee (Lee 2005) evalúa los resultados en la calidad de vida de 288 pacientes intervenidos con LASIK miópico mediante el Myopia-specific Quality of Life Questionnaire (en referencia a la función visual, sintomatología, funcionalidad social, y respuesta psicológica), encontrando

que las respuestas se asocian al grado de visión sin corrección y al defecto miópico preoperatorio, entre otros factores.

Bayley <sup>(Bailey 2003)</sup> publica sus conclusiones tras realizar cuestionarios de satisfacción y sintomatología en la visión nocturna en 2.100 pacientes intervenidos de LASIK. Encuentra un incremento de pacientes insatisfechos relacionada con la edad, con los retratamientos, con la visión borrosa (glare), así como con los síntomas de mala visión nocturna.

Pensamos que el alto grado de satisfacción, expresada en la encuesta de calidad, de nuestros pacientes es debido, por un lado, a las ventajas de la técnica H-LASIK y por otro a la exquisita relación médico-paciente presente en todos los momentos del tratamiento y seguimiento.



%

La técnica del H-LASIK (LASIK hipermetrópico) ha demostrado una mejoría de la agudeza visual sin corrección (AVSC), encontrando únicamente pérdida de dos líneas de visión de la agudeza visual corregida (AVCC) en tres ojos (pertenecientes a dos pacientes) de toda nuestra serie, incluidos los retratamientos.

La estabilidad de la refracción post-operatoria tanto como la queratometría durante el año del seguimiento tras la cirugía, refleja la estabilidad de la técnica del laser excimer en la cirugía de la hipermetropía.

La seguridad, eficacia, y prectibilidad del uso de laser excímer en este estudio para tratar hipermetropía alta hasta +6.5 D han reportado mejores resultados que otros estudios anteriormente publicados.

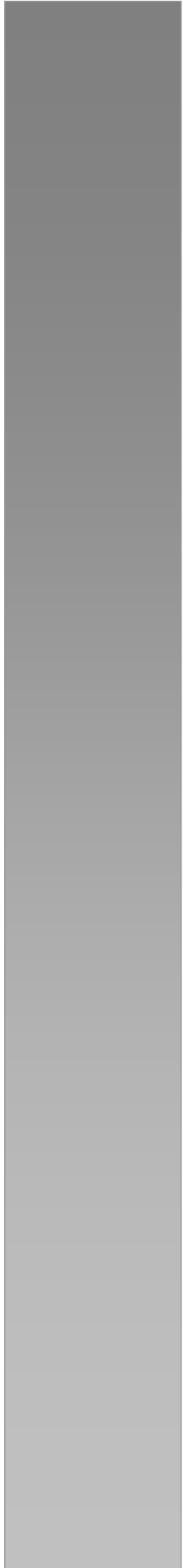
La nula modificación de la sensibilidad al contraste, el descenso en las aberraciones de bajo orden, y a pesar del incremento de las HOA, han sido otros factores que han influído muy positivamente a conseguir tan buenos resultados.

La ausencia de las complicaciones en este estudio junto con el alto grado de satisfacción de los pacientes operados con H-LASIK abre el camino para el uso seguro de esta técnica cuando tengamos intención de tratar altos grados de hipermetropía.

La calidad de la visión de los pacientes intervenidos por nosotros con H-LASIK, y tras analizar diversos factores, tales como el grado de ametropía

hipermetrónica, la zona óptica, los valores queratométricos, los resultados visuales y refractivos, expresados con la eficacia, seguridad y predictibilidad, la sensibilidad al contraste, las aberraciones ópticas, las complicaciones y los retratamientos podemos afirmar que todos ellos han incidido en la satisfacción final expresada por el paciente.

Podemos afirmar que hemos conseguido aumentar la satisfacción y la calidad de visión de las personas intervenidas con H-LASIK, y por ende a mejorar su calidad de vida.



**CONCLUSIONES**

---

Las CONCLUSIONES de esta tesis son las siguientes:

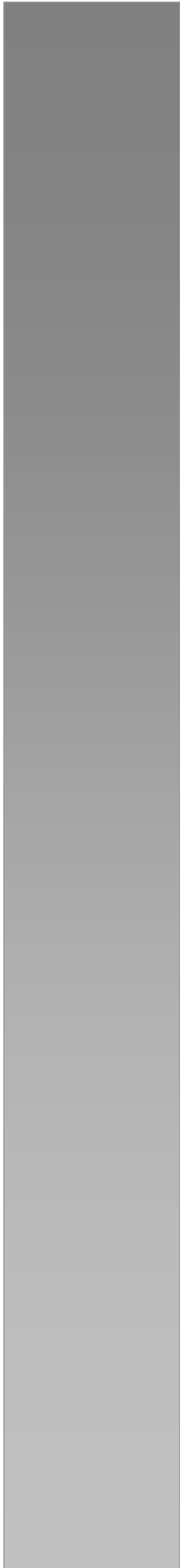
I. La técnica de H-LASIK **es segura y eficaz** en el tratamiento de la hipermetropía con el láser excímer.

II. La técnica de H-LASIK **es predecible** en el tratamiento de la hipermetropía con el láser excímer.

III. Los valores de la **aberraciones ópticas** y de la **senbibilidad al contraste** han presentado **estabilidad** tras un año de la cirugía de H-LASIK .

IV. La **queratometría** corneal ha presentado **estabilidad** tras un año de la cirugía de H-LASIK

V. La **satisfacción** de los pacientes operados con esta técnica es **alta**.



## **BIBLIOGRAFÍA**

- Abbott, R.L. and R.K. Forster (1979). "Clinical specular microscopy and intraocular surgery". *Arch Ophthalmol* 97(8): 1479-9.
- Agudelo, L. M., C. A. Molina, et al. (2002). "Changes in intraocular pressure after laser in situ keratomileusis for myopia, hyperopia, and astigmatism." *J Refract Surg* 18(4): 472-4.
- Aguilar, M., Mateos, F. Sensibilidad al Contraste. *Óptica Fisiológica*.
- Aker, A.B. and D.C. Brown (2000). "Hyperion laser thermokeratoplasty for hyperopia". *Int ophthalmol Clin* 40(3): 165-81.
- Aksan, A. and J. J. McGrath (2003). "Thermomechanical analysis of soft-tissue thermotherapy." *J Biomech Eng* 125(5): 700-8.
- al-Reefy, M. (1999). "Bacterial keratitis following laser in situ keratomileusis for hyperopia." *J Refract Surg* 15(2 Suppl): 216-7.
- Albarran-Diego, C., G. Munoz, et al. (2006). "Corneal aberration changes after hyperopic LASIK: a comparison between the VISX Star S2 and the Asclepion-Meditec MEL 70 G Scan excimer lasers." *J Refract Surg* 22(1): 34-42.
- Albelda-Vallés, C., Martín-Reyes, C, Ramos, F (2007). "Effect of Preoperative Keratometric Power on Intraoperative Complications in LASIK in 34,099 Eyes." *Journal Refractive Surgery* in press.
- Albietz, J. M., L. M. Lenton, et al. (2002). "Effect of laser in situ keratomileusis for hyperopia on tear film and ocular surface." *J Refract Surg* 18(2): 113-23.
- Alessio, G., F. Boscia, et al. (2000). "Topography-driven photorefractive keratectomy: results of corneal interactive programmed topographic ablation software." *Ophthalmology* 107(8): 1578-87.
- Alfonso, J.F., Bahamonde, B., Fernandez-Vega, L, Blazquez, J.I.(2003). Límites paquimétricos del LASIK miópico: queratotomía lamelar y fotoablación personalizada. *Microcirugía Ocular* 11 (3): 145-150.
- Alio, J., A. Galal, et al. (2006). "Hyperopic LASIK with Esiris/Schwind technology." *J Refract Surg* 22(8): 772-81.
- Alio, J. L., A. Galal, et al. (2006). "Hyperopic LASIK retreatments with the Technolas laser." *J Refract Surg* 22(6): 596-603.
- Alio, J.L., M.M. Ismael, et al. (1993). "Laser epithelium removal before photorefractive keratectomy". *Refract Corneal Surg* 9(5):395.
- Alio, J. L., M. M. Ismail, et al. (1997). "Correction of hyperopia induced by photorefractive keratectomy using non-contact Ho:YAG laser thermal keratoplasty." *J Refract Surg* 13(1): 13-6.
- Alio, J. L., M. M. Ismail, et al. (1997). "Correction of hyperopia with non-contact Ho:YAG laser thermal keratoplasty." *J Refract Surg* 13(1): 17-22.
- Alio, J. L. and R. Montes-Mico (2006). "Wavefront-guided versus standard LASIK enhancement for residual refractive errors." *Ophthalmology* 113(2): 191-7.
- Alio, J. L., M. I. Ramzy, et al. (2005). "Conductive keratoplasty for the correction of residual hyperopia after LASIK." *J Refract Surg* 21(6): 698-704.
- Alio, J. L., P. Schimchak, et al. (2005). "Retinal image quality after microincision intraocular lens implantation." *J Cataract Refract Surg* 31(8): 1557-60.
- Alonso-Munoz, L., A. Lleo-Perez, et al. (2002). "Assessment of applanation tonometry after hyperopic laser in situ keratomileusis." *Cornea* 21(2): 156-60.
- Ambrosio, R., Jr. and S. E. Wilson (2001). "Complications of laser in situ keratomileusis: etiology, prevention, and treatment." *J Refract Surg* 17(3): 350-79.
- Applegate, R. (2002). The ideal optical correction. *Eye Word*. 10: 3-6.

- Arbelaez, M. C. and M. C. Knorz (1999). "Laser in situ keratomileusis for hyperopia and hyperopic astigmatism." *J Refract Surg* 15(4): 406-14.
- Argento, C., M. J. Cosentino, et al. (1998). "Intraocular pressure measurement following hyperopic LASIK." *J Cataract Refract Surg* 24(2): 145.
- Argento, C. J. and M. J. Cosentino (2000). "Comparison of optical zones in hyperopic laser in situ keratomileusis: 5.9 mm versus smaller optical zones." *J Cataract Refract Surg* 26(8): 1137-46.
- Argento, C. J., M. J. Cosentino, et al. (1997). "Treatment of hyperopic astigmatism." *J Cataract Refract Surg* 23(10): 1480-90.
- Artal, P., A. Benito, et al. (2006). "The human eye is an example of robust optical design." *J Vis* 6(1): 1-7.
- Artal, P., L. Chen, et al. (2004). "Neural compensation for the eye's optical aberrations." *J Vis* 4(4): 281-7.
- Artal, P., A. Guirao, et al. (2003). "Optical aberrations and the aging eye." *Int Ophthalmol Clin* 43(2): 63-77.
- Artal, P., A. Guirao, et al. (2001). "Compensation of corneal aberrations by the internal optics in the human eye." *J Vis* 1(1): 1-8.
- Asbell, P. A., R. K. Maloney, et al. (2001). "Conductive keratoplasty for the correction of hyperopia." *Trans Am Ophthalmol Soc* 99: 79-84; discussion 84-7.
- Ascaso, F. J., J. M. Castillo, et al. (1991). "A comparative study of eight intraocular lens calculation formulas." *Ophthalmologica* 203(3): 148-53.
- Attia, W., J. J. Perez-Santonja, et al. (2000). "Laser in situ keratomileusis for recurrent hyperopia following laser thermal keratoplasty." *J Refract Surg* 16(2): 163-9.
- Autrata, R. and J. Rehurek (2003). "Laser-assisted subepithelial keratectomy and photorefractive keratectomy for the correction of hyperopia. Results of a 2-year follow-up." *J Cataract Refract Surg* 29(11): 2105-14.
- Awwad, S. T., R. W. Bowman, et al. (2007). "Wavefront-guided LASIK for myopia using the LADAR CustomCornea and the VISX CustomVue." *J Refract Surg* 23(1): 26-38.
- Awwad, S. T. El-Kateb, M. McCulley, J. P. (2006). "Comparative higher-order aberration measurement of the LADARWave and Visx WaveScan aberrometers at varying pupil sizes and after pharmacologic dilation and cycloplegia". *J Cataract Refract Surg* 32(2): 203-14
- Azar, D. T. and J. D. Primack (2000). "Theoretical analysis of ablation depths and profiles in laser in situ keratomileusis for compound hyperopic and mixed astigmatism." *J Cataract Refract Surg* 26(8): 1123-36.
- Baikoff, G. (2004). "Surgical treatment of presbyopia: scleral, corneal, and lenticular". *Curr Opin Ophthalmol* 15(4): 365-9.
- Baikoff, G. Arne, J. L. Bokobza, Y. Colin, J. George, J. L. Lagoutte, F. Lesure, P. Montard, M. Saragoussi, J. J. Secheyron, P. (1998). "Angle-fixated anterior chamber phakic intraocular lens for myopia of -7 to -19 diopters". *J Refract Surg* 14(3): 282-93.
- Bailey, MD. Mitchell, GL. Dhaliwal DK, Boxer Wachler BS, Zadnik K. (2003) Patient satisfaction and visual symptoms after laser in situ keratomileusis. *Ophthalmology*. Jul; 110(7): 1371-8.
- Bailey, MD. Mitchell, GL. Dhaliwal. DK. Wachler BS, Olson MD, Shovlin JP, Pascucci SE, Zadnik K. (2004) Reasons patients recommend laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg*. Sep; 30(9): 1861-6.
- Bailey, IL (1998). "Visual acuity". Benjamin WJ. Borish's Clinical Refraction. Philadelphia. WA Saunders Co. 179-202.

- Barraquer, C., Cavelier C, Mejia LF. (1994). " Incidence of retinal detachment following clear lens extraction in myopic patients. Retrospective analysis." Arch Ophthalmol.1994; 112:321-323.
- Barraquer, J. (1949). "Queratoplastia refractiva." Estudios Inform Oftal Inst Barraquer. 1949;10:2-21.
- Barraquer, J. (1964). "Queratomileusis para la corrección de la miopía. ." Arch Soc Am Oftamol Optom 1964; 5:27-48.
- Barraquer, J. (1958). "Method for cutting lamellar grafts in frozen corneas: New orientations for refractive surgery. ." Arch Soc Am Ophthalmol. 1958; 1:237.
- Barraquer, J. (1967). "Keratomileusis.". International Surgery. 1967;48:103-117.
- Barraquer, C. and A. M. Gutierrez (1999). "Results of laser in situ keratomileusis in hyperopic compound astigmatism." J Cataract Refract Surg 25(9): 1198-204.
- Barraquer, J. I. (1972). "Keratophakia." Trans Ophthalmol Soc U K 92: 499-516.
- Bas, A., Nano HD Jr. (1991). "In situ myopic keratomileusis: results in 30 eyes at 15 months. J Refract Corneal Surg. 1991; 7:223-31."
- Basuk, W. L., M. Zisman, et al. (1994). "Complications of hexagonal keratotomy." Am J Ophthalmol 117(1): 37-49.
- Beazley, L., Illingworth DJ, Jahn A, Greer DV (1980). "Contrast sensitivity in children and adults. Br J Ophthalmol. 1980 ; 64: 863-6."
- Beckman H, F. T., Boyman R (1980). "Carbon dioxide laser surgery of the eye and adnexa." Ophthalmology 1980; 87: 990-1000.
- Belmonte, N. (1998). Hipermetropía. En: Sobre refracción ocular. Barcelona Ed. Doyma 1998; 55-58..
- Belmonte, N. (1989). Acomodación. En: Refracción Ocular, Ed Doyma, Barcelona, págs. 29-47
- Bende, T., Seiler T, Wollensak J. (1998). "Side effects in Excimer Corneal Surgery.". Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol 1998: 226:227-228.
- Berjano, E. J., J. L. Alio, et al. (2005). "Modeling for radio-frequency conductive keratoplasty: implications for the maximum temperature reached in the cornea." Physiol Meas 26(3): 157-72.
- Berjano, E. J., J. Saiz, et al. (2003). "Ring electrode for radio-frequency heating of the cornea: modelling and in vitro experiments." Med Biol Eng Comput 41(6): 630-9.
- Berret, R., B. Jean, et al. (2004). "Diode laser thermal keratoplasty for hyperopia and hyperopic astigmatism in patients younger than 40 years." J Refract Surg 20(2): 155-61.
- Berry, S., Mangione, C.M., Lindblad, A.S., McDonnell, P.J. (2003). "Development of the National Eye Institute Refractive Error Correction Quality of Life Questionnaire." Ophthalmology 111: 2285-2291.
- Bigham, M., C. L. Enns, et al. (2005). "Diffuse lamellar keratitis complicating laser in situ keratomileusis: post-marketing surveillance of an emerging disease in British Columbia, Canada, 2000-2002." J Cataract Refract Surg 31(12): 2340-4.
- Bilbao-Calabuig, R. (2004). "IOP and LASIK". Arch Soc Esp Oftalmol 79(8): 367-9.
- Binder, P. S., M. Moore, et al. (1997). "Comparison of two microkeratome systems." J Refract Surg 13(2): 142-53.
- Binder, P. S. (1990). "Corneal epithelial and stromal reactions to excimer laser photorefractive keratectomy. III. The excimer laser and radial keratotomy: two vastly different approaches for myopia correction." Arch Ophthalmol 108(11): 1541-2.

- Bores, L. D. (1994). "Refractive surgery." *J Fla Med Assoc* 81(4): 272-7.
- Borodkin, M., T. Wyse, et al. (1996). "Automated lamellar keratoplasty." *Refract Surg* 12(1): 7.
- Bosc, J. M., M. Montard, et al. (1990). "Non-freeze myopic keratomileusis. Retrospective study of 27 consecutive operations." *J Fr Ophtalmol* 13(1-2): 10-6.
- Boxer Wachler, B. S. (2003). "Effect of pupil size on visual function under monocular and binocular conditions in LASIK and non-LASIK patients." *J Cataract Refract Surg* 29(2): 275-8.
- Bragheeth, M. A. and H. S. Dua (2005). "Corneal sensation after myopic and hyperopic LASIK: clinical and confocal microscopic study." *Br J Ophthalmol* 89(5): 580-5.
- Brancato, R., F. Carones, et al. (1997). "Hyperopia correction using an erodible mask excimer laser delivery system coupled to an axicon: preliminary results." *Eur J Ophthalmol* 7(3): 203-10.
- Brinkmann, R., N. Koop, et al. (1998). "Diode laser thermokeratoplasty: application strategy and dosimetry." *J Cataract Refract Surg* 24(9): 1195-207.
- Brown, E. (1939). "Net average yearly changes in refraction in atropinized eyes from birth to beyond middle life. *Arch Ophthalmol* 1939; 719-734."
- Brown, S. M. (2003). "Tracker-assisted LASIK." *Ophthalmology* 110(11): 2258-9.
- Buhren, J., C. Kuhne, et al. (2005). "Influence of pupil and optical zone diameter on higher-order aberrations after wavefront-guided myopic LASIK." *J Cataract Refract Surg* 31(12): 2272-80.
- Buhren, J., A. Strenger, et al. (2007). "[Wavefront aberrations and subjective quality of vision after wavefront-guided LASIK : First results.]" *Ophthalmologie*.
- Buratto, L. and G. Di Meglio (2006). "Accommodative intraocular lenses: short-term visual results of two different lens types." *Eur J Ophthalmol* 16(1): 33-9.
- Buratto, L. and M. Ferrari (1997). "Indications, techniques, results, limits, and complications of laser in situ keratomileusis." *Curr Opin Ophthalmol* 8(4): 59-66.
- Burns, S. A. (2000). "The spatially resolved refractometer." *J Refract Surg* 16(5): S566-9.
- Bushley, D. M., V. C. Parmley, et al. (2000). "Visual field defect associated with laser in situ keratomileusis." *Am J Ophthalmol* 129(5): 668-71.
- Butler, T. K., G. Sutton, et al. (2004). "Uveal effusion following laser in situ keratomileusis (LASIK) for hypermetropia." *Am J Ophthalmol* 137(4): 763-5.
- Buzard, K. A. and B. R. Fundingsland (1997). "Treatment of irregular astigmatism with a broad beam excimer laser." *J Refract Surg* 13(7): 624-36.
- Buzard, K. A. and B. R. Fundingsland (1999). "Excimer laser assisted in situ keratomileusis for hyperopia." *J Cataract Refract Surg* 25(2): 197-204.
- Buzard, K. A., B. R. Fundingsland, et al. (1996). "Automated keratomileusis in situ: clinical study of 142 eyes." *J Cataract Refract Surg* 22(9): 1189-99.
- Cabezas-León, M., García-SanRomán, J, Gracia Caballero, J (2005). "Calidad de vida en pacientes intervenidos de catarata " *Arch Soc Esp Oftalmol* v.80 n.8 Madrid ago. 2005.
- Camellin, M. (2003). "Laser epithelial keratomileusis for myopia." *J Refract Surg* 19(6): 666-70.
- Cardona Ausina, C., J. J. Perez Santonja, et al. (2000). "[Contrast sensitivity after laser in situ keratomileusis for myopia (LASIK-M)]." *Arch Soc Esp Oftalmol* 75(8): 541-6.

- Carones, F., L. Vigo, et al. (2003). "Laser in situ keratomileusis for hyperopia and hyperopic and mixed astigmatism with LADARVision using 7 to 10-mm ablation diameters." *J Refract Surg* 19(5): 548-54.
- Carones, F., T. Fiore, et al. (1999). "Mechanical vs. alcohol epithelial removal during photorefractive keratectomy." *J Refract Surg* 15(5): 556-62.
- Carvalho, L. A. (2005). "Accuracy of Zernike polynomials in characterizing optical aberrations and the corneal surface of the eye." *Invest Ophthalmol Vis Sci* 46(6): 1915-26.
- Casebeer, J. C. (1996). "PPA: automated lamellar keratoplasty." *Ophthalmology* 103(10): 1520-1.
- Casebeer, J. C., S. G. Slade, et al. (1994). "Intraoperative pachometry during automated lamellar keratoplasty: a preliminary report." *J Refract Corneal Surg* 10(1): 41-4.
- Caster, A. I. (1991). "Radial thermokeratoplasty for the correction of hyperopia." *Refract Corneal Surg* 7(4): 329.
- Cazal, J., C. Lavin-Dapena, et al. (2005). "Accommodative intraocular lens tilting." *Am J Ophthalmol* 140(2): 341-4.
- Chalita, M. R. and R. R. Krueger (2004). "Correlation of aberrations with visual acuity and symptoms." *Ophthalmol Clin North Am* 17(2): 135-42, v-vi
- Chan, C. C. and B. S. Boxer Wachler (2006). "Centration analysis of ablation over the coaxial corneal light reflex for hyperopic LASIK." *J Refract Surg* 22(5): 467-71.
- Chan, C. C., C. Hodge, et al. (2006). "Calculation of intraocular lens power after corneal refractive surgery." *Clin Experiment Ophthalmol* 34(7): 640-4.
- Chan, C. C. and D. S. Rootman (2003). "Localized midperipheral corneal steepening after hyperopic LASIK following radial keratotomy." *Cornea* 22(7): 679-83.
- Chan, J., Edwards MH, Woo GC, Woo CP (2002). "Contrast sensitivity after laser in situ keratomileusis. One year follow-up. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28 (10): 1774-9. ."
- Chandra, N. S., M. F. Torres, et al. (2001). "Cluster of Mycobacterium chelonae keratitis cases following laser in-situ keratomileusis." *Am J Ophthalmol* 132(6): 819-30.
- Chang, J. (2006). *Optical Aberrations of the Eye. Custom LASIK: Surgical Techniques and Complications*. E. Slack. New York: Cap 13, 445-452.
- Charpentier, D. Y., Bertel F, Duplessix M. (1996). "Hot needle thermal keratoplasty to correct naturally occurring hyperopic astigmatism." *J Refract Surg* 12 (1996), pp. 705-708.
- Charpentier, D. Y., J. L. Nguyen-Khoa, et al. (1995). "[Intrastromal thermokeratoplasty for correction of spherical hyperopia: a 1-year prospective study]." *J Fr Ophtalmol* 18(3): 200-6.
- Chayet, A. S., K. K. Assil, et al. (1997). "Laser in situ keratomileusis for hyperopia: new software." *J Refract Surg* 13(5 Suppl): S434-5.
- Chayet, A. S., R. Magallanes, et al. (1998). "Laser in situ keratomileusis for simple myopic, mixed, and simple hyperopic astigmatism." *J Refract Surg* 14(2 Suppl): S175-6.
- Chen, C. C., A. Izadshenas, et al. (2002). "Corneal asphericity after hyperopic laser in situ keratomileusis." *J Cataract Refract Surg* 28(9): 1539-45
- Cheng, A. C. and D. S. Lam (2005). "Central island treatment using Technolas 217 based on Orbscan II assessment." *J Refract Surg* 21(3): 294-6.

- Cheng, A. C., E. Tang, et al. (2004). "Residual bed thickness and corneal forward shift after laser in situ keratomileusis." *J Cataract Refract Surg* 30(11): 2251; author reply 2251-2.
- Cheng, X., L. N. Thibos, et al. (2003). "Estimating visual quality from wavefront aberration measurements." *J Refract Surg* 19(5): S579-84.
- Chitkara, D. K., E. Rosen, et al. (2002). "Tracker-assisted laser in situ keratomileusis for myopia using the autonomous scanning and tracking laser: 12-month results." *Ophthalmology* 109(5): 965-72.
- Choi, S. and J. H. Lee (1995). "Epikeratoplasty for myopia: 2-year results and a proposed nomogram." *J Refract Surg* 11(6): 497-501.
- Cintron, C. (1990). "Corneal epithelial and stromal reactions to excimer laser photorefractive keratectomy. II. Unpredictable corneal cicatrization." *Arch Ophthalmol* 108(11): 1540-1.
- Claude, S., R. Verdier, et al. (2004). "[Accuracy of videokeratographic quantitative criteria for detection of keratoconus suspects in families with keratoconus]." *J Fr Ophtalmol* 27(7): 773-8.
- Clause, M. A., G. Boutros, et al. (2001). "A retrospective study of laser in situ keratomileusis after radial keratotomy." *J Refract Surg* 17(2 Suppl): S200-1.
- Cobo-Soriano, R., J. Beltran, et al. (2006). "LASIK outcomes in patients with underlying systemic contraindications: a preliminary study." *Ophthalmology* 113(7): 1118 e1-8.
- Cobo-Soriano, R., M. A. Calvo, et al. (2005). "Thin flap laser in situ keratomileusis: analysis of contrast sensitivity, visual, and refractive outcomes." *J Cataract Refract Surg* 31(7): 1357-65.
- Cobo-Soriano, R., F. Llovet, et al. (2002). "Factors that influence outcomes of hyperopic laser in situ keratomileusis." *J Cataract Refract Surg* 28(9): 1530-8.
- Colin, J., F. Malet, et al. (1991). "[Epikeratoplasty using lyophilized lenses for the correction of aphakia in adults]." *J Fr Ophtalmol* 14(1): 21-4.
- Collins, J., Carney LG (1990). "Visual performance in high myopia. *Curr EyeRes* 1990; 3: 217-23."
- Comaish, I. F. and M. A. Lawless (2003). "Conductive keratoplasty to correct residual hyperopia after corneal surgery." *J Cataract Refract Surg* 29(1): 202-6.
- Comberg, W. (1933). "Experimento decisivo para la explicación de la esencia de la acomodación en el ojo humano. XIV Concilium Ophtalmologicum 1933, Madrid. Tomo "Resúmenes": 555-557."
- Coret Moreno, A. (2000). *Queratomileusis in situ con láser excimer para la corrección de la hipermetropía*. Departamento de Cirugía. Barcelona, Autónoma. Tesis doctoral.
- Cornwall, J. (1979). "Die Frühzeit der Fotografie in Deutschland Verlag Herrschuing." 6.
- Corones, F., P. G. Gobbi, et al. (1999). "Photorefractive keratectomy for hyperopia: long-term nonlinear and vector analysis of refractive outcome." *Ophthalmology* 106(10): 1976-82; discussion 1982-3.
- Cosar, C. B., G. Saltuk, et al. (2004). "Wavefront-guided laser in situ keratomileusis with the Bausch & Lomb Zyoptix system." *J Refract Surg* 20(1): 35-9.
- Costin, D., C. Constantin, et al. (2002). "[Complications at the beginning of refractive surgery]." *Oftalmologia* 54(3): 72-4.
- Curtin, B. (1985). "The etiology of miopía. En Curtin, BJ (Ed): *The Myopias: Basic Science and Clinical Management*. Philadelphia: Harper & Row 1985: 113-124."
- Dada, T., N. Sharma, et al. (2000). "Sterile central disciform keratopathy after LASIK." *Cornea* 19(6): 851-2.

- Danjoux, J. P., R. S. Kalski, et al. (1997). "Excimer laser photorefractive keratectomy for hyperopia." *J Refract Surg* 13(4): 349-55.
- Dausch, D. G., R. J. Klein, et al. (1996). "Photorefractive keratectomy for hyperopic and mixed astigmatism." *J Refract Surg* 12(6): 684-92.
- Dausch, D. G., R. J. Klein, et al. (1996). "Photorefractive keratectomy for hyperopic and mixed astigmatism." *J Refract Surg* 12(6): 684-92.
- Davidorf, J. M. (1998). "Herpes simplex keratitis after LASIK." *J Refract Surg* 14(6): 667.
- Davidorf, J. M., F. Eghbali, et al. (2001). "Effect of varying the optical zone diameter on the results of hyperopic laser in situ keratomileusis." *Ophthalmology* 108(7): 1261-5.
- Davidorf, J. M., R. Zaldivar, et al. (1998). "Results and complications of laser in situ keratomileusis by experienced surgeons." *J Refract Surg* 14(2): 114-22.
- Davidorf, J. M., R. Zaldivar, et al. (1998). "Posterior chamber phakic intraocular lens for hyperopia of +4 to +11 diopters." *J Refract Surg* 14(3): 306-11.
- Davidson, DW. (1991). Visual acuity. En: Eskrindge JB, Amos JF, Bartlett JD. *Clinical procedures in optometry*. Philadelphia: Halliday Lithograph Corp. 17-29.
- de Benito-Llopis, L., M. A. Teus, et al. (2007). "Comparison between LASEK and LASIK for the correction of low myopia." *J Refract Surg* 23(2): 139-45.
- De la Paz, M., Alvarez de Toledo J. (2005). "Protocolos LASIK: estudios preoperatorios. Departamento de Cirugía refractiva Centro de oftalmología Barraquer Barcelona. ." *ANNALS D'OFTALMOLOGIA, Organ de les Societats d'Oftalmologia de Catalunya ; Valencia i Balears, Vol 3, n°3, Julio-septiembre 2005* pags 160-165.
- De Lorenzo, S., García-Sánchez J. (2005). "Consentimientos Informados", SEO. *Monografías Allergan 2005*."
- De Ortueta, D. and S. A. Mosquera (2007). "Centration during hyperopic LASIK using the coaxial light reflex." *J Refract Surg* 23(1): 11; author reply 11.
- de Ortueta, D. and F. D. Schreyger (2007). "Centration on the cornea vertex normal during hyperopic refractive photoablation using videokeratoscopy." *J Refract Surg* 23(2): 198-200.
- De Smedt, S. K. and J. C. Vrijghem (2000). "Clear lens extraction to correct hyperopia in presbyopic eyes with or without arcuate keratotomy for pre-existing astigmatism." *Bull Soc Belge Ophtalmol*(277): 43-51.
- de Waard, P. W., I. J. JK, et al. (1992). "Intraocular light scattering in age-related cataracts." *Invest Ophthalmol Vis Sci* 33(3): 618-25.
- Derefeldt, G., Lennerstrand G, Lundh B (1979). "Age variations in normal human contrast sensitivity. *Acta Ophthalmol (Copenh)*. 1979; 57(4): 679-90."
- Devgan, U. (2007). "Surgical techniques in phacoemulsification." *Curr Opin Ophthalmol* 18(1): 19-22.
- Dick, H. B. (2005). "Accommodative intraocular lenses: current status." *Curr Opin Ophthalmol* 16(1): 8-26.
- Dick, H. B., S. Gross, et al. (2002). "Refractive lens exchange with an array multifocal intraocular lens." *J Refract Surg* 18(5): 509-18.
- Ditzen, K., J. Fiedler, et al. (2002). "Laser in situ keratomileusis for hyperopia and hyperopic astigmatism using the Meditec MEL 70 spot scanner." *J Refract Surg* 18(4): 430-4.
- Ditzen, K., A. Handzel, et al. (1999). "Laser in situ keratomileusis nomogram development." *J Refract Surg* 15(2 Suppl): S197-201.

- Ditzen, K., H. Huschka, et al. (1998). "Laser in situ keratomileusis for hyperopia." *J Cataract Refract Surg* 24(1): 42-7.
- Doane, J. F., A. Koppes, et al. (1996). "A comprehensive approach to LASIK." *J Ophthalmic Nurs Technol* 15(4): 144-7.
- Donders, F. (1860). "Beiträge zur Kenntniss der Refraktionen und Accommodationsanomalien. Arch für Ophthal 1860; VI: 62-106; VI: 210-243; VII: 155-202."
- Dougherty, P. J. (2005). "The thin-flap LASIK technique." *J Refract Surg* 21(5 Suppl): S650-4.
- Drum, B. A. (2003). "Aberration analyses needed for FDA evaluation of safety and effectiveness of wavefront-guided refractive surgical devices." *J Refract Surg* 19(5): S588-91.
- Dubravska, Z. and P. Rozsival (2007). "[Refractive lensectomy--long-term results]." *Cesk Slov Oftalmol* 63(1): 28-35.
- Duke-Edler, S. (1970). "Eye-strain. Referred symptoms." *System of Ophthalmology* 1970, v: 568-570.
- Duke-Elder, S. (1970). "Accommodation. System of Ophthalmology. V:152-204.
- Duran de la Colina, J. (1996). "Defectos de Refracción." En: *Oftalmología clínica*. Kanski JJ. Ed en español. Mosby/Doyma Libros SA.. Pags 409-421.
- Durrie, D. S. and A. A. Aziz (1999). "Lift-flap retreatment after laser in situ keratomileusis." *J Refract Surg* 15(2): 150-3.
- Durrie, D. S., D. J. Schumer, et al. (1994). "Holmium:YAG laser thermokeratoplasty for hyperopia." *J Refract Corneal Surg* 10(2 Suppl): S277-80.
- Eggink, C. A., Y. Bardak, et al. (1999). "Treatment of hyperopia with contact Ho:YAG laser thermal keratoplasty." *J Refract Surg* 15(1): 16-22.
- Eggink, C. A., P. Meurs, et al. (2000). "Holmium laser thermal keratoplasty for hyperopia and astigmatism after photorefractive keratectomy." *J Refract Surg* 16(3): 317-22.
- El-Agha, M. S., R. W. Bowman, et al. (2003). "Comparison of photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis for the treatment of compound hyperopic astigmatism." *J Cataract Refract Surg* 29(5): 900-7.
- el-Agha, M. S., E. W. Johnston, et al. (2000). "Excimer laser treatment of spherical hyperopia: PRK or LASIK?" *Trans Am Ophthalmol Soc* 98: 59-66; discussion 66-9.
- El-Agha, M. S., E. W. Johnston, et al. (2003). "Photorefractive keratectomy versus laser in situ keratomileusis for the treatment of spherical hyperopia." *Eye Contact Lens* 29(1): 31-7.
- Eleftheriadis, H., S. Amoros, et al. (2004). "Spontaneous dislocation of a phakic refractive lens into the vitreous cavity." *J Cataract Refract Surg* 30(9): 2013-6.
- Elies, D., Coret, A, Caverio, LL. (2001). "Protocolos de actuación en cirugía refractiva." *Annals d'Oftalmologia* 9(3): 158-164.
- Elliot, D., Whitaker D (1992). "Clinical contrast sensitivity chart evaluation." *Ophthalmic Physiol Opt* 12(3): 275-80.
- Esquenazi, S. (2004). "Five-year follow-up of laser in situ keratomileusis for hyperopia using the Technolas Keracor 117C excimer laser." *J Refract Surg* 20(4): 356-63.
- Esquenazi, S. and V. Bui (2006). "Long-term refractive results of myopic LASIK complicated with intraoperative epithelial defects." *J Refract Surg* 22(1): 54-60.
- Esquenazi, S., V. Bui, et al. (2006). "Surgical Correction of Hyperopia." *Survey of Ophthalmology* 51(4): 381-418.

- Esquenazi, S. and A. Mendoza (1999). "Two-year follow-up of laser in situ keratomileusis for hyperopia." *J Refract Surg* 15(6): 648-52.
- Faubert, J., L. Bilodeau, et al. (2000). "Transverse chromatic aberration and colour-defined motion." *Ophthalmic Physiol Opt* 20(4): 274-80.
- Fechner, P. U., W. Haigis, et al. (1996). "Posterior chamber myopia lenses in phakic eyes." *J Cataract Refract Surg* 22(2): 178-82.
- Fechner, P. U., D. Singh, et al. (1998). "Iris-claw lens in phakic eyes to correct hyperopia: preliminary study." *J Cataract Refract Surg* 24(1): 48-56.
- Felce, D. y. P., J. (1995). "Quality of life: It's Definition and Measurement." *Research in Developmental Disabilities*. 16(1): 51-74.
- Feldman, S. T., W. Ellis, et al. (1989). "Regression of effect following radial thermokeratoplasty in humans." *Refract Corneal Surg* 5(5): 288-91.
- Feldman, S. T., W. Ellis, et al. (1990). "Experimental radial thermokeratoplasty in rabbits." *Arch Ophthalmol* 108(7): 997-1000.
- Fernandez de Castro, L. E., H. P. Sandoval, et al. (2007). "High-order aberrations and preoperative associated factors." *Acta Ophthalmol Scand* 85(1): 106-10.
- Fernandez-Vega, L., J. F. Alfonso, et al. (2007). "Clear Lens Extraction with Multifocal Apodized Diffractive Intraocular Lens Implantation." *Ophthalmology*.
- Fink, A. M., C. Gore, et al. (2000). "Refractive lensectomy for hyperopia." *Ophthalmology* 107(8): 1540-8.
- Fleishman, J., Beck RW, Linares OA, Klein JW (1987). "Deficits in visual function after resolution of optic neuritis." *Ophthalmology* 94: 1029-35.
- Fogla, R. F. and S. K. Rao (2000). "Pupillometry using videokeratography in eyes with dark brown irides." *J Cataract Refract Surg* 26(9): 1266-7.
- Forte, J. D., E. M. Blessing, et al. (2006). "Contribution of chromatic aberrations to color signals in the primate visual system." *J Vis* 6(2): 97-105.
- Foss, A. J., P. H. Rosen, et al. (1993). "Retinal detachment following anterior chamber lens implantation for the correction of ultra-high myopia in phakic eyes."
- Francesconi, C. M., R. A. Nose, et al. (2002). "Hyperopic laser-assisted in situ keratomileusis for radial keratotomy induced hyperopia." *Ophthalmology* 109(3): 602-5.
- Frangieh, G. T., K. R. Kenyon, et al. (1988). "Epithelial abnormalities and sterile ulceration of epikeratoplasty grafts." *Ophthalmology* 95(2): 213-27.
- Friede, R. (1921). "Ueber congenitale "Cornea Plana" und ihr Verhältnis zur Mikrocornea. ." *Klin Mbl Augenheil* 1921; 67: 192-203.
- Friedlander, M. H., L. F. Rich, et al. (1980). "Keratophakia using preserved lenticules." *Ophthalmology* 87(7): 687-92.
- Friedlander, M. H., T. P. Werblin, et al. (1981). "Clinical results of keratophakia and keratomileusis." *Ophthalmology* 88(8): 716-20.
- Friedman, R. F., J. Chodosh, et al. (1997). "Catastrophic complications of automated lamellar keratoplasty." *Arch Ophthalmol* 115(7): 925-6.
- Furlan, W., García-Monreal JG, Muñoz Escrivá L. (2000). Introducción al exámen subjetivo. En: Furlan W, García Monreal JG, Muñoz Escrivá L. Fundamentos de optometría. Refracción ocular. Valencia. Puertes SL; 141-181.
- Garcia-Feijoo, J., J. L. Hernandez-Matamoros, et al. (2003). "Ultrasound biomicroscopy of silicone posterior chamber phakic intraocular lens for myopia." *J Cataract Refract Surg* 29(10): 1932-9.

- Gasset, A. R. and H. E. Kaufman (1975). "Thermokeratoplasty in the treatment of keratoconus." *Am J Ophthalmol* 79(2): 226-32.
- Gasset, A. R., E. L. Shaw, et al. (1973). "Thermokeratoplasty." *Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol* 77(4): OP441-54.
- Gatinel, D., J. Malet, et al. (2004). "Corneal asphericity change after excimer laser hyperopic surgery: theoretical effects on corneal profiles and corresponding Zernike expansions." *Invest Ophthalmol Vis Sci* 45(5): 1349-59.
- Ge, J., A. Arellano, et al. (2001). "Surgical correction of hyperopia: clear lens extraction and laser correction." *Ophthalmol Clin North Am* 14(2): 301-13, viii.
- Geerling, G., N. Koop, et al. (1999). "Continuous-wave diode laser thermokeratoplasty: first clinical experience in blind human eyes." *J Cataract Refract Surg* 25(1): 32-40.
- Geerling, G., N. Koop, et al. (1999). "[Diode laser thermokeratoplasty. Initial clinical experiences]." *Ophthalmologie* 96(5): 306-11
- Gerling, G., A. Vogel, et al. (1996). "Morphological and biomorphometrical observations on laser thermal keratoplasty. Histological and biomorphometrical examination of the relationship between refractive change and the volume following Cr: Tm: Ho: YAG laser treatment." *Ger J Ophthalmol* 5(2): 84-91.
- Gerten, G., A. Michels, et al. (2001). "Toric intraocular lenses. Clinical results and rotational stability." *Ophthalmologie* 98(8): 715-20.
- Gezer, A. (1997). "The role of patient's age in regression of holmium: YAG thermokeratoplasty-induced correction of hyperopia." *Eur J Ophthalmol* 7(2): 139-43.
- Ghiselli, G., E. E. Manche, et al. (1998). "Factors influencing the outcome of hyperopic lamellar keratoplasty." *J Cataract Refract Surg* 24(1): 35-41.
- Gierek-Ciaciura, S. (2002). "Complications after LASIK surgery." *Klin Oczna* 104(5-6): 415-7.
- Gierek-Ciaciura, S., M. Obidzinski, et al. (2002). "[LASEK--new laser refractive surgical technique. Personal experience]." *Klin Oczna* 104(1): 7-11.
- Gilbert, M. L., M. H. Friedlander, et al. (1990). "Corneal steepening in human eye bank eyes by combined hexagonal and transverse keratotomy." *Refract Corneal Surg* 6(2): 126-30.
- Gil-Gibernau, J. (1997). *Córnea e iris*. Gil-Gibernau JJ. (Ed). *Tratado de Oftalmología Pediátrica*. Barcelona: Scriba 1997: 193.
- Gimbel, H. V., B. M. DeBroff, et al. (1995). "Comparison of laser and manual removal of corneal epithelium for photorefractive keratectomy." *J Refract Surg* 11(1): 36-41.
- Gimbel, H. V. and S. G. Levy (1998). "Indications, results, and complications of LASIK." *Curr Opin Ophthalmol* 9(4): 3-8.
- Gimbel, H. V. and S. B. Stoll (2001). "Photorefractive keratectomy with customized segmental ablation to correct irregular astigmatism after laser in situ keratomileusis." *J Refract Surg* 17(2 Suppl): S229-32.
- Ginsburg, A. I. D. O., ed. *Contact lenses*. (1987). The evaluation of contact lenses and refractive surgery using contrast sensitivity. New York: Grune & Stratton.
- Goggin, M. and F. Lavery (1997). "Holmium laser thermokeratoplasty for the reversal of hyperopia after myopic photorefractive keratectomy." *Br J Ophthalmol* 81(7): 541-3.
- Goker, S., H. Er, et al. (1998). "Laser in situ keratomileusis to correct hyperopia from +4.25 to +8.00 diopters." *J Refract Surg* 14(1): 26-30.
- Gozum, N., B. Ayoglu, et al. (2004). "Holmium laser thermal keratoplasty for hyperopia in eyes overcorrected with laser in situ keratomileusis for myopia." *J Refract Surg* 20(3): 253-7.

- Grandon, S. C., D. R. Sanders, et al. (1995). "Clinical evaluation of hexagonal keratotomy for the treatment of primary hyperopia." *J Cataract Refract Surg* 21(2): 140-9.
- Greenbaum, S. (2002). "Monovision pseudophakia." *J Cataract Refract Surg* 28(8): 1439-43
- Grim, M., J. Sheard, et al. (2005). "LASIK enhancement using excimer laser ablation on the back of the flap." *J Refract Surg* 21(5 Suppl): S610-3.
- Grosvenor, T. (1971). "The neglected hyperope." *Am J Optom* 1971; 48: 376-382.
- Guell, J. and M. Vazquez (2000). "Bioptics." *Int Ophthalmol Clin* 40(3): 133-43.
- Guirao, A., M. Redondo, et al. (2000). "Optical aberrations of the human cornea as a function of age." *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 17(10): 1697-702.
- Gullstrand, A. (1970). "K Svenska Vetensk Akad HDL 1908; 43:1. System of Ophthalmology. Duke-Elder 1970; V:204."
- Hagen, K. B., E. K. Kim, et al. (1993). "Comparison of excimer laser and microkeratome myopic keratomileusis in human cadaver eyes." *Refract Corneal Surg* 9(1): 36-41.
- Haji, S. A., K. Ramonas, et al. (2005). "Intraoperative correction of induced astigmatism after spherical correction of hyperopia with conductive keratoplasty." *Eye Contact Lens* 31(2): 76-9.
- Hammer, T., M. Heynemann, et al. (2006). "[Correction and induction of high-order aberrations after standard and wavefront-guided LASIK and their influence on the postoperative contrast sensitivity]." *Klin Monatsbl Augenheilkd* 223(3): 217-24.
- Hammond, S. D., Jr., A. K. Puri, et al. (2004). "Quality of vision and patient satisfaction after LASIK." *Curr Opin Ophthalmol* 15(4): 328-32.
- Harr, D. (1992). "Sparring over hexagonal keratotomy." *Refract Corneal Surg* 8(4): 266-7.
- Haw, W. W. and E. E. Manche (2001). "Iatrogenic keratectasia after a deep primary keratotomy during laser in situ keratomileusis." *Am J Ophthalmol* 132(6): 920-1.
- Hays, R. M., CM. Ellwein, L. Lindblad, AS. Spritzer, KL. McDonnell, PJ. (2003). "Psychometric Properties of the National Eye Institute-Refractive Error Quality of Life Instrument." *Ophthalmology* 110: 2292-2301.
- He, T. G. and X. R. Shi (2006). "[Clinical study of ultrathin flap LASIK and LASEK for the treatment of high myopia with thin cornea]." *Zhonghua Yan Ke Za Zhi* 42(6): 517-21.
- Helmholtz, H. (1986). *En Optique Physiologique. Mecanisme de l'acommodation.* Facsimil de la edición: de Paris, Masson et fils 1967. Pags 142-169. Paris.
- Helseth, L. E. (2006). "Optical transfer function of three-dimensional display systems." *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 23(4): 816-20.
- Hemenger, R. (1984). "Intraocular light scatter in normal lens with age." *Appl Optics* 23: 1972-74.
- Hersh, P. S. (2005). "Optics of conductive keratoplasty: implications for presbyopia management." *Trans Am Ophthalmol Soc* 103: 412-56.
- Hersh, P. S., K. Fry, et al. (2003). "Spherical aberration after laser in situ keratomileusis and photorefractive keratectomy. Clinical results and theoretical models of etiology." *J Cataract Refract Surg* 29(11): 2096-104.
- Hersh, P. S., K. L. Fry, et al. (2003). "Incidence and associations of retreatment after LASIK." *Ophthalmology* 110(4): 748-54.

- Hersh, P. S., K. L. Fry, et al. (2005). "Conductive keratoplasty to treat complications of LASIK and photorefractive keratectomy." *Ophthalmology* 112(11): 1941-7.
- Hill, J. C. (2003). "Treatment of simple hyperopia: comparison of laser in situ keratomileusis and laser thermal keratoplasty." *J Cataract Refract Surg* 29(5): 912-7.
- Hofmann, R. F. and S. J. Bechara (1992). "An independent evaluation of second generation suction microkeratomes." *Refract Corneal Surg* 8(5): 348-54.
- Hoffman, C. J., C. J. Rapuano, et al. (1994). "Displacement of corneal lenticule after automated lamellar keratoplasty." *Am J Ophthalmol* 118(1): 109-11.
- Hollis, S. (1994). "Hexagonal keratotomy " In: G.W. Rozakis, Editor, *Refractive Lamellar Keratoplasty*, Slack, Inc, Thorofare, NJ (1994), pp. 84-85.
- Holzer, M. P., T. M. Rabsilber, et al. (2006). "Femtosecond laser-assisted corneal flap cuts: morphology, accuracy, and histopathology." *Invest Ophthalmol Vis Sci* 47(7): 2828-31.
- Hope, G., Rubin ML (1984). "Night myopia. *Surv Ophthalmol* 1984; 29: 129-36."
- Horn, G., K. G. Spears, et al. (1990). "New refractive method for laser thermal keratoplasty with the Co:MgF2 laser." *J Cataract Refract Surg* 16(5): 611-6.
- Howland, H. C. (2000). "The history and methods of ophthalmic wavefront sensing." *J Refract Surg* 16(5): S552-3.
- Howland, H. C. (2002). "High order wave aberration of eyes." *Ophthalmic Physiol Opt* 22(5): 434-9.
- Howland, H. C. and J. Buettner (1989). "Computing high order wave aberration coefficients from variations of best focus for small artificial pupils." *Vision Res* 29(8): 979-83.
- Hoyos, J. E., M. Cigales, et al. (2002). "Hyperopic laser in situ keratomileusis for refractive accommodative esotropia." *J Cataract Refract Surg* 28(9): 1522-9.
- Huang, B. (2003). "Update on nonexcimer laser refractive surgery technique: conductive keratoplasty." *Curr Opin Ophthalmol* 14(4): 203-6.
- Ianchulev, T., J. Salz, et al. (2005). "Intraoperative optical refractive biometry for intraocular lens power estimation without axial length and keratometry measurements." *J Cataract Refract Surg* 31(8): 1530-6.
- Ibrahim, O. (1998). "Laser in situ keratomileusis for hyperopia and hyperopic astigmatism." *J Refract Surg* 14(2 Suppl): S179-82.
- Ibrahim, O., G. O. Waring, 3rd, et al. (1995). "Automated in situ keratomileusis for myopia." *J Refract Surg* 11(6): 431-41.
- Iskander, D. R., M. J. Collins, et al. (2000). "Monochromatic aberrations and characteristics of retinal image quality." *Clin Exp Optom* 83(6): 315-322
- Ismail, M. M., J. L. Alio, et al. (1998). "Noncontact thermokeratoplasty to correct hyperopia induced by laser in situ keratomileusis." *J Cataract Refract Surg* 24(9): 1191-4.
- Ismail, M. M., et al (2006). "LASIK using the NIDEK EC-5000 for the correction of hyperopic astigmatism." *J Refract Surg* 22((9 Suppl)): 1069-1072.
- Ismail, M. M., J. J. Perez-Santonja, et al. (1999). "Laser thermokeratoplasty after lamellar corneal cutting." *J Cataract Refract Surg* 25(2): 212-5.
- Ismail, M. M. (2002). "Correction of hyperopia with intracorneal implants." *J Cataract Refract Surg* 28(3): 527-30.
- Jabbur, N. S. (2003). "Endothelial cell studies in patients after photorefractive keratectomy for hyperopia." *J Refract Surg* 19(2): 142-8.

- Jackson, W. B., E. Casson, et al. (1998). "Laser vision correction for low hyperopia. An 18-month assessment of safety and efficacy." *Ophthalmology* 105(9): 1727-38; discussion 1737-8.
- Jackson, W. B., G. Mintsioulis, et al. (1997). "Excimer laser photorefractive keratectomy for low hyperopia: safety and efficacy." *J Cataract Refract Surg* 23(4): 480-7.
- Jacobs, J. M., M. C. Sanderson, et al. (2001). "Hyperopic laser in situ keratomileusis to treat overcorrected myopic LASIK." *J Cataract Refract Surg* 27(3): 389-95.
- Jacobs, J. M. and M. J. Taravella (2002). "Incidence of intraoperative flap complications in laser in situ keratomileusis." *J Cataract Refract Surg* 28(1): 23-8.
- Jarade, E. F., F. C. Abi Nader, et al. (2005). "Intraocular pressure measurement after hyperopic and myopic LASIK." *J Refract Surg* 21(4): 408-10.
- Jaycock, P. D., D. P. O'Brart, et al. (2005). "5-year follow-up of LASIK for hyperopia." *Ophthalmology* 112(2): 191-9.
- Jensen, R. P. (1988). "Experience with hexagonal keratotomy." *J Cataract Refract Surg* 14(5): 580-1.
- Jensen, R. P. (1991). "Hexagonal keratotomy: clinical experience with 483 eyes." *Int Ophthalmol Clin* 31(1): 69-73.
- Jiang, Y., Q. Le, et al. (2006). "Changes in corneal astigmatism and high order aberrations after clear corneal tunnel phacoemulsification guided by corneal topography." *J Refract Surg* 22(9 Suppl): S1083-8.
- Jin, G. J., W. A. Lyle, et al. (2005). "Laser in situ keratomileusis for primary hyperopia." *J Cataract Refract Surg* 31(4): 776-84.
- Jin, G. J., K. H. Merkley, et al. (2005). "Laser in situ keratomileusis for primary and secondary mixed astigmatism." *Am J Ophthalmol* 139(6): 1019-27.
- Jindra, L., Zemon V. (1989). "Contrast sensitivity testing: A more complete assessment of vision." *J Cataract Refract Surg* 1989; 15: 141-8.
- Joyal, H., J. Gregoire, et al. (2003). "Photorefractive keratectomy to correct hyperopic shift after radial keratotomy." *J Cataract Refract Surg* 29(8): 1502-6.
- Juhas, T., I. Kozak, et al. (1999). "[Comparison of hyperopic photorefractive keratectomy and LASIK in correction of hypermetropia with excimer laser]." *Cesk Slov Oftalmol* 55(1): 14-20.
- Kanellopoulos, A. J., J. Conway, et al. (2006). "LASIK for hyperopia with the Wavelight excimer laser." *J Refract Surg* 22(1): 43-7.
- Kanellopoulos, A. J., L. H. Pe, et al. (2005). "Moria M2 single use microkeratome head in 100 consecutive LASIK procedures." *J Refract Surg* 21(5): 476-9.
- Kanitkar, K. D., J. Camp, et al. (2000). "Pain after epithelial removal by ethanol-assisted mechanical versus transepithelial excimer laser debridement." *J Refract Surg* 16(5): 519-22.
- Kanjani, N., S. Jacob, et al. (2004). "Wavefront- and topography-guided ablation in myopic eyes using Zyoptix." *J Cataract Refract Surg* 30(2): 398-402.
- Kanoda, A., Sorokin AS (1987). "Laser correction of hyperopic refraction." In: Fyodorov SN ed. *Microsurgery of the eye: Main Aspects*. Moscow: MIR Publishers; 1987.
- Kasparova, E. A. (2002). "[Pathogenetic basis for treatment of primary keratoconus by a combined method of excimer laser surgery (combination of photorefractive and phototherapeutic keratectomy)]." *Vestn Oftalmol* 118(5): 21-5.
- Kasparova, E. A. and A. A. Kasparov (2003). "Six-year experience with excimer laser surgery for primary keratoconus in Russia." *J Refract Surg* 19(2 Suppl): S250-4.

- Kasparova, E. A. and V. V. Kurenkov (2000). "[Combination of photorefractive and phototherapeutic keratectomy in the treatment of keratoconus]." *Vestn Oftalmol* 116(4): 10-2.
- Kayazawa, F., Yamamoto T, Itoi M. (1982). "Temporal contrast sensitivity in central serous choroidopathy." *Ann Ophthalmol*; 14: 272-5.
- Kempen, J., Mitchell P, Lee KE, et al. (2004 ). "Eye Diseases Prevalence Research Group .The prevalence of refractive errors among adults in the United States, Western Europe, and Australia. ." *Arch Ophthalmol. Apr*;: 122(4): 495-505.
- Kermani, O., K. Schmeidt, et al. (2005). "Hyperopic laser in situ keratomileusis with 5.5-, 6.5-, and 7.0-mm optical zones." *J Refract Surg* 21(1): 52-8.
- Kermani, O., H. J. Koort, et al. (1988). "Mass spectroscopic analysis of excimer laser ablated material from human corneal tissue." *J Cataract Refract Surg* 14(6): 638-41.
- Kerr-Muir, M. G., S. L. Trokel, et al. (1987). "Ultrastructural comparison of conventional surgical and argon fluoride excimer laser keratectomy." *Am J Ophthalmol* 103(3 Pt 2): 448-53.
- Kezirian, G. M. and C. M. Gremillion (1995). "Automated lamellar keratoplasty for the correction of hyperopia." *J Cataract Refract Surg* 21(4): 386-92.
- Kim, H. M. and H. R. Jung (1995). "Multizone photorefractive keratectomy for myopia of 9 to 14 diopters." *J Refract Surg* 11(3 Suppl): S293-7.
- Kitazawa, Y., E. Maekawa, et al. (1999). "Cooling effect on excimer laser photorefractive keratectomy." *J Cataract Refract Surg* 25(10): 1349-55.
- Klein, S., K. Fry, et al. (2004). "Laser in situ keratomileusis after conductive keratoplasty." *J Cataract Refract Surg* 30(3): 702-5.
- Knorz, M. C. and B. Jendritza (2000). "Topographically-guided laser in situ keratomileusis to treat corneal irregularities." *Ophthalmology* 107(6): 1138-43.
- Knorz, M. C., B. Jendritza, et al. (1999). "Complications of laser in situ keratomileusis (LASIK)." *Ophthalmologie* 96(8): 503-8.
- Koch, D. (1992). "Laser photothermal keratoplasty: nonhuman primate results. 86." *Invest Ophthalmol Vis Sci* ,1992;33: 7.
- Koch, D. (1989). "Glare and contrast sensitivity for the clinician." *Ophthalmol Clin N Am* 2(3): 415-29.
- Koch, D. D., A. Abarca, et al. (1996). "Hyperopia correction by noncontact holmium:YAG laser thermal keratoplasty. Clinical study with two-year follow-up." *Ophthalmology* 103(5): 731-40.
- Koch, D. D., T. Kohnen, et al. (1997). "Hyperopia correction by noncontact holmium:YAG laser thermal keratoplasty: U.S. phase IIA clinical study with 2-year follow-up." *Ophthalmology* 104(11): 1938-47.
- Kohnen, T., J. Bühren, et al. (2006). "Optical quality after refractive corneal surgery." *Ophthalmologie* 103(3): 184-91.
- Kohnen, T., S. E. Husain, et al. (1996). "Corneal topographic changes after noncontact holmium:YAG laser thermal keratoplasty to correct hyperopia." *J Cataract Refract Surg* 22(4): 427-35.
- Kohnen, T., D. D. Koch, et al. (1997). "Noncontact holmium:YAG laser thermal keratoplasty to correct hyperopia: 18-month follow-up." *Ophthalmologica* 211(5): 274-82.
- Kohnen, T., K. Mahmoud, et al. (2005). "Comparison of corneal higher-order aberrations induced by myopic and hyperopic LASIK." *Ophthalmology* 112(10): 1692.
- Kohnen, T., D. Schopfer, et al. (2003). "[Flap Amputation in Mycobacterium chelonae Keratitis after Laser-in-situ Keratomileusis (LASIK)]." *Klin Monatsbl Augenheilkd* 220(9): 634-7.

- Kohnen, T., E. Terzi, et al. (2004). "Intraindividual comparison of epithelial defects during laser in situ keratomileusis using standard and zero-compression Hansatome microkeratome heads." *J Cataract Refract Surg* 30(1): 123-6.
- Koivula, A., A. Petrelius, et al. (2005). "Clinical outcomes of phakic refractive lens in myopic and hyperopic eyes: 1-year results." *J Cataract Refract Surg* 31(6): 1145-52.
- Kolahdouz-Isfahani, A. H., K. Rostamian, et al. (1999). "Clear lens extraction with intraocular lens implantation for hyperopia." *J Refract Surg* 15(3): 316-23.
- Kornmehl, E. W. (2004). "FDA approves help for aging eyes. Conductive keratoplasty may improve vision for people older than 40 who need reading glasses to see "the fine print"." *Health News* 10(6): 8-9.
- Kottler, U. B., M. Tehrani, et al. (2004). "Impact of the line of sight on toric phakic intraocular lenses for hyperopia." *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 30(8): 1799-1801.
- Kourenkov, V. V., O. N. Mytiagina, et al. (1999). "Stimulating re-epithelialization after photorefractive keratectomy." *J Refract Surg* 15(2 Suppl): S234-7.
- Krueguer, R. (2002). Wavefront devices and the CustomCornea process. *Eye Word* (magazine of the Am Soc of Cataract an Refract Surg). 10: 11-13.
- Krwawicz, T. (1964). " Lamellar corneal stromectomy. *Am J Ophthalmol*. 1964;57:828-33."
- Kulikova, I. L., N. P. Pashtaev, et al. (2006). "Laser thermokeratoplasty in the treatment of hyperopia in children." *Vestn Oftalmol* 122(2): 31-3.
- Kupersmith, M., Nelson JL, Seiple WH, Carr RE. (1983). "The 20/20 eye in multiple sclerosis." *Neurology* ; 33: 1015-20.
- Kurenkov, V. V., E. V. Smirenaia, et al. (1999). "[Effects some drugs of re-epithelialization in the early postoperative period after photorefractive keratectomy]." *Vestn Oftalmol* 115(6): 38-40.
- Kymionis, G. D., I. M. Aslanides, et al. (2004). "Laser in situ keratomileusis for residual hyperopic astigmatism after conductive keratoplasty." *J Refract Surg* 20(3): 276-8.
- Lafond, G., S. Bonnet, et al. (2004). "Treatment of previous decentered excimer laser ablation with combined myopic and hyperopic ablations." *J Refract Surg* 20(2): 139-48.
- Landesz, M., J. G. Worst, et al. (1995). "Correction of high myopia with the Worst myopia claw intraocular lens." *J Refract Surg* 11(1): 16-25.
- Lass, J. H., E. G. Stocker, et al. (1987). "Epikeratoplasty. The surgical correction of aphakia, myopia, and keratoconus." *Ophthalmology* 94(8): 912-25.
- Leccisotti, A. (2003). "Laser-assisted subepithelial keratectomy (LASEK) without alcohol versus photorefractive keratectomy (PRK)." *Eur J Ophthalmol* 13(8): 676-80.
- Leccisotti, A. (2006). "Bioptics: where do things stand?" *Curr Opin Ophthalmol* 17(4): 399-405.
- Lee, J. Lee, J. Park, K Cho W, Kim JY, Kang HY. (2005). Assessing the value of laser in situ keratomileusis by patient-reported outcomes using quality of life assessment. *J Refract Surg*. Feb;21(1):59-71.
- Lee, J. S., H. S. Yang, et al. (2007). "Wavefront error measurement of high-numerical-aperture optics with a Shack-Hartmann sensor and a point source." *Appl Opt* 46(9): 1411-5.
- Lee, W. B. and M. J. Mannis (2003). "LASIK after epikeratophakia." *Cornea* 22(4): 382-4.

- Lee, Y. G., W. Y. Chen, et al. (2001). "Corneal haze after photorefractive keratectomy using different epithelial removal techniques: mechanical debridement versus laser scrape." *Ophthalmology* 108(1): 112-20.
- Lehrer, I. E., M. R. Tetz, et al. (2003). "Refractive lensectomy and accommodating lens implantation in a case of hyperopia." *J Cataract Refract Surg* 29(12): 2430-4.
- Lesueur, L, Munoz-Sastre MT, Mullet E, Dabadie B, Arné JL. "Predictors of quality of life in refractive surgery". *J Fr Ophtalmol*. 2003 Sep;26(7):699-709.
- Lian, J., W. Ye, et al. (2002). "Laser in situ keratomileusis for correction of hyperopia and hyperopic astigmatism with the Technolas 117C." *J Refract Surg* 18(4): 435-8.
- Lima, G. d. S., H. Moreira, et al. (2001). "Laser in situ keratomileusis to correct myopia, hypermetropia and astigmatism after penetrating keratoplasty for keratoconus: a series of 27 cases." *Can J Ophthalmol* 36(7): 391-6; discussion 396-7.
- Lin, J. T. (2006). "A new analysis for laser thermal keratoplasty using a focused laser." *J Refract Surg* 22(3): 228-9; author reply 229.
- Lin, J. T. (2006). "Analytic formulas for error factors in IOL power calculation." *J Cataract Refract Surg* 32(10): 1591; discussion 1591-2.
- Lindstrom, R. L., D. R. Hardten, et al. (1999). "Six-month results of hyperopic and astigmatic LASIK in eyes with primary and secondary hyperopia." *Trans Am Ophthalmol Soc* 97: 241-55; discussion 255-60.
- Lindstrom, R. L., E. J. Linebarger, et al. (2000). "Early results of hyperopic and astigmatic laser in situ keratomileusis in eyes with secondary hyperopia." *Ophthalmology* 107(10): 1858-63; discussion 1863.
- Lipshitz, I., O. Man, et al. (2001). "Laser in situ keratomileusis to correct hyperopic shift after radial keratotomy." *J Cataract Refract Surg* 27(2): 273-6.
- Llorente, L., S. Barbero, et al. (2004). "Total and corneal optical aberrations induced by laser in situ keratomileusis for hyperopia." *J Refract Surg* 20(3): 203-16.
- Llovet, F., Arias, A., Ortega-Usobiaga, J, et al. (2001). "Lentículo fino en LASIK (LASIK superficial)." *Microcirugía Ocular* 9(2): 65-70.
- Llovet, F., Arrevola, L, Gomez, F., et al. (2003). "Zyoptix y lentículo fino." *Microcirugía Ocular* 11(1): 35-42.
- Llovet, F., Baviera J (2005). " Monovisión mediante LASIK y cirugía de cristalino transparente." *Microcirugía Ocular* 117(3): 137-144.
- Llovet, F., Baviera, J., Ortega-Usobiaga, J., et al (2006). "Extracción de cristalino transparente en emétopes no presbítas." *Microcirugía ocular* 14(1): 27-40.
- Llovet, F., Benitez del Castillo JM, Arrevola L. (2005). "Sensibilidad al contraste en H-LASIK." *Boletín de la Soc Oftalmol de Madrid* 45: 25-34.
- Lohmann, C. P., D. S. Gartry, et al. (1991). "Corneal haze after excimer laser refractive surgery: objective measurements and functional implications." *Eur J Ophthalmol* 1(4): 173-80.
- Lopez-Gil, N., F. J. Rucker, et al. (2007). "Effect of third-order aberrations on dynamic accommodation." *Vision Res*.
- Loughnan, M. S., D. Robinson, et al. (1996). "Mechanical methods in refractive corneal surgery." *Curr Opin Ophthalmol* 7(4): 41-6.
- Lundstrom, L., P. Unsbo, et al. (2005). "Off-axis wave front measurements for optical correction in eccentric viewing." *J Biomed Opt* 10(3): 034002.
- Lyle, W. A. and G. J. Jin (1998). "Hyperopic automated lamellar keratoplasty: complications and visual results." *Arch Ophthalmol* 116(4): 425-8.

- Lyle, W. A. and G. J. Jin (2003). "Laser in situ keratomileusis for consecutive hyperopia after myopic LASIK and radial keratotomy." *J Cataract Refract Surg* 29(5): 879-88.
- Machat, J. J. and F. Tayfour (1993). "Photorefractive keratectomy for myopia: preliminary results in 147 eyes." *Refract Corneal Surg* 9(2 Suppl): S16-9.
- Maeda, N., S. D. Klyce, et al. (1997). "Videokeratography for quantitative surface analysis of used soft contact lenses." *Jpn J Ophthalmol* 41(4): 235-9.
- Maffei, L., Fiorentini A (1973). "The visual cortex as a spatial frequency analyzer. *Vis Res* 1973; 13: 1255-67."
- Maguen, E., Machat J (1995). Complications of photorefractive keratectomy, Primarily with the VISX excimer laser.
- Maguire, L., Klyce SD, Sawelson H. (1987). "Visual distortion after myopic keratomileusis: computer analysis of keratoscope photographs. *Ophthalmic Surg.* 1987; 8:352-6."
- Maldonado, M. (2001). "Motivación del miope por la cirugía refractiva." pag. 87-88. En: Menezo JL, Güell JL. Corrección quirúrgica de la alta miopía. Ed. Espaxs. Barcelona 2001.
- Maloney, R. K. (2002). "Cluster of Mycobacterium chelonae keratitis cases following laser in situ keratomileusis." *Am J Ophthalmol* 134(2): 298-9; author reply 299-300.
- Maloney, R. K. and R. J. Smith (2000). "Measuring corneal refractive power after LASIK." *J Refract Surg* 16(6): 756-7.
- Manche, E. E., A. Judge, et al. (1996). "Lamellar keratoplasty for hyperopia." *J Refract Surg* 12(1): 42-9.
- Manche, E. E., R. K. Maloney, et al. (1998). "Treatment of topographic central islands following refractive surgery." *J Cataract Refract Surg* 24(4): 464-70.
- Manche, E. E., J. D. Carr, et al. (1998). "Excimer laser refractive surgery." *West J Med* 169(1): 30-8.
- Marcos, S. (2001). "Aberrations and visual performance following standard laser vision correction." *J Refract Surg* 17(5): S596-601.
- Marcos, S. (2006). "Aberrometry: basic science and clinical applications." *Bull Soc Belge Ophthalmol*(302): 197-213.
- Marcos, S., S. A. Burns, et al. (1999). "A new approach to the study of ocular chromatic aberrations." *Vision Res* 39(26): 4309-23.
- Marinho, A., Pinto MC, Pinto R, Vaz F. (1996). " LASIK for high myopia:one year experience. *Ophthalmic Surg Lasers* 1996;27(5Suppl):S517-S520."
- Marsolo, K., M. Twa, et al. (2007). "Spatial modeling and classification of corneal shape." *IEEE Trans Inf Technol Biomed* 11(2): 203-12.
- Martín-Reyes, C., Llovet F, et al (2005). "Levantarse o recortar: actitud a adoptar en el reLASIK cuando el lente es fino." *Microcirugía Ocular* 13(2): 121-124.
- Matta, C. S., L. W. Piebenga, et al. (1998). "Five and three year follow-up of photorefractive keratectomy for myopia of -1 to -6 diopters." *J Refract Surg* 14(3): 318-24
- Mayer, E., D. Cadman, et al. (2003). "A 10 year retrospective survey of cataract surgery and endophthalmitis in a single eye unit: injectable lenses lower the incidence of endophthalmitis." *Br J Ophthalmol* 87(7): 867-9.
- McDonald, M. (2002). CustomCornea clinical trials perspective. *EyeWord*. 10: 19-22.
- McDonald, M. B., J. Davidorf, et al. (2002). "Conductive keratoplasty for the correction of low to moderate hyperopia: 1-year results on the first 54 eyes." *Ophthalmology* 109(4): 637-49; discussion 649-50.

- McDonald, M. B., J. M. Frantz, et al. (1990). "Central photorefractive keratectomy for myopia. The blind eye study." *Arch Ophthalmol* 108(6): 799-808.
- McDonald, M. B., J. M. Frantz, et al. (1990). "One-year refractive results of central photorefractive keratectomy for myopia in the nonhuman primate cornea." *Arch Ophthalmol* 108(1): 40-7.
- McDonald, M. B., P. S. Hersh, et al. (2002). "Conductive keratoplasty for the correction of low to moderate hyperopia: U.S. clinical trial 1-year results on 355 eyes." *Ophthalmology* 109(11): 1978-89; discussion 1989-90.
- McDonnell, P. J., H. Moreira, et al. (1991). "Photorefractive keratectomy for astigmatism. Initial clinical results." *Arch Ophthalmol* 109(10): 1370-3.
- McDonnell, P. J., H. Moreira, et al. (1991). "Photorefractive keratectomy to create toric ablations for correction of astigmatism." *Arch Ophthalmol* 109(5): 710-3.
- McDonnell, P. M., C. Lee, P. Lindblad, AS. Spritzer, KL. Berry, S. Hays, RD (2003). "Responsiveness of the National Eye Institute Refractive Error Quality of Life Instrument to Surgical Correction of Refractive Error." *Ophthalmology* 110: 2302-2309.
- McGhee, C., Anastas CN, Jenkins L. (1997). "The surgical and laser correction of hypermetropia." In: McGhee CNJ, Taylor HR, Trokel S, Gartry D, eds. *Excimer lasers in ophthalmology: principles and practice*. London: Martin Dunitz, 1997:273-94.
- McLellan, J. S., S. Marcos, et al. (2001). "Age-related changes in monochromatic wave aberrations of the human eye." *Invest Ophthalmol Vis Sci* 42(6): 1390-5.
- McLeod, S. D. (2006). "Optical principles, biomechanics, and initial clinical performance of a dual-optic accommodating intraocular lens (an American Ophthalmological Society thesis)." *Trans Am Ophthalmol Soc* 104: 437-52.
- Melles, G. R., F. Lander, et al. (1999). "A new surgical technique for deep stromal, anterior lamellar keratoplasty." *Br J Ophthalmol* 83(3): 327-33.
- Melles, G. R., L. Remeijer, et al. (1999). "The future of lamellar keratoplasty." *Curr Opin Ophthalmol* 10(4): 253-9.
- Menezo, J. L., J. A. Avino, et al. (1997). "Iris claw phakic intraocular lens for high myopia." *J Refract Surg* 13(6): 545-55.
- Mentes, J., T. Erakgun, et al. (2003). "Incidence of cystoid macular edema after uncomplicated phacoemulsification." *Ophthalmologica* 217(6): 408-12.
- Merallo Lloves, J. (2003). "Investigación en cirugía refractiva y calidad de visión." *Arch Soc Esp Oftalmol* 78: 185-186.
- Mietz, H., M. Severin, et al. (1999). "Acute corneal necrosis after excimer laser keratectomy for hyperopia." *Ophthalmology* 106(3): 490-6.
- Miller, A. E., J. P. McCulley, et al. (2001). "Patient satisfaction after LASIK for myopia." *Clao J* 27(2): 84-8.
- Miller, D. (1994). *Optics and Refraction: A user-friendly guide*. In: Podos SM, Yanoff M, eds. *Textbook of Ophthalmology*. London: CV Mosby 1994; 1 (7): 14-24.
- Miller, D. (1996). *Glare and contrast sensitivity testing*. Duane's. *Ophthalmology Clinical volume 1 chapter 35*. Hagerstown, MD, Lippincott-Raven Publishers, Inc.
- Mimouni, F., J. Colin, et al. (1991). "Damage to the corneal endothelium from anterior chamber intraocular lenses in phakic myopic eyes." *Refract Corneal Surg* 7(4): 277-81.
- Miranda, D., S. D. Smith, et al. (2003). "Comparison of flap thickness reproducibility using microkeratomes with a second motor for advancement." *Ophthalmology* 110(10): 1931-4.

- Misajon, R. H., G; Richardson, J (2005). "Vision and Quality of Life: The Development of a Utility Measure." *Investigative Ophthalmology and Visual Science*. 2005;46:4007-4015.
- Miyata, K., T. Tokunaga, et al. (2004). "Residual bed thickness and corneal forward shift after laser in situ keratomileusis." *J Cataract Refract Surg* 30(5): 1067-72.
- Montes-Mico, R. and W. N. Charman (2001). "Choice of spatial frequency for contrast sensitivity evaluation after corneal refractive surgery." *J Refract Surg* 17(6): 646-51.
- Montes-Mico, R. and W. N. Charman (2002). "Mesopic contrast sensitivity function after excimer laser photorefractive keratectomy." *J Refract Surg* 18(1): 9-13.
- Montes-Mico, R., G. Munoz, et al. (2004). "Control and consideration of wavefront aberrometers." *J Cataract Refract Surg* 30(5): 942.
- Morcillo, M., Amoros, S, Baviera J (2000). "Tratamiento de la hipermetropía de equivalente esférico mayor de +5 dioptrías con LASIK: resultados." *Microcirugía Ocular* 2.
- Moreno-Barriuso, E., S. Marcos, et al. (2001). "Comparing laser ray tracing, the spatially resolved refractometer, and the Hartmann-Shack sensor to measure the ocular wave aberration." *Optom Vis Sci* 78(3): 152-6.
- Moreno-Barriuso, E. and R. Navarro (2000). "Laser Ray Tracing versus Hartmann-Shack sensor for measuring optical aberrations in the human eye." *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 17(6): 974-85.
- Morlet, N., J. Li, et al. (2003). "The Endophthalmitis Population Study of Western Australia (EPSWA): first report." *Br J Ophthalmol* 87(5): 574-6.
- Mrochen, M., C. Donitzky, et al. (2004). "Wavefront-optimized ablation profiles: theoretical background." *J Cataract Refract Surg* 30(4): 775-85.
- Muallem, M. S., S. H. Yoo, et al. (2004). "Flap and stromal bed thickness in laser in situ keratomileusis enhancement." *J Cataract Refract Surg* 30(11): 2295-302.
- Mulhern, M. G., P. I. Condon, et al. (2001). "Myopic and hyperopic laser in situ keratomileusis retreatments: indications, techniques, limitations, and results." *J Cataract Refract Surg* 27(8): 1278-87.
- Munger, R., A. A. Dohadwala, et al. (2001). "Changes in measured intraocular pressure after hyperopic photorefractive keratectomy." *J Cataract Refract Surg* 27(8): 1254-62.
- Munnerlyn, C. R., S. J. Koons, et al. (1988). "Photorefractive keratectomy: a technique for laser refractive surgery." *J Cataract Refract Surg* 14(1): 46-52.
- Mutyal, S., M. B. McDonald, et al. (2000). "Contrast sensitivity evaluation after laser in situ keratomileusis." *Ophthalmology* 107(10): 1864-7.
- Mutti, D., Zadnik K. (1995). "The utility of three predictors of childhood myopia: A Bayesian analysis." *Vision Res*: 1345-1352.
- Nadler, D. (1990). Glare and contrast sensitivity in cataracts and pseudophakia. In: Nadler MP, Miller D, Nadler DJ, eds. New York: Springer-Verlag. 53-65.
- Nagy, Z. Z., R. R. Krueger, et al. (2001). "Photorefractive keratectomy for hyperopia in 800 eyes with the Meditec MEL 60 laser." *J Refract Surg* 17(5): 525-33.
- Nagy, Z. Z., G. Munkacsy, et al. (2002). "Photorefractive keratectomy using the meditec MEL 70 G-scan laser for hyperopia and hyperopic astigmatism." *J Refract Surg* 18(5): 542-50.
- Nakamura, K., H. Bissen-Miyajima, et al. (2001). "Effect of laser in situ keratomileusis correction on contrast visual acuity." *J Cataract Refract Surg* 27(3): 357-61.
- Nanba, A., S. Amano, et al. (2005). "Corneal higher order wavefront aberrations after hyperopic laser in situ keratomileusis." *J Refract Surg* 21(1): 46-51.

- Nano, H. D. and S. Muzzin (1998). "Noncontact holmium:YAG laser thermal keratoplasty for hyperopia." *J Cataract Refract Surg* 24(6): 751-7.
- Nawa, Y., T. Ueda, et al. (2003). "Evaluation of the corneal endothelium after hyperopic laser in situ keratomileusis." *J Cataract Refract Surg* 29(8): 1543-5.
- Neal, D. R., C. D. Baer, et al. (2005). "Errors in Zernike transformations and non-modal reconstruction methods." *J Refract Surg* 21(5): S558-62.
- Neeracher, B., P. Senn, et al. (2004). "Glare sensitivity and optical side effects 1 year after photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis." *J Cataract Refract Surg* 30(8): 1696-701.
- Nepomuceno, R. L., B. S. Boxer, et al. (2004). "Laser in situ keratomileusis for hyperopia with the LADARVision 4000 with centration on the coaxially sighted corneal light reflex." *J Cataract Refract Surg* 30(6): 1281-6.
- Netto, M. V., Ambrosio R, Shen TT, Wilson SE (2005). "Wavefront analysis in normal refractive surgery candidates." *J Refract Surg* 21: 21-24.
- Netto, M. V. and S. E. Wilson (2004). "Flap lift for LASIK retreatment in eyes with myopia." *Ophthalmology* 111(7): 1362-7.
- Neumann, A. C., Sanders D., Raanan M. (1991). "Hyperopic thermokeratoplasty: clinical evaluation." *J Cataract Refract Surg* 17: 830-838.
- Neumann, A. C., S. Fyodorov, et al. (1990). "Radial thermokeratoplasty for the correction of hyperopia." *Refract Corneal Surg* 6(6): 404-12.
- Nijkamp, M. D., R. M. Nuijts, et al. (2000). "Determinants of patient satisfaction after cataract surgery in 3 settings." *J Cataract Refract Surg* 26(9): 1379-88.
- Nordan, L. T. and W. A. Maxwell (1993). "Hexagonal keratotomy." *Refract Corneal Surg* 9(3): 228-9.
- Norn, M. and O. A. Jensen (2004). "Marius Tscherning (1854-1939): his life and work in optical physiology." *Acta Ophthalmol Scand* 82(5): 501-8.
- Nuss, R. C., C. A. Puliafito, et al. (1987). "Unscheduled DNA synthesis following excimer laser ablation of the cornea in vivo." *Invest Ophthalmol Vis Sci* 28(2): 287-94.
- O'Brart, D. P. (1999). "The status of hyperopic laser-assisted in situ keratomileusis" *Curr Opin Ophthalmol* 10 (1999), pp. 247-252.
- O'Brart, D. P., C. G. Stephenson, et al. (1997). "Excimer laser photorefractive keratectomy for the correction of hyperopia using an erodible mask and axicon system." *Ophthalmology* 104(11): 1959-70.
- Obstbaum, S. A. (1994). "Clear lens extraction for high myopia and high hyperopia." *J Cataract Refract Surg* 20(3): 271.
- O'Dell, L. (1990). "Hexagonal keratotomy for intraocular lens miscalculation." *Can J Ophthalmol* 25 (1990), pp. 355-357.
- Odogu, V. (2000). "Centration during photorefractive keratectomy is crucial." *J Cataract Refract Surg* 26(7): 947.
- O'Doherty, M., C. Kirwan, et al. (2007). "Postoperative pain following epi-LASIK, LASEK, and PRK for myopia." *J Refract Surg* 23(2): 133-8.
- Ojeimi, G. and N. Waked (1997). "Laser in situ keratomileusis for hyperopia." *J Refract Surg* 13(5 Suppl): S432-3.
- O'Leary, D. (1993). *Refracción subjetiva*. Edwards K, Llewellyn R. Optometría. Barcelona, Manson SA. pags. 115-143.

- Oliver, K. M., R. P. Hemenger, et al. (1997). "Corneal optical aberrations induced by photorefractive keratectomy." *J Refract Surg* 13(3): 246-54.
- Oliver, K. M., D. P. O'Brart, et al. (2001). "Anterior corneal optical aberrations induced by photorefractive keratectomy for hyperopia." *J Refract Surg* 17(4): 406-13.
- Olsen, T., K. Thim, et al. (1990). "Theoretical versus SRK I and SRK II calculation of intraocular lens power." *J Cataract Refract Surg* 16(2): 217-25.
- Olsen, T. and M. Thorwest (2005). "Calibration of axial length measurements with the Zeiss IOLMaster." *J Cataract Refract Surg* 31(7): 1345-50.
- Olson, R. J., L. Werner, et al. (2005). "New intraocular lens technology." *Am J Ophthalmol* 140(4): 709-16.
- Ortega-Usobiaga J, C.-S. R., Llovet F (2007). "Retreatment of Hyperopia After Primary Hyperopic LASIK." *Journal Refractive Surgery* 23: 201-205.
- Oshika, T. (2004). "Quantitative assessment of quality of vision." *Nippon Ganka Gakkai Zasshi* 108(12): 770-807; discussion 808.
- Owsley, C., Sloane ME (1987). "Contrast sensitivity, acuity and the perception of "real-world" targets. *Br J Ophthalmol* 1987; 71: 791-6."
- Pacella, E., S. Abdolrahimzadeh, et al. (2001). "Excimer laser photorefractive keratectomy for hyperopia." *Ophthalmic Surg Lasers* 32(1): 30-4.
- Paciuc, M., C. F. Velasco, et al. (2000). "Acute angle-closure glaucoma after hyperopic laser in situ keratomileusis." *J Cataract Refract Surg* 26(4): 620-3.
- Pallikaris, I. G., M. I. Kalyvianaki, et al. (2004). "Phakic refractive lens implantation in high myopic patients: one-year results." *J Cataract Refract Surg* 30(6): 1190-7.
- Pallikaris, I. G., A. D. Karoutis, et al. (1994). "Rotating brush for fast removal of corneal epithelium." *J Refract Corneal Surg* 10(4): 439-42.
- Pallikaris, I. G., V. J. Katsanevaki, et al. (2002). "Laser in situ keratomileusis intraoperative complications using one type of microkeratome." *Ophthalmology* 109(1): 57-63.
- Pallikaris, I. G., T. L. Naoumidi, et al. (2003). "Conductive keratoplasty to correct hyperopic astigmatism." *J Refract Surg* 19(4): 425-32.
- Pallikaris, I. G., S. I. Panagopoulou, et al. (2000). "Clinical experience with the Tracey technology wavefront device." *J Refract Surg* 16(5): S588-91.
- Pallikaris, I. G., M. E. Papatzanaki, et al. (1990). "Laser in situ keratomileusis." *Lasers Surg Med* 10(5): 463-8.
- Pallikaris, L. G., S. I. Panagopoulou, et al. (2001). "Objective measurement of wavefront aberrations with and without accommodation." *J Refract Surg* 17(5): S602-7.
- Panagopoulou, S. I. and I. G. Pallikaris (2001). "Wavefront customized ablations with the WASCA Asclepion workstation." *J Refract Surg* 17(5): S608-12.
- Papadopoulos, N. T., M. Balidis, et al. (2005). "Non-contact holmium:YAG laser thermal keratoplasty for hyperopia: two-year follow-up." *J Refract Surg* 21(1): 82-6.
- Parisi, A., D. J. Salchow, et al. (1997). "Laser in situ keratomileusis after automated lamellar keratoplasty and penetrating keratoplasty." *J Cataract Refract Surg* 23(7): 1114-8.
- Parker, P., Klyce SD, Ryan B (1993). "Central topographic islands following photorefractive keratectomy. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1993; 34 (suppl): 803."
- Patel, S. V., L. J. Maguire, et al. (2007). "Femtosecond Laser versus Mechanical Microkeratome for LASIK A Randomized Controlled Study." *Ophthalmology*.10. Epub ahead of print.

- Pearce, J. and D. Panescu (2004). "Radio frequency conductive keratoplasty in the cornea: prediction of diopter changes in numerical models." *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 7: 5426-9.
- Pelli, D., Robson JG, Wilkin AJ. (1988). "The design of a new letter chart for measuring contrast sensitivity. ." *Clin Vis Sci* 2: 187-99.
- Pepose, J. S., S. K. Feigenbaum, et al. (2007). "Changes in corneal biomechanics and intraocular pressure following LASIK using static, dynamic, and noncontact tonometry." *Am J Ophthalmol* 143(1): 39-47.
- Perez-Salvador, J. (2003). "Modelos de Consentimientos Informados en Cirugía Ocular Implanto-Refractiva" "MICROCIRUGÍA OCULAR, Volumen 11, número 2, junio 2003.
- Perez-Santonja, J. J., J. L. Bueno, et al. (1997). "Surgical correction of high myopia in phakic eyes with Worst-Fechner myopia intraocular lenses." *J Refract Surg* 13(3): 268-81; discussion 281-4.
- Perez-Santonja, J. J., H. F. Sakla, et al. (1998). "Contrast sensitivity after laser in situ keratomileusis." *J Cataract Refract Surg* 24(2): 183-9.
- Perez-Torregrosa, V. T., J. L. Menezo, et al. (1995). "Digital system measurement of decentration of Worst-Fechner iris claw myopia intraocular lens." *J Refract Surg* 11(1): 26-30.
- Periman, L. M., R. Ambrosio, Jr., et al. (2003). "Correlation of pupil sizes measured with a mesopic infrared pupillometer and a photopic topographer." *J Refract Surg* 19(5): 555-9.
- Pesudovs, K. (2005). "Wavefront aberration outcomes of LASIK for high myopia and high hyperopia." *J Refract Surg* 21(5): S508-12.
- Pesudovs, K., H. S. Weisinger, et al. (2003). "Cataract surgery and changes in quality of life measures." *Clin Exp Optom* 86(1): 34-41.
- Peters, N. T., N. G. Iskander, et al. (2001). "Minimizing the risk of recutting with a Hansatome over an existing Automated Corneal Shaper flap for hyperopic laser in situ keratomileusis enhancement." *J Cataract Refract Surg* 27(8): 1328-32.
- Pflugk, A. (1934). "Sind im auge die anatomischen Grunlagen für eine Akkommodation im Sinne der Helmholtz-Theorie gegeben?. *Fisiologische Soc. Berlin* 23-II-34. *Klin Mbl Augenheil* 1934; 93:591-594."
- Phillips, C. B., T. C. Prager, et al. (2004). "Laser in situ keratomileusis for treated anisometropic amblyopia in awake, autofixating pediatric and adolescent patients." *J Cataract Refract Surg* 30(12): 2522-8.
- Pineda-Fernandez, A., L. Rueda, et al. (2001). "Laser in situ keratomileusis for hyperopia and hyperopic astigmatism with the Nidek EC-5000 Excimer laser." *J Refract Surg* 17(6): 670-5.
- Pineros, O. E. (2002). "Tracker-assisted versus manual ablation zone centration in laser in situ keratomileusis for myopia and astigmatism." *J Refract Surg* 18(1): 37-42.
- Pirouzian, A., S. Ngo, et al. (2006). "LASEK versus PRK." *Ophthalmology* 113(10): 1883.
- Pirouzian, A., J. Thornton, et al. (2006). "One-year outcomes of a bilateral randomized prospective clinical trial comparing laser subepithelial keratomileusis and photorefractive keratectomy." *J Refract Surg* 22(6): 575-9.
- Pitault, G., C. Leboeuf, et al. (2005). "[Ultrasound biomicroscopy of posterior chamber phakic intraocular lenses: a comparative study between ICL and PRL models]." *J Fr Ophtalmol* 28(9): 914-23.
- Polit, F., O. Ibrahim, et al. (1993). "Cryolathe keratomileusis for correction of myopia of 4.00 to 8.00 diopters." *Refract Corneal Surg* 9(4): 259-67.

- Pop, M. and M. Aras (1995). "Multizone/multipass photorefractive keratectomy: six month results." *J Cataract Refract Surg* 21(6): 633-43.
- Pop, M. and Y. Payette (2000). "Photorefractive keratectomy versus laser in situ keratomileusis: a control-matched study." *Ophthalmology* 107(2): 251-7.
- Pop, M. (1998). "Laser thermal keratoplasty for the treatment of photorefractive keratectomy overcorrections: a 1-year follow-up." *Ophthalmology* 105(5): 926-31.
- Portellinha, W., K. Nakano, et al. (1999). "Laser in situ keratomileusis for hyperopia after thermal keratoplasty." *J Refract Surg* 15(2 Suppl): S218-20.
- Prager, T. (1990). Essential factors in testing for glare. In: Nadler MP, Miller D, Nadler DJ (eds). *Glare and contrast sensitivity for clinicians*. New York: Springer-Verlag, 1990; 33-34.
- Prandi, B., J. Baviera, et al. (2004). "Influence of flap thickness on results of laser in situ keratomileusis for myopia." *J Refract Surg* 20(6): 790-6.
- Preetha, R., P. Goel, et al. (2003). "Clear lens extraction with intraocular lens implantation for hyperopia." *J Cataract Refract Surg* 29(5): 895-9.
- Probst, L., Machat JJ. . (1996). *Matemáticas para el LASIK*. Machat JJ ed. *El Arte del LASIK. Excimer laser refractive surgery. Practice and principles*. Slack. New York.
- Qazi, M. A., I. Y. Cua, et al. (2007). "Determining corneal power using Orbscan II videokeratography for intraocular lens calculation after excimer laser surgery for myopia." *J Cataract Refract Surg* 33(1): 21-30.
- Rabinowitz, Y. S. (2006). "Ectasia after laser in situ keratomileusis." *Curr Opin Ophthalmol* 17(5): 421-6.
- Rabinowitz, Y. S. and K. Rasheed (1999). "KISA% index: a quantitative videokeratography algorithm embodying minimal topographic criteria for diagnosing keratoconus." *J Cataract Refract Surg* 25(10): 1327-35.
- Rabinowitz, Y. S., K. Rasheed, et al. (1998). "Accuracy of ultrasonic pachymetry and videokeratography in detecting keratoconus." *J Cataract Refract Surg* 24(2): 196-201.
- Rabsilber, T. M., A. J. Reuland, et al. (2007). "Intraocular lens power calculation using ray tracing following excimer laser surgery." *Eye* 21(6): 697-701.
- Rad, A. S., M. Jabbarvand, et al. (2002). "Laser in situ keratomileusis and diode thermal keratoplasty for correction of hyperopia from +5.00 to +10.00 diopters." *J Refract Surg* 18(3 Suppl): S318-20.
- Rajendran, B. and P. Janakiraman (1995). "Multizone photorefractive keratectomy for myopia of 8 to 23 diopters." *J Refract Surg* 11(3 Suppl): S298-301.
- Rashad, K. M. (2001). "Laser in situ keratomileusis for the correction of hyperopia from +1.25 to +5.00 diopters with the Technolas Keracor 117C laser." *J Refract Surg* 17(2): 113-22.
- Read, R. W., R. S. Chuck, et al. (2000). "Traumatic Acremonium atropiseum keratitis following laser-assisted in situ keratomileusis." *Arch Ophthalmol* 118(3): 418-21.
- Recep, O. F., N. Cagil, et al. (2000). "Outcome of flap subluxation after laser in situ keratomileusis: results of 6 month follow-up." *J Cataract Refract Surg* 26(8): 1158-62.
- Rehany, U. and E. Landa (2004). "Diode laser thermal keratoplasty to correct hyperopia." *J Refract Surg* 20(1): 53-61.
- Renard, G., K. Hanna, et al. (1987). "Excimer laser experimental keratectomy. Ultrastructural study." *Cornea* 6(4): 269-72.
- Repka, M. (1991). *Refraction in infants and children*. Paediatric Ophthalmology. Philadelphia: Saunders, Nelson, Calhoun, Harley (Eds). 94-106.

- Resch, M. and M. Popper (2003). "[Results of scanning and flying spot technologies in photorefractive keratectomy (PRK) for hypermetropia]." *Orv Hetil* 144(4): 179-85.
- Resch, M., N. Szentmary, et al. (2004). "[Comparison of results of photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis in the treatment of hyperopia using a flying spot excimer laser]." *Orv Hetil* 145(11): 573-8.
- Risse, J., Saint-Blancat P, Boissonnot M, Grillot L (1996). "Spatial contrast sensitivity in patients with severe myopia. *J Fr Ophthalmol* 1996; 19: 271-7."
- Roberts, C. (1996). "Corneal topography: a review of terms and concepts." *J Cat Refract Surg* 1996; 22:624-9.
- Rocha, G., J. M. Castillo, et al. (2003). "Two-year follow-up of noncontact holmium laser thermokeratoplasty for the correction of low hyperopia." *Can J Ophthalmol* 38(5): 385-92.
- Rojas, M. C., W. W. Haw, et al. (2002). "Laser in situ keratomileusis enhancement for consecutive hyperopia after myopic overcorrection." *J Cataract Refract Surg* 28(1): 37-43.
- Rojas, M. C. and E. E. Manche (2003). "Comparison of videokeratographic functional optical zones in conductive keratoplasty and laser in situ keratomileusis for hyperopia." *J Refract Surg* 19(3): 333-7.
- Rosa, D. S. and J. L. Febbraro (1999). "Laser in situ keratomileusis for hyperopia." *J Refract Surg* 15(2 Suppl): S212-5.
- Rosen, E. and C. Gore (1998). "Staar Collamer posterior chamber phakic intraocular lens to correct myopia and hyperopia." *J Cataract Refract Surg* 24(5): 596-606.
- Rottenkolber, M. and H. Podbielska (1996). "High precision Twyman-Green interferometer for the measurement of ophthalmic surfaces." *Acta Ophthalmol Scand* 74(4): 348-53.
- Rowsey, J. J. and M. L. Rubin (1988). "Refraction problems after refractive surgery." *Survey of Ophthalmology* 32(6): 414-420.
- Rubinfeld, R. S., D. R. Hardten, et al. (2003). "To lift or recut: changing trends in LASIK enhancement." *J Cataract Refract Surg* 29(12): 2306-17.
- Rubio-Cuevas, M. A., JL. Lobato, JR. (2007). "Calidad de visión y satisfacción del paciente usuario de pantallas de visualización de datos tras cirugía refractiva." *Med Segur Trab LII*(206): 33-39.
- Ruderman, W. (1979). "Excimer lasers in photochemistry." *Laser. Focus*(May): 68-69.
- Salmon, T. O., L. N. Thibos, et al. (1998). "Comparison of the eye's wave-front aberration measured psychophysically and with the Shack-Hartmann wave-front sensor." *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 15(9): 2457-65.
- Salz, J. J. and C. A. Stevens (2002). "LASIK correction of spherical hyperopia, hyperopic astigmatism, and mixed astigmatism with the LADARVision excimer laser system." *Ophthalmology* 109(9): 1647-56; discussion 1657-8.
- Sandoval, H. P., L. E. de Castro, et al. (2005). "Refractive Surgery Survey 2004." *J Cataract Refract Surg* 31(1): 221-33.
- Saunders, K. (1995). "Early Refractive Development in Humans." *Surv Ophthalmol* 40: 207-216.
- Schein, OD. (2000). The measurement of patient-reported outcomes of refractive surgery: the refractive status and vision profile. *Trans Am Ophthalmol Soc.* 98:439-69.
- Schmidt-Petersen, H. and T. Seiler (1996). "[ "Central islands" --an early postoperative complication after photorefractive keratectomy]." *Klin Monatsbl Augenheilkd* 208(6): 423-7.

- Schwartz, D. M. (2003). "Light-adjustable lens." *Trans Am Ophthalmol Soc* 101: 417-36.
- Sciscio, A., C. C. Hull, et al. (2003). "Fourier analysis of induced irregular astigmatism. Photorefractive keratectomy versus laser in situ keratomileusis in a bilateral cohort of hyperopic patients." *J Cataract Refract Surg* 29(9): 1709-17.
- Seiler, T. (1995). "[Current evaluation of myopia correction with the excimer laser]." *Ophthalmologie* 92(4): 379-84.
- Seiler, T. (1992). "Recent developments in refractive corneal surgery." *Curr Opin Ophthalmol* 3(4): 482-7.
- Seiler, T., Marschall J, Tothery S, Wollensak J. (1986). "The potential of an infrared hydrogen fluoride (HF) laser (3.0  $\mu$ m) for corneal surgery." *Lasers Ophthalmol* 1: 49-60.
- Seiler, T., Bende T, Wollensak J, Trokel S. (1988). "Excimer laser keratectomy for correction of astigmatism. *Am J Ophthalmol*. 1988;105:117-125."
- Seiler, T., T. Bende, et al. (1987). "[Correction of astigmatism with the Excimer laser]." *Klin Monatsbl Augenheilkd* 191(3): 179-83.
- Seiler, T. and M. H. Dastjerdi (2002). "Customized corneal ablation." *Curr Opin Ophthalmol* 13(4): 256-60.
- Seiler, T., M. Matallana, et al. (1990). "Laser thermokeratoplasty by means of a pulsed holmium:YAG laser for hyperopic correction." *Refract Corneal Surg* 6(5): 335-9.
- Seiler, T., M. Matallana, et al. (1991). "[Laser coagulation of the cornea with a holmium:YAG laser for correction of hyperopia]." *Fortschr Ophthalmol* 88(2): 121-4.
- Sener, B., A. Ozdamar, et al. (1997). "Photorefractive keratectomy for hyperopia and aphakia with a scanning spot excimer laser." *J Refract Surg* 13(7): 620-3.
- Sener, B., A. Ozdamar, et al. (2000). "Apical nodular subepithelial corneal scar after retreatment in hyperopic photorefractive keratectomy." *J Cataract Refract Surg* 26(3): 352-7.
- Serrao, S., M. Lombardo, et al. (2003). "Photorefractive keratectomy with and without smoothing: a bilateral study." *J Refract Surg* 19(1): 58-64.
- Shack, R., Platt BC. (1971). "Production and use of a lenticular Hartmann screen. Optical Sciences Center, University of Arizona, Tucson, Spring Meeting." *Optical Society of America* 1971: 656.
- Shahidi, M. and Y. Yang (2004). "Measurements of ocular aberrations and light scatter in healthy subjects." *Optom Vis Sci* 81(11): 853-7.
- Shen, Y. C., C. Y. Wang, et al. (2006). "Diffuse lamellar keratitis induced by toxic chemicals after laser in situ keratomileusis." *J Cataract Refract Surg* 32(7): 1146-50.
- Sher, N. A. (2001). "Hyperopic refractive surgery." *Curr Opin Ophthalmol* 12(4): 304-8.
- Sher, N. (1997). *Hyperopia and presbyopia: etiology and epidemiology. Surgery for hyperopia and presbiopia.* Baltimore, Williams and Wilkins. 3-10.
- Shortt, A. J. and B. D. Allan (2006). "Photorefractive keratectomy (PRK) versus laser-assisted in-situ keratomileusis (LASIK) for myopia." *Cochrane Database Syst Rev*(2): CD005135.
- Siganos, D. S., C. S. Siganos, et al. (1994). "Clear lens extraction and intraocular lens implantation in normally sighted hyperopic eyes." *J Refract Corneal Surg* 10(2): 117-21; discussion 122-4.
- Siganos, D. S. and I. G. Pallikaris (1998). "Clear lensectomy and intraocular lens implantation for hyperopia from +7 to +14 diopters." *J Refract Surg* 14(2): 105-13.

- Silva-Diaz, M. M., A. Behrens, et al. (2003). "Corneal perforation during laser in situ keratomileusis after hyperopic electrothermal keratoplasty." *Am J Ophthalmol* 135(4): 554-7.
- Singh, D. (1995). "Photorefractive keratectomy in pediatric patients." *J Cataract Refract Surg* 21(6): 630-2.
- Sisquella, M., Nolla, A (2001). "Exploraciones especiales en la alta miopía: agudeza visual." En: *Corrección quirúrgica de la alta miopía*. Menezo JL, Güell JL. Barcelona. Espaxs, 2001.
- Slamovits, T., Glaser JS (1993). Pupilas y acomodación. En Joel S Glaser (Ed) *Neurooftalmología*. Barcelona, Masson-Salvat. pags. 437-462.
- Slamovits, T. (1996). "Optics, refraction and contact lenses". San Francisco: American Academy of Ophthalmology 1996."
- Slataper, F. (1950). "Age norms of refraction and vision. ." *Arch Ophthalmol* 43: 466-481
- Sloan, L. (1968). *Clinical measurement of visual acuity.*, Whitcomb MA, Benson W, eds.
- Smolek, M. K. and S. D. Klyce (2003). "Zernike polynomial fitting fails to represent all visually significant corneal aberrations." *Invest Ophthalmol Vis Sci* 44(11): 4676-81.
- Smolin, G., Thoft R. (1994). "The cornea.". Little, Brown and Company. 3ª Edition. Boston 1994.
- Smyk, A., E. Kropinska, et al. (1998). "[The effect of corneal incision method on astigmatism after cataract extraction]." *Klin Oczna* 100(2): 101-5.
- Sobha, S., M. S. Rajan, et al. (2004). "Choroidal neovascularization following hyperopic LASIK surgery." *Clin Experiment Ophthalmol* 32(4): 443-5.
- Solans, T., García-Sánchez J, Cárceles JA (2003). *Historia de la Refracción*. En: *Refracción y Baja Visión*. LXXIX Ponencia Oficial de la Sociedad Española de Oftalmología. 3-4.
- Solomon, K. D., E. Donnenfeld, et al. (2004). "Flap thickness accuracy: comparison of 6 microkeratome models." *J Cataract Refract Surg* 30(5): 964-77.
- Souza, C. E., V. M. Gerente, et al. (2006). "Visual acuity, contrast sensitivity, reading speed, and wavefront analysis: pseudophakic eye with multifocal IOL (ReSTOR) versus fellow phakic eye in non-presbyopic patients." *J Refract Surg* 22(3): 303-5.
- Spadea, L., L. Sabetti, et al. (2006). "Photorefractive keratectomy and LASIK for the correction of hyperopia: 2-year follow-up." *J Refract Surg* 22(2): 131-6.
- Spalton, D., Hitchings RA, Holder GE (1995). "Metodos de exploración ocular." En: *Atlas de Oftamología Clínica*. 2ª Ed. Mosby, Singapore, 1995.
- Stahl, J. E. (2006). "Conductive keratoplasty for presbyopia: 1-year results." *J Refract Surg* 22(2): 137-44.
- Stark, W. J., W. Chamon, et al. (1992). "Clinical follow-up of 193-nm ArF excimer laser photokeratectomy." *Ophthalmology* 99(5): 805-12.
- Stevens, J. D. and L. A. Ficker (2002). "Results of photorefractive keratectomy for hyperopia using the VISX star excimer laser system." *J Refract Surg* 18(1): 30-6.
- Steinert, R. F. and C. A. Puliafito (1990). "Excimer laser phototherapeutic keratectomy for a corneal nodule." *Refract Corneal Surg* 6(5): 352.
- Stevens, J. D. and L. A. Ficker (2002). "Results of photorefractive keratectomy for hyperopia using the VISX star excimer laser system." *J Refract Surg* 18(1): 30-6.
- Stewart, W. C., J. N. Jenkins, et al. (2005). "Corneal thickness after refractivesurgery." *Ophthalmology* 112(9): 1637.

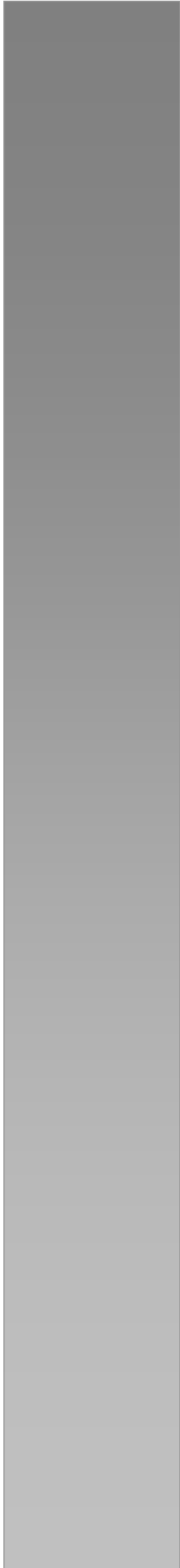
- Stidham, D. B., O. Borissova, et al. (2002). "Effect of hyperopic laser in situ keratomileusis on ocular alignment and stereopsis in patients with accommodative esotropia." *Ophthalmology* 109(6): 1148-53.
- Stoiber, J., J. Ebner, et al. (2004). "Anterior chamber angle biometry with ultrasound biomicroscopy after diode laser thermal keratoplasty." *J Cataract Refract Surg* 30(5): 1098-101.
- Stojanovic, A. and T. A. Nitter (2001). "200 Hz flying-spot technology of the LaserSight LSX excimer laser in the treatment of myopic astigmatism: six and 12 month outcomes of laser in situ keratomileusis and photorefractive keratectomy." *J Cataract Refract Surg* 27(8): 1237-77.
- Stratas, B. A. (2006). "Late bilateral keratectasia after LASIK in a low myopic patient." *J Refract Surg* 22(4): 331; author reply 331.
- Stratas, B. A. (2001). "Iatrogenic keratectasia." *J Cataract Refract Surg* 27(1): 4; author reply 6-7.
- Sugar, A. (1996). "Outcome of cornea, iris, and lens perforation during automated lamellar keratectomy." *Arch Ophthalmol* 114(9): 1144-5.
- Sun, R., H. V. Gimbel, et al. (1999). "Photorefractive keratectomy in keratoconus suspects." *J Cataract Refract Surg* 25(11): 1461-6.
- Sun, X. Y., D. L. Vicary, et al. (2002). "Bilateral simultaneous laser in situ keratomileusis with the Aesculap Meditec MEL 60 laser." *J Refract Surg* 18(3): 245-8.
- Suresh, P. S., I. Campbell, et al. (2001). "Mycobacterium keratitis following hyperopic laser in situ keratomileusis." *Can J Ophthalmol* 36(5): 272-4.
- Swami, A. U., R. F. Steinert, et al. (2002). "Rotational malposition during laser in situ keratomileusis." *Am J Ophthalmol* 133(4): 561-2.
- Szaflik, J., A. Kaminska, et al. (2005). "[Accuracy of the SRK II, SRK/T, Holladay and Hoffer Q IOL power calculation formulas in hyperopic patients after phacoemulsification]." *Klin Oczna* 107(10-12): 615-9.
- Tabbara, K. F., H. F. El-Sheikh, et al. (2001). "Laser in situ keratomileusis for the correction of hyperopia from +0.50 to +11.50 diopters with the Keracor 117C laser." *J Refract Surg* 17(2): 123-8.
- Tabbara, K. F., H. F. El-Sheikh, et al. (2003). "Complications of laser in situ keratomileusis (LASIK)." *Eur J Ophthalmol* 13(2): 139-46.
- Tamura, M., N. Mamalis, et al. (1991). "Complications of a hexagonal keratotomy following radial keratotomy." *Arch Ophthalmol* 109(10): 1351-2.
- Tassignon, M. J., R. Trau, et al. (1997). "[Treatment of hypermetropia using the Holmium laser--laser thermokeratoplasty (LTK)]." *Bull Soc Belge Ophtalmol* 266: 75-83.
- Taylor, D. M., F. A. L'Esperance, Jr., et al. (1989). "Human excimer laser lamellar keratectomy. A clinical study." *Ophthalmology* 96(5): 654-64.
- Tham, C. C., F. C. Li, et al. (2006). "Microincision bimanual phacotrabeculectomy in eyes with coexisting glaucoma and cataract." *J Cataract Refract Surg* 32(11): 1917-20.
- Thibos, L. N. and X. Hong (1999). "Clinical applications of the Shack-Hartmann aberrometer." *Optom Vis Sci* 76(12): 817-25.
- Thompson, V. M., T. Seiler, et al. (1993). "Holmium:YAG laser thermokeratoplasty for hyperopia and astigmatism: an overview." *Refract Corneal Surg* 9(2 Suppl): S134-7.
- Thorn, F., Corwin TR, Comerford JP (1986). "High myopia does not affect contrast sensitivity." *Curr Eye Res* 1986; 5: 635-9."

- Thornton, S. J. C. R. S. S.-. (1993). "Clinical evaluation of corneal topography. ." J Cat Refract Surg 1993;19(Suppl):198-202.
- Trindade, F., F. Pereira, et al. (1998). "Ultrasound biomicroscopic imaging of posterior chamber phakic intraocular lens." J Refract Surg 14(5): 497-503.
- Trokel, S., Srinivasan R, Braren R. . (1983). "Excimer laser surgery of the cornea. Am J Ophthalmol. 1983;96:710-715."
- Trokel, S. (1989). "Evolution of excimer laser corneal surgery." J Cataract Refract Surg 15(4): 373-83.
- Troutman, R. C. and C. Swinger (1978). "Refractive keratoplasty: keratophakia and keratomileusis." Trans Am Ophthalmol Soc 76: 329-39.
- Troutman, R.-. (1983). "Corneal wedge resections and relaxing incisions for postkeratoplasty astigmatism.Clin.1983 Winter;23:161-8." Int Ophthalmol Clin 1983 Winter;23:161-8.
- Troutman, R.-. (1979). "Astigmatic considerations in corneal graft. ." Ophthalmic Surg.1979;1.
- Tsechering, M. (1898). "En Optique Physiologique." Citado por Maigiot A, 1946 Carré et Naud.
- Tutton, M. K. and P. M. Cherry (1996). "Holmium:YAG laser thermokeratoplasty to correct hyperopia: two years follow-up." Ophthalmic Surg Lasers 27(5 Suppl): S521-4.
- Ueda, T., Y. Nawa, et al. (2006). "Relationship between corneal aberrations and contrast sensitivity after hyperopic laser in situ keratomileusis." Jpn J Ophthalmol 50(2): 147-52.
- Ueda, T., Y. Nawa, et al. (2005). "Posterior corneal surface changes after hyperopic laser in situ keratomileusis." J Cataract Refract Surg 31(11): 2084-7.
- van den Bos, A. (2000). "Aberration and the Strehl ratio." J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 17(2): 356-8.
- Varley, G. A., D. Huang, et al. (2004). "LASIK for hyperopia, hyperopic astigmatism, and mixed astigmatism: a report by the American Academy of Ophthalmology." Ophthalmology 111(8): 1604-17.
- Varssano, D., I. Kaiserman, et al. (2004). "Topographic patterns in refractive surgery candidates." Cornea 23(6): 602-7.
- Vázquez, M., Güell JL. (2001). Exploraciones especiales en la alta miopía: Sensibilidad al contraste en cirugía refractiva. En: Corrección quirúrgica de la alta miopía. Menezes JL, Güell JL. Barcelona. Espaxs.
- Velarde, J. I., P. G. Anton, et al. (2001). "Intraocular lens implantation and laser in situ keratomileusis (bioptics) to correct high myopia and hyperopia with astigmatism." J Refract Surg 17(2 Suppl): S234-7.
- Velasco-Martinelli, E. J. and F. A. Tarcha (1999). "Superior hinge laser in situ keratomileusis." J Refract Surg 15(2 Suppl): S209-11.
- Vesaluoma, M. H., W. M. Petroll, et al. (2000). "Laser in situ keratomileusis flap margin: wound healing and complications imaged by in vivo confocal microscopy." Am J Ophthalmol 130(5): 564-73.
- Vicary, D., X. Y. Sun, et al. (1999). "Refractive lensectomy to correct ametropia." J Cataract Refract Surg 25(7): 943-8.
- Vinciguerra, P. and F. I. Camesasca (2002). "Treatment of hyperopia: a new ablation profile to reduce corneal eccentricity." J Refract Surg 18(3 Suppl): S315-7.
- Vinciguerra, P. and F. I. Camesasca (2002). "Butterfly laser epithelial keratomileusis for myopia." J Refract Surg 18(3 Suppl): S371-3.

- Vinciguerra, P., F. I. Camesasca, et al. (2003). "One-year results of butterfly laser epithelial keratomileusis." *J Refract Surg* 19(2 Suppl): S223-6.
- Vinciguerra, P., M. Azzolini, et al. (1998). "Effect of decreasing surface and interface rregularities after photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis on optical and functional outcomes." *J Refract Surg* 14(2 Suppl): S199-203.
- Vinciguerra, P., D. Epstein, et al. (1998). "Long-term results of photorefractive keratectomy for hyperopia and hyperopic astigmatism." *J Refract Surg* 14(2 Suppl): S183-5.
- Vinciguerra, P., T. Kohnen, et al. (1998). "Radial and staggered treatment patterns to correct hyperopia using noncontact holmium:YAG laser thermal keratoplasty." *J Cataract Refract Surg* 24(1): 21-30.
- Vinciguerra, P., M. I. Munoz, et al. (2002). "Reduction of spherical aberration: experimental model of photoablation." *J Refract Surg* 18(3 Suppl): S366-70.
- Vitale, S. Schein, OD. Meinert, CL. Steinberg, EP. (2000). The refractive status and vision profile: a questionnaire to measure vision-related quality of life in persons with refractive error. *Ophthalmology* 107(8):1529-39.
- Vongthongsri, A., N. Phusitphoykai, et al. (2002). "Comparison of wavefront-guided customized ablation vs. conventional ablation in laser in situ keratomileusis." *J Refract Surg* 18(3 Suppl): S332-5.
- Vrabec, M. P., D. S. Durrie, et al. (1993). "Arcuate keratotomy for the correction of spherical hyperopia in human cadaver eyes." *Refract Corneal Surg* 9(5): 388-91.
- Waheed, S., M. R. Chalita, et al. (2005). "Flap-induced and laser-induced ocular aberrations in a two-step LASIK procedure." *J Refract Surg* 21(4): 346-52.
- Walker, M. B. and S. E. Wilson (2001). "Recovery of uncorrected visual acuity after laser in situ keratomileusis or photorefractive keratectomy for low myopia." *Cornea* 20(2): 153-5.
- Walker, M. B. and S. E. Wilson (2000). "Lower intraoperative flap complication rate with the Hansatome microkeratome compared to the Automated Corneal Shaper." *J Refract Surg* 16(1): 79-82.
- Wall, M. (1986). "Contrast sensitivity testing in pseudotumor cerebri." *Ophthalmology* 93: 4-7.
- Wang, W., B. Li, et al. (1995). "An empirical model of hyperopic shift with corticosteroid modulation and refractive power prediction after photorefractive keratectomy." *J Refract Surg* 11(3 Suppl): S314-8.
- Wang, I. J., Y. C. Sun, et al. (2006). "The relationship between anterior corneal aberrations and contrast sensitivity in conventional LASIK." *Curr Eye Res* 31(7-8): 563-8.
- Wang, L. and D. D. Koch (2003). "Anterior corneal optical aberrations induced by laser in situ keratomileusis for hyperopia." *J Cataract Refract Surg* 29(9): 1702-8.
- Webb, R. H., C. M. Penney, et al. (2003). "SSR (spatially resolved refractometer): a null-seeking aberrometer." *Appl Opt* 42(4): 736-44.
- Webb, R. M., A. Sahal, et al. (1997). "The optical quality of the human eye revisited." *Ophthalmic Physiol Opt* 17(6): 516-21.
- Wei, R. H., L. Lim, et al. (2006). "Evaluation of Orbscan II corneal topography in individuals with myopia." *Ophthalmology* 113(2): 177-83.
- Weikert, M. P. (2006). "Update on bimanual microincisional cataract surgery." *Curr Opin Ophthalmol* 17(1): 62-7.
- Weisenthal, R. W., J. Salz, et al. (2003). "Photorefractive keratectomy for treatment of flap complications in laser in situ keratomileusis." *Cornea* 22(5): 399-404.

- Werblin, T. (1997). Epikeratophakia: Where did we fail?. In: Elander R, Rich LF, Robin JB.eds. Principles and Practice of Refractive Surgery. Philadelphia,, Pa WB Saunders& Co. 391-403
- Werblin, T. P. (1996). "Hexagonal keratotomy--should we still be trying?" J Refract Surg 12(5): 613-7; discussion 617-20.
- Westheimer, G., P. Chu, et al. (2003). "Visual acuity with reversed-contrast charts: II. Clinical investigation." Optom Vis Sci 80(11): 749-52.
- Williams, D. K. (2000). "One-year results of laser vision correction for low to moderate hyperopia." Ophthalmology 107(1): 72-5.
- Williams, D. K. (1997). "Multizone photorefractive keratectomy for high and very high myopia: long-term results." J Cataract Refract Surg 23(7): 1034-41.
- Wirbelauer, C., N. Koop, et al. (2000). "Corneal endothelial cell damage after experimental diode laser thermal keratoplasty." J Refract Surg 16(3): 323-9.
- Wolfling, S., E. Lanzmann, et al. (2005). "Spatial phase-shift interferometry--a wavefront analysis technique for three-dimensional topometry." J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 22(11): 2498-509.
- Worst, J. G., G. van der Veen, et al. (1990). "Refractive surgery for high myopia. The Worst-Fechner biconcave iris claw lens." Doc Ophthalmol 75(3-4): 335-41.
- Wyględowska-Promienska, D. (2005). "[Aberrometer systems in laser refractive surgery]." Klin Oczna 107(10-12): 719-21.
- Wyględowska-Promienska, D. and S. Gierek-Ciaciura (2003). "[Complications of laser in situ keratomileusis--corneal flap striae and fold--own material]." Klin Oczna 105(6): 367-70.
- Wyględowska-Promienska, D. and I. Rokita-Wala (2003). "[Epithelial ingrowth after LASIK--personal experience]." Klin Oczna 105(3-4): 157-61.
- Wylegala, E. and A. Ludyga (2004). "[Partial coherent interferometry--an alternative method for intraocular lens power calculation performed by ultrasonography]." Klin Oczna 106(3): 325-7.
- Yamashita, Y., Scheneider M, Fuerst D. (1986). "Hexagonal Keratotomy reduces hyperopia after radial keratotomy in rabbits. ." J Refract Surg 1986; 2: 216-264.
- Yates, J., Harrison JM, O'Connor PS, Ballentine C (1987). "Contrast sensitivity: characteristics of a large, young, adult population. Am J Optom Physiol Opt. 1987; 64(7): 519-27."
- Yi, D. H., M. Petroll, et al. (2001). "Surgically induced astigmatism after hyperopic and myopic photorefractive keratectomy." J Cataract Refract Surg 27(3): 396-403.
- Yo, C., C. Vroman, et al. (2000). "Surgical outcomes of photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis by inexperienced surgeons." J Cataract Refract Surg 26(4): 510-5.
- Yoon, G., S. Macrae, et al. (2005). "Causes of spherical aberration induced by laser refractive surgery." J Cataract Refract Surg 31(1): 127-35.
- Zadok, D., G. Maskaleris, et al. (2000). "Hyperopic laser in situ keratomileusis with the Nidek EC-5000 excimer laser." Ophthalmology 107(6): 1132-7.
- Zadok, D., F. Raifkup, et al. (2002). "Intraocular pressure after LASIK for hyperopia." Ophthalmology 109(9): 1659-61.
- Zadok, D., F. Raifkup, et al. (2003). "Long-term evaluation of hyperopic laser in situ keratomileusis." J Cataract Refract Surg 29(11): 2181-8.
- Zaldivar, R., S. Oscherow, et al. (2005). "Five techniques for improving outcomes of hyperopic LASIK." J Refract Surg 21(5 Suppl): S628-32.

Zato, M. A., A. Matilla, et al. (1996). "Multizone versus monozone in the treatment of high and moderate myopia with an excimer laser." *Ophthalmic Surg Lasers* 27(5 Suppl): S466-70.



## **ABREVIATURAS**

- A. Amperio
- ACL. Aberración cromática longitudinal
- ACS. *Automated Corneal Shaper*
- ACT. Aberración cromática transversa
- ALX. Longitud axial (del inglés: *axial length*)
- AV. Agudeza visual
- AVSC. Agudeza visual sin corrección
- AVCC. Agudeza visual con corrección
- AVSC-ciclo. Agudeza visual sin corrección con ciclopléjico
- AVCC-ciclo. Agudeza visual con corrección con ciclopléjico
- BFS. Mejor esfera adaptada (del inglés: *best fit sphere*)
- BKS. Barraquer-Krumeich-Swinger
- Buttonhole. Ojal en el lentículo.
- °C. Grados centígrados
- CCA
- CCD. Dispositivo de cargas (eléctricas) interconectadas (del inglés: *Charge-Coupled Device*)
- CE. Comunidad Europea
- CK. Queratoplastia conductiva (del inglés: *conductive keratoplasty*)
- cm. Centímetro
- cpg. Ciclos por grado
- D. Dioptría
- Dcho. Derecho
- DE. Desviación estándar
- DTK. Queratoplastia con diodo (del inglés: *diodo thermokeratoplasty*)
- EE. Equivalente esférico
- EEC. Comunidad Económica Europea (del inglés: *European Economic Community*)
- EEUU. Estados Unidos de América
- ELP. Posición efectiva de la lente
- EO. Europa Occidental
- EPI-LASIK. Técnica de LASIK subepitelial (del inglés: *Epithelial Laser In Situ Keratomileusis*)
- EV. Electrovoltio
- FDA. *Food and Drug Administration*
- Flap. Lentículo corneal, colgajo o lamela.
- fps. Unidad de medida de la animación de imágenes, en cuadros por segundo (del inglés: *Frames per second*)

FSC. Función de sensibilidad al contraste

G. Gauges (medida del calibre de los catéteres cortos)

He-Ne. Helio-Neon

HEMA. Poly-2-Hidroxyetilmetacrilato

HK. Queratotomía exagonal (del inglés: *hexagonal keratotomy*)

H-LASIK. LASIK hipermetrópico (del inglés: *Hyperopic laser in situ keratomileusis*)

HM. Hipermetropía

HOA. Aberraciones de alto orden (del inglés: *Higt Order Aberrations*)

Ho:YAG. Holmium YAG

HS. Hartmann-Shack

Hz. Hertzio

ICL. *Implantable Contact Lens*

Izdo. Izquierdo

IR. Infrarojo

KHz. Kilohertzio

KM. Queratometría media

Kg. Kilogramo

l. litro

LASEK. Queratomileusis subepitelial asistida con laser excimer (del inglés: *Laser Sub-Epithelial Keratomileusis*)

LASIK. Queratomileusis asistida con laser excimer (del ingles: *laser in situ keratomileusis*)

LIO. Lente intraocular

Log. Logaritmo

logMAR. Logaritmo del ángulo de máxima resolución (del inglés: *logarithm of the minimum angle of resolution*)

LSF. Función de dispersión de una línea (del inglés: *Line Spread Function*)

LTK. Termoqueratoplastia con laser (del inglés: *laser thermokeratoplasty*)

M. mes

m. metro

m<sup>2</sup>. Metro cuadrado

MAR. Ángulo de máxima resolución

MHz. Megahertzios

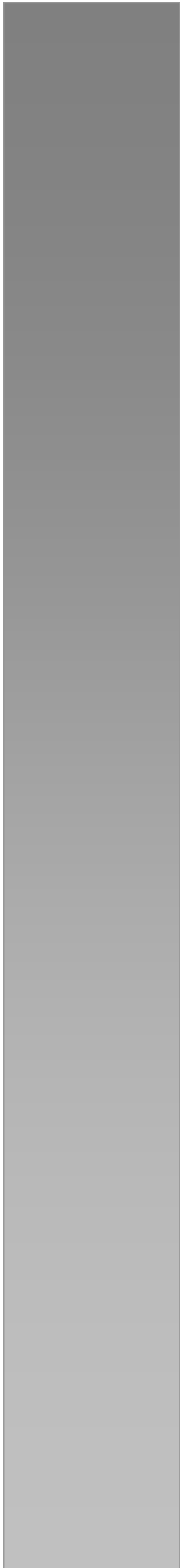
MICS. Cirugía de cristalino con microincisión (del inglés: *Micro-incision Cataract Surgery*)

mJ. Milijulio (unidad de energía y trabajo)

M-LASIK. LASIK miópico(Llorente, Barbero et al. 2004)

- mm. milímetro
- MTF. Función de transferencia de modulación (del inglés: *Modulation Transfer Function*)
- ms. Milésimas de segundo
- m/s. Metros por segundo
- mW. Microwatio
- N. Número de casos
- NDF. Filtro de densidad neutro
- nm. Nanómetro
- ns. Nanosegundo
- OD. Ojo derecho
- OI. Ojo izquierdo
- oPASS. Conmutación óptica de paquetes de información (del inglés: *Optical packet switch simulador*)
- OPD. Diferencia del trayecto óptico (del inglés: *Optical Path Difference*)
- OPL. Longitud del trayecto óptico (del inglés: *Optical Path Length*)
- P. Valor estadístico de P
- PCC. Paquimetría central corneal
- PMMA. Poly hidroximetilmetacrilato
- Post-op. Postoperatorio
- PPR. Refracción predicha por foróptero (del inglés: *Phoropter Predicted Refraction*)
- pPSF. Función de la dispersión de un punto a nivel de la pupila ( del inglés: *pupil Point Spread Function*)
- Predic. Predictibilidad
- Pre-op. Preoperatorio
- PRK. Queratectomía fotorrefractiva (del inglés: *Photorefractive Keratectomy*)
- PRL. *Phakic refractive lens*
- PSF. Función de la dispersión de un punto ( del inglés: *Point Spread Function*)
- PTF. Función de transferencia de fase (del inglés: *phase transfer function*)
- PTK. Queratectomía fototerapéutica (del inglés: *Phototherapeutic Keretectomy*)
- PUS. Paquimetría ultrasónica
- PZ. Polinomios de Zernike
- RK. Queratotomía radial (del inglés: *radial keratotomy*)
- RMS. Raíz de la media de los cuadrados. (del ingles: *Root mean square*)
- RTK. Termoqueratoplastia radial (del inglés: *radial thermokeratoplasty*)

- Q. Asfericidad de la córnea
- QOL. Calidad de vida (del inglés: *quality of life*)
- QOV. Calidad de visión (del inglés: *quality of vision*)
- QPP. Queratoplastia penetrante
- QPS. Queratitis punteada superficial
- Re-H-LASIK. Retratamiento con LASIK hipermetrópico
- Seg. Segundo
- Segur. Seguridad
- SC. Sensibilidad al contraste
- SRK-T. Fórmula empírica de Sanders, Retzlaff y Kraft, modificada
- SRK I. Fórmula empírica de Sanders, Retzlaff y Kraft
- SRK II. Fórmula empírica de Sanders, Retzlaff y Kraft, modificada
- TK. Termoqueratoplastia (del inglés: *thermokeratoplasty*)
- V. Voltio
- W. Watio
- YAG. Yttrium-Aluminium-Garnet
- Zo. Zona óptica



**ANEXOS**

ANEXO 1

(Encuesta de Calidad de Clínica Baviera: "¿Cómo nos ve?")

## ¿Cómo nos ve?

**ESTE CUESTIONARIO ES COMPLETAMENTE ANÓNIMO**

Deseamos conocer su opinión sobre nuestra clínica. Le damos las gracias por el tiempo dedicado:

1 | ¿Qué doctor le ha atendido?

---

2 | Por favor, indique de qué se ha operado

Miopía    Hipermetropía    Astigmatismo    Cataratas    Presbicia    Otros

---

3 | ¿Está satisfecho con el resultado de la operación?    Sí    No

---

4 | En relación a mi visión cuando llevaba gafas, ahora veo:    Mejor    Igual    Peor

---

5 | ¿Qué grado de molestia sintió durante la operación?

Ninguna molestia    Una leve molestia    Molestia    Mucha molestia    Dolor fuerte

---

6 | Indique los motivos que le animaron a operarse:

Estéticos    Comodidad    Recomendación médica    Profesión    Deporte

---

(continúa)

7 ¿A través de quién conoció usted la existencia de este tipo de operación?

- Amigo no operado  Amigo operado en Clínica Baviera  Anuncio  Oftalmólogo  
 Internet Otros: \_\_\_\_\_

8 ¿Se informó en otros Centros Médicos?

- No  Sí. Cuales: \_\_\_\_\_

9 Por favor, valore del 1 (muy negativo) al 10 (excelente) los siguientes aspectos de la Clínica:

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Satisfacción tras operación										
Tiempos de espera										
Enfermería										
Doctores										
Relación calidad/precio										

#### COMENTARIOS

\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

#### DATOS PERSONALES ANÓNIMOS

Edad \_\_\_\_\_ Profesión \_\_\_\_\_

- Hombre  Mujer

ANEXO 2

(Consentimiento de "Datos Personales" de Clínica Baviera)

CONSENTIMIENTO DE DATOS PERSONALES

Si pertenece a alguna compañía de seguros, indique cual: .....

Si su empresa tiene algún acuerdo con Clínica Baviera, indique el nombre de su empresa:

	SÍ	NO
¿Padece Vd alguna enfermedad de tipo general (ej. diabetes, hipertensión arterial, enfermedades del corazón, etc)?		
¿Está tomando Vd alguna medicación que pueda alterar la coagulación de la sangre?		
¿Es alérgico Vd a algún tipo de medicamento o colirio (gotas)?		
¿Se pone Vd algún tipo de colirio en sus ojos?		
¿Existen antecedentes en su familia de alguna enfermedad de la vista como glaucoma, cataratas, retinitis pigmentaria, etc?		
¿Precisa Vd de gafas o lentes de contacto para ver bien de lejos?		

Marque con una cruz el motivo principal de su visita (marque sólo uno):

Hacer una revisión general de mi vista	
Realizar una revisión general e informarme de la corrección mediante láser de la miopía, hipermetropía y astigmatismo	
Realizar una revisión general e informarme acerca de la intervención de cataratas	
Hacerme una revisión de la retina	
Hacer un control de mi tensión ocular	
Informarme sobre intervención de cirugía plástica	
Informarme sobre la solución de mi problema de estrabismo	
Otros motivos	

Nombre y apellidos .....	Fecha nacimiento .....
Dirección .....	
Población .....	C.P. ....
Provincia .....	
Teléfono 1: .....	Teléfono 2: .....
N.I.F.: .....	Profesión : .....
E-mail .....	

En cumplimiento de la Ley Orgánica 15/1999 y Real Decreto 994/1999 le recomendamos que lea atentamente este cuestionario antes de rellenarlo y entregarlo, informándole que sus datos personales, incluidos los de salud, que nos facilite en este cuestionario o se deriven de su relación posterior con nosotros o sean recogidos de fuentes legítimas, podrán ser combinados e incorporados a un fichero cuyo responsable y titular es Clínica Baviera, S.A. Sus datos personales, incluidos los de salud, son recogidos y tratados por Clínica Baviera, S.A. con el fin de poderle prestar los servicios médicos que, conforme a su expresa petición, se adecuen más eficazmente a sus circunstancias personales y de salud, así como con el fin de desarrollar investigación médica, científica y de gestión que pueda mejorar la prestación de dichos servicios a usted mismo y/o a terceros, y remitirle información y publicidad incluso por correo electrónico o medio equivalente sobre los productos y servicios de medicina oftalmológica y otros servicios médicos que ofrecen a sus pacientes Clínica Baviera, S.A. y las sociedades de su Grupo ( en el sentido del artículo 4 de la Ley de Mercado de Valores y vigente legislación sobre sociedades ). Esos mismos datos podrán ser comunicados, exclusivamente para los mismos fines, entre las entidades del Grupo de Clínica Baviera, S.A.

Para el caso de ser el paciente asegurado de una Compañía de Seguros, cliente de una óptica o empleado de una empresa respecto a las que Clínica Baviera aplique precios especiales, Clínica Baviera, S.A. le informa que sus datos personales ( incluso los de salud en el caso de las entidades aseguradoras o las ópticas ), podrán ser comunicados a dichas entidades con la finalidad de poder gestionar junto con las mismas la prestación de los servicios objeto de cobertura / descuento especial, así como los contratos que, en su caso, rijan esas condiciones especiales.

Por último le informamos que tiene usted la posibilidad de ejercitar en todo momento los derechos de acceso, rectificación, cancelación y oposición concedidos por la legislación española sobre datos personales dirigiendo un escrito a Clínica Baviera, S.A. ( Dpto. de Protección de Datos Personales ), Paseo de la Castellana nº 20, 28046 Madrid rogándole que nos incluya en dicha comunicación fotocopia de su D.N.I., Pasaporte o Tarjeta de Identificación Oficial. En cualquier momento puede usted solicitar, por el mismo procedimiento y sin coste para usted, dejar de recibir información o publicidad indicada en los párrafos anteriores.

**Después de haber leído y comprendido en su integridad los avisos anteriores en materia de datos personales, y haber recabado, en su caso, la información adicional que he estimado oportuna, procedo a dar mi consentimiento, en la manera más amplia y bastante en Derecho pueda precisarse, para la recogida, tratamiento y comunicación de mis datos personales en los términos aquí expresados.**

A lunes, 13 de agosto de 2007

Firma del paciente

Firma del tutor o familiar ( en su caso )

ANEXO 3

("Consentimiento Informado: LASIK en Cirugía Refractiva" de Clínica  
Baviera)

## CONSENTIMIENTO INFORMADO: LASIK EN CIRUGÍA REFRACTIVA

En cumplimiento de la Ley 41/2002 Básica Reguladora de la Autonomía del Paciente y de Derechos y Obligaciones en Materia de Información y Documentación Clínica (BOE 15/11/2002), le ofrecemos por escrito, información sobre cirugía de los defectos refractivos (miopía, hipermetropía, astigmatismo y presbicia) mediante la técnica LASIK.

Don/Dña.....de .....años de edad.  
con domicilio en .....y D.N.I. nº.....

### DECLARO

Que el DOCTOR/A.....  
me ha explicado en qué consiste la práctica de LASIK en cirugía refractiva.

1. Se me ha manifestado que la miopía, hipermetropía y astigmatismo son defectos oculares debidos a una alteración en la proyección de las imágenes sobre el plano de la retina. Que estas imágenes deberían estar enfocadas en la retina, y sin embargo no lo están, bien por un aumento o disminución del tamaño del ojo o por un exceso, defecto o irregularidad en la curvatura de la córnea.

Que existen diversas alternativas en la corrección de estos defectos, tanto de tipo óptico (gafas, lentillas), como de tipo quirúrgico (anillos corneales, lentes intraoculares, etc). Que con base en la opinión y experiencia médica, la opción quirúrgica más indicada en la actualidad para mi caso, por la mejor relación riesgo/beneficio, es sin duda el remodelamiento de la córnea asistido por Láser Excimer (LASIK).

Sin embargo, hay que destacar que, con este tratamiento no se modifican las condiciones previas ni futuras del ojo (posibles degeneraciones retino-coroideas en miopes, predisposición al glaucoma agudo en hipermétropes, alteraciones en la periferia retiniana, etc. ), que seguirán su curso natural a pesar de la intervención.

Asimismo, en pacientes con edad de presbicia o vista cansada, si no se trata ésta simultáneamente mediante técnica de visión combinada (monovisión), se hará necesaria la utilización sistemática de gafas para la lectura.

2. Se me ha explicado en qué consiste la **técnica quirúrgica**: En concreto, para corregir estos defectos refractivos con esta técnica, hay que modificar la curvatura de la cara anterior de la córnea. Esto se conseguirá ablacionando o eliminando, mediante láser, una determinada cantidad de tejido en la parte central o periférica de la misma córnea. Esta eliminación de tejido corneal mediante láser no se realiza sobre la superficie misma de la córnea, sino a una profundidad variable, de entre 70 y 150 micras, para lo cual hay que preparar previamente una delgada lámina corneal que cubrirá en el post-operatorio la zona tratada por el láser.

La técnica se practica en quirófano, con la esterilidad necesaria y es importante mi colaboración como paciente.

3. Se me han indicado los **beneficios** que esta técnica conlleva: El objetivo final es alcanzar, sin corrección óptica alguna, una agudeza visual similar a la que poseía previamente al tratamiento con mi corrección óptica (ver sin gafas de un modo similar a como veía antes de la operación con ellas). Se me ha explicado que esto se consigue en la gran mayoría de los casos. Sin embargo el éxito del tratamiento no va ligado a conseguir una graduación final igual a cero dioptrías, por cuanto pequeños defectos refractivos residuales son posibles y no deberían ser considerados como un fracaso. Del mismo modo no se debe considerar un fracaso del tratamiento el tener que utilizar gafas en alguna situación especial (conducción nocturna, lectura de caracteres muy pequeños, etc.).

Dentro del proceso de tratamiento, y transcurridas algunas semanas, en un pequeño porcentaje de casos, bien por hipo o por hipercorrección, se puede hacer necesaria una segunda aplicación de láser. Esto tampoco debería considerarse como una complicación del tratamiento, sino como un ajuste más fino del mismo.

La completa recuperación visual es habitualmente muy rápida (horas o días) pero excepcionalmente se puede prolongar a semanas e incluso meses.

Los resultados obtenidos al alta médica son muy estables en casi todos los casos, pero es posible en alguna ocasión, especialmente en defectos muy elevados, la reaparición con el transcurso del tiempo de una cierta cantidad del defecto tratado originalmente.

(continúa)

4. Igualmente, se han expuesto las **posibles complicaciones** que esta técnica puede implicar: Al tratarse de una técnica que se realiza por fuera del ojo, las complicaciones son siempre de una trascendencia menor que con otras técnicas intra-oculares o invasivas.

- Hipo o hipercorrección: Habitualmente solucionables mediante una segunda aplicación de láser si el grosor corneal lo permite. Sólo excepcionalmente podría quedar un defecto refractivo no retratable igual o mayor de +/- 1dioptría.
- Visión de halos o destellos alrededor de focos luminosos: Este fenómeno se manifiesta generalmente por la noche y suele desaparecer al cabo de un cierto tiempo (es posible tratarlo con colirios mióticos). Pero si persistiese, podría dificultar en mayor o menor medida la conducción nocturna.
- Infecciones, inflamaciones, perforaciones, roturas, estrías, desplazamientos o pérdida de la lámina corneal, lenticulo incompleto, *button hole*, *haze* (cicatriz corneal no transparente), alteraciones en la regularidad de la superficie corneal (astigmatismo irregular), ectasias corneales, crecimiento epitelial, descentramiento del tratamiento láser, síndrome de ojo seco, reducción de la sensibilidad al contraste, aparición de moscas volantes, neuropatía óptica, hemorragia retiniana, desprendimiento de retina, inducción de aberraciones ópticas y otras complicaciones no incluidas en el texto y que pueden ser comentadas si Vd. lo desea.

Todas ellas, aunque muy poco frecuentes, podrían conducir en algún caso, y a pesar de su tratamiento. (en alguna ocasión puede hacerse necesaria hasta la realización de un trasplante de córnea), a una disminución de la mejor agudeza visual corregida (ver, aun con gafas, peor que antes de ser intervenido con ellas).

He comprendido las explicaciones que se me han facilitado en un lenguaje claro y sencillo, y el facultativo que me ha atendido me ha permitido realizar todas las observaciones y me ha aclarado todas las dudas que le he planteado.

He comprendido la naturaleza de la intervención quirúrgica que me ha sido explicada satisfactoriamente. La cirugía descrita es una de las indicaciones establecidas en Oftalmología para la solución de mi problema, no existiendo contraindicación para su realización.

He informado convenientemente acerca de mis enfermedades oculares y generales para la valoración de posibles contraindicaciones (en mujeres se debe informar sobre embarazo y lactancia).

Soy consciente de que no existen garantías absolutas de que el resultado de la cirugía sea el más satisfactorio.

Entiendo y acepto que la cirugía refractiva no es una cirugía estética, en cuanto que no va a modificar mi estética corporal, sino una cirugía funcional, en el sentido de disminuir o eliminar mi dependencia de prótesis ópticas.

Igualmente, se me ha informado de la posibilidad de revocar mi consentimiento, cuando lo desee, sin necesidad de explicaciones previas.

Así pues, y de forma voluntaria,

#### **DOY MI CONSENTIMIENTO**

Para que se me realice la cirugía descrita, así como las operaciones o maniobras que fuesen necesarias durante la intervención quirúrgica, o después de la misma.

Para que se me administre la anestesia que se considere adecuada para la operación así como las medidas complementarias oportunas.

Para que a la cirugía pueda asistir personal autorizado.

En ..... (lugar y fecha)

Fdo: El Médico

Fdo. El Paciente

**OBSERVACIONES PARTICULARES:**

## **Fe de erratas:**

Página 209:

- ...valores preoperatorios cuya queratometría media es de **43,85** D y una DE **1,47**...

Página 222:

- Valor preoperatorio de defocus **2,275** y postoperatorio **1,599**.
- Valor preoperatorio del astigmatismo **1,188** y postoperatorio **0,869**.
- Valor preoperatorio del coma **0,229** y postoperatorio **0,369**.
- Valor preoperatorio del trefoil **0,167** y postoperatorio **0,252**.
- Valor preoperatorio de las aberraciones esféricas **0,268** y postoperatorio de **0,336**.
- Valor preoperatorio del coma secundario **0,073** y postoperatorio de **0,104**.

Página 225:

- Valor preoperatorio de defocus **4,996** y postoperatorio **2,831**.
- Valor preoperatorio del astigmatismo **1,150** y postoperatorio **0,906**.
- Valor preoperatorio del coma **0,246** y postoperatorio **0,715**.
- Valor preoperatorio del trefoil **0,192** y postoperatorio **0,290**.
- Valor preoperatorio de las aberraciones esféricas **0,264** y postoperatorio de **0,512**.
- Valor preoperatorio del coma secundario **0,070** y postoperatorio de **0,151**.

Página 235:

- Compara la AV **con** corrección post-operatoria con la AV sin corrección tras la cirugía.

$$\text{Indice de eficacia} = \frac{\text{AV cc postoperatoria}}{\text{-----}}$$

Página 245:

- ...intervenidos del grupo 1, a los 12 meses el **49,1** % de este grupo....

Página 247:

- Hubo un paciente que desarrolló una QPS leve bilateral durante dos semanas del postoperatorio, por lo que **no** influye en el resultado del estudio.

Página 288:

- ...media de dioptría residuales de ambos grupos oscila entre  $\pm 1$  D...