



UNIVERSIDAD DE MURCIA

FACULTAD DE MEDICINA

ASTIGMATISMO INTERNO:

Epidemiología, clasificación e influencia en los resultados de la cirugía refractiva corneal.

Dña. Beatriz Gargallo Martínez

2015



**UNIVERSIDAD DE MURCIA
FACULTAD DE MEDICINA**

Programa de posgrado en “Ciencias de la Visión”

**ASTIGMATISMO INTERNO:
Epidemiología, clasificación e influencia en los
resultados de la cirugía refractiva corneal.**

Presentada por:

Dña. Beatriz Gargallo Martínez

Dirigida por:

Dr. A Ramón Gutiérrez Ortega

2015

ÍNDICE

Índice	i
Agradecimientos	vii
Resumen	ix
Summary	xi
Abreviaturas.....	xiii
Listado de Ilustraciones	xv
Introducción.....	00001
1. <i>EL OJO HUMANO Y SU SISTEMA ÓPTICO</i>	4
a. Ángulos y ejes principales del ojo humano	7
<input type="checkbox"/> Repercusión clínica	9
<input type="checkbox"/> Simetría entre ambos ojos.....	11
<input type="checkbox"/> Ángulo Kappa en función de la longitud axial.....	12
b. Refracción.....	13
2. <i>CORRECCIÓN DEL DEFECTO REFRACTIVO</i>	16
a. Cirugía refractiva corneal.....	17
<input type="checkbox"/> PRK.....	17
<input type="checkbox"/> LASIK.....	19
b. Tipos de ablación.....	20
3. <i>ASTIGMATISMO</i>	25
a. Partes del astigmatismo:	25
<input type="checkbox"/> Astigmatismo Total (AT)	25
<input type="checkbox"/> Astigmatismo Corneal Anterior (ACA)	26
<input type="checkbox"/> Astigmatismo interno (AI)	27
b. Análisis del astigmatismo	28
4. <i>JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO</i>	32
Hipotesis y objetivos	35
1. <i>HIPOTESIS</i>	37
2. <i>OBJETIVOS</i>	38
Materiales y métodos.....	41

1.	<i>CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN</i>	44
2.	<i>PROTOCOLO CLÍNICO</i>	45
a.	Estudio preoperatorio.....	45
□	Topógrafo Oculus Pentacam	46
b.	Intervención quirúrgica.....	47
□	Láser excimer.....	48
c.	Revisiones postoperatorias.....	52
3.	<i>RECOGIDA DE DATOS</i>	54
a.	Datos topográficos	54
b.	Datos refractivos	55
c.	Valoración de los datos recogidos	55
4.	<i>CÁLCULO DEL ASTIGMATISMO</i>	56
a.	Método vectorial.....	58
5.	<i>CLASIFICACIÓN DE LA MUESTRA</i>	60
a.	Clasificación en función de la magnitud del AI.	60
b.	Clasificación en función de las diferencias entre AT y ACA.	60
c.	Clasificación en función de la contribución del AI en el AT.	61
6.	<i>VALORACIÓN DE LOS RESULTADOS QUIRÚRGICOS</i>	62
7.	<i>ANÁLISIS ESTADÍSTICO</i>	64
	Resultados	67
1.	<i>EPIDEMIOLOGÍA DEL ASTIGMATISMO INTERNO</i>	70
a.	Prevalencia del Astigmatismo Interno.....	72
□	Diferencias de potencia y eje	72
b.	Influencia del Ángulo Kappa	76
c.	Caracterización del astigmatismo interno.....	79
□	Datos demográficos	79
□	Características topográficas.....	80
□	Características refractivas.....	81
□	Componentes del astigmatismo.....	85
2.	<i>CLASIFICACION DE LA MUESTRA</i>	89
a.	Clasificación en función de la magnitud del AI	89
□	Diferencias de potencia y eje entre AT y ACA.....	93
b.	Clasificación en función de las diferencias entre AT y ACA.....	93
□	Diferencias de potencia y eje entre AT y ACA.....	96
c.	Clasificación en función de la contribución del AI en el AT	97
□	Diferencias de potencia y eje entre el AT y el ACA	100

3.	<i>INFLUENCIA DEL AI EN LOS RESULTADOS REFRACTIVOS</i>	101
3.1)	<i>INFLUENCIA DEL AI EN LOS RESULTADOS REFRACTIVOS DEL GRUPO AH:</i>	
	<i>Ablación astigmática hipermetrónica (n=110)</i>	102
a.	Resultados del grupo de ablación AH en función del grado de AI	107
b.	Resultados del grupo de ablación AH en función de las diferencias entre AT y ACA	111
□	Diferencias de potencia y eje entre el AT y el ACA	113
c.	Resultados del grupo de ablación AH en función del %AI	117
3.2)	<i>INFLUENCIA DEL AI EN LOS RESULTADOS REFRACTIVOS DEL GRUPO AM:</i>	
	<i>Ablación astigmática miópica (n=308)</i>	121
a.	Resultados del grupo de ablación AM en función del grado de AI	127
b.	Resultados del grupo de ablación AM en función de las diferencias entre AT y ACA	131
□	Diferencias de potencia y eje entre el AT y el ACA	133
c.	Resultados del grupo de ablación AM en función del %AI	137
3.3)	<i>INFLUENCIA DEL AI EN LOS RESULTADOS REFRACTIVOS DEL GRUPO AMAsf:</i>	
	<i>Ablación astigmática miópica esférica (n=149)</i>	141
a.	Resultados del grupo de ablación AMAsf en función del AI	147
b.	Resultados del grupo de ablación AMAsf en función de las diferencias entre AT y ACA.	151
□	Diferencias de potencia y eje entre el AT y el ACA	153
c.	Resultados del grupo de ablación AMAsf en función del %AI.	157
	Discusión	163
1.	<i>DISCUSIÓN DE LA METODOLOGÍA EMPLEADA</i>	166
a.	Muestra	166
b.	Valoración y cálculo del astigmatismo	169
c.	Causas de error frecuentes en la corrección astigmática	170
d.	Concepto de astigmatismo interno	173
e.	Cálculo del astigmatismo interno	176
f.	Valoración del astigmatismo interno	177
2.	<i>DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS</i>	178
a.	Estudio epidemiológico	178
b.	Clasificación de los pacientes para la valoración del astigmatismo interno	183
c.	Influencia del AI en los resultados de la cirugía refractiva corneal.	187
□	Influencia del AI en el perfil de ablación astigmática hipermetrónica (AH)	190
□	Influencia del AI en el perfil de ablación astigmática miópica (AM)	193
□	Influencia del AI en el perfil de ablación astigmática miópica con asfericidad programada (AMAsf)	196

3.	<i>INTERPRETACIÓN DE LOS RESULTADOS QUIRÚRGICOS</i>	200
a.	El AI y los resultados de la cirugía refractiva	201
b.	Mejor método de clasificación.....	206
4.	<i>LIMITACIONES DEL ESTUDIO</i>	209
5.	<i>FUTURO</i>	211
	Conclusiones	213
	Bibliografía	217

A Adrián.

A mis padres.



AGRADECIMIENTOS

Después de mucho tiempo y dedicación, ¡por fin he terminado la tesis! Y terminar una tesis significa tener muchas cuentas pendientes con todas las personas que han estado a mi lado cuando lo he necesitado durante estos 5 años. Su ayuda, apoyo y ánimo me han permitido llegar hasta aquí, por lo que les debo mucho. Por eso, estas líneas que escribo con especial cariño, van dedicadas directamente a vosotros. Sé que no puedo devolveros todo lo que me habéis aportado, pero espero poder agradecerlos.

En primer lugar, y como no podía ser de otra manera, tengo que darle las gracias a **Ramón**. Gracias por ser mi tutor, mi jefe, mi compañero y mi amigo. Gracias por tus “pero niña...” que me han hecho estrujarme el coco más de lo que me había imaginado y me han permitido, a día de hoy, hacer cosas que antes me parecían imposibles.

Gracias a toda “la familia Novovisión”, porque en eso se ha convertido durante todos estos años mi trabajo. Gracias **M.Cruz** por acogerme en ella y confiar en mí hace siete años, cuando apenas sabía graduar. Gracias a todos por estar ahí, por los ratos comentando casos, situaciones, preocupaciones, confidencias y más de una risa. En especial gracias a mis compis, que son con las que paso la mayor parte del día. **Bea**, gracias por tus ánimos y tu predisposición para ayudar en todo, eres increíble. **MªAngeles**, mi mami preferida, gracias por estar ahí siempre, con tu cariño y tus consejos todo se hace mejor. **Angeles**, porque he aprendido mucho en estos años, gracias por compartir tu experiencia conmigo. **M.Sol**, desde el principio siempre has sido un referente, gracias por todo. **Amanda**, gracias por tu cariño y por tu paciencia, siempre tienes una sonrisa para explicar lo que necesitemos los demás. **Álex** y **Elena**, millones de gracias por todos los consejos sobre la tesis, los comentarios sobre artículos y por acordaros de mí en cuanto veis cualquier cosa relacionada con el astigmatismo. **MªCarmen** y **Encarna**, gracias por vuestros ánimos, desde que estáis en la clínica habéis hecho mi día a día más fácil. Por último, no quiere olvidarme de **M.Carmen Martínez**, **M.Carmen García**, **M.Carmen Robles** y **Jesús Alonso**, porque hacéis los largos días de quirófano más fáciles y amenos.

Inma Sellés, espero que sepas el cariño tan especial que te tengo, porque contigo empezó todo. Gracias por guiarme cuando estaba más perdida. Gracias por enseñarme tanto en tan poco tiempo. Y gracias por hacerme ver que desde la práctica clínica se puede hacer mucho más.

Antonio Benito, gracias por tu colaboración desinteresada. Porque leer el trabajo no es fácil, gracias por ayudarme a pulir las partes de la tesis más pesadas.

Cesar Villa, gracias por tu interés en este proyecto. Aunque este trabajo ya se ha terminado, espero que podamos seguir creando muchos más.

Gracias **Leti**. Empezaste siendo una compañera y ahora eres una gran amiga. Gracias por todas las tardes/noches compartiendo dudas de casos. Gracias por las palabras de ánimo cuando más las necesitaba. Y gracias por esas cervezas que hacían que todos los problemas diarios se convirtieran en graciosas anécdotas.

Gracias a mis amigas de toda la vida porque cerca o lejos, da igual, siempre han estado ahí. **Majo**, gracias por tu ánimo y comprensión. Siempre puedo contar con tus palabras para lo que necesite, eres capaz en 5 minutos de conseguir cosas que ni en 5 horas se conseguirían. **Mari**, porque solo tu locura me conquista y hace que se me olvide el mayor de mis problemas. Gracias. **Elena**, gracias por estar ahí. Da igual el tiempo que pase, sé que siempre puedo contar contigo. **Rocío**, porque tu punto de vista siempre es diferente, gracias por compartirlo conmigo.

A mis padres. No tengo palabras para agradecer todo lo que habéis hecho por mí. Y es que me habéis dado lo mejor de cada casa. Vuestra educación me ha dado la perseverancia necesaria para conseguir todo lo que me he propuesto y así llegar hasta aquí. Me habéis ayudado, aconsejado y apoyado en todo. Decir gracias se queda corto. Os quiero mucho.

Por último, y no por ello menos importante, a ti **Adrián** gracias por permanecer a mi lado en todo momento, en las risas y en las lágrimas, con buen y con mal humor. Gracias por creer en mí cuando yo no era capaz de hacerlo. ¡Por fin he terminado la tesis! Te quiero.

RESUMEN

Objetivos:

Trabajos previos muestran que la corrección astigmática mediante cirugía láser en sujetos con grandes cantidades de astigmatismo interno (AI) es menos predecible. La influencia exacta del AI en los resultados de la cirugía refractiva, así como la exactitud en su medida o su relación con el resto de estructuras ópticas del ojo se desconoce. Ésta tesis pretende estudiar y analizar la epidemiología del AI y su influencia en los resultados de la cirugía refractiva. Si aumentamos el conocimiento sobre el AI, podremos conocer las fuentes de error que influyen en la cirugía refractiva y corregirlas.

Material y Métodos:

Estudio retrospectivo de series de casos de pacientes intervenidos de cirugía refractiva corneal con un astigmatismo subjetivo $\geq 1,00D$. El AI es la diferencia vectorial entre el astigmatismo total (AT) y el astigmatismo corneal anterior (ACA). El análisis vectorial se ha realizado mediante el análisis de Fourier (power vectors). El AI se ha relacionado con características demográficas (sexo y edad), topográficas (ángulo Kappa, queratometría, asfericidad y paquimetría), refractivas (esfera, cilindro y eje preoperatorio) y con el resto de componentes astigmáticos (AT, ACA, diferencias de potencia y eje entre AT y ACA). Se han propuesto 3 métodos de clasificación para detectar los ojos a los que más les influye el AI en sus resultados quirúrgicos. Los resultados de la cirugía se han valorado en función del perfil de ablación realizado, mediante los índices de seguridad, eficacia, predictibilidad, éxito y corrección y se han correlacionado con el AI. En análisis estadístico se ha realizado mediante el software SPSS v.19, considerando $p \leq 0,05$ estadísticamente significativo.

Resultados:

Analizamos 567 ojos. El AI medio es $-0,78 \times 93^\circ$ (media vectorial) con una contribución interna media en el AT del 36%. Sin embargo, 1 de cada 5 ojos presenta una contribución interna superior a la corneal. La magnitud del AI es mayor en las mujeres ($p=0,034$). La magnitud del AI es independiente a la edad, el ángulo Kappa, la paquimetría, la queratometría, el astigmatismo topográfico, la esfera y el cilindro preoperatorio ($p<0,05$), solo presenta una ligera correlación con la asfericidad ($r=-0,138$, $p=0,020$), clínicamente poco relevante. Los ojos con astigmatismos inversos presentan un mayor valor de AI ($p=0,001$). Las diferencias de potencia y eje entre el AT y el ACA presentan una fuerte correlación con la magnitud del AI ($r=-0,640$, $p<0,001$ y $r=-0,472$, $p<0,001$, respectivamente).

Los resultados de la cirugía varían en cada perfil de ablación. En las ablaciones astigmáticas hipermetrópicas (AH), a mayor contribución interna menor cilindro residual ($r=0,231$; $p=0,015$). En las ablaciones astigmáticas miópicas (AM), a mayor AI, mayor cilindro residual ($r=0,184$; $p=0,001$) y mayor hipercorrección astigmática ($r=-0,122$; $p=0,032$). En las ablaciones astigmáticas miópicas con asfericidad programada (AMAsf), los ojos con mayores diferencias de eje entre el AT y el ACA presentan una menor agudeza visual postoperatoria y una peor seguridad de la cirugía.

Conclusiones:

El astigmatismo interno es un componente del astigmatismo total presente en toda nuestra muestra. Las diferencias de potencia y eje entre el AT y el ACA son una fuerte herramienta de predicción y clasificación del AI. El AI tiende a inducir hipercorrección, mejorando los resultados quirúrgicos de las ablaciones AH y empeorando los resultados de las ablaciones AM y AMAsf. Los peores resultados quirúrgicos los encontramos en los ojos con un AT superior al ACA y en los ojos con diferencias de eje superiores a 13° .

SUMMARY

Purpose:

Previous works have shown that the astigmatic correction by refractive surgery is less predictable in eyes with high amount of internal astigmatism (IA). To our knowledge, the exact influence of IA on the refractive surgery results, as well as its exact measurement or its relation with other optical structures of the eye is not clear. The purpose of this thesis is to study and to analyze the epidemiology of IA, and its influence on the results of the refractive surgery. Understanding only the internal astigmatism, we could know the error source on the astigmatic correction by refractive surgery and correct them.

Materials and methods:

Retrospective case series study of patients with manifest astigmatism of 1.00D or greater who underwent corneal refractive surgery. IA is the vector difference between total astigmatism (AT) and anterior corneal astigmatism (ACA). The vector analysis was performed by the Fourier analysis (power vectors). The IA was correlated with demographic (sex and age), topographic (Kappa angle, keratometry, asphericity, pachymetry) and refractive (sphere, cylinder and axis) characteristics and with others astigmatic components (AT, ACA and the power and axis differences between AT and ACA). We have proposed 3 classification methods to detect the eyes most influenced by IA on its surgery results. According to the profile of ablation performed, the surgery results have been valued by the following indexes: safety, efficacy, predictability, success and correction. The results were correlated with IA. Statistical analysis was performed by software SPSS v.19. For all statistics, a p-value of ≤ 0.05 was considered significant.

Results:

Five hundred sixty-seven eyes have been analyzed. The mean IA is $-0.78 \times 93^\circ$ (vectorial mean) and the mean internal contribution on TA is 36%. However, 1 of every 5 eyes presents an internal contribution greater than corneal contribution. Females have a greater IA ($p=0.034$). IA is independent of age, Kappa angle, pachymetry, keratometry, topographic astigmatism, and preoperative manifest sphere and cylinder ($p>0.05$) and only presents a slight correlation with asphericity ($r=-0.138$, $p=0.020$), with minimal clinical relevance. Eyes with against-the-rule astigmatism shows greater IA ($p=0.001$). The power and axis differences between TA and ACA presents a strong correlation with IA ($r=-0.640$, $p<0.001$ and $r=-0.472$, $p<0.001$, respectively).

The results of the surgery depend on the ablation profile. On hyperopic astigmatic ablations (HA), the greater internal contributions have greater residual astigmatism ($r=0.231$; $p=0.015$). On myopic astigmatic ablations (MA), the greater internal astigmatism present greater residual astigmatism ($r=0.184$; $p=0.001$) and bigger hypercorrections ($r=-0.122$; $p=0.032$). On the myopic astigmatic ablations with asphericity programming (MAasf), the eyes with bigger differences between TA and ACA show less postoperative visual acuity and lower index security.

Conclusions:

The internal astigmatism (IA) is a component of the total astigmatism (TA) presents on all our sample. The power and axis differences between TA and ACA are a good tool for predict and classify the IA. The IA induces hypercorrection. This improves the surgery results of HA ablations and worsens the surgery results of MA and MAasf ablations. The worst results are on eyes with TA bigger than ACA and on eyes with axis differences between TA and ACA bigger than 13° .

ABREVIATURAS

$\overrightarrow{Apex - Pupila}$	Vector (x, y) que forma en un sistema cartesiano el centro de pupila aparente con respecto al ápex corneal, y que está directamente relacionado con el ángulo Kappa.
vector	Módulo del vector $\overrightarrow{Apex - Pupila}$
x	Desplazamiento horizontal del vector $\overrightarrow{Apex - Pupila}$
y	Desplazamiento vertical del vector $\overrightarrow{Apex - Pupila}$
%AI	Porcentaje de contribución del astigmatismo interno en el astigmatismo total
%ACA	Porcentaje de contribución del astigmatismo corneal anterior en el astigmatismo total
%ACP	Porcentaje de contribución del astigmatismo corneal posterior en el astigmatismo interno
%AI _{nc}	Porcentaje de contribución del astigmatismo interno no corneal en el astigmatismo interno
ACA	Astigmatismo Corneal Anterior
ACP	Astigmatismo Corneal Posterior
AH	Ablación Astigmática Hipertrópica (con cilindro positivo)
AI	Astigmatismo Interno
AI _A	Astigmatismo Interno Alto
AI _B	Astigmatismo Interno Bajo
AI _M	Astigmatismo Interno Medio
AI _{nc}	Astigmatismo Interno No Corneal
AM	Ablación Astigmática Miópica (con cilindro negativo)
AMAsf	Ablación Astigmática Miópica con Asfericidad programada o Asférica
AT	Astigmatismo Total
AV	Agudeza Visual
AV _{cc}	Agudeza Visual con corrección o mejor agudeza visual corregida

AVsc	Agudeza Visual sin corrección
D	Dioptría
DP	Diferencias de Potencia entre el astigmatismo total y el astigmatismo corneal anterior.
DE	Diferencias de Eje entre el astigmatismo total y el astigmatismo corneal anterior
F-CAT	Tratamiento customizado de asfericidad programada del equipo láser WaveLight
J₀	Componente J ₀ de un astigmatismo, marca valores directos-inversos
J₀ACA	Componente J ₀ del astigmatismo corneal anterior
J₀ACP	Componente J ₀ del astigmatismo corneal posterior
J₀AI	Componente J ₀ del astigmatismo interno
J₀AI_{nc}	Componente J ₀ del astigmatismo interno no corneal
J₀AT	Componente J ₀ del astigmatismo total
J₄₅	Componente J ₄₅ de un astigmatismo, marca valores oblicuos a 45° y 135°
J₄₅ACA	Componente J ₄₅ del astigmatismo corneal anterior
J₄₅ACP	Componente J ₄₅ del astigmatismo corneal posterior
J₄₅AI	Componente J ₄₅ del astigmatismo interno
J₄₅AI_{nc}	Componente J ₄₅ del astigmatismo interno no corneal
J₄₅AT	Componente J ₄₅ del astigmatismo total
LASIK	Queratomileusis asistida por láser o “Láser in situ keratomileusis”
m_{ACA}	Magnitud del astigmatismo corneal anterior
m_{ACP}	Magnitud del astigmatismo corneal posterior
m_{AI}	Magnitud del astigmatismo interno
m_{AI_{nc}}	Magnitud del astigmatismo interno no corneal
m_{AT}	Magnitud del astigmatismo total
ORA	“Ocular Residual Astigmatism” = Astigmatismo Interno
PRK	Queratectomía fotorrefractiva o “Photorefractive keratectomy”
SimK	Queratometría simulada para un índice corneal hipotético estandarizado (n=1,3375)
WFO	Tratamiento estándar optimizado de WaveLight, “Wavefront Optimized”

LISTADO DE ILUSTRACIONES

FIGURAS

INTRODUCCIÓN

Figura 1.01

Esquema de un ojo 4

Figura 1.02

Efecto de la asfericidad en una superficie cónica 5

Figura 1.03

Asfericidad y aberración esférica 6

Figura 1.04

Esquema de ejes y ángulos de un ojo humano 8

Figura 1.05

Diferentes visualizaciones de un ángulo kappa grande y un ángulo kappa normal 10

Figura 1.06

Imágen de una pupila mesópica y fotópica 11

Figura 1.07

Posición del centro pupilar respecto al vertex corneal 12

Figura 1.08

Ángulo kappa en un ojo corto y en un ojo largo 12

Figura 1.09

Ojo hipermetrope 13

Figura 1.10

Ojo miope 14

Figura 1.11

Ojo astigmático 14

Figura 1.12

Corrección de un astigmatismo hipermetrópico simple 16

Figura 1.13

Cirugía PRK 18

Figura 1.14	
Cirugía LASIK	19
Figura 1.15	
Ablación hipermetrónica	21
Figura 1.16	
Ablación miópica.....	21
Figura 1.17	
Perfiles de ablación esférico y esférico.....	22
Figura 1.18	
Distintos patrones de ablación astigmáticos	24
Figura 1.19	
Esquema de las partes del astigmatismo de un ojo.....	26
Figura 1.20	
Córnea astigmática	27
Figura 1.21	
Representación de un astigmatismo en coordenadas polares.....	28
Figura 1.22	
Diagrama de 2 astigmatismos.....	29
Figura 1.23	
Eje del astigmatismo corneal	30
Figura 1.24	
Método vectorial del doble ángulo.....	30
Figura 1.25	
Posibles combinaciones de astigmatismo en un sistema óptico.....	32

MATERIALES Y MÉTODOS

Figura 3.01	
Topógrafo Oculus Pentacam.....	46
Figura 3.02	
Topografía de un paciente astigmático	47
Figura 3.03	
Equipo laser WaveLight	48
Figura 3.04	
Distintos tipos de perfil de haz que emiten los equipos láser	49

Figura 3.05	Perfil de ablación Wavefront Optimized y perfil no optimizado.....	50
Figura 3.06	Perfil de ablación customizado con distintas asfericidades finales	51
Figura 3.07	Nomograma de WaveLight.....	53
Figura 3.08	Ejemplo erróneo de la resta de ejes de un astigmatismo	58
Figura 3.09	Representación del eje de un astigmatismo en función de los valores de los power vectors...	59
 <u>RESULTADOS</u>		
Figura 4.01	Diagrama de flujo con la distribución de los casos analizados.....	70
Figura 4.02	Gráfico de barras con las diferencias de potencia entre el astigmatismo total y el astigmatismo corneal anterior.....	73
Figura 4.03	Gráfico de barras con las diferencias de eje entre el astigmatismo total y el astigmatismo corneal	73
Figura 4.04	Gráfico con el porcentaje de contribución de las partes del astigmatismo.....	74
Figura 4.05	Gráfico de dispersión de puntos del astigmatismo total, el astigmatismo corneal anterior y el astigmatismo interno	75
Figura 4.06	Gráfico de dispersión de puntos del desalineamiento apex-pupila y la esfera subjetiva.	77
Figura 4.07	Gráfico de dispersión de puntos del porcentaje de contribución interna en función del astigmatismo corneal	81
Figura 4.08	Gráfico de dispersión de puntos de la contribución interna en función del astigmatismo subjetivo	82

Figura 4.09

Gráfico de dispersión de puntos del componente J_0 del astigmatismo interno en función del astigmatismo refractivo 83

Figura 4.10

Valores medios de la magnitud del astigmatismo interno, el componente J_0 y el componente J_{45} , en astigmatismos directos, inversos y oblicuos 84

Figura 4.11

Gráfico de dispersión de puntos de los componentes J_0 del astigmatismo interno y del astigmatismo total 86

Figura 4.12

Gráfico de dispersión de puntos de la contribución del astigmatismo interno en función del componente J_0 del astigmatismo total, del corneal anterior y del interno 87

Figura 4.13

Gráfico de dispersión de puntos con la relación entre el astigmatismo interno y el astigmatismo interno no corneal 88

Figura 4.14

Gráfico de barras del componente J_0 del astigmatismo total, corneal anterior e interno en función de los 3 grupos de astigmatismo interno 91

Figura 4.15

Gráfico de barras del componente J_0 del astigmatismo interno, el corneal posterior y el interno no corneal en función de los 3 grupos de astigmatismo interno 92

Figura 4.16

Gráfico de barras del componente J_0 en función de los grupos de las diferencias entre el AT y el ACA 95

Figura 4.17

Gráfico de barras del componente J_0 en función de los grupos de las diferencias entre el AT y el ACA 96

Figura 4.18

Gráfico de barras del componente J_0 en los grupos en función de la contribución interna 99

Figura 4.19

Gráfico de barras del componente J_0 en los grupos en función de la contribución interna ... 100

Figura 4.20

Gráfico de ganancia/pérdida de líneas de agudeza visual en las ablaciones AH 102

Figura 4.21

Gráfico de barras del EE residual de las ablaciones AH 103

Figura 4.22	
Gráfico de barras del cilindro residual de las ablaciones AH	104
Figura 4.23	
Gráfico de dispersión de puntos con el índice de corrección de las ablaciones AH	105
Figura 4.24	
Gráfico de barras de la ganancia/pérdida de líneas de AV en las ablaciones AH en función de los grupos de AI.....	107
Figura 4.25	
Gráfico de barras del EE residual de las ablaciones AH en función de los grupos de AI.....	108
Figura 4.26	
Gráfico de barras del cilindro residual de las ablaciones AH en función de los grupos de AI..	108
Figura 4.27	
Gráfico de dispersión de puntos del índice de corrección de las ablaciones AH en función de los grupos de AI	110
Figura 4.28	
Gráfico de barras de la ganancia/pérdida de líneas de AV de las ablaciones AH en los grupos en función de las diferencias entre el AT y el ACA	111
Figura 4.29	
Gráfico de barras del EE residual de las ablaciones AH en los grupos en función de las diferencias entre el AT y el ACA	112
Figura 4.30	
Gráfico de barras del cilindro residual de las ablaciones AH en los grupos en función de las diferencias entre el AT y el ACA.....	112
Figura 4.31	
Gráfico de dispersión de puntos del índice de corrección de las ablaciones AH en los grupos en función de las diferencias entre el AT y el ACA	116
Figura 4.32	
Gráfico de barras de ganancia/pérdida de líneas de AV en las ablaciones AH en los grupos en función de la contribución interna	117
Figura 4.33	
Gráfico de barras del EE residual de las ablaciones AH en los grupos en función de la contribución interna.....	118
Figura 4.34	
Gráfico de barras del cilindro residual de las ablaciones AH en los grupos en función de la contribución interna.....	118

Figura 4.35	
Gráfico de dispersión de puntos del índice de corrección de las ablaciones AH en los grupos en función de la contribución interna.....	120
Figura 4.36	
Gráfico de barras de la ganancia/pérdida de líneas de AV en las ablaciones AM.....	121
Figura 4.37	
Gráfico de barras del EE residual de las ablaciones AM	122
Figura 4.38	
Gráfico de barras del cilindro residual de las ablaciones AM	123
Figura 4.39	
Gráfico de dispersión de puntos del índice de corrección de las ablaciones AM.....	124
Figura 4.40	
Gráfico de dispersión de puntos del astigmatismo interno con el cilindro residual de las ablaciones AM.....	126
Figura 4.41	
Gráfico de barras de la ganancia/pérdida de líneas de AV de las ablaciones AM en función de los grupos de AI.....	127
Figura 4.42	
Gráfico de barras del EE residual de las ablaciones AM en función de los grupos de AI	128
Figura 4.43	
Gráfico de barras del cilindro residual de las ablaciones AM en función de los grupos de AI	128
Figura 4.44	
Gráfico de dispersión de puntos del índice de corrección de las ablaciones AM en función de los grupos de AI.....	130
Figura 4.45	
Gráfico de barras de la ganancia/pérdida de líneas de AV de las ablaciones AM en los grupos en función de las diferencias entre el AT y el ACA.....	131
Figura 4.46	
Gráfico de barras del EE residual de las ablaciones AM en los grupos en función de las diferencias entre el AT y el ACA.....	132
Figura 4.47	
Gráfico de barras del cilindro residual de las ablaciones AM en los grupos en función de las diferencias entre el AT y el ACA.....	132

Figura 4.48
 Gráfico de dispersión de puntos del índice de corrección de las ablaciones AM en los grupos en función de las diferencias entre el AT y el ACA 136

Figura 4.49
 Gráfico de barras de la ganancia/pérdida de líneas de AV en las ablaciones AM en los grupos en función la contribución del AI..... 137

Figura 4.50
 Gráfico de barras del EE residual de las ablaciones AM en los grupos en función de la contribución del AI 138

Figura 4.51
 Gráfico de barras del cilindro residual de las ablaciones AM en los grupos en función de la contribución del AI 138

Figura 4.52
 Gráfico de dispersión de puntos del índice de corrección de las ablaciones AM en los grupos en función de la contribución del AI..... 140

Figura 4.53
 Gráfico de barras de la ganancia/pérdida de líneas de AV en las ablaciones AMAsf 141

Figura 4.54
 Gráfico de barras del EE residual de las ablaciones AMAsf..... 142

Figura 4.55
 Gráfico de barras del cilindro residual de las ablaciones AMAsf 143

Figura 4.56
 Gráfico de dispersión de puntos del índice de corrección de las ablaciones AMAsf 144

Figura 4.57
 Gráfico de dispersión de puntos del componente J_0 del astigmatismo interno y del cilindro residual de las ablaciones AMAsf 146

Figura 4.58
 Gráfico de barras de la ganancia/pérdida de líneas de AV de las ablaciones AMAsf en función de los grupos de AI 147

Figura 4.59
 Gráfico de barras del EE residual de las ablaciones AMAsfen función de los grupos de AI..... 148

Figura 4.60
 Gráfico de barras del cilindro residual de las ablaciones AMAsf en función de los grupos de AI 148

Figura 4.61

Gráfico de dispersión de puntos del índice de corrección de las ablaciones AMAsf en función de los grupos de AI..... 150

Figura 4.62

Gráfico de barras de la ganancia/pérdida de líneas de AV de las ablaciones AMAsf en los grupos en función de las diferencias entre el AT y el ACA..... 151

Figura 4.63

Gráfico de barras del EE residual de las ablaciones AMAsf en los grupos en función de las diferencias entre el AT y el ACA..... 152

Figura 4.64

Gráfico de barras del cilindro residual de las ablaciones AMAsf en los grupos en función de las diferencias entre el AT y el ACA..... 152

Figura 4.65

Gráfico de dispersión de puntos del índice de corrección de las ablaciones AMAsf en los grupos en función de las diferencias entre el AT y el ACA..... 156

Figura 4.66

Gráfico de barras de la ganancia/pérdida de líneas de AV de las ablaciones AMAsf en los grupos en función de la contribución del AI 157

Figura 4.67

Gráfico de barras del EE residual de las ablaciones AMAsf en los grupos en función de la contribución del AI..... 158

Figura 4.68

Gráfico de barras del cilindro residual de las ablaciones AMAsf en los grupos en función de la contribución del AI..... 158

Figura 4.69

Gráfico de dispersión de puntos del índice de corrección de las ablaciones AMAsf en los grupos en función de la contribución del AI 160

DISCUSIÓN

Figura 5.01

Ejemplo de astigmatismos con simetría de espejo..... 168

Figura 5.02

Topografías de un paciente con Síndrome de Sjögren 171

TABLAS

Tabla 01	
Descripción de la muestra	71
Tabla 02	
Descripción de los componentes del astigmatismo	72
Tabla 03	
Valoración del ángulo kappa	76
Tabla 04	
Correlación entre el ángulo Kappa y el astigmatismo interno	76
Tabla 05	
Correlación del ángulo kappa con el astigmatismo interno en pacientes miopes e hipermetropes	78
Tabla 06	
Valor del astigmatismo interno en función de los datos demográficos.....	79
Tabla 07	
Relación entre el astigmatismo interno y los datos topográficos	80
Tabla 08	
Relación del astigmatismo interno con los datos refractivos preoperatorios	82
Tabla 09	
Componentes del astigmatismo interno en función del eje del cilindro subjetivo	84
Tabla 10	
Relación del astigmatismo interno con todas los componentes astigmáticos	85
Tabla 11	
Características demográficas de los 3 grupos de astigmatismo interno.....	89
Tabla 12	
Descripción de los componentes astigmáticos en función de los grupos de astigmatismo interno	90
Tabla 13	
Características demográficas de los grupos en función de las diferencias entre el AT y el ACA93	
Tabla 14	
Descripción de los componentes astigmáticos en función de las diferencias entre el AT y el ACA	94
Tabla 15	
Características demográficas de los grupos en función de la contribución interna	98

Tabla 16	
Descripción de los componentes astigmáticos en función de la contribución interna	98
Tabla 17	
Valores de los componentes del astigmatismo en función del tipo de ablación realizada	101
Tabla 18	
Comparación de los datos refractivos de las ablaciones AH	103
Tabla 19	
Correlación de los resultados de las ablaciones AH con el astigmatismo interno	106
Tabla 20	
Resultados quirúrgicos de las ablaciones AH en función de los grupos de AI	109
Tabla 21	
Comparación de los resultados de las ablaciones AH en los grupos en función de las diferencias entre el AT y el ACA	113
Tabla 22	
Comparación de los resultados de las ablaciones AH en los grupos en función de las diferencias de potencia entre el AT y el ACA	114
Tabla 23	
Comparación de los resultados de las ablaciones AH en los grupos en función de las diferencias de eje entre el AT y el ACA	115
Tabla 24	
Comparación de los resultados de las ablaciones AH en los grupos en función de la contribución del AI	119
Tabla 25	
Comparación de los datos refractivos de las ablaciones AM	122
Tabla 26	
Correlación del astigmatismo interno con los resultados de las ablaciones AM	125
Tabla 27	
Resultados quirúrgicos de las ablaciones AM en función de los grupos de AI	129
Tabla 28	
Comparación de los resultados de las ablaciones AM en los grupos en función de las diferencias entre el AT y el ACA	133
Tabla 29	
Comparación de los resultados de las ablaciones AM en los grupos en función de las diferencias de potencia entre el AT y el ACA	134

Tabla 30	Comparación de los resultados de las ablaciones AM en función de las diferencias de eje entre el AT y el ACA.....	135
Tabla 31	Comparación de los resultados de las ablaciones AM en los grupos en función de la contribución del AI	139
Tabla 32	Comparación de los datos refractivos de las ablaciones AMAsf.....	142
Tabla 33	Correlación del astigmatismo interno con los resultados de las ablaciones AMAsf.....	145
Tabla 34	Resultados de las ablaciones AMAsf en función de los grupos del AI.....	149
Tabla 35	Comparación de los resultados de las ablaciones AMAsf en los grupos en función de las diferencias entre el AT y el ACA	153
Tabla 36	Comparación de los resultados de las ablaciones AMAsf en los grupos en función de las diferencias de potencia entre el AT y el ACA	154
Tabla 37	Comparación de los resultados de las ablaciones AMAsf en los grupos en función de las diferencias de eje entre el AT y el ACA.....	155
Tabla 38	Comparación de los resultados de las ablaciones AMAsf en los grupos en función de la contribución del AI	159
Tabla 39	Resultados estadísticamente significativos en función de los grupos de clasificación y los tipos de ablación establecidos	208

Introducción

La actual tecnología de la que disponemos, nos permite conocer con mucho detalle todos los parámetros y características corneales. Este conocimiento es importante porque con una medida precisa del astigmatismo de la cara anterior y posterior de la córnea podremos calcular el astigmatismo interno no corneal y esto debería ayudarnos a perfeccionar las indicaciones y los resultados de cualquier cirugía. Sin embargo, la exactitud de su valor, su manejo, y las ventajas objetivas que aporta en la corrección de diferentes defectos refractivos todavía no está claro.

Contribuir en el conocimiento del astigmatismo interno, y en la importancia que tiene, nos ha llevado a plantear esta tesis doctoral.

1. EL OJO HUMANO Y SU SISTEMA ÓPTICO

El ojo es un sistema óptico formado principalmente por 2 lentes: córnea y cristalino. Ambas estructuras crean un sistema óptico convergente que permite que toda la luz que llega al ojo desde un objeto lejano se transforme en una imagen invertida en el interior del ojo sobre la zona de máxima visión de la retina (figura 1.01).

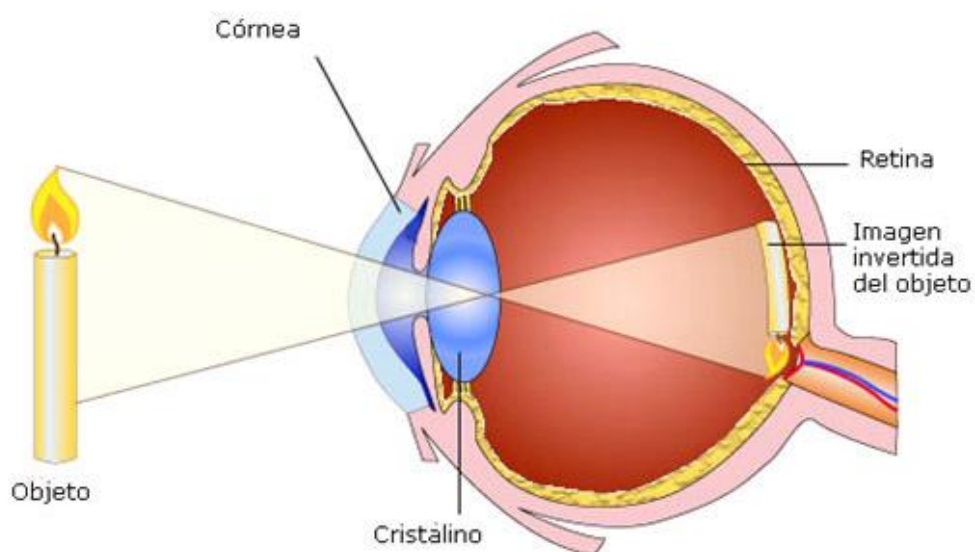


Figura 1.01: Esquema de la sección vertical lateral de un ojo humano y su sistema óptico ⁽¹⁾

La córnea es la primera estructura ocular involucrada en el proceso visual. Se trata de una lente con forma de menisco convexo-cóncava, aporta 2/3 del poder dióptrico total del ojo, es asimétricamente esférica, con un espesor medio de 550 μm , transparente y avascular ⁽²⁾.

La curvatura corneal normalmente no es constante en toda la superficie, diferenciando una curvatura en los 3-4mm centrales y un aplanamiento progresivo en la periferia ^{(3) (4)}. Existen 3 parámetros que cuantifican esta variación de la curvatura entre el centro y la periferia corneal: la asfericidad (Q), la excentricidad (e) y el factor de forma (P), todos ellos relacionados entre sí. Dado que la córnea es una sección cónica, la asfericidad se obtiene a partir de la relación entre el semieje horizontal (a) y el semieje vertical (b) (figura 1.02), siendo la ecuación que describe la forma de la córnea ⁽³⁾:

$$Q = \frac{b^2}{a^2} - 1 = -e^2 = P - 1 \quad [1]$$

Cuando la curvatura es igual en el centro y en la periferia estamos ante una esfera ($Q=0$). Cuando la curvatura central es menor que la curvatura periférica se conoce como elipse oblata ($Q>0$). Cuando la curvatura central es mayor que la curvatura periférica se conoce como elipse prolata ($-1>Q<0$)⁽³⁾.

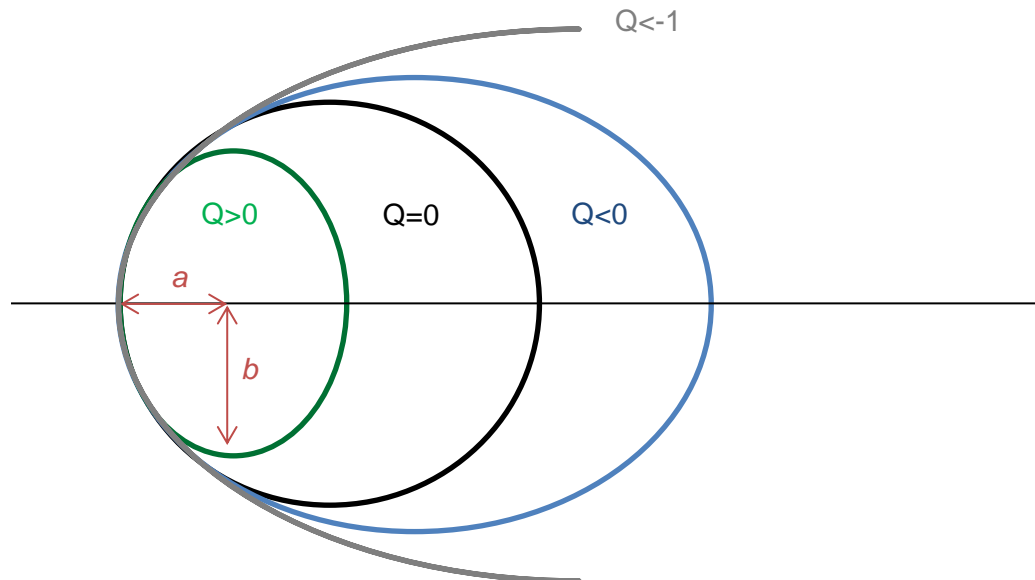


Figura 1.02: Efecto de la asfericidad en la forma de una superficie cónica con un mismo radio de curvatura central. “a” representa el semieje horizontal, “b” representa el semieje vertical. En verde vemos una elipse oblata, en negro una superficie esférica, en azul una superficie prolata y en gris una hipérbola.

La asfericidad corneal tiene una relación directa con la calidad visual. En cualquier superficie óptica, los rayos de luz marginales o periféricos llegan a la córnea con cierto ángulo de incidencia, de modo que estos rayos no focalizan en el mismo punto que los rayos centrales. La desviación del foco entre los rayos centrales y los periféricos se conoce como aberración esférica. La figura 1.03 muestra un esquema de la aberración esférica en función de la asfericidad corneal.

En una córnea esférica u oblata (asfericidad de 0 o positiva), los rayos periféricos focalizan por delante de los rayos centrales causando aberración esférica positiva. La forma corneal prolata presenta un mayor poder dióptrico central respecto a la periferia, compensando el ángulo de incidencia, y, por tanto, minimiza el efecto de la aberración esférica^{(3) (5)}. Cuando la córnea presenta una asfericidad muy negativa, es decir, el poder dióptrico central es mucho mayor que el periférico (córnea hiperprolata), los rayos periféricos focalizan detrás de los rayos centrales causando aberración esférica negativa.

La córnea de un ojo humano normal presenta una asfericidad media que varía entre -0,18 y -0,30 en función del autor ⁽³⁾ ⁽⁵⁾ la cual genera un pequeño grado de aberración esférica positiva. Por tanto, para compensar la aberración esférica media de la población se necesitaría un valor de asfericidad (Q) cercano a -0,5 ⁽³⁾.

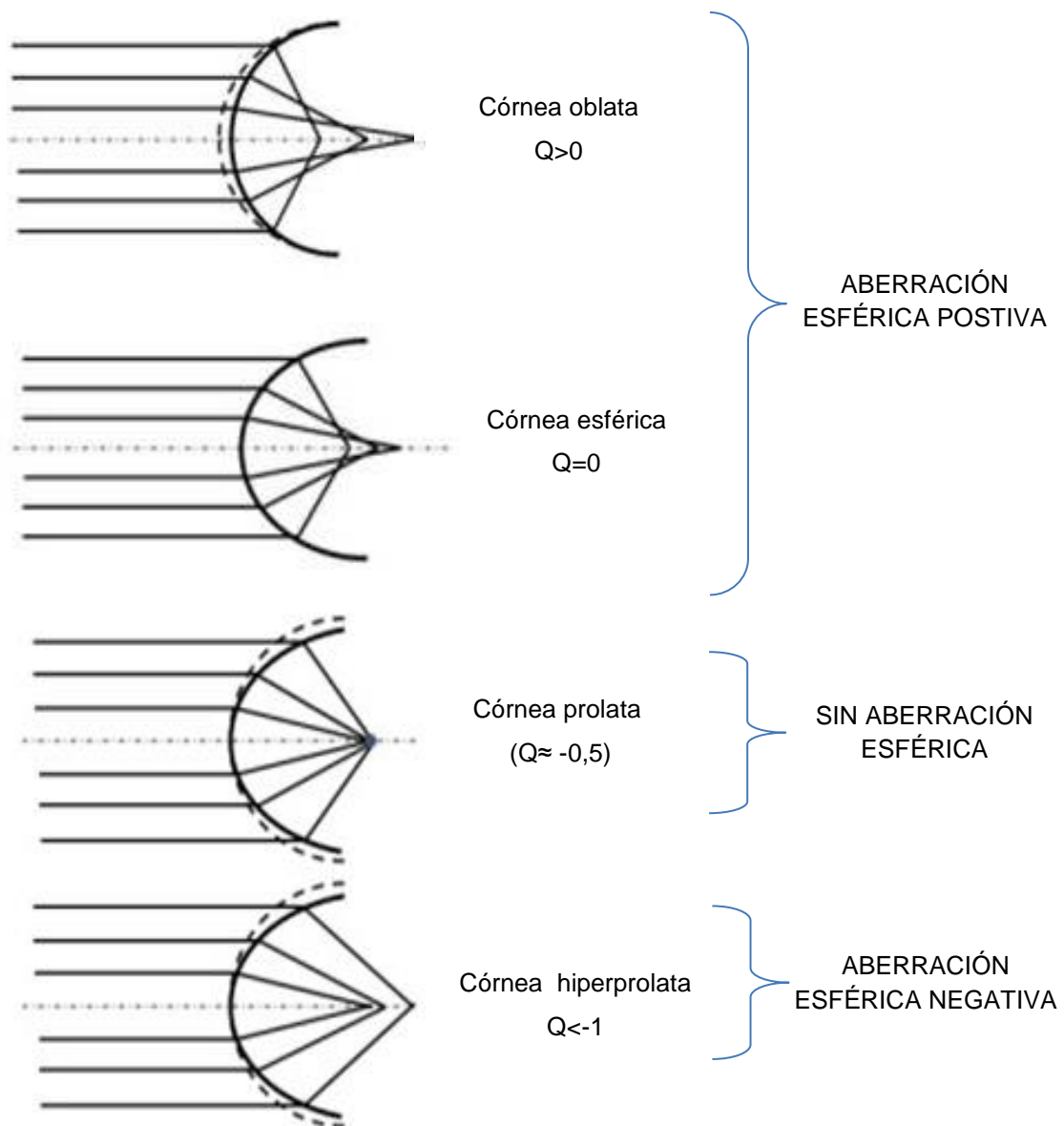


Figura 1.03: Esquema del tipo de aberración esférica en función de la asfericidad corneal. ⁽⁶⁾

Sin embargo, la córnea no es la única superficie que presenta estas características y la aberración esférica total del ojo es la suma de la aberración esférica presente en todas las estructuras del sistema óptico ocular.

El cristalino aporta la potencia ocular restante. Se trata de una lente biconvexa, capaz de aumentar su potencia mediante el mecanismo de la acomodación, es transparente y avascular ⁽²⁾. Externamente, la cápsula que cubre el núcleo del cristalino juega un papel importante en el proceso de la acomodación ⁽³⁾.

Las características ópticas del cristalino no pueden medirse directamente ya que estarán influenciadas por las superficies que lo preceden y, además, dependen de la acomodación. A pesar de ello, se ha demostrado que en sujetos jóvenes el cristalino compensa, en parte, muchas de las aberraciones producidas por la córnea ⁽⁷⁾, siendo las aberraciones totales del ojo menores que las medidas directamente sobre la primera superficie corneal. Con el paso de los años, el envejecimiento del cristalino induce cambios en su curvatura, grosor e índice de refracción, haciendo que la aberrometría interna deje de compensar la corneal y pase a aumentarla ⁽⁸⁾.

a. Ángulos y ejes principales del ojo humano

La mayoría de sistemas ópticos son rotacionalmente simétricos sobre un eje. Sin embargo, esto no ocurre en el ojo humano donde todas sus estructuras no están alineadas y dispuestas perpendicularmente sobre el mismo eje: el eje óptico ⁽⁹⁾. Una prueba de ello, es que la fovea (zona de máxima visión de la retina donde deben focalizar las imágenes) está desplazada temporalmente 5° del eje óptico ⁽³⁾. Por tanto, es necesario definir una serie de ejes y ángulos que caracterizan las propiedades ópticas del ojo humano ⁽³⁾:

- Eje pupilar: Línea perpendicular a la superficie de la córnea que pasa por el centro de la pupila de entrada.
- Eje visual: Línea que pasa por el punto nodal del ojo (punto teórico) y que une un punto de fijación con la fovea.
- Eje queratométrico: Línea que une un punto de fijación con el centro de la curvatura corneal.
- Línea de mirada: Eje que une un punto de fijación con el centro de la pupila de entrada

- Ángulo Kappa (κ): Angulo teórico que forman el eje óptico y el eje visual entre sí.
- Angulo Lamba (λ): Diferencia angular entre el eje pupilar y la línea de mirada

La figura 1.04 muestra un esquema del ángulo Kappa y el ángulo Lamba en 2 situaciones diferentes. Dado que el ángulo Kappa no se puede medir, porque el eje visual y el eje óptico son teóricos, Le Grand ⁽¹⁰⁾ en 1980 re-definió el ángulo Kappa como la diferencia angular entre la línea de mirada y el eje pupilar. Estos ejes se pueden considerar aproximaciones del eje visual y el eje óptico respectivamente, siendo los ángulos que forman similares. De modo que, actualmente, se utilizan ambos términos (Kappa y Lamba) para referirnos realmente al ángulo Lamba. Concretamente, en el ámbito clínico, el término más comúnmente utilizado sigue siendo Kappa, por ello, a partir de este momento nos referiremos a ángulo Kappa para designar el desalineamiento entre las estructuras oculares.

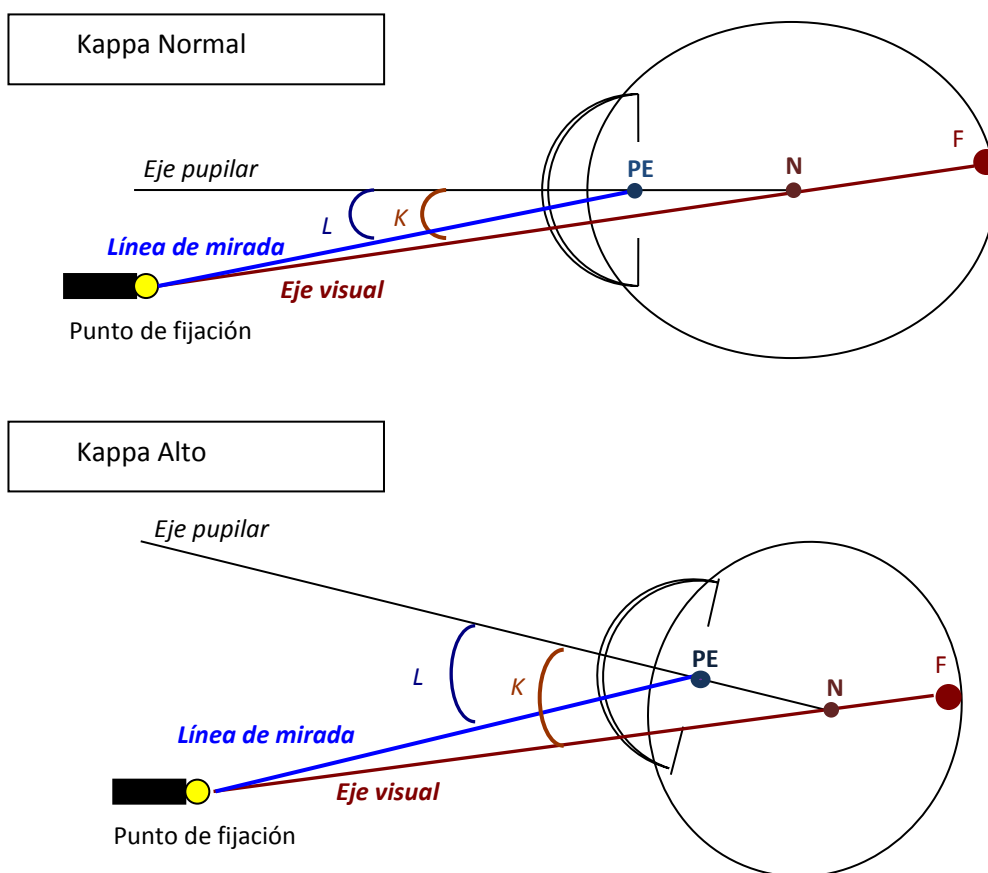


Figura 1.04: Esquema del ojo humano para representar el ángulo Kappa (K), el ángulo Lamba (L) en caso de ángulo Kappa normal (arriba) y grande (abajo).
 PE = centro de pupila de entrada. N=Punto nodal. F=Fóvea

- Repercusión clínica

En la práctica clínica, el ángulo Kappa se pone de manifiesto constantemente al utilizar cualquier instrumento de medida (figura 1.05) ya que el centro de la pupila para un observador (centro pupilar aparente) no coincide con el vertex corneal. Entendemos como centro pupilar aparente al punto de la córnea por donde pasa la línea de mirada (o “corneal sighting centre” según Mandell ⁽¹¹⁾) y como vertex corneal al punto de máxima curvatura de la córnea por donde pasa el eje queratométrico y que coincide con la primera imagen de Purkinje (imagen especular que se produce por la reflexión de la luz al atravesar la superficie anterior de la córnea).

Debido a esto, existe una gran controversia sobre cuál es el centrado ideal de la ablación láser. Los tratamientos láser se centran automáticamente sobre el centro pupilar aparente ya que ésta actúa como apertura del sistema óptico del ojo y puede mejorar la calidad de la imagen retiniana. El problema en estos casos, es que el ángulo de incidencia de la ablación láser en las zonas nasal y temporal difiere, provocando una pérdida de energía periférica que reduce la eficiencia de la ablación ⁽¹²⁾. Sin embargo, existe la posibilidad de desplazar el centrado del tratamiento láser sobre el vertex corneal (donde la mayoría de instrumentos de medida se centran automáticamente), que teóricamente está más próximo al eje visual ⁽¹³⁾ y minimizaría la pérdida de eficiencia de la ablación láser en la periferia corneal.

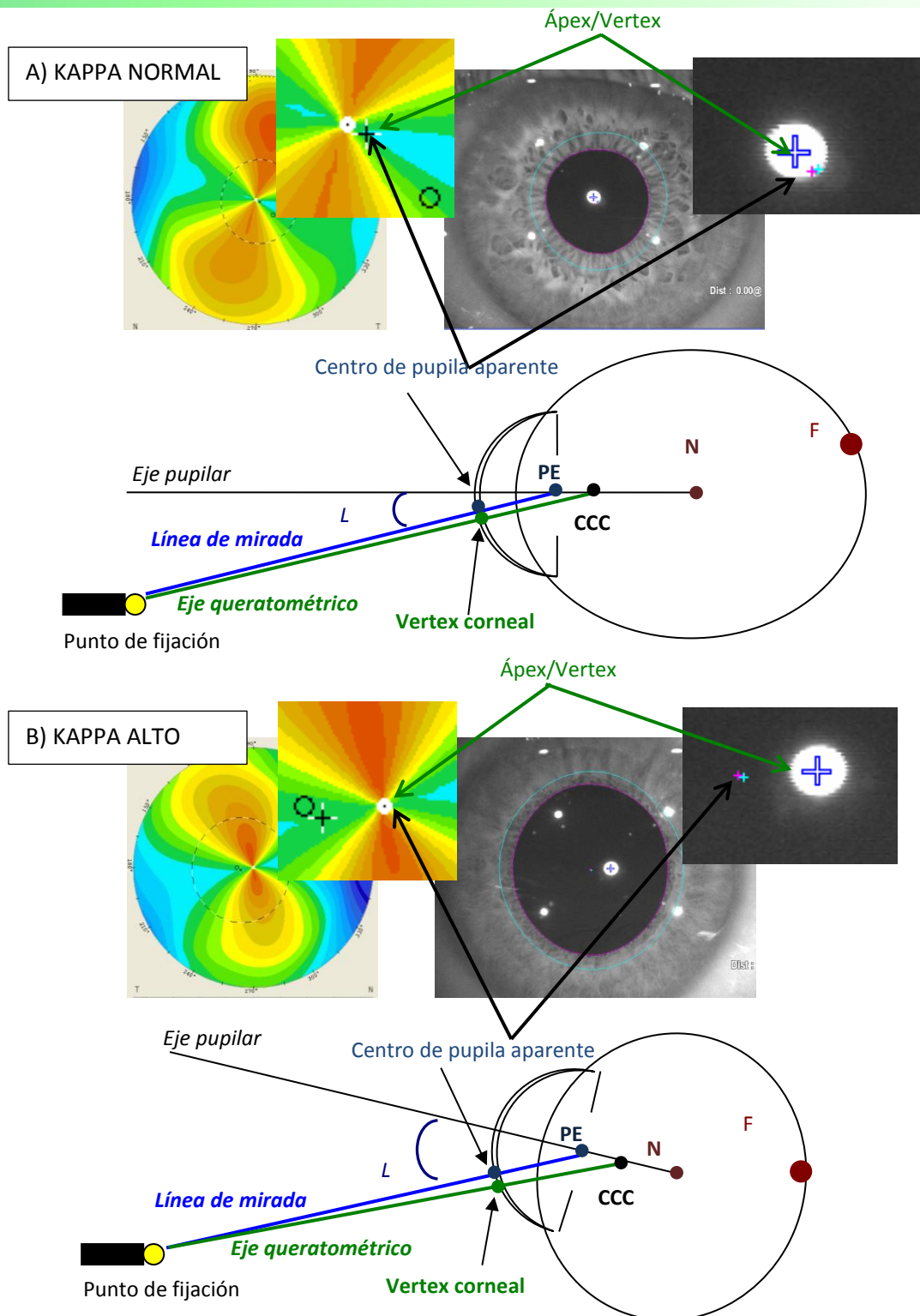


Figura 1.05: Diferentes visualizaciones de un ángulo Kappa normal en un ojo izquierdo (A) y de un ángulo Kappa grande en un ojo derecho (B).

Imagen superior izquierda: Mapa topográfico de Pentacam. El punto blanco es el ápex corneal. La línea de puntos es el diámetro pupilar. La cruz es el centro pupilar aparente. Imagen superior derecha: Fotografía de la pupila fotópica del mismo paciente. Las líneas azul y rosa marcan el diámetro pupilar mesópico y fotópico, respectivamente. Las cruces azul y rosa marcan en centro pupilar aparente mesópico y fotópico, respectivamente, El reflejo blanco con una cruz encima marca la primera imagen de Purkinje. Imagen inferior: Esquema del ojo para localizar el vertex corneal y el centro pupilar aparente.

PE=pupila de entrada; CCC=centro de curvatura corneal; N=punto nodal; F=fóvea.

- Simetría entre ambos ojos

Debido a la disposición de la fovea, desplazada hacia la zona temporal del eje óptico, existe una fuerte simetría entre ambos ojos. Ésta simetría implica que, el centro de la pupila aparente se encuentra desplazada hacia la zona temporal del vertex corneal, tal y como muestra la figura 1.06.

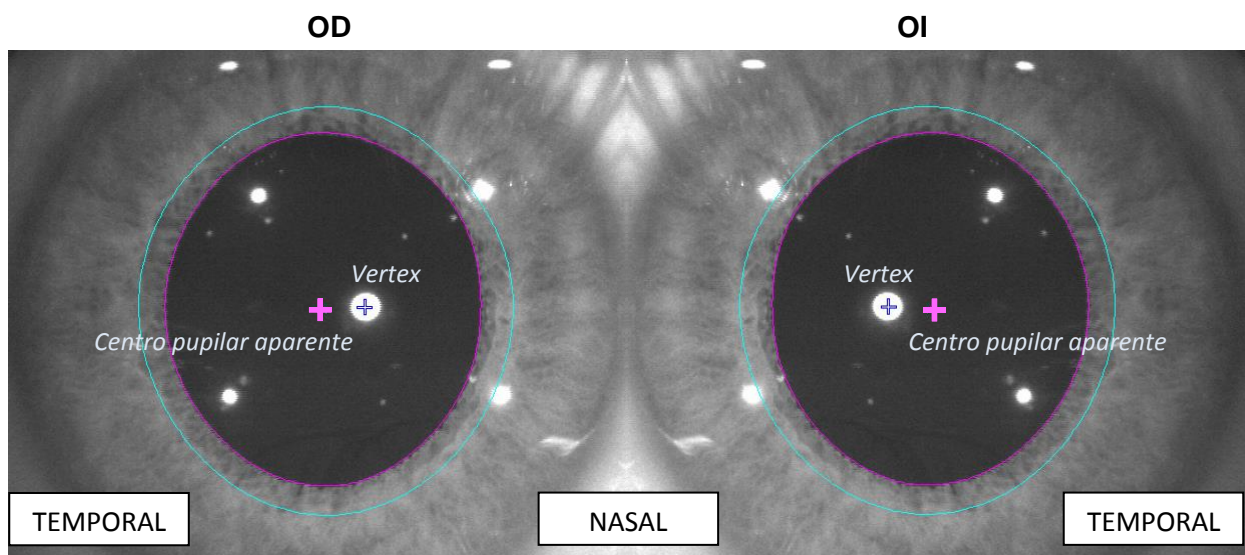


Figura 1.06: Imagen de la pupila de un ojo derecho y un ojo izquierdo. Una cruz rosa marca el centro pupilar mesópico. Un punto blanco con una cruz en medio marca el vertex corneal. El vertex está dispuesto nasal con respecto al centro pupilar.

En oftalmología siempre se utiliza el mismo sistema de medida independientemente del ojo valorado. Por ejemplo, cuando valoramos el eje de un astigmatismo, el valor 0° siempre se encuentra a la derecha y el de 180° a la izquierda. Del mismo modo, en un sistema cartesiano los valores positivos se localizan arriba y a la derecha y los valores negativos abajo y a la izquierda. Por tanto, el desplazamiento de la pupila con respecto al vertex corneal va a tener un signo opuesto en cada ojo (figura 1.07):

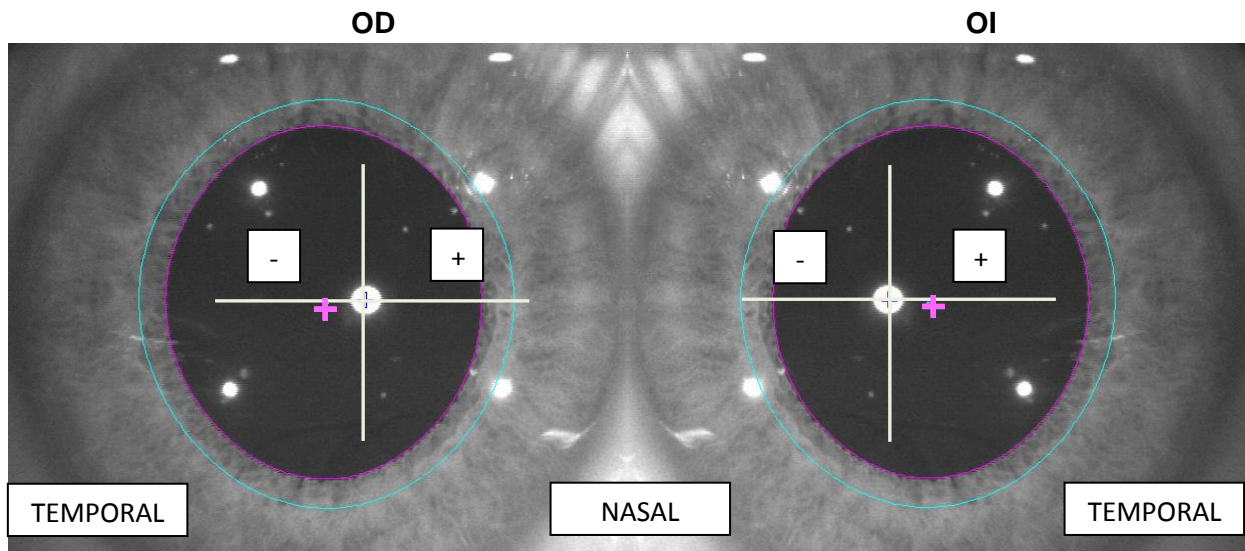


Figura 1.07: Misma imagen que en figura 1.06 con un sistema de ejes cartesianos localizado sobre el vertex corneal. El desplazamiento temporal de la pupila (cruz rosa) se mide en el eje de abscisas del OD con signo negativo (-) y en el del OI con signo positivo (+)

- Ángulo Kappa en función de la longitud axial

La longitud axial del ojo influye en el valor del ángulo Kappa. Si comparamos la misma posición de la fóvea en 2 ojos con diferentes longitudes axiales (figura 1.08) veremos como el ojo más pequeño va a formar un ángulo Kappa mayor que el ojo más grande. Esta misma situación ocurre con los pacientes hipermétropes, que suelen tener ojos con una longitud axial más corta y, por tanto, un ángulo Kappa mayor que los ojos miopes ⁽¹⁴⁾.

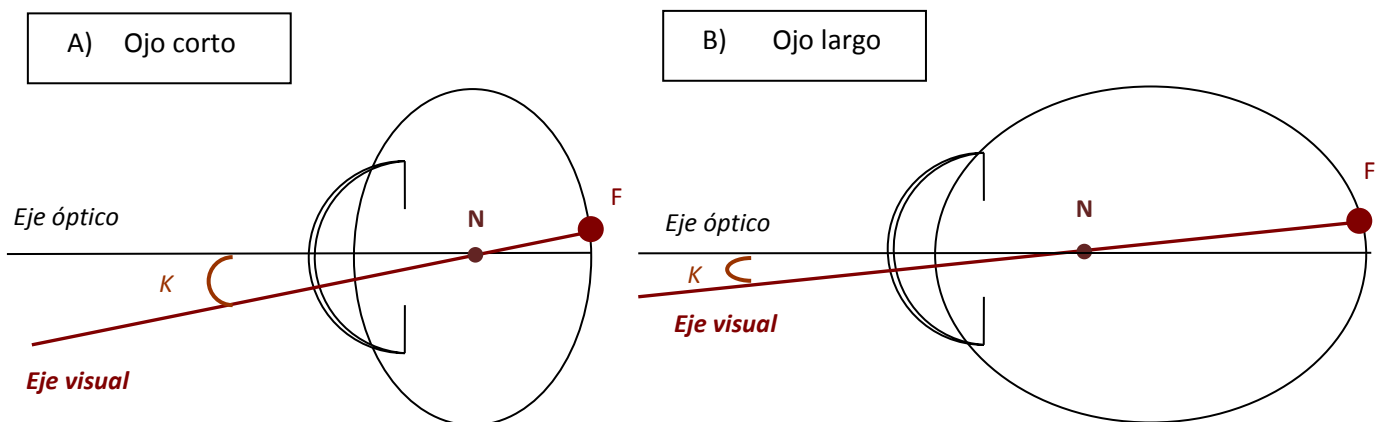


Figura 1.08: Esquema del ojo humano para representar el ángulo Kappa (K) en un ojo corto o hipermetrope y en un ojo largo o miope.

b. Refracción

El sistema óptico de un ojo ideal o emétrope (figura 1.01) focaliza la luz que recibe en la zona de retina de máxima visión, es decir, formaría una imagen única en la fovea. Sin embargo, esto no siempre ocurre debido a un desequilibrio entre la potencia ocular total y la longitud axial del ojo. Es lo que se conoce como ametropía o defecto refractivo y puede ser de 3 tipos: hipermetropía, miopía y/o astigmatismo.

- **HIPERMETROPIA** (figura 1.09): Se produce cuando el foco del sistema óptico ocular cae en un punto detrás de la retina, normalmente por falta de potencia o por una longitud axial demasiado corta (ojo pequeño). La hipermetropía suele producir borrosidad principalmente en la visión cercana pero puede compensarse en algunos casos a través del mecanismo de la acomodación (el cristalino aumenta su potencia y compensa la graduación).

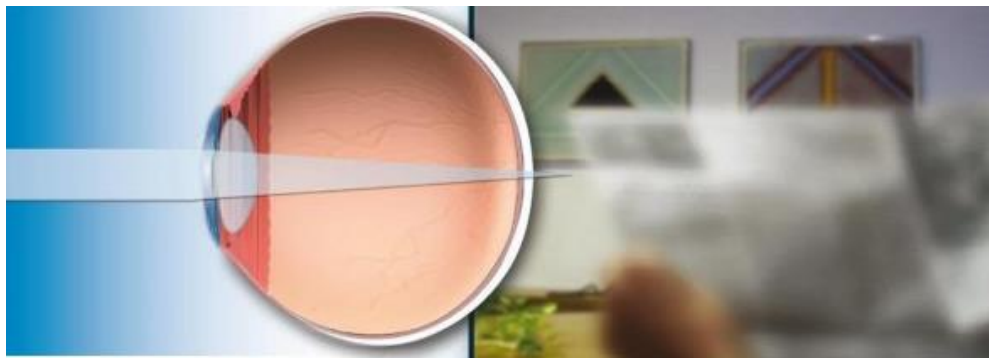


Figura 1.09: Ojo hipermetrope. Simulación de la visión cuando la imagen focaliza detrás de la retina ⁽¹⁵⁾.

- **MIOPIA** (figura 1.10): Se produce cuando el sistema óptico focaliza en un punto delante de la retina. Se debe a un exceso de potencia o a una longitud axial excesiva (ojo grande). Produce borrosidad en la visión lejana.

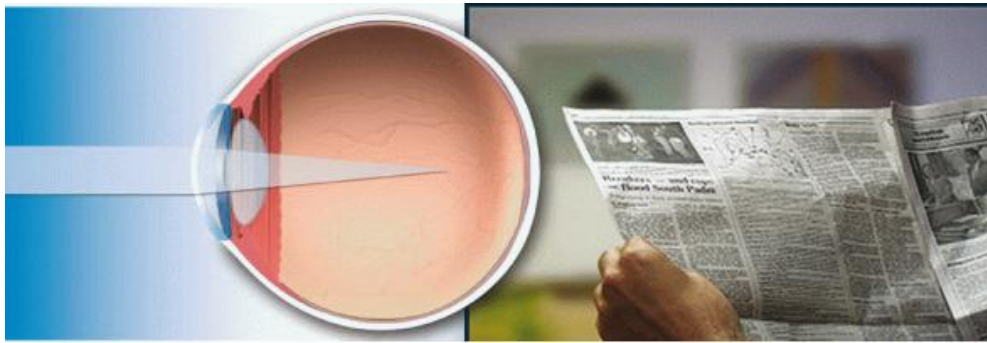


Figura 1.10: Ojo miope. Simulación de la visión cuando la imagen focaliza delante de la retina ⁽¹⁵⁾.

- **ASTIGMATISMO** (figura 1.11): El astigmatismo es algo más complejo ya que el sistema óptico del ojo no es capaz de formar una imagen puntual de un punto objeto. Se produce cuando las superficies que forman el sistema óptico no son rotacionalmente simétricas. Es decir, el poder refractivo no es igual en los 360° de la superficie óptica. Se distinguen 2 meridianos principales con potencias diferentes (uno con la potencia máxima de la superficie y otro con la potencia mínima) y ejes perpendiculares entre sí. De este modo, en la retina se formarían 2 focos.



Figura 1.11: Ojo astigmático: Simulación de la visión cuando la imagen focaliza en 2 puntos diferentes de la retina ⁽¹⁵⁾.

En función de la posición en la que focaliza cada meridiano podemos distinguir 5 tipos de astigmatismos ⁽¹⁶⁾:

- Astigmatismo miópico simple: Un meridiano focalizaría en retina y el otro delante.
- Astigmatismo hipermetrópico simple: un meridiano focalizaría en retina y el otro detrás.
- Astigmatismo miópico compuesto. Ambos meridianos focalizan delante de la retina.
- Astigmatismo hipermetrópico compuesto. Ambos meridianos focalizan detrás de la retina.
- Astigmatismo mixto: Un meridiano focaliza delante de la retina y el otro detrás.

Como vemos, el sistema óptico del ojo humano no es perfecto. A pesar de ello, ha sido representado por un gran número de modelos esquemáticos ⁽³⁾ basados en la óptica paraxial. Se trata de aproximaciones del sistema óptico ocular, libres de aberraciones y con todas sus estructuras alineadas sobre el mismo eje, usados para simplificar los cálculos de la potencia refractiva ocular total.

2. CORRECCIÓN DEL DEFECTO REFRACTIVO

El astigmatismo es un defecto refractivo que reduce la visión en todas las distancias causando diplopía monocular, tortícolis, visión borrosa y astenopia ⁽¹⁷⁾.

Como cualquier ametropía, el astigmatismo puede compensarse mediante corrección óptica. Una lente oftálmica o de contacto se posiciona delante del ojo desviando los rayos luminosos para que finalmente focalicen en retina (figura 1.12). Cuando estas lentes compensan solo miopía y/o hipermetropía se llaman lentes esféricas y cuando también corrigen el astigmatismo se conocen como lentes tóricas o esfero-cilíndricas.

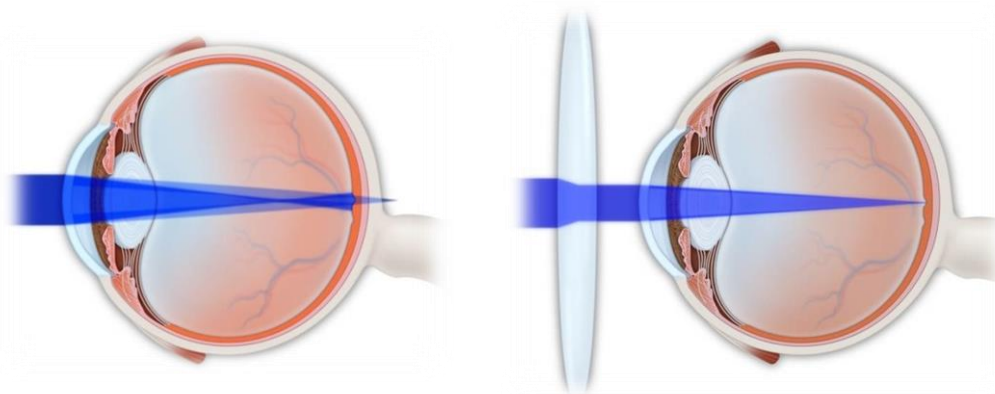


Figura 1.12: Imagen de un ojo con un astigmatismo hipermetrópico simple (imagen izquierda) corregido con una lente oftálmica esfero-cilíndrica (imagen derecha) ⁽¹⁸⁾.

Por otro lado, el astigmatismo puede compensarse mediante cirugía refractiva. Con este nombre englobamos a todas las intervenciones quirúrgicas que modifican el sistema óptico ocular. Esta corrección se puede realizar alterando la forma de la córnea mediante técnicas de cirugía refractiva corneal, o sin alterar ninguna de las estructuras del sistema óptico pero añadiendo una lente que compense el defecto refractivo (implantando una lente intraocular fáquica). Nosotros, en adelante, nos centraremos en las técnicas corneales.

a. Cirugía refractiva corneal

Desde la antigüedad se ha intentado eliminar el defecto refractivo de los individuos mediante distintas técnicas quirúrgicas. Previamente, hemos visto que la córnea es responsable de 2/3 de la potencia ocular total. Por tanto, es lógico pensar, que alterando su forma podremos corregir la refracción deseada.

En las últimas décadas ha habido un gran avance en la cirugía refractiva gracias a la llegada del láser excimer para uso oftálmico. Se trata de un láser que combina argón y flúor para emitir luz ultravioleta con una longitud de onda de 193 nm, y que es capaz de remodelar la superficie corneal anterior mediante una fotoablación uniforme del tejido, sin dañar el área adyacente, consiguiendo la variación del estado refractivo del ojo ⁽¹⁹⁾. En 1991, encontramos el primer trabajo publicado (según la base de datos de Pubmed Central) sobre la corrección de miopía mediante láser excimer en pacientes sanos ⁽²⁰⁾, aunque previamente se realizaron tratamientos en sujetos ciegos ⁽²¹⁾. En 1995, la agencia americana FDA (*“Food and Drug Administration”*) da su aprobación para el uso de los primeros equipos láser ⁽²²⁾. Este avance ha permitido nuevas técnicas ablativas menos agresivas para la salud ocular, y que se han desarrollado hasta convertirse en el tratamiento “gold standar” en la actualidad.

Dentro de nuestra práctica clínica diaria destacamos 2 técnicas fundamentales: la queratectomía fotorefractiva con láser excimer o PRK (*“Photorefractive keratectomy”*) y la Queratomileusis in situ asistida por láser o LASIK (*“Láser in situ Keratomileusis”*). Ambas técnicas ofrecen similares resultados refractivos finales, aunque presentan diferencias en el postoperatorio temprano ^{(23) (24) (25) (26) (27) (28)}.

- PRK

Técnica ablativa de superficie donde primero se elimina el epitelio corneal de la zona central, mediante raspado (figura 1.13B), para después aplicar el láser excimer sobre el estroma anterior (figura 1.13C). En algunos casos, al terminar el tratamiento láser, se impregna la superficie tratada con mitomicina al 0,02% para disminuir la actividad de los queratocitos y evitar regresiones en el tiempo y/o haze ⁽²⁹⁾. Finalmente, se protege la córnea con una lente de contacto (LC) terapéutica mientras epiteliza la úlcera corneal que hemos generado con la cirugía.

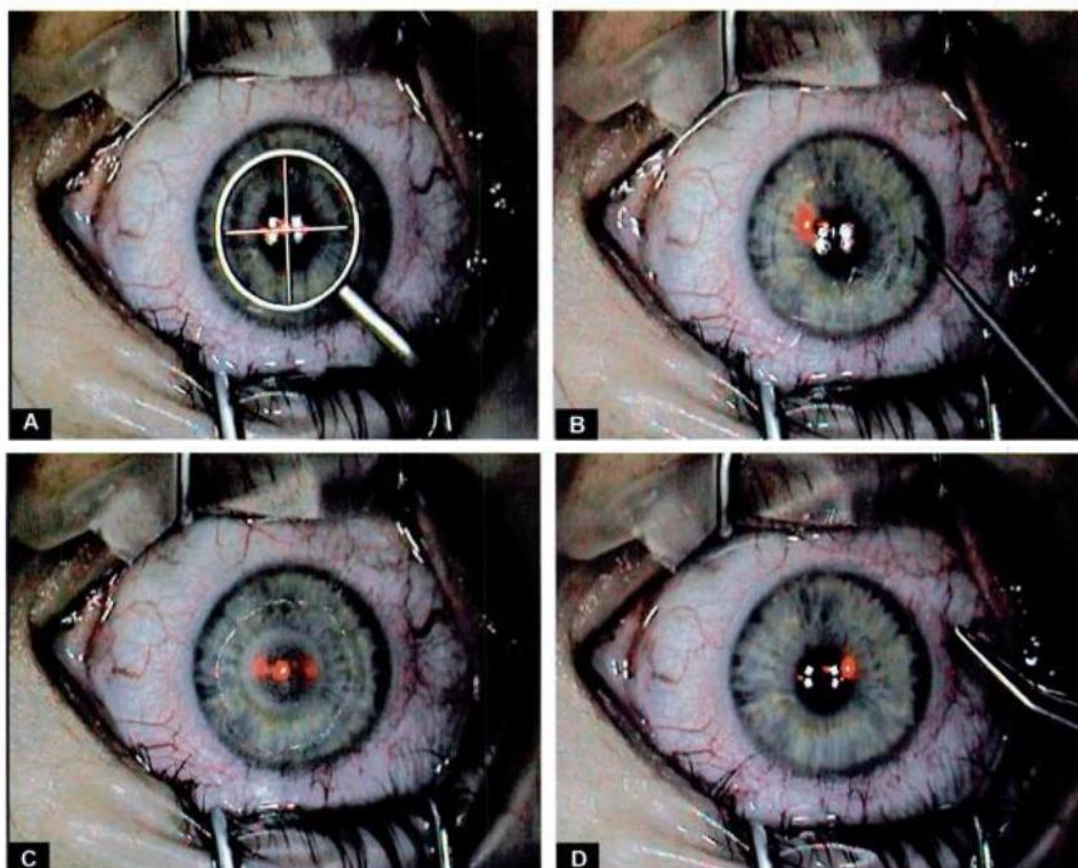


Figura 1.13: Secuencia de imágenes del proceso de una cirugía PRK ⁽²⁹⁾. A) Marcaje de la córnea. B) Raspado epitelial. C) Aplicación del láser excimer. D) Colocación de una LC terapéutica en el ojo.

Esta técnica inició la difusión de la cirugía refractiva corneal. Sin embargo, las molestias postoperatorias, la recuperación lenta y, fundamentalmente, los efectos adversos encontrados en el postoperatorio de algunos pacientes (haze y/o regresión miópica) llevaron al desarrollo de nuevas técnicas quirúrgicas para realizar la ablación corneal.

- LASIK

Es la técnica más utilizada en la actualidad. Se basa en los mismos principios ablativos que la técnica PRK, pero modifica el procedimiento inicial para preservar el epitelio corneal y la membrana de Bowman prácticamente intactos. Para ello, se lleva a cabo la creación de un colgajo corneal o "flap" (corte incompleto de la superficie corneal de unas 100 μm de grosor y con una zona de bisagra, figura 1.14B) que es retirado (figura 1.14C) para la aplicación del láser excimer directamente sobre el estroma corneal (figura 1.14D) y que, finalmente, se reposiciona en el mismo lugar (figura 1.14E) permitiendo una recuperación más rápida y menos molesta para el paciente ⁽³⁰⁾.

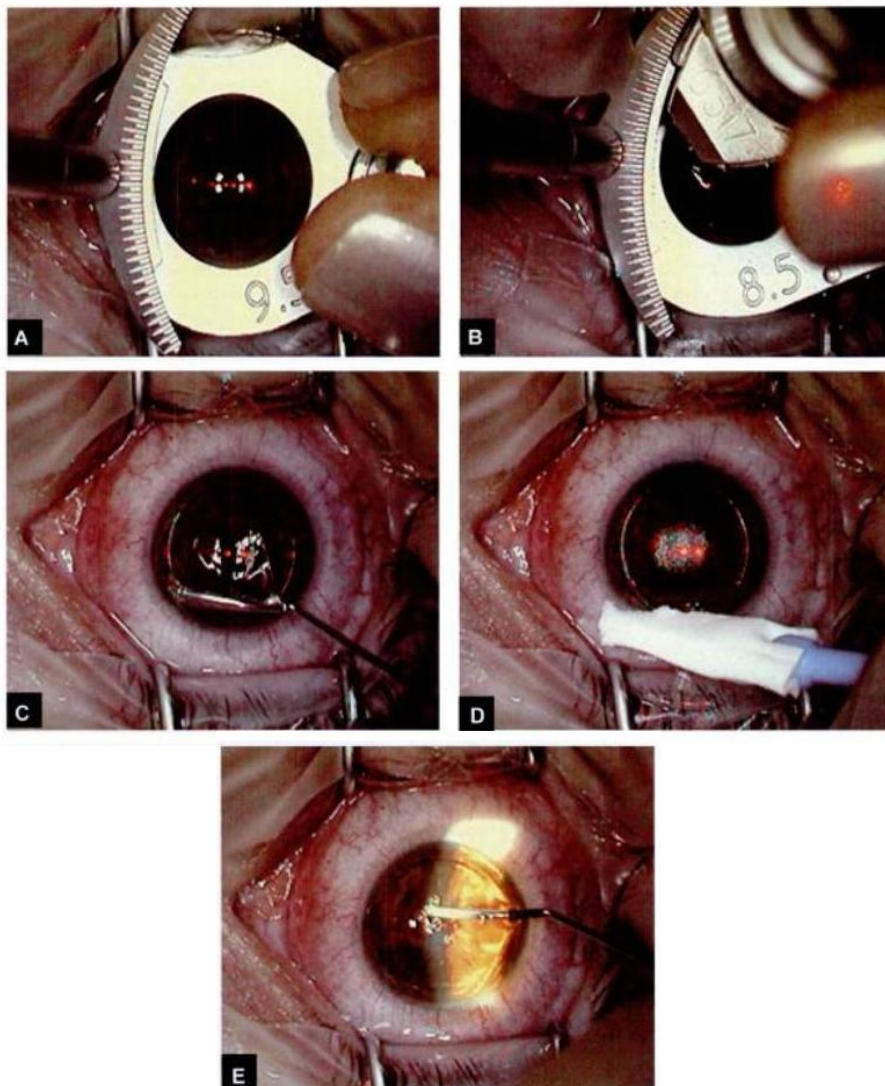


Figura 1.14: Secuencia de imágenes de una cirugía LASIK con microqueratomo ⁽³⁰⁾.
 A) Colocación del anillo de succión. B) Ajuste del cabezal del microqueratomo y corte.
 C) Retirada del flap. D) Ablación láser. E) Reposición del flap

Para la realización del flap, tradicionalmente se ha utilizado un microqueratomo que, manual o automáticamente, realiza el corte sobre un anillo de succión. En los últimos años, el láser femtosegundos se ha convertido en una alternativa al tradicional microqueratomo ya que es capaz de crear el flap automáticamente con los parámetros exactos deseados por el cirujano mediante pulsos ultracortos ⁽³⁰⁾.

Independientemente del procedimiento quirúrgico utilizado, el láser excimer será el encargado de tallar sobre la córnea el patrón necesario para compensar el defecto refractivo deseado, es decir, la ablación. Para ello, se han desarrollado fórmulas que relacionan el diámetro y la profundidad de la ablación con la corrección deseada ⁽³¹⁾.

b. Tipos de ablación

Las características exactas de la ablación que se realiza para corregir un defecto refractivo concreto depende del equipo láser utilizado, ya que cada uno trabaja con un algoritmo de ablación diferente y, que suele ser secreto. En este apartado simplemente describiremos los patrones de ablación básicos que se utilizan en función del tipo de ametropía.

- Ablación hipermetrónica (figura 1.15): Un ojo hipermetrope es aquel que tiene un déficit de potencia, por ello, las imágenes focalizan detrás de la retina. Para compensarlo, el patrón hipermetrónico elimina una mayor cantidad de tejido en la periferia de la córnea. Así, al tallar la periferia, incrementamos la curvatura central y, por tanto, aumentamos la potencia de la córnea.

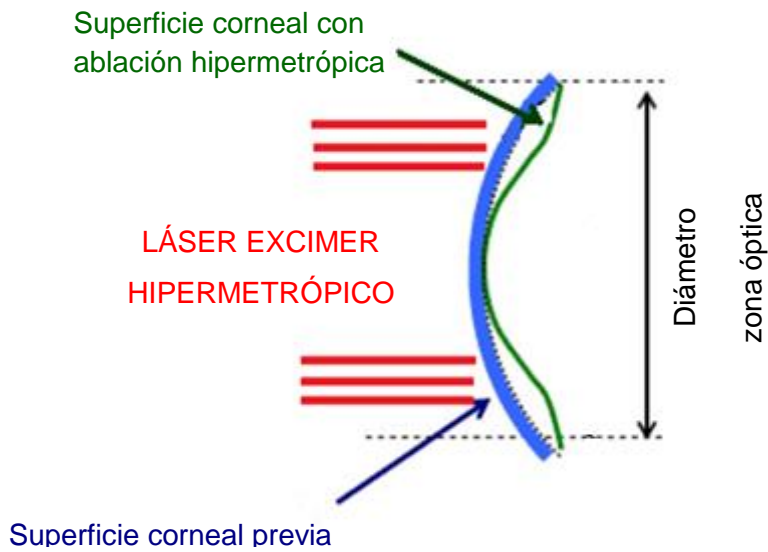


Figura 1.15: Esquema de la ablación en un ojo hipermetrope

- Ablación miópica (figura 1.16): Un ojo miope posee una potencia superior a la que necesita, por ello, las imágenes focalizan delante de la retina. Para corregirlo, el patrón miópico elimina una mayor cantidad de tejido en centro de la córnea. Con este tratamiento aplanamos la curvatura central de la córnea y, por tanto, reducimos la potencia.

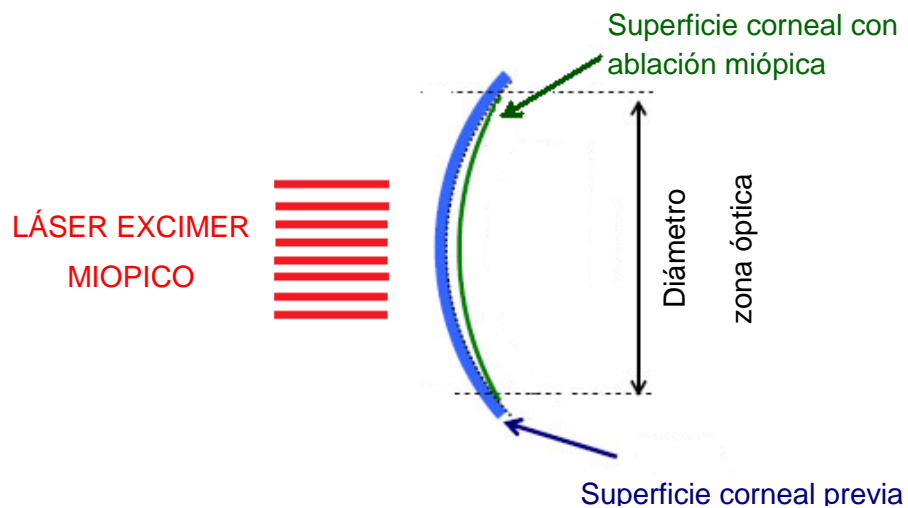


Figura 1.16: Esquema ablación en ojo miope

La profundidad de la ablación miópica va a depender de la cantidad de dioptrías a corregir y del diámetro de la zona óptica utilizada, tal y como establecieron Munnerlyn y colaboradores en 1988 ⁽³¹⁾. Para una miopía media y con una zona óptica de 6 o 6.5mm (un diámetro de zona de óptica menor producirá fenómenos adversos en condiciones de baja iluminación como deslumbramiento o halos), un perfil de ablación miópico esférico va a transformar completamente la superficie corneal de prolata a oblata. Esto produce un aumento de la aberración esférica positiva, tal y como vemos en la figura 1.17, que es muy mal tolerada por los pacientes. Para evitar este efecto, hay equipos láser que crean un perfil de ablación esférico, que conlleva el tallado de un menisco que no solo corrige la graduación sino que, también, mantiene la asfericidad corneal inicial. En los perfiles de ablación hipermetrópicos este problema no ocurre ya que, al tallar la periferia de la córnea se tiende a crear una córnea hiperprolata que induce una aberración esférica negativa, la cual es tolerada mejor por los pacientes, aunque también puede deteriorar la calidad visual si la ablación está descentrada (induciría aberración comática).

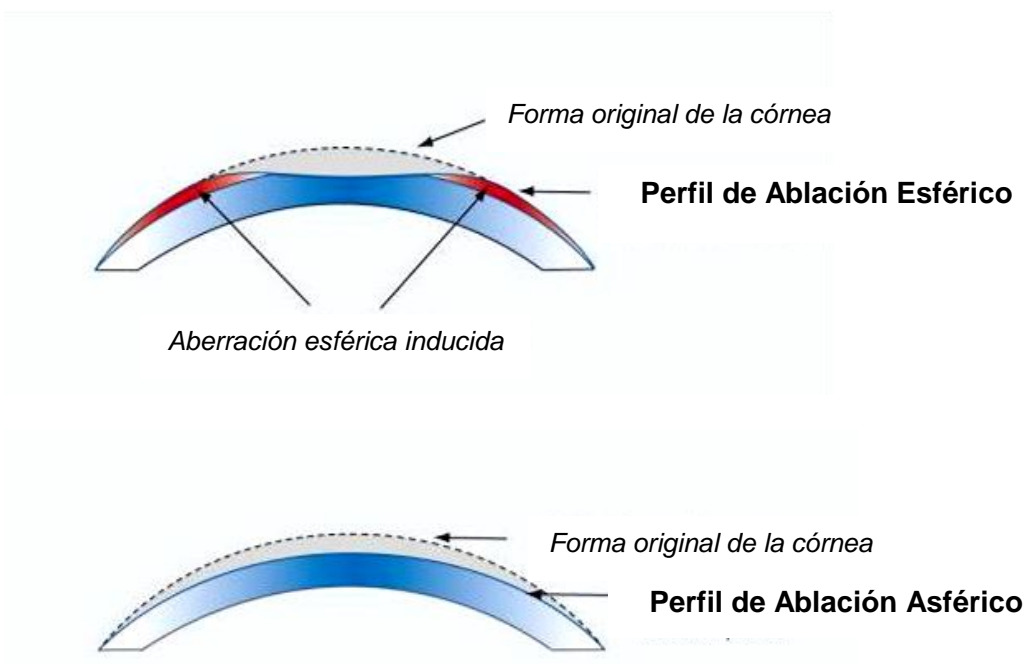


Figura 1.17: Arriba perfil de ablación esférico. Abajo perfil de ablación asférico.

- Ablación astigmática: Dado que el ojo astigmático presenta 2 meridianos principales con 2 potencias diferentes, es necesaria una corrección distinta en cada meridiano para conseguir la emetropización. Por tanto, cada uno de los 5 tipos de astigmatismo vistos anteriormente precisará un patrón de ablación diferente.
 - El astigmatismo miópico simple se compensará con una ablación sobre la zona central del meridiano más curvo (Figura 1.18A).
 - El astigmatismo hipermetrópico simple se compensará con una ablación sobre la periferia del meridiano más plano (Figura 1.18B).
 - El astigmatismo miópico compuesto se compensará con una ablación central en ambos meridianos, siendo mayor en el meridiano curvo (Figura 1.18C).
 - El astigmatismo hipermetrópico compuesto se compensará con una ablación sobre la periferia de ambos meridianos, pero con mayor intensidad en el meridiano más plano (Figura 1.18D).
 - El astigmatismo mixto se compensaría con una ablación central en el meridiano más curvo y una ablación periférica en el meridiano más plano. Sin embargo, muchos equipos láser simplifican la ablación transponiendo la refracción indicada a cilindro positivo (Figura 1.18E). Eso significa que, por ejemplo, para una refracción de $+0.25-1,00 \times 180^\circ$, el láser haría un tratamiento mixto de $-0,75+1,00 \times 90^\circ$. Sin embargo, para otra refracción, como por ejemplo de $+4,00-2,00 \times 180^\circ$ el láser hará un tratamiento hipermetrópico compuesto, de $+2,00+2,00 \times 90^\circ$.

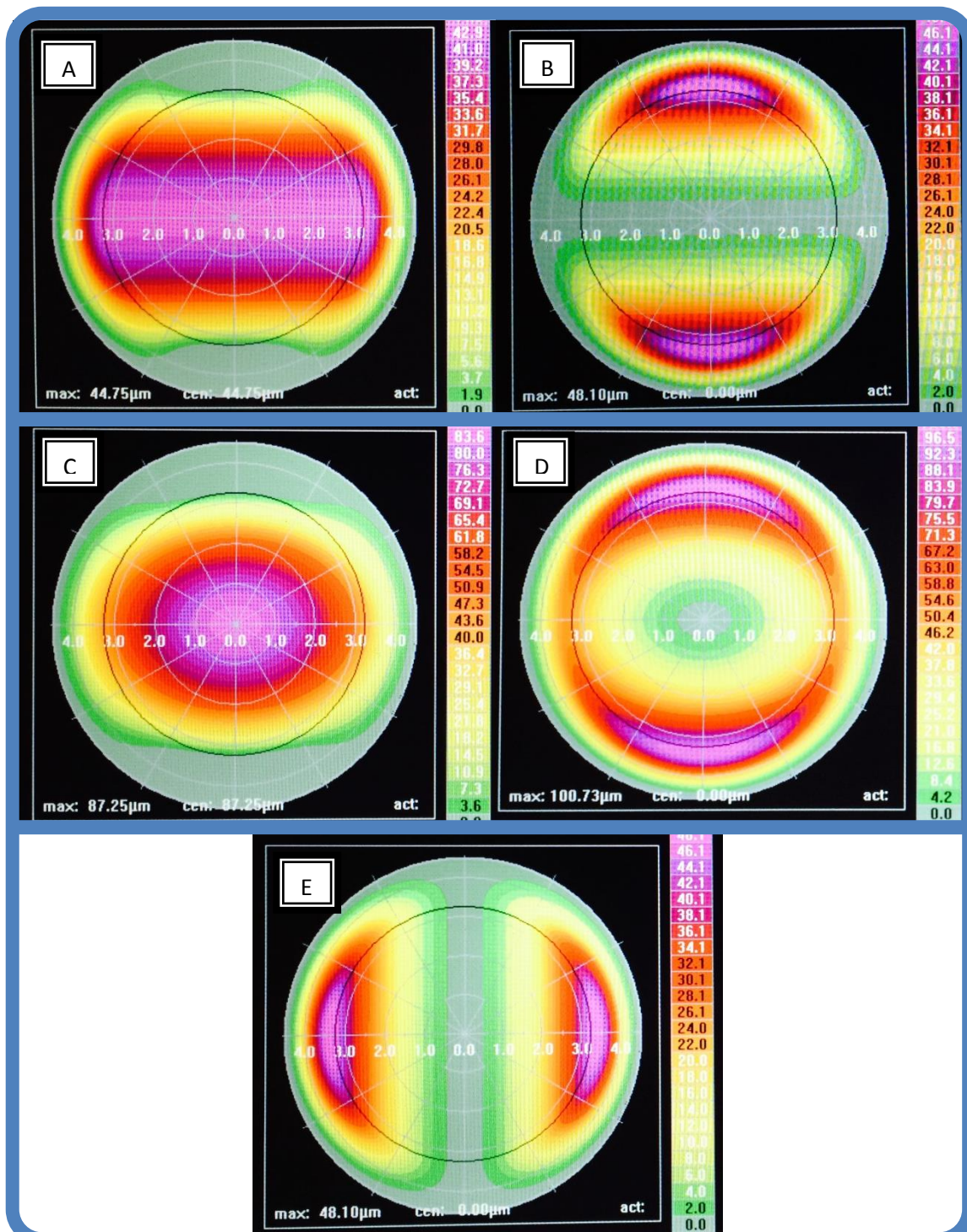


Figura 1.18: Patrón de ablación láser para una zona óptica de tratamiento de 6,5mm en distintos tipos de astigmatismos:

A: Astigmatismo miópico simple de -3,00 a 180°

B: Astigmatismo hipermetrópico simple de +3,00 a 180°

C: Astigmatismo miópico compuesto de -3,00esf. -3,00 a 180°

D: Astigmatismo hipermetrópico compuesto: +3,00esf. +3,00 a 180°

E: Astigmatismo mixto de +3,00esf. -3,00 a 180° que se transforma en +3,00 a 90°

3. ASTIGMATISMO

Como estamos viendo, el astigmatismo es una refracción más compleja que la miopía o la hipermetropía. Cuando lo corregimos en cirugía refractiva, la ablación está tallando un valor sobre la córnea que puede coincidir, o no, con el astigmatismo presente en esta estructura. Cómo y cuánto afecta esto a los resultados quirúrgicos no está claro. Precisamente por ello, es importante conocer y definir con exactitud los distintos tipos de astigmatismo que podemos encontrar en el ojo.

a. Partes del astigmatismo:

La figura 1.19 muestra un esquema de las distintas partes del astigmatismo.

- *Astigmatismo Total (AT)*

Este astigmatismo es el resultado de la suma de todos los astigmatismos presentes dentro del sistema óptico del ojo (astigmatismo de la cara anterior y posterior de la córnea, astigmatismo de la cara anterior y posterior del cristalino, astigmatismo producido por el humor acuoso, cuerpo vítreo y/o retina y el astigmatismo producido por la percepción)⁽³²⁾. Entendemos como tal, al astigmatismo presente en la refracción subjetiva (cilindro manifiesto) de un individuo, ya que es el astigmatismo con el que el paciente nota que mejor se compensa su ametropía. Se suele medir mediante gafa de prueba o con un foróptero, estando la lente correctora separada del ojo del paciente unos 12mm.

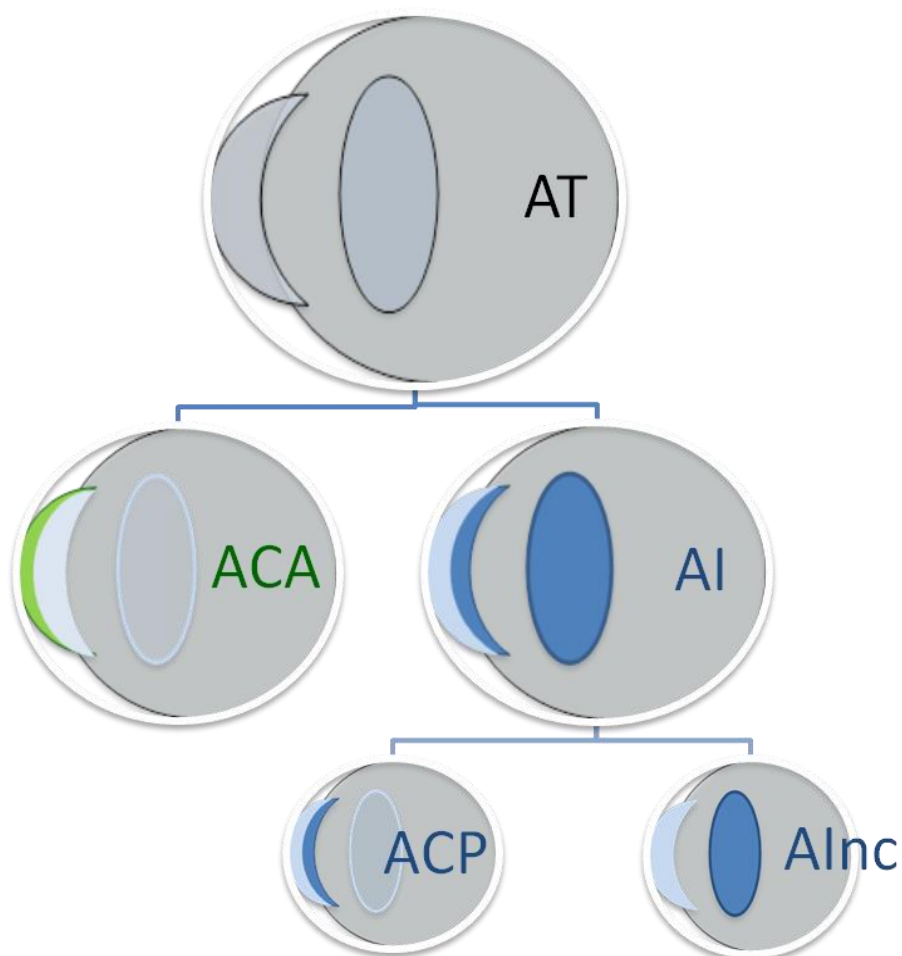


Figura 1.19: Esquema de las partes del astigmatismo total (AT) en un ojo, distinguiendo el astigmatismo corneal anterior (ACA), el astigmatismo interno (AI), el astigmatismo corneal posterior (ACP) y el astigmatismo interno no corneal (Alnc).

- *Astigmatismo Corneal Anterior (ACA)*

Es el astigmatismo presente en la primera cara de la córnea. Se obtiene a partir de la queratometría simulada (SimK) y es el resultado de la diferencia de los 2 meridianos principales de la cara anterior: siendo K1 el meridiano más plano y K2 el meridiano más curvo (figura 1.20).

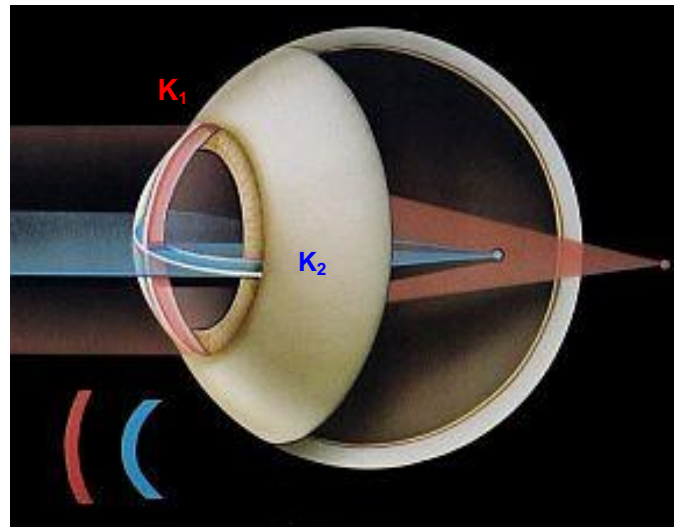


Figura 1.20: Córnea astigmática. K_1 en el eje vertical y K_2 en el eje horizontal ⁽³³⁾

Los topógrafos y queratómetros se consideran instrumentos “gold standard” para cuantificar la potencia y el eje del astigmatismo corneal, permitiendo de manera sencilla una medida exacta y repetible.

- *Astigmatismo interno (AI)*

El astigmatismo interno o astigmatismo ocular residual (ORA, “Ocular Residual Astigmatism”) es la suma del astigmatismo presente en todas las estructuras oculares restantes, que influyen, en mayor o menor grado, en el astigmatismo total (segunda cara de la córnea, cristalino, zónulas, humor acuoso, cuerpo vítreo y retina) y, también, del procesamiento cerebral realizado en la corteza visual para obtener, de un estímulo luminoso que llega a retina, una imagen (que vemos a través de nuestro cerebro).

El astigmatismo interno no se puede medir directamente, solo se obtiene mediante la diferencia entre el astigmatismo total y el astigmatismo corneal anterior. Algunos instrumentos ópticos, como el topógrafo Oculus Pentacam, permiten medir la segunda cara de la córnea. Por tanto, dentro del AI, podríamos distinguir el astigmatismo presente en la segunda cara de la córnea o astigmatismo corneal posterior (ACP) y el astigmatismo interno no corneal (AI_{nc}) creado por el resto de estructuras.

b. Análisis del astigmatismo

El astigmatismo no es un valor simple sino que actúa con las mismas 2 unidades de medida que un vector, presenta una potencia para su magnitud y un eje para su dirección, las cuales no deben ser separadas para su valoración. Si esto no fuese así, dos astigmatismos que tuviesen la misma magnitud pero ejes opuestos (por ejemplo 0,50D a 180° y 0,50D a 90°), aparentemente presentarían una diferencia de 0D. Sin embargo, los ejes contrarios (opuestos 90°) se contrarrestan y, la diferencia vectorial real de estos 2 astigmatismos opuestos sería de 1D. Debido a esto, el análisis trigonométrico tradicional presenta algunas limitaciones, ya que los astigmatismos presentan propiedades fundamentales diferentes a los vectores: el astigmatismo es una entidad estática medida sobre una superficie tórica y el vector es una entidad dinámica con 2 componentes (magnitud y eje) que no pueden medirse, solo calcularse ⁽³⁴⁾.

Los primeros trabajos publicados sobre los cálculos astigmáticos utilizan un análisis trigonométrico tradicional basado en coordenadas polares ^{(35) (36) (37) (38) (39) (40) (41)}. Para ello, cada astigmatismo (de magnitud M y eje α) se divide en 2 coordenadas cartesianas (x , y): una proyectada sobre el meridiano vertical (90°) y otra proyectada sobre el meridiano horizontal (180°), creando una figura de poder dióptrico $x=M \cos \alpha$ y $y=M \sin \alpha$ (figura 1.21).

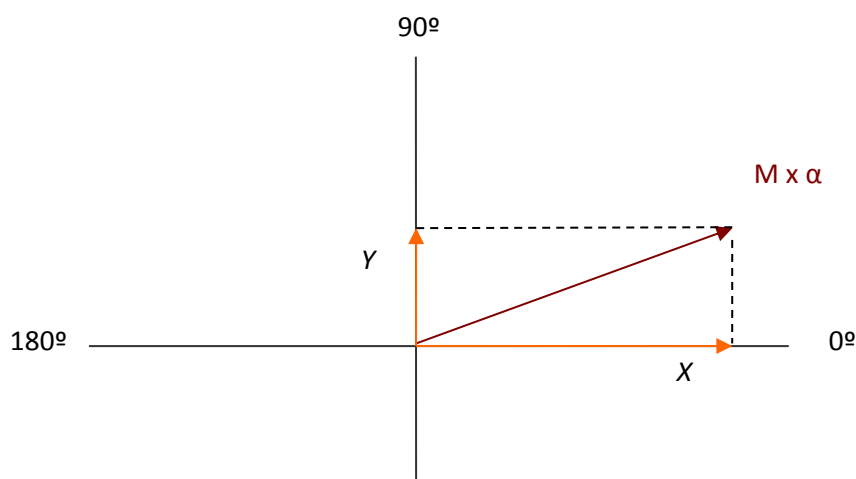


Figura 1.21: Representación de las coordenadas (en naranja) de un astigmatismo (en rojo) de potencia "M" dioptrías a un eje α .

La diferencia entre estas magnitudes $M \times (\sin^2 \alpha - \cos^2 \alpha)$, es el valor polar de Naeser ⁽³⁷⁾, que permite un fácil manejo del astigmatismo devolviendo un único parámetro sobre el que trabajar. Sin embargo, este método solo es sensible a cambios en los meridianos principales, cualquier cambio inducido a 45° o 135° resultaría nulo.

Además, los diagramas polares no siempre están claros, y pueden llevar a error por no trabajar conjuntamente con la magnitud y el eje del astigmatismo. Un ejemplo de ello se apreciaría en la figura 1.22, donde dos astigmatismos aparentan una gran diferencia entre sí, que en realidad es mínima. Se trata de 2 astigmatismos con la misma magnitud pero una diferencia en su orientación. A simple vista, la diferencia angular entre ambos astigmatismos es de 170° , sin embargo, la diferencia real es de 10° .

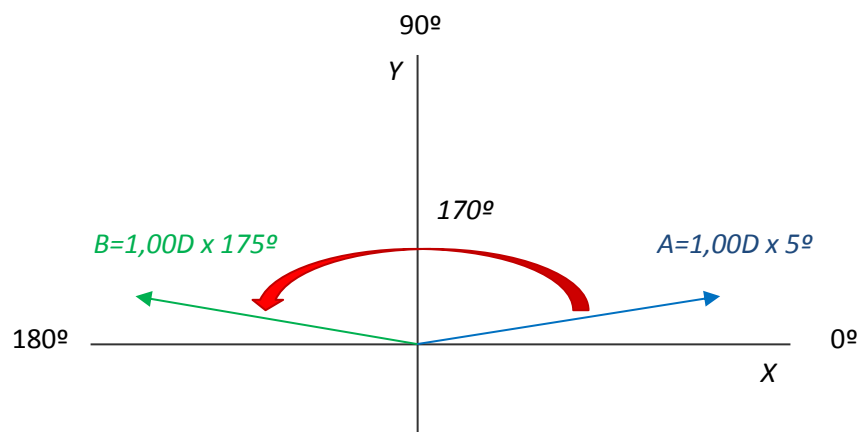


Figura 1.22: Diagrama de 2 astigmatismos ⁽³⁴⁾. Aparentemente la diferencia angular entre ambos es de 170° , pero en realidad es de 10°

Esto sucede porque convencionalmente el eje de la queratometría se representa solo en los primeros 180° de una circunferencia, puesto que cualquier valor comprendido entre los 180° y los 360° tiene un punto conjugado, en la zona opuesta del limbo (figura 1.23), con un eje equivalente ⁽³⁴⁾.

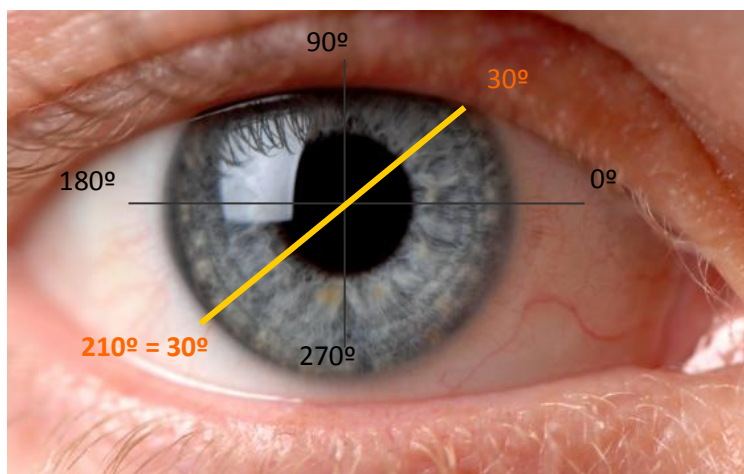


Figura 1.23: La línea amarilla marcaría el eje de un astigmatismo a 30°.

Siguiendo la línea del análisis vectorial clásico, para evitar este error Alpíns ⁽⁴²⁾ propone el método del “doble-ángulo”. Se trata de multiplicar todos los ángulos por 2, para utilizar los 360° de la circunferencia, y el resultado final dividirlo entre 2 (figura 1.24). Así, la diferencia entre 2 astigmatismos (A x α y B x β) puede ser calculada mediante teorías trigonométricas ^{(34) (42)} según la fórmula $[A^2 + B^2 - 2AB\cos2(\alpha-\beta)]^{1/2}$.

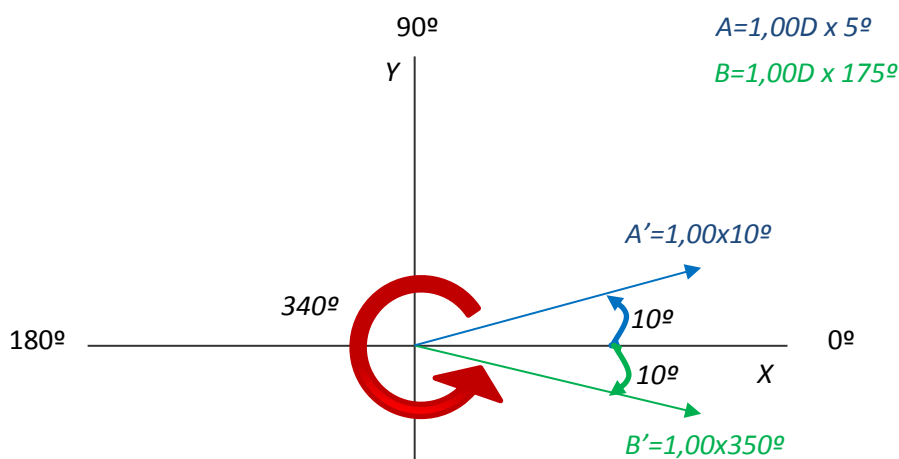


Figura 1.24: Diagrama de los 2 astigmatismos anteriores según el vector de doble ángulo ⁽³⁴⁾. Al multiplicar por 2 ambos ángulos, la diferencia es 20°, que dividido entre 2 hace 10°.

Sin embargo, aunque la diferencia vectorial entre 2 astigmatismos puede ser calculada mediante estas fórmulas, otro tipo de cálculos matemáticos y estadísticos importantes en el estudio del astigmatismo no podrían llevarse a cabo, ya que no se considera la magnitud y el eje a la vez.

Para solucionar estos problemas, Thibos y cols. ⁽⁴³⁾ ⁽⁴⁴⁾ desarrollan un método vectorial basado en el análisis de Fourier, son los llamados “power vectors”, los cuales crean representaciones geométricas de las fórmulas refractivas esfero-cilíndricas. Su metodología se basa en la descomposición del astigmatismo en 2 cilindros cruzados de Jackson con valores: J_0 (representa el astigmatismo a 90° y a 180°) y J_{45} (representa los astigmatismo oblicuos a 45° y 135°). El componente esférico de la refracción también puede estar representado mediante el equivalente esférico en otra coordenada (M). De esta forma, esfera, cilindro y eje se transforman en 3 magnitudes dióptricas (M , J_0 y J_{45}), perpendiculares entre sí, que pueden ser representadas como un vector rectangular en un espacio dióptrico tridimensional (x , y , z) y que permiten cálculos escalares independientes en cada componente para realizar cualquier tipo de operación matemática. Además, la longitud del vector (B) puede ser medida fácilmente permitiendo un único parámetro sobre el que trabajar.

Por tanto, el análisis de Fourier mediante “power vectors” es un método sencillo y seguro para la realización de cualquier tipo de cálculo refractivo a partir de las fórmulas esfero-cilíndricas con las que se trabaja en la práctica clínica: desde el cálculo del AI hasta el astigmatismo inducido quirúrgicamente, incluyendo cambios refractivos de astigmatismo de cualquier naturaleza o el análisis estadístico. Y, por ello, este es el método de análisis vectorial seleccionado en éste trabajo.

4. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

En el primer apartado de esta introducción comentábamos que el sistema óptico del ojo humano está formado por 2 estructuras fundamentales: la córnea, que supone 2/3 del poder dióptrico total, y el cristalino, que aporta el 1/3 restante. La figura 1.25 describe las posibles combinaciones del astigmatismo en estas estructuras y su influencia en la visión, desde que no exista astigmatismo ni corneal ni interno, hasta que exista un astigmatismo diferente en ambas partes.

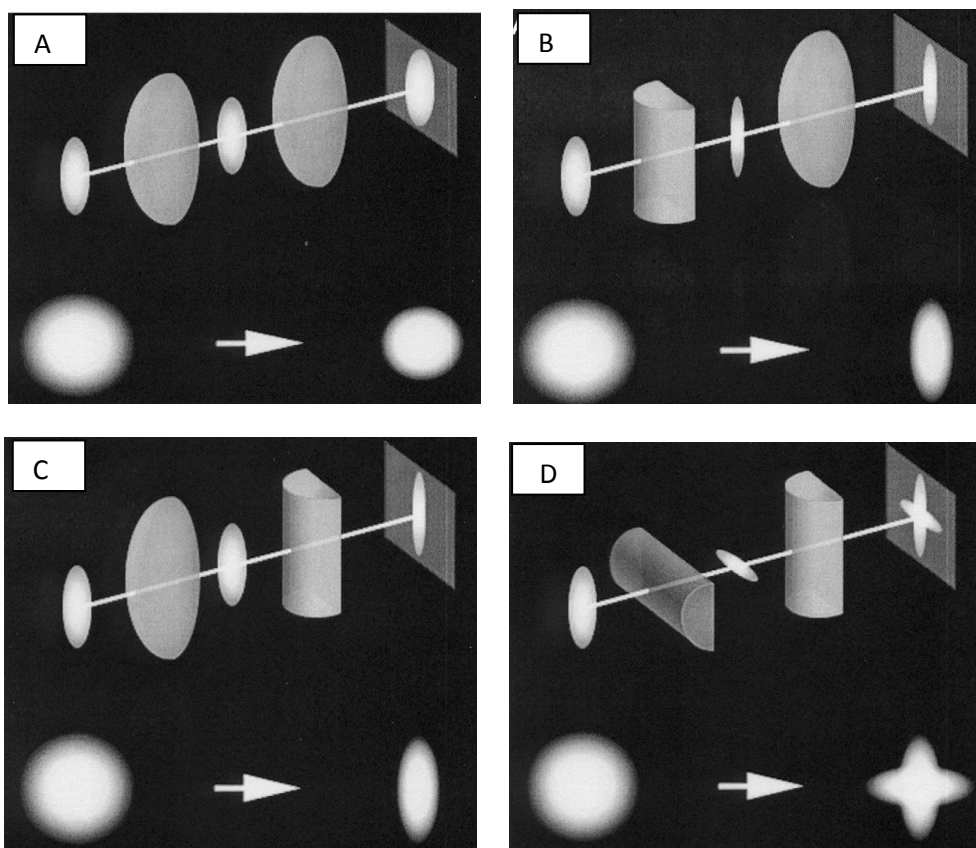


Figura 1.25: Esquema de las posibles combinaciones de astigmatismo en el sistema óptico ocular ⁽³⁵⁾. A: Sin astigmatismo B: Solo astigmatismo corneal. C: Solo astigmatismo interno. D: Astigmatismo corneal e interno en diferente eje.

En la práctica clínica es común encontrar un astigmatismo refractivo similar al astigmatismo corneal. En estos casos, la ablación quirúrgica que corrige el defecto refractivo eliminará más tejido en el meridiano corneal más curvo y en el meridiano más plano ocurrirá lo contrario, creando una córnea más esférica, más regular, con menos aberraciones y, por tanto, proporcionando una mejor visión (crearíamos un sistema visual como en la figura 1.25A).

Sin embargo, el ojo es un sistema óptico imperfecto y esta situación ideal no siempre se cumple. En muchos casos el astigmatismo total de un individuo no coincide con el corneal. En esta situación, la ablación inducida sobre la córnea para corregir un astigmatismo distinto al queratométrico va a crear una superficie corneal más irregular, con más aberraciones y con un nuevo astigmatismo que podría inducir un error residual no deseado (figura 1.25D). De hecho algunos autores, como Kugler⁽⁴⁵⁾, Bragheeth⁽⁴⁶⁾ y colaboradores, defienden que la disminución de la eficacia en la corrección láser del astigmatismo se debe a la existencia de un mayor componente interno o de una diferencia de más de 15° entre los ejes de los astigmatismos total y corneal.

La influencia exacta del astigmatismo interno en los resultados de la cirugía refractiva, así como todas sus características ópticas y su relación con el resto de estructuras oculares no está clara. Son pocos los trabajos que tratan este tema.

Nuestro trabajo pretende estudiar y analizar en profundidad el astigmatismo interno, su demografía y su influencia en el astigmatismo total. Cuanto más conozcamos el astigmatismo interno, entenderemos mejor los resultados de la cirugía refractiva y podremos mejorar la corrección astigmática.



Hipótesis y objetivos



1. HIPOTESIS

El astigmatismo interno, aunque habitualmente no se considere, es un componente importante del astigmatismo total de un individuo que influye en el resultado final de la cirugía refractiva.

2. OBJETIVOS

El **objetivo general** de esta tesis es realizar un estudio epidemiológico del AI para valorar, después, su influencia en la cirugía refractiva.

Los **objetivos específicos** son:

- a) Definir la prevalencia del astigmatismo interno.
- b) Valorar la influencia del ángulo Kappa en el astigmatismo interno.
- c) Caracterizar y relacionar el astigmatismo interno con el resto de características demográficas, topográficas y refractivas del ojo, para detectar asociaciones.
- d) Analizar la influencia del astigmatismo interno en los resultados de la cirugía refractiva en ablaciones astigmáticas hipermetrópicas, miópicas y miópicas esféricas.
- e) Establecer el método ideal de clasificación del astigmatismo interno en función de su influencia en el resultado quirúrgico.
- f) Determinar si es posible corregir el error inducido por el astigmatismo interno en los resultados de la cirugía refractiva corneal.





Materiales y métodos



Se ha realizado un estudio epidemiológico, descriptivo y retrospectivo de una serie de casos en pacientes astigmáticos intervenidos mediante diferentes técnicas de cirugía refractiva corneal en la clínica Novovisión de Murcia.

1. CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN

- Criterios de inclusión:

- Pacientes intervenidos en la clínica Novovisión de Murcia entre el 1 de enero de 2008 y el 31 de diciembre de 2010.
- Astigmatismo subjetivo preoperatorio superior o igual a 1,00D.

- Criterios exclusión:

- Patología ocular o sistémica.
- Antecedentes oftalmológicos de cirugía previa.
- Ojo no dominante en tratamientos de presbicia.
- Falta de algún dato preoperatorio.
- Falta de alguna de las revisiones postoperatorias.

2. PROCOLO CLÍNICO

Todos los pacientes incluidos en este estudio han seguido el protocolo clínico establecido por la clínica Novovisión que está estandarizado para todo paciente que se somete a una intervención de cirugía refractiva. Este protocolo tiene 3 partes fundamentales que describiremos a continuación: el estudio preoperatorio, la intervención quirúrgica y las revisiones postoperatorias.

a. Estudio preoperatorio

Todos los pacientes han realizado un examen ocular completo que incluye: anamnesis, topografía corneal (Oculus Pentacam® 70700, Wetzlar, Germany), autorrefracción (EZ Ref 8000 Auto Refractometer, Shin-Nippon, Japan), refracción subjetiva y cicloplégica (Colircursi Cicloplégico, Alcon), agudeza visual (AV), pupilometría (Colvard Pupillometer, Oasis Medical), biomicroscopía en lámpara de hendidura, examen de fondo de ojo y presión intraocular. Los pacientes portadores de lentes de contacto blanda descansaron de su uso los 7 días previos al estudio. Los portadores de lentes de contacto semirígidas descansaron como mínimo 30 días. La topografía se realiza en condiciones de iluminación mesópicas para la perfecta adquisición de las imágenes. Con la misma iluminación, se realizan 3 medidas válidas de autorrefracción (medida objetiva de la refracción del paciente) y su valor medio se utiliza como punto de partida para la refracción subjetiva manteniendo similares condiciones lumínicas. La refracción más positiva con la que el paciente obtiene su mejor agudeza visual se considera la graduación subjetiva final. Ningún paciente presentó opacidad en el cristalino en el examen de biomicroscopía, ni ninguna otra patología o característica ocular que fuese criterio de exclusión para cualquier tipo de cirugía refractiva.

- Topógrafo Oculus Pentacam

El topógrafo Oculus Pentacam (figura 3.01) analiza el segmento anterior del ojo a través de la combinación de un sistema de iluminación de hendidura y una cámara rotacional de Scheimpflug.

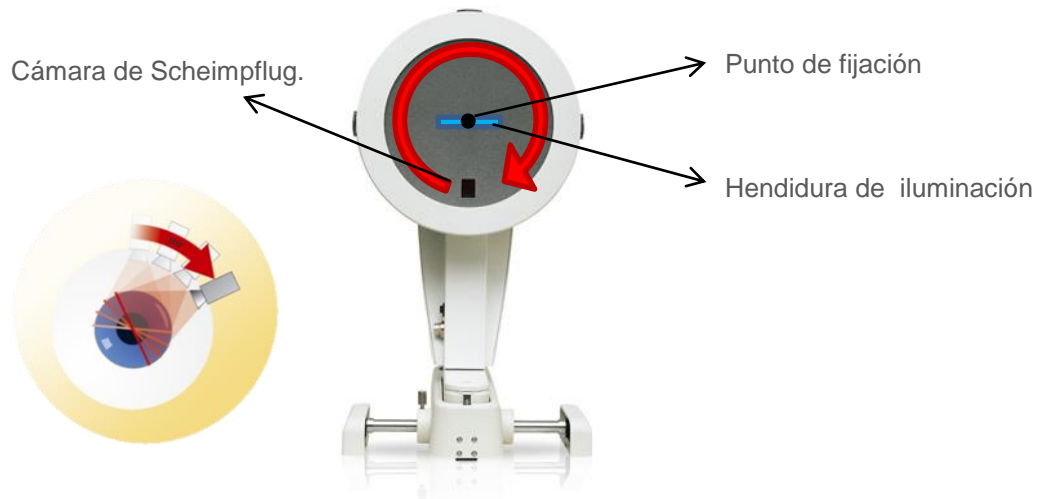


Figura 3.01: Topógrafo Oculus Pentacam. Mientras el paciente mira al punto de fijación que se encuentra en el centro de la hendidura de iluminación, la cámara rotacional de Scheimpflug gira alrededor del ojo tomando 25 fotografías del segmento anterior del ojo ⁽⁴⁷⁾.

La superposición del punto de fijación sobre la hendidura de iluminación permite un centrado perfecto del sistema sobre el vertex corneal. La cámara rota 360° alrededor del ojo tomando 25 imágenes del segmento anterior y analiza 138.000 puntos reales de elevación. Con ello, el sistema Pentacam realiza un análisis completo y preciso de la córnea (figura 3.02). Es capaz de obtener valores reales de curvatura, elevación y asfericidad de la cara anterior y posterior de la córnea. Además ofrece otro tipo de datos relevantes como la paquimetría corneal, la profundidad de la cámara anterior, el ángulo irido-corneal y la densidad del cristalino ⁽⁴⁷⁾.

El topógrafo Pentacam transforma los datos analizados en diferentes mapas de curvatura y elevación para representar la forma exacta de la córnea. Estos mapas se centran en el ápex corneal y, utilizando este punto como referencia, localiza con coordenadas cartesianas (x, y) otros puntos relevantes como el centro de la pupila o el punto de mínimo espesor corneal.

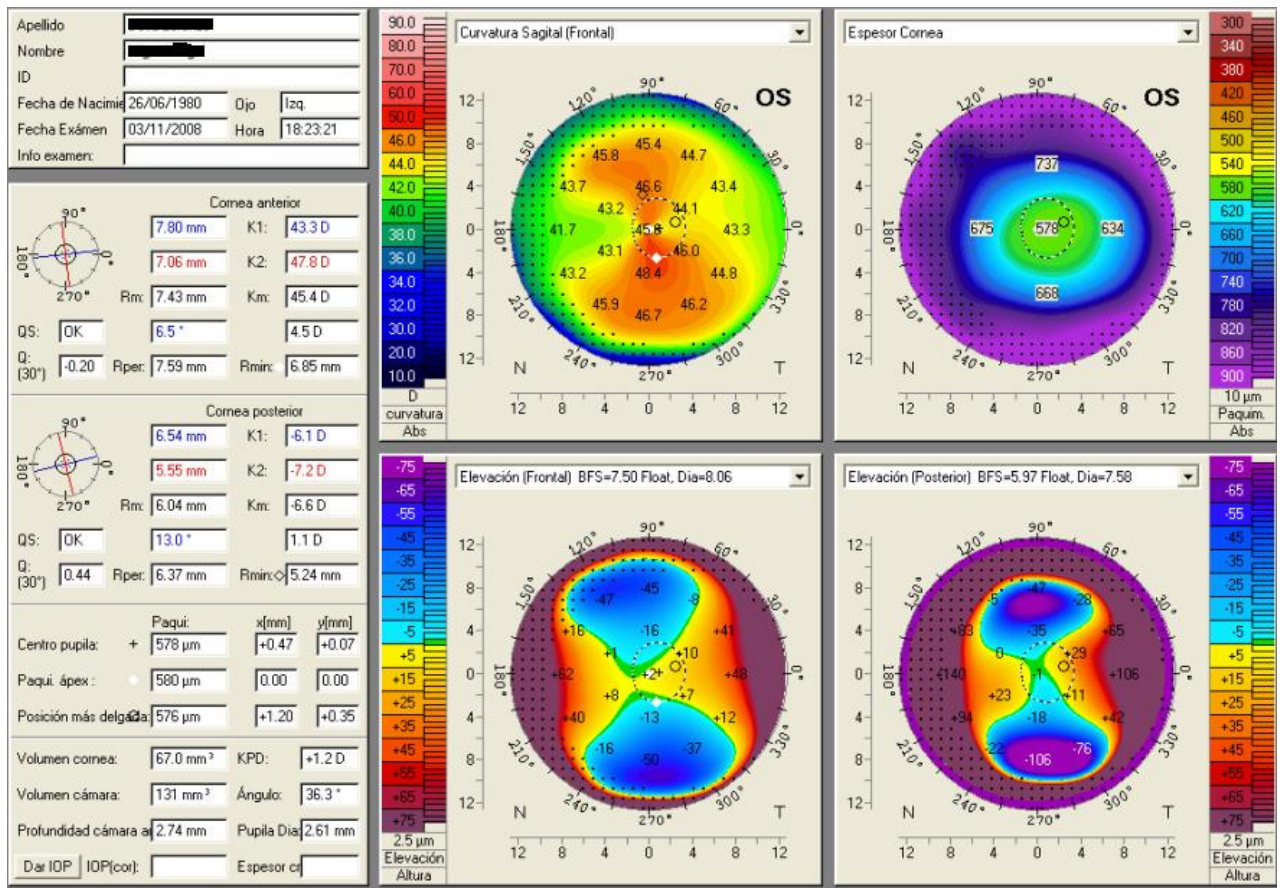


Figura 3.02: Examen topográfico de Pentacam de un paciente astigmático. A la izquierda se observan todos los datos obtenidos. A la derecha se observan 4 mapas topográficos: curvatura sagital anterior, paquimetría corneal, elevación corneal anterior y elevación corneal posterior.

b. Intervención quirúrgica

Los días previos a la cirugía, los pacientes realizan un tratamiento preoperatorio basado en lágrima artificial y limpieza palpebral. El día de la intervención, antes de entrar a quirófano, se realiza un tratamiento profiláctico basado en gotas antibióticas (oftacilox col. 3mg/ml, Alcon), lavado de la superficie ocular con povidona yodada diluida al 50%, y antisepsia dérmica con clorhexidina tópica (Hibiscrub 4%). Los astigmatismos subjetivos superiores a 1,50D son marcados en lámpara de hendidura a 0° y 180° con un rotulador quirúrgico violeta de genciana de punta fina antes de la intervención para eliminar la posible ciclorsión ocular que ocurre al pasar de una posición anatómica estándar (erguido) a una posición decúbito supino (tumbado boca arriba) ⁽⁴⁸⁾.

Protocolo clínico

La intervención quirúrgica de todos los pacientes se realiza según la indicación médica establecida en su estudio preoperatorio. Pacientes con mala calidad lagrimal, espesor corneal inferior a $500\mu\text{m}$ e irregularidad en la superficie corneal (no patológica) son intervenidos mediante la técnica PRK. Pacientes con buena calidad lagrimal, espesor corneal superior a $500\mu\text{m}$ y superficie corneal regular son intervenidos mediante la técnica LASIK con un microqueratomo MORIA (M1, Moria®).

La cirugía se lleva a cabo en los 2 ojos en la misma sesión y la realiza el mismo experto cirujano (R.G.O.) Al terminar la intervención, se establece una medicación postoperatoria basada en gotas antibióticas, antiinflamatorias y lágrima artificial.

- Láser excimer

Independientemente de la técnica quirúrgica utilizada, todos los pacientes son tratados con el mismo equipo láser excimer (WaveLight Allegretto Wave™, WaveLight® EX200, figura 3.03). Se trata de un equipo láser que emite pulsos de luz ultravioleta a 193nm de longitud de onda, con una frecuencia de 200Hz , una duración de $10\text{-}20\text{ns}$ y una potencia inferior a $0,8\text{W}$ ⁽⁴⁹⁾.



Figura 3.03: Equipo láser WaveLight ⁽⁴⁹⁾.

La ablación producida por este tipo de equipos presenta dentro de la zona tratada, una zona óptica central y una zona de transición periférica. El haz de luz utilizado, emite pulsos circulares con perfil Gaussiano sobre la córnea (figura 3.04), lo que permite minimizar la pérdida de energía periférica, evitando zonas ópticas pequeñas y generando superficies esféricas controladas. Durante la ablación, el error esférico y el astigmático son tratados independientemente, primero se corrige la esfera y, seguidamente, el cilindro. Para un tratamiento hipermetrópico, toda la zona óptica programada se corrige desde el primer momento, y va aumentando la profundidad de ablación. Para un tratamiento miópico, ambas partes de la ablación (esfera y cilindro) se unen creando una ablación central durante los primeros segundos con un diámetro menor al de la zona óptica total para, inmediatamente después, alargar el diámetro hasta la zona óptica programada⁽⁴⁹⁾.

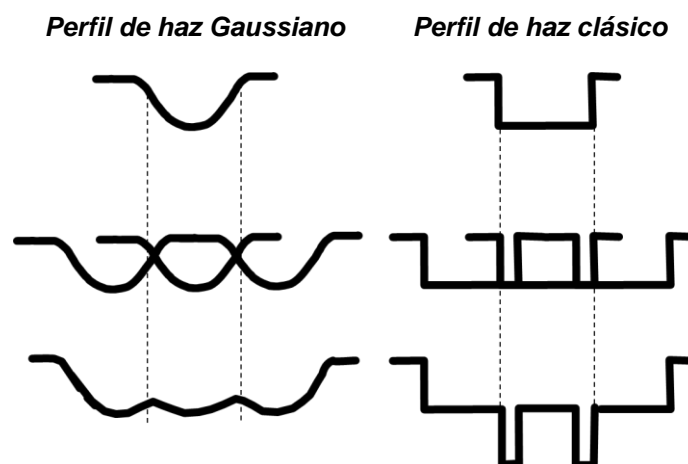


Figura 3.04: Diferentes tipos de perfil de haz que emiten los equipos láser⁽⁴⁹⁾.

El equipo láser excimer de WaveLight puede crear varios perfiles de ablación. Nosotros nos centraremos en los 2 perfiles utilizados en los pacientes incluidos en este trabajo: Wavefront OptimizedTM y Custom-Q.

El perfil de ablación estándar wavefront-optimized (WFO) es un perfil esférico optimizado que pretende preservar la asfericidad fisiológica de la córnea para mejorar la visión en condiciones de baja iluminación. Esta tecnología envía pulsos adicionales a la periferia de la córnea para disminuir la influencia de la reflexión de la luz en ésta zona. Para ello, cada tratamiento es adaptado a la curvatura corneal de cada paciente y a su refracción, consiguiendo una gran zona óptica central esférica y una zona de transición periférica mínima (Figura 3.05), preservando, así, la mayor cantidad de tejido posible.

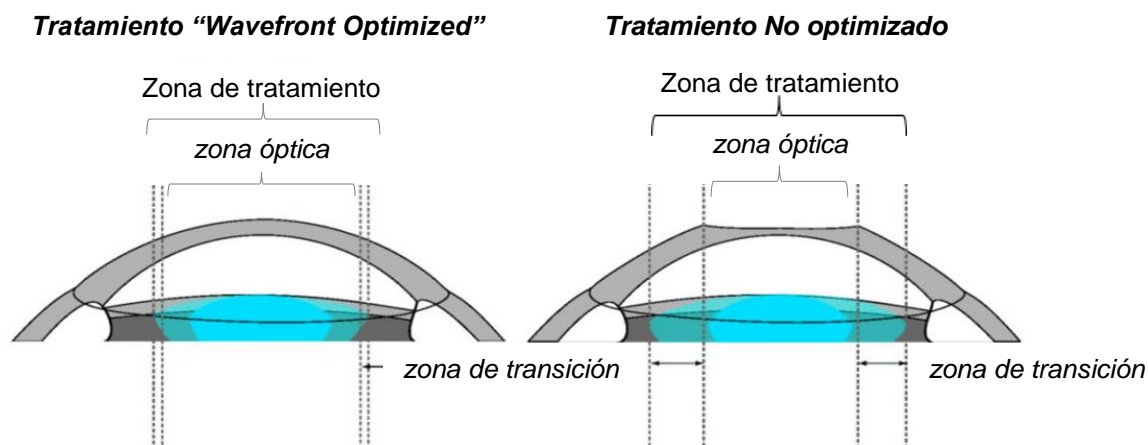


Figura 3.05: A la izquierda, perfil de ablación miópico asférico “Wavefront Optimized” para no perder eficiencia en la periferia, salvando el máximo tejido posible. A la derecha, perfil de ablación miópico esférico que presenta una zona óptica pequeña con una gran zona de transición, creando problemas de visión nocturna por el incremento de la aberración esférica⁽⁴⁹⁾.

El perfil WFO es el utilizado en la mayoría de casos, excepto en las altas miopías. Sí la miopía es muy alta, a pesar de tener un perfil asférico, el tratamiento WFO es incapaz de mantener la forma fisiológica de la córnea por ablacionar una gran cantidad de tejido corneal central. Esto produce un incremento periférico de la aberración esférica que induce algunos fenómenos adversos nocturnos. Para evitarlo, la plataforma Wavelight permite modificar esta zona periférica causante de la distorsión lumínica mediante la programación de una asfericidad final concreta.

El perfil customizado (custom-Q), es un perfil similar al estándar pero que permite programar la asfericidad final que queremos que tenga la córnea. Para ello, cada tratamiento es adaptado individualmente a la curvatura corneal y la refracción del paciente, programando, después, el cambio de asfericidad deseada (Q_{target}). Este cambio de asfericidad induce, en la mayoría de los casos, un incremento de la ablación central como vemos en la figura 3.06 que puede producir una hipercorrección miópica. Para evitar esta hipercorrección es necesario realizar un ajuste en la refracción que queremos corregir para que la profundidad de ablación corregida con el tratamiento customizado sea la misma que con el tratamiento WFO.

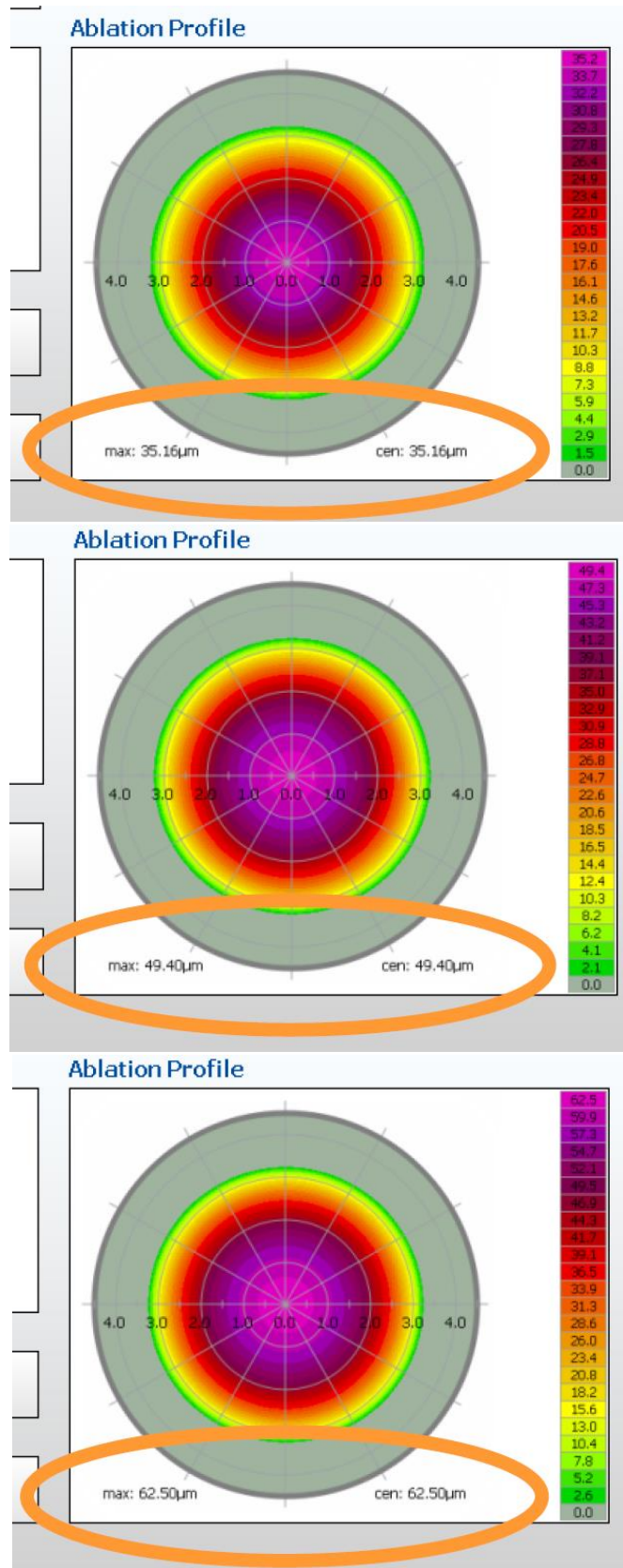


Figura 3.06: Perfil de ablación customizado (custom-Q) para una miopía de -2,25D; queratometría de 43D; zona óptica de 6,5mm; y Qtarget de 0 (arriba), -0,50 (en medio) y -1,0 (abajo) ⁽⁴⁹⁾.

La programación del equipo láser se realiza en función de los datos obtenidos en el topógrafo Oculus Pentacam (paquimetría, queratometría SimK y asfericidad corneal anterior a 30°) y en los datos refractivos obtenidos mediante el nomograma de WaveLight. El nomograma realiza un ajuste de la refracción subjetiva en función de las dioptrías para minimizar el error de la ablación láser (a la refracción subjetiva obtenida en el estudio preoperatorio se le suma un ajuste en la esfera y el cilindro siguiendo la tabla presente en la figura 3.07). Todos los pacientes han sido tratados con el perfil de ablación estándar (WFO), excepto las miopías superiores a 4D en las que se aplicó el tratamiento customizado (custom-Q) con una Qtarget de -0,40 y con un segundo ajuste de la refracción subjetiva según la profundidad de ablación inducida.

El centrado de la ablación se realiza automáticamente sobre el centro de la pupila con el sistema “eye tracker”. Este sistema es capaz de detectar pupilas entre 1,8 y 8mm, trabaja en el espectro infrarrojo y es capaz de controlar los movimientos sacádicos del ojo para un perfecto centrado de la ablación en todo momento.

c. Revisiones postoperatorias

Todos los pacientes realizan revisiones postoperatorias periódicas: al día siguiente de la intervención, al mes, a los 3 meses y a los 6 meses postoperatorios. A partir del tercer mes, los cambios inducidos por la intervención quedan estabilizados. En la última revisión, se realiza de nuevo un examen ocular completo (similar al preoperatorio) para confirmar el resultado de la cirugía. Si todo es correcto, al paciente se le da el alta de la intervención y, si no, se programa un retoque para corregir el defecto refractivo residual.

3. RECOGIDA DE DATOS

Se han valorado y analizado datos demográficos (ojo, sexo, edad), datos topográficos preoperatorios (queratometría, asfericidad, paquimetría y ángulo Kappa) y datos refractivos pre- y post-operatorios (esfera, cilindro y eje).

a. Datos topográficos

Se han obtenido los parámetros de la queratometría en el anillo central de 3mm (queratometría simulada o SimK) en el meridiano plano (K_1) y en el meridiano curvo (K_2). Para el cálculo de la potencia corneal, el topógrafo utiliza un índice de refracción corneal estandarizado ($n=1,3375$) basado en los anillos de Placido. El auténtico índice de refracción de la córnea es 1,376, por tanto, los valores de la queratometría simulada han sido multiplicados por 1,114 para obtener el valor real de la superficie anterior de la córnea⁽⁵⁰⁾. El valor de la asfericidad corneal (Q) anterior y posterior ha sido recopilado en los 30° centrales. El espesor corneal se ha valorado mediante la paquimetría en el centro de la pupila.

El topógrafo Oculus Pentacam también ofrece unas coordenadas cartesianas (x, y) para mostrar la distancia que separa el ápex corneal y el centro pupilar. Dado que estamos tratando ojos sanos normales (las ectasias corneales son un criterio de exclusión para cualquier tipo de cirugía refractiva corneal), podemos considerar que el ápex corneal, o punto de máxima curvatura de la córnea, y el vertex corneal, o punto de máxima elevación de la córnea, coinciden en su posición. Por tanto, ya que no disponemos del valor del ángulo Kappa, la distancia que separa el vertex corneal del centro pupilar puede ser usada para estimar el desalineamiento ocular que produce el ángulo Kappa⁽⁵¹⁾. Ésta distancia se ha representado a partir del vector $\overrightarrow{Apex - Pupila}$ con coordenadas (x, y) obtenidas de la topografía corneal y cuyo módulo ($|\text{vector}|$) ha sido calculado como $\sqrt{x^2 + y^2}$. Debido a la simetría que existe entre ambos ojos en la disposición del ángulo Kappa (el centro pupilar está desplazado temporalmente con respecto al ápex corneal) los valores del OD en el plano "x" serán negativos y los del OI serán positivos.

b. Datos refractivos

Se ha valorado la agudeza visual preoperatoria sin corrección (AVsc pre) y con corrección (AVcc pre) y, de la misma forma, la agudeza visual postoperatoria sin/con corrección (AVsc post y AVcc post, respectivamente).

La refracción subjetiva preoperatoria (esf pre; cil pre; eje pre) se ha analizado y comparado con la refracción final postoperatoria tomada en la última revisión (esf post; cil post; eje post).

c. Valoración de los datos recogidos

Una vez recogidos todos los datos se ha procedido a su valoración en 3 etapas diferenciadas:

1) *Estudio epidemiológico del astigmatismo interno:*

En primer lugar se ha procedido al cálculo del astigmatismo interno para determinar su prevalencia y su relación con las distintas características del ojo (demográficas, topográficas, refractivas y astigmáticas).

2) *Clasificación de la muestra:*

Se han establecidos diferentes modelos de clasificación para evaluar el más efectivo detectando a los pacientes con mayor influencia del astigmatismo interno. En éste apartado describimos el astigmatismo interno y su comportamiento en los distintos grupos creados.

3) *Valoración de los resultados quirúrgicos:*

Por último, se han valorado los resultados de la cirugía en función de distintos grupos y subgrupos para determinar la influencia del astigmatismo interno en los mismos.

4. CÁLCULO DEL ASTIGMATISMO

Los cálculos que describiremos a continuación se basan en una aproximación paraxial de un modelo de ojo esquemático donde no existen aberraciones, todas las estructuras están dispuestas simétricamente sobre el eje óptico y los planos principales de todas las estructuras coinciden.

Todos los valores de astigmatismo han sido expresados sobre la superficie corneal anterior y con cilindro negativo. Los astigmatismos obtenidos con una distancia al vértice diferente a 0 (astigmatismo subjetivo y astigmatismo de la cara posterior de la córnea) han precisado un cambio de vergencia para obtener el valor real en plano corneal. Recordemos que el astigmatismo es la diferencia de potencia entre los 2 meridianos principales, por tanto, el cambio de vergencia no se puede realizar directamente sobre su valor. Primero es necesario obtener los valores reales de cada meridiano (fórmula bicilíndrica) para realizar después, en cada uno, el cambio de vergencia. Con los nuevos valores de cada meridiano, ya podemos obtener de nuevo el valor astigmático en plano corneal.

El valor del astigmatismo total (AT) se ha basado en el astigmatismo de la refracción subjetiva medida en plano corneal, usando como distancia al vértice 12mm. El astigmatismo corneal anterior (ACA) ha sido calculado como el poder corneal real mínimo menos el poder corneal real máximo de la cara anterior de la córnea (en el anillo de 3mm centrales) con el eje de K_1 . El astigmatismo interno (AI) ha sido determinado mediante análisis vectorial restando al AT el ACA.

Gracias al uso del topógrafo Pentacam para obtener valores reales de la cara anterior y posterior de córnea, dentro del AI hemos podido diferenciar el astigmatismo corneal posterior (ACP) y el astigmatismo interno no corneal (AI_{nc}). El ACP ha sido determinado mediante el poder corneal mínimo menos el poder corneal máximo de la cara posterior de la córnea (en el anillo de 3mm centrales) con el eje de K_2 .

El cambio de vergencia de la cara posterior a la cara anterior de la córnea en cada meridiano ha sido calculado mediante la fórmula $\frac{n_c}{(n_c/K_{post})-d}$ donde “ n_c ” es el índice de refracción corneal (1,376), “ d ” es la paquimetría corneal y “ K_{post} ” es la potencia de la superficie posterior de la córnea. El AI_{nc} ha sido determinado mediante la diferencia vectorial entre el AI y el ACP.

La contribución del AI en el astigmatismo total (%AI) también ha sido analizada. La proporción del AI en el AT ha sido calculada mediante la siguiente fórmula:

$$\%AI = \frac{AI}{ACA+AI} \times 100 \quad [2]$$

Cuando el porcentaje es mayor al 50% significa que ese AT se ha generado principalmente por el astigmatismo interno. Cuando el %AI es inferior al 50% significa que el astigmatismo es principalmente corneal o anterior.

De una manera similar, se ha calculado la contribución del ACP y del AI_{nc} en el AI mediante las siguientes fórmulas:

$$\%ACP = \frac{ACP}{ACP+AI_{nc}} \times 100 \quad [3]$$

$$\%AI_{nc} = \frac{AI_{nc}}{ACP+AI_{nc}} \times 100 \quad [4]$$

Estos porcentajes nos indican en qué grado contribuye el ACP y el AI_{nc} en el AI.

También hemos cuantificado las diferencias que existen entre el AT y el ACA de un modo más sencillo, para que pueda ser usado en la práctica clínica diaria, a través de sus diferencias en potencia y eje. Las diferencias de potencia (DP) entre AT y ACA se han valorado a través de las diferencias de magnitud dióptrica entre ambos astigmatismos. Las diferencias de eje (DE) entre el AT y el ACA se han valorado a través de la falta de alineamiento entre ambos astigmatismo. Todos los valores se han considerado siempre en valor absoluto. Así, por ejemplo, si tenemos un $ACA = -2,50 \times 90^\circ$ y un $AT = -3,25 \times 80^\circ$, la DP será 0,75D y la DE será 10° (aunque la diferencia vectorial real sería $-1,14 \times 51^\circ$). En algunos casos, la DE puede dar un resultado erróneo, un ejemplo de ello es la figura 3.08, cuya diferencia real son 20° y, sin embargo, la resta directa de los ejes es 160° . Para eliminar este error, cuando el resultado es mayor a 90° se debe hacer un ajuste: restar 180° . El resultado siempre lo miraremos en valor absoluto.

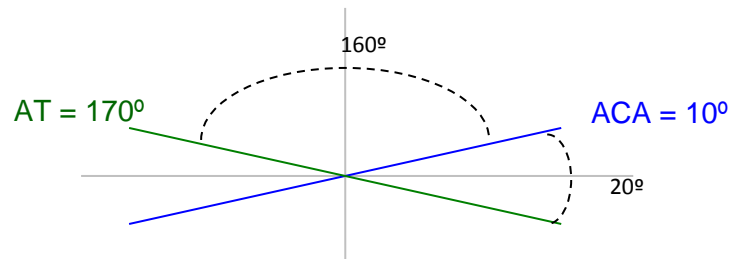


Figura 3.08: Esquema representativo de un ejemplo erróneo de la resta de ejes.

a. Método vectorial

El análisis vectorial se ha realizado mediante “power vectors”. En primer lugar, la refracción esfero-cilíndrica se ha transformado en 3 magnitudes dióptricas independientes entre sí (M , J_0 y J_{45}) mediante las siguientes fórmulas.

$$M = S + \frac{C}{2} \quad [5]$$

$$J_0 = -\frac{C}{2} \cos(2 \alpha) \quad [6]$$

$$J_{45} = -\frac{C}{2} \sin(2 \alpha) \quad [7]$$

Donde “S” es el componente esférico de la refracción en la fórmula esfero-cilíndrica (que en el ACA será igual a 0), C es el valor de la magnitud del astigmatismo y α es el eje del astigmatismo.

Con estas coordenadas independientes se ha podido realizar cualquier tipo de cálculo. Así, la diferencia entre 2 refracciones Rx_1 y Rx_2 estaría dada por la fórmula 8:

$$Rx_{\text{cambio}} = Rx_1 (M, J_0 \text{ y } J_{45}) - Rx_2 (M', J'_0 \text{ y } J'_{45}); \quad [8]$$

$$Rx_{\text{cambio}} = (M - M', J_0 - J'_0, J_{45} - J'_{45})$$

Para el análisis del astigmatismo solo nos hemos centrado en los componentes J_0 y J_{45} . El componente J_0 representa los astigmatismos directos ($180^\circ \pm 30^\circ$) cuando su valor es positivo, y a los astigmatismos inversos ($90^\circ \pm 30^\circ$) cuando su valor es negativo. El componente J_{45} representa los astigmatismos oblicuos a $45^\circ \pm 15^\circ$ cuando su valor es positivo, y a los astigmatismos oblicuos a $135^\circ \pm 15^\circ$ cuando su valor es negativo (Figura 3.09).

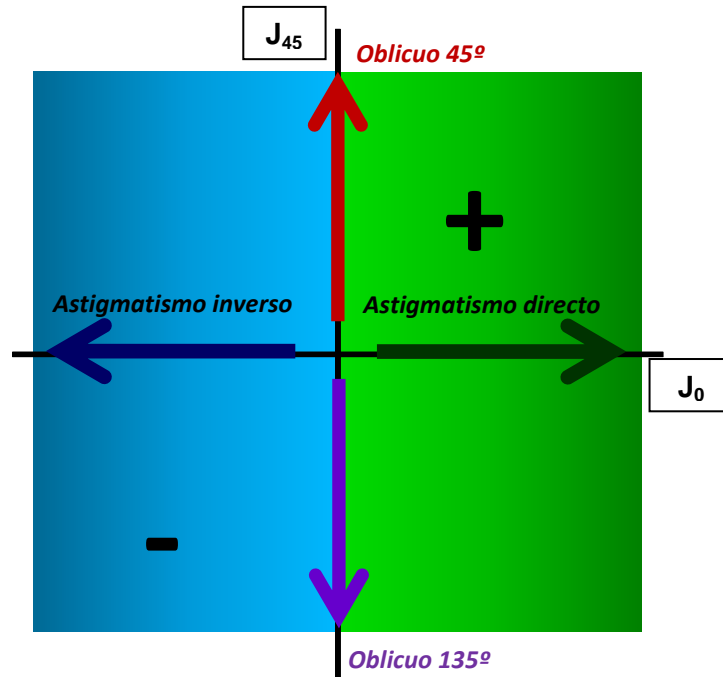


Figura 3.09: Esquema y representación del eje del astigmatismo en función de los valores de los power vectors.

Una vez finalizados todos los cálculos, los power vectors pueden ser convertidos de nuevo en notación esfero-cilíndrica para la mejor comprensión de los resultados. Para ello utilizamos las siguientes fórmulas:

$$S' = M + \sqrt{J_0^2 + J_{45}^2} \quad [9]$$

$$C' = -2\sqrt{J_0^2 + J_{45}^2} \quad [10]$$

$$\alpha' = \frac{1}{2 \tan^{-1}(J_{45}/J_0)} \quad [11]$$

De éste modo, los nuevos astigmatismos calculados (como el astigmatismo interno o el astigmatismo interno no corneal) han sido transformados en cilindro y eje a partir de sus componentes J_0 y J_{45} , para poder valorar la magnitud de su cilindro.

5. CLASIFICACIÓN DE LA MUESTRA

Existen múltiples modos de clasificar a los casos en función de su astigmatismo interno (AI) pero no existe ningún método estandarizado. Por ello, hemos establecido 3 métodos que creemos que pueden ser críticos para la valoración del AI y su influencia en los resultados de la cirugía refractiva.

a. Clasificación en función de la magnitud del AI.

La muestra se ha dividido en 3 grupos en función de la magnitud del AI a partir de los percentiles 25 y 75:

- AI Alto (AI_A)
- AI Medio (AI_M)
- AI Bajo (AI_B)

Con este método podemos ver el comportamiento de los pacientes en función del grado de AI pero su clasificación solo es posible obteniendo la magnitud del AI mediante cálculo vectorial.

b. Clasificación en función de las diferencias entre AT y ACA.

La muestra se ha dividido en 2 grupos en función de las diferencias de magnitud entre el astigmatismo total (AT) y el corneal anterior (ACA):

- $AT > ACA \rightarrow$ Mayor AT
- $ACA > AT \rightarrow$ Mayor ACA

Si el AT es mayor al ACA significa que el AI presenta un eje similar al corneal y por tanto, ambos astigmatismos suman su potencia. En este caso, la ablación quirúrgica, al ser superior al astigmatismo presente en la córnea, generará un nuevo astigmatismo. Por el contrario, si el ACA es mayor al AT significa que el AI presenta un eje contrario al corneal y, por tanto, ambos astigmatismos restan sus potencias. En este caso, la ablación quirúrgica será inferior al astigmatismo corneal y solo lo reducirá.

Dentro de este tipo de clasificación se han creado 4 subgrupos en función de las diferencias de potencia (DP) y las diferencias de eje (DE) entre el AT y el ACA, utilizando como punto de corte sus valores medios. Así, dentro del grupo AT>ACA distinguimos entre ojos con DP mayores a la media, DP menores a la media, DE mayores a la media y DE menores a la media. Estos mismos subgrupos los encontramos en el grupo ACA>AT

c. Clasificación en función de la contribución del AI en el AT.

Se ha dividido la muestra en 2 grupos en función del porcentaje de contribución del AI en el AT (%AI)

- %AI \geq 50% \rightarrow Mayor contribución interna = Predominio interno
- %AI < 50% \rightarrow Mayor contribución corneal = Predominio corneal

Con éste método de clasificación establecemos si el AI predomina en el AT (%AI \geq 50%) o, si por el contrario predomina el ACA (%AI<50%). Se trata de un método conceptualmente muy similar al índice encontrado en otros trabajos (AI/AT) para clasificar los astigmatismos en función de si son fundamentalmente anteriores, es decir, producidos por la córnea (AI/AT<1) o si son no-anteriores, es decir, producidos por otros componentes internos (AI/AT>1) ⁽⁴⁵⁾ ⁽⁵²⁾ ⁽⁵³⁾ ⁽⁵⁴⁾ pero con una importante diferencia metodológica (%AI=AI/(ACA+AI)). Por ello, en nuestros resultados, también compararemos las diferencias de clasificar la muestra con ambos métodos.

6. VALORACIÓN DE LOS RESULTADOS QUIRÚRGICOS

Los resultados quirúrgicos se han valorado de manera independiente en función del tipo de ablación realizada, ya que cada tipo de ablación va a condicionar los resultados de manera diferente. Para ello, la muestra se ha segmentado en 3 grupos:

- Grupo 1 = **Ablación astigmática hipertrópica (AH)**
Realizada en astigmatismos mixtos, astigmatismos hipertrópicos simples y astigmatismos hipertrópicos compuestos. Se trata de una ablación con cilindro positivo.
- Grupo 2 = **Ablación astigmática miópica (AM)**
Realizada en astigmatismos miópicos simples y astigmatismos miópicos compuestos. Se trata de una ablación con cilindro negativo.
- Grupo 3 = **Ablación astigmática miópica con asfericidad programada (AMAsf)**
Realizada en astigmatismos miópicos compuestos con miopías superiores a -4D. Se trata de una ablación con cilindro negativo y asfericidad final programada a -0,4.

Independientemente del grupo de ablación analizado, los resultados de la cirugía se valoran en cada grupo a través de la predictibilidad (refracción residual y número de reintervenciones), los índices de seguridad y eficacia, el índice de éxito (IE) ⁽⁴²⁾ y los índices de corrección (IC) ⁽⁵⁵⁾.

Predictibilidad → Muestra como de predecibles son los resultados de la cirugía. Para ello, valoraremos la refracción residual obtenida en la refracción subjetiva postoperatoria (equivalente esférico, esfera, cilindro, J₀, J₄₅), y el número de reintervenciones.

Seguridad → Este índice revela la seguridad de la técnica quirúrgica, para ello compara la AV con corrección (AVcc) postoperatoria con la AVcc preoperatoria (fórmula 12).

$$\text{Seguridad} = \text{AVcc post} / \text{AVcc pre} \quad [12]$$

Eficacia → Este índice muestra la eficacia de la intervención quirúrgica, para ello compara la AV sin corrección (AVsc) postoperatoria con la AVcc preoperatoria (fórmula 13).

$$\text{Eficacia} = \text{AVsc post} / \text{AVcc pre} \quad [13]$$

Índice de éxito → Con este índice valoramos la cantidad de refracción que se ha quedado sin corregir. Se obtiene de la proporción del astigmatismo postoperatorio en comparación del astigmatismo preoperatorio (fórmula 14).

$$\text{Índice de Éxito (IE)} = \text{Cil post} / \text{Cil pre} \quad [14]$$

Cuando el valor es próximo a 0 significa que se ha corregido casi todo el defecto refractivo. Si el valor es próximo a 1 significa que la refracción residual es similar a la preoperatoria (no se ha corregido nada). Si el valor es superior a 1 significa que hemos generado una graduación superior a la preoperatoria.

Índice de corrección → Con este índice valoramos la cantidad de dioptrías corregidas con la cirugía (fórmula 15). Para ello comparamos las dioptrías que hemos inducido (es decir, las dioptrías preoperatorias menos las dioptrías residuales) con las dioptrías intentadas que queríamos corregir (es decir, las dioptrías preoperatorias). Este índice se ha valorado para la corrección de la esfera (IC esf), la corrección del cilindro (IC cil), la corrección del componente J_0 (IC J_0) y la corrección del componente J_{45} (IC J_{45})

$$\text{Índice de Corrección (IC)} = \text{Inducido} / \text{Intentado} \quad [15]$$

Cuando el valor de éste índice es 1 significa que la corrección inducida ha sido igual a la deseada, si su valor es superior a 1 significa que se ha producido una hipercorrección quirúrgica y si es inferior a 1 significa que se ha producido una hipocorrección quirúrgica.

7. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

La recogida de datos y cálculos iniciales se han realizado con el programa Microsoft Office Excel 2010. El análisis estadístico se ha llevado a cabo con el software “Statistical Package for Social Sciences” (SPSS v.19.0).

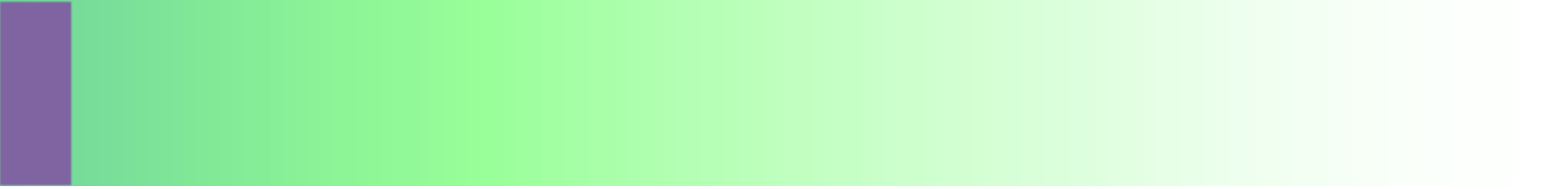
Para la valoración y caracterización del astigmatismo interno (AI) se han analizado, de manera independiente, los ojos derechos y los ojos izquierdos de la muestra para garantizar la independencia de todas las variables. Para valorar la influencia del AI en los resultados quirúrgicos, se analizó toda la muestra y se ha segmentado en 3 grupos en función del tipo de ablación realizada (con cilindro positivo, cilindro negativo o cilindro negativo esférico).

El AI se ha valorado mediante la magnitud de su cilindro (mAI) obtenido a partir de la fórmula [10], su componente J_0AI , su componente $J_{45}AI$ y su porcentaje de contribución en el AT (%AI). No todas las variables analizadas han cumplido los criterios de normalidad, según la prueba de Kolmogorov-Smirnov. Se han utilizado test paramétricos en los casos en los que todas las variables cumplieran los criterios de normalidad y no paramétricos en los casos en los que al menos 1 variable no cumplía estos criterios. Las comparaciones entre 2 grupos independientes se han establecido con el test T-Student (paramétrico) o U de Mann-Whitney (no paramétrico). Las comparaciones entre 2 grupos dependientes (medidas pre y post operatorias) se han valorado con el test T-Student (paramétrico) o la prueba de rangos de Wilcoxon (no paramétrico). Las comparaciones entre más de 2 grupos se han establecido con el Test ANOVA de un factor y, después, las pruebas post-hoc se han realizado con el test Bonferroni (paramétrico) o con los test no paramétricos Kruskal-Wallis y U de Mann-Whitney. Las correlaciones se han analizado mediante el coeficiente de correlación de Pearson (paramétrico) o Rho de Spearman (no paramétrico). Para la creación de grupos en función de la distribución de una variable se ha dividido la muestra en 2 grupos utilizando su valor medio como punto de corte o en 3 grupos mediante los percentiles 25 y 75. La comparación del número casos entre grupos o subgrupos se ha realizado mediante tablas de contingencia y la prueba Chi-Cuadrado. Los resultados se han considerado estadísticamente significativos para niveles del valor “p” inferiores a 0,050.





Resultados



Los resultados que se muestran a continuación, se han dividido en 3 apartados fundamentales para dar respuesta a todos los objetivos de esta tesis doctoral:

- 1) Epidemiología del astigmatismo interno (AI).
- 2) Clasificación de la muestra.
- 3) Valoración de la influencia del astigmatismo interno en los resultados de la cirugía refractiva corneal.

1. EPIDEMIOLOGÍA DEL ASTIGMATISMO INTERNO

Valoramos 1.603 ojos operados de cirugía refractiva en la Clínica Novovisión de Murcia, España, entre enero de 2008 y diciembre de 2010. La figura 4.01 muestra un diagrama de flujo con el resumen de los casos analizados en función de los criterios de inclusión y exclusión. La muestra final es 567 ojos.

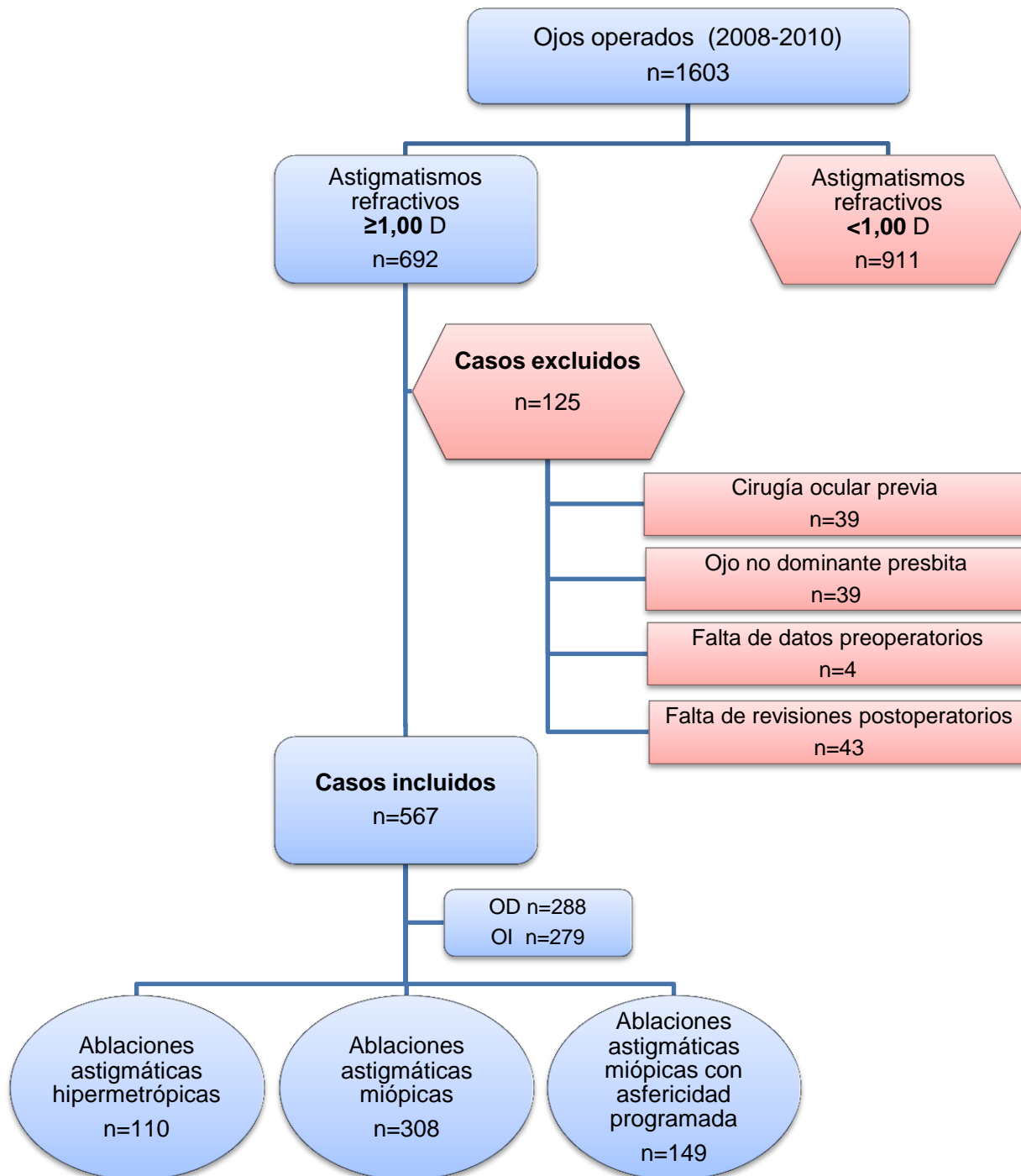


Figura 4.01: Diagrama de flujo con el resumen de los casos analizados.

Las características de la muestra se presentan en la tabla 1. Se trata de una muestra homogénea en cuanto a hombres y mujeres, ojos derechos e izquierdos. Y todos los parámetros se encuentran dentro de la normalidad.

Tabla 1: Descripción de la muestra					
	n	Media	SD	Max	Min
<u>Edad</u>		35,14	8,08	60	21
<u>Sexo</u>					
<i>Hombre</i>	283/567 (49,9%)				
<i>Mujer</i>	284/567 (50,1%)				
<u>Ojo</u>					
<i>Derecho</i>	288/567 (50,6%)				
<i>Izquierdo</i>	279/567 (49,4%)				
<u>Refracción subjetiva preoperatoria (en plano corneal)</u>					
<i>Esfera (D)</i>		-1,69	2,67	6,47	-9,72
<i>Cilindro (D)</i>		-1,79	0,96	-0,82	-5,54
<i>Directo</i>	421/567 (74,25%)				
<i>Inverso</i>	81/567 (14,29%)				
<i>Oblicuo</i>	65/567 (11,46%)				
<u>Parámetros corneales</u>					
<i>Paquimetría(μm)</i>		545,09	33,59	651	449
<i>Km anterior (D)</i>		43,65	1,46	48,65	40,00
<i>Km posterior (D)</i>		-6,28	0,24	-5,65	-7,00
<i>Q anterior</i>		-0,22	0,13	0,18	-0,68
<i>Q posterior</i>		0,08	0,25	1,11	-0,66
<i>AC según SimK (D)</i>		-1,86	1,03	0,00	-5,10
D=Dioptría; Q=Asfericidad; AC=Astigmatismo Corneal; SimK=Queratometría simulada (n=1,3375) en los 3mm centrales de la córnea.					

Para garantizar la independencia de todos los datos analizados en el estudio epidemiológico del astigmatismo interno, se ha analizado de manera independiente el ojo derecho y el ojo izquierdo. Debido a que ambos ojos presentan resultados similares solo mostraremos los resultados presentados por los ojos derechos (n=288).

a. Prevalencia del Astigmatismo Interno

La tabla 2 muestra los valores medios de los distintos tipos de astigmatismos obtenidos mediante power vectors. En la misma tabla observamos que el astigmatismo total (AT) y el astigmatismo corneal anterior (ACA) solo presentan diferencias estadísticamente significativas en su componente J_0 ($p < 0,001$).

Tabla 2: Descripción de los componentes del astigmatismo de los ojos derechos.

	J_0	J_{45}	Notación esferocilíndrica (D)	Media aritmética (D)
Astigmatismo Total	0,37 ± 0,79 [-1,70; +2,65]	0,10 ± 0,50 [-1,44; +1,98]	-0,77x8°	-1,78±0,97 [-5,54; -0,82]
Astigmatismo Corneal Anterior	0,75 ± 0,75 [-0,94; +2,67]	0,14 ± 0,54 [-1,23; +1,54]	-1,53x5°	-2,04±1,17 [-5,68; +0,00]
	<i>Valor-p</i>			
	<0,001†	0,093		
Astigmatismo Interno	-0,39 ± 0,38 [-2,27; +2,20]	-0,04 ± 0,25 [-0,95; +1,41]	-0,78x93°	-1,00±0,65 [-4,55; -0,01]
Astigmatismo Corneal Posterior	-0,23 ± 0,12 [-0,54; +0,02]	-0,02 ± 0,08 [-0,25; +0,21]	-0,46x92°	-0,45±0,25 [-1,09; 0,00]
Astigmatismo Interno No Corneal	-0,17 ± 0,41 [-2,24; +2,25]	-0,02 ± 0,27 [-0,97; +1,53]	-0,34x93°	-0,74±0,66 [-4,54; 0,00]

Datos expresados como media ± desviación estándar (SD),

[Rango: Mínimo; Máximo]

Prueba U de Mann-Whitney

† $p < 0,001$

- Diferencias de potencia y eje

La tabla 2 muestra diferencias estadísticamente significativas entre el astigmatismo total (AT) y el astigmatismo corneal anterior (ACA). La discrepancia entre ambos astigmatismos se ha valorado a través de sus diferencias en potencia (DP) y eje (DE) en las figuras 4.02 y 4.03, respectivamente.

La DP media entre el AT y el ACA es 0,67±0,46 D, en un rango que varía desde 0,01D hasta 2,44D. La figura 4.02 muestra la distribución de este parámetro, siendo ésta diferencia superior a la media en 125 ojos (es decir, el 43,4% de los ojos presentan una diferencia de potencia entre el AT y el ACA superior a 0,67D)

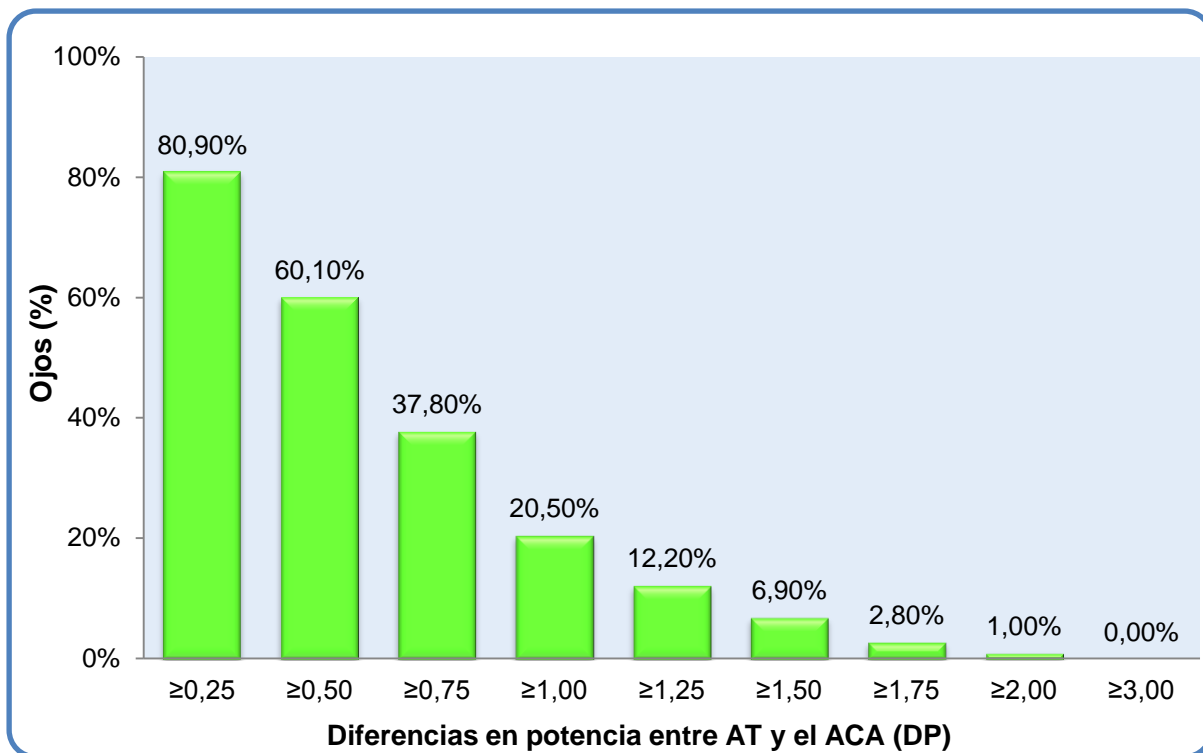


Figura 4.02: Gráfico de barras del porcentaje de ojos con diferencias en potencia entre el astigmatismo total y el astigmatismo corneal anterior.

La diferencia de eje (DE) media entre el AT y el ACA es $13,3 \pm 18,32^\circ$ (rango: 0-89°), pero solo el 28,82% de los ojos derechos (n=83) presentan una diferencia superior. La figura 4.03 muestra la distribución de esta diferencia en la muestra.

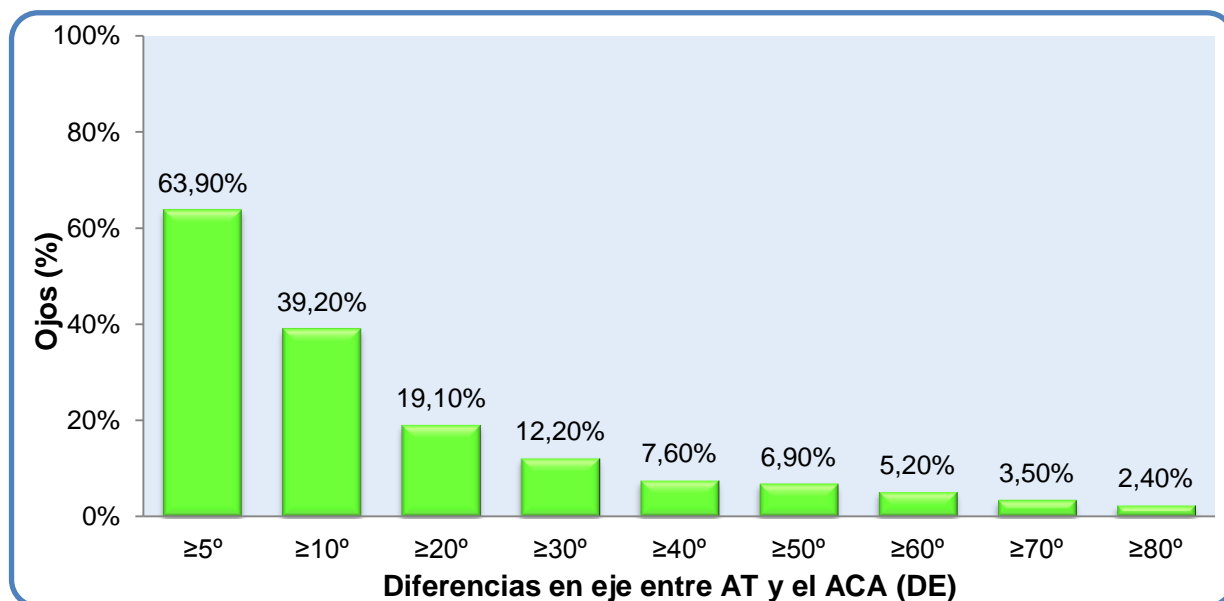


Figura 4.03: Gráfico de barras del porcentaje de ojos con diferencias en eje entre el astigmatismo total y el astigmatismo corneal anterior.

La falta de concordancia entre el AT y el ACA evidencia la existencia de otro astigmatismo: el astigmatismo interno (AI).

El valor medio del AI es $-0,78D$ a 93° (media vectorial, tabla 2), pero el 55,9% de los ojos presenta un AI de mayor magnitud. La figura 4.04 presenta el porcentaje de contribución de cada parte del astigmatismo en el AT.

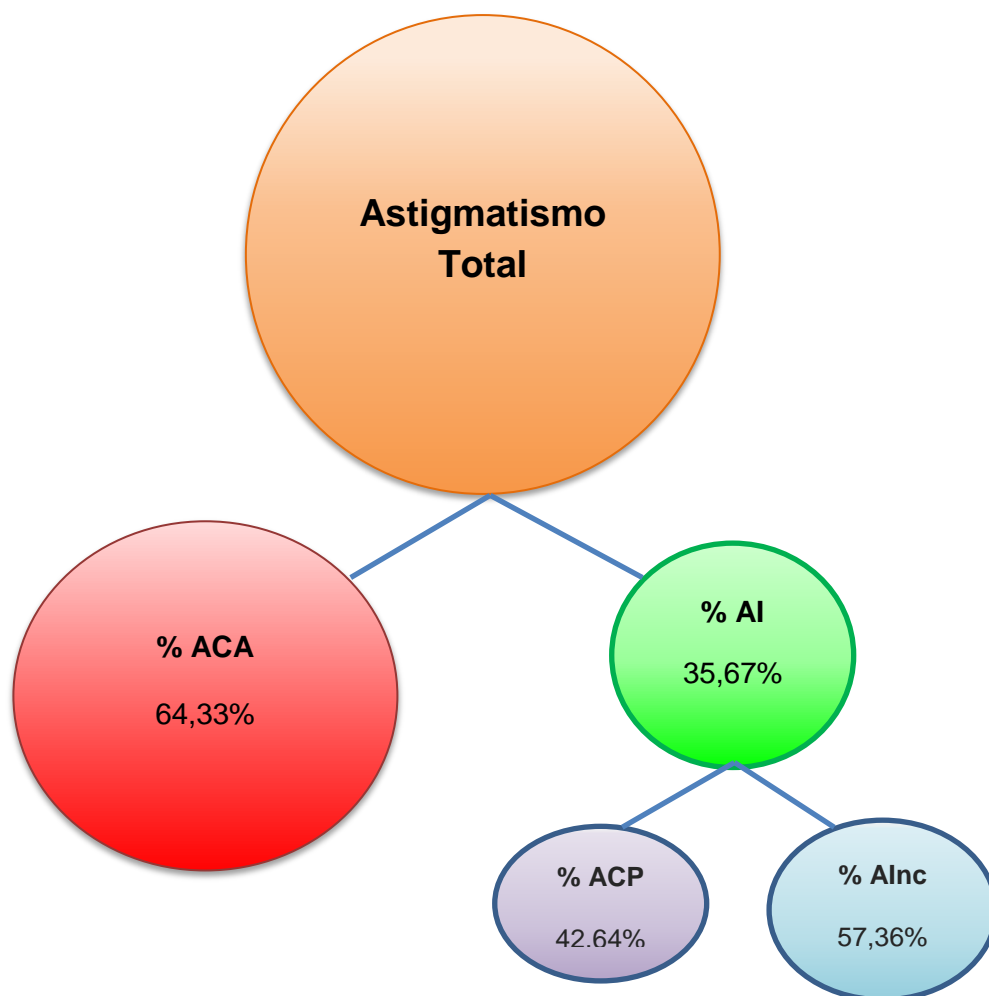


Figura 4.04: Gráfico del porcentaje de contribución de las distintas partes del astigmatismo. El astigmatismo corneal anterior (ACA) predomina sobre el astigmatismo interno (AI) en el astigmatismo total (AT). El astigmatismo interno no corneal (AI_{nc}) predomina sutilmente sobre el astigmatismo corneal posterior (ACP) en el astigmatismo interno (AI).

El %AI medio es $35,67 \pm 19,34\%$. Sin embargo, en un 21,20% de los ojos derechos predomina la contribución interna sobre la contribución corneal, es decir, que en 1 de cada 5 ojos el %AI es superior al 50%. A su vez, el AI está formado de media en un 42,64% por el astigmatismo de la cara posterior de la córnea (%ACP) y en un 57,36% por el astigmatismo interno no corneal (%AI_{nc}).

La figura 4.05 muestra 3 gráficos de dispersión de puntos con la distribución de los componentes J_0 y J_{45} en el AT (4.05A), el ACA (4.05B) y el AI (4.05C). En el gráfico 4.05A observamos como el centro de coordenadas (0,0) permanece libre con todos los puntos dispersos a su alrededor, esto es debido a que todos nuestros pacientes presentaron un astigmatismo subjetivo superior a 1,00D. El gráfico 4.05B presenta una clara tendencia hacia los valores de J_0 positivos (astigmatismos directos), frente al gráfico 4.05C donde la mayoría de los puntos se concentran con valores negativos de J_0 (astigmatismos inversos).

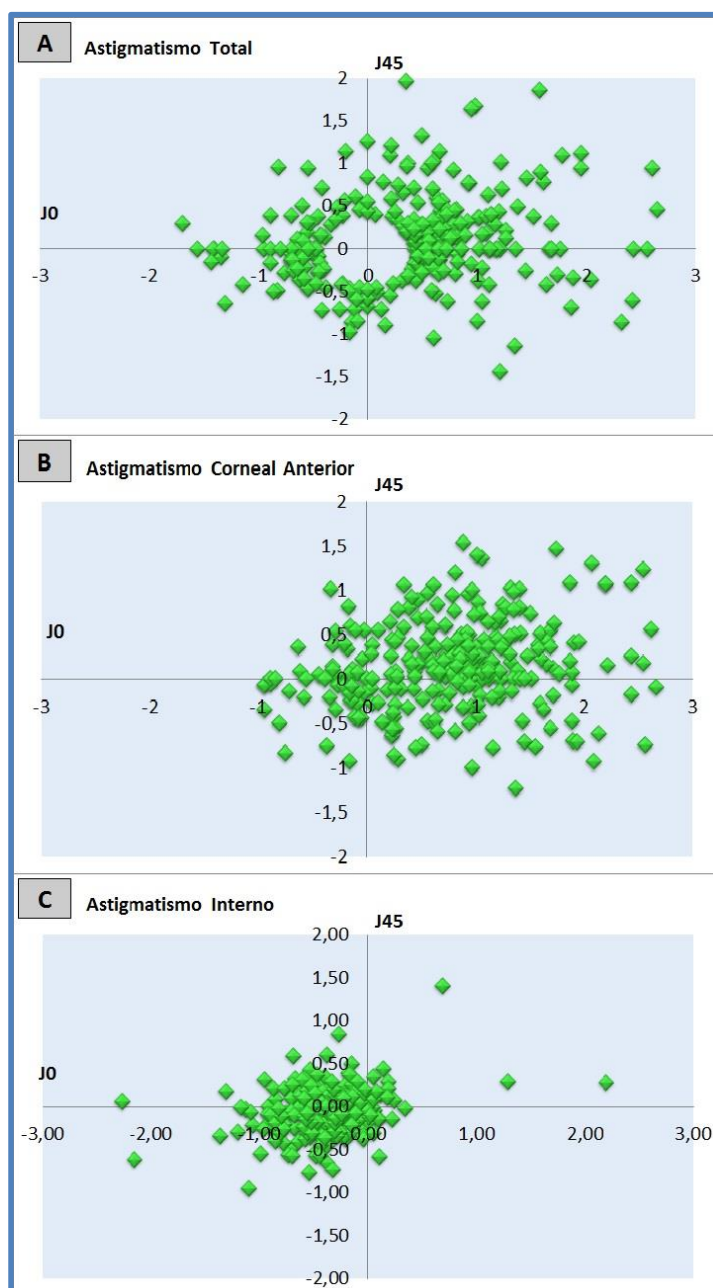


Figura 4.05: Gráfico de dispersión de puntos que muestra el análisis de Fourier (J_0 y J_{45}) para el astigmatismo total (A), el astigmatismo corneal anterior (B) y el astigmatismo interno (C).

b. Influencia del Ángulo Kappa

Como no disponemos del valor del ángulo Kappa en nuestra muestra, la tabla 3 valora el desalineamiento ocular que produce el ángulo Kappa a través del desplazamiento medio del centro pupilar aparente con respecto al ápex corneal (ápex-pupila).

Tabla 3: Desalineamiento entre la posición del centro pupilar aparente y el ápex corneal.

		Media	SD	Mínimo	Máximo
$\overrightarrow{Apex - Pupila}$	$ \text{vector} $	0,25	0,12	0,00	0,61
	X (mm)	-0,18	0,14	-0,56	0,27
	Y (mm)	0,10	0,12	-0,37	0,44

$\overrightarrow{Apex - Pupila}$ =Vector (x, y) que forma en un sistema cartesiano el centro pupilar aparente con respecto al ápex corneal; $|\text{vector}|$ =módulo del vector $\overrightarrow{Apex - Pupila}$; x=desplazamiento horizontal del vector $\overrightarrow{Apex - Pupila}$; y=desplazamiento vertical del vector $\overrightarrow{Apex - Pupila}$. mm=milímetros

Este desalineamiento ocular no se correlaciona con el AI (tabla 4).

Tabla 4: Correlación entre el desalineamiento ápex-pupila y el AI.

		mAI	$J_0 AI$	$J_{45} AI$	%AI
$ \text{vector} $	r	0,003	0,060	-0,077	-0,108
	Valor-p	0,966	0,309	0,190	0,077
x	r	0,044	-0,060	0,073	0,100
	Valor-p	0,461	0,313	0,217	0,090
y	r	-0,002	-0,025	0,016	0,006
	Valor-p	0,967	0,678	0,784	0,923

$\overrightarrow{Apex - Pupila}$ =Vector (x, y) que forma en un sistema cartesiano el centro pupilar aparente con respecto al ápex corneal; $|\text{vector}|$ =módulo del vector $\overrightarrow{Apex - Pupila}$; x=desplazamiento horizontal del vector $\overrightarrow{Apex - Pupila}$; y=desplazamiento vertical del vector $\overrightarrow{Apex - Pupila}$. mAI =Magnitud del astigmatismo interno; $J_0 AI$; Componente J_0 del astigmatismo interno; $J_{45} AI$ =Componente J_{45} del astigmatismo interno; %AI=Porcentaje de contribución del astigmatismo interno en el astigmatismo total.

Coefficiente de Correlación Rho de Spearman.

Como hemos comentado en la introducción, el ángulo Kappa puede depender de la longitud axial del ojo. La gráfica 4.06 muestra una correlación positiva entre el desalineamiento de la posición de la pupila con respecto al ápex corneal y la esfera subjetiva preoperatoria (Coeficiente de correlación de Pearson, $r=0,242$; $p>0,001$).

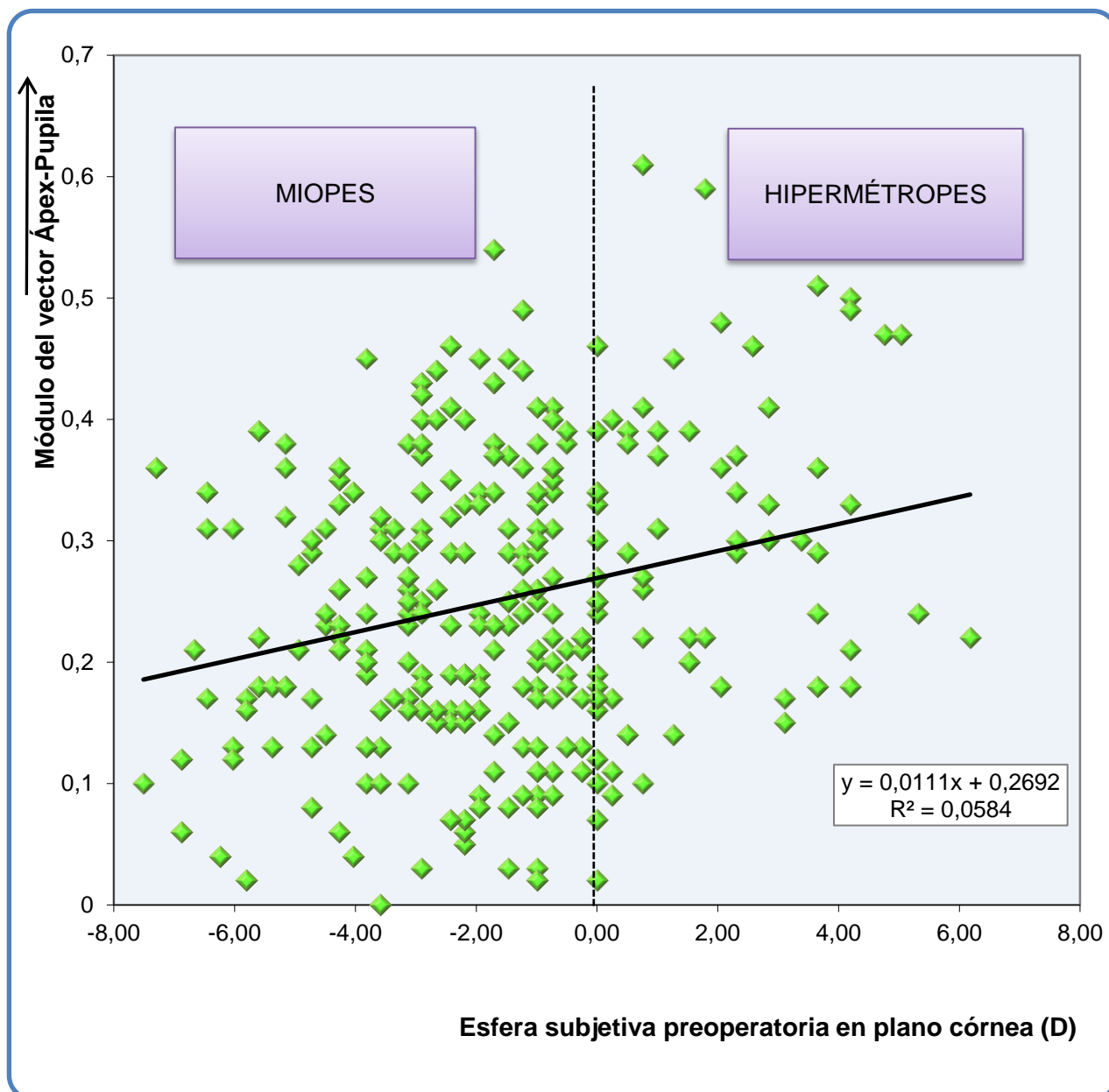


Figura 4.06: Gráfico de dispersión que muestra la relación entre el desalineamiento ápex-pupila y la esfera subjetiva preoperatoria.

Diferenciando entre ojos miopes e hipermetrópes, tampoco encontramos ninguna correlación estadísticamente significativa entre el desalineamiento ápex-pupila y el AI, tal y como muestra la tabla 5.

Tabla 5: Correlación entre el desalineamiento ápex-pupila y el AI en pacientes hipermétropes y miopes.

		<i>m</i> AI	<i>J</i> ₀ AI	<i>J</i> ₄₅ AI	%AI
HIPERMÉTROPES					
<i> vector </i>					
x	r	0,159	0,197	0,090	-0,243
	Valor-p	0,251	0,154	0,519	0,077
y	r	-0,133	-0,179	-0,085	0,206
	Valor-p	0,338	0,195	0,541	0,135
<hr/>					
MIOPESES					
<i> vector </i>					
x	r	-0,046	0,008	-0,105	-0,035
	Valor-p	0,480	0,901	0,109	0,591
y	r	0,108	0,000	0,068	0,013
	Valor-p	0,098	0,998	0,302	0,846
y	r	-0,014	-0,035	-0,034	0,013
	Valor-p	0,832	0,599	0,603	0,839

OD=Ojo derecho; OI=Ojo izquierdo; $\overrightarrow{Apex - Pupila}$ =Vector (x, y) que forma en un sistema cartesiano el centro pupilar aparente con respecto al ápex corneal; *|vector|*=módulo del vector $\overrightarrow{Apex - Pupila}$; x=desplazamiento horizontal del vector $\overrightarrow{Apex - Pupila}$; y=desplazamiento vertical del vector $\overrightarrow{Apex - Pupila}$; *m*AI=Mangitud del cilindro del astigmatismo interno; *J*₀AI; Componente *J*₀ del astigmatismo interno; *J*₄₅AI=Componente *J*₄₅ del astigmatismo interno; %AI=Porcentaje de contribución del astigmatismo interno en el astigmatismo total.
Coeficiente de Correlación Rho de Spearman.

Por tanto, el AI es independiente del ángulo Kappa, valorado a través del desplazamiento del centro pupilar aparente respecto del ápex corneal.

c. Caracterización del Astigmatismo Interno

En este apartado vamos a correlacionar el astigmatismo interno (AI) con las características demográficas, topográficas, refractivas y los distintos tipos de astigmatismos (valorando solo los ojos derechos).

- Datos demográficos

Aunque los valores mostrados hasta el momento representan exclusivamente a los ojos derechos de la muestra, encontramos una correlación estadísticamente significativa entre los valores de ambos ojos en la magnitud del AI (Coeficiente de correlación Rho de Spearman, $r=0,383$, $p<0,001$), en el componente J_0 del AI (Rho de Spearman, $r=0,436$, $p<0,001$), en el componente J_{45} del AI (Rho de Spearman, $r=-0,205$, $p=0,003$) y en su porcentaje de contribución en el AT (Rho de Spearman, $r=-0,530$, $p<0,001$).

La tabla 6 muestra los valores del AI en función de los datos demográficos sexo y edad.

Tabla 6: Valores del AI en función de los datos demográficos.

	AI			
	Magnitud	J_0	J_{45}	%AI
Sexo				
Hombre (n=143)	-0,92±0,61D	-0,40±0,32	-0,05±0,21	35,42±20,01%
Mujer (n=145)	-1,08±0,68D	-0,38±0,42	-0,04±0,29	35,93±18,72%
Valor- p^1	0,034*	0,599	0,334	0,498
Edad				
r	-0,054	-0,033	0,054	0,076
Valor- p^2	0,363	0,573	0,363	0,198

AI=Astigmatismo Interno; %AI=Contribución del astigmatismo interno en el astigmatismo total.

Datos expresados como media ± desviación estándar.

¹ Prueba U de Mann-Whitney

² Coeficiente de correlación Rho de Spearman

* $p<0,050$

El sexo femenino presenta una magnitud de AI mayor que el sexo masculino, sin embargo, la contribución del AI es similar en ambos sexos. La edad es independiente del AI en los ojos derechos de nuestra muestra.

- Características topográficas

La tabla 7 muestra la relación del astigmatismo interno (AI) con los datos topográficos.

Tabla 7: Correlación entre el AI y los datos topográficos de Pentacam.

		AI			
		Magnitud	J ₀ AI	J ₄₅ AI	% AI
Paquimetría					
	r	0,015	0,083	-0,022	-0,015
	Valor-p	0,813	0,180	0,724	0,809
Km Anterior (SimK)					
	r	-0,075	-0,140	0,152	0,052
	Valor-p	0,238	0,017*	0,010*	0,384
Km Posterior					
	r	0,127	0,157*	-0,069	0,052
	Valor-p	0,039*	0,010*	0,264	0,384
Q Anterior					
	r	-0,138	-0,087	-0,017	0,110
	Valor-p	0,020*	0,142	0,785	0,064
Q Posterior					
	r	-0,073	-0,061	-0,017	0,011
	Valor-p	0,238	0,324	0,785	0,862
Astigmatismo corneal topográfico (SimK)					
	r	0,063	-0,010	0,072	0,652
	Valor-p	0,287	0,863	0,222	<0,001†

AI=Astigmatismo Interno; %AI=Contribución del astigmatismo interno en el astigmatismo total; SimK=Queratometría simulada (n=1,3375) en el anillo de los 3mm centrales de la córnea.

Datos expresados como media ± desviación estándar.

Coefficiente de correlación de Rho de Spearman.

* p<0,050

† p<0,001

El AI es prácticamente independiente a las características corneales mostradas en la tabla anterior. Destacamos la correlación de la contribución del AI (%AI) con el astigmatismo corneal obtenido de la SimK (Pearson, r=0,652, p<0,001) por el que se establece que a mayor astigmatismo corneal topográfico menor contribución del AI en el AT (es decir, el %AI disminuye) tal y como muestra la figura 4.07.

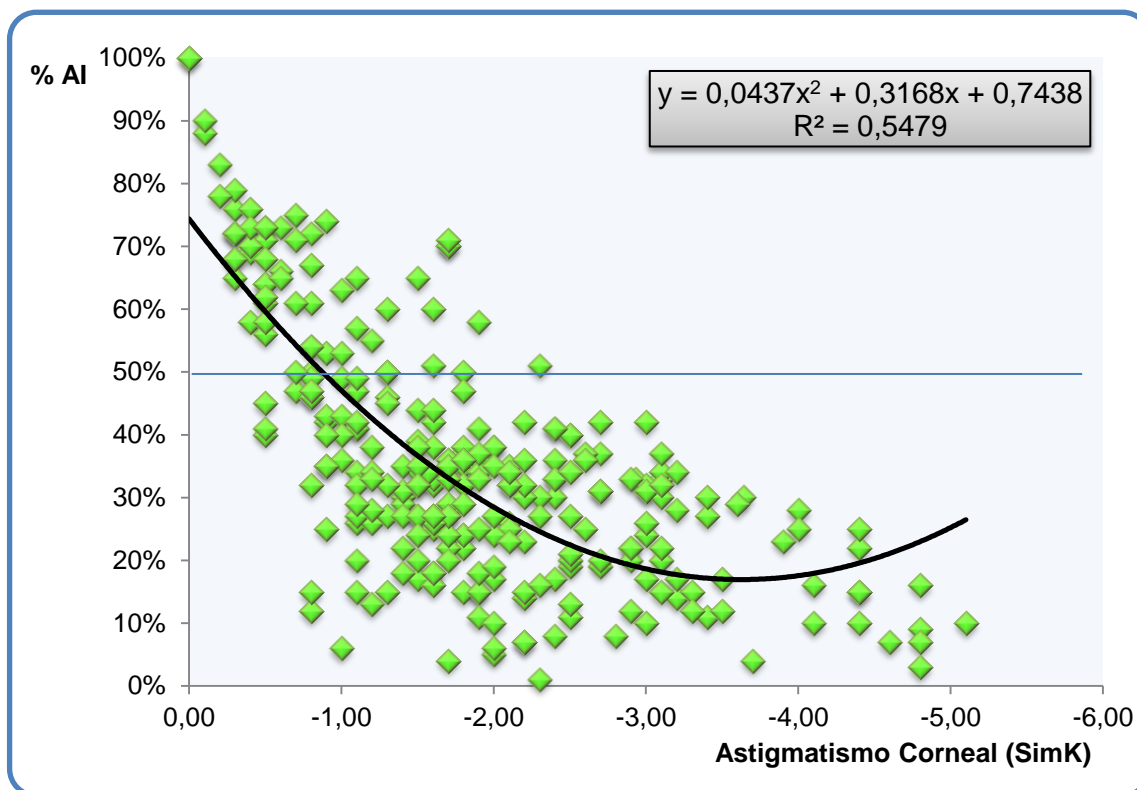


Figura 4.07: Gráfico de dispersión de puntos del porcentaje de contribución interna (%AI) en función del astigmatismo corneal que obtenemos directamente de la queratometría SimK.

- Comparación de las distintas medidas del astigmatismo corneal

La magnitud del astigmatismo corneal obtenido mediante la SimK (media aritmética: $-1,83 \pm 1,05D$) es significativamente menor (Prueba U de Mann-Whitney; $p=0,037$) a la magnitud media del astigmatismo corneal anterior o ACA (media aritmética: $-2,04 \pm 1,17D$; Rango de $-5,68D$ a $0,00D$). Además, el astigmatismo corneal obtenido mediante la SimK es significativamente mayor que el astigmatismo corneal real total (media aritmética: $-1,69 \pm 0,96D$; Rango de $-4,69D$ a $-0,02D$) obtenido de la suma del ACA y el ACP (astigmatismo corneal anterior + posterior), según la prueba U de Mann-Whitney ($p=0,046$).

• Características refractivas

La tabla 8 muestra la relación entre el astigmatismo interno (AI) y los datos refractivos obtenidos de la graduación subjetiva preoperatoria en plano gafa.

Tabla 8: Relación entre el AI y los datos refractivos preoperatorios.

		AI			%AI
		Magnitud	J ₀	J ₄₅	
Esfera	r	0,042	0,093	-0,027	-0,220
	Valor-p ¹	0,473	0,114	0,647	<0,001†
Cilindro	r	-0,035	-0,132	-0,063	0,490
	Valor-p ¹	0,555	0,026*	0,285	<0,001†
Eje	Directo	-0,91 ± 0,58D	-0,34 ± 0,36	-0,05 ± 0,22	30,30 ± 16,07
	Inverso	-1,23 ± 0,79D	-0,57 ± 0,40	-0,07 ± 0,22	58,26 ± 19,90
	Oblicuo	-1,24 ± 0,72D	-0,45 ± 0,40	0,05 ± 0,39	37,56 ± 14,11
	Valor-p ²	0,001*	<0,001†	0,399	<0,001†

Datos expresados como media ± desviación estándar.

¹ Coeficiente de correlación Rho de Spearman

² Prueba Kruskal-Wallis

* p<0,050

† p<0,001

La contribución del AI muestra una correlación débil con la refracción esférica y una correlación media con el valor del cilindro, sugiriendo que a mayor refracción miópica la contribución interna aumenta y a mayor cilindro refractivo, menor contribución interna (es decir, el %AI disminuye, figura 4.08).

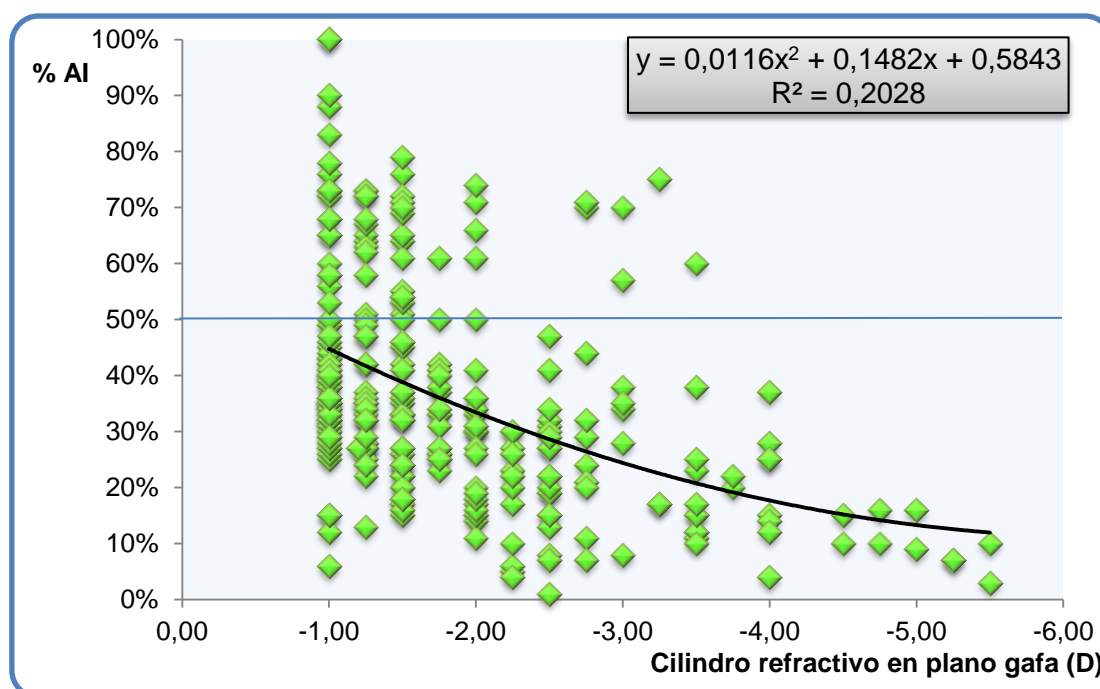


Figura 4.08: Gráfico de dispersión de puntos del porcentaje de contribución interna (%AI) en función del astigmatismo subjetivo en plano gafa.

La figura 4.09 muestra una débil correlación del AI con el cilindro refractivo preoperatorio, donde se ve como el astigmatismo interno disminuye sutilmente (el componente J_0 se aproxima a 0) cuando aumenta el cilindro refractivo. Por cada dioptría que aumenta el cilindro refractivo, el componente J_0 del AI se reduce 0,10.

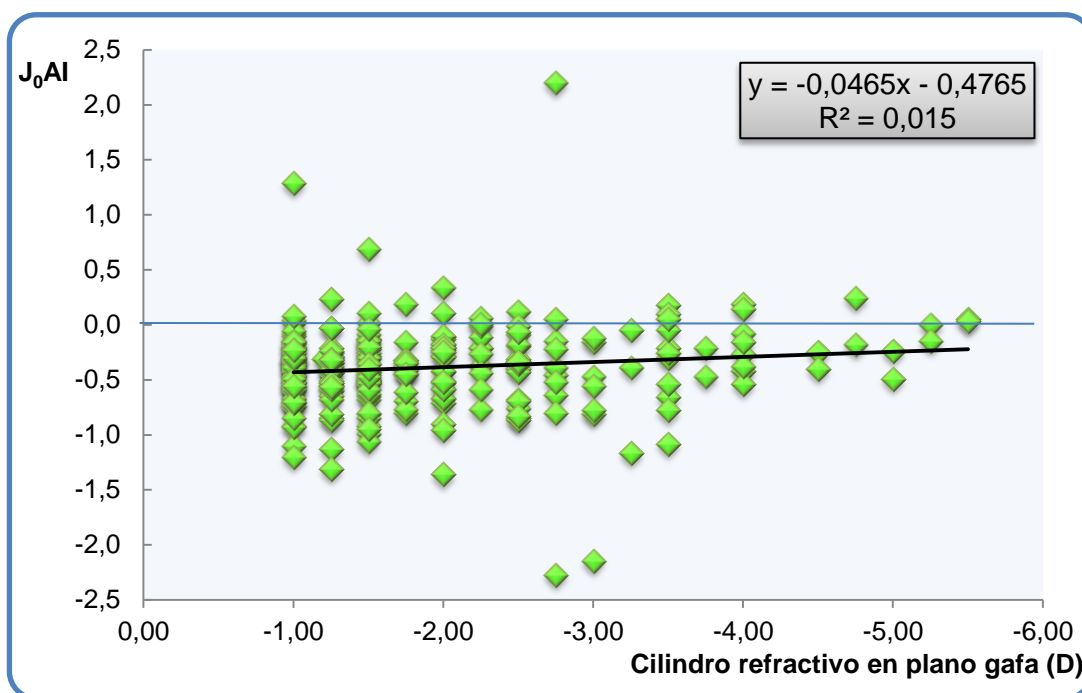


Figura 4.09: Gráfico de dispersión de puntos del componente J_0 del AI en función del astigmatismo refractivo medido en plano gafa.

La tabla 8 y la figura 4.10 también muestra diferencias estadísticamente significativas en los valores del AI en función del eje del cilindro refractivo (Prueba Kruskal-Wallis, $p < 0,05$).

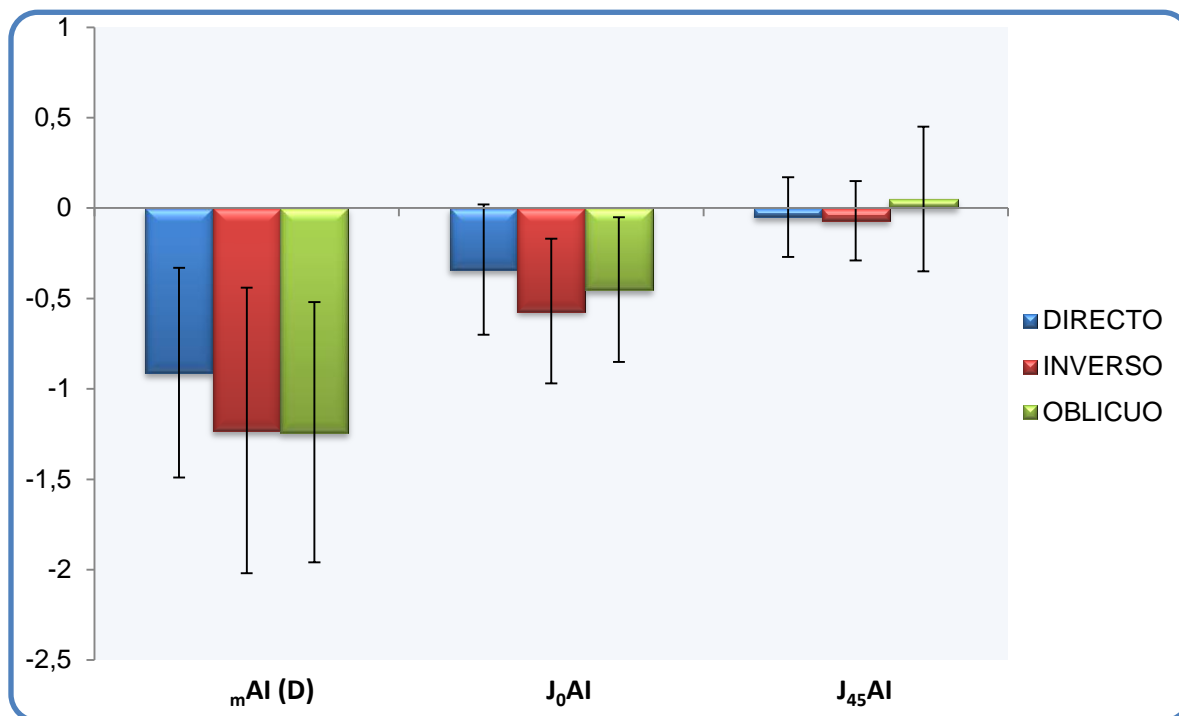


Figura 4.10: Valores medios y barra de error de la magnitud del cilindro del astigmatismo interno (AI), su componente J_0 y su componente J_{45} para los astigmatismos refractivos directos, inversos y oblicuos de la muestra.

La tabla 9 compara los valores del AI entre los 3 grupos (directo, inverso y oblicuo), existiendo las mayores diferencias entre los astigmatismos directos e inversos. La magnitud y la contribución del AI es significativamente mayor en los astigmatismos inversos que en los directos. Los astigmatismos inversos presentan unos valores de AI similares a los astigmatismos oblicuos pero con una contribución significativamente mayor. El componente J_{45} del AI no presenta diferencias significativas entre los grupos.

Tabla 9: Componentes del AI en función del eje del cilindro subjetivo.

	Directo	Inverso	Oblicuo	Comparación intra-grupos		
				Valor-p ¹	Valor-p ²	Valor-p ³
<i>n</i>	206	46	36			
mAI	-0,91 ± 0,58D	-1,23 ± 0,79D	-1,24 ± 0,72D	0,001*	0,765	0,005*
J_0AI	-0,34 ± 0,36	-0,57 ± 0,40	-0,45 ± 0,40	<0,001†	0,270	0,067
$J_{45}AI$	-0,05 ± 0,22	-0,07 ± 0,22	0,05 ± 0,39	0,977	0,324	0,177
% AI	30,30 ± 16,07	58,26 ± 19,90	37,56 ± 14,11	<0,001†	<0,001†	0,0,02*

mAI =Magnitud del cilindro del astigmatismo interno; J_0AI ; Componente J_0 del astigmatismo interno; $J_{45}AI$ =Componente J_{45} del astigmatismo interno; %AI=Porcentaje de contribución del astigmatismo interno en el astigmatismo total.

Datos expresados como media ± desviación estándar.

Prueba U deMann-Whitney: ¹ Directo-Inverso; ² Inverso-Oblicuo; ³ Directo-Oblicuo

* p<0,050

† p<0,001

- Componentes del astigmatismo

La tabla 10 muestra todas las correlaciones entre el AI y el resto de componentes del astigmatismo.

Tabla 10: Correlación entre el AI y todos los componentes astigmáticos.

		AI			
		<i>m</i> AI	J ₀	J ₄₅	%AI
Magnitud AT	r	-0,031	-0,130*	-0,042	0,469†
	Valor-p	0,595	0,028	0,476	<0,001
J₀ AT	r	0,226†	0,332†	-0,052	-0,719†
	Valor-p	<0,001	<0,001	0,375	<0,001
J₄₅ AT	r	0,041	0,106	0,232†	-0,189*
	Valor-p	0,490	0,071	<0,001	0,001
Magnitud ACA	r	0,067	-0,008	0,079	0,644†
	Valor-p	0,261	0,887	0,180	<0,001
J₀ ACA	r	-0,071	-0,179*	-0,142*	-0,550†
	Valor-p	0,227	0,046	0,016	<0,001
J₄₅ ACA	r	-0,074	0,014	-0,240†	-0,172*
	Valor-p	0,422	0,814	<0,001	0,003
DP	r	-0,640†	-0,647†	-0,096	0,341†
	Valor-p	<0,001	<0,001	0,104	<0,001
DE	r	-0,472†	-0,375†	-0,090	0,695†
	Valor-p	<0,001	<0,001	0,127	<0,001
Magnitud AI	r		0,855†	-0,150*	-0,650†
	Valor-p		<0,001	0,011	<0,001
J₀ AI	r			0,153*	-0,601†
	Valor-p			0,009	<0,001
J₄₅ AI	r				-0,045
	Valor-p				0,449
Magnitud ACP	r	0,032	-0,019	0,009	0,450†
	Valor-p	0,590	0,745	0,873	<0,001
J₀ ACP	r	-0,036	-0,061	0,022	0,556†
	Valor-p	0,564	0,320	0,719	<0,001
J₄₅ ACP	r	0,024	-0,042	0,119	0,109
	Valor-p	0,693	0,500	0,053	0,078
Magnitud AI_{nc}	r	0,669†	0,436†	0,044	-0,464†
	Valor-p	<0,001	<0,001	0,458	<0,001
J₀ AI_{nc}	r	0,763†	0,925†	0,124*	-0,719†
	Valor-p	<0,001	<0,001	0,044	<0,001
J₄₅ AI_{nc}	r	-0,145*	0,164*	0,929†	-0,067
	Valor-p	0,018	0,008	<0,001	0,281

AI = Astigmatismo Interno; *m*AI = magnitud del cilindro del AI; AT = Astigmatismo Total; ACA = Astigmatismo Corneal Anterior; DP = Diferencias de Potencia entre el AT y el ACA; DE = Diferencias de eje entre el AT y el ACA; ACP = Astigmatismo Corneal Posterior; AI_{nc} = Astigmatismo Interno no corneal.

Coefficiente de correlación Rho de Spearman.

* $p < 0,050$

† $p < 0,001$

En primer lugar destacamos que la magnitud del astigmatismo interno (AI) presenta una fuerte correlación directa (Pearson, $r=0,855$) con su componente J_0 (tabla 10). Cuando el componente J_0AI se vuelve más negativo (es decir, aumenta el componente inverso) aumenta también la magnitud del cilindro del AI. Por tanto, el componente J_0AI determina el valor del cilindro del AI.

El AI presenta también una fuerte correlación directa con las diferencias que existen entre el AT y el ACA (es decir, las diferencias de potencia o DP y las diferencias de eje o DE), tal y como se aprecia en la tabla 10. De modo que, cuanto mayor sea la diferencia entre el AT y el ACA (mayor DP y/o DE), mayor será el AI: aumenta la magnitud del AI, el componente J_0 se vuelve más negativo (es decir, aumenta el componente inverso del AI) y el %AI es mayor (es decir, aumenta la contribución del AI en el AT).

Por otro lado, el AI presenta una ligera correlación con el AT (tabla 10), similar a la que presenta con el cilindro refractivo en plano gafa (tabla 8). Cuanto más directo es el AT, el componente inverso del AI tiende a reducirse presentando una menor magnitud (figura 4.11).

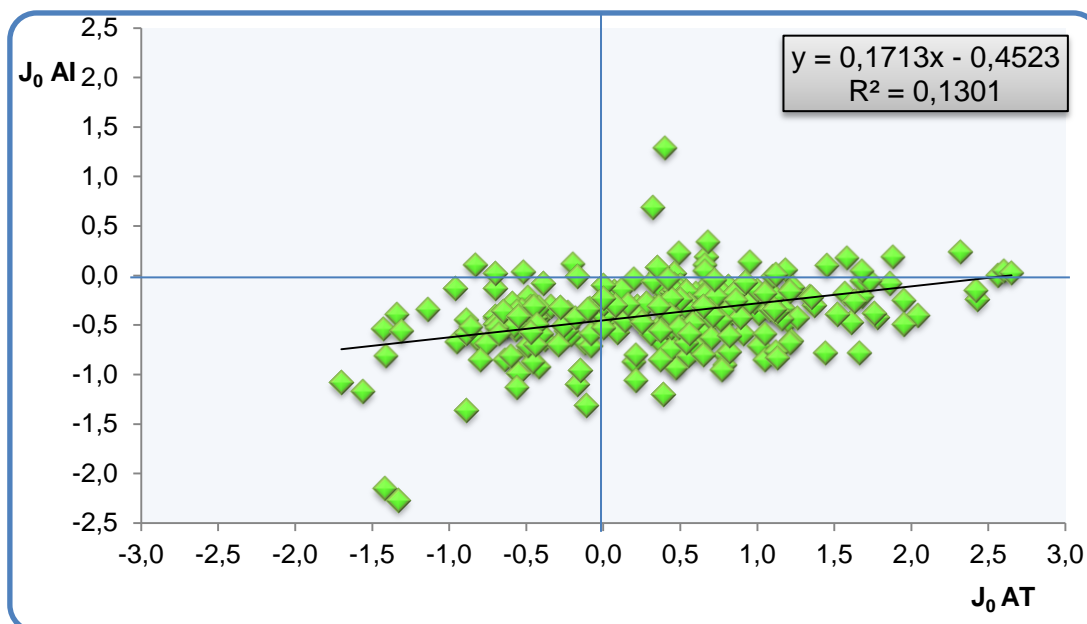


Figura 4.11: Gráfico de dispersión de puntos de los componentes J_0 del astigmatismo interno y del astigmatismo total en los ojos derechos de la muestra.

El componente J_0 del ACA presenta una sutil, pero significativa correlación inversa con el componente J_0 del AI (tabla 10), de modo que ambos astigmatismos tienden a compensarse. Es decir, cuando el ACA aumenta haciéndose más directo (J_0 con valor positivo) el AI aumenta haciéndose más inverso (J_0 con valor negativo)

A su vez, la contribución del AI en el AT (%AI) presenta una correlación inversa con el componente J_0 del AT, ACA, AI y AI_{nc} (tabla 10). Es decir, cuanto más negativo es el componente J_0 o más inversos se vuelven los astigmatismos total (figura 4.10, naranja), corneal (figura 4.10, rojo) o interno (figura 4.12, verde), mayor es el %AI (la contribución del AI en el AT aumenta).

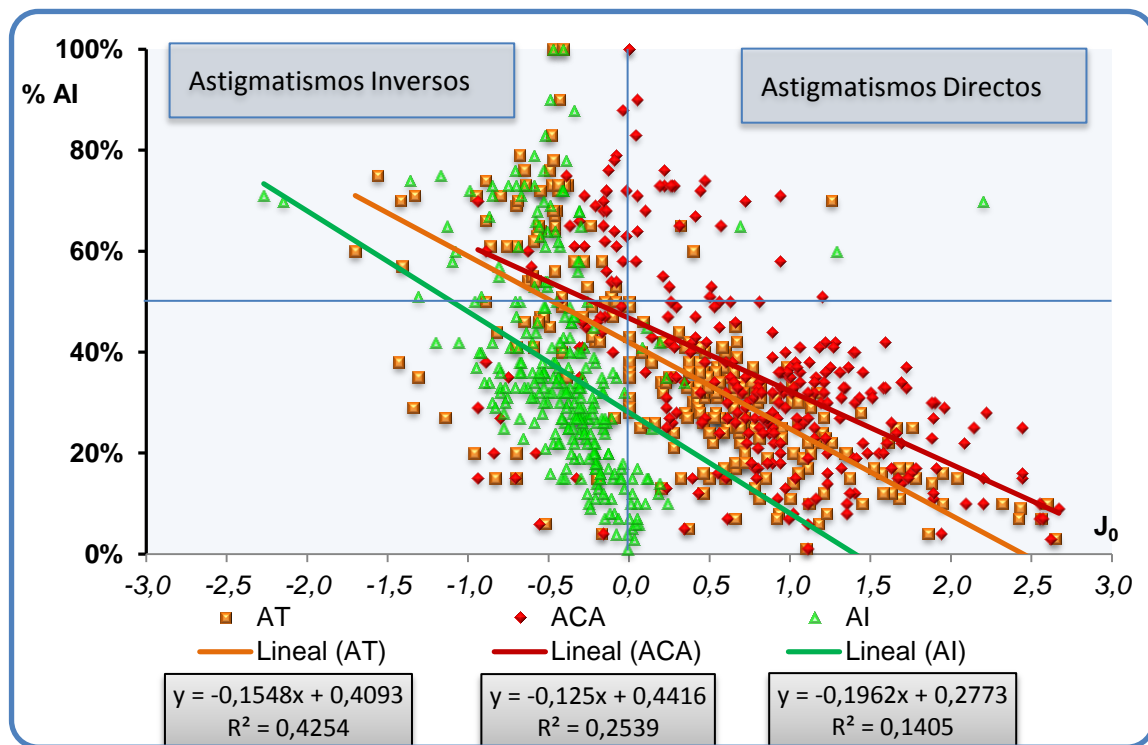


Figura 4.12: Gráfico de dispersión de puntos de la contribución del AI en el AT en función del valor del componente J_0 del astigmatismo total (AT, naranja), del astigmatismo corneal anterior (ACA, rojo) y del astigmatismo interno (AI, verde), en los ojos derechos de la muestra.

Por último, los resultados de la tabla 10 muestran que el AI depende del AI_{nc} . La magnitud del AI (mAI) presenta una correlación media con la magnitud del AI_{nc} (mAI_{nc}) (Pearson, $r=0,669$) (figura 4.13A), de una manera similar J_0AI presenta una fuerte correlación con J_0AI_{nc} (Pearson, $r=0,925$) (figura 4.13B) y $J_{45}AI$ con $J_{45}AI_{nc}$ (Pearson, $r=0,929$) (figura 4.13C).

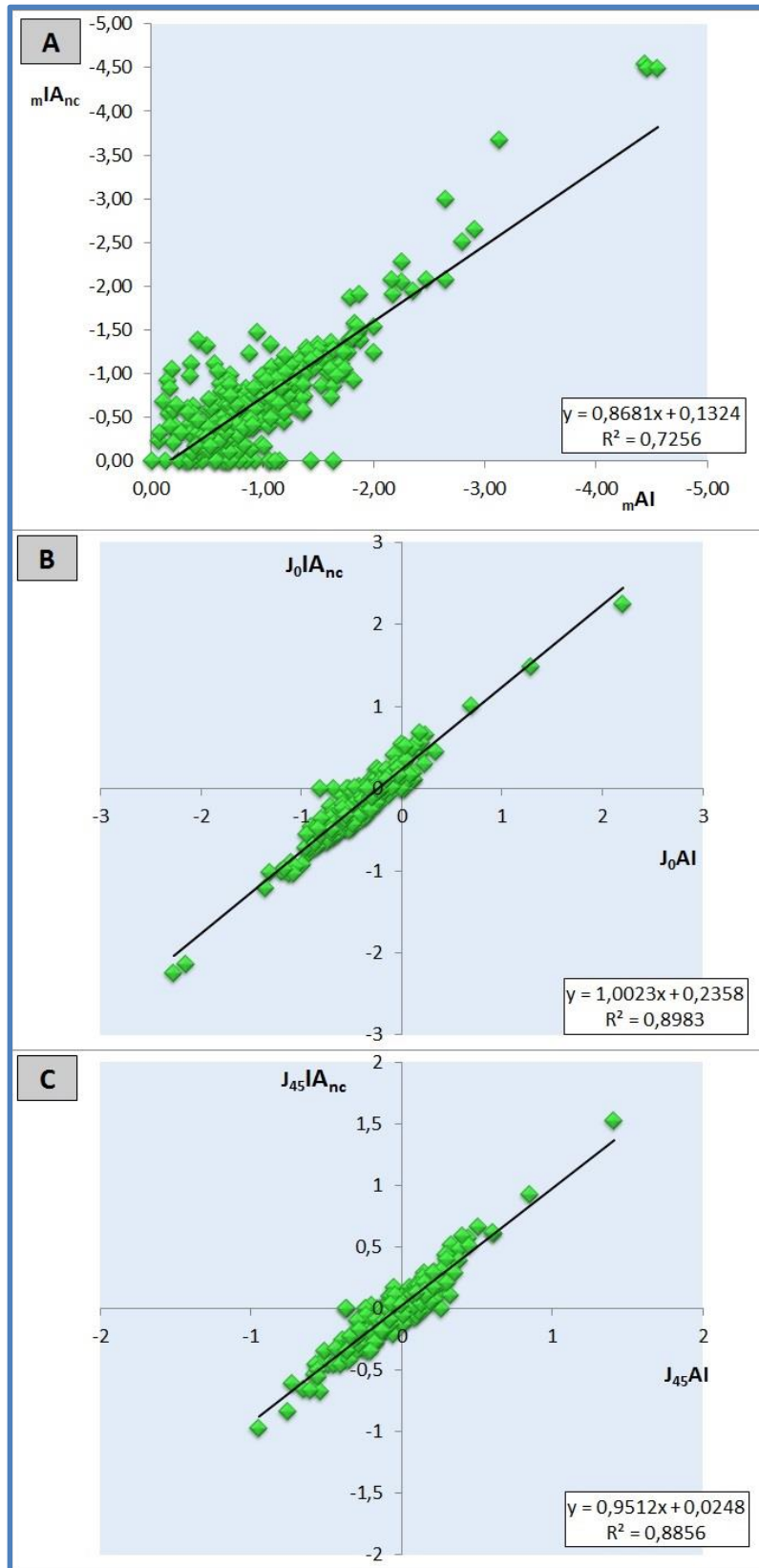


Figura 4.13: Gráfico de dispersión de puntos que muestra la relación entre el astigmatismo interno y el astigmatismo interno no corneal en la magnitud (A), el componente J_0 (B) y el componente J_{45} (C) en los ojos derechos de la muestra.

2. CLASIFICACION DE LA MUESTRA

En este apartado describimos la muestra total (n=567) en función de las 3 clasificaciones propuestas en nuestra metodología.

a. Clasificación en función de la magnitud del AI

La muestra se ha dividido en 3 grupos en base a los percentiles 25 y 75 de la magnitud del astigmatismo interno (AI) en valor absoluto: *AI Bajo* (AI_B), para valores inferiores al percentil 25 (rango de 0,00 a 0,59D), *AI Medio* (AI_M), para valores entre el percentil 25 y el 75 (rango de 0,60D a 1,23D) y *AI Alto* (AI_A), para valores superiores al percentil 75 (rango de 1,24D a 4,55D).

La tabla 11 muestra unas características demográficas muy homogéneas en los 3 grupos de AI. Apreciamos un mayor número de mujeres en el grupo AI_A estadísticamente significativo (Prueba Chi-Cuadrado; $p < 0,019$). La edad de los pacientes en el grupo AI_A es significativamente mayor a la del grupo AI_M (Prueba Post hoc Bonferroni, $p = 0,001$)

Tabla 11: Características demográficas de los 3 grupos de AI

	AI BAJO (n=144)	AI MEDIO (n=282)	AI ALTO (n=141)
Sexo			
<i>Hombre</i>	64/144 (44,4%)	165/282 (58,5%)	54/141 (38,3%)
<i>Mujer</i>	80/144 (55,6%)	117/282 (41,5%)	87/141 (61,7%)
Edad (años)	35,62±8,18	33,99±7,48	36,96±8,80
Datos expresados como media ± desviación estándar (SD).			

La tabla 12 muestra la distribución de los distintos componentes del astigmatismo en los grupos establecidos (AI_B , AI_M , AI_A).

Clasificación de la muestra

Tabla 12: Descripción de los componentes astigmáticos en función de los grupos de AI.

	AI BAJO	AI MEDIO	AI ALTO	Comparación intra-grupos		
				Valor-p ¹	Valor-p ²	Valor-p ³
AT						
mAT	-1,83±1,01D	-1,73±0,93D	-1,88±0,95D	0,227	0,046*	0,412
J ₀	0,55±0,74	0,36±0,74	0,34±0,83	0,019*	0,899	0,055
J ₄₅	0,01±0,50	-0,01±0,53	0,12±0,55	0,776	0,041*	0,140
ACA						
mACA	-1,95±1,07D	-1,92±1,23D	-2,47±1,20D	0,944	<0,001†	<0,001†
J ₀	0,66±0,74	0,69±0,70	1,00±0,75	0,438	<0,001†	<0,001†
J ₄₅	0,00±0,51	-0,05±0,53	0,03±0,75	0,469	0,315	0,722
AI						
mAI	-0,40±0,14D	-0,89±0,18D	-1,74±0,58D	<0,001†	<0,001†	<0,001†
J ₀	-0,11±0,13	-0,32±0,21	-0,66±0,47	<0,001†	<0,001†	<0,001†
J ₄₅	0,01±0,12	0,04±0,23	0,09±0,41	0,160	0,144	0,038*
%AI	20,14±11,38%	37,17±17,72%	44,22±16,08%	<0,001†	<0,001†	<0,001†
ACP						
mACP	-0,41±0,27D	-0,41±0,25D	-0,50±0,25D	0,551	0,001*	0,001*
J ₀	-0,21±0,13	-0,20±0,11	-0,24±0,13	0,877	0,010*	0,049*
J ₄₅	0,00±0,08	0,01±0,08	-0,00±0,09	0,602	0,160	0,464
AI_{nc}						
mAI _{nc}	-0,38±0,29D	-0,61±0,35D	-1,37±0,75D	<0,001†	<0,001†	<0,001†
J ₀	0,11±0,18	-0,12±0,25	-0,42±0,52	<0,001†	<0,001†	<0,001†
J ₄₅	0,01±0,14	0,04±0,24	0,10±0,41	0,325	0,051	0,007*
%AI _{nc}	59,67±19,08%	58,67±20,24%	58,88±18,63%	<0,001†	<0,001†	<0,001†

AT=Astigmatismo total; mAT=Magnitud del AT; ACA=Astigmatismo Corneal Anterior; mACA=Magnitud del ACA; AI = Astigmatismo Interno; mAI=Magnitud del AI; ACP = Astigmatismo Corneal Posterior; mACP=Magnitud del ACP; AI_{nc} = Astigmatismo Interno no corneal; mAI_{nc}=Magnitud del AI_{nc}; D= dioptrías.

Datos expresados como media ± desviación estándar.

Prueba U de Mann-Whitney: ¹ AI BAJO –AI MEDIO; ² AI MEDIO –AI ALTO; ³ AI BAJO –AI ALTO

* p<0,050

† p<0,001

Los 3 grupos muestran como el astigmatismo interno (AI) contrarresta un astigmatismo corneal anterior (ACA) que predomina en el astigmatismo total (AT). A la vez que aumenta el AI en sentido inverso (el componente J₀ del AI se vuelve más negativo) también aumenta el ACA en sentido directo (el componente J₀ del ACA se vuelve más positivo), manteniendo casi constantes los valores del AT (figura 4.14).

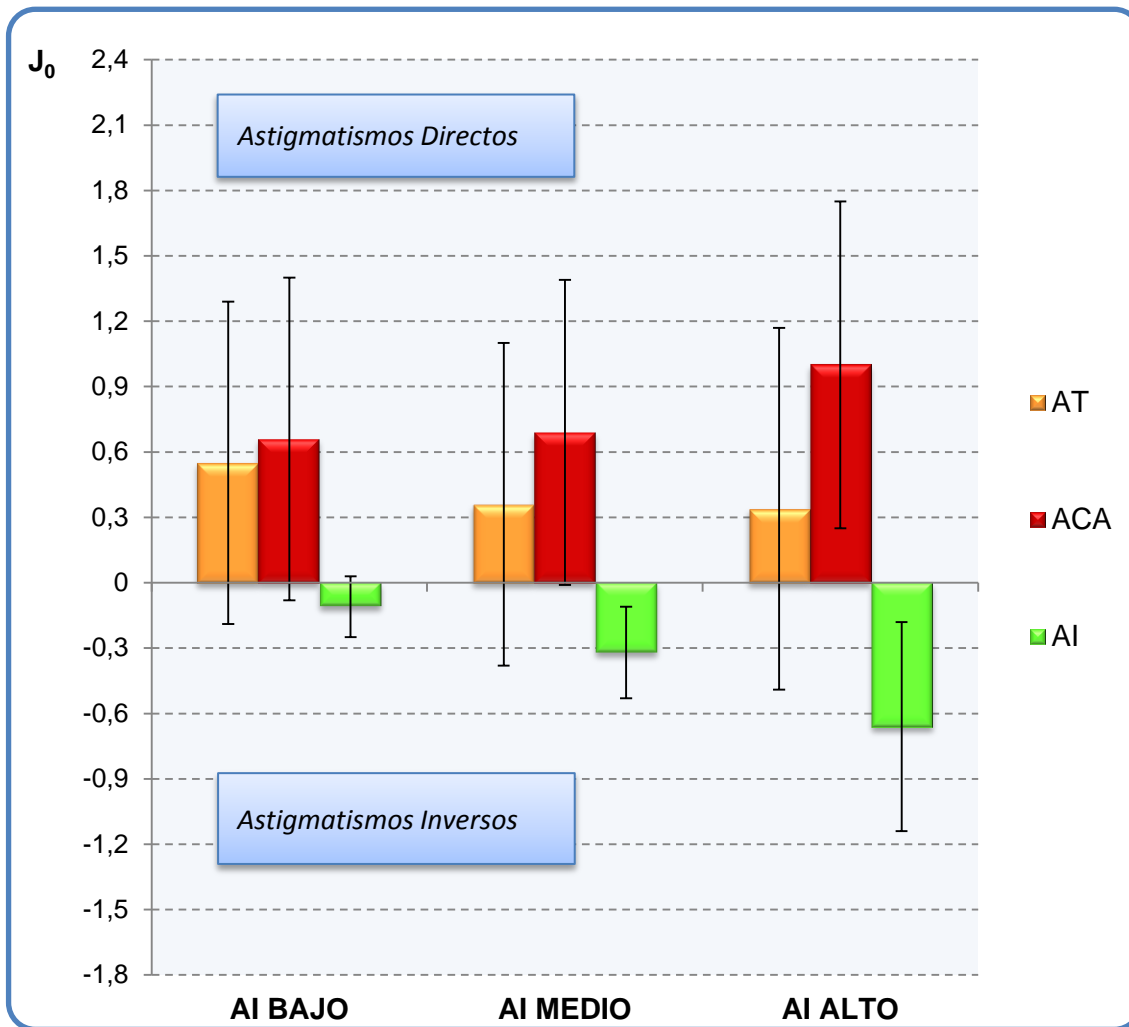


Figura 4.14: Gráfico de barras del componente J_0 del astigmatismo total (AT, naranja), del astigmatismo corneal anterior (ACA, rojo) y del astigmatismo interno (AI, verde) en función de los grupos de AI.

Recordemos que el AI es el resultado de la combinación del astigmatismo corneal posterior (ACP) y el astigmatismo interno no corneal (AI_{nc}). Mientras los valores del astigmatismo de la segunda cara de la córnea (ACP) permanecen prácticamente estables en los 3 grupos de AI, el componente J_0 del AI_{nc} muestra un cambio estadísticamente significativo ($p < 0,001$), volviéndose cada vez más negativo. En la figura 4.15 se observa como en el grupo AI_B , los valores del AI_{nc} contrarrestan los valores del ACP haciendo que su suma sea próxima a 0 (es decir, reduciendo la magnitud del AI), mientras que en los grupos AI_M y AI_A , el componente J_0 del AI_{nc} se vuelve cada vez más negativo sumando su valor al de la cara posterior de la córnea (ACP) y cuya combinación incrementa el valor del AI.

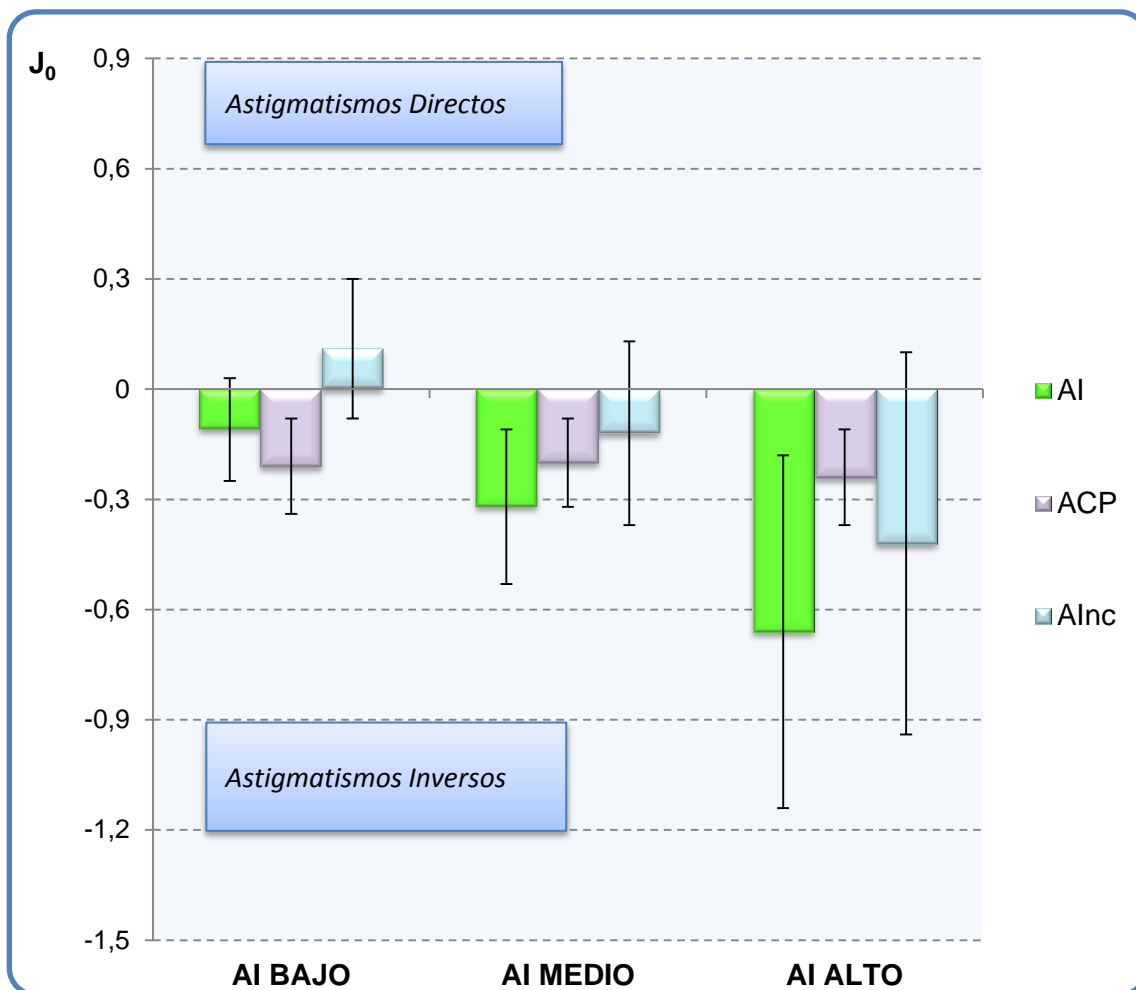


Figura 4.15: Gráfico de barras del componente J_0 del astigmatismo interno (AI, verde), del astigmatismo corneal posterior (ACP, morado) y del astigmatismo interno no corneal (AI_{nc}, azul) en función de los grupos de AI.

Las gráficas 4.14 y 4.15 confirman las correlaciones encontradas en la tabla 10 del apartado anterior entre el AI y el resto de astigmatismos. Cuanto mayor es el AI: menor es el AT, el ACA es más directo y el AI_{nc} aumenta.

- Diferencias de potencia y eje entre AT y ACA

Las diferencias de potencia (DP) entre el AT y ACA han sido $0,30 \pm 0,22D$ en el grupo AI_B , $0,54 \pm 0,33D$ en el grupo AI_M y $0,85 \pm 0,49D$ en el grupo AI_A , mostrando un cambio estadísticamente significativo (Prueba Kruskal-Wallis, $p < 0,001$). Las diferencias de eje (DE) también han presentado un cambio estadísticamente significativo entre los 3 grupos de AI ($AI_B = 4,40 \pm 5,58^\circ$; $AI_M = 12,06 \pm 13,05^\circ$; $AI_A = 22,00 \pm 24,28^\circ$; Prueba Kruskal-Wallis, $p < 0,001$).

b. Clasificación en función de las diferencias entre AT y ACA

Se han establecido 2 grupos en base a las diferencias de magnitud entre el AT y el ACA. El 35,7% de los ojos presenta una magnitud de AT superior a la magnitud del ACA ($AT > ACA$) y el 64,3% presenta una magnitud de ACA mayor a la del AT ($ACA > AT$).

La tabla 13 muestra las características demográficas de ambos grupos. De nuevo, los grupos resultan homogéneos en cuanto al número de hombres y mujeres (Prueba Chi-Cuadrado, $p > 0,05$) y no hay diferencias estadísticamente significativas en la edad de los pacientes de ambos grupos (Prueba T, $p = 0,456$).

Tabla 13: Características demográficas de los grupos

	Mayor AT (n=202)	Mayor ACA (n=364)
Sexo		
<i>Hombre</i>	107/202 (53,0%)	175/364 (48,1%)
<i>Mujer</i>	95/202 (47,0%)	189/364 (51,9%)
Edad (años)	35,51 \pm 8,72	34,96 \pm 7,71

AT=Astigmatismo total; ACA=Astigmatismo Corneal Anterior.
Datos expresados como media \pm desviación estándar (SD).

La tabla 14 compara el valor de los componentes del astigmatismo entre los 2 grupos establecidos en este apartado. La magnitud de todos los astigmatismos, excepto la del astigmatismo interno (AI), es estadísticamente diferente entre ambos grupos ($p < 0,05$). La contribución del AI y el AI_{nc} es significativamente mayor en el grupo $AT > ACA$, presentando unos porcentajes superiores a la media.

Clasificación de la muestra

Tabla 14: Descripción de los componentes astigmáticos en función de las diferencias entre AT y ACA

	Mayor AT	Mayor ACA	Valor-p
<u>AT</u>			
mAT	-1,92±1,10D	-1,73±0,87D	0,047*
J ₀	-0,08±0,88	0,67±0,53	<0,001†
J ₄₅	0,08±0,65	-0,00±0,45	0,088
<u>ACA</u>			
mACA	-1,41±1,16D	-2,43±0,97D	<0,001†
J ₀	0,22±0,69	1,06±0,57	<0,001†
J ₄₅	0,03±0,55	-0,04±0,53	0,111
<u>AI</u>			
mAI	-0,97±0,67D	-0,98±0,53D	0,419
J ₀	-0,30±0,43	-0,38±0,29	0,006*
J ₄₅	0,05±0,26	0,04±0,28	0,748
%AI	45,80±22,62%	28,34±10,66%	<0,001†
<u>ACP</u>			
mACP	-0,31±0,24D	-0,50±0,24D	<0,001†
J ₀	-0,15±0,12	-0,25±0,11	<0,001†
J ₄₅	-0,00±0,08	0,01±0,09	0,050
<u>AI_{nc}</u>			
mAI _{nc}	-0,91±0,70D	-0,65±0,52D	<0,001†
J ₀	-0,16±0,50	-0,14±0,30	0,100
J ₄₅	0,06±0,29	0,04±0,27	0,455
%AI _{nc}	72,24±14,11%	51,74±18,23%	<0,001†

AT=Astigmatismo Total; mAT=Magnitud del AT; ACA=Astigmatismo Corneal Anterior; mACA=Magnitud del ACA; AI = Astigmatismo Interno; mAI=Magnitud del AI; %AI=Porcentaje de contribución del AI en el AT; ACP = Astigmatismo Corneal Posterior; mACP=Magnitud del ACP; AI_{nc} = Astigmatismo Interno no corneal; mAI_{nc}=Magnitud del AI_{nc}; %AI_{nc}=Porcentaje de contribución del AI_{nc} en el AI; ACA>AT=Magnitud del astigmatismo corneal anterior superior a la del astigmatismo total; AT>ACA=Magnitud del astigmatismo total superior a la del astigmatismo corneal anterior; D=Dioptías.
 Datos expresados como media ± desviación estándar.
 Prueba U de Mann-Whitney
 * p<0,050
 † p<0,001

La figura 4.16 muestra el comportamiento del astigmatismo (a través de su componente J₀) en función de los grupos establecidos. En el grupo de mayor ACA (ACA>AT), el astigmatismo total y el corneal (AT y ACA) son directos (el componente J₀ en ambos astigmatismos es positivo) y el astigmatismo interno (AI) es inverso. El componente corneal predomina (%ACA=72%) frente a un AI que contrarresta el ACA. En cambio, en el grupo de mayor AT (AT>ACA) los valores del AT y el ACA distan de los valores medios presentados anteriormente. El AT presenta gran variabilidad entre astigmatismos directos e inversos (lo que produce un valor medio de J₀ próximo a 0), el ACA tiende a valores de menor magnitud (e incluso inversos) y el AI aumenta su contribución.

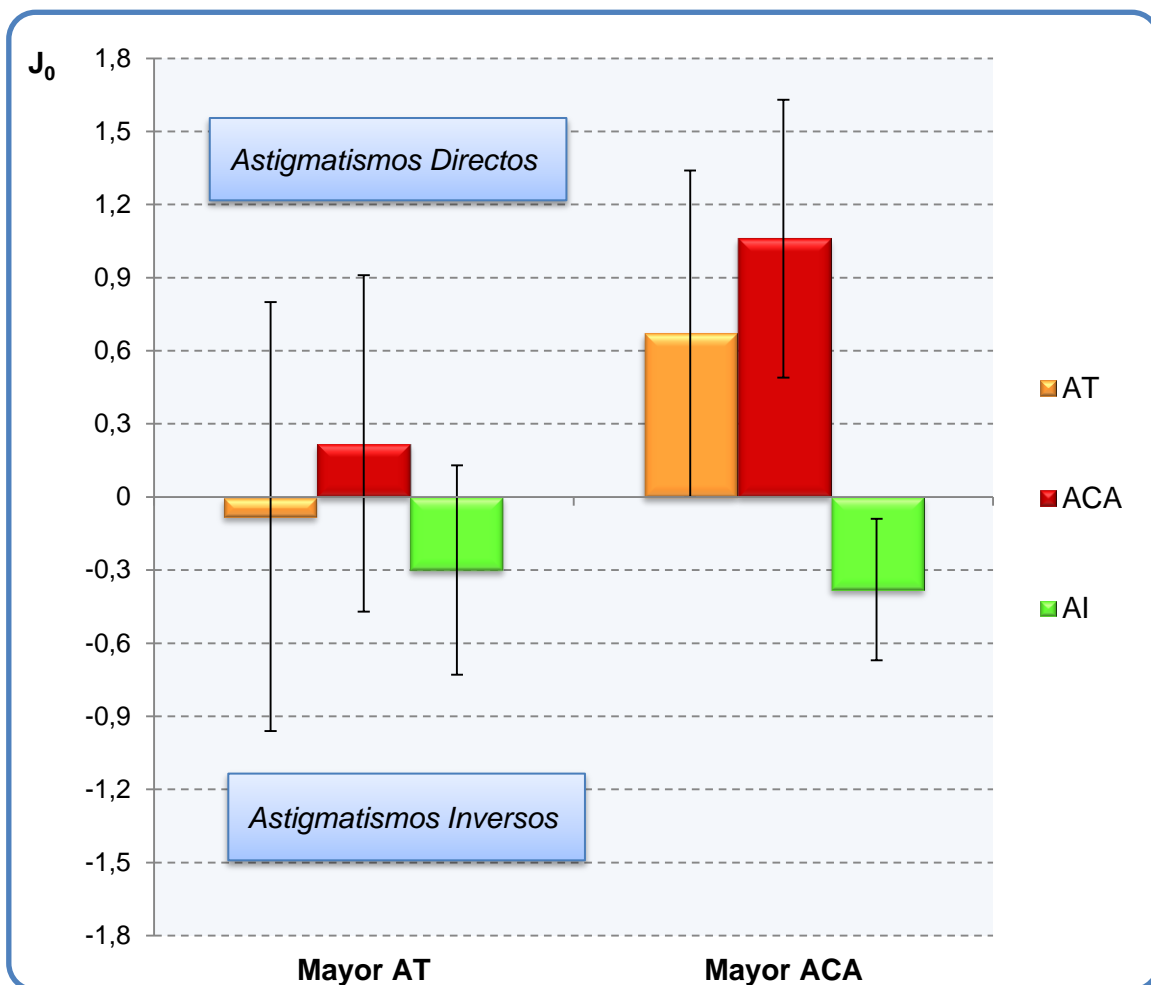


Figura 4.16: Gráfico de barras del componente J_0 del astigmatismo total (AT, naranja), del astigmatismo corneal anterior (ACA, rojo) y del astigmatismo interno (AI, verde) en función de las diferencias entre el AT y el ACA.

Al valorar el AI en estos grupos (figura 4.17) observamos como los ojos con mayor ACA, presentan unos valores y un comportamiento similar al presentado en la tabla 2. El ACP presenta un valor medio ligeramente superior al AI_{nc} y una contribución ligeramente inferior. En cambio, los ojos con mayor AT se alejan de los valores normales presentados previamente. La contribución del AI_{nc} en el AI aumenta con fuerza ($\%AI_{nc}= 72\%$) pero, como ocurre con el AT, al presentar tanto valores positivos como negativos (es decir, astigmatismos directos e inversos) el valor medio de su componente J_0 se encuentra próximo a 0.

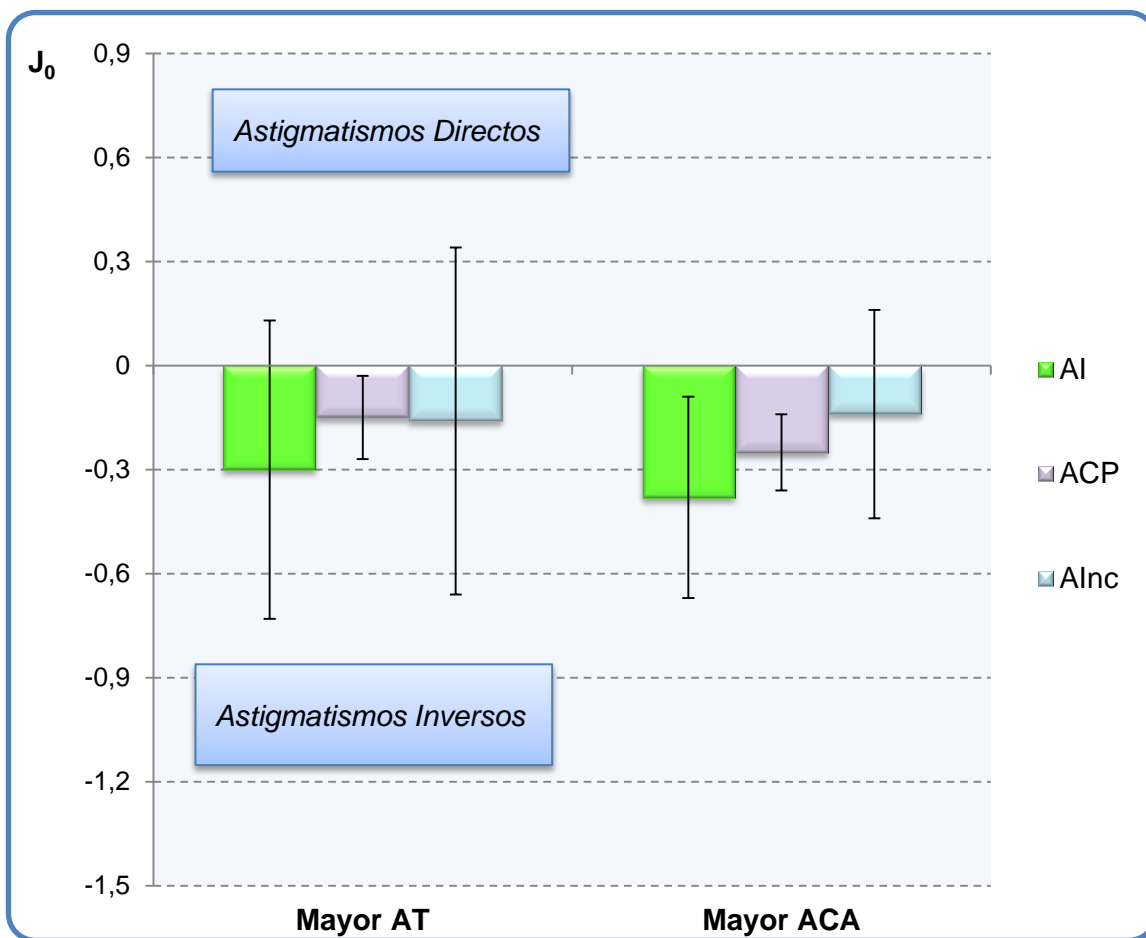


Figura 4.17: Gráfico de barras del componente J_0 del astigmatismo interno (AI, verde), del astigmatismo corneal posterior (ACP, morado) y del astigmatismo interno no corneal (AI_{nc} , azul) en función de las diferencias entre el AT y el ACA.

- Diferencias de potencia y eje entre AT y ACA

Las diferencias de potencia (DP) entre el AT y el ACA son estadísticamente diferentes en ambos grupos (Si $ACA > AT$, $DP = 0,43 \pm 0,48D$; Si $AT > ACA$, $DP = 0,77 \pm 0,38D$; Prueba U de Mann-Whitney, $p < 0,001$). Teniendo en cuenta que el valor medio de las DP es $0,64D$ se han establecido 2 subgrupos de clasificación utilizando este valor como punto de corte ($DP_{alta} \geq 0,64D$; $DP_{baja} < 0,64D$). El 23,6% de los ojos con mayor ACA y el 59,7% de los ojos con mayor AT han presentado DP superiores a la media.

Las diferencias de eje (DE) entre el AT y el ACA muestran diferencias estadísticamente significativas entre los grupos analizados de este apartado, siendo el grupo de mayor AT el que presenta mayores DE (Si $ACA > AT$, $DE = 8,68 \pm 10,68^\circ$; Si $AT > ACA$, $DE = 19,38 \pm 22,14^\circ$; Prueba U de Mann-Whitney, $p < 0,001$).

Teniendo en cuenta que el valor medio de las diferencias de eje es $13,3^\circ$, establecemos 2 nuevos subgrupos utilizando este valor medio como punto de corte ($DE_{alta} \geq 13^\circ$; $DE_{baja} < 13^\circ$). En esta ocasión, solo el 19,5% de los casos del grupo $ACA > AT$ presentan diferencias de eje superiores a la media, frente al 43,1% del grupo $AT > ACA$ (prueba Chi-Cuadrado, $p < 0,001$). Es decir, el grupo de mayor AT presenta un mayor número de ojos con diferencias de eje superiores a la media.

c. Clasificación en función de la contribución del AI en el AT

Finalmente se ha dividido la muestra en función del componente que predomine en el AT: si predomina el astigmatismo corneal anterior ($\%AI < 50\%$ o $\%ACA > \%AI$) o si predomina el astigmatismo interno ($\%AI \geq 50\%$ o $\%AI > \%ACA$). En el 82,19% de los casos predomina el componente corneal (esto es, que la contribución del AI es inferior a la del ACA, o $\%ACA > \%AI$) frente al 17,81% de los casos en los que predomina el componente interno (es decir, la contribución del AI es superior a la contribución del ACA, o $\%AI > \%ACA$).

Este método de clasificación es similar al presentado en otros trabajos donde dividen la muestra en astigmatismos fundamentalmente anteriores y no-anteriores, tal y como describimos en nuestra metodología, pero al clasificar nuestra muestra con ambos métodos encontramos diferencias estadísticamente significativas según la prueba Chi-Cuadrado ($p < 0,001$). 56 ojos en los que predomina el ACA se clasifican como astigmatismos no-anteriores con el índice propuesto en otros trabajos (AI/AT) y 57 ojos en los que predomina en el AI se clasifican como astigmatismos anteriores. Es decir, existe una discrepancia de casi un 20% de los ojos entre ambos métodos.

La tabla 15 muestra las características demográficas de los 2 grupos establecidos en función de la contribución del AI. El número de hombres y mujeres es similar en ambos grupos (Prueba Chi-Cuadrado, $p > 0,050$). No hay diferencias estadísticamente significativas en función de la edad (Prueba T-Student, $p = 0,119$).

Clasificación de la muestra

Tabla 15: Características demográficas de los grupos en función de la contribución interna

	Predomina AI (n=101)	Predomina ACA (n=466)
Sexo		
<i>Hombre</i>	51/101 (05,5%)	232/466 (49,8%)
<i>Mujer</i>	50/101 (49,5%)	234/466(50,2%)
Edad	36,46±9,59	34,86±7,70

Datos expresados como media ± desviación estándar (SD).

La tabla 16 muestra los componentes astigmáticos de los 2 grupos de clasificación. La magnitud y el componente J_0 de todos los astigmatismos presentan diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos.

Tabla 16: Descripción de los componentes astigmáticos en función de la contribución interna

	Predomina AI	Predomina ACA	Valor-p
AT			
<i>mAT</i>	-1,35±0,54	-1,89±1,00	<0,001†
<i>J₀</i>	-0,48±0,43	0,59±0,69	<0,001†
<i>J₄₅</i>	0,00±0,34	0,03±0,65	0,577
ACA			
<i>mACA</i>	-0,79±0,57	-2,35±1,06	<0,001†
<i>J₀</i>	0,06±0,38	0,91±0,70	<0,001†
<i>J₄₅</i>	-0,00±0,30	-0,02±0,58	0,903
AI			
<i>mAI</i>	-1,40±0,84	-0,88±0,47	<0,001†
<i>J₀</i>	-0,54±0,54	-0,31±0,28	<0,001†
<i>J₄₅</i>	0,01±0,29	0,05±0,27	0,099
<i>%AI</i>	66,46±11,95%	27,80±10,36%	<0,001†
ACP			
<i>mACP</i>	-0,24±0,17	-0,48±0,25	<0,001†
<i>J₀</i>	-0,11±0,08	-0,24±0,12	<0,001†
<i>J₄₅</i>	0,00±0,07	0,01±0,09	0,587
AI_{nc}			
<i>mAI_{nc}</i>	-1,20±0,93	-0,64±0,45	<0,001†
<i>J₀</i>	-0,44±0,57	-0,08±0,29	<0,001†
<i>J₄₅</i>	0,00±0,32	0,06±0,27	0,102
<i>%AI_{nc}</i>	79,07±12,36%	54,55±17,95%	<0,001†

AT=Astigmatismo Total; *mAT*=Magnitud del AT; ACA=Astigmatismo Corneal Anterior; *mACA*=Magnitud del ACA; AI = Astigmatismo Interno; *mAI*=Magnitud del AI; *%AI*=Porcentaje de contribución del AI en el AT; ACP = Astigmatismo Corneal Posterior; *mACP*=Magnitud del ACP; AI_{nc} = Astigmatismo Interno no corneal; *mAI_{nc}*=Magnitud del AI_{nc}; *%AI_{nc}*=Porcentaje de contribución del AI_{nc} en el AI; ACA>AT=Magnitud del astigmatismo corneal anterior superior a la del astigmatismo total; AT>ACA=Magnitud del astigmatismo total superior a la del astigmatismo corneal anterior; D=Dioptrías.

Datos expresados como media ± desviación estándar.

Prueba U de Mann-Whitney.

* p<0,050

† p<0,001

Los ojos en los que predomina el ACA presentan un fuerte astigmatismo corneal (tanto en cara anterior como en cara posterior), con un astigmatismo total directo y un astigmatismo interno inverso, ambos con valores próximos a sus medias aritméticas (tabla 2). En cambio, los pacientes en los que predomina el AI presentan valores opuestos: el astigmatismo total tiende a valores inversos, el astigmatismo corneal presenta una magnitud muy inferior a la media aritmética (y en algunos casos con signo inverso) y el astigmatismo interno (AI) aumenta significativamente tanto su magnitud media como su contribución (figura 4.18).

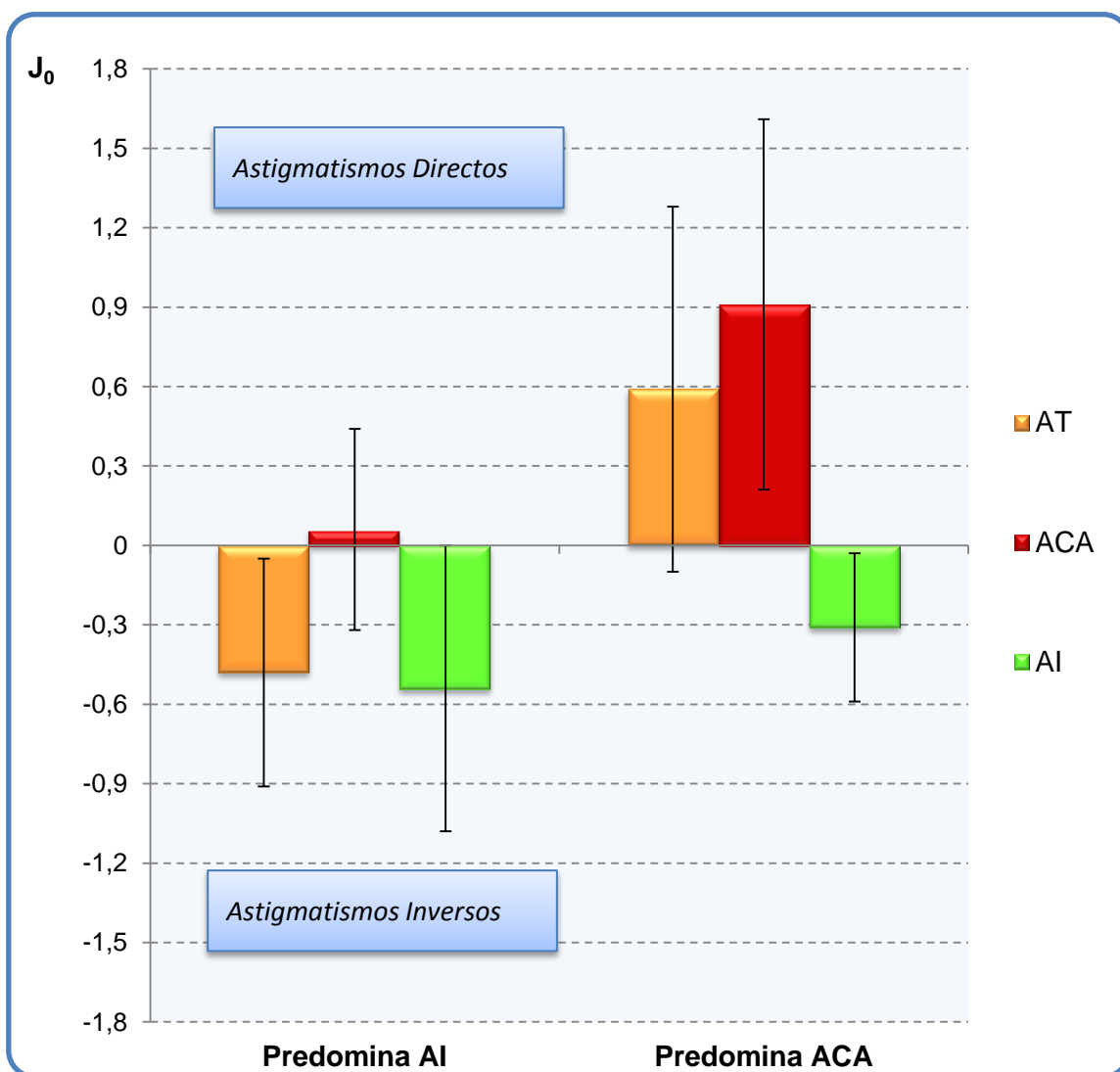


Figura 4.18: Gráfico de barras del componente J_0 del astigmatismo total (AT, naranja), del astigmatismo corneal anterior (ACA, rojo) y del astigmatismo interno (AI, verde) en función de la contribución del AI (%AI)

Clasificación de la muestra

La figura 4.19 muestra un gráfico con el comportamiento del componente J_0 del AI en ambos grupos. Los ojos en los que predomina el ACA presentan unos valores medios similares a los mostrados en la tabla 2. El ACP presenta un cilindro medio ligeramente superior al AI_{nc} pero con una contribución ligeramente inferior. En cambio, los ojos en los que predomina el AI presentan una fuerte contribución del AI_{nc} (que define el valor del AI) y el ACP presenta unos valores inferiores a la media.

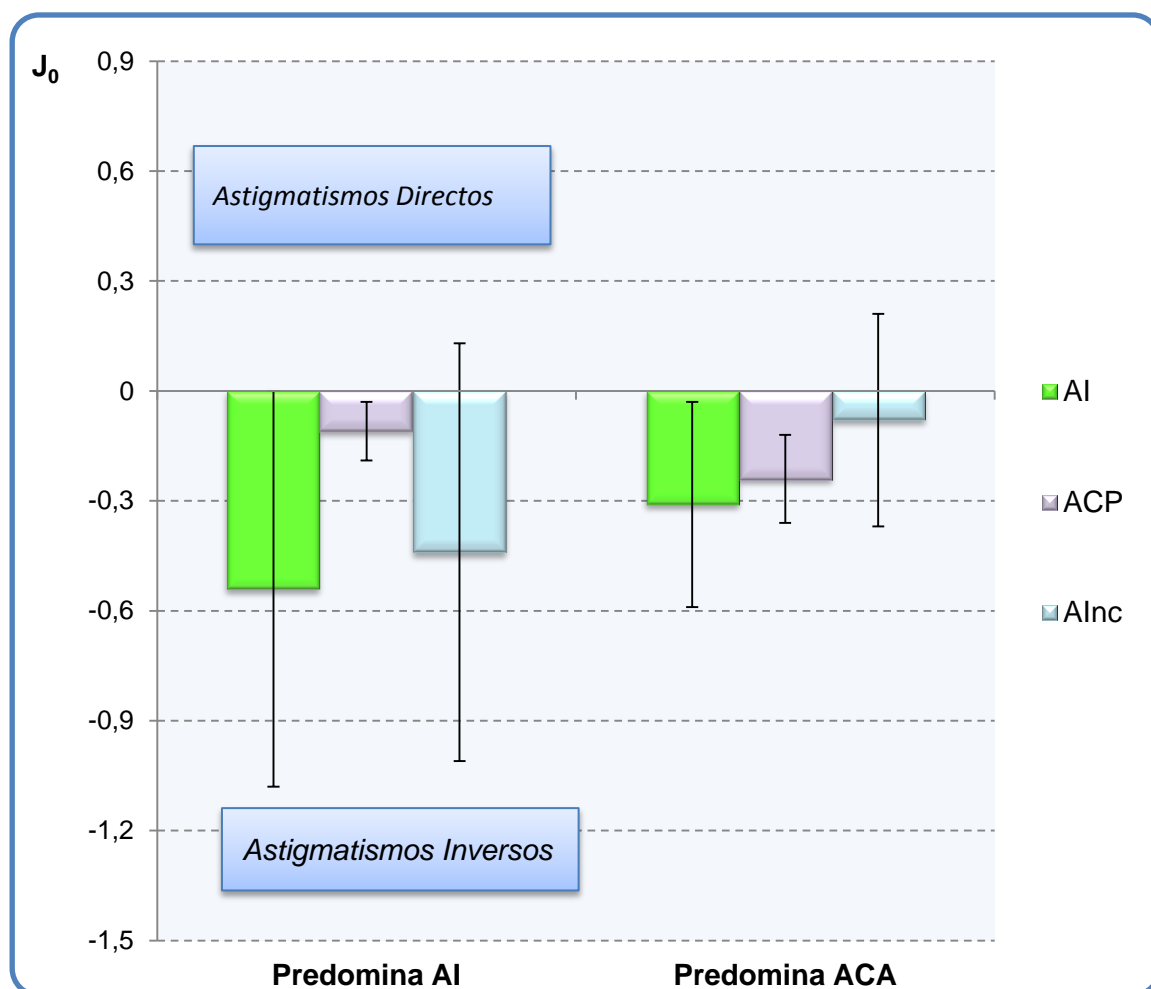


Figura 4.19: Gráfico de barras del componente J_0 del astigmatismo interno (AI, verde), del astigmatismo corneal posterior (ACP, morado) y del astigmatismo interno no corneal (AI_{nc} , azul) en función de la contribución del AI (%AI)

- Diferencias de potencia y eje entre el AT y el ACA

Las diferencias de potencia y eje entre el AT y el ACA son significativamente menores (Prueba U de Mann-Whitney, $p < 0,001$) en el grupo en el que predomina el ACA ($0,50 \pm 0,50D$ y $7,75 \pm 7,32^\circ$, respectivamente) que en el grupo en el que predomina el AI ($0,81 \pm 0,43D$ y $34,88 \pm 26,65^\circ$, respectivamente).

3. INFLUENCIA DEL AI EN LOS RESULTADOS REFRACTIVOS

Los resultados de la cirugía se han valorado en función de los 3 grupos de tratamiento establecidos. La tabla 17 compara las características astigmáticas en cada grupo.

Tabla 17: Valores de los componentes del astigmatismo en función del tipo de ablación realizada.

		AH n=110	AM n=307	AMAsf n=149	Valor-p
AT	Magnitud	-2,59±1,25D [-5,54; -1,01]	-1,68±0,82D [-5,16; -0,90]	-1,44±0,58D [-3,52; -0,82]	<0,001†
	J ₀	0,77±0,99 [-1,70; 2,65]	0,30±0,74 [-1,56; 2,57]	0,35±0,52 [-1,43; 1,63]	<0,001†
	J ₄₅	0,04±0,71 [-2,12; 2,29]	0,02±0,49 [-2,19; 1,65]	0,03±0,46 [-1,39; 1,73]	0,958
ACA	Magnitud	-2,81±1,35D [-5,68; -0,33]	-1,92±1,09D [-5,35; 0,00]	-1,83±0,87D [-4,01; 0,00]	<0,001†
	J ₀	1,07±0,91 [-1,05; 2,67]	0,67±0,72 [-0,97; 2,50]	0,76±0,73 [-0,89; 1,91]	<0,001†
	J ₄₅	-0,00±0,69 [-2,06; 1,68]	-0,03±0,51 [-1,57; 1,40]	-0,01±0,54 [-1,35; 1,65]	0,652
AI	Magnitud	-0,99±0,66D [-4,44; -0,01]	-0,98±0,59D [-4,55; -0,06]	-0,94±0,51D [-3,62; -0,08]	0,977
	J ₀	-0,29±0,41 [-1,31; 2,20]	-0,37±0,34 [-2,27; 1,29]	-0,37±0,30 [-1,81; 0,62]	0,192
	J ₄₅	0,04±0,31 [-0,65; 1,11]	0,05±0,27 [-0,95; 1,41]	0,04±0,23 [-0,56; 0,60]	0,637
	%AI	28,08±16,96% [1; 73]	36,31±18,57% [3; 100]	36,20±17,40% [4; 100]	<0,001†

AH=Ablación astigmática hipermetrónica; AM=Ablación astigmática miópica; AMAsf=Ablación astigmática miópica con asfericidad programada; AT=Astigmatismo total; ACA=Astigmatismo corneal anterior; AI=Astigmatismo interno.

Datos expresados como media ± SD [Mínimo; Máximo]

Prueba Kruskal-Wallis

† p<0,001

El astigmatismo interno (AI) es similar en todos los grupos. Sin embargo, el grupo de ablación astigmática hipermetrónica (AH) presenta unos valores de astigmatismo total (AT) y astigmatismo corneal anterior (ACA) significativamente mayores que los otros 2 grupos de ablación (Prueba U de Mann-Whitney, p<0,001 en todos los casos). El grupo de ablación astigmática miópica (AM) y astigmática miópica con asfericidad programada (AMAsf) no presentaron diferencias entre sí, excepto en la magnitud del AT (Prueba U de Mann-Whitney, p=0,001), donde las ablaciones AM presenta un mayor grado de AT que las AMAsf.

3.1) INFLUENCIA DEL AI EN LOS RESULTADOS REFRACTIVOS DEL GRUPO AH: Ablación astigmática hipermetrópica (n=110)

En este apartado analizamos los resultados quirúrgicos de la muestra tratada con la ablación AH.

El índice de seguridad es $1,01 \pm 0,16$ y el de eficacia $0,92 \pm 0,18$. La ganancia/pérdida de líneas de agudeza visual corregida (AVcc) puede verse en la figura 4.20.

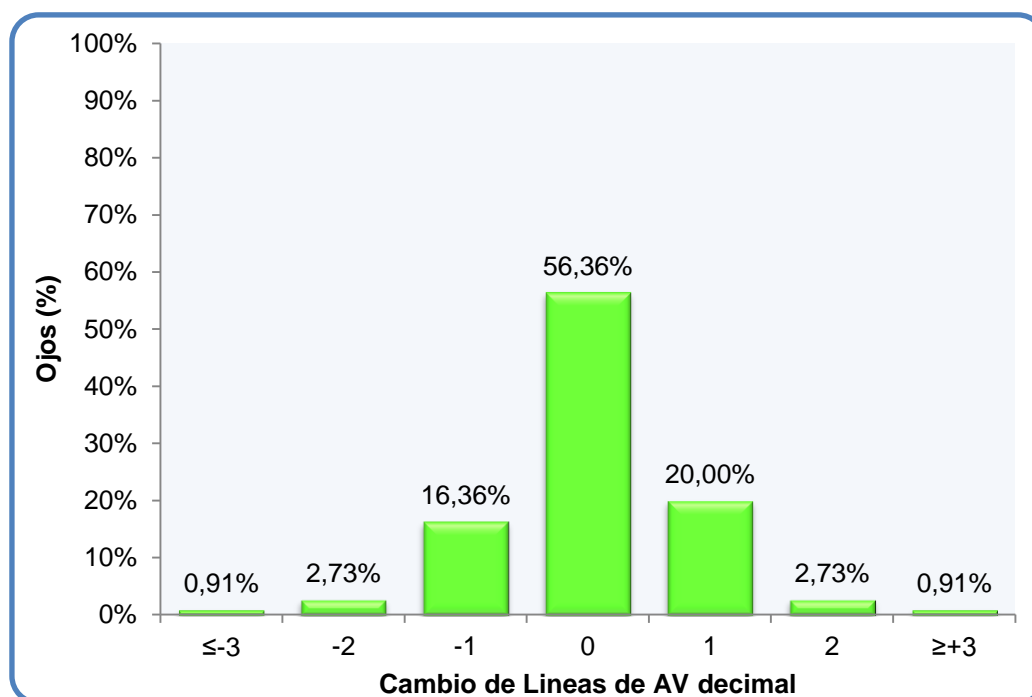


Figura 4.20: Gráfico de barras de ganancia/pérdida de líneas de agudeza visual decimal con la mejor corrección en las ablaciones AH

La tabla 18 muestra la refracción pre- y post-operatoria. El equivalente esférico residual (EE), la esfera, el cilindro y el componente J_0 del astigmatismo refractivo disminuyen significativamente después de la cirugía.

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AH

Tabla 18: Comparación de los datos refractivos en plano corneal de las ablaciones AH

	PREOPERATORIO	POSTOPERATORIO	Valor-p
EE (D)	0,91±1,84 [-2,31; 5,61]	0,09±0,61 [-1,23; 3,11]	<0,001†
Esfera (D)	2,21±1,73 [0,00; 6,47]	0,30±0,65 [-1,23; 3,11]	<0,001†
Cilindro (D)	-2,59±1,25 [-5,54; -1,01]	-0,42±0,57 [-2,79; 0,00]	<0,001†
J₀	0,77±0,99 [-1,70; 2,65]	0,07±0,27 [-0,70; 1,02]	<0,001†
J₄₅	0,04±0,71 [-2,12; 2,29]	0,02±0,21 [-0,44; 1,21]	0,225

EE=Equivalente esférico; D=Dioptrías

Datos expresados como media ± SD [Mínimo; Máximo]

Prueba de rangos de Wilcoxon

*p<0,050

†<0,001

El 88 % de los ojos presentan un EE residual de ±1,00D y el 72%, de ±0,50D (figura 4.21).

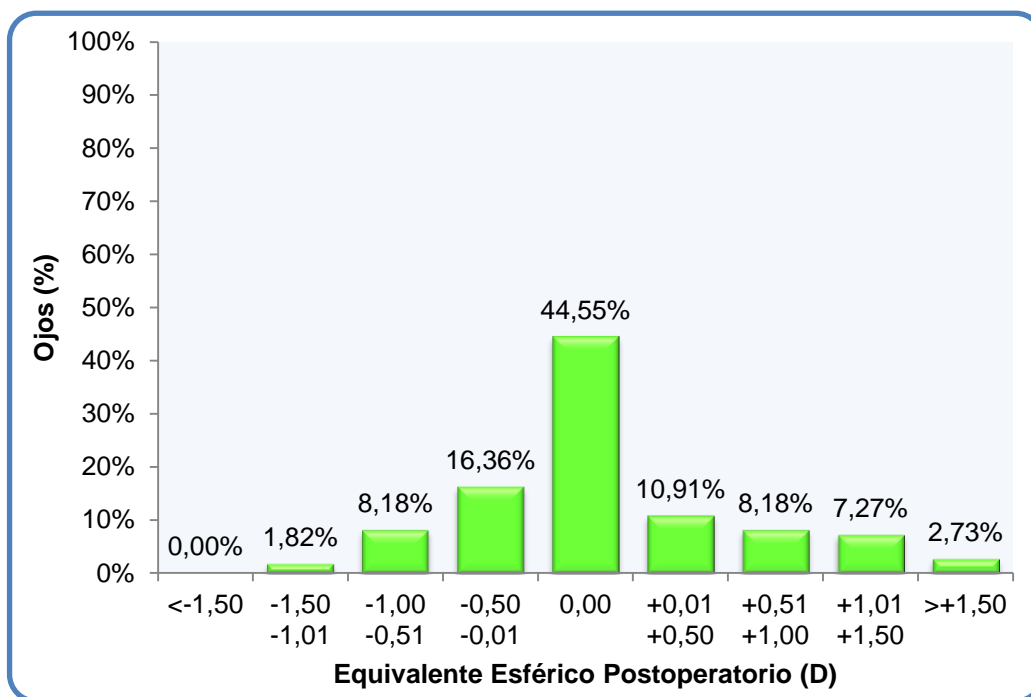


Figura 4.21: Gráfico de barras del equivalente esférico postoperatorio en el grupo de ablación AH.

El cilindro residual es inferior a 1,00D en el 82% de los ojos, e inferior a 0,50D en el 67% (figura 4.22), con un índice de éxito (IE) de 0,17±0,25.

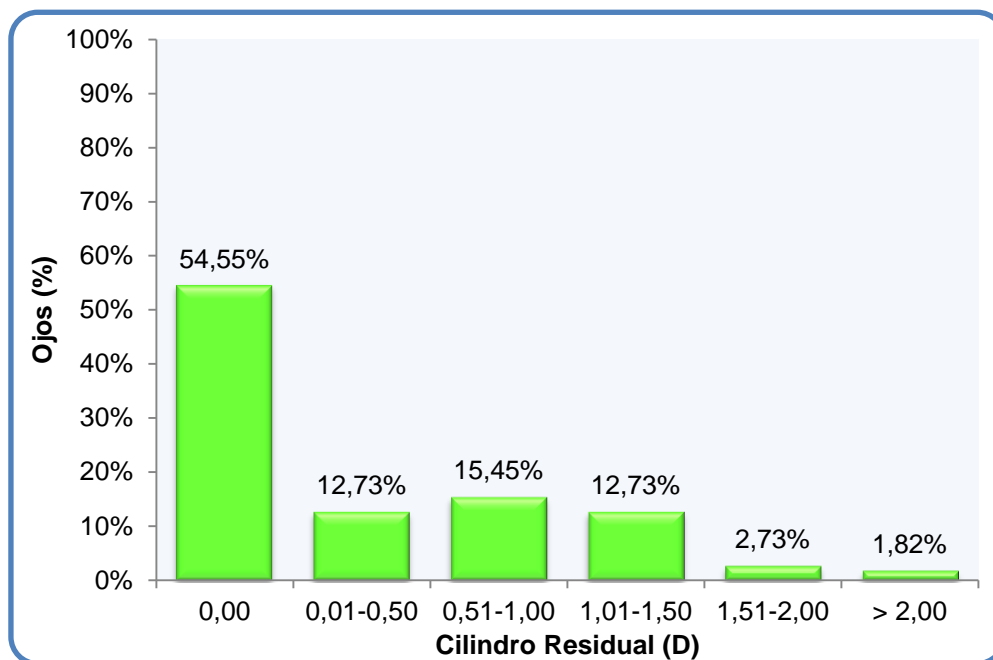


Figura 4.22: Gráfico de barras del cilindro residual postoperatorio en el grupo de ablación AH.

El 18% de los ojos ($n=20$) del grupo de ablación AH ha precisado un retoque láser para corregir el defecto refractivo residual.

Los índices de corrección (IC) medios para esfera, cilindro, componente J_0 y componente J_{45} son $1,00\pm 0,49$; $0,97\pm 0,21$; $0,94\pm 0,33$ y $0,89\pm 0,40$ respectivamente, mostrando una ligera hipocorrección del cilindro. La figura 4.23 muestra la relación entre el cilindro intentado (TIA) y el inducido quirúrgicamente (SIA) en 3 gráficos de dispersión de puntos. Independientemente de la cantidad de astigmatismo que quisiéramos corregir (TIA) encontramos una gran variabilidad en el resultado, con casos de hipo- e hipercorrección quirúrgica en similares proporciones. En cambio, al valorar el componente J_0 se aprecian más casos de hipocorrección quirúrgica en los astigmatismos directos (TIA con valor positivo) frente a una ligera tendencia a la hipercorrección astigmática en los astigmatismos inversos (TIA con valor negativo).

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AH

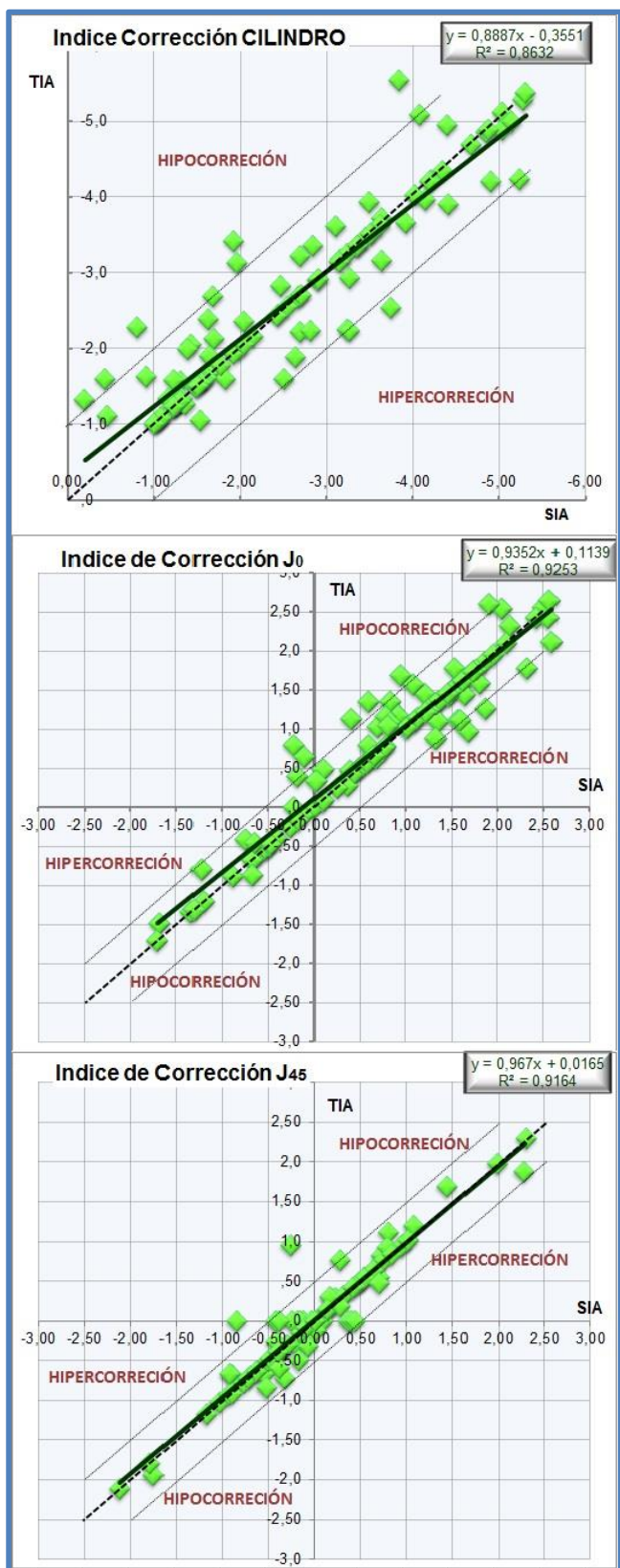


Figura 4.23: Gráfico de dispersión de puntos del índice de corrección del cilindro (arriba), de J₀ (centro), y de J₄₅ (abajo) en las ablaciones AH. En el eje X encontramos el cilindro inducido quirúrgicamente y en el eje Y encontramos el cilindro intentado. La línea negra es la línea de tendencia de los datos. La línea negra de puntos es la línea de referencia con tendencia ideal de r²=1. Las líneas grises son líneas de referencia (r²=1) con error de 1D.

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AH

La tabla 19 muestra todas las correlaciones establecidas entre el AI y los resultados de la cirugía. El cilindro residual muestra una ligera relación con las diferencias de eje (DE) entre el AT y el ACA (a mayor cilindro residual negativo, menores DE) y con el porcentaje de contribución del astigmatismo interno (a mayor cilindro residual negativo, menor %AI).

Tabla 19: Correlación de los resultados de cirugía con el AI en el grupo de ablación AH

		DP	DE	mAI	J ₀ AI	J ₄₅ AI	%AI
CambioAV	r	0,075	-0,146	0,113	0,058	-0,155	-0,045
	Valor-p	0,436	0,129	0,238	0,548	0,106	0,643
Seguridad	r	0,096	-0,168	0,108	0,033	-0,140	-0,045
	Valor-p	0,332	0,080	0,262	0,733	0,145	0,643
Eficacia	r	0,045	0,021	-0,004	-0,077	-0,082	0,078
	Valor-p	0,640	0,825	0,968	0,422	0,395	0,417
EEpost	r	0,001	-0,055	0,007	-0,099	0,047	0,080
	Valor-p	0,994	0,568	0,945	0,304	0,623	0,408
Cilpost	r	-0,117	0,286*	-0,071	-0,135	-0,024	0,231*
	Valor-p	0,224	0,002	0,461	0,159	0,804	0,015
J₀post	r	0,045	-0,111	0,020	-0,030	-0,030	-0,087
	Valor-p	0,639	0,247	0,838	0,758	0,757	0,368
J₄₅post	r	-0,037	-0,058	0,055	-0,064	-0,128	-0,046
	Valor-p	0,704	0,545	0,569	0,504	0,182	0,634
IE	r	0,100	-0,282*	0,083	0,089	-0,019	-0,175
	Valor-p	0,300	0,003	0,390	0,353	0,842	0,067
IC esf	r	0,158	0,053	-0,102	-0,052	-0,001	0,059
	Valor-p	0,101	0,581	0,289	0,591	0,990	0,540
IC cil	r	0,002	0,138	-0,073	-0,020	0,001	0,140
	Valor-p	0,980	0,150	0,448	0,837	0,992	0,145
IC J₀	r	-0,032	0,171	-0,099	-0,046	-0,047	0,181
	Valor-p	0,740	0,074	0,306	0,633	0,627	0,058
IC J₄₅	r	-0,115	0,129	0,013	-0,011	-0,059	0,099
	Valor-p	0,234	0,178	0,896	0,911	0,540	0,302

DP=Diferencia de potencia entre el AT y el ACA; DE=Diferencia de eje entre el AT y el ACA; mAI=Magnitud del astigmatismo interno; J₀AI=Componente J₀ del astigmatismo interno; J₄₅AI=Componente J₄₅ de astigmatismo interno; %AI=Porcentaje de contribución del astigmatismo interno en el astigmatismo total; CambioAV=Ganancia/Perdida de líneas de la agudeza visual corregida después de la intervención; EE post=Equivalente esférico residual postoperatorio; Cil post=Cilindro residual postoperatorio; J₀ post=Componente J₀ del cilindro residual postoperatorio; J₄₅ post=Componente J₄₅ del cilindro residual postoperatorio; IE=Índice de éxito de la corrección astigmática; IC esf=Índice de corrección de la esfera; IC cil=Índice de corrección del cilindro; IC J₀=Índice de corrección del componente astigmático J₀; IC J₄₅=Índice de corrección del componente astigmático J₄₅.

Coefficiente de correlación Rho de Spearman,

* p<0,050

a. Resultados del grupo de ablación AH en función del grado de AI

En este apartado mostramos los resultados de la cirugía en función de los grupos de AI establecidos en la metodología: AI bajo (AI_B), AI medio (AI_M) y AI alto (AI_A).

El 85,29% de los ojos de AI_B, el 76,09% de AI_M y el 80,00% de AI_A mantienen o mejoran su AVcc preoperatoria (figura 4.24).

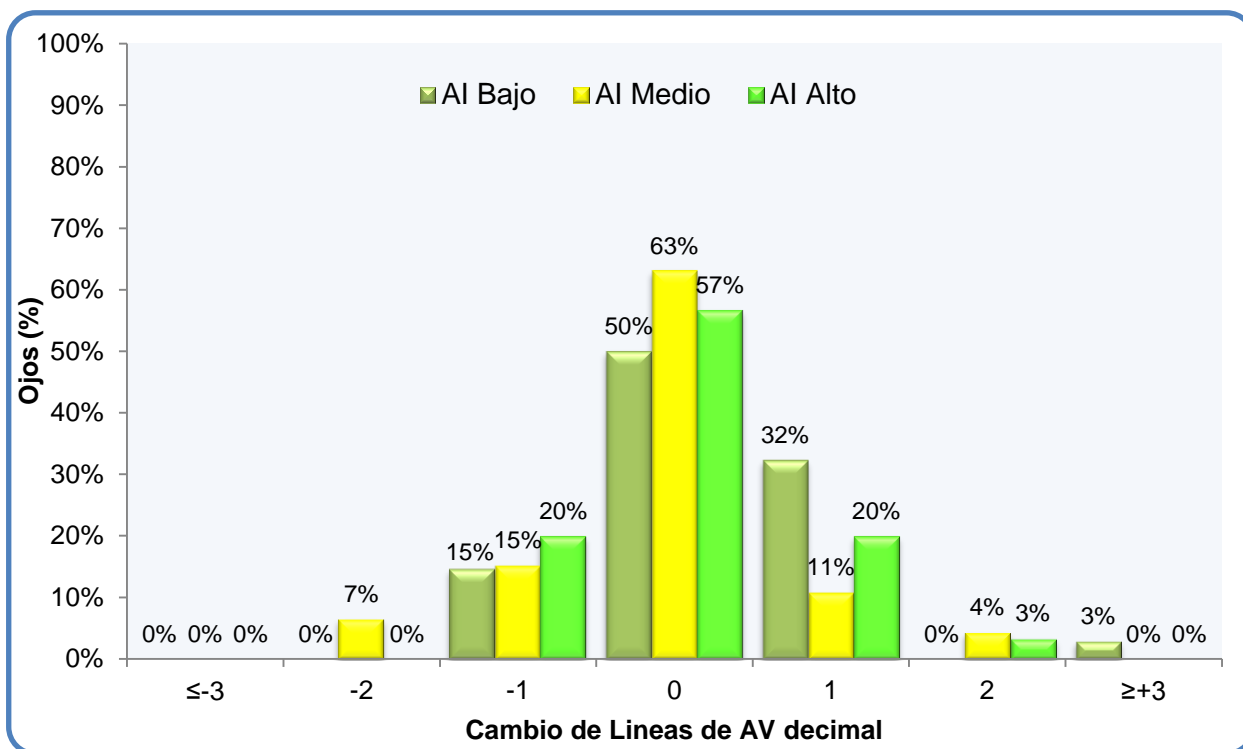


Figura 4.24: Gráfico de barras de la ganancia/pérdida de líneas de agudeza visual decimal con la mejor corrección en las ablaciones AH en función de los grupos de AI

El 79,41% de los ojos con AI_B, el 93,48% con AI_M y el 90,00% con AI_A presentan un EE de ±1,00D. Los grupos de AI_M y AI_A presentan un mayor porcentaje de ojos con EE residual de ±0,50D (figura 4.25) estadísticamente significativo (Prueba Chi-Cuadrado, p>0,050).

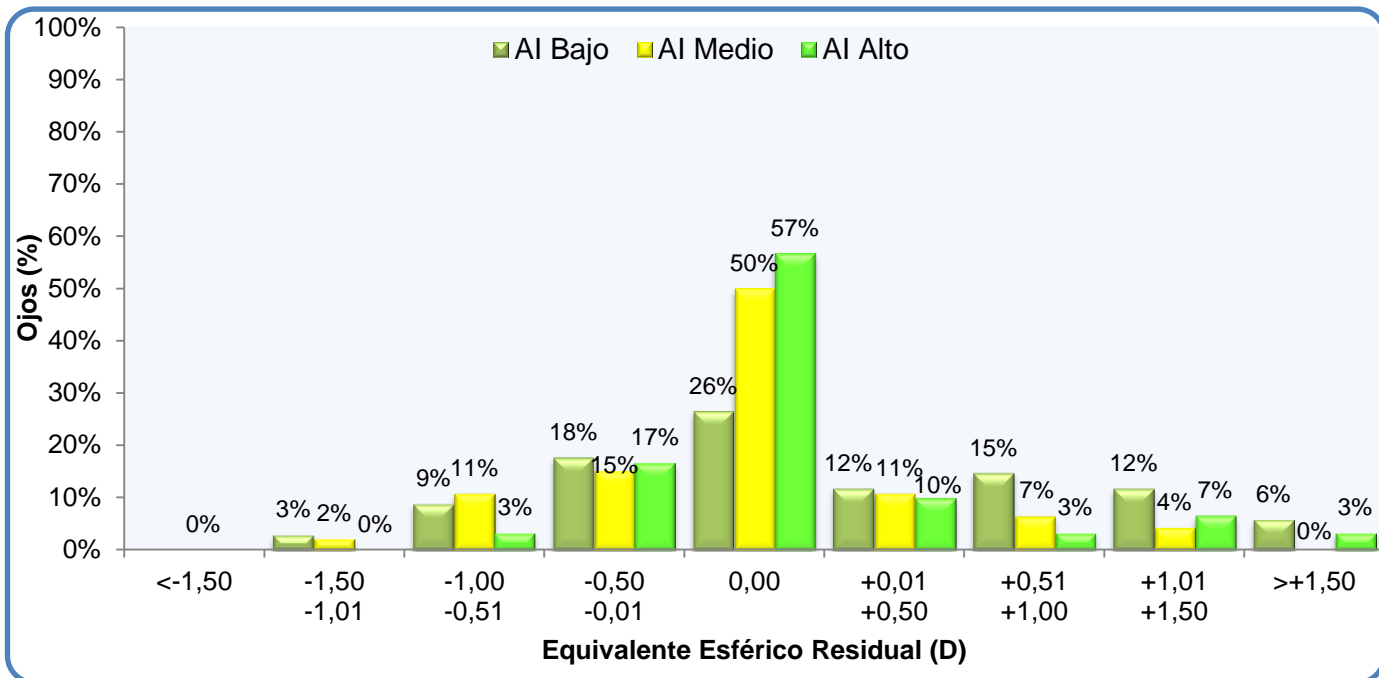


Figura 4.25: Gráfico de barras del EE residual en las ablaciones AH en función de los grupos de AI

El 91,18%, 78,26% y 80,00% de los ojos de los grupos, AI_B, AI_M y AI_A respectivamente, se concentran en $\pm 1,00$ D de cilindro residual y el 73,53%, el 60,87% y el 70,00% en $\pm 0,50$ D (figura 4.26).

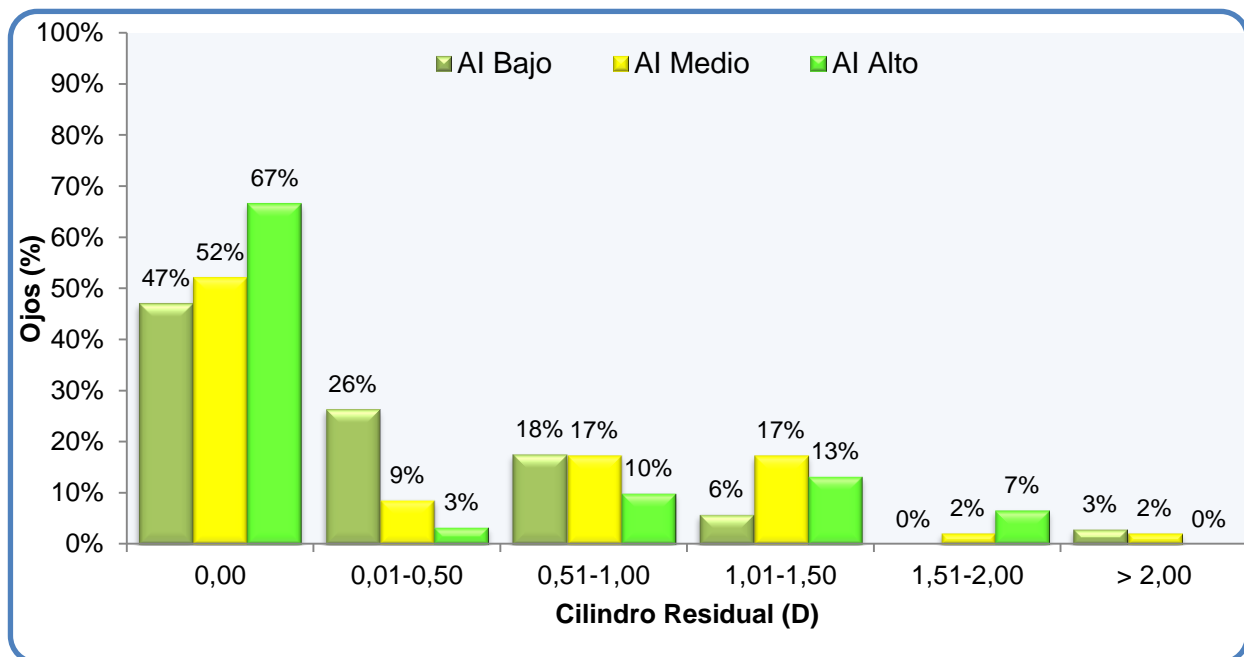


Figura 4.26: Gráfico de barras del cilindro residual postoperatorio en las ablaciones AH en función de los grupos de AI

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AH

La tabla 20 compara los resultados de la cirugía AH en función de los grupos de AI, sin encontrar diferencias estadísticamente significativas. Nuestros resultados sugieren una leve hipo-corrección del 5% del cilindro en los grupos de AI_B y AI_M, y una leve hipercorrección del 1% en el grupo de AI_A. El número de reintervenciones es similar en los 3 grupos (Prueba Chi-Cuadrado, p=0,367).

Tabla 20: Resultados quirúrgicos de la ablación AH en función del grado de AI

		AI Bajo n=34	AI Medio n=46	AI Alto n=30	Valor-p
Predictibilidad (refracción residual)	EE (D)	0,24±0,82	-0,03±0,48	0,11±0,46	0,342
	CIL (D)	-0,35±0,46	-0,49±0,64	-0,36±0,57	0,564
	J₀	0,06±0,23	0,10±0,31	0,04±0,26	0,640
	J₄₅	-0,01±0,17	0,04±0,24	0,01±0,21	0,787
NºReintervenciones		4 (11,76%)	11 (23,91%)	5 (16,66%)	
ÍNDICES DE CIRUGÍA	CambioAV	0,03±0,09	-0,03±0,16	0,01±0,07	0,136
	Seguridad	1,06±0,23	0,98±0,12	1,01±0,07	0,113
	Eficacia	0,95±0,25	0,90±0,16	0,93±0,13	0,807
	IE	0,15±0,24	0,21±0,28	0,13±0,23	0,382
	IC Esf	0,97±0,60	0,99±0,41	1,04±0,40	0,370
	IC Cil	0,96±0,17	0,95±0,26	1,01±0,16	0,490
	IC J₀	0,92±0,29	0,89±0,39	1,04±0,26	0,245
	IC J₄₅	0,90±0,36	0,86±0,45	0,91±0,36	0,925

EE=Equivalente esférico postoperatorio; Cil=Cilindro residual postoperatorio; M=Componente equivalente al EE en notación vectorial; J₀=Componente J₀ del cilindro residual postoperatorio; J₄₅=Componente J₄₅ del cilindro residual postoperatorio; CambioAV=Ganancia/Perdida de líneas de la agudeza visual corregida después de la intervención; IE=Índice de éxito de la corrección astigmática; IC esf=Índice de corrección de la esfera; IC cil=Índice de corrección del cilindro; IC J₀=Índice de corrección del componente astigmático J₀; IC J₄₅=Índice de corrección del componente astigmático J₄₅.

Datos expresados como media ± SD

Prueba Kruskal-Wallis

La figura 4.27 muestra la relación entre el cilindro intentado y el inducido quirúrgicamente en las ablaciones AH en función de los grupos de AI. Todas las líneas de tendencia y la dispersión de los puntos en los 3 grupos son muy similares entre sí. El grupo de AI_B presenta la mayoría de los casos concentrados bajo su línea de tendencia. El grupo AI_M presenta más casos en la zona de hipocorrección. Por último, el grupo AI_A presenta una gran variabilidad en los cilindros directos (componente J₀ del TIA con valor positivo), donde encontramos casos de hipo- e hipercorrección en similar proporción, frente a una ligera tendencia a la hipercorrección en los astigmatismos inversos (componente J₀ del TIA con valor negativo).

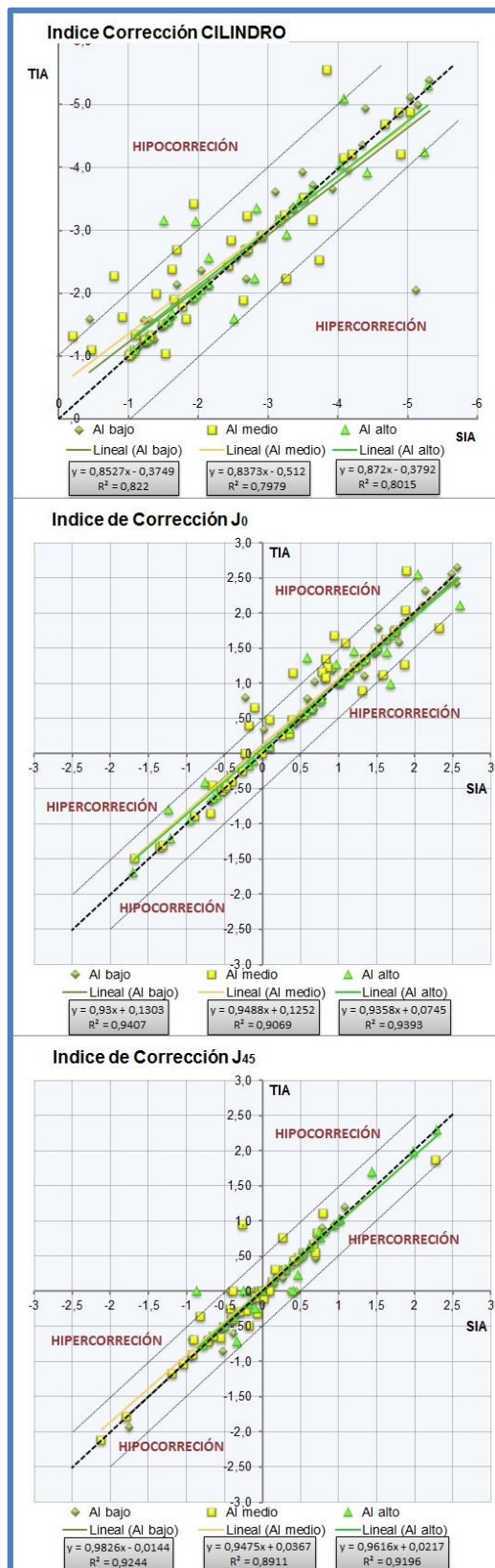


Figura 4.27: Gráfico de dispersión de puntos del índice de corrección del cilindro (arriba), de J₀ (centro), y de J₄₅ (abajo) en las ablaciones AH en función de los 3 grupos de AI. En el eje X encontramos el cilindro inducido quirúrgicamente y en el eje Y encontramos el cilindro intentado. Las líneas de colores son las líneas de tendencia de los grupos. La línea negra de puntos es la línea de referencia con tendencia ideal de $r^2=1$. Las líneas grises son líneas de referencia ($r^2=1$) con error de 1D.

b. Resultados del grupo de ablación AH en función de las diferencias entre AT y ACA

En este apartado mostramos los resultados de la cirugía con ablación AH en función de la relación que existe entre el AT y el ACA (AT>ACA=Mayor AT o ACA>AT=Mayor ACA)

El 78,05% de los ojos con mayor AT y el 81,16% de los ojos con mayor ACA mantienen o mejoran su agudeza visual preoperatoria. Solo un 4,35% y un 2,44%, respectivamente en cada grupo, perdió una línea o más de agudeza visual con corrección después de la intervención (figura 4.28).

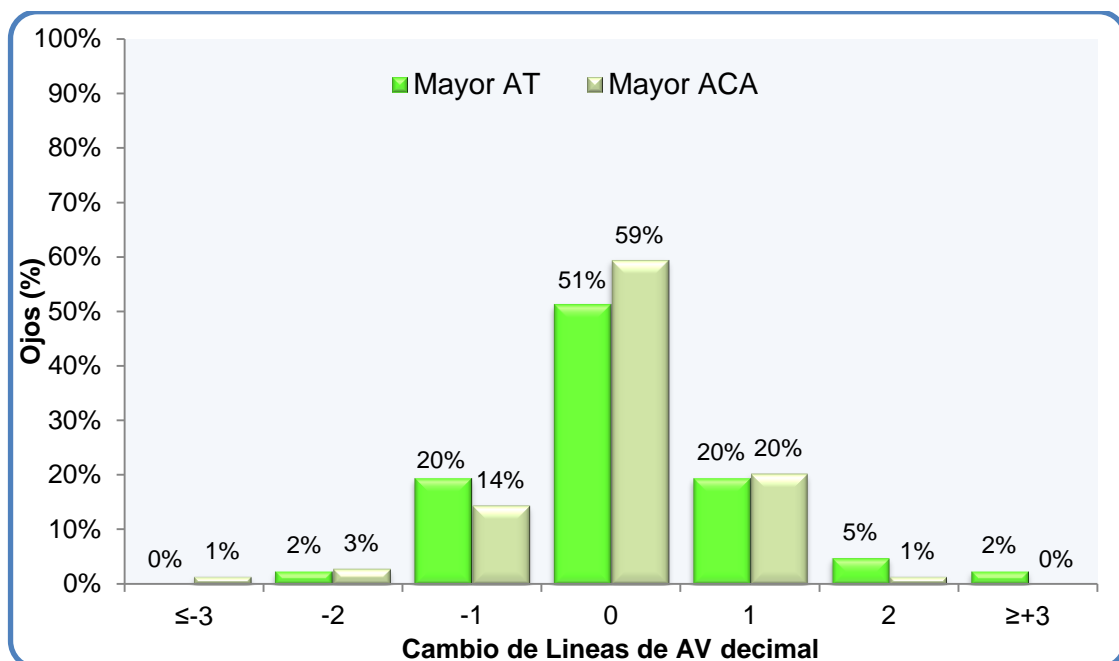


Figura 4.28: Gráfico de barras de ganancia/pérdida de líneas de agudeza visual decimal con la mejor corrección en las ablaciones AH en función de las diferencias de magnitud entre AT y ACA

El 100% de los ojos con mayor AT y el 84,06% de los ojos con mayor ACA presentan un EE de ±1,00D. El 87,80% y 62,32% de los ojos, respectivamente, presentan ±0,50D. La figura 4.29 muestra la distribución del EE en ambos grupos, sin encontrar diferencias estadísticamente significativas (Prueba Chi-Cuadrado, p>0,050).

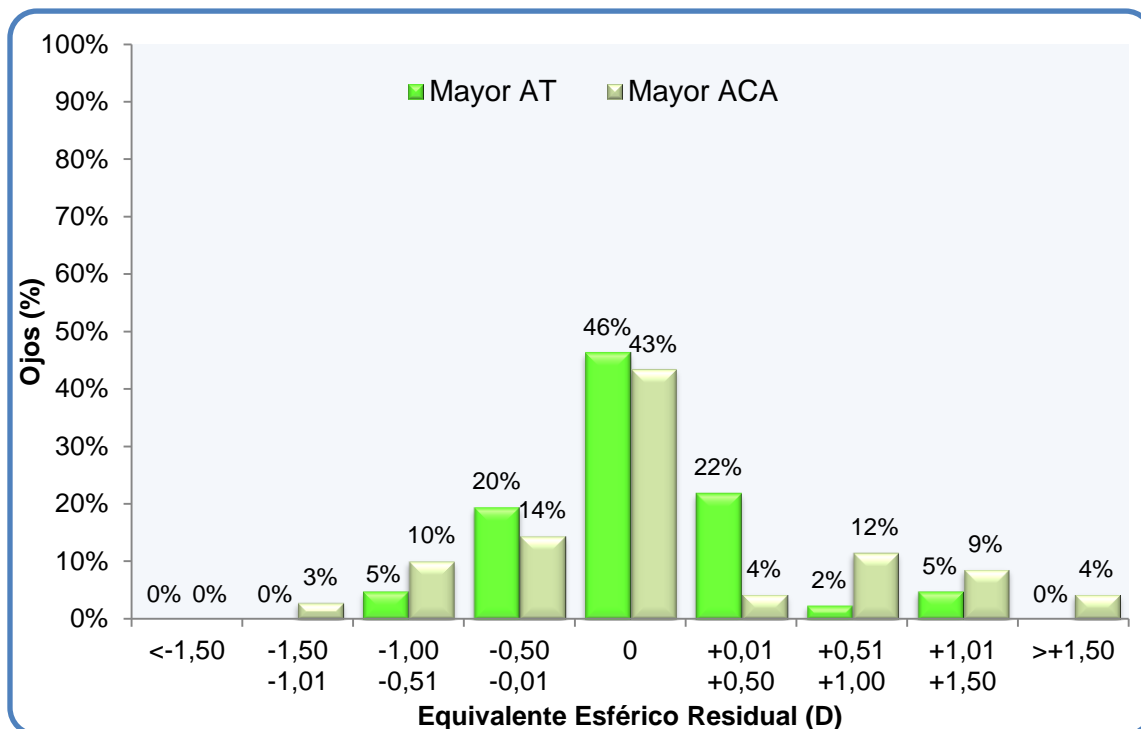


Figura 4.29: Gráfico de barras del equivalente esférico postoperatorio en las ablaciones AH en función de las diferencias de magnitud entre AT y ACA

El cilindro residual es muy similar en ambos grupos. El 68,29% y el 66,67% de los ojos con mayor ACA y con mayor AT respectivamente presentaron un cilindro residual de $\pm 0,50D$. Solo el 7,25% de los pacientes con mayor ACA muestran un cilindro residual superior a 1,50D (figura 4.30).

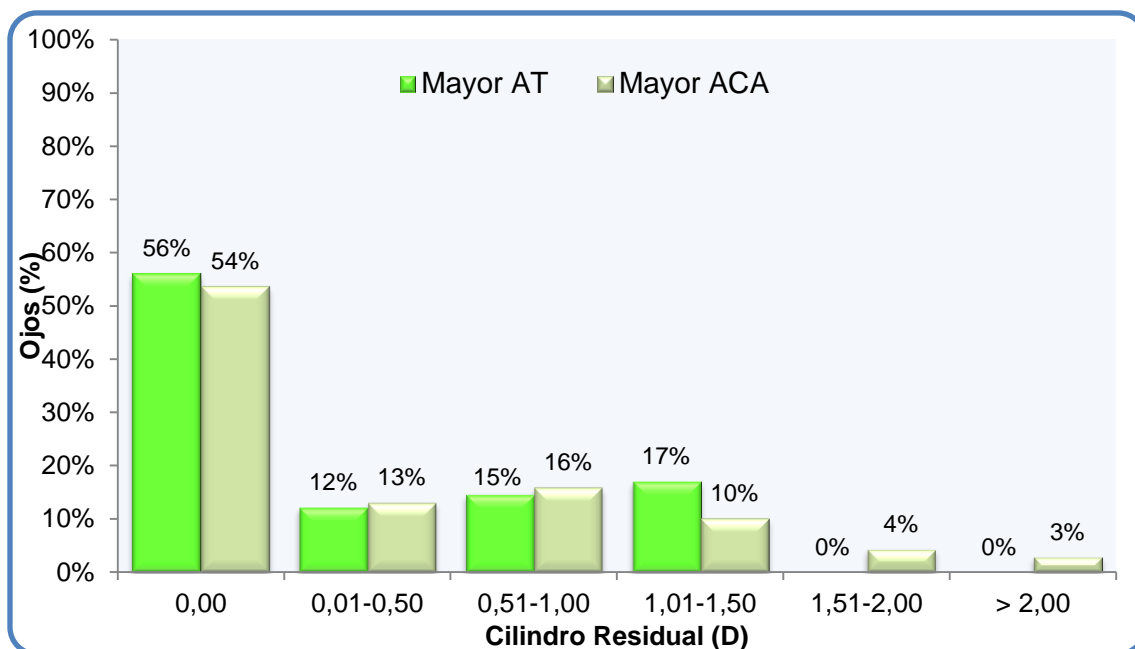


Figura 4.30: Gráfico de barras del cilindro residual postoperatorio en el grupo de ablación AH en función de las diferencias de magnitud entre AT y ACA

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AH

La tabla 21 muestra los resultados de la cirugía de la ablación AH en los 2 grupos establecidos en función de las diferencias de magnitud entre el AT y el ACA. Los ojos con mayor AT tienden a la hipercorrección astigmática y los ojos con mayor ACA tienden a la hipocorrección, pero de nuevo no encontramos diferencias estadísticamente significativas entre los grupos.

Tabla 21: Comparación de los resultados de la ablación AH en función de la relación entre el astigmatismo total y el corneal.

		Mayor AT n=41	Mayor ACA n=69	Valor-p
Predictibilidad (refracción residual)	EE (D)	0,03±0,34	0,13±0,71	0,879
	Cil (D)	-0,37±0,48	-0,44±0,61	0,723
	J₀	0,02±0,24	0,10±0,24	0,298
	J₄₅	-0,02±0,19	0,04±0,22	0,261
Nº Reintervenciones		6 (14,63%)	14 (20,29%)	
ÍNDICES DE CIRUGÍA	Cambio AV	0,01±0,10	-0,01±0,013	0,736
	Seguridad	1,04±0,22	1,00±0,10	0,737
	Eficacia	0,95±0,21	0,91±0,16	0,662
	IE	0,13±0,19	0,19±0,29	0,482
	IC Esf	1,03±0,44	0,98±0,50	0,401
	IC Cil	1,03±0,18	0,93±0,22	0,089
	IC J₀	1,02±0,26	0,89±0,36	0,105
	IC J₄₅	0,95±0,37	0,85±0,41	0,269

EE=Equivalente esférico postoperatorio; Cil=Cilindro residual postoperatorio; M=Componente equivalente al EE en notación vectorial; J₀=Componente J₀ del cilindro residual postoperatorio; J₄₅=Componente J₄₅ del cilindro residual postoperatorio; CambioAV=Ganancia/Perdida de líneas de la agudeza visual corregida después de la intervención; IE=Índice de éxito de la corrección astigmática; IC esf=Índice de corrección de la esfera; IC cil=Índice de corrección del cilindro; IC J₀=Índice de corrección del componente astigmático J₀; IC J₄₅=Índice de corrección del componente astigmático J₄₅.

Datos expresados como media ± SD

Prueba U de Mann-Whitney

- Diferencias de potencia y eje entre el AT y el ACA

Se han analizado las diferencias de potencia (DP) y eje (DE) entre el AT y el ACA en los grupos establecidos en este apartado (mayor AT y mayor ACA) con ablaciones AH.

Las DP son mayores en el grupo con mayor AT (0,74±0,44D) que en el grupo con mayor ACA (0,47±0,39D), según la prueba U de Mann-Whitney (p=0,001). La tabla 22 compara de nuevo los resultados de la cirugía teniendo en cuenta si las DP son mayores o menores a la diferencia media (0,64D). Pero estas diferencias influyen poco en los resultados.

Tabla 22: Comparación de los resultados de la ablación AH en función de las diferencias de potencia entre el AT y el ACA

		Mayor AT		Valor-p	Mayor ACA		Valor-p
		DP <media n=19	DP >media n=22		DP <media n=48	DP >media n=21	
Predictibilidad (Refracción residual)	EE (D)	0,09±0,42	-0,03±0,31	0,508	0,14±0,77	0,11±0,58	0,924
	Cil (D)	-0,29±0,45	-0,44±0,51	0,342	-0,41±0,61	-0,50±0,62	0,542
	J ₀	-0,02±0,20	0,05±0,27	0,205	0,07±0,28	0,17±0,29	0,187
	J ₄₅	-0,02±0,20	-0,03±0,16	0,755	0,05±0,23	0,01±0,12	0,248
Nº Reintervenciones		2(10,53%)	4 (18,18%)		9(18,75%)	5(23,81%)	
ÍNDICES DE CIRUGIA	CambioAV	0,02±0,12	0,01±0,09	0,955	-0,03±0,15	0,03±0,06	0,063
	Seguridad	1,07±0,31	1,01±0,09	0,888	0,98±0,10	1,04±0,08	0,042*
	Eficacia	0,98±0,29	0,94±0,12	0,989	0,89±0,18	0,94±0,13	0,269
	IE	0,10±0,16	0,16±0,21	0,280	0,18±0,26	0,23±0,33	0,650
	IC Esf	0,90±0,43	1,13±0,43	0,051	0,95±0,54	1,04±0,41	0,437
	IC Cil	1,02±0,13	1,05±0,21	0,646	0,96±0,19	0,86±0,28	0,231
	IC J₀	0,97±0,25	1,05±0,26	0,840	0,93±0,37	0,81±0,33	0,148
IC J₄₅	0,88±0,31	1,02±0,41	0,237	0,90±0,40	0,74±0,42	0,149	

EE=Equivalente esférico postoperatorio; Cil=Cilindro residual postoperatorio; M=Componente equivalente al EE en notación vectorial; J₀=Componente J₀ del cilindro residual postoperatorio; J₄₅=Componente J₄₅ del cilindro residual postoperatorio; CambioAV=Ganancia/Perdida de líneas de la agudeza visual corregida después de la intervención; IE=Índice de éxito de la corrección astigmática; IC esf=Índice de corrección de la esfera; IC cil=Índice de corrección del cilindro; IC J₀=Índice de corrección del componente astigmático J₀; IC J₄₅=Índice de corrección del componente astigmático J₄₅.

Datos expresados como media ± SD

Prueba U de Mann-Whitney

*p<0,050

Las diferencias de eje (DE) entre el AT y el ACA son ligeramente mayores en el grupo de mayor AT (13,22±18,27°) que en el grupo de mayor ACA (7,23±7,94°), aunque esta diferencia no es estadísticamente significativa (Prueba U de Mann-Whitney, p=0,378). La tabla 23 compara de nuevo los resultados de la cirugía teniendo en cuenta si las DE son mayores o menores a la diferencia media (13°).

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AH

Tabla 23: Comparación de los resultados de la ablación AH en función de las diferencias de eje entre el AT y el ACA

		Mayor AT			Mayor ACA		
		DE <media n=29	DE >media n=12	Valor-p	DE <media n=59	DE >media n=10	Valor-p
Predictibilidad (Refracción residual)	EE (D)	0,02±0,38	0,06±0,35	0,928	0,09±0,65	0,36±1,04	0,606
	Cil (D)	-0,42±0,49	-0,25±0,47	0,255	-0,50±0,63	-0,10±0,32	0,025*
	J ₀	0,01±0,25	0,02±0,21	0,925	0,11±0,31	0,03±0,10	0,446
	J ₄₅	-0,02±0,20	-0,03±0,16	0,807	0,05±0,23	-0,04±0,12	0,274
Nº Reintervenciones		5 (17,24%)	1 (8,33%)		14 (23,73%)	0 (0%)	
ÍNDICES DE CIRUGIA	CambioAV	0,02±0,12	-0,01±0,07	0,410	-0,01±0,14	-0,01±0,06	0,518
	Seguridad	1,06±0,31	0,99±0,06	0,431	1,00±0,10	0,99±0,05	0,530
	Eficacia	0,96±0,24	0,94±0,11	0,873	0,90±0,17	0,92±0,16	0,852
	IE	0,14±0,18	0,10±0,20	0,256	0,22±0,29	0,06±0,19	0,032*
	IC Esf	1,08±0,60	0,91±0,30	0,813	0,99±0,52	0,89±0,40	0,746
	IC Cil	1,03±0,49	1,06±0,19	0,570	0,92±0,24	1,00±0,01	0,470
	IC J₀	1,00±0,28	1,05±0,19	0,613	0,86±0,37	1,08±0,25	0,098
IC J₄₅	0,93±0,34	1,01±0,44	0,388	0,84±0,44	0,95±0,17	0,336	

EE=Equivalente esférico postoperatorio; Cil=Cilindro residual postoperatorio; M=Componente equivalente al EE en notación vectorial; J₀=Componente J₀ del cilindro residual postoperatorio; J₄₅=Componente J₄₅ del cilindro residual postoperatorio; CambioAV=Ganancia/Perdida de líneas de la agudeza visual corregida después de la intervención; IE=Índice de éxito de la corrección astigmática; IC esf=Índice de corrección de la esfera; IC cil=Índice de corrección del cilindro; IC J₀=Índice de corrección del componente astigmático J₀; IC J₄₅=Índice de corrección del componente astigmático J₄₅.

Datos expresados como media ± SD

Prueba U de Mann-Whitney

*p<0,050

Las DE han influido poco en los resultados de las ablaciones AH. Solo el cilindro residual de los pacientes con mayor ACA muestra un cambio significativo en función de las DE preoperatorias (ojos con DE inferiores a la media presentan un cilindro residual superior al de los ojos con mayores DE). Los grupos con menores DE, tanto en los casos con AT>ACA como con ACA>AT, presentan un mayor porcentaje de retoques, aunque esta diferencia no es estadísticamente significativa (Prueba Chi-Cuadrado, p=0,463 y p=0,084, respectivamente).

La figura 4.31 muestra en un gráfico de dispersión de puntos la relación entre el cilindro intentado y el inducido quirúrgicamente, en los 2 grupos establecidos en este apartado con ablaciones AH. Todas las líneas de tendencia muestran una fuerte correlación, con valores de r² cercanos a 1. Sin embargo, se observa una pequeña diferencia entre las tendencias de ambos grupos en el cilindro y el componente J₀. El grupo de mayor ACA muestra más casos de hipocorrección, especialmente en los astigmatismos directos (componente J₀ del TIA con valor positivo), con un alto número de casos con error de ±1,00D de cilindro o ±0,50 en el componente J₀. El grupo de mayor AT presenta una gran variabilidad en los astigmatismos directos, y un mayor número de casos de hipercorrección astigmática en los astigmatismos inversos (componente J₀ del TIA con valor negativo).

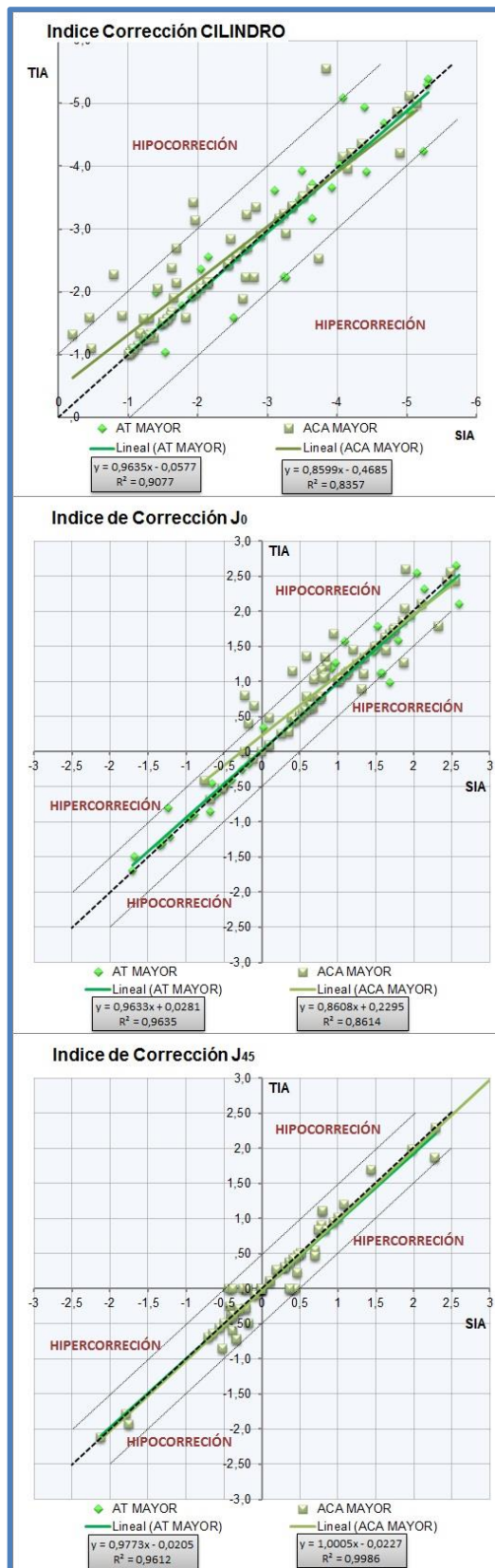


Figura 4.31: Gráfico de dispersión de puntos del índice de corrección del cilindro (arriba), de J₀ (centro), y de J₄₅ (abajo) en las ablaciones AH en función de la relación entre AT y ACA. En el eje X encontramos el cilindro inducido quirúrgicamente y en el eje Y encontramos el cilindro intentado. Las líneas de colores son las líneas de tendencia de los grupos. La línea negra de puntos es la línea de referencia con tendencia ideal de $r^2=1$. Las líneas grises son líneas de referencia con $r^2=1$ con error de 1D.

c. Resultados del grupo de ablación AH en función del %AI

En este apartado comparamos los resultados quirúrgicos de las ablaciones AH en función del porcentaje de contribución del AI en el AT (%AI>50%=Predomina AI y %AI<50%=Predomina ACA)

La ganancia/pérdida de líneas de AV es similar en ambos grupos. El 80,00% de los ojos en ambos grupos mantienen o mejoran su agudeza visual después de la intervención (figura 4.32).

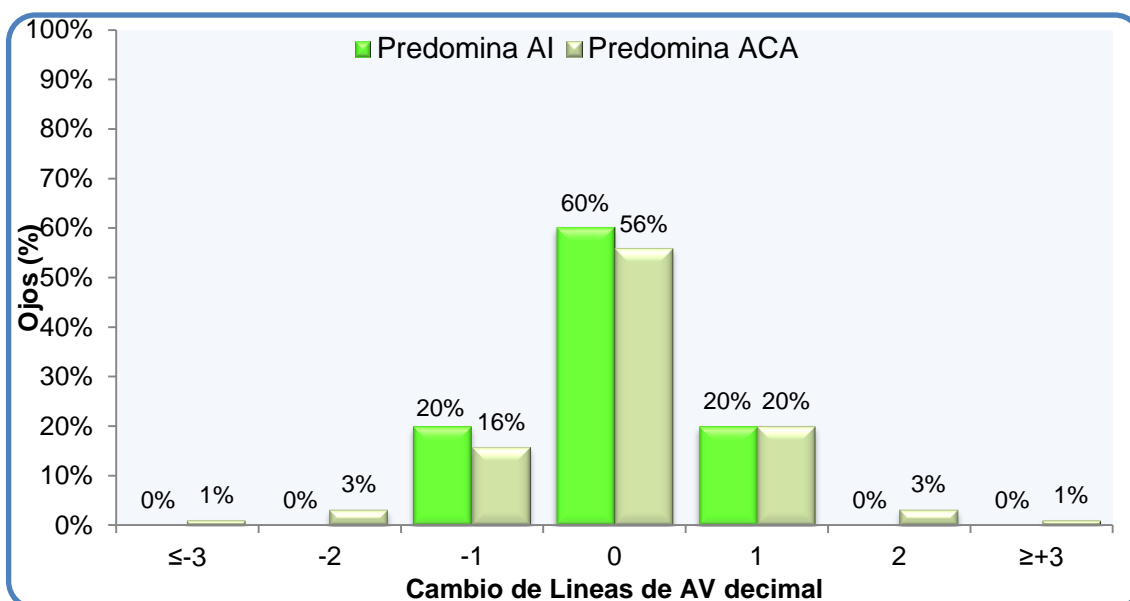


Figura 4.32: Gráfico de barras de ganancia/pérdida de líneas de agudeza visual decimal con la mejor corrección en las ablaciones AH en función de la contribución interna

La figura 4.33 muestra el EE residual de cada grupo. El 87,37% de los ojos en los que predomina el ACA y el 93,33% de los que predomina el AI presentan un EE de $\pm 1,00D$. Solo el 68,42% de los ojos en los que predomina el ACA tiene un EE de $\pm 0,50D$, frente al 93,33% de los que predomina el AI. Sin embargo, esta diferencia no es estadísticamente significativa (Prueba Chi-Cuadrado, $p > 0,050$).

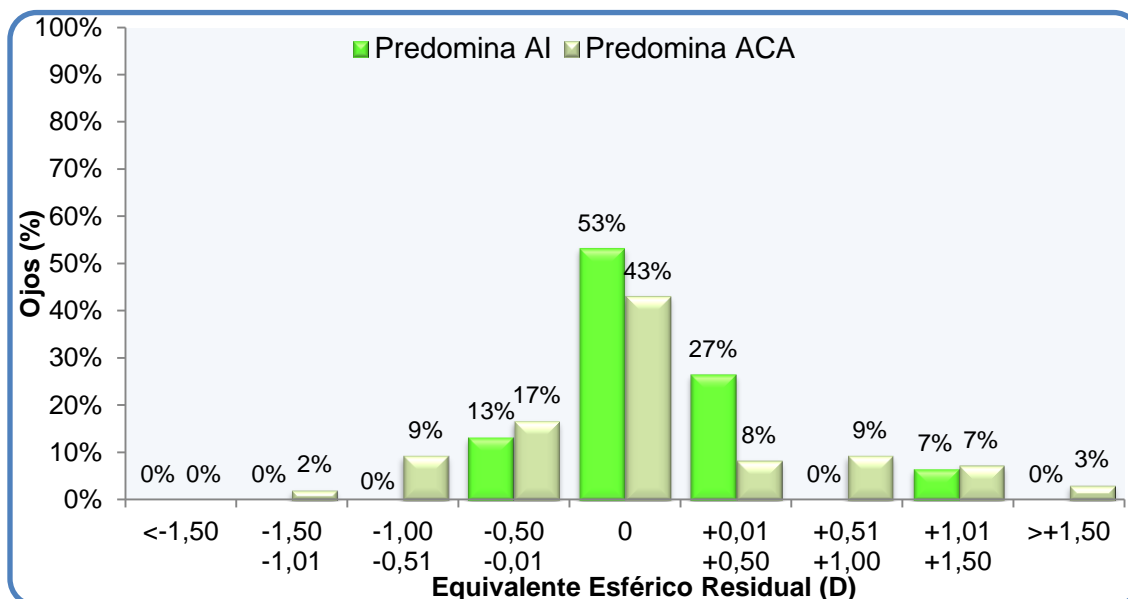


Figura 4.33: Gráfico de barras del equivalente esférico postoperatorio en el grupo de ablación AH en función de la contribución interna.

La figura 4.34 muestra el cilindro residual. El 66,67% de los ojos en los que predomina el AI y el 67,37% en los que predomina el ACA presentan un residual astigmático de $\pm 0,50D$. Solo en el grupo en el que predomina el ACA encontramos un 5,26% de ojos con un cilindro residual superior a 1,50D. De nuevo, no encontramos diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos (Prueba Chi-Cuadrado, $p > 0,050$).

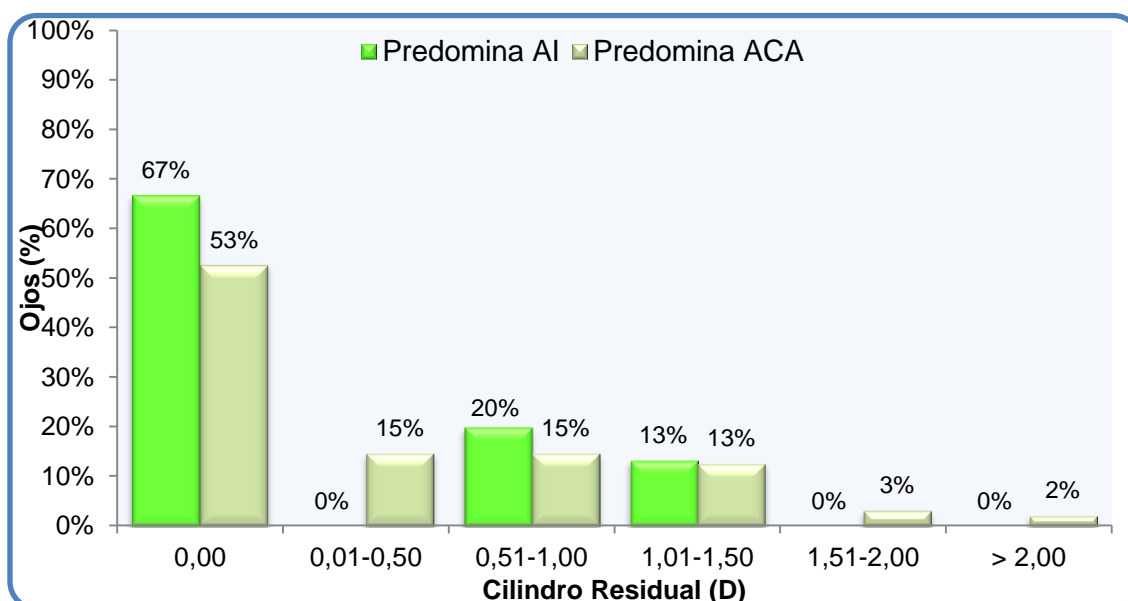


Figura 4.34: Gráfico de barras del cilindro residual postoperatorio en el grupo de ablación AH en función de la contribución interna.

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AH

La tabla 24 compara los resultados de la cirugía en función de la contribución interna (%AI) en las ablaciones AH. Los grupos en los que predomina el AI tienden a la hipercorrección y los grupos en los que predomina el ACA que tienden a la hipocorrección, pero de nuevo estas diferencias no son estadísticamente significativas.

Tabla 24: Comparación de los resultados de la ablación AH en función de la contribución del AI

		Predomina AI n=15	Predomina ACA n=95	Valor-p
Predictibilidad (refracción residual)	EE (D)	0,14±0,34	0,09±0,64	0,406
	Cil (D)	-0,27±0,42	-0,44±0,58	0,341
	J₀	0,07±0,17	0,07±0,28	0,882
	J₄₅	-0,04±0,17	0,03±0,22	0,464
Nº Reintervenciones		1 (6,67%)	19(20,00%)	
ÍNDICES DE CIRUGÍA	CambioAV	0,00±0,06	-0,00±0,13	0,816
	Seguridad	1,00±0,06	1,02±0,17	0,909
	Eficacia	0,96±0,08	0,92±0,19	0,367
	IE	0,16±0,25	0,17±0,26	0,617
	IC Esf	1,02±0,16	0,99±0,51	0,380
	IC Cil	1,04±0,22	0,96±0,21	0,588
	IC J₀	1,09±0,28	0,92±0,33	0,168
	IC J₄₅	1,04±0,42	0,87±0,39	0,161

EE=Equivalente esférico postoperatorio; Cil=Cilindro residual postoperatorio; M=Componente equivalente al EE en notación vectorial; J₀=Componente J₀ del cilindro residual postoperatorio; J₄₅=Componente J₄₅ del cilindro residual postoperatorio; CambioAV=Ganancia/Perdida de líneas de la agudeza visual corregida después de la intervención; IE=Índice de éxito de la corrección astigmática; IC esf=Índice de corrección de la esfera; IC cil=Índice de corrección del cilindro; IC J₀=Índice de corrección del componente astigmático J₀; IC J₄₅=Índice de corrección del componente astigmático J₄₅.

Datos expresados como media ± SD
Prueba U de Mann-Whitney

La figura 4.35 muestra un gráfico de dispersión de puntos con la relación entre el cilindro intentado y el inducido quirúrgicamente en función del %AI. El grupo donde predomina el ACA muestra una mayor dispersión de puntos, es decir, hay más casos con mayor error residual tanto con hiper- como con hipocorrección, especialmente en los astigmatismos directos superiores a 1D (componente J₀ del TIA con valor positivo superior a 1). En los astigmatismos directos inferiores a 1D, el grupo en el que predomina el ACA muestra una marcada hipocorrección quirúrgica. Por otra parte, el grupo en el que predomina el AI muestran más casos de hipercorrección quirúrgica en los astigmatismos inversos (componente J₀ del TIA con valor negativo). A pesar de éstas características, las líneas de tendencia de ambos grupos se encuentran muy próximas a la línea de referencia (r²=1), indicando que el error medio es próximo a 0.

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AH

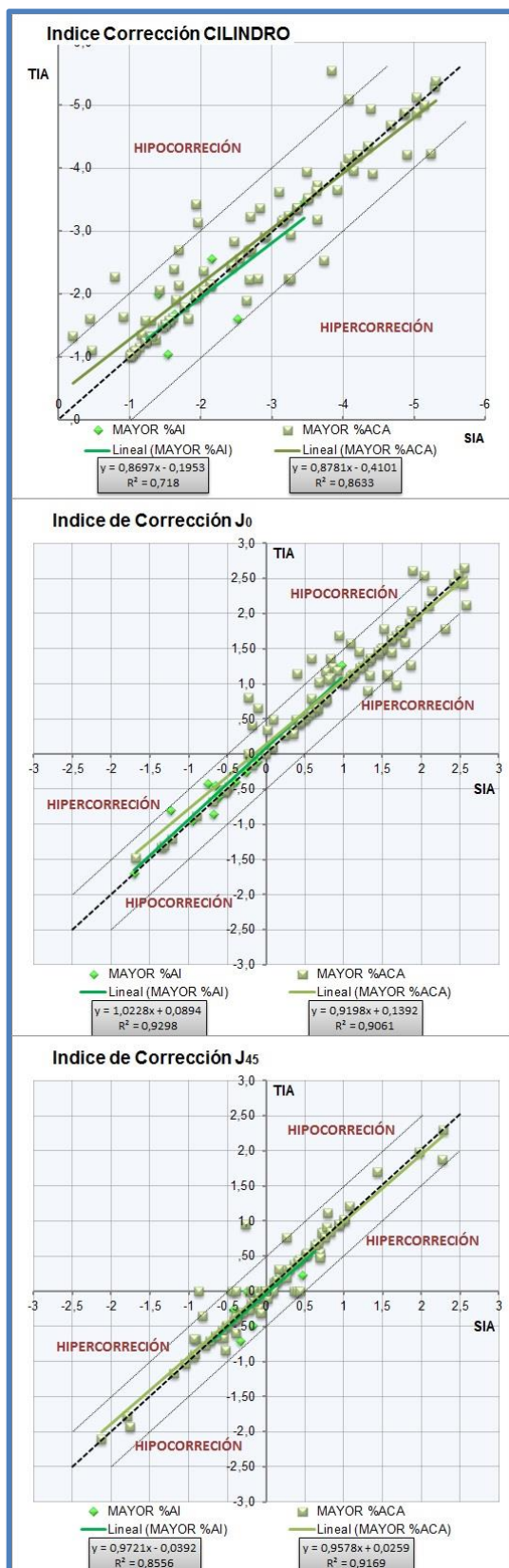


Figura 4.35: Gráfico de dispersión de puntos del índice de corrección del cilindro (arriba), de J₀ (centro), y de J₄₅ (abajo) en las ablaciones AH en función de la contribución interna. En el eje X encontramos el cilindro inducido quirúrgicamente y en el eje Y encontramos el cilindro intentado. Las líneas de colores son las líneas de tendencia de los grupos. La línea negra de puntos es la línea de referencia con tendencia ideal de $r^2=1$. Las líneas grises son líneas de referencia ($r^2=1$) con error de 1D.

3.2) INFLUENCIA DEL AI EN LOS RESULTADOS REFRACTIVOS DEL GRUPO AM: Ablación astigmática miópica (n=308)

En este apartado analizamos los resultados quirúrgicos de la muestra tratada con la ablación AM.

Los índices de seguridad y eficacia son $1,02\pm 0,11$ y $0,99\pm 0,13$ respectivamente. La ganancia/pérdida de agudeza visual corregida (AVcc) puede verse en la figura 4.36.

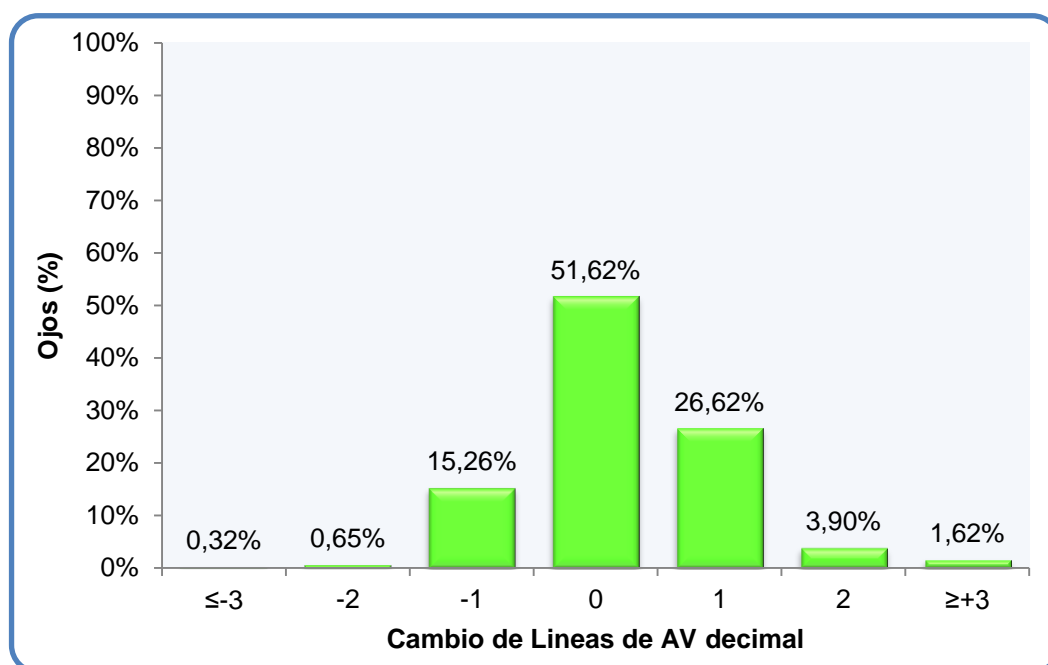


Figura 4.36: Gráfico de barras de ganancia/pérdida de líneas de agudeza visual decimal con la mejor corrección en las ablaciones AM

La tabla 25 muestra la refracción pre- y postoperatoria del grupo de ablación AM. Con la cirugía se ha producido una reducción estadísticamente significativa del defecto refractivo preoperatorio.

Tabla 25: Comparación de los datos refractivos en plano corneal de las ablaciones AM

	PREOPERATORIO	POSTOPERATORIO	Valor-p
EE (D)	-2,47±0,98 [-5,12; -0,49]	-0,02±0,24 [-1,46; 0,88]	<0,001†
Esfera (D)	-1,62±1,07 [-4,27; 0,50]	0,06±0,27 [-0,74; 0,50]	<0,001†
Cilindro (D)	-1,68±0,82 [-5,16; -0,90]	-0,15±0,35 [-1,93; 0,00]	<0,001†
J ₀	0,30±0,74 [-1,56; 2,57]	0,01±0,13 [-0,58; 0,86]	<0,001†
J ₄₅	0,02±0,49 [-2,19; 1,65]	-0,01±0,14 [-0,84; 0,85]	0,152

EE=Equivalente esférico; D=Dioptrías

Datos expresados como media ± SD

Prueba de rangos de Wilcoxon

*p<0,050

†p<0,001

El 99% de los ojos presentan un equivalente esférico residual (EE) de ±1,00D y el 94% de ±0,50D (figura 4.37).

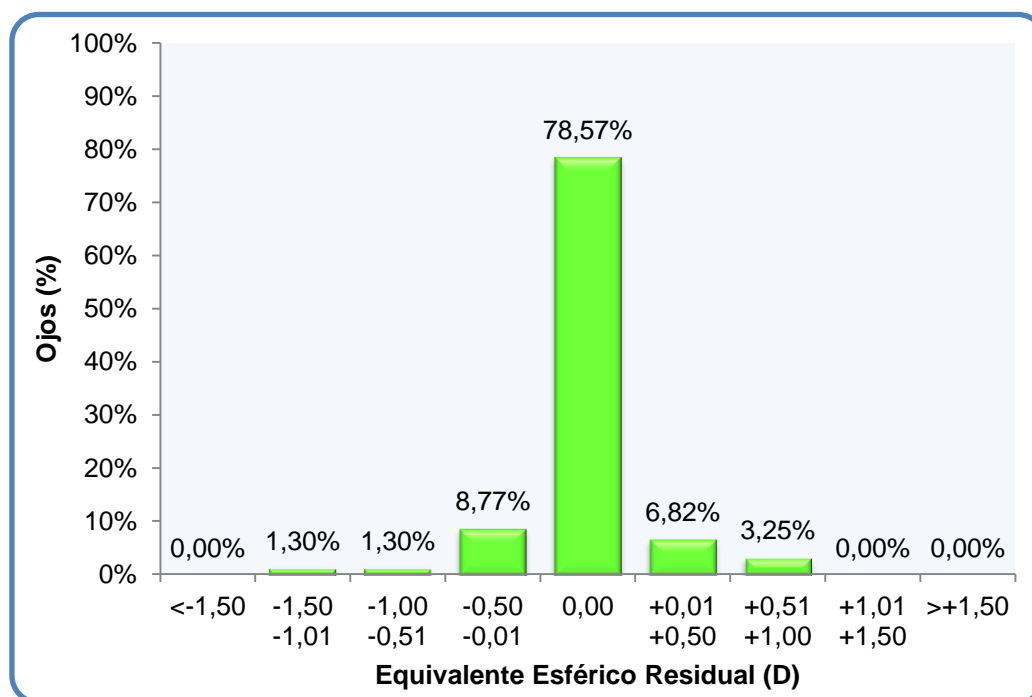


Figura 4.37: Gráfico de barras del equivalente esférico postoperatorio en las ablaciones AM.

El 96% de los ojos presenta un cilindro residual de ±1,00D y el 88% de ±0,50D (figura 4.38). El índice de éxito (IE) de la cirugía ha sido 0,08±0,20.

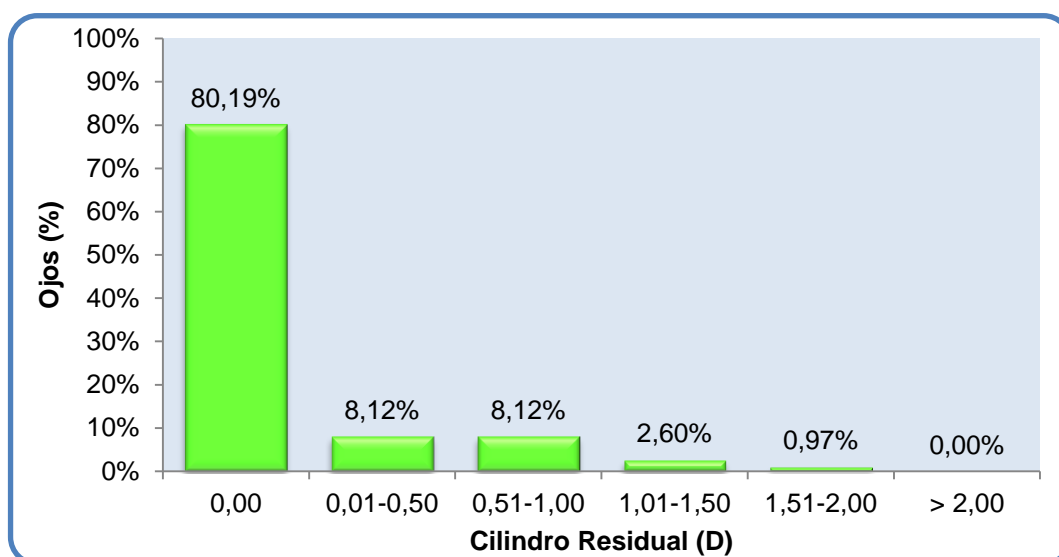


Figura 4.38: Gráfico de barras del cilindro residual postoperatorio en las ablaciones AM.

Solo un 6,17% de los ojos (n=19) del grupo de ablación AM ha necesitado un retoque láser para corregir el defecto refractivo residual.

Los índices de corrección (IC) medios para la esfera, el cilindro, el componente J_0 y el componente J_{45} son $0,87\pm 0,37$; $1,02\pm 0,17$; $0,96\pm 0,32$ y $1,03\pm 0,36$ respectivamente. La figura 4.39 muestra la fuerte correlación que existe entre el astigmatismo intentado (TIA) y el astigmatismo inducido quirúrgicamente (SIA). Aunque casi todos los puntos están próximos a la línea de referencia ($r^2=1$), dentro de las barras de error de $\pm 1D$, apreciamos una ligera tendencia a la hipercorrección astigmática, mayor en los astigmatismos inferiores a 3D (TIA entre 1D y 3D) y en los astigmatismos inversos (componente J_0 del TIA con valor negativo).



Figura 4.39: Gráfico de dispersión de puntos del índice de corrección del cilindro (arriba), de J_0 (centro), y de J_{45} (abajo) en las ablaciones AM. En el eje X encontramos el cilindro inducido quirúrgicamente y en el eje Y encontramos el cilindro intentado. La línea negra es la línea de tendencia de los datos. La línea negra de puntos es la línea de referencia con tendencia ideal de $r^2=1$. Las líneas grises son líneas de referencia ($r^2=1$) con error de 1D.

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AM

La tabla 26 muestra la relación entre el AI y los resultados quirúrgicos.

Tabla 26: Correlación de los resultados de cirugía con el AI en el grupo de ablación AM

		DP	DE	mAI	J ₀ AI	J ₄₅ AI	%AI
CambioAV	r	-0,078	-0,095	-0,006	0,017	-0,021	-0,088
	Valor-p	0,171	0,097	0,914	0,760	0,713	0,122
Seguridad	r	-0,087	-0,104	0,008	0,038	-0,014	-0,109
	Valor-p	0,127	0,069	0,883	0,508	0,800	0,057
Eficacia	r	-0,116*	-0,096	0,121*	0,106	-0,037	-0,081
	Valor-p	0,041	0,091	0,034	0,064	0,518	0,157
EEpost	r	0,010	0,136*	-0,140*	-0,159*	-0,020	0,201†
	Valor-p	0,861	0,017	0,014	0,005	0,722	<0,001
Cilpost	r	-0,134*	-0,071	0,184*	0,104	-0,066	-0,043
	Valor-p	0,018	0,215	0,001	0,067	0,248	0,454
J₀post	r	0,064	0,015	-0,050	-0,014	-0,110	-0,002
	Valor-p	0,261	0,789	0,379	0,804	0,054	0,967
J₄₅post	r	-0,086	-0,046	0,104	0,127*	-0,137*	-0,128*
	Valor-p	0,131	0,418	0,068	0,026	0,016	0,024
IE	r	0,126*	0,087	-0,174*	-0,105	0,057	0,060
	Valor-p	0,027	0,127	0,002	0,065	0,322	0,298
IC esf	r	-0,072	0,228†	-0,136*	-0,158*	0,011	0,265†
	Valor-p	0,207	<0,001	0,017	0,006	0,852	<0,001
IC cil	r	0,076	0,032	-0,122*	-0,136*	-0,040	0,039
	Valor-p	0,184	0,572	0,032	0,017	0,484	0,490
IC J₀	r	0,008	-0,026	0,032	-0,017	-0,023	-0,003
	Valor-p	0,885	0,652	0,580	0,773	0,684	0,959
IC J₄₅	r	0,053	0,082	-0,093	-0,131*	-0,010	0,066
	Valor-p	0,354	0,154	0,104	0,021	0,855	0,248

DP=Diferencia de potencia entre el AT y el ACA; DE=Diferencia de eje entre el AT y el ACA; mAI=Magnitud del astigmatismo interno; J₀AI=Componente J₀ del astigmatismo interno; J₄₅AI=Componente J₄₅ del astigmatismo interno; %AI=Porcentaje de contribución del astigmatismo interno en el astigmatismo total; CambioAV=Ganancia/Pérdida de líneas de la agudeza visual corregida después de la intervención; EE post=Equivalente esférico residual postoperatorio; Cil post=Cilindro residual postoperatorio; J₀ post=Componente J₀ del cilindro residual postoperatorio; J₄₅ post=Componente J₄₅ del cilindro residual postoperatorio; IE=Índice de éxito de la corrección astigmática; IC esf=Índice de corrección de la esfera; IC cil=Índice de corrección del cilindro; IC J₀=Índice de corrección del componente astigmático J₀; IC J₄₅=Índice de corrección del componente astigmático J₄₅.

Coefficiente de correlación Rho de Spearman

*p<0,050

†p<0,001

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AM

La tabla 26 muestra varias correlaciones débiles, pero significativas, entre el AI y los resultados quirúrgicos de las ablaciones AM:

- La magnitud del AI influye significativamente en la eficacia (a mayor AI, menor AV postoperatoria), en el equivalente esférico residual (a mayor AI, el EE es más positivo), el cilindro residual (a mayor AI, mayor cilindro residual, figura 4.40), el índice de éxito y el índice de corrección del cilindro (a mayor AI, mayor corrección cilíndrica o hipercorrección).
- La contribución del AI en el AT (%AI) está relacionada con el EE residual y el índice de corrección de la esfera (a mayor contribución interna, el EE es más positivo, y se produce una mayor corrección o hipercorrección quirúrgica).

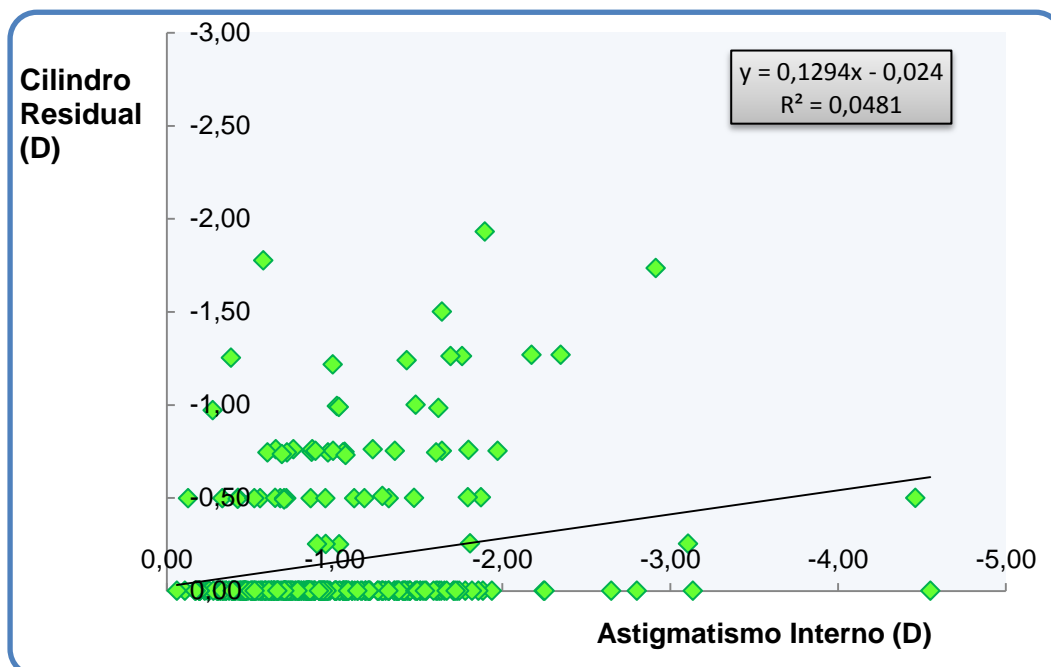


Figura 4.40: Gráfico de dispersión de puntos que muestra la relación entre el astigmatismo interno y el cilindro residual postoperatorio en las ablaciones AM.

- La diferencia de potencia (DP) entre el AT y el ACA presenta una correlación directa con el cilindro residual y el índice de éxito (a mayores DP, mayor cilindro residual y mayor IE), y una correlación inversa con la eficacia quirúrgica (a mayor DP, menor índice de eficacia).
- La diferencia de eje (DE) entre el AT y el ACA está correlacionada con el EE residual y el índice de corrección de la esfera. Esto significa que cuanto mayor sean las diferencias de eje mayor será la hipercorrección miópica y más positivo el EE residual.

a. Resultados del grupo de ablación AM en función del grado de AI

En este apartado mostramos los resultados de la cirugía con ablaciones AM en función de los grupos de AI: AI bajo (AI_B), AI medio (AI_M) y AI alto (AI_A).

El 80,00%, el 83,01% y el 88,75% de los ojos de los grupos de AI (bajo, medio y alto, respectivamente) mantienen o mejoran su AVcc preoperatoria (figura 4.41).

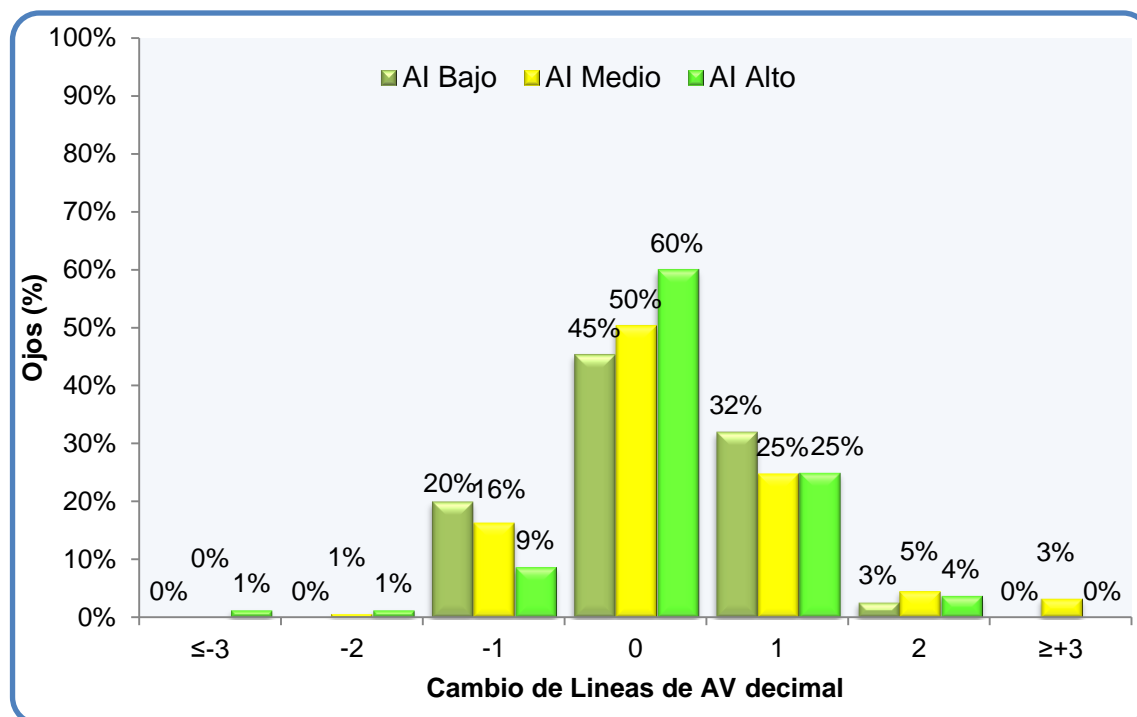


Figura 4.41: Gráfico de barras de ganancia/pérdida de líneas de agudeza visual decimal con la mejor corrección en las ablaciones AM en función de los grupos de AI.

El 98% de los ojos de los 3 grupos de AI presenta un EE de $\pm 1,00D$. El 96,00% de los ojos con AI_B , el 94,77% con AI_M y el 91,25% con AI_A presentan $\pm 0,50D$ (figura 4.42).

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AM

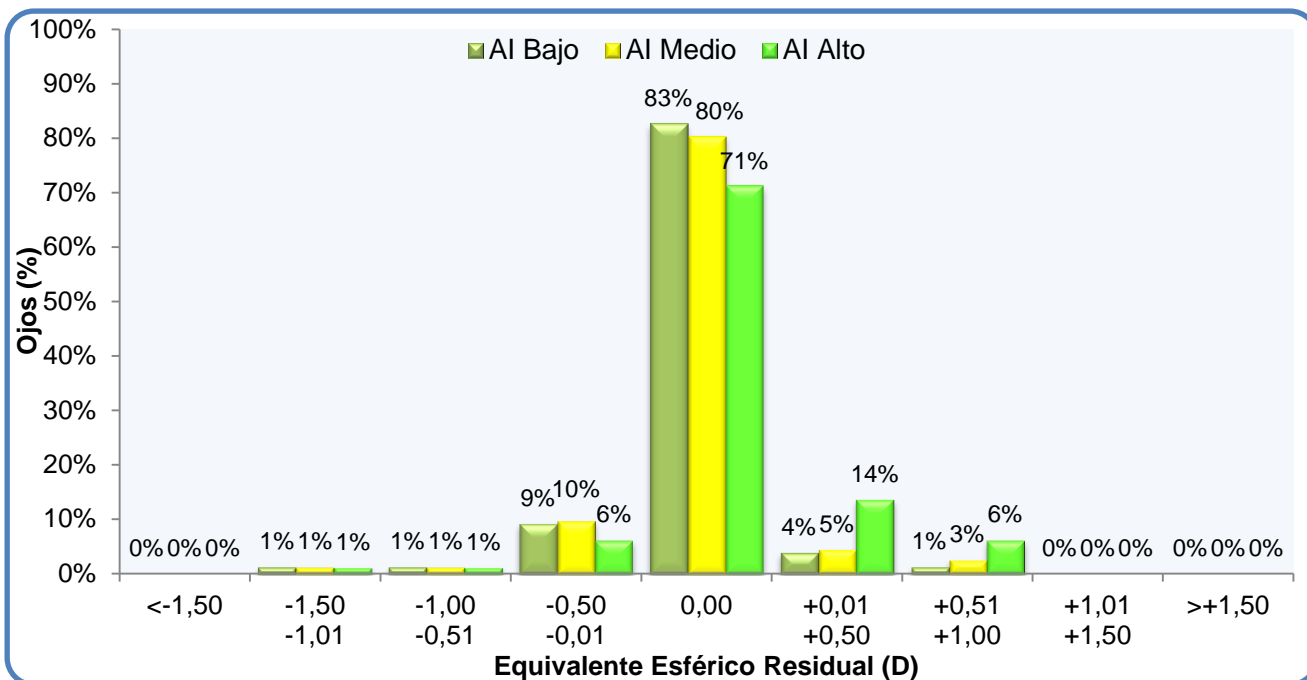


Figura 4.42: Gráfico de barras del EE residual en las ablaciones AM en función de los grupos de AI

El 97,33%, el 99,35% y el 90% de los ojos, respectivamente, presentan un cilindro residual de $\pm 1,00D$, mientras que en el 96,00%, el 88,89% y el 80,00%, respectivamente, es de $\pm 0,50D$ (figura 4.43). Estas diferencias son estadísticamente significativas (Prueba Chi-Cuadrado $p=0,047$).

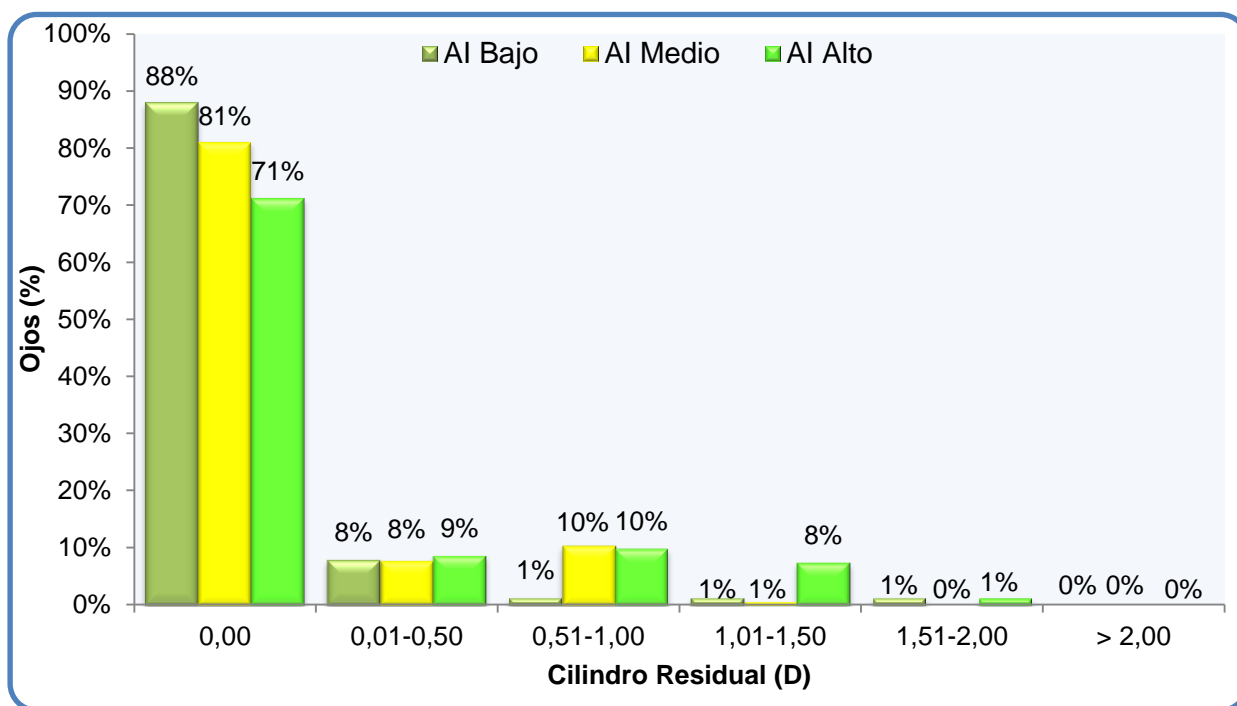


Figura 4.43: Gráfico de barras del cilindro residual postoperatorio en el grupo de ablación AM en función de grupos de AI.

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AM

La tabla 27 compara los resultados quirúrgicos de los 3 grupos de AI en las ablaciones AM.

Tabla 27: Resultados quirúrgicos de la ablación AM, en función del grado de AI

		AI Bajo n=75	AI Medio n=153	AI Alto n=80	Valor-p
Predictibilidad (Refracción residual)	EE (D)	-0,04±0,22	-0,03±0,22	0,03±0,30	0,021*
	CIL (D)	-0,09±0,30	-0,12±0,27	-0,26±0,48	0,017*
	J ₀	0,01±0,13	0,01±0,11	0,02±0,16	0,719
	J ₄₅	-0,01±0,01	0,01±0,10	-0,05±0,21	0,051
Nº Reintervenciones		3 (4%)	6 (3,92%)	10 (12,5%)	
ÍNDICES DE CIRUGÍA	CambioAV	0,02±0,08	0,03±0,09	0,02±0,08	0,960
	Seguridad	1,02±0,08	1,03±0,11	1,01±0,14	0,955
	Eficacia	1,01±0,10	1,01±0,11	0,94±0,19	0,031*
	IE	0,04±0,12	0,08±0,19	0,13±0,27	0,024*
	IC Esf	0,82±0,37	0,89±0,33	0,88±0,44	0,102
	IC Cil	1,00±0,10	1,01±0,14	1,06±0,25	0,142
	IC J ₀	0,95±0,29	0,96±0,36	0,97±0,25	0,928
	IC J ₄₅	1,02±0,15	1,02±0,25	1,09±0,59	0,212

EE=Equivalente esférico postoperatorio; Cil=Cilindro residual postoperatorio; M=Componente equivalente al EE en notación vectorial; J₀=Componente J₀ del cilindro residual postoperatorio; J₄₅=Componente J₄₅ del cilindro residual postoperatorio; CambioAV=Ganancia/Perdida de líneas de la agudeza visual corregida después de la intervención; IE=Índice de éxito de la corrección astigmática; IC esf=Índice de corrección de la esfera; IC cil=Índice de corrección del cilindro; IC J₀=Índice de corrección del componente astigmático J₀; IC J₄₅=Índice de corrección del componente astigmático J₄₅.
 Datos expresados como media ± SD
 Prueba Kruskal-Wallis
 *p<0,050

El grupo AI Alto (AI_A) presenta un cilindro residual significativamente mayor que el grupo AI Bajo (AI_B) según la prueba U de Mann-Whitney (p=0,007), un mayor número de reintervenciones (Prueba Chi-Cuadrado, p=0,024) y un menor índice de eficacia (Prueba U de Mann-Whitney p=0,012). El índice de éxito del grupo AI_A es significativamente peor al índice del grupo AI_B (Prueba U de Mann-Whitney, p=0,008).

La figura 4.44 muestra la relación entre el astigmatismo intentado y el inducido en las ablaciones AM función de los grupos de AI. El grupo de AI_A muestra un mayor número de casos con hipercorrección del cilindro, seguido del grupo AI_M. En cambio, al analizar el cilindro inducido en función del componente J₀ encontramos en los astigmatismos inversos (TIA con valores negativos) un mayor error en el grupo AI_A (con similar proporción de casos con hipo- y con hipercorrección) y una ligera tendencia a la hipercorrección del grupo AI_M.

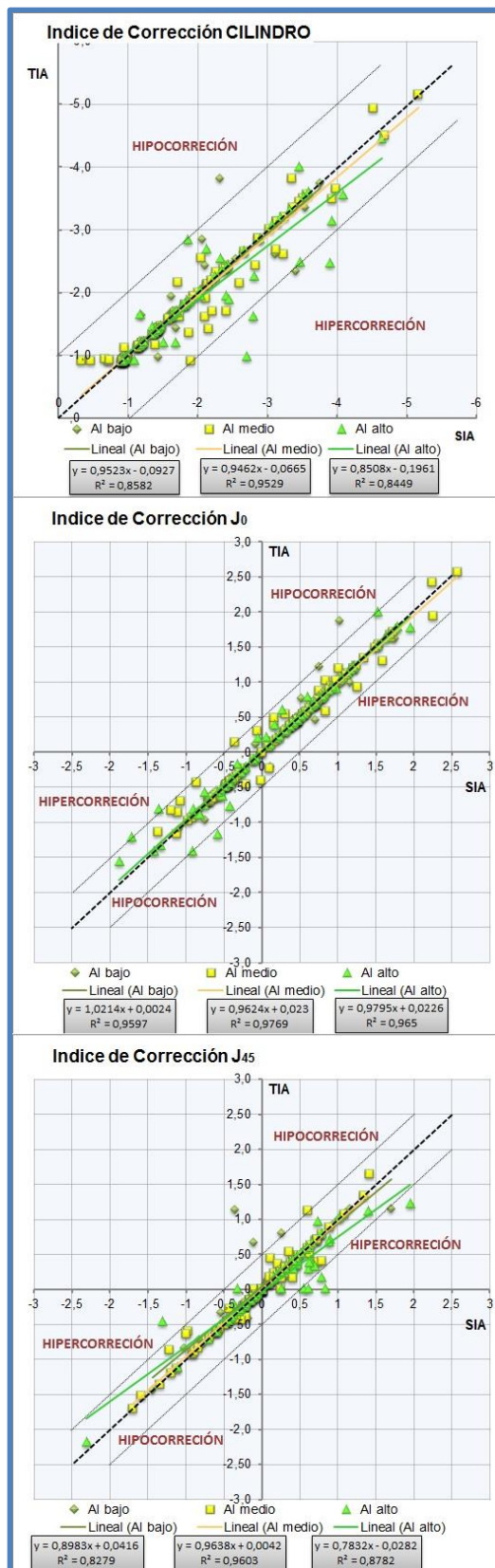


Figura 4.44: Gráfico de dispersión de puntos del índice de corrección del cilindro (arriba), de J₀ (centro), y de J₄₅ (abajo) en las ablaciones AM en función de los 3 grupos de AI. En el eje X encontramos el cilindro inducido quirúrgicamente y en el eje Y encontramos el cilindro intentado. Las líneas de colores son las líneas de tendencia de los grupos. La línea negra de puntos es la línea de referencia con tendencia ideal de r²=1. Las líneas grises son líneas de referencia (r²=1) con error de 1D.

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AM

b. Resultados del grupo de ablación AM en función de las diferencias entre AT y ACA

En este apartado mostramos los resultados de la cirugía con ablación AM en función de las diferencias de magnitud que existen entre AT y ACA: mayor AT (AT>ACA) y mayor ACA (ACA>AT)

El 82,76% de los ojos con mayor magnitud de AT y el 84,29% con mayor ACA mantienen o mejoran su agudeza visual máxima después de la intervención (figura 4.45). Solo el 1,76% y el 0,52%, respectivamente, ha perdido más de una línea de AV.

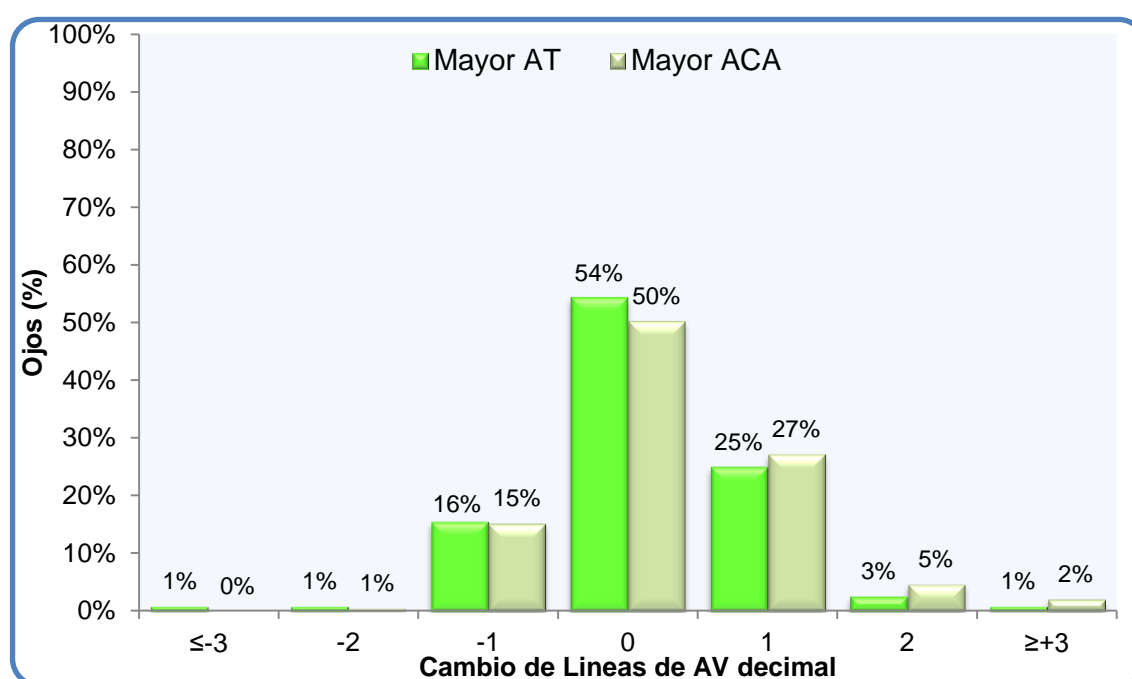


Figura 4.45: Gráfico de barras de ganancia/pérdida de líneas de agudeza visual decimal con la mejor corrección en las ablaciones AM en función de las diferencias de magnitud entre AT y ACA

El 99,14% y el 98,43% de los ojos con mayor AT y mayor ACA, respectivamente, muestran un EE residual de $\pm 1,00$ mientras que en el 92,24% y el 95,29%, respectivamente, el EE es $\pm 0,50D$ (figura 4.46).

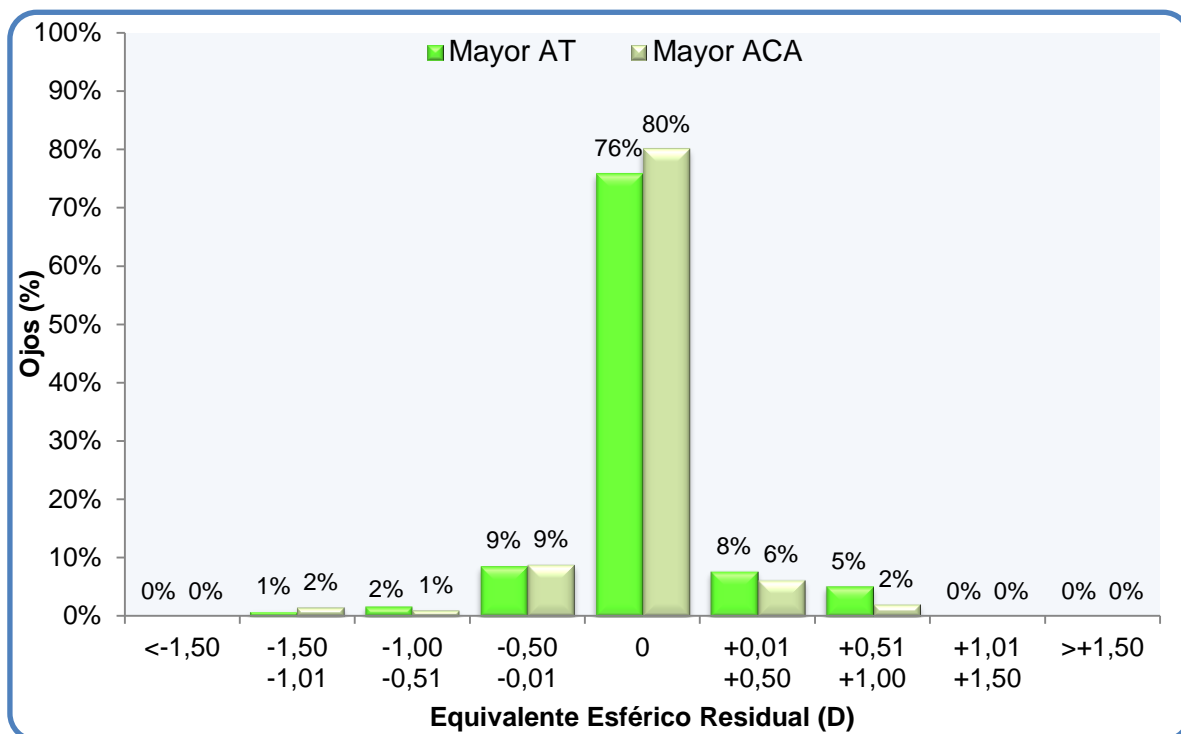


Figura 4.46: Gráfico de barras del equivalente esférico postoperatorio en las ablaciones AM en función de las diferencias de magnitud entre AT y ACA

El 86,21% y el 89,53% de los ojos, respectivamente, presentan un cilindro de 0,50D o menos (figura 4.47). Solo el 1,72% y el 0,52% de los ojos en cada grupo tiene un cilindro residual superior a 1,50D.

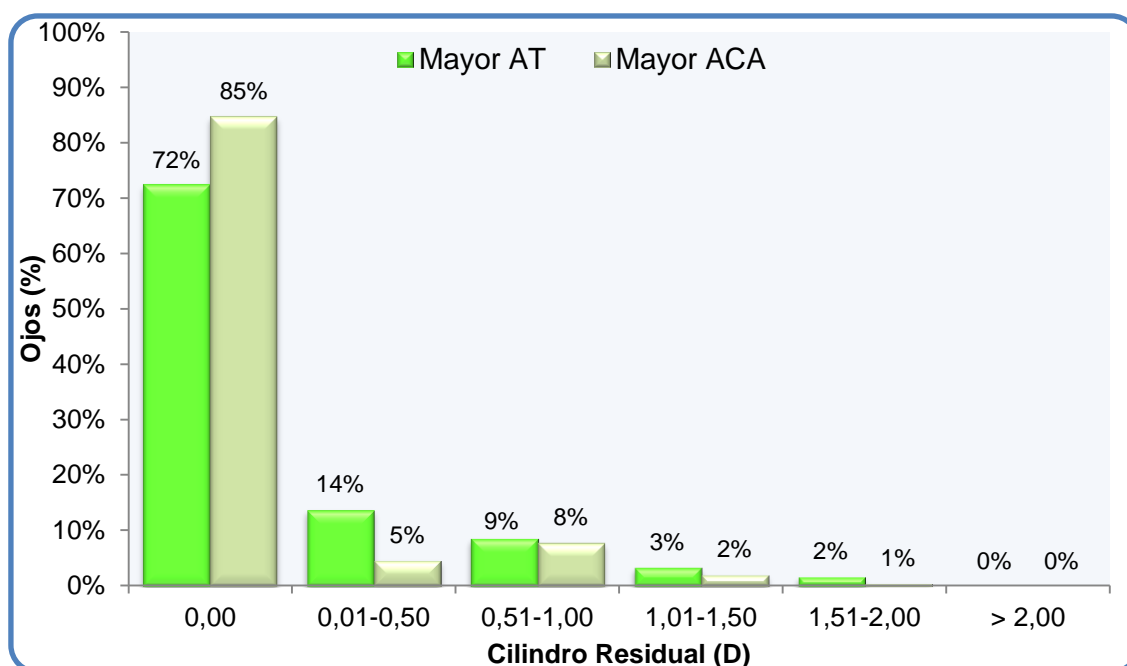


Figura 4.47: Gráfico de barras del cilindro residual postoperatorio en el grupo de ablación AM en función de las diferencias de magnitud entre AT y ACA

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AM

La tabla 28 muestra los resultados de la cirugía de la ablación AM en los 2 grupos establecidos en este apartado. Solo encontramos diferencias estadísticamente significativas entre los grupos en el cilindro residual y el índice de éxito. El número de reintervenciones es similar en ambos grupos (Prueba Chi-Cuadrado, $p=0,256$)

Tabla 28: Comparación de los resultados de la ablación AM función de la relación entre astigmatismo total y el corneal.

		Mayor AT n=116	Mayor ACA n=192	Valor-p
Predictibilidad Refracción residual	EE (D)	-0,01±0,26	-0,02±0,23	0,387
	Cil (D)	-0,21±0,40	-0,12±0,31	0,012*
	J ₀	0,02±0,18	0,01±0,09	0,904
	J ₄₅	-0,02±0,14	-0,01±0,14	0,455
Nº Reintervenciones		9 (7,76%)	10 (5,24%)	
ÍNDICES DE CIRUGIA	Cambio AV	0,02±0,08	0,03±0,09	0,284
	Seguridad	1,02±0,08	1,03±0,12	0,242
	Eficacia	0,98±0,13	1,00±0,13	0,105
	IE	0,11±0,21	0,07±0,20	0,009*
	IC Esf	0,82±0,43	0,89±0,32	0,231
	IC Cil	1,03±0,19	1,01±0,16	0,665
	IC J₀	0,97±0,30	0,95±0,33	0,981
	IC J₄₅	1,02±0,32	1,05±0,38	0,594

EE=Equivalente esférico postoperatorio; Cil=Cilindro residual postoperatorio; M=Componente equivalente al EE en notación vectorial; J₀=Componente J₀ del cilindro residual postoperatorio; J₄₅=Componente J₄₅ del cilindro residual postoperatorio; CambioAV=Ganancia/Perdida de líneas de la agudeza visual corregida después de la intervención; IE=Índice de éxito de la corrección astigmática; IC esf=Índice de corrección de la esfera; IC cil=Índice de corrección del cilindro; IC J₀=Índice de corrección del componente astigmático J₀; IC J₄₅=Índice de corrección del componente astigmático J₄₅.

Datos expresados como media ± SD

Prueba U de Mann-Whitney

* $p<0,050$

- Diferencias de potencia y eje entre el AT y el ACA

Las diferencias de potencia (DP) entre el AT y el ACA son mayores en el grupo de mayor AT (0,75±0,37D) que en el grupo de mayor ACA (0,42±0,35D), según la prueba U de Mann-Whitney ($p=0,049$).

La tabla 29 compara los resultados de la tabla anterior teniendo en cuenta si las DP son mayores o menores a la diferencia media (0,64D). Solo el grupo con mayor AT presenta un mayor cilindro residual y un peor índice de éxito cuando sus DP son superiores a la media.

Tabla 29: Comparación de los resultados de la ablación AM en función de las diferencias de potencia entre el AT y el ACA

		Mayor AT		Valor-p	Mayor ACA		Valor-p
		DP <media n=51	DP >media n=65		DP <media n=151	DP >media n=41	
Predictibilidad (Refracción residual)	EE (D)	0,02±0,12	-0,03±0,33	0,248	-0,03±0,22	-0,01±0,27	0,638
	Cil (D)	-0,09±0,24	-0,30±0,47	0,007*	-0,11±0,29	-0,13±0,37	0,949
	J ₀	-0,02±0,09	0,04±0,22	0,069	0,01±0,10	0,01±0,06	0,987
	J ₄₅	-0,01±0,20	-0,03±0,16	0,252	-0,00±0,12	-0,01±0,19	0,624
Nº Reintervenciones		2(3,92%)	7(10,77%)		7(4,64%)	3(7,32%)	
ÍNDICES DE CIRUGIA	CambioAV	0,01±0,08	0,02±0,08	0,710	0,03±0,09	0,01±0,07	0,448
	Seguridad	1,01±0,07	1,02±0,09	0,592	1,03±0,14	1,01±0,07	0,400
	Eficacia	1,00±0,07	0,96±0,17	0,051	1,00±0,14	0,98±0,12	0,247
	IE	0,07±0,16	0,14±0,23	0,018*	0,06±0,15	0,10±0,32	0,927
	IC Esf	0,89±0,32	0,76±0,50	0,074	0,91±0,31	0,87±0,37	0,889
	IC Cil	1,02±0,15	1,04±0,22	0,587	1,00±0,09	1,06±0,28	0,405
	IC J ₀	0,93±0,36	1,01±0,25	0,623	0,93±0,36	1,00±0,18	0,628
IC J ₄₅	1,04±0,19	1,00±0,40	0,508	1,00±0,20	1,21±0,70	0,055	

EE=Equivalente esférico postoperatorio; Cil=Cilindro residual postoperatorio; M=Componente equivalente al EE en notación vectorial; J₀=Componente J₀ del cilindro residual postoperatorio; J₄₅=Componente J₄₅ del cilindro residual postoperatorio; CambioAV=Ganancia/Perdida de líneas de la agudeza visual corregida después de la intervención; IE=Índice de éxito de la corrección astigmática; IC esf=Índice de corrección de la esfera; IC cil=Índice de corrección del cilindro; IC J₀=Índice de corrección del componente astigmático J₀; IC J₄₅=Índice de corrección del componente astigmático J₄₅.

Datos expresados como media ± SD

Prueba U de Mann-Whitney

*p<0,050

Las diferencias de eje (DE) entre AT y ACA son significativamente mayores en el grupo de mayor AT (21,41±23,83°) que en el grupo de mayor ACA (9,56±12,52°), según la prueba U de Mann-Whitney (p<0,001).

La tabla 30 compara de nuevo los mismos resultados que la tabla 28 pero teniendo en cuenta si las DE son mayores o menores a la diferencia media (13°). Los ojos con DE inferiores a la media (13°) presentan mejores índices de seguridad y eficacia pero, también, un peor índice de corrección esférica (entre un 13% y un 15% de hipocorrección miópica) y un mayor porcentaje de reintervenciones (aunque esta diferencia no es estadísticamente significativa p>0,05).

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AM

Tabla 30: Comparación de los resultados de la ablación AM en función de las diferencias de eje entre el AT y el ACA

		Mayor AT			Mayor ACA		
		DE <media n=62	DE >media n=54	Valor-p	DE <media n=152	DE >media n=40	Valor-p
Predictibilidad (Refracción residual)	EE (D)	-0,01±0,25	0,01±0,27	0,270	-0,05±0,22	0,08±0,24	0,003*
	Cil (D)	-0,21±0,40	-0,20±0,40	0,841	-0,10±0,28	-0,19±0,41	0,122
	J ₀	0,01±0,19	0,03±0,16	0,630	0,01±0,08	0,03±0,13	0,586
	J ₄₅	-0,02±0,12	-0,03±0,15	0,994	-0,00±0,12	-0,02±0,18	0,061
Nº Reintervenciones		7 (11,29%)	2 (3,70%)		7 (4,64%)	3 (7,50%)	
ÍNDICES DE CIRUGIA	Cambio AV	0,03±0,08	-0,01±0,08	0,029*	0,03±0,09	0,03±0,09	0,903
	Seguridad	1,03±0,09	1,00±0,07	0,020*	1,04±0,11	1,00±0,18	0,827
	Eficacia	0,98±0,16	0,97±0,10	0,291	1,01±0,11	0,95±0,21	0,270
	IE	0,09±0,16	0,13±0,25	0,989	0,04±0,12	0,15±0,35	0,094
	IC Esf	0,74±0,45	0,90±0,40	0,007*	0,87±0,32	1,01±0,31	<0,001†
	IC Cil	1,02±0,14	1,04±0,23	0,858	1,01±0,08	1,05±0,30	0,682
	IC J₀	0,94±0,34	1,01±0,25	0,292	0,98±0,12	0,82±0,67	0,041*
IC J₄₅	1,01±0,25	1,03±0,39	0,790	1,02±0,24	1,16±0,68	0,180	

EE=Equivalente esférico postoperatorio; Cil=Cilindro residual postoperatorio; M=Componente equivalente al EE en notación vectorial; J₀=Componente J₀ del cilindro residual postoperatorio; J₄₅=Componente J₄₅ del cilindro residual postoperatorio; CambioAV=Ganancia/Perdida de líneas de la agudeza visual corregida después de la intervención; IE=Índice de éxito de la corrección astigmática; IC esf=Índice de corrección de la esfera; IC cil=Índice de corrección del cilindro; IC J₀=Índice de corrección del componente astigmático J₀; IC J₄₅=Índice de corrección del componente astigmático J₄₅.

Datos expresados como media ± SD

Prueba U de Mann-Whitney

*p<0,050

†<0,001

La figura 4.48 muestra la relación entre el cilindro intentado y el inducido por la cirugía en los 2 grupos establecidos en este apartado con ablaciones AM. Todas las líneas de tendencia se encuentran próximas a la línea de referencia (r²=1), es decir, muestran poco margen de error. En el grupo de mayor AT predomina la hipercorrección cilíndrica especialmente en los astigmatismos inferiores a 3D (TIA entre 1D y 3D). En los astigmatismos inversos (componente J₀ del TIA con valor negativo) el grupo de mayor AT incrementa la dispersión de sus puntos (con valores tanto de hipo- como de hipercorrección), aunque predominan los casos con hipercorrección astigmática. El grupo de mayor ACA presenta poca dispersión de los puntos y tiende levemente a la hipocorrección quirúrgica en los astigmatismos directos (componente J₀ del TIA con valor positivo).

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AM

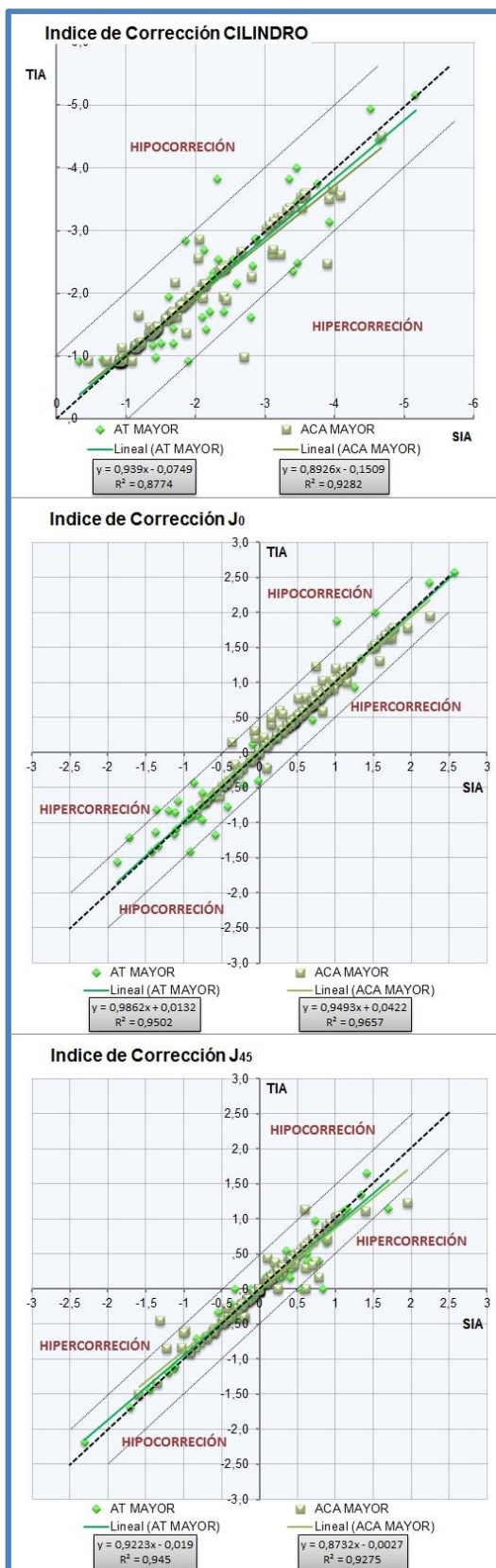


Figura 4.48: Gráfico de dispersión de puntos del índice de corrección del cilindro (arriba), de J₀ (centro), y de J₄₅ (abajo) en las ablaciones AM en función de la relación entre AT y ACA. En el eje X encontramos el cilindro inducido quirúrgicamente y en el eje Y encontramos el cilindro intentado. Las líneas de colores son las líneas de tendencia de los grupos. La línea negra de puntos es la línea de referencia con tendencia ideal de r²=1. Las líneas grises son líneas de referencia (r²=1) con error de 1D.

c. Resultados del grupo de ablación AM en función del %AI

En este apartado se muestran los resultados quirúrgicos de las ablaciones AM en función de la influencia del AI en el AT (%AI>50%=Predomina AI y %AI<50%=Predomina ACA).

El 85,25% de los ojos con mayor influencia interna y el 83,40% de los ojos con mayor influencia corneal mantienen o mejoran su agudeza visual máxima preoperatoria después de la intervención (figura 4.49). Solo el 3,28% de los ojos en los que predomina el AI pierde más de 1 línea de agudeza visual.

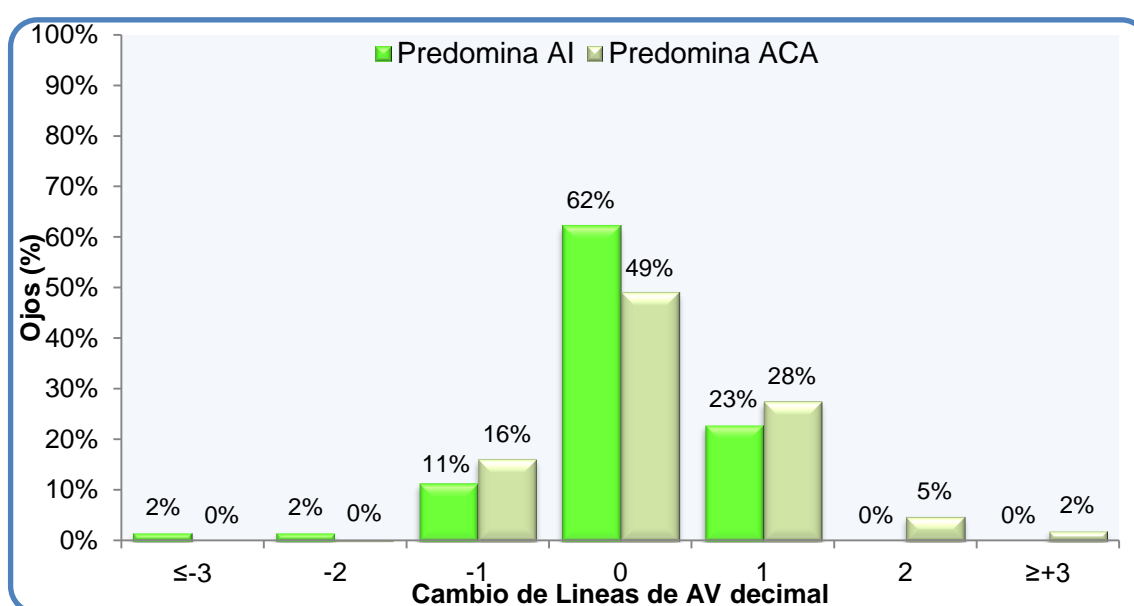


Figura 4.49: Gráfico de barras de ganancia/pérdida de líneas de agudeza visual decimal con la mejor corrección en las ablaciones AM en función de la contribución interna

La figura 4.50 muestra el EE residual presentado en ambos grupos. El 100% y el 98,38% de los ojos con mayor contribución interna y corneal, respectivamente, tienen un EE de $\pm 1,00D$ y el 91,80% y el 94,74%, respectivamente, de $\pm 0,50D$.

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AM

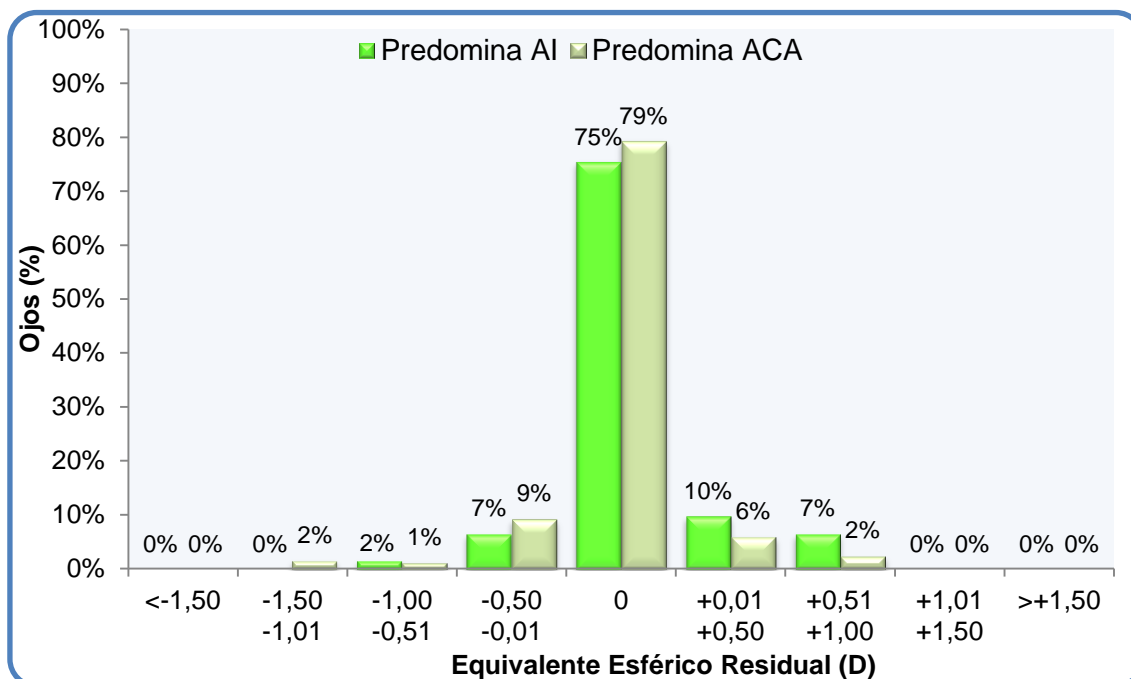


Figura 4.50: Gráfico de barras del equivalente esférico postoperatorio en el grupo de ablación AM en función de la contribución interna.

La figura 4.51 muestra el cilindro residual. El 83,61% de los ojos con mayor contribución interna y el 87,49% de los ojos con mayor contribución corneal presentan un cilindro residual igual o inferior a 0,50D, diferencias estadísticamente significativas (Prueba Chi-Cuadrado, $p=0,004$). Solo el 1,64% y el 0,81% de los ojos, respectivamente, tienen un cilindro residual superior a 1,50D.

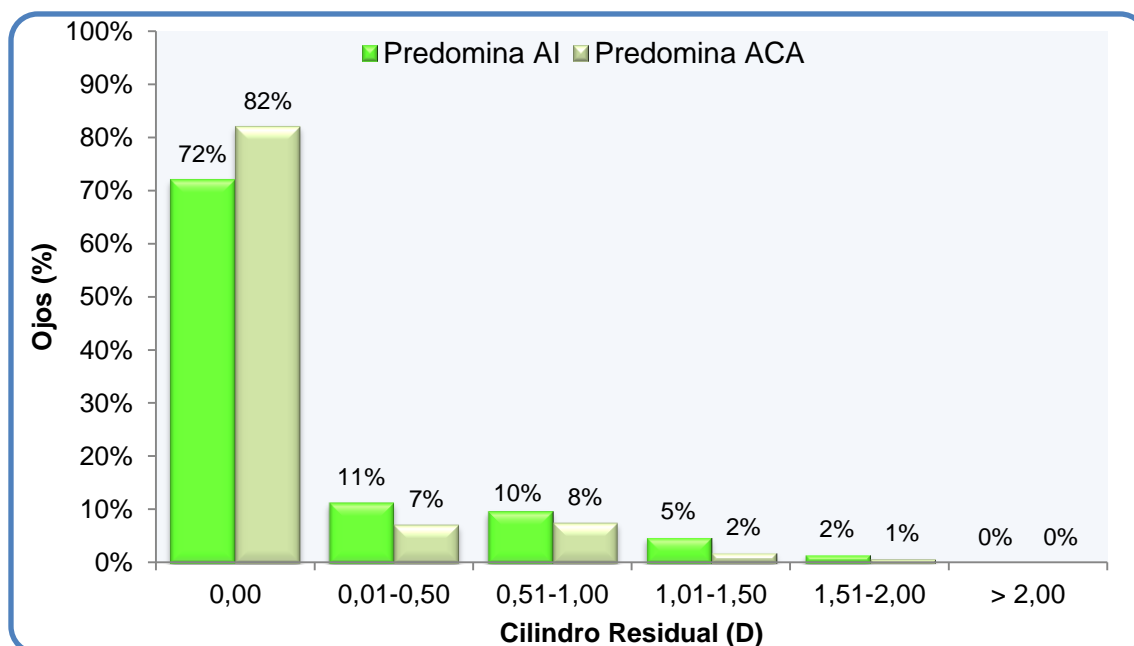


Figura 4.51: Gráfico de barras del cilindro residual postoperatorio en el grupo de ablación AM en función de la contribución interna.

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AM

La tabla 31 compara los resultados de la cirugía en función de la contribución interna (%AI) en las ablaciones AM.

Tabla 31: Comparación de los resultados de la ablación AM en función de la contribución del AI

		Predomina AI n=61	Predomina ACA n=247	Valor-p
Predictibilidad (refracción residual)	EE (D)	0,03±0,23	-0,03±0,24	0,077
	Cil (D)	-0,22±0,42	-0,13±0,33	0,074
	J ₀	0,01±0,18	0,01±0,12	0,307
	J ₄₅	-0,02±0,16	-0,01±0,13	0,030*
Nº Reintervenciones		5 (8,20%)	14 (5,67%)	
CambioAV		0,00±0,08	0,03±0,09	0,169
Seguridad		0,99±0,14	1,03±0,10	0,105
Eficacia		0,94±0,19	1,00±0,10	0,026*
ÍNDICES DE CIRUGÍA	IE	0,14±0,31	0,07±0,16	0,057
	IC Esf	0,93±0,37	0,85±0,37	0,130
	IC Cil	1,07±0,31	1,01±0,11	0,233
	IC J ₀	1,03±0,25	0,94±0,33	0,646
	IC J ₄₅	1,07±0,43	1,03±0,34	0,145

EE=Equivalente esférico postoperatorio; Cil=Cilindro residual postoperatorio; M=Componente equivalente al EE en notación vectorial; J₀=Componente J₀ del cilindro residual postoperatorio; J₄₅=Componente J₄₅ del cilindro residual postoperatorio; CambioAV=Ganancia/Perdida de líneas de la agudeza visual corregida después de la intervención; IE=Índice de éxito de la corrección astigmática; IC esf=Índice de corrección de la esfera; IC cil=Índice de corrección del cilindro; IC J₀=Índice de corrección del componente astigmático J₀; IC J₄₅=Índice de corrección del componente astigmático J₄₅.

Datos expresados como media ± SD

Prueba U de Mann-Whitney

*p<0,050

El grupo en el que predomina el ACA presenta un mayor índice de eficacia (p<0,05) que el grupo en el que predomina el AI.

El índice de corrección en el grupo en el que predomina el AI es mayor (muestra una ligera hipercorrección del cilindro del 7%), aunque esta diferencia no es estadísticamente significativa (p>0,050). Si nos fijamos en la figura 4.52, vemos como este grupo (%AI>50%) presenta una marcada tendencia a la hipercorrección del cilindro y una mayor dispersión de puntos en los astigmatismos inversos (valores negativos del componente J₀ del TIA). En cambio, el grupo en el que predomina el ACA presenta su línea de tendencia casi superpuesta sobre la línea de referencia (r²=1), con una ligera tendencia a la hipocorrección en los astigmatismos directos (componente J₀ del TIA con valor positivo).

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AM

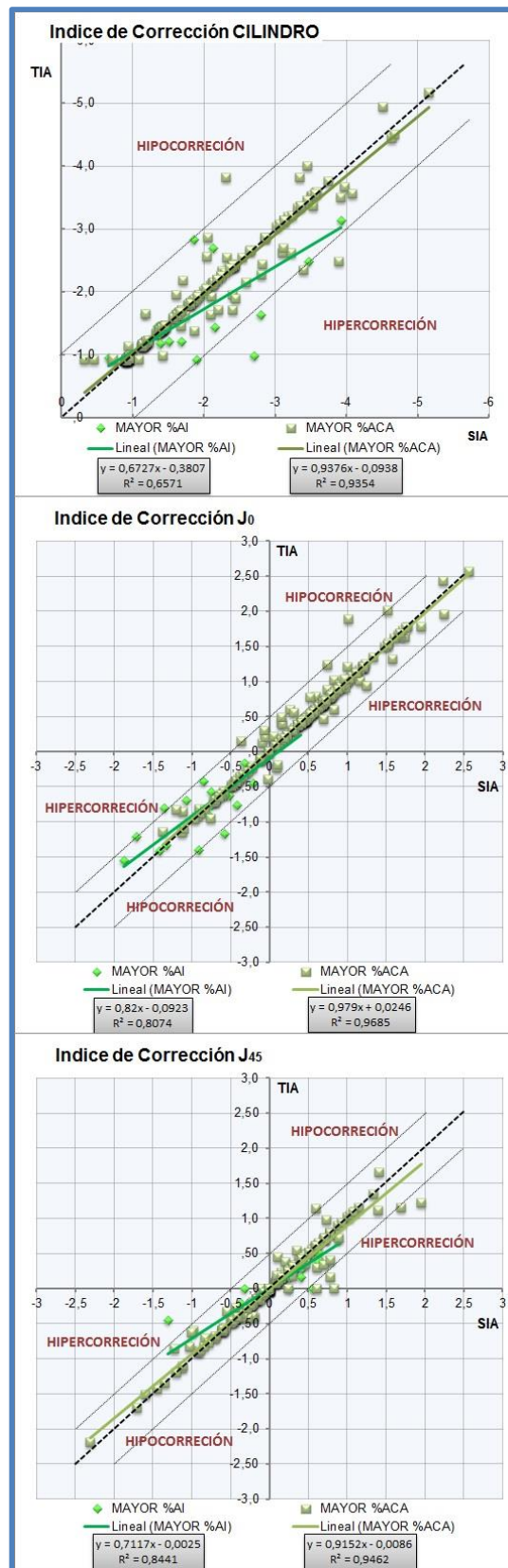


Figura 4.52: Gráfico de dispersión de puntos del índice de corrección del cilindro (arriba), de J₀ (centro), y de J₄₅ (abajo) en las ablaciones AM en función de la contribución interna. En el eje X encontramos el cilindro inducido quirúrgicamente y en el eje Y encontramos el cilindro intentado. Las líneas de colores son las líneas de tendencia de los grupos. La línea negra de puntos es la línea de referencia con tendencia ideal de r²=1. Las líneas grises son líneas de referencia (r²=1) con error de 1D.

3.3) INFLUENCIA DEL AI EN LOS RESULTADOS REFRACTIVOS DEL GRUPO AMAsf: Ablación astigmática miópica asférica (n=149)

En este apartado analizamos los resultados quirúrgicos del grupo de ablación AMAsf.

El índice de seguridad y eficacia es $1,04 \pm 0,23$ y $0,98 \pm 0,19$ respectivamente. La figura 4.53 muestra el porcentaje de casos que ganan/pierden líneas de agudeza visual corregida después de la intervención.

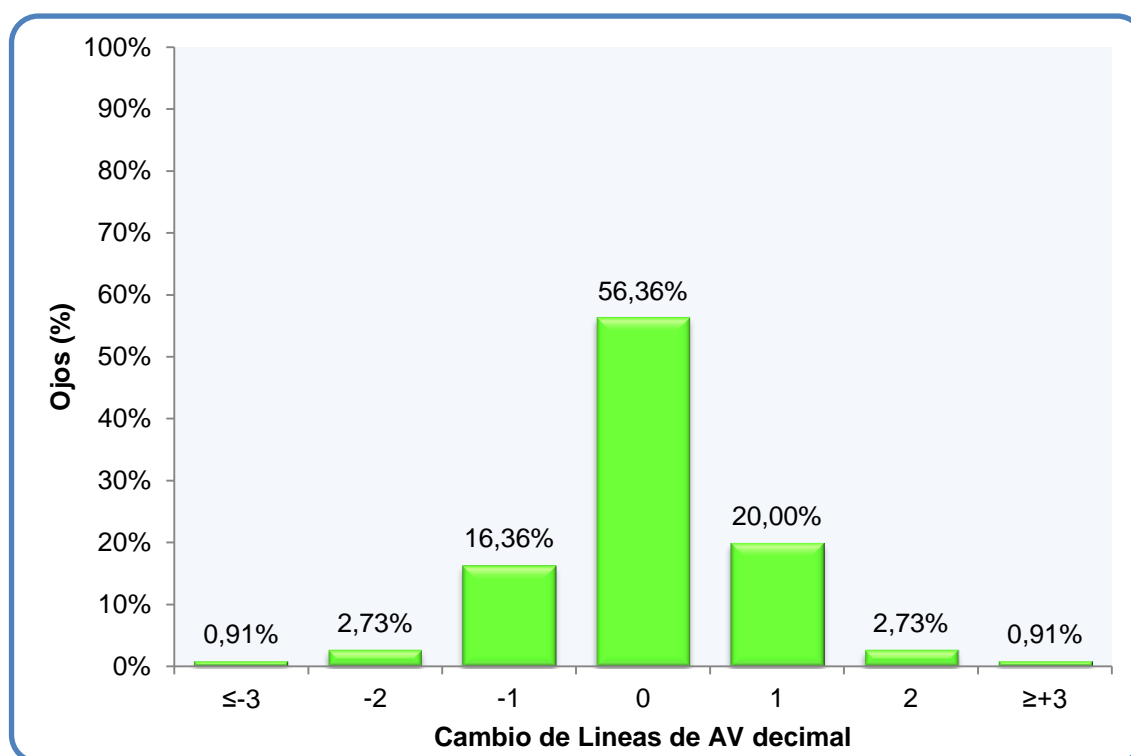


Figura 4.53: Gráfico de barras de ganancia/pérdida de líneas de agudeza visual decimal con la mejor corrección en las ablaciones AMAsf

La tabla 32 muestra la refracción pre- y postoperatoria. El equivalente esférico (EE) postoperatorio, la esfera residual, el cilindro residual y el componente J_0 del cilindro residual son estadísticamente menores después de la cirugía.

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AMAsf

Tabla 32: Comparación de los datos refractivos en plano corneal de las ablaciones AMAsf

	PREOPERATORIO	POSTOPERATORIO	Valor-p
EE (D)	-5,41±1,44 [-10,20; -1,70]	0,13±0,46 [-1,23; 2,31]	<0,001†
Esfera (D)	-4,70±1,51 [-8,12; -0,50]	0,27±0,54 [-0,50; 2,58]	<0,001†
Cilindro (D)	-1,44±0,58 [-3,52; -0,82]	-0,28±0,45 [-1,78; 0,00]	<0,001†
J₀	0,35±0,52 [-1,43; 1,63]	0,02±0,20 [-0,89; 0,73]	<0,001†
J₄₅	0,03±0,46 [-1,39; 1,73]	0,01±0,16 [-0,73; 0,72]	0,806

EE=Equivalente esférico; D=Dioptías
 Datos expresados como media ± SD [Mínimo; Máximo]
 Prueba de rangos de Wilcoxon
 *p<0,050
 †<0,001

El 98,71% de los ojos presentan un EE residual de ±1,00D y el 81,21% se encuentra dentro del rango de ±0,50D (figura 4.54).

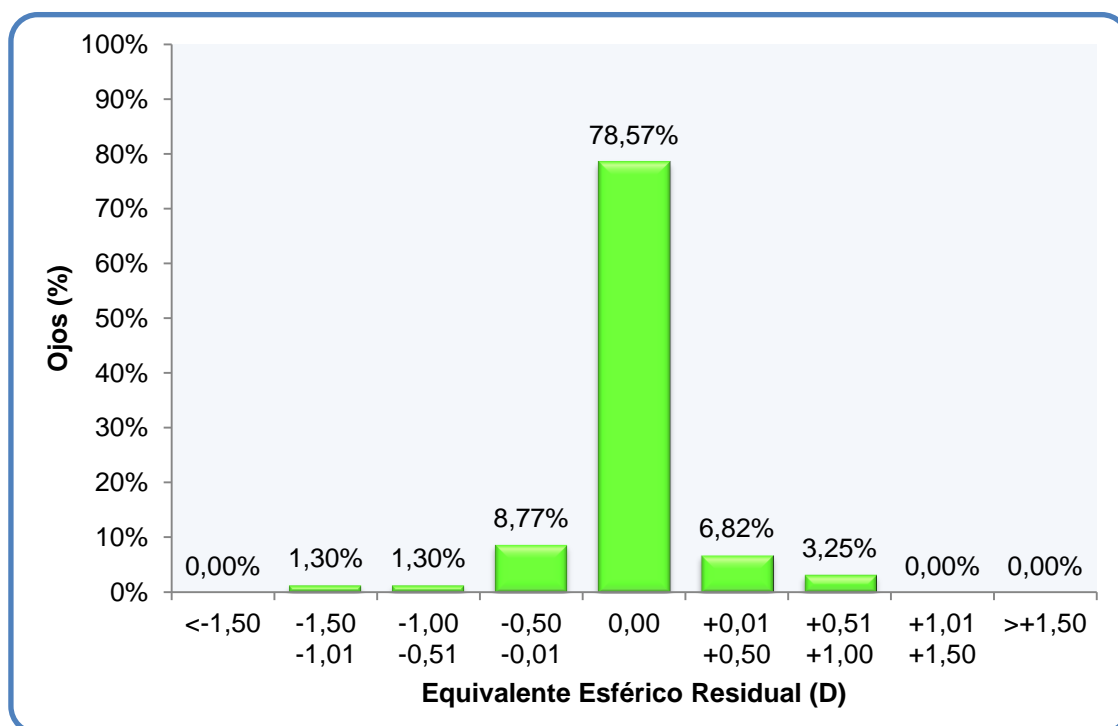


Figura 4.54: Gráfico de barras del equivalente esférico postoperatorio en las ablaciones AMAsf.

El 89% de los ojos presenta un cilindro residual inferior o igual a 1,00D y el 75%, se encuentra por debajo de 0,50D, siendo el índice de éxito (IE) 0,21±0,37 (figura 4.55).

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AMAsf

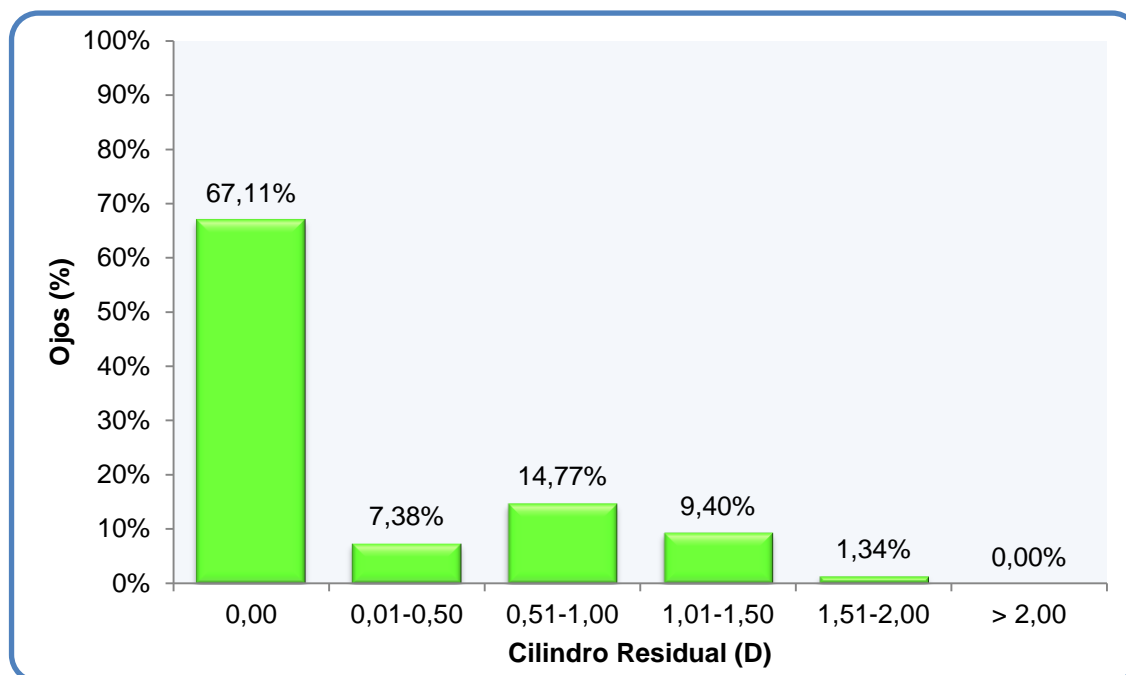


Figura 4.55: Gráfico de barras del cilindro residual postoperatorio en las ablaciones AMAsf.

El 10,74% de los ojos (n=16) del grupo de ablación AMAsf ha necesitado un retoque láser.

Los índices de corrección (IC) para esfera, cilindro, componente J_0 y componente J_{45} son $1,00 \pm 0,16$; $1,07 \pm 0,35$; $1,03 \pm 0,56$ y $1,15 \pm 0,82$ respectivamente, mostrando una ligera tendencia hipercorrección del cilindro. La figura 4.56 muestra la relación entre el cilindro intentado y el inducido quirúrgicamente. En los astigmatismos inferiores a 2D (TIA entre 1D y 2D) hay una gran variabilidad en la corrección, mientras que en los cilindros superiores se aprecia una clara tendencia a la hipercorrección. Si analizamos el componente J_0 , vemos que los astigmatismos inversos (TIA con valor negativo) tienden a la hipercorrección, frente a los astigmatismos directos (TIA con valor positivo), en los que existe una mayor dispersión.

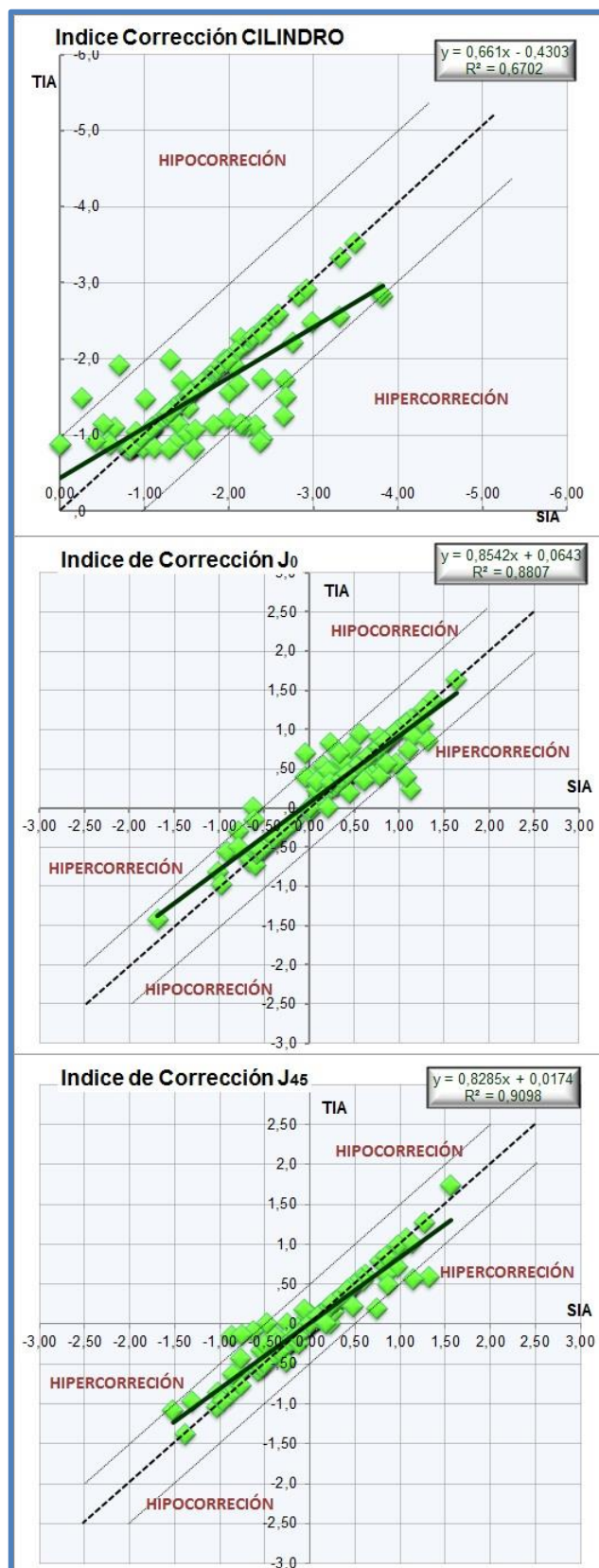


Figura 4.56: Gráfico de dispersión de puntos del índice de corrección del cilindro (arriba), de J_0 (centro), y de J_{45} (abajo) en las ablaciones AM. En el eje X encontramos el cilindro inducido quirúrgicamente y en el eje Y encontramos el cilindro intentado. La línea negra es la línea de tendencia de los datos. La línea negra de puntos es la línea de referencia con tendencia ideal de $r^2=1$. Las líneas grises son líneas de referencia ($r^2=1$) con error de 1D.

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AMAsf

La tabla 33 muestra la relación entre el AI y los resultados de la cirugía.

Tabla 33: Correlación de los resultados de cirugía con el AI en el grupo de ablación AMAsf

		DP	DE	mAI	J ₀ AI	J ₄₅ AI	%AI
CambioAV	r	0,043	-0,187*	0,105	0,092	-0,003	-0,170*
	Valor-p	0,605	0,023	0,203	0,267	0,973	0,039
Seguridad	r	0,051	-0,179*	0,115	0,110	-0,004	-0,163*
	Valor-p	0,533	0,029	0,163	0,183	0,964	0,046
Eficacia	r	0,085	-0,139	0,098	0,056	0,032	-0,138
	Valor-p	0,301	0,092	0,234	0,500	0,702	0,094
EEpost	r	-0,039	-0,075	0,161*	0,184*	-0,133	-0,053
	Valor-p	0,634	0,362	0,049	0,025	0,107	0,824
Cilpost	r	0,027	0,063	-0,029	-0,066	-0,012	-0,021
	Valor-p	0,741	0,442	0,723	0,423	0,889	0,795
J₀post	r	0,035	0,011	-0,152	-0,171*	0,019	0,007
	Valor-p	0,672	0,895	0,065	0,037	0,817	0,937
J₄₅post	r	-0,093	-0,091	0,055	0,113	-0,027	-0,038
	Valor-p	0,261	0,271	0,505	0,168	0,739	0,644
IE	r	-0,074	-0,033	0,091	0,116	-0,026	0,028
	Valor-p	0,372	0,692	0,272	0,157	0,753	0,730
IC esf	r	-0,139	-0,144	0,167*	0,151	-0,117	-0,193*
	Valor-p	0,091	0,079	0,041	0,065	0,156	0,019
IC cil	r	-0,038	0,137	0,022	0,060	-0,083	0,090
	Valor-p	0,647	0,096	0,788	0,466	0,312	0,277
IC J₀	r	0,031	-0,036	0,143	0,173*	-0,103	-0,066
	Valor-p	0,705	0,664	0,082	0,034	0,213	0,424
IC J₄₅	r	0,033	0,021	-0,119	-0,053	0,026	0,044
	Valor-p	0,690	0,800	0,148	0,518	0,752	0,595

DP=Diferencia de potencia entre el AT y el ACA; DE=Diferencia de eje entre el AT y el ACA; mAI=Magnitud del astigmatismo interno; J₀AI=Componente J₀ del astigmatismo interno; J₄₅AI=Componente J₄₅ del astigmatismo interno; %AI=Porcentaje de contribución del astigmatismo interno en el astigmatismo total; CambioAV=Ganancia/Perdida de líneas de la agudeza visual corregida después de la intervención; EE post=Equivalente esférico residual postoperatorio; Cil post=Cilindro residual postoperatorio; J_c post=Componente J₀ del cilindro residual postoperatorio; J₄₅ post=Componente J₄₅ del cilindro residual postoperatorio; IE=Índice de éxito de la corrección astigmática; IC esf=Índice de corrección de la esfera; IC cil=Índice de corrección del cilindro; IC J₀=Índice de corrección del componente astigmático J₀; IC J₄₅=Índice de corrección del componente astigmático J₄₅.

Coefficiente de correlación Rho de Spearman

*p<0,050

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AMAsf

En la tabla 31 observamos varias correlaciones débiles, pero significativas, entre el AI y los resultados de la cirugía:

- A mayor diferencia de eje (DE) entre el AT y el ACA y/o mayor contribución del AI en el AT (%AI), la ganancia/pérdida de líneas de agudeza visual postoperatoria se reduce y empeora el índice de seguridad de la cirugía.
- El %AI también reduce sutilmente el índice de corrección de la esfera.
- A mayor AI, mayor equivalente esférico residual.
- Cuanto más inverso es el AI (valores de J_0 más negativos), más directo es el astigmatismo residual (valores de J_0 más positivos) (figura 4.57).

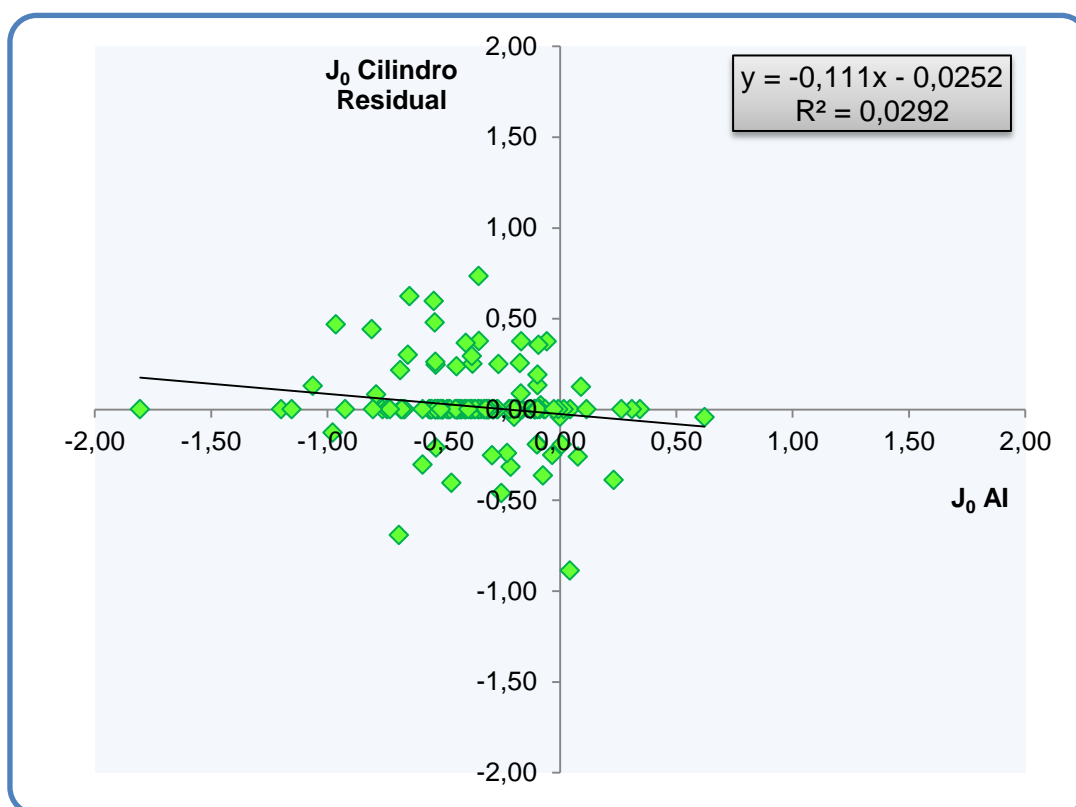


Figura 4.57: Gráfico de dispersión de puntos que muestra la relación entre el astigmatismo interno y el cilindro residual postoperatorio en las ablaciones AMAsf.

a. Resultados del grupo de ablación AMAsf en función del AI

En este apartado mostramos los resultados de la cirugía de las ablaciones AMAsf en función de los grupos de AI: AI bajo (AI_B), AI medio (AI_M) y AI alto (AI_A).

El 77,14% de los ojos con AI_B, el 79,52% con AI_M y el 87,17% con AI_A han mantenido o mejorado su agudeza visual preoperatoria (figura 4.58).

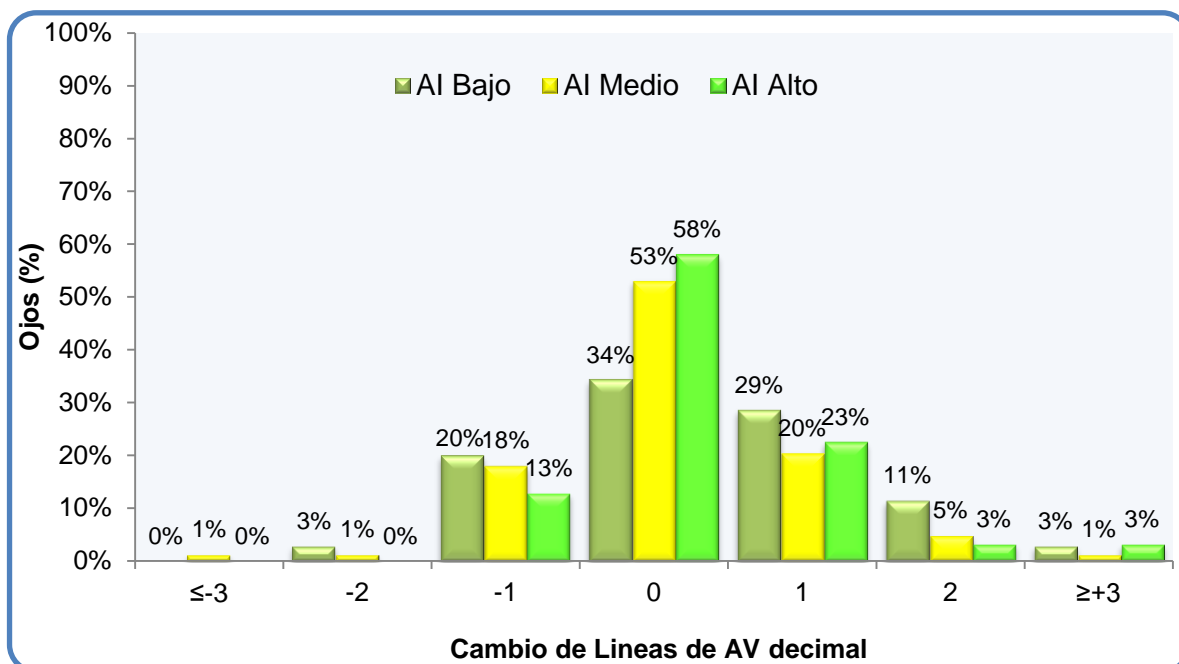


Figura 4.58: Gráfico de barras de ganancia/pérdida de líneas de agudeza visual decimal con la mejor corrección en las ablaciones AMAsf en función de los grupos de AI.

El 82,86% de los ojos con AI_B, el 95,18% con AI_M y el 96,77% con AI_A presentan un EE residual de ±1,00D, mientras que en el 68,57%, el 85,54% y el 83,87% es de ±0,50D (figura 4.59). No hay diferencias estadísticamente significativas entre los grupos (Prueba Chi-Cuadrado, p>0,050).

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AMAsf

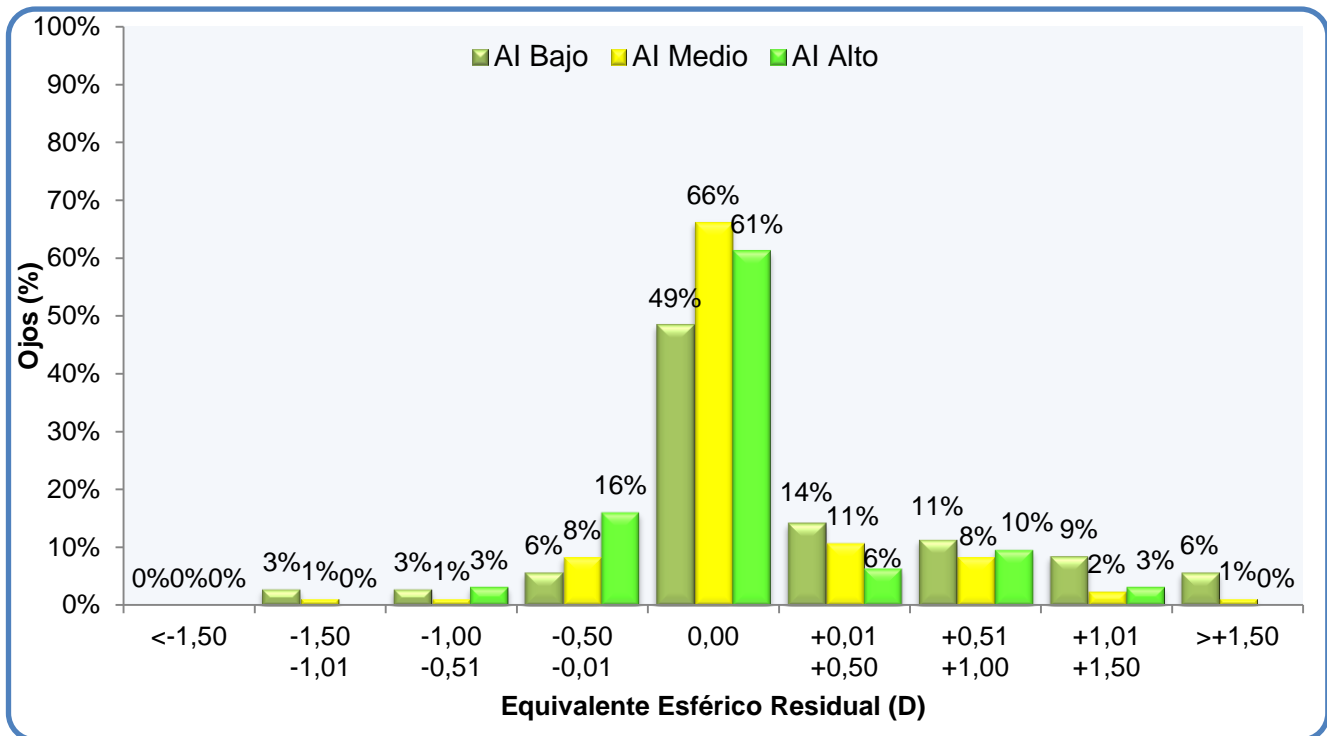


Figura 4.59: Gráfico de barras del EE residual en las ablaciones AMAsf en función de los grupos de AI

El 91,43%, el 90,36% y el 83,87% de los ojos, respectivamente, presentan un cilindro residual de inferior o igual 1,00D, frente al 60,00%, el 81,93% y el 70,97% de los ojos, respectivamente, con 0,50D o menos (figura 4.60).

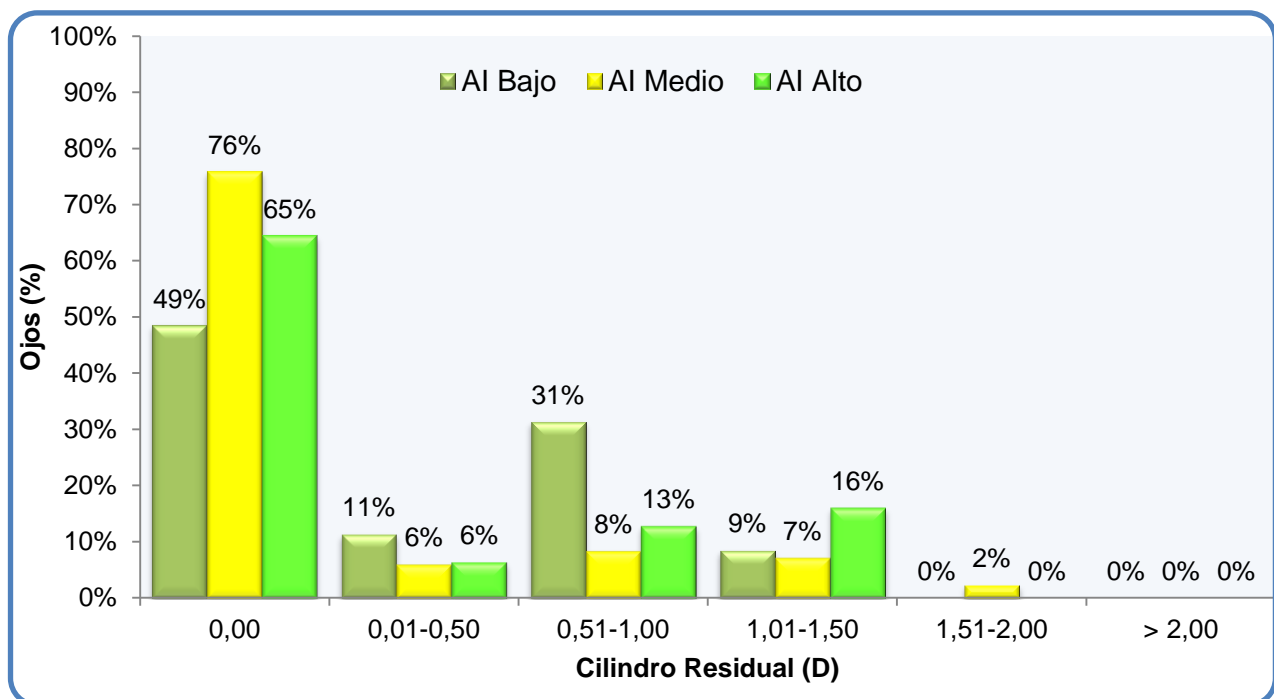


Figura 4.60: Gráfico de barras del cilindro residual postoperatorio en el grupo de ablación AMAsf en función de grupos de AI.

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AMAsf

La tabla 34 compara los resultados de la cirugía en función de los grupos de AI en los ojos tratados con la ablación AMAsf.

Tabla 34: Resultados quirúrgicos de la ablación AMAsf en función del grado de AI

		AI Bajo n=35	AI Medio n=83	AI Alto n=31	Valor-p
Predictibilidad (Refracción residual)	EE (D)	0,28±0,65	0,10±0,38	0,08±0,39	0,149
	CIL (D)	-0,06±0,42	-0,22±0,44	-0,32±0,51	0,047*
	J ₀	-0,03±0,18	0,02±0,19	0,06±0,24	0,104
	J ₄₅	0,03±0,18	0,02±0,16	0,06±0,24	0,504
Nº Reintervenciones		5 (14,29%)	7 (8,43%)	4 (12,90%)	
ÍNDICES DE CIRUGIA	Cambio AV	0,03±0,11	0,01±0,10	0,03±0,11	0,472
	Seguridad	1,05±0,14	1,04±0,29	1,03±0,11	0,455
	Eficacia	0,97±0,20	0,98±0,20	0,97±0,13	0,690
	IE	0,12±0,36	0,17±0,37	0,21±0,40	0,025*
	IC Esf	0,97±0,27	1,01±0,10	1,01±0,13	0,460
	IC Cil	1,05±0,42	1,07±0,31	1,09±0,38	0,852
	IC J ₀	1,02±0,46	1,05±0,53	1,01±0,74	0,265
IC J ₄₅	1,17±1,07	1,13±0,82	1,18±0,45	0,217	

EE=Equivalente esférico postoperatorio; Cil=Cilindro residual postoperatorio; M=Componente equivalente al EE en notación vectorial; J₀=Componente J₀ del cilindro residual postoperatorio; J₄₅=Componente J₄₅ del cilindro residual postoperatorio; CambioAV=Ganancia/Perdida de líneas de la agudeza visual corregida después de la intervención; IE=Índice de éxito de la corrección astigmática; IC esf=Índice de corrección de la esfera; IC cil=Índice de corrección del cilindro; IC J₀=Índice de corrección del componente astigmático J₀; IC J₄₅=Índice de corrección del componente astigmático J₄₅.

Datos expresados como media ± SD

Prueba Kruskal-Wallis

*p<0,050

El grupo de AI Alto presenta un cilindro residual mayor y un índice de éxito peor que el grupo AI Bajo (Prueba U de Mann-Whitney, p=0,013 y p=0,007). No encontramos diferencias significativas entre los otros 2 grupos (Prueba U de Mann-Whitney p>0,050).

La figura 4.61 muestra la relación entre el cilindro intentado y el inducido quirúrgicamente en las ablaciones AMAsf en función de los grupos de AI. Los 3 grupos tienden a la hipercorrección astigmática. Si nos fijamos en el componente J₀, los astigmatismos directos inferiores a +1,0 (TIA con valores entre 0 y +1) tienden a la hipocorrección astigmática en los 3 grupos, especialmente en el grupo de AI_A. En cambio, los astigmatismos inversos (componente J₀ del TIA con valor negativo) tienden a la hipercorrección.

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AMAsf

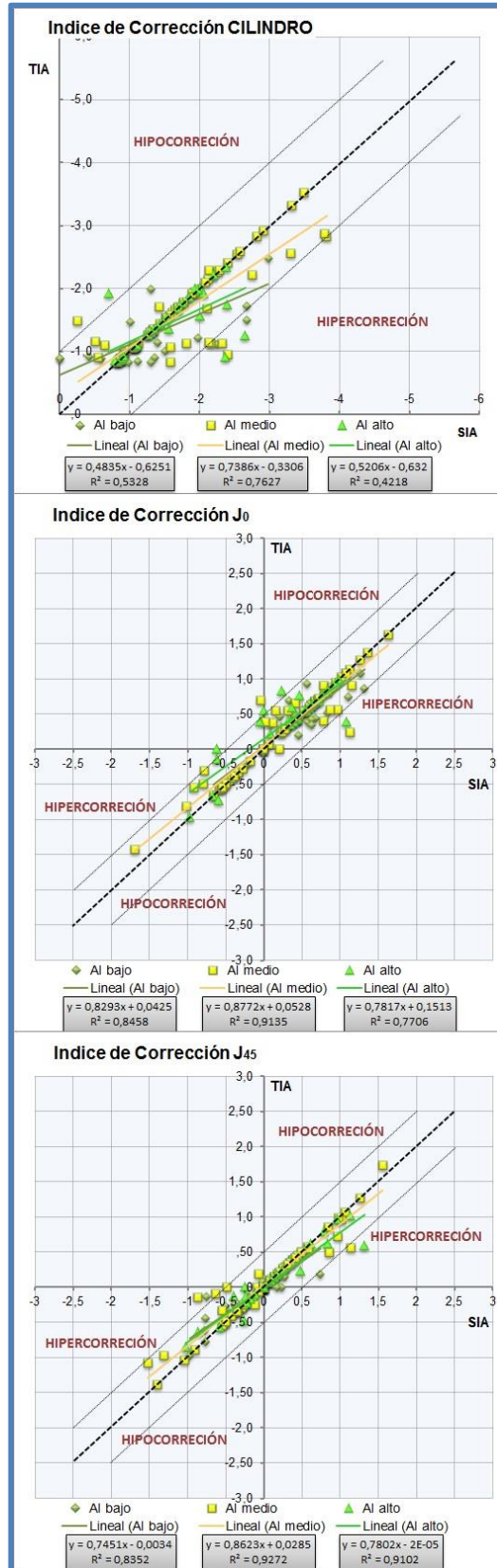


Figura 4.61: Gráfico de dispersión de puntos del índice de corrección del cilindro (arriba), de J₀ (centro), y de J₄₅ (abajo) en las ablaciones AMAsf en función de los 3 grupos de AI. En el eje X encontramos el cilindro inducido quirúrgicamente y en el eje Y encontramos el cilindro intentado. Las líneas de colores son las líneas de tendencia de los grupos. La línea negra de puntos es la línea de referencia con tendencia ideal de r²=1. Las líneas grises son líneas de referencia (r²=1) con error de 1D.

b. Resultados del grupo de ablación AMAsf en función de las diferencias entre AT y ACA.

En este apartado mostramos los resultados de la cirugía de las ablaciones AMAsf en función de las diferencias de magnitud que existen entre el AT y el ACA (AT>ACA=Mayor AT o ACA>AT=Mayor ACA).

El 82,22% de los ojos con mayor magnitud de AT y el 79,81% con mayor ACA mantienen o mejoran su agudeza visual máxima después de la intervención (figura 4.62). Solo el 2,22% y el 1,92%, respectivamente, pierde más de una línea de AV.

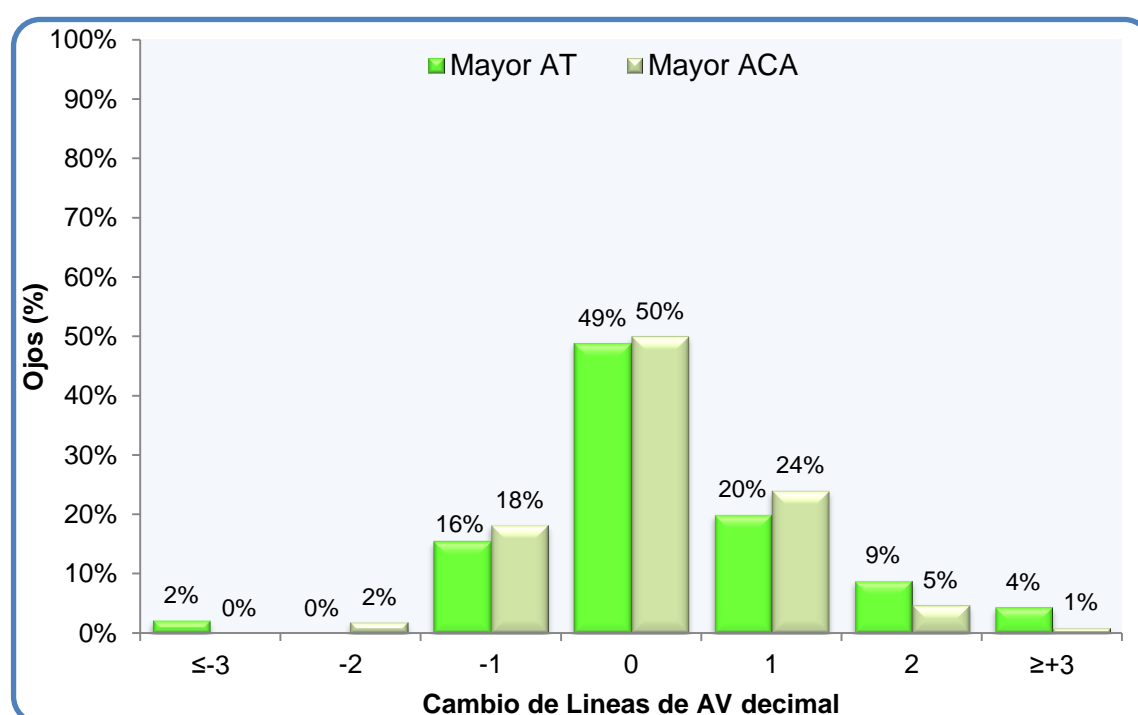


Figura 4.62: Gráfico de barras de ganancia/pérdida de líneas de agudeza visual decimal con la mejor corrección en las ablaciones AMAsf en función de las diferencias de magnitud entre AT y ACA

El 91,11% de los ojos con mayor magnitud de AT y el 93,27% con mayor magnitud de ACA presentan un EE residual de $\pm 1,00D$. En el 73,33% y el 84,62%, respectivamente, ha sido de $\pm 0,50D$ (figura 4.63).

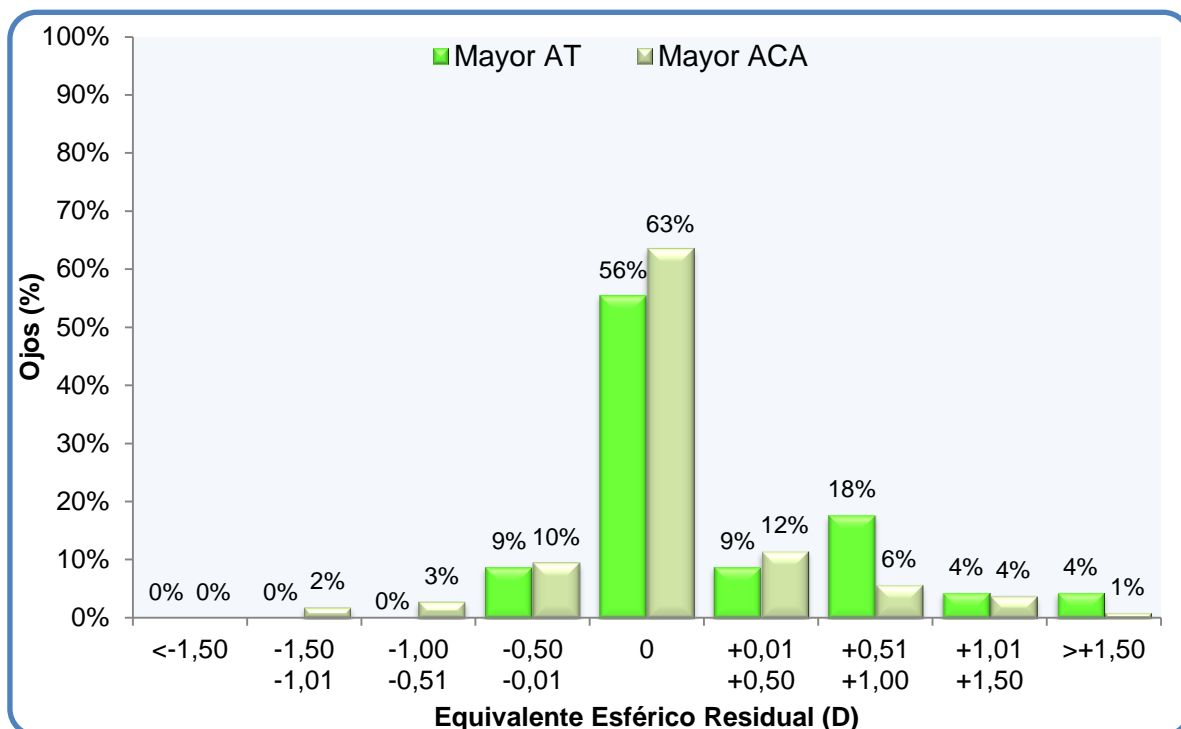


Figura 4.63: Gráfico de barras del equivalente esférico postoperatorio en las ablaciones AMAsf en función de las diferencias de magnitud entre AT y ACA

El 62,22% y el 79,81% de los ojos, respectivamente, presentan un cilindro residual de $\pm 0,50D$ (figura 4.64). Solo el 4,44% del grupo de mayor AT presenta un cilindro residual superior a 1,50D.

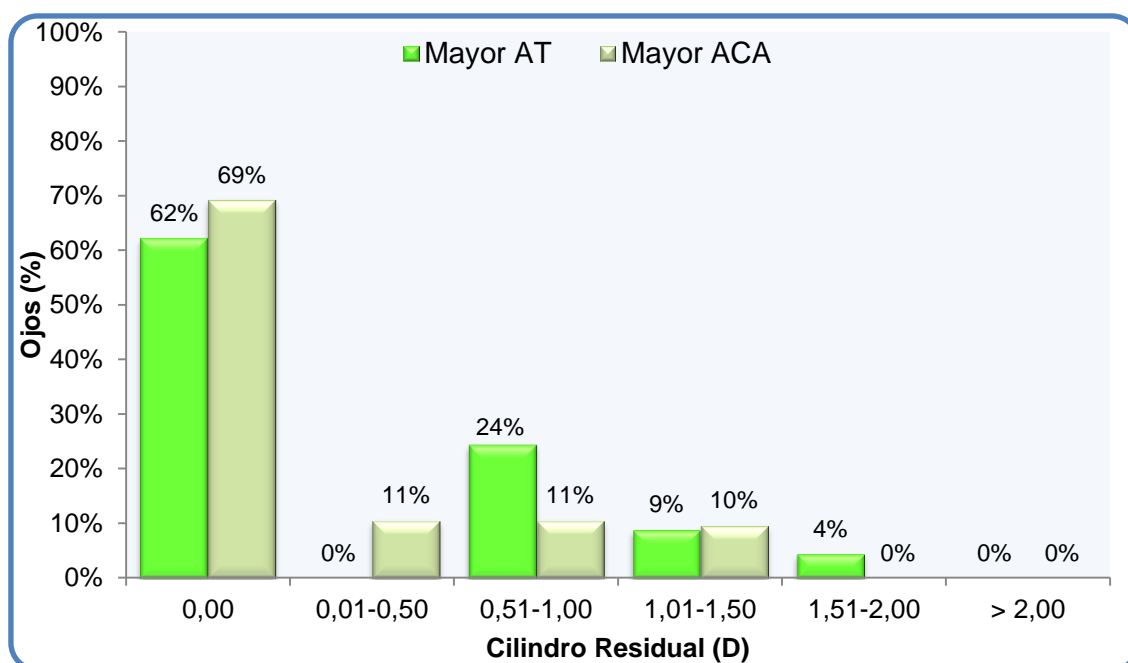


Figura 4.64: Gráfico de barras del cilindro residual postoperatorio en el grupo de ablación AMAsf en función de las diferencias de magnitud entre AT y ACA

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AMAsf

La tabla 35 compara los resultados de la cirugía de la ablación AMAsf en los 2 grupos establecidos en este apartado. No hay diferencias significativas entre los grupos establecidos en este apartado, salvo en el valor del equivalente esférico (EE) residual.

Tabla 35: Comparación de los resultados de la ablación AMAsf en función del astigmatismo total y el corneal.

		Mayor AT n=45	Mayor ACA n=104	Valor-p
Predictibilidad (Refracción residual)	EE (D)	0,27±0,50	0,08±0,44	0,037*
	Cil (D)	-0,33±0,48	-0,25±0,43	0,256
	J₀	0,02±0,23	0,01±0,18	0,705
	J₄₅	0,04±0,15	0,00±0,17	0,196
Nº Reintervenciones		5 (11,11%)	11 (10,58%)	
ÍNDICES DE CIRUGIA	Cambio AV	0,04±0,14	0,01±0,09	0,492
	Seguridad	1,10±0,39	1,02±0,09	0,311
	Eficacia	1,02±0,26	0,96±0,14	0,408
	IE	0,24±0,40	0,21±0,36	0,661
	IC Esf	0,98±0,23	1,00±0,12	0,678
	IC Cil	1,09±0,38	1,06±0,34	0,283
	IC J₀	1,09±0,74	1,01±0,47	0,220
	IC J₄₅	1,12±0,83	1,16±0,82	0,661

EE=Equivalente esférico postoperatorio; Cil=Cilindro residual postoperatorio; M=Componente equivalente al EE en notación vectorial; J₀=Componente J₀ del cilindro residual postoperatorio; J₄₅=Componente J₄₅ del cilindro residual postoperatorio; CambioAV=Ganancia/Perdida de líneas de la agudeza visual corregida después de la intervención; IE=Índice de éxito de la corrección astigmática; IC esf=Índice de corrección de la esfera; IC cil=Índice de corrección del cilindro; IC J₀=Índice de corrección del componente astigmático J₀; IC J₄₅=Índice de corrección del componente astigmático J₄₅.

EE=Equivalente esférico

Datos expresados como media ± SD

Prueba U de Mann-Whitney

*p<0,050

- Diferencias de potencia y eje entre el AT y el ACA

Las diferencias de potencia (DP) entre el AT y el ACA son mayores en el grupo con mayor AT (0,85±0,35D) que en el grupo con mayor ACA (0,43±0,39D), según la prueba U de Mann-Whitney (p<0,001).

La tabla 36 compara los resultados de la cirugía de la tabla anterior teniendo en cuenta si las DP son mayores o menores a la diferencia media (0,64D). Encontramos un peor índice de éxito y una alta hipercorrección cilíndrica solo en el grupo con mayor AT y diferencias inferiores a la media. No hay diferencias estadísticamente significativas en el número de reintervenciones de ningún grupo (Prueba Chi-Cuadrado, p>0,050).

Tabla 36: Comparación de los resultados de la ablación AMAsf en función de las diferencias de potencia entre el AT y el ACA

		Mayor AT		Valor-p	Mayor ACA		Valor-p
		DP <media n=11	DP >media n=34		DP <media n=150	DP >media n=41	
Predictibilidad (Refracción residual)	EE (D)	0,53±0,67	0,19±0,40	0,164	0,11±0,45	-0,02±0,39	0,406
	Cil (D)	-0,51±0,60	-0,28±0,43	0,173	-0,23±0,39	-0,31±0,55	0,906
	J ₀	-0,07±0,38	0,05±0,15	0,184	0,02±0,17	-0,01±0,23	0,678
	J ₄₅	0,04±0,09	0,04±0,17	0,786	-0,00±0,12	-0,01±0,19	0,859
Nº Reintervenciones		3(27,27%)	2(5,88%)		7(4,66%)	4(9,76%)	
ÍNDICES DE CIRUGIA	CambioAV	0,07±0,10	0,03±0,15	0,092	0,01±0,09	0,03±0,07	0,271
	Seguridad	1,11±0,16	1,09±0,44	0,124	1,02±0,10	1,03±0,07	0,315
	Eficacia	1,01±0,23	1,02±0,27	0,886	0,96±0,14	0,96±0,12	0,871
	IE	0,50±0,59	0,15±0,28	0,045*	0,19±0,32	0,27±0,49	0,918
	IC Esf	1,05±0,09	0,96±0,27	0,353	1,01±0,10	0,97±0,15	0,122
	IC Cil	1,39±0,49	0,99±0,28	0,005*	1,04±0,28	1,14±0,49	0,848
	IC J ₀	1,50±1,20	0,95±0,46	0,048*	1,00±0,48	1,04±0,47	0,890
IC J ₄₅	0,92±0,45	1,19±0,92	0,476	1,13±0,70	1,30±0,16	0,841	

EE=Equivalente esférico postoperatorio; Cil=Cilindro residual postoperatorio; M=Componente equivalente al EE en notación vectorial; J₀=Componente J₀ del cilindro residual postoperatorio; J₄₅=Componente J₄₅ del cilindro residual postoperatorio; CambioAV=Ganancia/Perdida de líneas de la agudeza visual corregida después de la intervención; IE=Índice de éxito de la corrección astigmática; IC esf=Índice de corrección de la esfera; IC cil=Índice de corrección del cilindro; IC J₀=Índice de corrección del componente astigmático J₀; IC J₄₅=Índice de corrección del componente astigmático J₄₅.

Datos expresados como media ± SD

Prueba U de Mann-Whitney

*p<0,050

Las diferencias de eje (DE) entre el AT y el ACA son significativamente mayores en el grupo de mayor AT (19,78±19,86°) que en el grupo de mayor ACA (8,05±8,25°), según la prueba U de Mann-Whitney (p<0,001).

La tabla 37 compara de nuevo los resultados de la cirugía de la tabla 35 teniendo en cuenta si las DE son mayores o menores a la diferencia media (13°). Los ojos con mayores DE presentan un peor índice de seguridad y tienden a la hipercorrección astigmática (aunque esta hipercorrección solo es estadísticamente significativa en el grupo con mayor ACA).

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AMAsf

Tabla 37: Comparación de los resultados de la ablación AMAsf en función de las diferencias de eje entre el AT y el ACA

		Mayor AT			Mayor ACA		
		DE <media n=24	DE >media n=21	Valor-p	DE <media n=83	DE >media n=21	Valor-p
Predictibilidad (Refracción residual)	EE (D)	0,25±0,50	0,30±0,51	0,764	0,09±0,46	0,03±0,35	0,327
	Cil (D)	-0,35±0,47	-0,32±0,51	0,734	-0,25±0,43	-0,24±0,45	0,816
	J ₀	0,07±0,19	-0,03±0,27	0,312	0,01±0,20	0,03±0,13	0,312
	J ₄₅	0,08±0,17	-0,01±0,12	0,077	0,02±0,15	-0,05±0,21	0,237
Nº Reintervenciones		3 (12,5%)	2 (9,52%)		9 (10,84%)	2 (9,52%)	
ÍNDICES DE CIRUGIA	Cambio AV	0,08±0,18	-0,00±0,06	0,038*	0,02±0,09	-0,01±0,08	0,054
	Seguridad	1,18±0,53	1,00±0,06	0,030*	1,03±0,09	0,99±0,08	0,040*
	Eficacia	1,08±0,34	0,95±0,10	0,058	0,96±0,14	0,93±0,13	0,130
	IE	0,19±0,29	0,29±0,50	0,852	0,21±0,36	0,19±0,37	0,780
	IC Esf	0,99±0,23	0,98±0,24	0,736	1,01±0,11	0,99±0,13	0,229
	IC Cil	1,04±0,17	1,14±0,48	0,368	1,04±0,34	1,15±0,33	0,029*
	IC J₀	1,04±0,28	1,15±0,92	0,457	1,00±0,38	1,04±0,75	0,663
IC J₄₅	1,28±1,06	0,94±0,42	0,260	1,15±0,90	1,21±0,41	0,102	

EE=Equivalente esférico postoperatorio; Cil=Cilindro residual postoperatorio; M=Componente equivalente al EE en notación vectorial; J₀=Componente J₀ del cilindro residual postoperatorio; J₄₅=Componente J₄₅ del cilindro residual postoperatorio; CambioAV=Ganancia/Perdida de líneas de la agudeza visual corregida después de la intervención; IE=Índice de éxito de la corrección astigmática; IC esf=Índice de corrección de la esfera; IC cil=Índice de corrección del cilindro; IC J₀=Índice de corrección del componente astigmático J₀; IC J₄₅=Índice de corrección del componente astigmático J₄₅.

Datos expresados como media ± SD

Prueba U de Mann-Whitney

*p<0,050

La figura 4.65 muestra, en un gráfico de dispersión de puntos, la relación entre el cilindro intentado y el inducido quirúrgicamente en los 2 grupos establecidos en este apartado con ablaciones AMAsf. Los valores y las tendencias de ambos grupos son muy similares. Los pacientes con mayor AT presentan una clara tendencia a la hipercorrección cilíndrica independientemente de la magnitud del cilindro intentado y de su orientación (tanto astigmatismos directos como inversos). Los pacientes con mayor ACA presentan una gran variabilidad en la corrección de cilindros inferiores a 2D (TIA entre 1D y 2D), frente a una marcada hipercorrección en los cilindros superiores. Si nos fijamos en el componente J₀, los ojos con mayor AT presentan una clara tendencia a la hipocorrección en los astigmatismos inversos (valores de J₀ negativos) frente a una leve tendencia a la hipercorrección en los astigmatismos directos (valores de J₀ positivos). En cambio, los ojos con mayor ACA presentan una mayor variabilidad en los astigmatismos directos, es decir, los más bajos tienden a la hipocorrección mientras que los más altos que tienden a la hipercorrección astigmática.

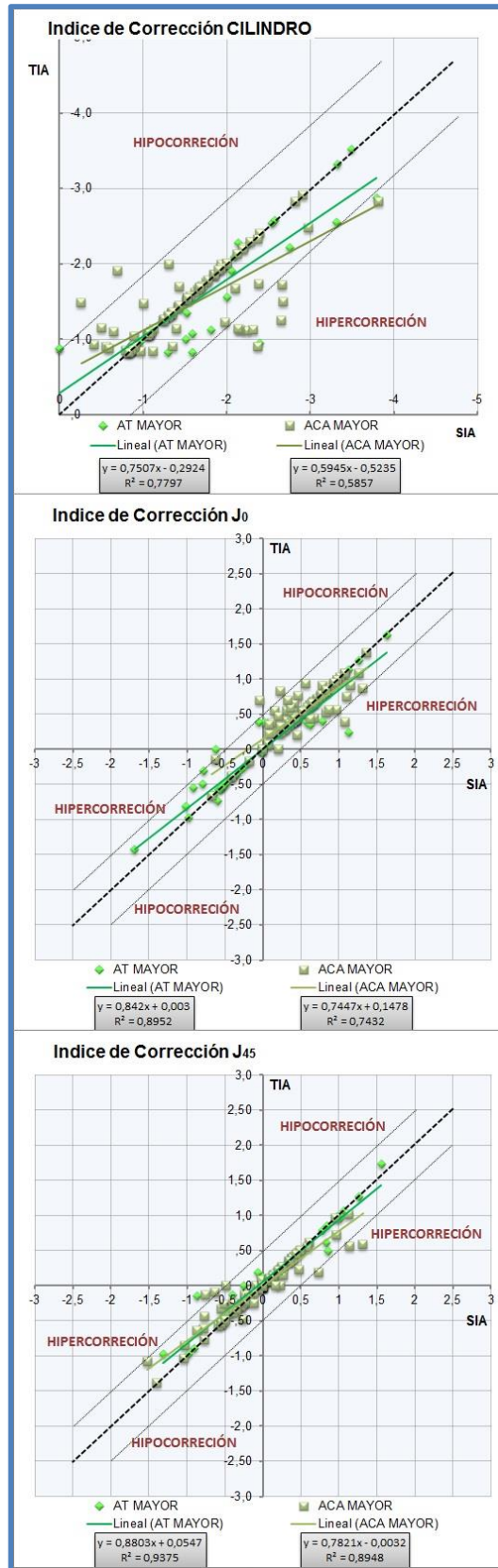


Figura 4.65: Gráfico de dispersión de puntos del índice de corrección del cilindro (arriba), de J_0 (centro), y de J_{45} (abajo) en las ablaciones AM en función de la relación entre AT y ACA. En el eje X encontramos el cilindro inducido quirúrgicamente y en el eje Y encontramos el cilindro intentado. Las líneas de colores son las líneas de tendencia de los grupos. La línea negra de puntos es la línea de referencia con tendencia ideal de $r^2=1$. Las líneas grises son líneas de referencia ($r^2=1$) con error de 1D.

c. Resultados del grupo de ablación AMAsf en función del %AI.

En este apartado mostramos los resultados quirúrgicos de las ablaciones AMAsf en función de la influencia del AI en el AT (%AI>50%=Predomina AI y %AI<50%=Predomina ACA).

El 80,00% de los ojos en los que predomina el AI y el 80,65% con predominio corneal mantienen o mejoran su agudeza visual máxima preoperatoria después de la intervención (figura 4.66). Solo el 2,42% de los pacientes con mayor contribución corneal pierde más de 1 línea de agudeza visual.

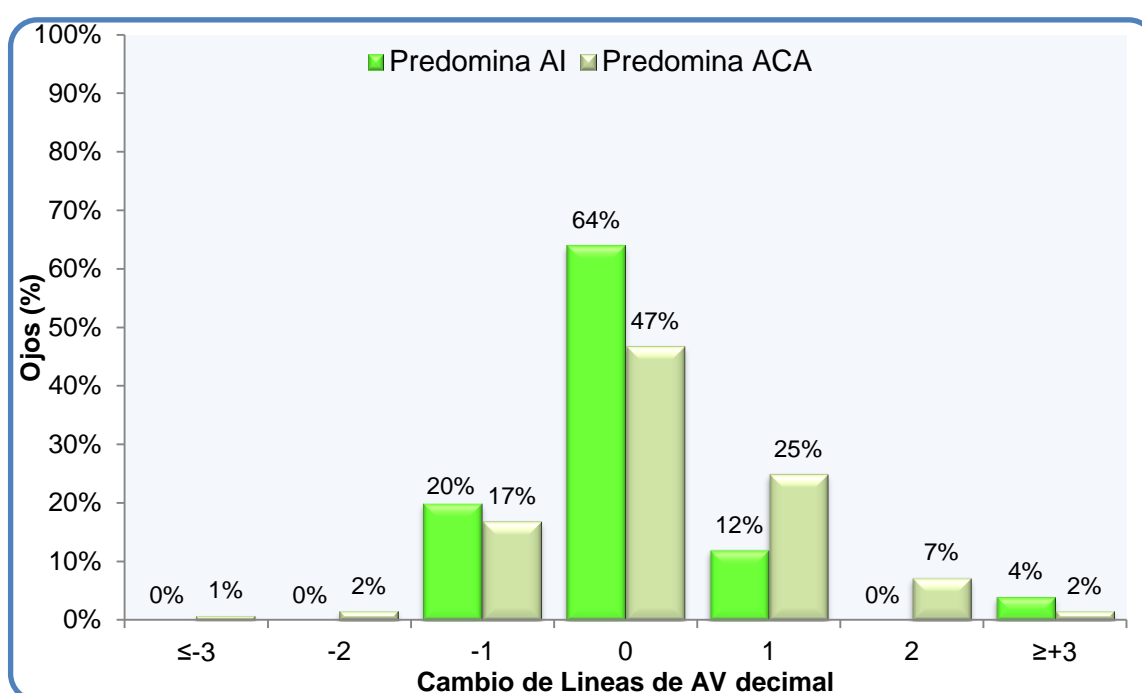


Figura 4.66: Gráfico de barras de ganancia/pérdida de líneas de agudeza visual decimal con la mejor corrección en las ablaciones AMAsf en función de la contribución interna

La figura 4.67 muestra el EE residual presentado por ambos grupos. El 88,00% de los ojos con predominio interno y el 93,55% de los ojos con predominio corneal presentan $\pm 1,00D$. El 68,00% y el 83,87% de los ojos, respectivamente, presentan $\pm 0,50D$.

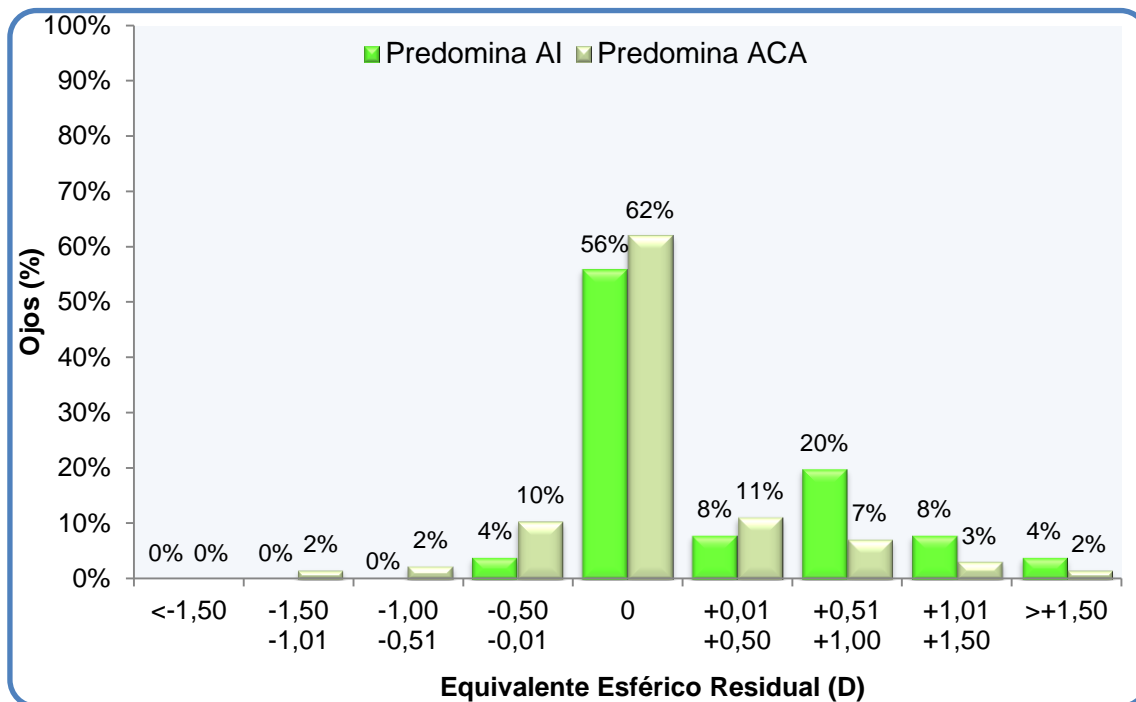


Figura 4.67: Gráfico de barras del equivalente esférico postoperatorio en el grupo de ablación AMASf en función de la contribución interna.

La figura 4.68 muestra el cilindro residual. El 60,00% de los ojos con mayor contribución interna y el 77,42% de los ojos con mayor contribución corneal presentan un cilindro residual igual o inferior a 0,50D. El 4% y el 0,81% de los ojos, respectivamente, tienen un cilindro residual superior a 1,50D.

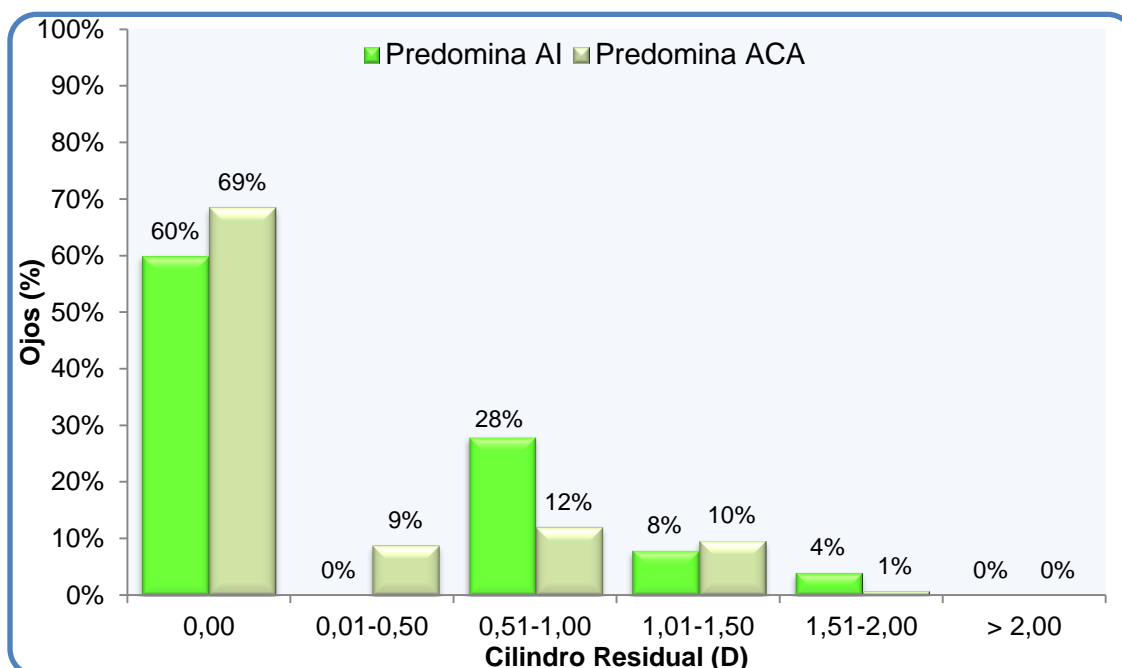


Figura 4.68: Gráfico de barras del cilindro residual postoperatorio en el grupo de ablación AMASf en función de la contribución interna.

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AMAsf

La tabla 38 compara los resultados de la cirugía en función de la contribución interna (%AI) en las ablaciones AMAsf. Solo hay diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos en el EE residual. Los pacientes con mayor contribución interna presentan mayor residual.

Tabla 38: Comparación de los resultados de la ablación AMAsf en función de la contribución del AI

		Predomina AI n=25	Predomina ACA n=124	Valor-p
Predictibilidad (refracción residual)	EE (D)	0,32±0,48	0,10±0,46	0,045
	Cil (D)	-0,36±0,50	-0,26±0,44	0,325
	J ₀	-0,01±0,25	0,02±0,19	0,418
	J ₄₅	0,02±0,13	0,01±0,17	0,791
Nº Reintervenciones		4 (16,00%)	12 (9,68%)	
ÍNDICES DE CIRUGÍA	CambioAV	0,01±0,12	0,02±0,10	0,679
	Seguridad	1,01±0,11	1,05±0,24	0,552
	Eficacia	0,95±0,12	0,98±0,20	0,794
	IS	0,30±0,49	0,20±0,35	0,335
	IC Esf	0,95±0,30	1,01±0,11	0,358
	IC Cil	1,09±0,49	1,07±0,32	0,798
	IC J₀	1,21±1,07	1,00±0,39	0,345
IC J₄₅	1,00±0,57	1,18±0,87	0,323	

EE=Equivalente esférico postoperatorio; Cil=Cilindro residual postoperatorio; M=Componente equivalente al EE en notación vectorial; J₀=Componente J₀ del cilindro residual postoperatorio; J₄₅=Componente J₄₅ del cilindro residual postoperatorio; CambioAV=Ganancia/Perdida de líneas de la agudeza visual corregida después de la intervención; IE=Índice de éxito de la corrección astigmática; IC esf=Índice de corrección de la esfera; IC cil=Índice de corrección del cilindro; IC J₀=Índice de corrección del componente astigmático J₀; IC J₄₅=Índice de corrección del componente astigmático J₄₅.

Datos expresados como media ± SD

Prueba U de Mann-Whitney.

*p<0,050

La figura 4.69 muestra un gráfico de dispersión de puntos con la relación entre el cilindro intentado y el inducido quirúrgicamente en función del %AI en las ablaciones AMAsf. Las líneas de tendencia de ambos grupos muestran una marcada hipercorrección astigmática. Además, el grupo en el que predomina el ACA muestra una mayor variabilidad en la corrección de los astigmatismos inferiores a 2D (TIA entre 1D y 2D) y los astigmatismos con su componente J₀ comprendida entre 0 y 1 (astigmatismos directos bajos).

Influencia del AI en los resultados refractivos: ABLACIONES AMAsf

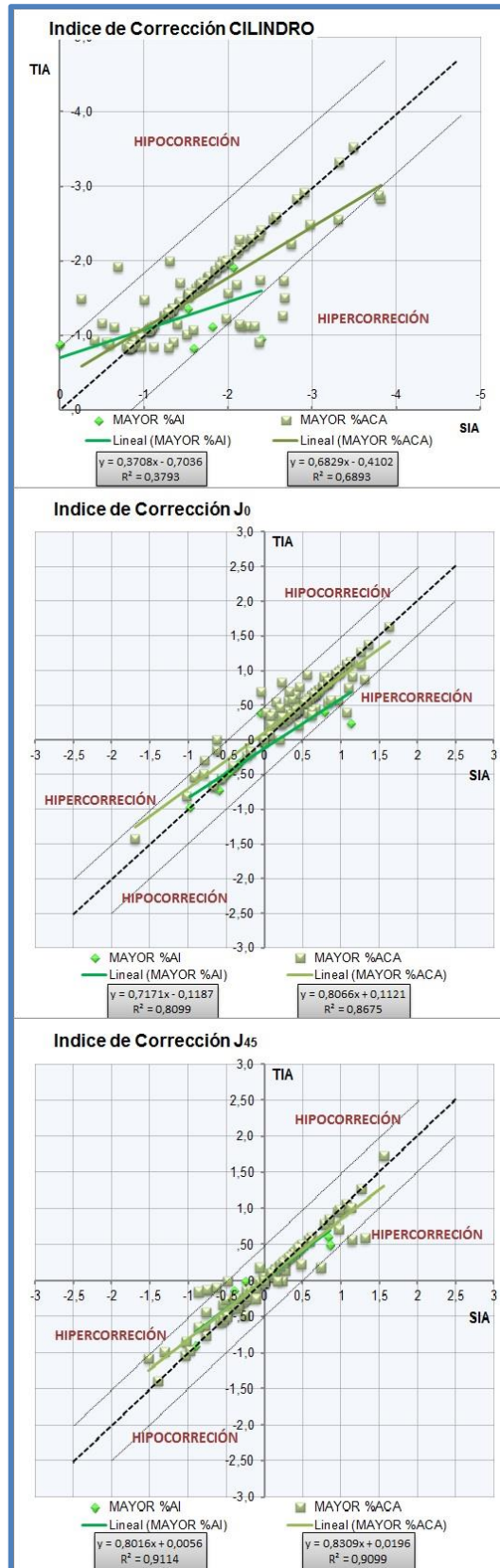


Figura 4.69: Gráfico de dispersión de puntos del índice de corrección del cilindro (arriba), de J₀ (centro), y de J₄₅ (abajo) en las ablaciones AMAsf en función de la contribución interna. En el eje X encontramos el cilindro inducido quirúrgicamente y en el eje Y encontramos el cilindro intentado. Las líneas de colores son las líneas de tendencia de los grupos. La línea negra de puntos es la línea de referencia con tendencia ideal de $r^2=1$. Las líneas grises son líneas de referencia ($r^2=1$) con error de 1D.



Discusión

Los resultados mostrados en esta tesis demuestran que el astigmatismo interno (AI) está presente en la mayoría de los pacientes que se someten a una intervención de cirugía refractiva para eliminar su graduación. En 1 de cada 3 ojos el astigmatismo refractivo ha sido superior al astigmatismo corneal. Esto implica, que los pacientes presentan con cierta frecuencia astigmatismos que se comportan fuera de la normalidad. En estos casos, el AI adquiere mayor importancia en la graduación y no compensa el valor del astigmatismo corneal. Uno de cada 5 ojos ha presentado un AI que influye más que el corneal en el astigmatismo total.

Además, esta tesis demuestra que AI empeora los resultados refractivos y visuales de los pacientes intervenidos de cirugía refractiva corneal. Aunque se aprecia una ligera tendencia a la hipercorrección astigmática, el efecto exacto que produce el AI en los resultados quirúrgicos no ha sido siempre el mismo. Por ello, creemos necesario realizar una discusión rigurosa sobre la metodología empleada y los resultados obtenidos.

1. DISCUSIÓN DE LA METODOLOGÍA EMPLEADA

La cirugía refractiva corneal mediante láser excimer ha demostrado ser un procedimiento seguro, efectivo y predecible ^{(24) (25) (29) (30) (56) (57) (58) (59) (60) (61) (62)}. Sin embargo, los resultados no siempre son los esperados, especialmente en la corrección astigmática donde encontramos una mayor variabilidad en el cilindro residual ^{(58) (59) (61) (63) (64) (65) (66) (67)}. Por cada dioptría de cilindro sin corregir, la agudeza visual del paciente se reduce un 15% de media ⁽⁶⁸⁾ y esto empeora en situaciones de baja iluminación (con menos contraste y mayor diámetro pupilar) o en los astigmatismos oblicuos, donde la agudeza visual se puede reducir hasta un 30% ⁽⁶⁹⁾. Esta disminución de la visión va a limitar la calidad de vida del paciente. Por ello, su perfecta corrección se ha convertido en el principal objetivo de muchos expertos cirujanos tanto en intervenciones de catarata, como de córnea o de cirugía refractiva.

a. Muestra

El astigmatismo es un defecto refractivo común que afecta de media al 23,86% de la población europea ⁽⁷⁰⁾ y que aumenta con la edad ^{(70) (71) (72)}. No existe consenso en el umbral de corte para la definición de astigmatismo entre los trabajos que muestran su prevalencia, el cual varía desde 0,50D hasta 1,00D ^{(70) (71) (72) (73) (74)}. En esta tesis solo se han incluido pacientes con un cilindro refractivo preoperatorio superior o igual a 1D. El motivo por el que se ha utilizado este punto de corte es porque los astigmatismos pequeños son más variables y pueden introducir ruido en los resultados (como le ha ocurrido recientemente a Alpíns ⁽⁷⁵⁾). Además, si queremos conocer la eficacia en la corrección astigmática, necesitamos un valor astigmático que corregir. En los últimos años, Frings ⁽⁷⁶⁾, Villegas ⁽⁷⁷⁾ y colaboradores han mostrado el escaso beneficio que supone corregir quirúrgicamente cantidades reducidas de astigmatismo (0,50D o menos).

La prevalencia del astigmatismo en la población valorada en este estudio ha sido superior a la media europea, ya que 1 de cada 2 pacientes intervenidos de cirugía refractiva han presentado un cilindro preoperatorio superior o igual a 1 D. Por tanto, aunque solo hemos valorado la población intervenida en un único centro (Clínica Novovision, Murcia, España), es evidente, que la prevalencia del astigmatismo en la población que se somete a una intervención quirúrgica es superior al resto. Posiblemente, pacientes con cantidades de defectos refractivos inferiores no recurren a la cirugía refractiva para compensar su graduación, ya que la calidad de vida con otro tipo de correcciones no se reduce. En cambio, pacientes con refracciones altas suelen encontrarse con limitaciones diarias debidas a sus gafas (reducción de la visión especialmente en condiciones de baja iluminación) o lentillas (molestias, sequedad o visión borrosa ocasional) que reducen su calidad de vida. Precisamente por ello, la mejoría de los resultados quirúrgicos en esta población solo será posible si se conocen sus características y sus posibles fuentes de error.

La muestra final ha consistido en 567 ojos que han cumplido todos los criterios de inclusión y exclusión del estudio. Ahí encontramos ojos derechos u ojos izquierdos de 151 pacientes y ambos ojos de 208 pacientes. Una de las características del ojo astigmático es que presenta una simetría espejada con una alta correlación con el ojo contralateral⁽⁷⁸⁾. Esto significa, que los 2 ojos de un mismo paciente suelen tener valores astigmáticos similares pero una orientación simétrica. La figura 5.01 muestra 3 ejemplos de esta simetría. Como vemos en los ejemplos, en los astigmatismos directos (o con-la-regla) encontramos ejes aparentemente opuestos aunque la diferencia real sea mínima (tan solo de 10° en el ejemplo), en los astigmatismos oblicuos encontramos ejes perpendiculares entre sí (lo que obliga al componente J_{45} del astigmatismo a presentar valores positivos en un ojo y negativos en el otro) y los astigmatismos inversos (o contra-la-regla) presentan ejes muy similares.

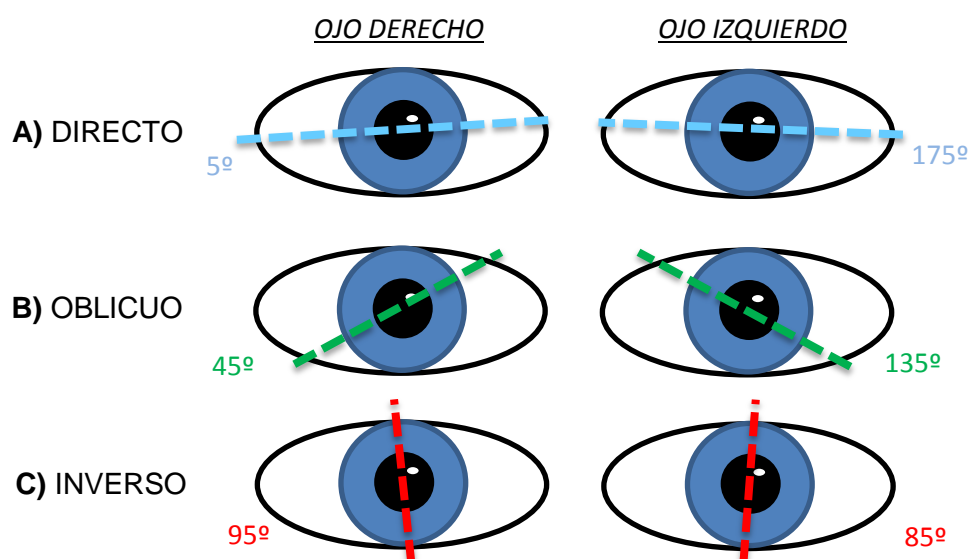


Figura 5.01: Ejemplos de 3 astigmatismos con simetría de espejo. Las líneas de puntos marcarían los ejes de los astigmatismos.

Esta misma simetría la encontramos también en el valor del astigmatismo interno (AI) con una correlación media ($r < 0,500$) estadísticamente significativa, pero inferior a la esperada. Para minimizar el error inducido por ésta peculiaridad, en el estudio epidemiológico hemos analizado en cada ojo, por separado, la relación del AI con todas las características oculares, para poder garantizar la independencia de las variables. Debido a que el análisis estadístico ha sido similar en ambos ojos, solo mostramos los resultados obtenidos en el ojo derecho. En el resto del estudio hemos optado por el análisis total de la muestra debido a varios motivos. En primer lugar, el AI no presenta una fuerte correlación entre ambos ojos por lo que, eliminar del análisis un ojo (aunque sea estadísticamente válido) limita la información y minimiza la fuerza estadística. En segundo lugar, debido al gran número de grupos y subgrupos en los que dividimos la muestra, el número de casos en los que los 2 ojos de un mismo paciente se encuentran en un mismo grupo y pueden interferir en el resultado estadístico es mínimo. En tercer y último lugar, un paciente intervenido de cirugía refractiva puede presentar una respuesta y un resultado visual diferente en cada ojo (por ejemplo, la sequedad postoperatoria siempre es más acusada en un ojo que en otro o, la graduación residual en un ojo es independiente a la que se produzca en el ojo contralateral, al igual que las aberraciones inducidas por la cirugía varían en cada ojo).

b. Valoración y cálculo del astigmatismo

Recordemos que el astigmatismo no es un valor simple, sino que tiene conjugados 2 valores: su magnitud y su orientación, lo que implica un problema a la hora de analizar tanto su valor, como los resultados de la cirugía. En muchas ocasiones, para simplificar los cálculos, los valores cilíndricos de la refracción son eliminados del análisis mediante el equivalente esférico (EE) ^{(25) (57) (60) (79)}. Zadok y colaboradores en 2003, utilizaron el EE para analizar los resultados de un láser hipermetrópico con astigmatismos de hasta 3.00D ⁽⁶⁰⁾. El problema de estudiar solamente el EE es que los cambios cilíndricos pasan desapercibidos, es decir, errores residuales de casi 2,00D de astigmatismo podrían pasar como “predicibles” con un EE dentro de $\pm 1,00D$ de error. En la mayoría de los casos, se analiza el EE y la magnitud del cilindro residual, sin tener en cuenta su orientación, a través de su media aritmética ^{(67) (80) (81) (82) (83) (84) (85)}. El problema en esta situación es que, aunque tenemos una mayor información del cambio cilíndrico, no sabemos exactamente lo que ocurre. Por ejemplo, si preoperatoriamente tenemos un cilindro de 3D y postoperatoriamente el cilindro es de 1D, existen 3 posibilidades: Primero, si ambos astigmatismos tienen el mismo eje ($-3,00 \times 180^\circ$ y $-1,00 \times 180^\circ$) se ha producido una hipocorrección del cilindro, ya que solo se han corregido 2D de las 3D necesarias. Segundo, si ambos astigmatismos tienen ejes contrarios ($-3,00 \times 180^\circ$ y $-1,00 \times 90^\circ$) se ha producido una hipercorrección de 1D en el cilindro. En esta ocasión, como la notación siempre se suele hacer en cilindro negativo vemos que se produce un cambio en la orientación del astigmatismo residual (su cilindro equivalente sería $+1,00 \times 180^\circ$). Tercero, si ambos astigmatismos tienen ejes diferentes sin ser perpendiculares entre sí ($-3,00 \times 180^\circ$ y $-1,00 \times 45^\circ$), necesitaríamos realizar un análisis vectorial para conocer qué es lo que ha pasado realmente.

La metodología adecuada para el análisis vectorial del astigmatismo se lleva discutiendo desde hace muchos años ⁽⁸⁶⁾. Los primeros trabajos que analizan los cambios entre 2 astigmatismos defienden distintos métodos basados en valores polares ^{(35) (36) (37) (38) (39) (40) (41)}. Estos métodos describen muy bien cambios en los ejes principales (a 180° o con-la-regla y a 90° o contra-la-regla) pero, en algunos casos, cambios en los ejes oblicuos pueden pasar desapercibidos (a 45° y a 135°). Siguiendo esta línea basada en el análisis vectorial clásico, Alpíns en 1993 ⁽⁴²⁾ resume y unifica las fórmulas presentadas anteriormente en el cálculo de 2 vectores que considera imprescindibles para la valoración de los cambios astigmáticos en una cirugía: el “SIA” (“Surgical Induced Astigmatism”) o astigmatismo inducido quirúrgicamente y el “TIA” (“Target

Induced Astigmatism”) o astigmatismo intentado. El método de Alpíns permite analizar los casos individualmente pero mantiene el problema de tener un vector con una magnitud y una orientación que no se pueden valorar por separado y, por tanto, no se puede realizar un análisis estadístico en un grupo de pacientes. Debido a ello, Alpíns también describe una serie de valores e índices (magnitud o ángulo de error, coeficiente de ajuste, índice de éxito,...⁽⁴²⁾) con los que poder analizar y comparar los cambios astigmáticos post-quirúrgicos en una muestra amplia evitando el problema vectorial del astigmatismo. En 1997, Thibos y cols.⁽⁴³⁾ proponen un nuevo método de valoración del astigmatismo basado en el análisis de Fourier. En esta ocasión, cualquier refracción esfero-cilíndrica es transformada en 3 coordenadas cartesianas (M , J_0 y J_{45}) independientes entre sí, con las que se puede realizar cualquier tipo de operación matemática y que, posteriormente, pueden volver a transformarse en notación esfero-cilíndrica (como en la valoración de una media vectorial). Estas coordenadas son los “Power Vectors”. Cada vez son más los autores que optan por este método para la valoración de sus resultados quirúrgicos (cambio astigmático inducido, valores medios de astigmatismo, diferencias entre 2 astigmatismos,...) demostrado su validez, así como la sencillez de su análisis estadístico^{(44) (87) (88) (89) (90) (91)}. Sin embargo, actualmente el análisis vectorial más usado es el desarrollado por Alpíns. Los índices que ha propuesto se han generalizado en la comunidad científica ya que permiten la valoración de los resultados quirúrgicos astigmáticos de un modo sencillo^{(27) (45) (53) (76) (82) (92) (93)}. En cambio, desde nuestra opinión, el método descrito por Thibos⁽⁴³⁾ permite un mayor número de operaciones matemáticas y puede ser mejor para realizar cualquier tipo de cálculo. Tal vez por ello, cada vez podemos encontrar más trabajos que mezclan ambos métodos (como en esta tesis) de modo que los índices descritos por Alpíns (que son tan útiles en la valoración de los resultados postoperatorios) se calculan a través de los power vectors^{(52) (91) (94) (95) (96) (97)}.

c. Causas de error frecuentes en la corrección astigmática

Si analizamos la corrección quirúrgica del astigmatismo en trabajos que desarrollan un buen análisis vectorial, encontramos varios factores que explicarían los posibles errores residuales en la corrección astigmática. La técnica quirúrgica parece inducir pequeños errores astigmáticos por el proceso de cicatrización: mediante la técnica PRK se induce 0,24D de astigmatismo directo de media, en contraposición a la

técnica LASIK que induce un menor astigmatismo y con un eje más aleatorio (posiblemente por la posición de la bisagra) ⁽⁵⁶⁾ ⁽⁵⁹⁾. Las irregularidades corneales o la sequedad ocular inducida por la cirugía láser ⁽⁹⁸⁾ también pueden incrementar el astigmatismo subjetivo de un paciente. La imagen 5.02 muestra las topografías, aportadas, por un trabajo japonés ⁽⁹⁹⁾, de un paciente con Síndrome de Sjögren, enfermedad que incrementa la sequedad ocular, justo después de parpadear (topografía de la izquierda) y 10 segundos más tarde (topografía de la derecha). Sin embargo, el astigmatismo inducido por estas causas no es suficiente para justificar los errores residuales.

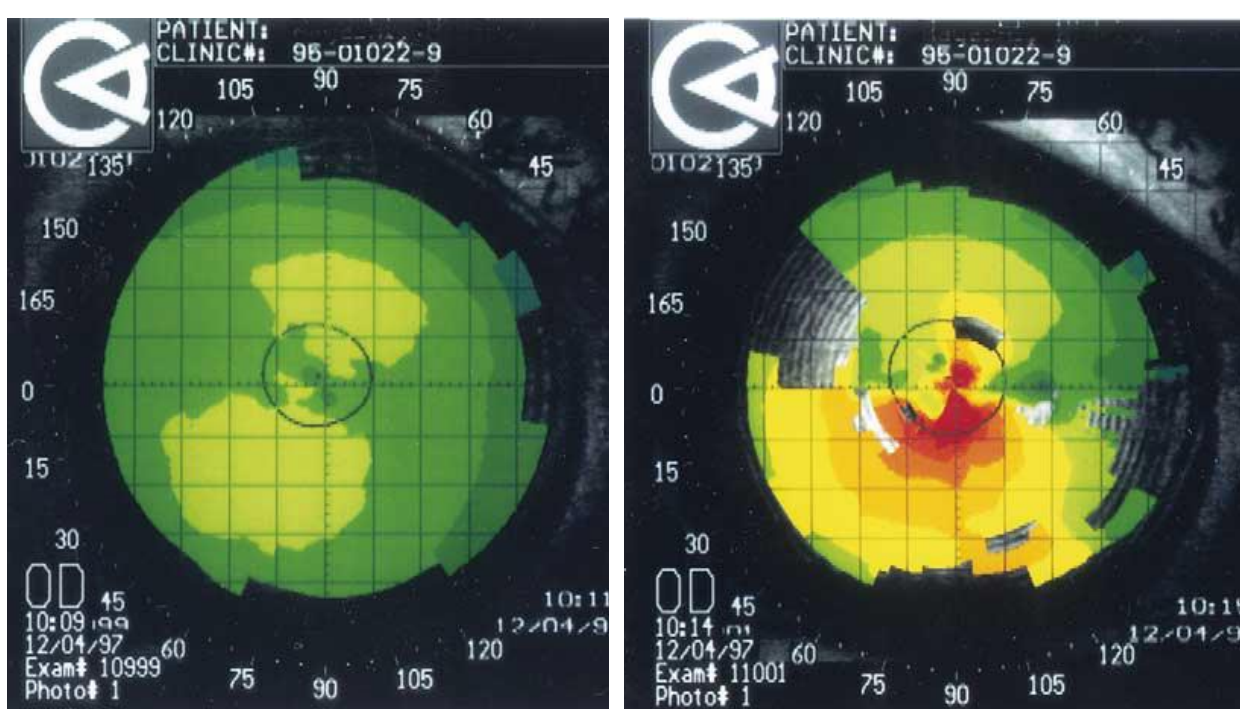


Figura 5.02: Topografías del ojo derecho de un paciente con Síndrome de Sjögren ⁽⁹⁹⁾ justo después de parpadear (imagen de la izquierda) y después de 10 segundos sin parpadear (imagen de la derecha). Al no repetir el parpadeo la superficie corneal se vuelve más irregular e incrementa el astigmatismo.

En 2001, Yang y cols. ⁽⁵⁸⁾ demostraron que las técnicas quirúrgicas son predecibles en la corrección astigmática (con un astigmatismo residual entre $\pm 1,00D$ en el 90% de los ojos), aunque los pacientes miopes sin astigmatismo presentan mejores resultados refractivos que los pacientes astigmáticos (con errores residuales de hasta 3D de cilindro). Este problema se justificó por el difícil control de los pacientes para que mantengan su atención en el punto de fijación del láser, su alineamiento o la propia posición de la cabeza. Hoy en día esta justificación no es válida, pues la llegada de los sistemas “eye tracker” permite el seguimiento de la pupila para controlar una ablación centrada en todo momento. Sin embargo, a pesar de este sistema de seguimiento, la

Discusión de la metodología empleada

ciclotorsión natural del ojo que se produce al pasar de posición vertical (similar a la posición del paciente mientras se le hacen las pruebas preoperatorias) a supino (tumbado boca arriba, similar a la posición del paciente durante la cirugía) puede inducir un error en la corrección quirúrgica por la falta de alineamiento entre el eje del astigmatismo que queremos inducir y el que inducimos realmente (TIA y SIA, respectivamente) ⁽¹⁰⁰⁾ ⁽¹⁰¹⁾. Según Swami y colaboradores ⁽¹⁰¹⁾, la ciclotorsión media es de $4,1 \pm 3,7^\circ$, siendo en un 35% de los pacientes inferior a 2° , en un 28% mayor a 6° y, llegando a más de 10° de rotación en un 8% de los casos. Recientemente, Prickett y cols. ⁽¹⁰²⁾ han demostrado que la posición de la cabeza juega un papel muy importante en el grado de ciclotorsión. Según Prickett, la ciclotorsión media después de alinear correctamente la cabeza del paciente, es de $+1,43 \pm 2,04^\circ$ en un rango de $-3,15^\circ$ a $+7,40^\circ$ (es decir, $10,55^\circ$), demostrando que la ciclotorsión real media es inferior a lo que se había pensado anteriormente. El efecto que produce esta rotación sobre el resultado final del astigmatismo supone una hipocorrección del 3,33% por cada grado de ciclotorsión ⁽¹⁰³⁾, llegando a anular la corrección cilíndrica si se llegase a los 30° de rotación. Para eliminar este error, se estableció la necesidad de marcar el eje horizontal de la córnea (a las 3h y a las 9h o a las 6h), especialmente a los astigmatismos altos ⁽¹⁰⁰⁾ ⁽¹⁰¹⁾, para compensar el grado de ciclotorsión natural con el alineamiento de la cabeza al realizar el tratamiento láser. En nuestro trabajo, todos los pacientes con cilindro preoperatorio superior a 1,50D fueron marcados en lámpara de hendidura antes de la aplicación del láser excimer. Se ha discutido cual es la mejor forma de realizar este tipo de marcas. Popp y colaboradores ⁽¹⁰⁴⁾ comparan el error rotacional y el desplazamiento vertical al marcar el eje horizontal de la córnea con 4 técnicas diferentes, siendo el marcaje en lámpara de hendidura el que induce un menor error general ($2,3^\circ$ de error rotacional medio y $0,28\text{mm}$ de desviación vertical media). Además de esta ciclotorsión estática, producida por el cambio de posición, durante los tratamientos láser existe una ciclotorsión dinámica media de 2° ⁽¹⁰⁵⁾ que también puede afectar a la corrección cilíndrica. Los nuevos sistemas de reconocimiento de iris, capaces de detectar y compensar esta ciclotorsión dinámica, permiten mejorar los resultados de la corrección astigmática consiguiendo errores residuales inferiores a 1,25D de cilindro en muestras con un astigmatismo preoperatorio alto (superior a 2D) ⁽⁹⁰⁾ ⁽⁹²⁾ ⁽¹⁰⁵⁾.

Por otra parte, la falta de concordancia entre el astigmatismo refractivo y el presente en la primera superficie corneal (causada por el astigmatismo interno, AI) podría ser otra potencial causa de error. Bragheeth y cols. ⁽⁴⁶⁾, en 2005, observaron en 122 ojos consecutivos que el porcentaje de corrección del cilindro se reducía cuando las

diferencias de eje entre el astigmatismo refractivo y el corneal aumentaban. Otros trabajos posteriores ⁽⁴⁵⁾ ⁽⁵²⁾ también sugieren que los casos en los que predomina el componente interno presentan una menor eficacia en la corrección cilíndrica. Debido a estos resultados, el interés por el AI ha aumentado en los últimos años. Recientemente se han publicado nuevos trabajos sobre la influencia del AI en la cirugía refractiva que se contradicen entre sí, en algunos casos el componente interno reduce la eficacia de la corrección astigmática ⁽⁹³⁾ ⁽⁹⁴⁾ ⁽¹⁰⁶⁾ ⁽¹⁰⁷⁾ y en otros no ⁽⁵³⁾ ⁽⁹⁶⁾ ⁽⁹⁷⁾. La falta de acuerdo entre los trabajos puede deberse a las diferencias en sus muestras (con distintos tamaños, y distintas características refractivas preoperatorias) y/o a las distintas metodologías realizadas para la valoración de la influencia del AI en los resultados quirúrgicos. Desde nuestro conocimiento, creemos que a día de hoy se desconoce el efecto exacto que produce el AI en la cirugía refractiva y, por tanto, creemos necesario un amplio estudio no solo de los resultados quirúrgicos sino, también, de todas las características del astigmatismo. Esta tesis doctoral se plantea para responder a ésta demanda y, para ello, realiza un análisis exhaustivo del AI en una muestra amplia (n=567), valorando sus características y su influencia en los resultados de la cirugía refractiva corneal.

d. Concepto de astigmatismo interno

El astigmatismo presente en los elementos internos del ojo ha recibido múltiples nombres: astigmatismo interno (AI), astigmatismo intraocular y/o astigmatismo no corneal. En 1997, basándose en la definición de astigmatismo residual aportada por Duke-Elder en 1970 ⁽¹⁰⁸⁾, Alpíns define las diferencias entre el astigmatismo refractivo y el astigmatismo corneal como “Astigmatismo Ocular Residual” (ORA) ⁽⁵⁵⁾. Según Alpíns, *“ORA es la diferencia vectorial entre el astigmatismo neto total del sistema óptico del ojo medido a través de la refracción en plano corneal y el astigmatismo corneal medido mediante los valores topográficos”* ⁽⁵⁵⁾ y aunque no lo describe, el valor corneal utilizado en su cálculo vectorial del ORA se basa en la queratometría simulada o SimK. Debido a la variedad de nombres, en los últimos años la comunidad científica ha estandarizado la definición y el cálculo aportado por Alpíns para referirnos a este astigmatismo ⁽¹⁰⁹⁾ ⁽¹¹⁰⁾ ya que el termino AI parece referirse solo a los elementos ópticos internos que contribuyen en el astigmatismo refractivo total (AT) mientras que, ORA es un término mucho más exacto que incluye también aquellos elementos no ópticos que influyen en el conjunto del AT, como la percepción visual ⁽¹⁰⁹⁾. Para no inducir a error en la metodología

Discusión de la metodología empleada

empleada en esta tesis, hemos preferido utilizar el término AI para describir la diferencia vectorial entre el astigmatismo corneal real de la cara anterior (ACA) y el astigmatismo refractivo total medido en plano corneal (AT), es decir, consideramos que el AI es la suma de todos los astigmatismos tanto ópticos como no ópticos que conforman el cilindro manifiesto total excluyendo el astigmatismo de la cara anterior de la córnea.

La diferencia entre ambas definiciones reside en el valor corneal utilizado. La queratometría simulada o SimK, como su propio nombre indica, no es el valor real de la potencia corneal sino, más bien, una estimación que se obtiene a través de la lectura del radio de curvatura de la cara anterior de la córnea y un índice de refracción estandarizado ($n=1,3375$). Es decir, es un valor aproximado de la potencia corneal total, que asume un valor estándar de la cara posterior. Los avances en los instrumentos de medida de los que disponemos hoy en día nos permiten realizar mediciones mucho más exactas y precisas de la curvatura corneal anterior y posterior por lo que no es necesario recurrir a la queratometría simulada, la cual induce a error en aquellos casos en los que la córnea no cumple la normalidad (como por ejemplo, en casos en los que la cara posterior de la córnea tiene un valor astigmático alto). En 2012, Alpíns ha propuesto un nuevo método para mejorar la valoración del astigmatismo topográfico, mostrado como varía el valor del astigmatismo corneal ($0,12D$ de media), y por tanto también del AI, en función del parámetro de medida que se utilice (la queratometría simulada a través de la lectura de la curvatura anterior de la córnea en un radio de 3mm, el frente de onda corneal en un radio de 3mm o el mapa axial de la topografía corneal obtenido a través de los discos de plácido) ⁽¹¹¹⁾.

En nuestros resultados podemos ver como el valor de astigmatismo corneal medido mediante SimK (media aritmética: $-1,83\pm 1,05D$) es significativamente menor al astigmatismo real de la cara anterior (media aritmética ACA: $-2,04\pm 1,17D$) y significativamente mayor al astigmatismo corneal real total obtenido de la suma ACA y ACP (astigmatismo corneal total, media aritmética: $-1,69\pm 0,96$). Es decir, la queratometría simulada infravalora tanto el astigmatismo presente solo en la cara anterior (nuestro valor medio de ACA es superior al obtenido mediante la SimK), como el efecto de la cara posterior en el astigmatismo corneal total (por norma, se asume que el ACP compensa, en parte, el ACA, creando un astigmatismo corneal total de menor magnitud, tal y como se aprecia en nuestros resultados, sin embargo este mismo efecto pasa desapercibido en el astigmatismo obtenido mediante la SimK). Estos resultados coinciden con los presentados por otros autores ^{(89) (91) (112) (113) (114)} que muestran diferencias estadísticamente significativas en la magnitud del astigmatismo corneal

medido a través de las lecturas de la cara anterior y el índice estandarizado 1,3375 y el valor obtenido de las lecturas reales de la cara anterior y posterior de la córnea. Al igual que en nuestros resultados, Park ⁽⁹¹⁾, Prisant ⁽¹¹²⁾ y Koch ⁽¹¹³⁾ muestran un astigmatismo de SimK inferior al astigmatismo presente solo en la cara anterior de la córnea, pero superior al astigmatismo total corneal. Estos resultados confirman que la cara posterior de la córnea compensa parte del astigmatismo presente en la cara anterior. Sin embargo, Srivannaboon ⁽⁸⁹⁾, muestra unos resultados completamente diferentes, donde el valor real del astigmatismo es superior al obtenido en la queratometría simulada. Hay que tener en cuenta que la edad media en la población mostrada por Srivannaboon fue superior a los 60 años y que el astigmatismo corneal presentó una orientación predominantemente inversa. Con la edad, el eje del astigmatismo presente en la cara anterior pasa de ser directo a inverso, mientras que el astigmatismo de la segunda cara de la córnea mantiene su orientación inversa constante ⁽¹¹³⁾, de modo que a partir de los 60-70 años, el astigmatismo de la cara posterior ya no compensa el anterior y ambos astigmatismos suman su potencia, tal y como discutía el propio Srivannaboon en su trabajo. De hecho, un reciente estudio de Savini ⁽¹¹⁴⁾, pone de manifiesto que, independientemente de la edad, la queratometría simulada (SimK) tiende a sobrevalorar los astigmatismos corneales directos y oblicuos y tiende a infravalorar los inversos.

Por tanto, y volviendo al tema que nos ocupa, aunque desde nuestro punto de vista el termino ORA describe mejor el concepto de astigmatismo interno que estamos valorando, con el cálculo propuesto por Alpíns a través de la SimK, no obtenemos un valor real sino un “ORA simulado”. Además, la SimK puede inducir a error en el valor corneal que se está utilizando (recordemos que es una medida de cara anterior, pero que estima un valor corneal total) ya que muchos de los autores que utilizan el termino ORA lo describen como el resultado de la combinación del astigmatismo lenticular, el astigmatismo de la cara posterior de la córnea (ACP) y de la percepción visual llevada a cabo en el córtex cerebral ^{(45) (54) (93) (94) (95) (96) (115)}, por lo que la cara posterior de la córnea se está valorando 2 veces (en la estimación que hace la SimK y en el valor del ORA). Es por ello, por lo que creemos necesario re-definir el concepto de ORA especificando el valor corneal utilizado, es decir, como la diferencia vectorial entre el astigmatismo refractivo total (AT) medido en plano corneal y el astigmatismo corneal real medido en la cara anterior (ACA). Hasta entonces, preferimos usar el término AI, tal y como hemos descrito, para no inducir a error en la metodología empleada.

e. Cálculo del astigmatismo interno

El cálculo del AI se ha basado en la óptica paraxial (donde se asume que todas las estructuras oculares están libres de aberraciones, se alinean sobre el mismo eje y sus planos principales son coincidentes). Sin embargo, si el ángulo Kappa estuviese relacionado con el valor del AI, entonces la aproximación paraxial que realizamos para sustraer del AT el ACA no sería válida y sería necesario realizar un cálculo mucho más complejo, basado en la óptica no paraxial. Al tratarse de un estudio retrospectivo, no disponemos del valor real del ángulo Kappa de nuestros pacientes. En cambio, sí disponemos de la posición de la pupila con respecto al ápex corneal (medida en milímetros mediante el topógrafo Oculus Pentacam). Esta distancia puede ser usada para estimar el efecto del ángulo Kappa cuando el topógrafo no lo mide automáticamente ⁽⁵¹⁾ ⁽⁹¹⁾, ya que se ha demostrado que la distancia que separa ambos puntos está directamente relacionada con el ángulo Kappa ⁽¹³⁾. El ápex corneal es el punto de máxima curvatura de la córnea, se utiliza como referencia para el centrado y cálculo de los mapas topográficos. El vertex corneal es el punto de mayor elevación, donde se produce el reflejo de la primera imagen de Purkinje, y el topógrafo lo utiliza como referencia para la adquisición de los datos corneales. Según Navarro ⁽⁵⁾ ambos puntos (ápex y vertex) presentan una separación horizontal media de $0,3\pm 0,3$ mm. En la práctica clínica, la separación entre ambos puntos se considera nula en córneas normales (como las de los pacientes que se someten a una intervención quirúrgica láser). Por tanto, el desalineamiento medido por Pentacam entre el ápex corneal y el centro pupilar aparente, podríamos considerar que es equivalente al desalineamiento entre el vertex corneal y el centro pupilar aparente. Si el ojo humano fuese completamente coaxial se consideraría que el vertex corneal representa al punto corneal por el que pasa el eje óptico y el centro pupilar aparente (que es el punto corneal por donde pasa el eje de la línea de mirada), es el punto más próximo al eje visual. Cuanto mayor es la separación entre ambos puntos corneales, mayor es el desalineamiento ocular y mayor es el ángulo Kappa. En las tablas 4 y 5 de nuestros resultados se muestra como el AI no ha presentado ninguna correlación estadísticamente significativa con el desalineamiento ocular tanto en pacientes hipermétropes como en miopes. Park y cols. tampoco encontraron ninguna relación entre el AI y el desalineamiento ocular medido mediante Pentacam ⁽⁹¹⁾. Por lo que, en definitiva, podemos decir que el AI ha sido independiente al ángulo Kappa y, por ello, la aproximación paraxial utilizada es válida.

f. Valoración del astigmatismo interno

El astigmatismo interno (AI) se ha analizado mediante 4 valores que permiten tener un conocimiento preciso de la cantidad, el comportamiento y la importancia del AI en cada caso. Su magnitud (media aritmética del valor del AI sin tener en cuenta su eje, obtenido de la fórmula 10) nos permite conocer rápidamente cuánto astigmatismo tiene el paciente. Los componentes J_0 y J_{45} permiten ver el comportamiento del astigmatismo y su tendencia: los valores positivos del componente J_0 indican que el AI es directo y los valores negativos indican que es inverso; los valores positivos del componente J_{45} indican astigmatismo oblicuos a 45° y los negativos, astigmatismos a 135° . Por último, el %AI (porcentaje de contribución del AI en el AT) nos permite conocer la importancia o la influencia del AI en un astigmatismo cualquiera. Cuando su valor es inferior al 50% significa que ese AT está causado principalmente por el ACA (es decir, predomina el componente corneal), mientras que si su valor es superior al 50% significa que ese AT está causado principalmente por su componente interno.

2. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS

a. Estudio epidemiológico

Por norma, en cirugía refractiva solo se valora el astigmatismo refractivo y el queratométrico porque se asume que, en condiciones normales, ambos astigmatismos son regulares, con valores similares y predomina el componente corneal ⁽⁸⁷⁾. Sin embargo, esta situación ideal no siempre es posible. Los resultados mostrados en esta tesis sugieren que el astigmatismo refractivo (AT) y el corneal anterior (ACA) son significativamente diferentes, tal y como se puede apreciar en las figuras 4.02 y 4.03. En la mayoría de los casos, las diferencias entre ambos astigmatismos han sido inferiores a 0,75D y 10° pero, en nuestra muestra, 1 de cada 3 ojos ha presentado diferencias superiores. Estos datos son similares a los presentados por Srivannaboon en 2003 ⁽¹¹⁶⁾, donde un tercio de sus pacientes mostraron más de 1D de diferencia entre el AT y el ACA. Además, estas diferencias están directamente relacionadas con el astigmatismo interno (tabla 10) como también mostraba Alpíns en 1997 ⁽⁵⁵⁾. Cuanto mayor sean las diferencias entre AT y ACA (diferencias en potencia y/o en eje), mayor será el grado del AI, y más influirá éste en el AT (tabla 10).

Durante más de 100 años se ha sugerido que el valor del astigmatismo interno (AI) es -0,50D a 90° según la regla de Javal, y como posteriormente confirmó Grosvenor y colaboradores ⁽¹¹⁷⁾. Otros estudios más recientes han demostrado que el AI presenta una magnitud superior ^{(52) (96) (97) (55) (111)} cuyos resultados varían entre 0,62D y 0,82D de media. En nuestros resultados (tabla 2) obtenemos un valor medio de AI aún mayor (media aritmética: 1,00D) pero con una media vectorial de -0,78x93°. Todos estos resultados nos muestran que el AI no es un valor constante sino que varía en función del caso. Hay 2 factores fundamentales que explican las diferencias entre los resultados de nuestro estudio y los de otros autores. En primer lugar, como mencionábamos anteriormente, el valor corneal que utilizamos para el cálculo del AI en nuestro trabajo es el ACA (potencia corneal real anterior de la córnea) y otros autores han utilizado el astigmatismo corneal producido por la SimK (potencia corneal simulada). Esto supone que el astigmatismo presente en la cara posterior de la

córnea (ACP) está incluido en el AI que nosotros medimos, pero no en el AI que miden los autores que utilizan la SimK (ORA). Además, las muestras sobre las que realizamos las medidas presentan características diferentes (como por ejemplo el rango del astigmatismo subjetivo, en nuestro caso solo valoramos los astigmatismos subjetivos superiores a 1D). A pesar de estas diferencias, todos los autores ^{(45) (52) (54) (55) (87) (91) (95) (96) (97) (111)} coinciden en que el astigmatismo corneal medio (medido a través de la SimK o de la potencia real de la córnea) es superior al refractivo (o astigmatismo total que manifiesta el paciente), lo que indica que el AI compensa, en parte, el astigmatismo corneal. En nuestros resultados el AI representa el 34% del AT y compensa sutilmente el ACA (responsable del otro 66% del AT). Este equilibrio entre el componente corneal (ACA) e interno (AI) se produce por una orientación opuesta (el ACA tiende a ser directo y el AI tiende a ser inverso) y es similar al equilibrio que se produce en las aberraciones oculares, tal y como muestran Artal y colaboradores ^{(7) (8)}. Sin embargo, casi un 20% de los casos presentó una contribución interna superior a la corneal. Esto significa que 1 de cada 5 ojos de nuestra muestra presentó un astigmatismo interno fuera de la normalidad, que en lugar de compensar en valor del astigmatismo corneal, lo superó en potencia.

Al analizar el AI a través de las coordenadas J_0 y J_{45} de los power vectors (análisis de Fourier), encontramos que la magnitud del AI depende principalmente de su componente J_0 (tabla 10, $r=0,855$). Solo este componente ha presentado diferencias estadísticamente significativas entre el AT y el ACA. Esto puede deberse a que el AT y el ACA tienden a ser directos (componente J_0 con valor positivo), frente al AI que tiende a ser inverso (componente J_0 con valor negativo). En cambio, el componente J_{45} (componente oblicuo) queda relegado a un segundo plano, ya que presenta valores significativamente menores (tabla 2) y ha resultado clínicamente menos relevante (tabla 10, $r=-0,150$). Todo esto nos hace dudar de la viabilidad del componente oblicuo para valorar el AI. Además, la contribución del AI en el AT (%AI) depende de la magnitud del AI y de su componente J_0 (tabla 10). De modo que, cuando la magnitud del AI aumenta, lo vemos reflejado en un aumento del valor negativo de su componente J_0 (aumenta el componente inverso del AI) y en un aumento de su contribución en el AT. Por ello, creemos que la valoración de los resultados, se debe basar más en los cambios del componente J_0 que en los cambios de J_{45} .

Discusión de los resultados obtenidos

Se han analizado los factores demográficos que influyen en el AI. Las mujeres han presentado un AI medio superior al de los hombres. Este dato coincide con el aportado por Frings y colaboradores ⁽⁵⁴⁾, donde aproximadamente el 65% de los pacientes con alto grado del AI fueron mujeres. Sin embargo, la orientación del AI (inverso) y su contribución en el AT (34%) ha sido similar en los 2 sexos. El AI ha sido independiente de la edad del paciente, en contra de lo que se esperaba. Con el paso de los años, el cristalino modifica sus características de curvatura y espesor, induciendo un cambio refractivo y aberrométrico ^{(8) (70) (118)}. Hay que tener en cuenta que la edad media de nuestra muestra (35 años) es relativamente joven (Intervalo de Confianza del 95%: 34,45 – 35,81 años). Según Artal y colaboradores ⁽⁸⁾ es a partir de los 40 años cuando las aberraciones internas dejan de compensar las corneales y empiezan a aumentar su valor.

También se ha analizado la influencia de las características topográficas y refractivas de los pacientes en el valor del AI. De todas estas características consideramos clínicamente relevante la correlación moderada que presentan tanto el astigmatismo refractivo (medido en plano gafa) como el astigmatismo topográfico (medido mediante SimK) con la contribución del AI en el AT (%AI). En ambos casos, la contribución interna es inversamente proporcional a la cantidad de cilindro topográfico (figura 4.04) y/o refractivo (figura 4.06), es decir, cuanto mayor es el astigmatismo topográfico y/o refractivo menos contribuye el componente interno. De una manera similar, en la tabla 10 y la figura 4.12 vemos como la contribución interna disminuye conforme aumenta la magnitud del AT y el ACA o, lo que es lo mismo, conforme aumenta el componente directo de ambos astigmatismos (J_0 se hace más positivo) la contribución interna se reduce (es decir, se reduce el %AI). Hay que tener en cuenta que el criterio de inclusión de nuestra muestra es un $AT \geq 1,00D$, por tanto, cualquier valor topográfico menor va a precisar una contribución interna alta (ya sea de la cara posterior de la córnea, del cristalino o de la percepción visual) y conforme aumenta el grado de astigmatismo en la córnea disminuye la influencia interna. Siguiendo en la misma línea, los astigmatismos refractivos bajos han presentado gran variabilidad en su contribución interna (%AI de 0 a 100%) y conforme ha aumentado el grado de cilindro refractivo la contribución interna ha disminuido. Este dato coincide con el presentado por otros autores ^{(45) (52) (54) (91)}, los cuales han observado que los pacientes con mayor AI presentan valores de cilindro subjetivo significativamente más bajos que los pacientes con menor AI. De hecho, las mayores contribuciones internas las observamos en pacientes con un astigmatismo corneal inferior a 2D y un astigmatismo refractivo de

hasta 3,50D. Por encima de estos valores astigmáticos la contribución interna cae. Aunque hemos comentado que la contribución del AI tiene una relación directa con la cantidad de cilindro interno, cuando analizamos el comportamiento del AI en función del ACA observamos que ocurre lo contrario. En la tabla 10 se aprecia que, cuando aumenta el ACA (J_0 con valor positivo) la contribución del AI disminuye, pero el AI aumenta (J_0 con valor negativo). En este caso, ambos astigmatismos aumentan su valor pero en sentido contrario, de modo que el al aumentar el astigmatismo corneal en sentido directo, el interno lo hace en sentido inverso intentado compensar parte del ACA.

Estos parámetros no han sido los únicos que han presentado una correlación estadísticamente significativa con el AI, consideramos que el resto de características corneales no son clínicamente relevantes ya que los valores del coeficiente de correlación (r) se encuentran próximos a 0. Así encontramos débiles correlaciones entre el AI y la Km anterior y posterior medida mediante SimK o la asfericidad anterior. El valor de la esfera subjetiva preoperatoria también ha presentado una sutil relación estadísticamente significativa con el %AI. En esta ocasión, los pacientes miopes tienden a presentar mayores contribuciones internas, resultado que coincide con el aportado por Frings, en el que pacientes con un mayor grado de AI presentaron una miopía un poco más alta ⁽⁵⁴⁾.

Por otra parte, el astigmatismo interno (AI) ha presentado diferencias clínica y estadísticamente significativas en función de la orientación del cilindro subjetivo preoperatorio (es decir, del eje del AT) tal y como vemos en la tabla 9 y la figura 4.10 de nuestros resultados. Las mayores diferencias se aprecian entre los cilindros subjetivos directos e inversos. En los astigmatismos directos, el AI presenta una magnitud y una contribución significativamente inferior que en los astigmatismos inversos, donde la contribución interna llega a superar a la corneal. Los astigmatismos oblicuos presentan un valor medio de AI similar al de los astigmatismos inversos y significativamente mayor que el de los astigmatismos directos. De nuevo, coincidimos con los resultados mostrados por Frings, ya que en los astigmatismos directos predomina un bajo grado de AI y en los astigmatismos inversos y oblicuos existe un alto grado de AI ⁽⁵⁴⁾. Sin embargo, solo en los astigmatismos inversos predomina el componente interno sobre el corneal. Además, si nos fijamos en la figura 4.12 de nuestros resultados vemos como cuánto más negativo es el componente J_0 del AT, del ACA o del AI (es decir, cuanto más inversos son estos astigmatismos) mayor es la contribución del AI y, por tanto, el componente interno predomina sobre la corneal.

Discusión de los resultados obtenidos

Nuestros resultados también sugieren que el astigmatismo interno (AI) se genera a partir de su componente interno no corneal (AI_{nc}). En la tabla 10 y la figura 4.13 vemos una correlación prácticamente de 1 entre los componentes de ambos astigmatismos. En contra de lo aportado por Piñero y cols. ⁽⁹⁵⁾, la cara posterior de la córnea ha sido independiente a la magnitud del AI. Esta diferencia puede deberse al hecho de que Piñero ha calculado el AI a través de la queratometría simulada. Como ya hemos comentado en varias ocasiones, el astigmatismo corneal medido a través de la SimK asume un astigmatismo en cara posterior estándar, de modo que se sobreestima su valor en los astigmatismos directos (que en la muestra de Piñero y cols. supone el 89% de los casos). Si ponemos como ejemplo los valores de astigmatismo corneal total que hemos visto en nuestros resultados (medias aritméticas) y un valor de AT de 1,50D encontramos que el hipotético AI obtenido con el astigmatismo corneal de la SimK (1,83D) sería de 0,33D (lo que denominábamos anteriormente como “ORA simulado”), mientras que con el astigmatismo corneal real (1,69D) sería de 0,19D (que se podría denominar como “ORA real”). Esto implica que cuanto más difiera el astigmatismo de la cara posterior (ACP) de los valores estándar, mayor será el error inducido por la SimK en la valoración del astigmatismo corneal y mayor será la sobreestimación del AI (en el ejemplo anterior, imaginemos que el ACP aumenta su potencia 0,10D, entonces el astigmatismo corneal real sería 1,59D y el AI 0,09D, aunque si solo medimos la SimK seguiremos pensando que el AI es 0,33D). Por tanto, se podría deducir erróneamente que a mayor ACP mayor valor del AI. El ACP está relacionado con el valor del astigmatismo corneal (ACA) en lugar de con AI. Savini y cols. ⁽¹¹⁴⁾ muestran como la influencia del ACP crece en los ojos con mayor astigmatismo queratométrico, sin embargo, esta relación no se mantiene constante. En sus resultados se observa como el ACP reduce de media 0,22D el astigmatismo directo de la SimK, 0,13D el astigmatismo oblicuo y aumenta de media 0,21D el valor astigmático inverso de la SimK, excepto en un 20% de los casos en los que ocurre lo contrario.

En definitiva, hemos querido conocer el comportamiento del AI y esto ha sido posible gracias al análisis de Fourier. De la caracterización del AI destacamos 4 puntos importantes:

- 1º) Cuanto mayor es la diferencia (en potencia y/o eje) entre el astigmatismo total (AT) y corneal anterior (ACA), mayor será el interno (AI).
- 2º) El valor del AI está representado principalmente por su componente J_0 .

3º) Conforme aumenta la magnitud del AI (y su componente J_0) también lo hace su porcentaje de contribución (%AI) en el AT.

4º) Cuanto mayor es la magnitud del AT y/o del ACA, o más directos son estos astigmatismos, la contribución del AI disminuye.

Gracias a esta caracterización podemos distinguir entre 2 tipos de comportamiento del astigmatismo. Denominaríamos astigmatismo con comportamiento normal o dentro de la normalidad a aquellos casos que presenten un AT directo, con un ACA también directo y que domina sobre un AI inverso de menor magnitud que tan solo intenta compensar parte del ACA. Por otro lado, denominaríamos astigmatismo con comportamiento no-normal o fuera de la normalidad a aquellos casos en los que el AT y/o el ACA presenten una magnitud baja (con eje directo o inverso) y cuyo AI inverso presente una contribución superior al 50%.

Las diferencias de potencia y/o eje entre el AT y el ACA pueden ser una buena herramienta adicional para poder detectar valores altos de AI y, por tanto, astigmatismos que se comporten fuera de la normalidad.

b. Clasificación de la muestra para la valoración del astigmatismo interno

Poder clasificar la muestra en grupos es fundamental para poder valorar los resultados de una cirugía y comparar si hay diferencias o no entre ellos. En los trabajos publicados hasta el momento, los autores clasifican a los pacientes básicamente de 2 modos diferentes: Primero, estableciendo un valor como punto de corte entre 2 grupos (por ejemplo, AI alto y AI bajo) ^{(46) (93) (97)}. Este punto de corte se puede elegir al azar o a través del valor medio. Segundo, estableciendo 2 grupos en función del índice AI/AT ^{(45) (52) (53) (94)}. Valores inferiores a 1 se consideran para astigmatismos anteriores, o basados en el astigmatismo corneal y valores superiores a 1 se consideran para astigmatismos no-anteriores o basados en el AI. Sin embargo, bajo nuestro conocimiento, nadie ha valorado que método es mejor y, sin embargo, estos métodos se utilizan con frecuencia para afirmar que unos pacientes u otros presentan o no un astigmatismo interno (AI) que influye en los resultados de una cirugía. En el segundo apartado de nuestros resultados hemos presentado 3 métodos de clasificación de pacientes para valorar sus

Discusión de los resultados obtenidos

características y conocer cuál es la mejor forma de establecer a que pacientes les influye más el AI en sus resultados de cirugía refractiva.

El primer método de clasificación se basa en la magnitud del AI, por ello hemos dividido a los pacientes en 3 grupos (AI bajo, AI medio y AI alto). Como desconocemos que valores se pueden clasificar como alto o bajos, hemos utilizado los percentiles 25 y 75 para que, los ojos con valores de AI más extremos, se clasifiquen como bajos ($AI \leq 0,59D$) o altos ($AI \geq 1,24D$), y la mayoría de los valores que se encuentran en el centro se consideren medios. Recientemente, Archer y cols ⁽¹⁰⁷⁾ han presentado un trabajo que realiza una clasificación similar a la nuestra en sujetos con astigmatismo refractivo comprendido entre 0,75D y 4D considerando valores de AI inferiores a 0,50D como bajos y superiores a 1,25D como altos. Si nos fijamos en la tabla 12 y la figura 4.14 vemos que según aumentamos la magnitud del AI, el valor de su componente J_0 se vuelve más negativo y aumenta la contribución del AI en el astigmatismo total (AT). De nuevo, el incremento del AI se corresponde con un aumento del astigmatismo interno no corneal (AI_{nc}), tal y como se aprecia en la tabla 12 y figura 4.15. Sin embargo, a pesar del cambio en el valor del AI, la magnitud del AT permanece casi constante en los 3 grupos. Esto es así porque se mantiene el equilibrio entre el astigmatismo corneal anterior (ACA) y el AI, ya que en todos los casos el ACA predomina y el AI contrarresta su valor. Solo el grupo de AI alto presenta un astigmatismo de la cara anterior y posterior de la córnea superior a los otros 2 grupos. Por tanto, esta clasificación es muy útil para conocer y entender el comportamiento del AI y sus características pero, tal vez, resulta poco intuitiva. Para poder agrupar los casos con éste método primero debemos calcular el valor real del AI y después clasificarlo.

El segundo método propuesto se basa en las diferencias de potencia entre el AT y el ACA, sin tener en cuenta su eje. Así podemos distinguir entre aquellos pacientes que presentan una potencia de astigmatismo corneal superior a la refractiva o, a la inversa. La principal diferencia entre ambos grupos la encontramos en el astigmatismo corneal. Los ojos con mayor ACA presenta un astigmatismo corneal, tanto de la cara anterior como de la posterior, significativamente mayor, mientras que el AI presenta valores muy similares en ambos grupos. En la tabla 14 y la figura 4.16 se aprecia muy bien el comportamiento de ambos astigmatismos. La media aritmética del AT es superior en el grupo de mayor AT ($AT > ACA$), pero su valor medio de J_0 está muy próximo a 0. Esto es así porque en el grupo $AT > ACA$ se encuentran tanto astigmatismos directos (J_0 con valor positivo) como inversos (J_0 con valor negativo) tal y como refleja la desviación estándar de la media de J_0 ($\pm 0,88$ implica mucha variabilidad en la medida).

En cambio el componente J_0 del AT del grupo ACA>AT muestra un valor medio mayor, con una desviación estándar menor, indicando que todos los valores son positivos en mayor o menor grado (es decir, todos los astigmatismos son directos). El valor del componente J_0 del ACA muestra lo mismo que el AT: en el grupo con AT>ACA, el ACA presenta valores que varían entre directos e inversos y el grupo con ACA>AT presenta una fuerte tendencia a los astigmatismos corneales directos de gran magnitud. Por su parte, el AI muestra pocas diferencias en su magnitud entre ambos grupos, pero su influencia en el AT cambia drásticamente. En el grupo de AT>ACA, el AI presenta contribuciones mayores a la media, próximas al 50%, frente al grupo de ACA>AT donde la contribución interna ronda el 30%. El mismo valor de AI ante un ACA bajo gana fuerza (aumenta su contribución en el AT) creando un cilindro refractivo neutro o inverso y, por ello, las diferencias de eje entre el AT y el ACA son mucho mayores en estos casos. Por otra parte, el diferente comportamiento del AI entre ambos grupos viene dado por un cambio tanto en el astigmatismo de la cara posterior (ACP) como en el interno no corneal (AI_{nc}). En el grupo donde existe una mayor contribución corneal, el ACP aumenta tanto su valor como su contribución en el AI quitándole protagonismo al AI_{nc} . En cambio, en el grupo de AT>ACA, donde el AI tiene una mayor importancia, el valor del ACP se mantiene por debajo de la media y es el AI_{nc} el que presenta valores y contribuciones superiores a la media. Este comportamiento apoyaría de nuevo la teoría de que el AI se origina por el AI_{nc} y que el ACP varía en función del ACA. Por tanto, este método resulta muy intuitivo y diferencia muy bien ojos con astigmatismos con comportamiento normal en los que predomina el componente corneal y ojos con astigmatismos no-normales.

Por último, hemos propuesto un método de clasificación basado en la contribución del AI en el AT. Con esta clasificación diferenciamos a los ojos en los que predomina el componente corneal ($\%AI < 50\%$), de los que predomina el componente interno ($\%AI \geq 50\%$). Todos los astigmatismos han presentado diferencias estadísticamente significativas entre los grupos (tabla 16) y suponen un claro ejemplo de nuestra definición de astigmatismos normales y no-normales. El grupo en el que predomina el ACA encontramos astigmatismos refractivos y corneales de mayor magnitud y con un componente J_0 positivo muy marcado (son directos). El AI en este grupo presenta un valor inverso que compensa en parte el ACA, formado casi a partes iguales por el ACP y el AI_{nc} y con una contribución en el AT por debajo de la media. Esto es lo que anteriormente hemos denominado como comportamiento astigmático normal o dentro de la normalidad. En contra, los casos en los que predomina el AI presentan un

Discusión de los resultados obtenidos

AT inverso, un ACA bajo que varía entre valores directos e inversos, unas diferencias de potencia y eje entre el AT y el ACA muy superiores a la media y un AI alto que está formado en un 80% por el AI_{nc} . Por lo que el comportamiento de estos astigmatismos se considera no-normal o fuera de la normalidad. En las figuras 4.18 y 4.19 se aprecia perfectamente el distinto comportamiento de los astigmatismos en función de cada grupo. El mayor problema de esta clasificación es que, de nuevo, resulta poco intuitiva y necesitamos realizar los cálculos pertinentes para poder establecer la clasificación.

Es importante no confundir este último método de clasificación con el propuesto en otros trabajos (índice AI/AT) ^{(45) (52) (53) (94)} ya que aparentemente clasifican de una manera similar a los pacientes. Sin embargo, en nuestros resultados mostramos que ambos métodos difieren en un 20% de los casos. Como ya hemos comentado, el AT es la suma del ACA y el AI, y la diferencia entre ambos métodos reside en la orientación de los astigmatismos. El índice AI/AT, al utilizar el valor del AT no tiene en cuenta si la orientación del AI y el ACA coincide (haciendo un efecto de suma) o es contraria (haciendo un efecto de resta). En nuestro caso, el %AI se calcula a partir de un índice muy similar, en el que descomponemos el valor del AT en la suma en valores absolutos del AI y el ACA para eliminar el error inducido por los ejes de los astigmatismos. Así, por ejemplo, para un $AT=-4D \times 180^\circ$ existen múltiples combinaciones de ACA y AI. Imaginemos que ACA es $-3 \times 180^\circ$, entonces AI será $-1 \times 180^\circ$ y tanto nuestro método ($\%AI=25\%$) como el índice presentado en otros trabajos ($AI/AT=0,25$) clasificarán el astigmatismo de la misma manera (predomina el componente corneal, es decir, es un astigmatismo anterior). Ahora bien, cambiemos los valores suponiendo $ACA=-1 \times 180^\circ$ y $AI=-3 \times 180^\circ$, entonces el %AI nos indica que la contribución interna es del 75% y, sin embargo, el índice AI/AT da un valor 0,75 que clasificaría erróneamente el astigmatismo como anterior. Por tanto, 1 de cada 5 ojos de nuestra muestra estarían clasificados erróneamente con el índice AI/AT. Algunos autores ya han mencionado la confusión que implica clasificar los astigmatismos como anteriores y no-anteriores en función del índice AI/AT ^{(97) (107)}. De hecho, sería más correcto valorar, directamente, la relación que existe entre el AI y el ACA mediante el índice AI/ACA tal y como proponen Teus y colaboradores ⁽⁹⁷⁾. Sin embargo, desde nuestro punto de vista, no solo es importante conocer que astigmatismo predomina sino, también, conocer cuánto contribuye cada parte. No es lo mismo un AI que contribuya un 48% que otro que solo influya un 13%, aunque en ambos astigmatismos predomine el componente corneal.

En resumen, con los 3 métodos propuestos para clasificar a los pacientes se diferencian fundamentalmente 2 tipos de comportamientos: los astigmatismos que se

comportan dentro de la normalidad (incluirían los grupos: AI bajo, medio y alto, $ACA > AT$ y $\%AI < 50\%$) y los astigmatismos que se comportan fuera de la normalidad ($AT > ACA$, $\%AI \geq 50\%$). El grupo de AI alto, a pesar de tener un comportamiento normal, las desviaciones estándar presentadas en la tabla 12 nos hacen pensar que engloba tanto astigmatismos normales como astigmatismos no-normales en los que predomina el componente interno. Independientemente, de la clasificación realizada, creemos que los pacientes con comportamientos similares (normales o no-normales), podrán presentar resultados quirúrgicos similares. Por ello desde nuestro punto de vista, el tercer método de clasificación (al seleccionar los casos en los que predomina el componente interno) es el método más eficaz para diferenciar pacientes con comportamiento dentro o fuera de la normalidad. Sin embargo, el segundo método de clasificación (dividiendo la muestra en función de si el AT es mayor o menor al ACA) puede resultar muy intuitivo desde el punto de vista clínico para detectar, desde la primera valoración de un paciente, si va a presentar un astigmatismo con un comportamiento no-normal y cuyo resultado quirúrgico pueda ser menos predecible.

c. Influencia del AI en los resultados de la cirugía refractiva corneal.

Para la valoración de los resultados quirúrgicos se ha tenido en cuenta el tipo de ablación realizada, distinguiendo ablaciones astigmáticas hipermetrópicas (es decir, con cilindro positivo), ablaciones astigmáticas miópicas (es decir, con cilindro negativo) y ablaciones astigmáticas miópicas con asfericidad programada (es decir, con cilindro negativo y asfericidad final de $-0,40$). Esto es así porque cada tipo de ablación tiene propiedades fundamentales diferentes, por lo que el resultado final difiere.

Las ablaciones hipermetrópicas se basan en un perfil de ablación periférico que pretende moldear la curvatura central. Debido a éste moldeo periférico, el centrado de las ablaciones es crítico. Además, como hemos comentado previamente, los pacientes hipermétropes suelen tener ojos con una menor longitud axial y un mayor ángulo Kappa⁽¹⁴⁾, incrementado el riesgo de producir aberraciones postoperatorias indeseadas. Por ello, el centrado ideal (centro pupilar VS vertex corneal) se lleva discutiendo desde hace muchos años^{(13) (119) (120) (121) (122) (123)}. En esta tesis, todos los pacientes analizados han sido tratados centrado el láser en pupila. Los resultados refractivos del perfil hipermetrópico suelen ser menos exactos que los del perfil miópico ya que depende de

Discusión de los resultados obtenidos

la respuesta corneal ante el moldeo realizado con el tratamiento láser y tienden a presentar regresión en el tiempo^{(62) (124) (125)}.

El perfil de ablación miópico es el más frecuente. En nuestra muestra, el 80% de los ojos han sido miopes. Se trata de un perfil de ablación muy desarrollado que se basa en la fotoablación del tejido corneal central produciendo un cambio refractivo casi instantáneo y duradero en el tiempo, que ha sido objetivo de la mayor parte de los estudios realizados desde la llegada de la cirugía refractiva. Durante sus primeros años, presentó problemas de seguridad por el desarrollo de ectasias después de los tratamientos láser. Más tarde se demostró que, una topografía irregular, una córnea fina y la eliminación de excesivas dioptrías suponía un alto riesgo de modificar la biomecánica corneal normal de los pacientes, los cuales acaban desarrollando la enfermedad^{(126) (127)}. El avance de la tecnología para conocer la morfología anterior y posterior de la córnea con una mayor exactitud, la reducción de la miopía máxima ablacionada y establecer una paquimetría mínima de seguridad, ha permitido mantener los resultados refractivos en el tiempo con un alto índice de seguridad y reduciendo al mínimo el riesgo de producir una ectasia post-lasik. Otro de los aspectos más analizado de las ablaciones miópicas es la calidad visual postoperatoria. Cualquier tratamiento láser aplicado sobre la superficie corneal va a inducir un incremento de las aberraciones de alto orden, especialmente de la aberración esférica, el coma horizontal y el astigmatismo secundario, que se traducen en un incremento de los fenómenos adversos como sensación de visión doble, deslumbramiento o halos nocturnos^{(128) (129) (130) (131)}. Así, tratamientos láser que mostraban resultados más que satisfactorios a nivel de predictibilidad, seguridad o eficacia, eran considerados completamente insatisfactorios por los pacientes al presentar este tipo de sintomatología⁽¹³²⁾. Las aberraciones oculares de alto orden (HOA), cuanto más se acercan al centro de la pirámide de Zernike más afectan a la visión⁽¹³³⁾. Así la aberración esférica (inducida al corregir una alta cantidad de dioptrías^{(134) (135)}) o el astigmatismo secundario (inducido por variaciones astigmáticas entre el centro y la periferia corneal^{(65) (131)}) reducen más la visión que el coma⁽¹³⁶⁾. Por otro lado, el coma horizontal (inducido en muchas ocasiones por un descentramiento horizontal de la ablación^{(120) (131) (137)}) está directamente relacionado con el fenómeno de imágenes fantasma o visión doble⁽¹³²⁾. No obstante, no todos los pacientes operados con cirugía refractiva, en los que se produce un aumento de sus aberraciones, presentan este tipo de fenómenos adversos. Según McCormik⁽¹³¹⁾, los pacientes con mayor sintomatología en su visión presentan un incremento medio del coma horizontal del 450% o un 300% del astigmatismo secundario. Por ello, con el paso

de los años se han desarrollado diferentes perfiles de ablación con el fin de minimizar la inducción de aberraciones con la cirugía láser, como el perfil guiado por frente de onda (wavefront-guided), el perfil optimizado (wavefront-optimized) y/o el perfil customizado que permite personalizar la asfericidad final (custom-Q). Todos ellos buscan mejorar el perfil de ablación convencional para conseguir una mayor calidad visual a la vez que se corrigen las dioptrías ⁽¹³⁸⁾. En nuestros resultados diferenciamos 2 perfiles de ablación miópica: un perfil optimizado (wavefront optimized) similar para todos los pacientes con miopías bajas o medias (inferiores a 4D) usado en el 54% de los ojos analizados y un perfil con asfericidad programada en pacientes con miopías altas (superiores a 4D), que ha sido usado en el 26% de los ojos analizados. El perfil wavefront-optimized (WFO) basado en una ablación esférica que minimiza la aberración esférica postoperatoria permite que la sensibilidad al contraste sea mejor que con los perfiles convencionales ⁽¹³⁹⁾. Además ofrece similares valores postoperatorios de seguridad, eficacia y aberrometría de alto orden (HOA “High order aberration”) al tratamiento guiado por frente de onda ⁽¹⁴⁰⁾. Por otro lado, el perfil con asfericidad programada permite seleccionar la asfericidad final que queramos que mantenga la córnea después de la intervención con la finalidad de reducir al mínimo la inducción de aberración esférica. Según Manns y cols., una asfericidad final entre -0,4 y -0,5 podría reducir al mínimo la aberración esférica en la corrección de hasta 10D de miopía ⁽¹⁴¹⁾. En nuestros pacientes, la asfericidad final indicada ha sido -0,4.

Los 3 grupos de ablación han presentado valores similares del AI (magnitud, J_0 y J_{45}) por lo que podemos observar, en la misma medida, el efecto de éste astigmatismo en los resultados quirúrgicos. Sin embargo, el grupo de ablaciones hipermetrópicas ha presentado unos valores de astigmatismo total y corneal (AT y ACA) significativamente mayores y una contribución interna significativamente menor que los grupos miopes. De nuevo, estos valores se mantienen en la línea mostrada anteriormente: los astigmatismos refractivos altos suelen presentar pequeñas contribuciones internas. Por su parte, las ablaciones astigmáticas miópicas con o sin asfericidad programada han presentado valores astigmáticos muy similares pero con ligeras diferencias en el AT. Debido a las diferentes características refractivas que existen entre los grupos de ablación hipermetrópica y miópica, los resultados generales de la cirugía no serán comparables entre sí.

- *Influencia del AI en el perfil de ablación astigmática hipermetrópica (AH)*

Es conocido que la corrección hipermetrópica genera peores resultados que la corrección miópica ⁽⁶⁷⁾ ⁽¹⁴²⁾. En nuestro estudio, las ablaciones astigmáticas hipermetrópicas muestran una predictibilidad similar a la descrita previamente con el mismo equipo láser (Allegretto WaveLight), pero con una pérdida de líneas de agudeza visual (AV) máxima mayor ⁽¹⁴³⁾ ⁽¹⁴⁴⁾. Posiblemente este peor resultado se deba al sesgo de datos producido por ser un estudio retrospectivo, en los casos en los que no había ningún registro de la refracción postoperatoria en el historial clínico, se consideró la AV sin corrección como la AV máxima del paciente. Kanellopoulous en 2006 ⁽¹⁴³⁾ analizó a un grupo de pacientes con altos valores de hipermetropía (hasta 6,5D) y/o astigmatismo (hasta 4D), donde el 71% de los casos presentó un EE de $\pm 0,50D$ (coincidiendo con nuestros resultados) y con una muestra similar a la nuestra. En este mismo grupo, Kanellopoulous solo encuentra 2 ojos que perdieron 1 línea de AV máxima corregida tras la intervención, en cambio en nuestros resultados el 80% de los ojos igualó o mejoró su AVcc preoperatoria mientras que un 16% de los casos perdió 1 línea de AV máxima y un 4% perdió 2 o más líneas. Durrie en 2010 ⁽¹⁴⁴⁾ presentó 26 ojos tratados con el perfil wavefront optimized hipermetrópico, donde el 88% mostraron un residual de $\pm 0,50D$ y solo 1 ojo perdió 1 línea de AV máxima corregida. Posiblemente estas diferencias en los resultados de la cirugía se deban a las diferencias en la muestra analizada, en nuestro caso contamos con 110 ojos con un EE comprendido entre -2,31D y +5,61D y un cilindro refractivo de hasta 5,50D, frente a la muestra de Durrie con un EE comprendido entre +0,50 y +4,00D (el cilindro preoperatorio no está descrito). Si comparamos nuestros resultados con otros trabajos cuya muestra presente características refractivas similares a nuestros pacientes, aunque la plataforma láser difiera, encontramos resultados similares. Ivarsen ⁽¹⁴²⁾ presenta un 75% de sus pacientes con un EE de $\pm 0,50D$ y ningún paciente con más de 1 línea de pérdida de AV. Alió ⁽¹⁴⁵⁾ presenta a los 6 meses después de la intervención al 88% de sus pacientes con un EE de $\pm 0,50D$ y ningún paciente con más de 1 línea de pérdida de AV.

Desde nuestro conocimiento, no existen estudios que analicen la influencia del AI en los resultados de las ablaciones astigmáticas hipermetrópicas. Nosotros encontramos que el cilindro residual muestra una correlación débil ($r < 0,300$), pero significativa, con la contribución del AI en el AT (%AI) y con las

diferencias de eje entre AT y ACA (DE), de modo que los ojos con mayor cilindro residual han presentado menores DE y menor %AI. Esto significa que los ojos con mayor AI presentan un menor error residual. Sin embargo, el índice de corrección (IC) de la cirugía ha sido independiente al AI, por lo que no encontramos ninguna hipercorrección o hipocorrección cilíndrica que pueda explicar la relación anterior.

Al dividir la muestra por grupos no encontramos una clara relación entre el AI y el resultado quirúrgico. Solo los ojos con ACA alto ($ACA > AT$) y AI alto (es decir, con grandes diferencias de potencia y eje entre el AT y el ACA) han presentado unos resultados significativamente mejores que los ojos que presentaban ACA alto y AI bajo, con un menor cilindro residual y una mayor seguridad de la cirugía. De nuevo, estos resultados no se corresponden con diferencias significativas en el índice de corrección. A pesar de ello, éste índice muestra distintas tendencias entre los grupos. Los astigmatismos que hemos denominado como no-normales ($AT > ACA$ y $\%AI > \%ACA$) han presentado una ligera tendencia a la hipercorrección astigmática que varía entre un 3% y 9%, frente a los grupos de comportamiento normal (AI bajo y medio, $ACA > AT$ y $\%ACA > \%AI$) cuyo índice de corrección ha tendido a la hipocorrección (entre un 9% y un 11%). Así, por ejemplo, si nos fijamos en el índice de corrección del componente J_0 (IC J_0) de la tabla 21 (resultados en función de las diferencias entre AT y ACA) su valor cambia en la tabla 23 al tener en cuenta las diferencias de eje (DE). Así, los ojos con mayor ACA pasan de un IC J_0 de 0,89 a 0,86 si las DE son inferiores a la media (es decir, la hipocorrección aumenta un 3% en los ojos con menor AI) y a 1,08 si las DE son superiores a la media (es decir, la corrección aumenta casi un 20% en los ojos con mayor AI, pasando de la hipocorrección inicial a una hipercorrección). Del mismo modo el IC J_0 dentro del grupo de mayor AT pasa de un valor de 1,02 a 1,00 en los ojos con DE inferiores a la media (se reduce un 2%) y sube a 1,05 en los ojos con DE superiores a la media (el índice de corrección aumenta un 3%). Por tanto, aunque estos cambios en el índice de corrección no son estadísticamente significativos, sí parece haber una relación entre la cantidad de corrección y el AI (los casos con mayores DE presentan una mayor magnitud de AI y un mayor índice de corrección). Dado que durante la fotoablación del tejido corneal existe un cierto grado de ciclorsión dinámica que no es controlada (de unos 2° de media según Chang ⁽¹⁰⁵⁾), una ligera tendencia a la hipocorrección astigmática puede ser considerada normal y, entonces, la

Discusión de los resultados obtenidos

hipocorrección propia de este tipo de ablación se compensaría por la hipercorrección que induce el AI, generando un mejor resultado refractivo.

Por todo ello, creemos que el AI influye más en el resultado quirúrgico de lo que se aprecia a simple vista, pero parte del error inducido por el AI queda enmascarado por otro tipo de factores que influyen en mayor grado en el resultado final. Como ya hemos comentado, el grado de astigmatismo preoperatorio en este grupo de pacientes es superior al presentado en los grupos de ablaciones miópicas, por lo que el mismo grado de ciclotorsión va a afectar más y va a inducir un mayor error residual en el grupo de ablaciones hipermetrópicas. Supongamos, entonces, que la hipocorrección que encontramos en los grupos de comportamiento astigmático “normal”, es la hipocorrección inducida por la ciclotorsión dinámica durante la cirugía, entonces, ese grado de ciclotorsión (y de hipocorrección) debe ser similar en todos los pacientes. Por tanto, si al resultado de los grupos en los que predomina el componente interno, les sumamos la hipocorrección media dada por la ciclotorsión dinámica que se produce en cualquier paciente, entonces el grado de hipercorrección real en estos grupos sería superior al que estamos observando ahora y, seguramente, en ese caso veríamos un mayor efecto del AI en los resultados quirúrgicos.

Por otro lado, la respuesta corneal ante el moldeo inducido por la ablación puede provocar un efecto coupling que no ha sido analizado. Según la ley de Gauss de las cúpulas elásticas, “por cada cambio de curvatura en un meridiano hay un cambio igual y opuesto en el meridiano a 90° ”. Es decir, si mediante un procedimiento quirúrgico, por ejemplo, se aumenta la curvatura 1D del meridiano de 180° , automáticamente se genera un cambio en el meridiano opuesto (a 90°). En función del efecto que se produce en ese meridiano opuesto se considera que el coupling varía del 0% al 100%. En el ejemplo anterior, un coupling del 0% (o no coupling) se produce cuando el meridiano opuesto es independiente al cambio inducido en el meridiano tratado (es decir, en el meridiano a 90° no habría ningún cambio). Un coupling del 50% se produce cuando el meridiano opuesto modifica su potencia la mitad del cambio inducido en el meridiano tratado (es decir, a 90° se reduciría la potencia -0,50D). Y un coupling del 100%, se produce cuando el cambio en el meridiano opuesto es igual pero de distinto signo que el del meridiano tratado (es decir, a 90° aplanaríamos -1D). Recientemente, Alpíns ⁽⁷⁵⁾ ha publicado un trabajo en el que muestra un coupling

corneal del 30% en el tratamiento de los astigmatismos hipermetrópicos (el 60% del tratamiento se produce en el meridiano tratado, mientras que en el meridiano opuesto se genera un 25% de tratamiento extra), y éste efecto queratométrico se traducía en una ligera hipercorrección refractiva. Posiblemente, el efecto coupling producido al tallar sobre una córnea tórica un cilindro refractivo cuando el AT es mayor al ACA (en la que inducimos un nuevo astigmatismo corneal) será diferente a cuando el cilindro tallado es de menor magnitud (donde la córnea mantiene su forma y solo reduce su toricidad).

- *Influencia del AI en el perfil de ablación astigmática miópica (AM)*

Las ablaciones astigmáticas miópicas han mostrado unos excelentes resultados de seguridad y eficacia. Solo un 1% de los ojos ha perdido más de una línea de AV máxima corregida, al igual que en el trabajo de Han ⁽¹⁴⁶⁾, frente al 0% mostrado por Bohac ⁽⁶⁷⁾ y al 2% mostrado por He ⁽¹⁴⁰⁾. El cilindro residual medio ($-0,15 \pm 0,35D$) ha sido inferior al presentado por otros autores ($-0,33 \pm 0,30D$ ⁽¹⁴⁶⁾; $-0,55 \pm 0,46D$ ⁽⁶⁷⁾ y $0,30 \pm 0,31$ ⁽¹⁴⁰⁾, respectivamente) con la misma plataforma y el mismo perfil de ablación (wavefront-optimized), presentando una gran predictibilidad, con un índice de éxito muy próximo a 0 (es decir, indica poca proporción de cilindro residual postoperatorio) y unos índices de corrección muy cercanos a 1 (ni hipocorrección, ni hipercorrección). Solo el índice de corrección de la esfera muestra una ligera tendencia a la hipocorrección con un valor por debajo de 0,9. De nuevo, esto se debe al sesgo de datos refractivos producido por ser un estudio retrospectivo. Pacientes con buenos niveles de agudeza visual no presentan ningún registro de refracción postoperatoria. Esto supone que, pequeñas hipercorrecciones miópicas que no influyen en la agudeza visual postoperatoria del paciente, porque son compensadas mediante la acomodación, han pasado desapercibidas y no existe registro refractivo. Sin embargo, cualquier hipocorrección miópica (por pequeña que sea) va a inducir una disminución de la agudeza visual postoperatoria y, por tanto, la refracción residual sí ha quedado reflejada en el historial del paciente. El 84% de los casos han mantenido o mejorado su agudeza visual preoperatoria, por tanto, es lógico pensar que el bajo valor medio del índice de corrección de la esfera es fruto de analizar todos los datos de hipocorrección miópica, pero pocos datos de hipercorrección.

En la literatura existe mucha controversia sobre la influencia del AI en los resultados quirúrgicos. De hecho, encontramos 2 trabajos en los que se utiliza el mismo perfil de ablación que en el nuestro estudio (perfil wavefront optimized de la plataforma láser Allegretto WaveLight) con resultados opuestos^{(53) (93)}. Labiris y cols.⁽⁵³⁾ no encuentran diferencias estadísticamente significativas en los índices de satisfacción y corrección entre pacientes con alto astigmatismo interno VS bajo astigmatismo interno. Sin embargo, los valores medios en el grupo de pacientes con alto grado de astigmatismo interno sí que muestran un peor índice de éxito (es decir, mayor cilindro residual) y un mayor índice de corrección (es decir, mayor hipercorrección quirúrgica). Hay que tener en cuenta que las comparaciones en el estudio de Labiris se hacen entre grupos con un tamaño muestral reducido (máximo 20 ojos por grupo), posiblemente en una muestra mayor el resultado estadístico sería diferente. Por otro lado Frings y cols.⁽⁹³⁾ encuentran en una muestra de 267 ojos una reducción de la eficacia de 0,07 por cada dioptría de astigmatismo interno preoperatorio. En nuestro estudio, sí que hemos encontrado una correlación estadísticamente significativa, entre el AI y los resultados de la cirugía refractiva en las ablaciones astigmáticas miópicas (aunque esta correlación ha sido débil). A mayor AI observamos mayor cilindro residual, mayor hipercorrección del cilindro y menor eficacia de la cirugía coincidiendo con los resultados de otros trabajos^{(45) (46) (52) (93) (94)}. Además, nuestros resultados también sugieren que los ojos con mayor contribución interna presentan una mayor hipercorrección de la miopía y un equivalente esférico más positivo. Estos mismos efectos del AI sobre los resultados quirúrgicos se han visto reflejados al dividir la muestra por grupos. Los grupos en los que encontramos astigmatismos con comportamientos no-normales (AI alto, AT>ACA y %AI>%ACA) han mostrado peores resultados visuales y refractivos que los grupos con comportamiento normal (AI bajo, AI medio, ACA>AT y %ACA>%AI): la eficacia ha sido significativamente menor, el cilindro ha sido significativamente mayor y el índice de éxito significativamente peor. El mayor cilindro residual lo han presentado los pacientes con AT>ACA y diferencias de potencia (DP) entre el AT y el ACA superiores a la media. La mayor pérdida de líneas de AV máxima la encontramos en los ojos con AT>ACA y diferencias de eje (DE) superiores a la media.

En contra de lo esperado, no hemos encontrado diferencias significativas en el índice de corrección del cilindro entre los grupos, aunque los ojos con

astigmatismos no-normales ($AT > ACA$ y $\%AI > \%ACA$) han presentado una ligera hipercorrección entre un 2% y un 6% mayor que los ojos con astigmatismos normales. Si nos fijamos en los gráficos de dispersión de puntos de las figuras 4.48 y 4.52 (muestran la relación entre el cilindro intentado o TIA y el inducido o SIA) vemos que los pacientes con astigmatismos no-normales (grupos representados con rombos verdes) han presentado unos resultados muy variables. Aunque hay un mayor número de casos que presentan hipercorrección, al dividir la muestra entre astigmatismos directos e inversos con el componente J_0 , vemos que los astigmatismos no-normales inversos (valores negativos de J_0) se reparten entre la hipo- y la hipercorrección de un modo casi homogéneo.

Bragheth y cols. observaron una mayor hipocorrección quirúrgica en pacientes con un desalineamiento entre el eje queratométrico y el eje refractivo mayor a 15° ⁽⁴⁶⁾. En nuestros resultados el índice de corrección del cilindro ha sido independiente a las diferencias de eje entre el AT y el ACA (tabla 26). Sin embargo, los ojos con $ACA > AT$ (astigmatismos con comportamiento normal) y DE superiores a la media (caso poco frecuente, supone solo un 13% de la muestra miópica) han presentado una fuerte hipocorrección del componente J_0 del astigmatismo, coincidiendo con el resultado que mostraba Bragheth. Es importante destacar, que esta hipocorrección no se ha visto reflejada en el índice de corrección del cilindro, es decir, si valoramos solo la cantidad de cilindro a corregir, encontramos que de media existe una hipercorrección del 5% ($IC=1,05 \pm 0,30$) en el mismo grupo ($ACA > AT$ y DE superiores a la media). En cambio, al analizar el componente J_0 del astigmatismo, es decir, diferenciando la cantidad de cilindro corregido en astigmatismos directos e inversos, encontramos que se produce esta hipocorrección estadísticamente significativa del 18% ($IC=0,82 \pm 0,67$). Dado que estamos hablando de pacientes con diferencias de eje superiores a la media, posiblemente en este tipo de casos entre en juego el componente oblicuo (J_{45}), el cual presenta una hipercorrección del 16%. Hay que tener en cuenta también que los ojos en los que predomina el ACA y presentan una DE superior a la media deben tener un fuerte AI que haga que el comportamiento de estos astigmatismos esté fuera de la normalidad, presentando una gran variabilidad en sus resultados. Para ser exactos, el índice de corrección de J_0 en éste grupo varía desde un 15% hasta un 150%. Ésta gran variabilidad en la corrección cilíndrica se podría explicar por el desalineamiento

entre el eje del astigmatismo corneal y el del astigmatismo tallado por el láser. Posiblemente, la hipocorrección cilíndrica sea más fuerte en aquellos ojos con astigmatismos corneales grandes (como los presentes en el grupo de mayor ACA, tabla 14) pero que presenten grandes diferencias de eje entre el AT y el ACA. No es lo mismo tallar sobre una córnea tórica un nuevo astigmatismo que reducir el astigmatismo pre-existente tallándolo en un eje diferente. Si se necesita crear un nuevo astigmatismo, sea o no sea en el mismo eje al pre-existente, la ablación realizada deberá ser lo bastante agresiva como para dar una nueva forma a la córnea (posiblemente por ello se tienda a la hipercorrección). En cambio, si solo se necesita reducir la toricidad pre-existente, sería lógico pensar que la falta de alineamiento entre el astigmatismo corneal y el cilindro tallado (TIA) reduce la eficacia (hipocorrección) de un modo similar a la que se produce por el efecto de la ciclorsión.

En base a esto, se podría extrapolar la conclusión de que en los astigmatismos con comportamientos normales (AI bajo o AI medio; $ACA > AT$ y $\%ACA > \%AI$) el AI influye poco en los resultados quirúrgicos mostrando un índice de corrección ligeramente inferior a 1, es decir, muestran ocasionalmente una ligera hipocorrección cilíndrica, excepto en los casos con grandes diferencias de eje entre el AT y el ACA, donde se tiende a producir una marcada hipocorrección del 16% de media. En contra, los astigmatismos con comportamientos fuera de la normalidad (AI alto, $AT > ACA$ y $\%AI > \%ACA$), tienden a presentar una hipercorrección cilíndrica que varía entre el 3 y el 7%, más marcada en los astigmatismos inversos.

- [*Influencia del AI en el perfil de ablación astigmática miópica con asfericidad programada \(AMAsf\)*](#)

Las ablaciones astigmáticas miópicas con asfericidad programada (perfil custom-Q) se han caracterizado entre nuestros pacientes por corregir altas cantidades de miopía induciendo un tratamiento periférico para controlar la asfericidad corneal final. De nuevo encontramos resultados de seguridad y eficacia muy buenos, donde el 81% de la muestra ha mantenido o mejorado su agudeza visual preoperatoria y solo 6 ojos (2%) han perdido más de 1 línea de AV. Sin embargo, los resultados de seguridad son peores que los presentados

por otros autores con la misma plataforma láser. Koller ⁽⁸¹⁾ solo encuentra 1 ojo en el que disminuyó más de 2 líneas la AV postoperatoria. Por otro lado, Stojanovic ⁽¹⁴⁷⁾ no presenta ningún ojo con pérdida de líneas de AV en astigmatismos miópicos (con cilindros preoperatorios de hasta 3,25D). Hay que tener en cuenta que Stojanovic en su estudio ⁽¹⁴⁷⁾ realizó todos los tratamientos centrados en el vertex corneal, en lugar de en pupila. Como hemos comentado anteriormente, no existe consenso sobre el centrado ideal de los tratamientos láser y este hecho puede afectar al resultado visual y a la aberrometría postoperatoria ⁽¹³⁾ ⁽¹³²⁾. Por lo que los altos índices de seguridad y eficacia obtenidos por Stojanovic pueden deberse a esta característica.

En general, nuestros resultados muestran una clara tendencia a la hipercorrección cilíndrica (índice de corrección del cilindro $1,07 \pm 0,35$). Stojanovic ⁽¹⁴⁷⁾ en sus resultados no muestra el cilindro residual, solo presenta el equivalente esférico residual (que varía entre 0 y +0,75D), el cual es inferior al nuestro (desde -1,23D hasta +2,31D) y unos índices de seguridad y eficacia (1,29 y 1,15, respectivamente) superiores a los obtenidos en nuestros pacientes (1,04 y 0,98, respectivamente). Hay que tener en cuenta, como hemos mencionado previamente, que al tratarse de un estudio retrospectivo existe cierto sesgo en los datos recogidos, especialmente en las refracciones y agudezas visuales postoperatorias. Pacientes con buena agudeza visual, que subjetivamente están muy contentos, no tienen recogido en su historial ningún dato refractivo postoperatorio y, posiblemente, con mínimas graduaciones podrían haber obtenido una agudeza visual igual o mejor que la obtenida en el estudio preoperatorio, pero que no se ha podido contemplar en nuestros resultados.

De nuevo observamos que el AI influye en los resultados quirúrgicos. Cuanto mayor es la contribución interna (%AI) y/o mayores son las diferencia de eje (DE) entre el AT y el ACA, menor es la ganancia de líneas de AV después de la intervención y peor es el índice de seguridad de la cirugía (tabla 33). Además, en este tipo de ablaciones encontramos una leve correlación ($r < 0,200$) del componente J_0 del astigmatismo interno (AI) con el componente J_0 del cilindro residual y del índice de corrección (IC). Cuanto mayor es el astigmatismo interno (es decir J_0 es más negativo), mayor será el cilindro residual (J_0 se vuelve más positivo) pero, en contra de lo esperado, menos se corrige el cilindro preoperatorio (se tendería a la hipocorrección). Esta última correlación entre el AI y el índice de corrección de J_0 no se hace patente al dividir la muestra por

Discusión de los resultados obtenidos

grupos. Al igual que ocurría en los otros tipos de ablación, los ojos que presentan un astigmatismo no-normal (que son los que tienen un mayor AI) tienden a la hipercorrección quirúrgica, mostrando un EE más positivo y un mayor índice de corrección. Sin embargo, esta tendencia entre los grupos no ha resultado estadísticamente significativa.

El resto de correlaciones encontradas en la tabla 33 sí se hacen patentes al analizar los resultados por grupos. Los ojos con mayor AI (grupos de comportamiento no-normal: AI alto, AT>ACA y %AI>%ACA) presentan un mayor error residual que los ojos con comportamiento normal, con un equivalente esférico más positivo y un mayor cilindro refractivo. Las diferencias de eje (DE) entre el AT y el ACA también han sido clave en la seguridad de la cirugía. Independientemente del astigmatismo que predomine, los ojos con DE superiores a la media presentan un peor índice de seguridad y una mayor hipercorrección astigmática (de hasta un 15% de media). De un modo similar, la ganancia visual postoperatoria también se ha visto limitada por estas diferencias entre el AT y el ACA. Los ojos con mayores DE no han ganado tantas líneas de AV después de la cirugía como los ojos con menores DE. La mayor hipercorrección cilíndrica la hemos encontrado en el grupo AT>ACA y diferencias de potencia (DP) entre el AT y el ACA inferiores a la media, llegando a hiper corregir el cilindro un 40% de media.

En general, los resultados de este grupo de ablación (tratados con el perfil custom-Q) son ligeramente peores que los del grupo de ablación astigmática miópica (tratados con el perfil wavefront-optimized, WFO), con un cilindro residual medio ligeramente superior y una tendencia a la hipercorrección cilíndrica mayor. La principal diferencia entre este tratamiento customizado y el perfil WFO reside en que, además de corregir la graduación deseada, realiza un tratamiento adicional en la córnea para obtener una asfericidad final concreta (el cirujano puede programar la asfericidad final deseada). Por tanto, para X dioptrías, el tratamiento customizado realizará una ablación tanto mayor a la del tratamiento WFO como el cambio de asfericidad que deseemos inducir. Así, una córnea a la que le indicamos una asfericidad final similar a la que tiene inicialmente (el incremento de asfericidad después de la intervención será 0), la profundidad de ablación indicada con el tratamiento customizado deberá ser igual a la profundidad de ablación con el tratamiento WFO. En cambio, si en una córnea con asfericidad preoperatoria de -0,2 le indicamos una asfericidad

postoperatoria de $-0,4$ (el incremento de asfericidad es $-0,2$), entonces la profundidad de ablación con el tratamiento custom-Q será mayor que la profundidad de ablación con el tratamiento WFO. Por tanto, el tratamiento customizado, al realizar una mayor ablación central tiende a inducir una hipercorrección miópica. Para evitarlo, tal y como describimos en la metodología, se realiza un ajuste en el componente esférico de la refracción que queremos corregir para que la profundidad de ablación corregida, con el tratamiento customizado, sea igual a la profundidad de ablación que se realizaría con el tratamiento WFO. Sin embargo, la profundidad de ablación central en un astigmatismo miópico es la suma de ablación miópica más la ablación astigmática central. Por tanto, sería lógica la hipótesis de que la hipercorrección miópica inducida por esta ablación afectaría tanto a la esfera como al cilindro. Entonces, el ajuste que hemos realizado en la refracción del paciente minimizaría la hipercorrección esférica pero mantendría la hipercorrección astigmática, tal y como se observa en nuestros resultados. De hecho, Stojanovic y colaboradores ⁽¹⁴⁷⁾, que han presentado unos resultados quirúrgicos mejores a los nuestros con el mismo perfil de ablación customizado, además de realizar un ajuste en la esfera indicada, también realizan un ajuste en el cilindro.

En definitiva, la hipercorrección astigmática inducida por el astigmatismo interno posiblemente ha quedado parcialmente enmascarada bajo la hipercorrección producida por el cambio de asfericidad que creamos con este tipo de ablación. Es decir, pacientes con grandes cambios de Q, posiblemente tendrán altos valores de hipercorrección cilíndrica independientemente de si el AI ha sido mayor o menor.

3. Interpretación de los resultados quirúrgicos.

El ojo un sistema óptico imperfecto formado a partir de diversas superficies ópticas que se encuentran desalineadas entre sí, con cierto grado de inclinación y aberradas ^{(3) (5) (148)}. Además es un órgano vivo, por lo que presenta fluctuaciones continuas tanto en su graduación (por la acomodación) como en la calidad visual (las aberraciones oculares cambian continuamente por la película lagrimal, la acomodación y el diámetro pupilar ^{(3) (5) (99) (149) (150) (151) (152) (153) (154) (155)}). Debido a todo esto, obtener valores reales del ojo en todo momento es imposible, por lo que su análisis se realiza a través de aproximaciones. Son muchas las fórmulas que se han desarrollado para estas aproximaciones, todas ellas basadas en modelos esquemáticos de ojo paraxiales y cuyos valores se han obtenido de los datos de miles de pacientes. Un ejemplo de ello es la queratometría simulada, se trata de una buena aproximación de la potencia corneal, especialmente cuando trabajamos con pacientes cuyos parámetros se encuentran dentro de la normalidad. Este tipo de fórmulas resultan muy efectivas, pero que no dejan de ser más que aproximaciones, y en aquellos pacientes cuyas características se alejen de la normalidad, estas aproximaciones ya no serán tan finas y tendremos un mayor grado de error.

Esto mismo ocurre en la valoración del astigmatismo interno (AI). Pacientes con parámetros oculares dentro de la normalidad, podremos calcular el AI a través de la queratometría simulada (SimK), tal y como propone Alpíns ⁽⁵⁵⁾. Sin embargo, en aquellos pacientes con un astigmatismo de la cara posterior de la córnea con un valor superior a la norma, entonces la valoración del AI a través de la SimK estará induciendo un gran error. Del mismo modo, cuando valoramos la influencia del AI en los resultados de la cirugía refractiva, no nos interesa tanto conocer si el grado del astigmatismo interno es mayor o menor, sino más bien nos interesa saber si ese astigmatismo se comporta dentro o fuera de la normalidad, o lo que es lo mismo, la relación que mantiene con el astigmatismo de la cara anterior de la córnea (ACA). Así, por ejemplo, no es lo mismo un AI de 3D a 90° si el ACA es de 4D a 180° o si es de 1D a 180°. En ambas situaciones tenemos un valor de AI muy alto, pero en el primer caso (ACA 4D a 180°) estaría dentro de la normalidad: el AI compensa el astigmatismo corneal produciendo un astigmatismo total (AT) de menor magnitud, de un modo similar al que producen, por norma, las aberraciones oculares de los sujetos jóvenes (las aberraciones de los medios internos

reducen, en parte, la aberración corneal ⁽⁷⁾ ⁽⁸⁾). Sin embargo, en el segundo caso (ACA 1D a 180°), el AI presentaría un comportamiento fuera de la normalidad: estaría aumentando la magnitud e invirtiendo el eje del astigmatismo total, y, además, presentaría una contribución mayor que la corneal. Por tanto, si conocemos que astigmatismos se comportan fuera de la normalidad, podremos aislar mejor el error que se induce y, por tanto, podremos corregirlo. Y en definitiva, esto es lo que intentamos mostrar con nuestros resultados: pacientes con grandes diferencias entre el astigmatismo refractivo total y el astigmatismo corneal van a presentar una mayor contribución del AI y, por tanto, existe una mayor probabilidad de que su comportamiento sea no-normal.

a. El AI y los resultados de la cirugía refractiva

Los resultados de la cirugía se han valorado en función del perfil de ablación realizado. Los 3 perfiles han contado con cantidades similares de AI (tabla 17), por tanto deberíamos poder observar en igual proporción la influencia del AI en los resultados quirúrgicos, independientemente del perfil que analicemos. Pero para poder entender cómo afecta el AI a cada uno de ellos es necesario conocer los resultados quirúrgicos que presentan sin la influencia del AI. En este caso, los resultados del grupo AI bajo suponen un buen ejemplo. Este grupo se caracteriza por presentar astigmatismos de comportamiento normal con niveles de AI inferiores a 0,59D (media aritmética -0,40D) y con una contribución interna muy baja (20,14% de %AI medio), por tanto, los resultados de este grupo nos pueden dar una clara idea de la efectividad que tienen los distintos perfiles de ablación. En este aspecto, el cilindro presenta una hipocorrección del 5% en las ablaciones astigmáticas hipermetrópicas (AH), ni hipo- ni hipercorrección en las ablaciones astigmáticas miópicas (AM) y una hipercorrección del 5% en las ablaciones astigmáticas miópicas con asfericidad programada (AMAsf). Por tanto, valorar la influencia del AI en el perfil de ablación AM es mucho más fiable que en los otros 2 perfiles, puesto que ya parten con un error inicial.

De los 3 tipos de ablaciones, las ablaciones AM son las que han presentado los mejores resultados en cuanto a seguridad, eficacia y predictibilidad y, en cambio, es el grupo en el que hemos encontrado una mayor influencia del AI en los resultados de la cirugía. ¿Acaso el AI ha mejorado los resultados quirúrgicos de las ablaciones AM en lugar de empeorarlos? Desgraciadamente no. Lo que observamos en este grupo es que

Interpretación de los resultados quirúrgicos

los ojos con un astigmatismo de comportamiento no-normal, que curiosamente son aquellos en los que predomina el AI, han presentado peores resultados quirúrgicos que aquellos ojos con astigmatismos que se encuentran dentro de la normalidad. Los ojos con mayor AI han presentado los peores resultados refractivos (mayor cilindro residual por una mayor hipercorrección quirúrgica) y los ojos con mayor AI y mayores diferencias de eje (DE) entre el AT y el ACA han presentado los peores resultados visuales (las DE han limitado la ganancia de AV postoperatoria y la seguridad de la cirugía). Por tanto, el AI influye negativamente en la cirugía. Entonces, ¿cómo es posible que los otros 2 grupos de ablación hayan presentado peores resultados quirúrgicos si el AI ha influido menos?, ¿acaso el AI solo influye en los pacientes miopes bajos? La respuesta exacta la desconocemos, sin embargo, nuestros resultados nos hacen pensar que estos otros grupos de ablación (las ablaciones astigmáticas hipermetrópicas y las astigmáticas miópicas con asfericidad programada) presentan otras fuentes de error que influyen más en los resultados que el propio AI y, por tanto, el error inducido por el componente interno queda enmascarado. A lo largo de esta discusión hemos especulado sobre esas otras posibles fuentes de error (ciclorsión, coupling corneal, profundidad de ablación,...). Sin embargo, serían necesarios más estudios para confirmar cualquiera de estas teorías.

Un efecto que se ha mantenido común, prácticamente en todos los casos de los 3 tipos de ablaciones, es que en los grupos en los que predomina el AI se produce un pequeño grado de hipercorrección cilíndrica. De hecho, las ablaciones astigmáticas hipermetrópicas han mostrado un mejor resultado refractivo en aquellos ojos con mayor AI, posiblemente porque la hipercorrección inducida por el AI compensa parte de la hipocorrección encontrada en este tipo de ablaciones. ¿Realmente el láser hipercorrige el astigmatismo solo cuando existe una alta contribución del astigmatismo interno? Esta hipercorrección, además, resulta curiosa ya que estamos acostumbrados a que la falta de coincidencia entre el astigmatismo presente en la primera cara de la córnea y el astigmatismo que inducimos con la ablación láser (diferencias que aumentan según aumenta el astigmatismo interno) reste eficacia al tratamiento láser, induciendo el efecto contrario, es decir, induciendo una hipocorrección astigmática como ocurre ante la ciclorsión estática o dinámica ⁽¹⁰³⁾, en el trabajo de Braheeth ⁽⁴⁶⁾ o en nuestros propios resultados en el grupo de ablaciones AM con mayor AT y diferencias de eje superiores a la media. Sin embargo, recordemos que el astigmatismo total se obtiene de la refracción subjetiva ya que es, en teoría, el cilindro real con el que el paciente compensa mejor su defecto refractivo. Este cilindro subjetivo, aunque suele ser parecido, no

siempre coincide con la valoración objetiva del cilindro que obtenemos, por ejemplo, mediante un autorrefractómetro. Y esto es así, porque el astigmatismo total, es la suma de todos los astigmatismos presentes en todas las estructuras ópticas del globo ocular (astigmatismo de la cara anterior de la córnea, astigmatismo de la cara posterior, astigmatismo de la cara anterior del cristalino y astigmatismo de la cara posterior del cristalino) más el astigmatismo que se pueda producir en el humor acuoso, el cuerpo vítreo, la retina y el sistema visual. Muchas veces se nos olvida que la visión se produce en nuestro cerebro, no en nuestros ojos.

La retina, con sus fotorreceptores, es la encargada de recoger cualquier estímulo luminoso para que pueda ser transformado a lo largo de todo el proceso visual y como consecuencia, generar la percepción de visión, que es la representación cortical de los estímulos que llegan al cerebro ⁽²⁾. Esta compleja arquitectura hace que seamos capaces de resolver estímulos con una determinada orientación y dirección y, de hecho, somos más sensibles a determinadas orientaciones (la resolución de estímulos horizontales y verticales es mejor que en cualquier otra orientación ⁽²⁾). Además, el sistema visual presenta una gran plasticidad: tiende a adaptarse y a modificar la percepción de los objetos para mejorar la imagen que percibimos en la retina ^{(156) (157) (158) (159)}. Así, la refracción de un sujeto (es decir, el desenfoque producido por la esfera y el astigmatismo) junto con sus aberraciones (inducidas por las imperfectas estructuras que componen el sistema óptico del globo ocular), generan una distorsión o borrosidad de cualquier imagen que llegue a retina, la cual es “minimizada” a través de la neuroadaptación del sistema visual ⁽¹⁶⁰⁾. Esta mejora de la calidad visual percibida se basa en una parte, en el reconocimiento de imágenes gracias a la experiencia visual previa ^{(157) (158) (159)} (es decir, a través de una serie de pistas que llegan al sistema visual podemos reconocer colores, formas o tamaños que ya hemos visto anteriormente y así, nuestra percepción interpreta lo que estamos viendo) y, por otro lado, la mejora de la calidad visual se debe a la adaptación a una misma distorsión constante en el tiempo (los sujetos presentan una mejor calidad visual ante sus propias aberraciones o ante su propio astigmatismo que ante cualquier cambio ^{(160) (161) (162)}). Este fenómeno, junto a la profundidad de foco, hace que un pequeño grado de astigmatismo miópico directo (-0,50D o -0,75D por ejemplo) pueda ser mejor tolerado sin causar borrosidad ^{(3) (69)}, mientras que los astigmatismos inversos causan una mayor disminución de la agudeza visual. Esto es así, porque en nuestra visión diaria predominan los detalles verticales de las imágenes (como en los trazos del alfabeto) y el complejo entramado de células que intervienen en el proceso visual es más sensible a la discriminación de contornos

Interpretación de los resultados quirúrgicos

verticales que a los dispuestos en cualquier otra orientación. Por tanto, estos detalles verticales pueden ser percibidos mejor con un pequeño grado de astigmatismo directo ⁽⁴²⁾ (el cual causa borrosidad en el meridiano horizontal pero define muy bien el meridiano vertical). Precisamente por ello, un astigmatismo miópico directo se ha considerado durante mucho tiempo la refracción postoperatoria ideal después de una cirugía de catarata ⁽⁴²⁾. En resumen, todo esto significa que en nuestra visión existe un grado de percepción, independiente a la óptica ocular, que no podemos medir y que puede ser que induzca una cierta preferencia cerebral astigmática para la interpretación visual. Esto explicaría fenómenos como que sujetos con alteraciones corneales tipo queratocono, los cuales están adaptados a sus propias aberraciones, sean capaces de conseguir niveles de agudeza visual muy superiores a otros sujetos normales a los que se les induce las mismas aberraciones, pero que no están adaptados a ellas ⁽¹⁶³⁾. O que sujetos con una cantidad de astigmatismo (corregida o sin corregir), presenten una mayor adaptación y tolerancia a la borrosidad inducida en el eje de su astigmatismo frente a cualquier otro eje ^{(161) (162) (164)}.

Siguiendo en la misma línea, posiblemente, los sujetos en los que el astigmatismo interno presenta una mayor contribución tenga ciertas características aberrométricas comunes incluidas en su percepción visual, las cuales después de la intervención quirúrgica quedan modificadas y, así, en algunos casos, se produce una disminución en la agudeza visual postoperatoria (como ocurre en nuestros resultados y en los de Bragheeth ⁽⁴⁶⁾), ya que la tolerancia a la nueva aberrometría dependerá de la adaptación del sistema visual de cada individuo. De hecho, en los ojos que se ha producido una menor ganancia de AV después de la intervención, son aquellos en los que predomina el AI y presentan grandes diferencias de eje entre el AT y el ACA. En este tipo de situaciones la ablación debe crear un cilindro nuevo en el centro de la córnea en un eje distinto al de la toricidad corneal, por tanto, este tipo de ojos van a presentar un incremento del astigmatismo secundario postoperatorio (inducido al crear un astigmatismo central distinto al periférico). Desde nuestro conocimiento, solo Quian en 2014 ⁽⁹⁴⁾ ha comparado las aberraciones oculares en pacientes con alto y bajo astigmatismo interno (AI), antes y después de la cirugía. En sus resultados, los pacientes de ambos grupos de AI experimentaron un aumento similar de la aberrometría total de alto orden, la aberración esférica y el coma horizontal y vertical después de una intervención tipo LASEK (desgraciadamente el astigmatismo secundario no lo valora). Aunque Quian no encontró diferencias significativas entre ambos grupos, nos llama la atención que el coma horizontal medio en el grupo de AI

alto fuese mayor ($-0,28 \pm 0,49$) que en el grupo de AI bajo ($-0,08 \pm 0,48$). Tal vez con una muestra mayor ($n=52$) esta diferencia sí hubiese resultado estadísticamente significativa. Además, el incremento del coma horizontal al mes y a los 3 meses fue significativamente mayor en el grupo de AI alto, resultado que nos parece lógico si tenemos en cuenta que en estos casos el cambio astigmático corneal será mayor por la falta de coincidencia entre el astigmatismo inducido por el láser y el pre-existente en la córnea.

Las aberraciones producen un efecto de borrosidad en la imagen retiniana que, en algunas ocasiones, reducen la calidad visual y en otras la mejora ⁽¹⁶⁵⁾. Si analizamos con mayor detenimiento la relación entre la aberración comática y el astigmatismo encontramos una fuerte relación, ya que ambas son aberraciones sin simetría rotacional. En un estudio de 2010, De Gracia y colaboradores ⁽¹⁶⁶⁾ observaron que la calidad de la imagen retiniana en presencia de 0,50D de astigmatismo y pupila grande (6mm) se puede mejorar si se añade aberración comática ($0,23 \mu\text{m}$), aunque la cantidad concreta y el ángulo de coma depende de las aberraciones propias de cada ojo. Esto es así porque las aberraciones varían la respuesta subjetiva de cada individuo en su corrección (es decir, la mejor imagen subjetiva a veces se encuentra con la corrección exacta del defecto refractivo y, en ocasiones, se encuentra con otra graduación ⁽¹⁶⁷⁾), por tanto, a mayor aberrometría hay una menor precisión en la refracción subjetiva de un individuo. En este mismo sentido, pacientes con un coma alto pueden mejorar la calidad de la imagen que llega a retina añadiendo astigmatismo a su refracción. Sin embargo, la ganancia de agudeza visual teórica predicha mediante esta simulación es diferente a la que se produce realmente. En un estudio posterior ⁽¹⁶⁸⁾, simularon la combinación de astigmatismo (0,50D) y coma ($0,11-0,41 \mu\text{m}$) en 20 pacientes después de corregir las aberraciones propias de cada individuo mediante óptica adaptativa (para que la calidad de la imagen retiniana que recibiesen todos los sujetos fuese idéntica) y, curiosamente, la mejora de la calidad visual dependió de la situación basal de cada sujeto. Así, distinguieron 3 grupos: sujetos que no tenían astigmatismo (quienes mostraron una gran mejoría de la AV con la combinación de astigmatismo+coma), sujetos con astigmatismo superior a 0,25D acostumbrados a llevarlo corregido en gafa (quienes no mostraron una clara mejoría de la AV ante la combinación de astigmatismo+coma), y sujetos con astigmatismo superior a 0,25D acostumbrados a no llevarlo corregido (quienes redujeron su agudeza visual al añadir coma a la graduación). Ante la misma calidad de imagen retiniana, los sujetos de cada grupo experimentan una diferente respuesta visual, esto induce a pensar en la presencia de un componente neural, el cual está

Interpretación de los resultados quirúrgicos

previamente adaptado al astigmatismo de cada individuo. Posteriormente, Vinas ⁽¹⁶⁴⁾ mostró que en pacientes astigmáticos (que estén habituados o no a llevar su corrección cilíndrica) inducir 1D de astigmatismo en el eje de su astigmatismo habitual no reduce su agudeza visual (lo que da valor a la hipótesis de que los individuos están adaptados y presentan una gran tolerancia a la borrosidad en el eje al que están acostumbrados). Sin embargo, y de nuevo de forma curiosa, inducir 1D de astigmatismo y coma a 45° si que mejora la agudeza visual en estos grupos de sujetos.

Extrapolando estos resultados a nuestro estudio, puede ser que pacientes en los que predomina el astigmatismo interno, presenten un valor de coma superior al resto (como mostraba Quian en su trabajo ⁽⁹⁴⁾) y los pacientes prefieran en su refracción subjetiva una hipercorrección del cilindro para minimizar la distorsión de la imagen retiniana causada por la aberrometría (distorsión, a la cual su sistema visual está adaptado por percibirla siempre igual). Por tanto, si este paciente se somete a una intervención quirúrgica para eliminar su defecto refractivo, el tratamiento láser realizado sobre la córnea va a modificar tan bruscamente el patrón corneal previo, que las aberraciones a las que el sistema visual del paciente estaba adaptado van a cambiar drásticamente y, posiblemente, la hipercorrección cilíndrica preoperatoria que mejoraba la calidad de la imagen retiniana ya no haría el mismo efecto. Por tanto, en este caso, el paciente manifestaría ese exceso de cilindro corregido (se invertiría la orientación del astigmatismo preoperatorio) y lo rechazaría (ya que como hemos dicho previamente, los individuos estamos adaptados a nuestro propio astigmatismo teniendo una gran tolerancia a nuestro propio eje, pero esta tolerancia disminuye drásticamente en cualquier otra orientación). Si esto realmente fuese así, la hipercorrección quirúrgica vista en nuestros resultados en pacientes en los que predomina el astigmatismo interno, no sería un problema de la corrección del equipo láser, sino más bien, un problema de la refracción subjetiva preoperatoria que estaría hipercorrigiendo el cilindro real.

b. Mejor método de clasificación

La hipercorrección cilíndrica que parece que induce el astigmatismo interno (AI) afecta más a unos pacientes que a otros. Por ello, otro punto clave de esta tesis es analizar 3 métodos de clasificación para detectar el más efectivo agrupando a los pacientes a los que más les influye AI en sus resultados quirúrgicos: 1) En función de la magnitud del AI (AI Bajo, AI Medio y AI Alto). 2) En función del astigmatismo que tenga

mayor magnitud: el astigmatismo total (AT) o el astigmatismo corneal anterior (ACA). 3) En función de la contribución del AI en el AT (%AI), donde se valora el astigmatismo que predomina (AI o ACA) sin tener en cuenta la magnitud del AI.

De los 3 métodos propuestos, los pacientes con AI alto han presentado peores resultados que los pacientes con AI medio o AI bajo, sin embargo, tan importante como conocer la cantidad de AI es entender su comportamiento. En éste aspecto, el método que mejor discierne entre astigmatismos con comportamiento normal (en los que predomina el ACA) y con comportamiento no-normal (en los que predomina el AI) es en función del %AI. Sin embargo, a pesar de encontrar marcadas diferencias en función del astigmatismo que predomine, en la mayoría de casos estas diferencias no han resultado estadísticamente significativas. El otro método de clasificación, a partir de las diferencias entre el AT y el ACA también es capaz de diferenciar entre astigmatismos con comportamiento normal ($ACA > AT$) y no normal ($AT > ACA$), como veíamos en la figura 4.16 y 4.17. No obstante, para afirmar que método ha resultado más efectivo en la clasificación de los pacientes necesitamos hacer un recordatorio de todos los cambios que han resultado estadísticamente significativos en función de los tipos de ablación y clasificación establecidos (tabla 39).

Tabla 39: Resultados estadísticamente significativos en función de los tipos de clasificación y grupos de ablación establecidos

<u>Tipos de clasificación:</u>	<u>Tipos de ablación:</u>				
	AH	AM	AMAsf		
Grupos AI $AI_B - AI_M - AI_A$		<ul style="list-style-type: none"> • EE residual • Cilindro residual • Eficacia • IE 	<ul style="list-style-type: none"> • Cilindro residual • IE 		
Grupos AT vs ACA	$AT > ACA - ACA > AT$				
	$AT \text{ vs } ACA + DE$ $DE > media - DE < media$				
	<ul style="list-style-type: none"> • Cilindro residual • IE 	<ul style="list-style-type: none"> • EE residual • Cambio AV • Seguridad • IC esfera • IC J₀ 	<ul style="list-style-type: none"> • EE residual • Cambio AV • Seguridad • IC Cilindro 		
$AT \text{ vs } ACA + DP$ $DP > media - DP < media$			<ul style="list-style-type: none"> • Seguridad 	<ul style="list-style-type: none"> • Cilindro residual • IE 	<ul style="list-style-type: none"> • IE • IC cilindro • IC J₀
Grupos %AI $\%ACA > \%AI - \%AI > \%ACA$		<ul style="list-style-type: none"> • Eficacia 	<ul style="list-style-type: none"> • EE residual 		

AH=Ablación astigmática hipertrópica; AM=Ablación astigmática miópica; AMAsf=Ablación astigmática miópica con asfericidad programada; AI=Astigmatismo interno; AI_B=Astigmatismo interno bajo; AI_M=Astigmatismo interno medio; AI_A=Astigmatismo interno alto; ACA=Astigmatismo corneal anterior; AT=Astigmatismo total; DE=Diferencias de eje entre el astigmatismo total y el astigmatismo corneal anterior; %AI=Porcentaje de contribución del astigmatismo interno en el astigmatismo total; %ACA=Porcentaje de contribución del astigmatismo corneal anterior en el astigmatismo total; IC=Índice de corrección; IE=Índice de éxito; EE=Equivalente esférico; CambioAV=Cambio de líneas de agudeza visual máxima después de la cirugía.

Como vemos, las diferencias de eje entre el AT y el ACA ha resultado clave para obtener resultados quirúrgicos estadísticamente diferentes. Conocer solo si el AT es mayor o menor al ACA puede ser útil en la valoración clínica de un paciente, ya que desde el primer momento el cirujano sabe si la ablación a realizar en la cirugía va a modificar al completo la toricidad corneal (AT>ACA, se tiende a hiper corregir) o si por el contrario solo tiene que reducirla (ACA>AT, se tiende a leves hipocorrecciones), pero resulta insuficiente para la valoración de la influencia del AI en los resultados quirúrgicos. Si además se tienen en cuenta las diferencias de eje (DE) entre el AT y el ACA, nuestros resultados sugieren que los pacientes a los que más les afecta el AI son aquellos que presentan un AT superior al ACA y grandes DE (aunque tengan un ACA mayor al AT). En estos casos, los resultados refractivos son menos predecibles, y los pacientes presentan un mayor error residual.

4. LIMITACIONES DEL ESTUDIO

La principal limitación de ésta tesis es que nos encontramos ante un estudio retrospectivo, como ya hemos mencionado en varias ocasiones. Esto implica un sesgo en los datos analizados, ya que se ha dependido del registro realizado en la historia clínica de cada uno de los pacientes. En muchas ocasiones, por ejemplo, si el paciente presentaba una buena agudeza visual postoperatoria (AVsc) no se registró la refracción subjetiva residual y, por tanto, tampoco la agudeza visual con corrección (AVcc). Así, los cambios de agudeza visual máxima han sido infravalorados, posiblemente la AVcc postoperatoria con la corrección de la refracción residual (por pequeña que sea) habría mejorado, aumentando el índice de seguridad de la cirugía en los 3 tipos de ablaciones. Las pequeñas hipercorrecciones miópicas o hipocorrecciones hipermetrópicas también han pasado desapercibidas por no afectar a la agudeza visual postoperatoria (se compensan mediante la acomodación), mientras que cualquier hipocorrección miópica o hipercorrección hipermetrópica ha quedado registrada y analizada ya que reduce drásticamente la visión del paciente. De un modo similar, pequeñas hipo- o hipercorrecciones astigmáticas (con astigmatismos residuales en torno a 0,50D de astigmatismo directo) que no producen una clara disminución de la agudeza visual postoperatoria también han podido pasar desapercibidas. Afortunadamente, el objetivo principal de esta tesis no es analizar la seguridad y predictibilidad de cada perfil de ablación, cuyos valores han resultado poco fiables debido al sesgo de datos.

El objetivo principal de este trabajo es analizar la influencia del astigmatismo interno en los resultados de la cirugía refractiva y, en este aspecto, el sesgo de los datos ha influido poco. Como ya hemos comentado previamente, el astigmatismo es un defecto refractivo que suele reducir la agudeza visual de los pacientes, especialmente cuando su orientación es oblicua o inversa. Así, la mayor parte de los cilindros residuales superiores a 0,50D han sido reconocidos y analizados. Gracias a ello, podemos decir que en las ablaciones astigmáticas miópicas se aprecia claramente la influencia del AI en los resultados quirúrgicos. En las ablaciones astigmáticas hipermetrópicas o con asfericidad programada también encontramos una relación entre el AI y el resultado quirúrgico, sin embargo, la influencia del AI nos resulta menos fiable ya que creemos que es necesaria una mejora de los algoritmos de éste tipo de ablaciones antes de poder confirmar el efecto exacto que produce el AI en ellas.

Limitaciones del estudio

Como no hemos analizado ni los datos topográficos post-operatorios ni las aberraciones, las explicaciones aportadas sobre nuestros resultados son meras hipótesis basadas en las evidencias de otros trabajos. Estas hipótesis suponen la base de futuros estudios para ampliar el conocimiento del astigmatismo interno.

5. FUTURO

En base a los resultados obtenidos en esta tesis, sería necesario realizar nuevos estudios prospectivos con el fin de confirmar los resultados encontrados en otras poblaciones y otras plataformas láser. Para ello, sería aconsejable analizar no solo la refracción y la visión, sino también, las características corneales y aberrométricas, pre y postoperatorias, de los sujetos. Es especial, la aberración comática y el astigmatismo secundario puede que jueguen un papel fundamental en la influencia del AI en los resultados quirúrgicos. Si se confirman los resultados, se podrían realizar nomogramas precisos para la corrección astigmática en pacientes con diferencias entre el astigmatismo total y el corneal, para evitar la hipercorrección astigmática vista en este trabajo.

Con el fin de realizar un buen análisis vectorial y animar a la comunidad científica que tenga en consideración esta metodología para la valoración de cualquier astigmatismo, estamos desarrollando un software que permita, a través de simples datos conocidos, obtener de manera automática y sencilla los valores reales de la cara anterior de la córnea, del astigmatismo interno, (junto con sus componentes J_0 y J_{45}) así como la contribución del astigmatismo interno en el astigmatismo total. Una vez que se normalizase el uso de estos datos en las planificaciones quirúrgicas sería mucho más sencillo para cualquier usuario establecer un nomograma que permita ajustar la refracción que se debe indicar al láser, para poder afinar más la corrección quirúrgica.

Conclusiones



- En pacientes candidatos a cirugía refractiva, el 100% de los casos presenta algún grado de astigmatismo interno. En el 20% de los casos el astigmatismo interno es superior al corneal.
- El astigmatismo interno ha sido independiente al desalineamiento de las estructuras oculares, es decir, ha sido independiente al ángulo Kappa.
- El astigmatismo interno se correlaciona de manera directa con el astigmatismo corneal y de forma inversa con el astigmatismo refractivo. Cuanto mayor es la diferencia entre el astigmatismo refractivo y el topográfico, el astigmatismo interno gana importancia. Por otro lado, los pacientes con astigmatismo contra-la-regla presentan un mayor astigmatismo interno. Otros parámetros que se correlacionan con el astigmatismo interno son clínicamente poco relevantes.
- El astigmatismo interno afecta de manera diferente a cada perfil de ablación:
 - En las ablaciones astigmáticas hipermetrópicas, el astigmatismo interno mejora los resultados quirúrgicos.
 - En las ablaciones astigmáticas miópicas, el astigmatismo interno genera hipercorrección del cilindro tratado. Los ojos con un astigmatismo total superior al corneal y/o diferencias de eje superiores a la media presentan los peores resultados.
 - En las ablaciones astigmáticas miópicas con asfericidad programada, el astigmatismo interno induce peores resultados visuales y refractivos.
- La diferencia de eje entre el astigmatismo topográfico y refractivo es el parámetro que mejor predice la influencia del astigmatismo interno.
- Los astigmatismos de comportamiento no-normal se beneficiarían de un factor de corrección.



Bibliografía

1. [Online]. [cited 2015 Febrero. Available from: <http://medicodaniloantoniocastillo.blogspot.com.es/2013/06/alteraciones-de-la-vision.html>.
2. ADLER. Fisiología del ojo. Aplicación clínica. Buenos Aires: Editorial Médica Paramericana; 1980.
3. Atchison DA, Smith G. Optics of the Human Eye. Butterworth-Heinemann, editor. Oxford: Elsevier Science Limited; 2000.
4. Kiely PM, Smith G, Carney LG. The mean shape of the human cornea. Opt Acta. 1982; 8: p. 1027-1040.
5. Navarro R. The Optical Design of the Human eye: a Critical Review. J Optom. 2009; 2: p. 3-18.
6. [Online]. [cited 2015 Febrero. Available from: <http://areaprofesional.blogspot.com.es/2011/08/interpretacion-de-topografias-corneales.html>.
7. Artal P, Guirao A, Berrio E, Williams DR. Compensation of corneal aberrations by the internal optics in the human eye. J Vis. 2001; 1(1): p. 1-8.
8. Artal P, Berrio E, Guirao P, Piers P. Contributions of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age. J Opt Soc Am. 2002; 19(1): p. 137-143.
9. Schwiegerling JT. Axes and Their Relevance to Alignment of Corneal Refractive Procedures. J Refract Surg. 2013; 28(8): p. 515-516.
10. Le Grand Y, El Hage SG. Physiological Optics. Berlin: Springer; 1980.
11. Mandell RB. Locating the corneal sighting center from videokeratography. J Refract Surg. 1995; 11(4): p. 253-259.
12. Benito A, Redondo M, Artal P. Laser In Situ Keratomileusis Disrupts the Aberration Compensation Mechanism of the Human Eye. Am J Ophthalmol. 2009; 147(3): p. 424-431 e1.
13. Arbelaez MC, Vidal C, Arba-Mosquera S. Clinical Outcomes of Corneal vertex Versus Central Pupil References with Aberration Free Ablation Strategies and LASIK. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2008;(49): p. 5287-5294.
14. Hashemi H, Khabazkhoob M, Yazdani K, Mehravaran S, Jafarzadejpur E, Fotouhi A. Distribution of angle kappa measurements with Orbscan II in a population-based survey. J Refract Surg. 2010; 26: p. 966-971.

15. [Online]. [cited 2015 Febrero. Available from: <http://english.ioamigo.com/especialidades/correccion-de-la-miopia-hipermetropia-y-astigmatismo/laser/>.
16. Cristobal JA, Mateo A, Faus F. Bases del Astigmatism. In SECOIR , editor. Corrección del astigmatismo. Madrid: Sociedad Española de Cirugía Ocular Implanto-Refractiva; 2006. p. 33-40.
17. Palomar T, Acaso FJ, Belmonte J, Cristobal JA. Corrección óptica del astigmatismo. In SECOIR , editor. Corrección del Astigmatismo. Madrid: Sociedad Española de Cirugía Ocular Implanto-Refractiva; 2006. p. 99-120.
18. [Online]. [cited 2015 Febrero. Available from: <http://drsoler.com/servicios/cirugias/correccion-de-defectos-de-graduacion/astigmatismo>.
19. Trokel SL, Srinivasan R, Braren B. Excimer Laser Surgery of the Cornea. AmJ Ophthalmol. 1983; 96: p. 710-715.
20. Dausch D, Klein R, Schöder E. Photoablative, refractive keratectomy in tratment of myopia. A case study of 134 yopic eyes with 6-months follow-up. Fortschr Ophthalmol. 1991; 88(6): p. 770-776.
21. McDonald MB, Frantz JM, Klyce SD, Beuerman RW, Varnell R, Munnerlyn CR, et al. Central photorefractive keratectomy for myopia. The blind eye study. Arch Ophthalmol. 1990; 108(6): p. 799-808.
22. Web oficial de la FDA (U.S. Food and Drug Administration). [Online]. [cited 2015 11. Available from: <http://www.fda.gov/MedicalDevices/ProductsandMedicalProcedures/SurgeryandLifeSupport/LASIK/ucm192110.htm>.
23. Wang Z, Chen J, Yang B. Comparision of laser in situ keratomileusis and photorefractive keratectomy to correctmyopia from -1.25 to -6.00 diopters. J Refract Surg. 1997; 13(6): p. 528-534.
24. Steinert RF, Hersh PS. Spherical and Aspherical Photorefractive Keratectomy and Laser in-situ Keratomileusis for Moderate to High Myopia: Two Prospective, Radomized Clinical Trials. Tr Am Ophth Soc. 1998; XCVI: p. 197-227.
25. El-Maghraby A, Salah T, Waring III GO, Klyce S, Ibrahim O. Radomized bilateral comparison of exciner laser in situ keratomileusis and photerefractive keractectomy for 2.50 to 8.00 diopters of myopia. Ophthalmol. 1999 March; 106(3): p. 447-457.

26. Tole DM, McCarty DJ, Couper T, Taylor HR. Comparison of laser in situ keratomileusis and photorefractive keratectomy for the correction of myopia of -6.00 diopters or less. Melbourne Excimer Laser Group. *J Refract Surg.* 2001; 17(1): p. 46-54.
27. El-Agha MH, Bowman RW, Cavanagh D, McCuley JP. Comparison of photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis for the treatment of compound hyperopic astigmatism. *J Cataract Refract Surg.* 2003; 29: p. 900-907.
28. Alio JL, Ortiz D, Muftuoglu O, Garcia MJ. Ten years after photorefractive keratectomy (PRK) and laser in situ keratomileusis (LASIK) for moderate to high myopia (control-matched study). *Br J Ophthalmol.* 2009; 93: p. 1313-1318.
29. Banu Cosar C. Photorefractive Keratectomy. In Gang A, Alio JL, editors. *Surgical techniques in ophthalmology: Refractive Surgery.* Nueva Deli: Jaye Brothers Medical Publisher; 2010. p. 41-43.
30. Banu Cosar C. LASIK. In Gang A, Alio JL, editors. *Surgical techniques in ophthalmology: Refractive Surgery.* Nueva Deli: Jaypee Brothers Medical Publishers; 2010. p. 67-73.
31. Munnerlyn CR, Koons J, Marshall J. Photorefractive keratectomy: a technique for laser refractive surgery. *J Cataract Refract Surg.* 1988; 14: p. 46-52.
32. Cristobal JA. *Corrección del Astigmatismo.* Primera ed. Implanto-Refractiva. SEdCO, editor. España; 2006.
33. [Online]. [cited 2015 Febrero. Available from: http://www.drpena.com.mx/miopia_hipermetropia_astigmatismo.php.
34. Alpins NA, Goggin M. Practical astigmatism analysis for refractive outcomes in cataract and refractive surgery. *Surv Ophthalmol.* 2004; 49: p. 109-122.
35. Jaff NS, Clayman HM. The pathophysiology of corneal astigmatism after cataract extractions. *Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol.* 1975; 79: p. OP615-OP630.
36. Cravy T. Calculation of the change in corneal astigmatism following cataract extractions. *Ophthalm Surg.* 1979; 10(1): p. 38-49.
37. Naeser K. Conversion of keratometer readings to polar values. *J Cataract Refract Surg.* 1990; 16(6): p. 741-745.
38. Holladay JT, Cravy TV, Koch DD. Calculating the surgically induced refractive change following ocular surgery. *J Cataract Refract Surg.* 1992; 18: p. 429-443.
39. Retzlaff J, Paden PY, Ferrel L. Vector analysis of astigmatism. *J Cataract Refract Surg.* 1993; 19: p. 393-398.

40. Olsen T, Dam-Johansen M. Evaluating surgically induced astigmatism. *J Cataract Refract Surg.* 1994; 20: p. 517-522.
41. Naeser K, Behrens JK, Naeser EV. Quantitative assessment of corneal astigmatic surgery; Expanding the polar values concept. *J Cataract Refract Surg.* 1994; 20: p. 162-168.
42. Alpins NA. A new method of analyzing vectors for changes in astigmatism. *J Cataract Refract Surg.* 1993; 19: p. 524-532.
43. Thibos LN, Wheeler W, Horner DG. Power vectors: an application on Fourier analysis to the description and statistical analysis of refractive error. *Optom Visc Sci.* 1997; 74: p. 367-375.
44. Thibos LN, Horner D. Power vectors analysis of the optical outcomes of refractive surgery. *J Cataract Refract Surg.* 2001; 27(1): p. 389-398.
45. Kugler L, Cohen I, Haddad MD, Wang MX. Efficacy of laser in situ keratomileusis in correcting anterior and non-anterior corneal astigmatism: Comparative study. *J Cataract Refract Surg.* 2010; 36: p. 1745-1752.
46. Braheeth MA, Dua HS. Effect of refractive and topographic astigmatic axis on LASIK correction of myopic astigmatism. *J Refract Surg.* 2005; 21: p. 269-275.
47. Jain R, Grewal S. Pentacam: principle and clinical applications. *J Curr Glaucoma Pract.* 2009; 3(2): p. 20-32.
48. Ciccio AE, Durrie DS, Stahl JE, Schwendeman F. Ocular cyclotorsion during customized laser ablation. *J Refract Surg.* 2005; 21(6): p. S772-S774.
49. WaveLight Laser Technologie AG , editor. Allegretto Wave Scanning Spot Lasik Laser System. Procedure Manual. Information for professional use. Erlangen; 2003.
50. Holladay KT, Moran JR, Kezirian GM. Analysis of aggregate surgically induced refractive change, prediction error, and intraocular astigmatism. *J Cataract Refract Surg.* 2001;(27): p. 61-79.
51. Park CY, Oh SY, Chuck RS. Measurement of angle kappa and centration in refractive surgery. *Curr Opin Ophthalmol.* 2012; 23(4): p. 269-275.
52. Quian YS, Huang J, Liu R, Chu RY, Xu Y, Zhou XT, et al. Influence of Internal Optical Astigmatism on the Correction of Myopic Astigmatism by LASIK. *J Refract Surg.* 2011; 27(12): p. 863-868.
53. Labiris G, Gatziofias Z, Giarmoukakis A, Sideroudi H, Kozobolis V. Evaluation of the efficacy of the Allegretto Wave and the Wavefront-optimized ablation profile in non-anterior astigmatism. *Acta Ophthalmol.* 2012; 90: p. e442-e446.

54. Frings A, Katz T, Steinberg J, Druchkiv V, Richard G, Linke SJ. Ocular residual astigmatism: Effects of demographic and ocular parameters in myopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg.* 2014; 40: p. 232-238.
55. Alpíns NA. New method of targeting vectors to treat astigmatism. *J Cataract Refract Surg.* 1997; 23: p. 65-75.
56. Hersh PS, Brint SF, Maloney RK, Durrie DS, Gordon M, Michelson MA, et al. Photorefractive Keratectomy versus Laser In Situ Keratomileusis for Moderate to High Myopia. *Ophthalmology.* 1998; 105: p. 1512-1523.
57. Gymbel HV, Anderson Penno EE, Van Westenbrugge JA, Ferebsowicz M, Furlong MT. Incident and management of intraoperative and early postoperative complications in 1000 consecutive laser in situ keratomileusis cases. *Ophthalmology.* 1998; 105(10): p. 1938-1848.
58. Yang CN, Shen ET, Hu FR. Laser in situ keratomileusis for the correction of myopia and myopic astigmatism. *J Cataract Refract Surg.* 2001; 27: p. 1952-1960.
59. Sugar A, Rapuano CJ, Culbertson WW, Huang D, Varley GA, Agapitos PJ, et al. Laser in situ Keratomileusis for Myopia and Astigmatism: Safety and Efficacy. A report by the American Academy of Ophthalmology. *Ophthalmology.* 2002; 109(1): p. 175-187.
60. Zadok D, Raifkup F, Landau D, Frutch-Pery J. Long term evaluation of hyperopic laser in situ keratomileusis. *J. Cataract Refract Surg.* 2003; 29: p. 2181-2188.
61. Varley GA, Huang D, Rapuano CJ, Schallhorn S, Boxer Wachler BS, Sugar A. LASIK for hyperopia, hyperopic astigmatism, and mixed astigmatism: A report by the American Academy of Ophthalmology. *Ophthalmology.* 2004; 111(8): p. 1604-1617.
62. Desai RU, Jain A, Manche EE. Long-term follow-up of hyperopic laser in situ keratomileusis correction using the Star S2 excimer laser. *J Cataract Refract Surg.* 2008; 34(2): p. 232-237.
63. Brunson PB, Mann PM. Case Report: The correction of high magnitude of astigmatism with laser-assisted in situ keratomileusis. *Optometry.* 2011; 82: p. 614-621.
64. Arruabarrena C, Teus MA, Hernandez-Verdejo JL, Cañones R. Visual Acuity After Laser In Situ Keratomileusis to Correct High Astigmatism in Adults with Meridional Amblyopia. *Am J Ophthalmol.* 2011; 152: p. 964-968.
65. Mohammadi SF, Tahvildari M, Abdolahinia T. Induced Secondary Astigmatism and Horizontal Coma after LASIK for Mixed Astigmatism. *Iranian J Ophthalmol.* 2012; 24(3): p. 52-56.

66. Alio JL, Pachkoria K, Aswad AE, Plaza-Puche AB. Laser-Assisted In Situ Keratomileusis in High Mixed Astigmatism With Optimized, Fast-Repetition and Cyclotorsion Control Excimer Laser. *AmJ Ophthalmol*. 2013; 155: p. 829-836.
67. Bohac M, Biscevic A, Koncarevic M, Anticic M, Gabric N, Patel S. Comparison of Wavelight Allegreto Eye-Q and Schwind Amaris 750S excimer laser in treatment of high astigmatism. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2014; 252: p. 1679-1686.
68. Wolffsohn JS, Bhogal G, Shah S. Effect of uncorrected astigmatism on vision. *J Cataract Refract Surg*. 2011; 37: p. 454-460.
69. Kobashi H, Kimaya K, Shimizu K, Kawamorita T, Uozato H. Effect of axis orientation on visual performance in astigmatic eyes. *J Cataract Refract Surg*. 2012; 38: p. 1352-1359.
70. Williams KM, et al. Prevalence of refractive error in Europe: the European Eye Epidemiology (E3) Consortium. *Eur J Epidemiol*. 2015; 30: p. 305-315.
71. Parssien O, Kauppinen M, Viljanen A. Astigmatism among myopic and its changes from childhood to adult age: a 23-year follow-up study. *Acta Ophthalmol*. 2015; 93: p. 276-283.
72. Wolfram C, Höhn R, Kottler U, Wild P, Blettner M, Bühren J, et al. Prevalence of refractive errors in the European adult population: the Gutenberg Health Study (GHS). *Br J Ophthalmol*. 2014; 98: p. 857-861.
73. Fozailoff A, Tarczy-Hornoch K, Cotter S, Wen G, Lin J, Borchert M, et al. Prevalence of Astigmatism in 6- to 72-Month-Old African American and Hispanic Children: The Multi-Ethnic Pediatric Eye Disease Study. *Ophthalmology*. 2011; 118: p. 284-293.
74. Hu YC, Chou P, Wojciechowski R, Lin PY, Liu CJ, Chen SJ, et al. Power Vector Analysis of Refractive, Corneal, and Internal Astigmatism in an Elderly Chinese Population: The Shihpai Eye Study. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2011; 52(13): p. 9651-9657.
75. Alpíns N, Ong JK, Stamatelatos G. Corneal coupling of astigmatism applied to incisional and ablative surgery. *J Cataract Refract Surg*. 2014; 40: p. 1813-1827.
76. Frings A, Katz T, Richard G, Druchkiv V, Linke SJ. Efficacy and predictability of laser in situ keratomileusis for low astigmatism of 0.75 diopter or less. *J Cataract Refract Surg*. 2013; 39: p. 366-377.
77. Villegas EA, Alcon E, Artal P. Minimum amount of astigmatism that should be corrected. *J Cataract Refract Surg*. 2014; 40: p. 13-19.
78. Guggenheim JA, Zayats T, Prashar A, To CH. Axes of astigmatism in fellow eyes show mirror rather than direct symmetry. *Ophthalmol. Physiol. Opt*. 2008; 28: p. 327-333.

79. Kim G, Christiansen SM, Moshirfar M. Change in keratometry after myopic laser in situ keratomileusis and photorefractive keratectomy. *J Cataract Refract Surg.* 2014; 40: p. 564-574.
80. Shin SJ, Lee YL. The Efficacy of Multi-Zona Cross-Cylinder Method for Astigmatism Correction. *Korean J Ophthalmol.* 2004; 18: p. 29-34.
81. Koller T, Iseli HP, Hafezi F, Mrochen M, Seiler T. Q-factor customized ablation profile for the correction of myopic astigmatism. *J Cataract Refract Surg.* 2006; 32: p. 584-589.
82. Ghosh S, Couper TA, Lamoureux E, Jhanji V, Taylor HR, Vajpayee RB. Evaluation of iris recognition system for wavefront-guided laser in situ keratomileusis for myopic astigmatism. *J Cataract Refract Surg.* 2008; 34: p. 215-221.
83. Gamaly T. LASIK with the Optimized Aspheric Transition Zone and Corss-cylinder Technique for the Tratment of Astigmatism From 1.00 to 4.25 Diopters. *J Refract Surg.* 2009; 25: p. S927-S930.
84. Stonecupher KG, Kezirian GM, Stonecipher K. LASIK for Mixed Astigmatism Using the ALLEGRETO WAVE: 2- and 6-month Results Whit the 200- and 400Hz Platforms. *J Refract Surg.* 2010; 26(10): p. S819-S823.
85. Alio JL, Soria F, Abbouda A, Peña-Garcia P. Laser in situ keratomileusis for -6.00 to -18.00 diopters of myopia and up to -5.00 diopters of astigmatism: 15-year follow-up. *J Cataract Refract Surg.* 2015; 41: p. 33-40.
86. Naylor EJ. Astigmatic difference in refractive errors. *Brit J Ophthal.* 1968; 52: p. 422-425.
87. Remon L, Benlloch J, Furlan WD. Corneal and refractive astigmatism in adults: a power vectors analysis. *Optom Vis Sci.* 2009; 86: p. 1182-1186.
88. Abolhasani A, Shojaei A, Baradaran-Rafiee AR, Eslani M, Elahi B, Noorizadeh F. Vector Analysis of Cross Cylinder LASIK with the NiDEK EC-5000 Excimer Laser for High Astigmatism. *J Refract Surg.* 2009; 25: p. 1075-1082.
89. Srivannaboon S, Soeharnila, Chirapapaisan C, Chonpimai P. Comparison of corneal astigmatism and axis location in cataract patients measured by total corneal power, automated kdatometry and simulated keratometry. *J Cataract Refract Surg.* 2012; 38(12): p. 2088-2093.
90. Tomita M, Watabe M, Yakawa S, Nakamura N, Nakamura T, Magnano T. Supplementary effect of static cyclotorsion compensation with dynamic cyclotorsion compensation on the refractive and visual outcomes of laser in situ keratomileusis for myopic astigmatism. *J Cataract Refract Surg.* 2013; 39: p. 752-758.

91. Park CY, Oh JH, Chuk RS. Predicting Ocular Residual Astigmatism Using Corneal and Refractive Parameters: A Myopic Eye Study. *Curr Eye Res.* 2013; 8(38): p. 851-861.
92. Alio JL, Plaza-Puche AB, Martinez LM, Torky M, Brenner LF. Laser in situ keratomileusis using optimized aspheric profiles and cyclotorsion control to treat compound myopic astigmatism with high cylinder. *J Cataract Refract Surg.* 2013; 39(1): p. 28-35.
93. Frings A, Richard G, Steinberg J, Skevas C, Druchkiv V, Katz T, et al. LASIK for Spherical Refractive Myopia: Effect of Topographic Astigmatism (Ocular Residual Astigmatism, ORA) on Refractive Outcome. *PLoS ONE.* 2015; 10(4): p. e0124314.
94. Quian Y, Huang J, Chu R, Zhou X, Olszewski E. Influence of intraocular astigmatism on the correction of myopic astigmatism by laser-assisted subepithelial keratectomy. *J Cataract Refract Surg.* 2014; 40: p. 558-563.
95. Piñero DP, Ruiz-Fortes P, Pérez-Cambrodí RJ, Mateo V, Artola A. Ocular residual astigmatism and topographic disparity vector indexes in normal healthy eyes. *Cont Lens Anterior Eye.* 2014; 37(1): p. 49-54.
96. Piñero DP, Ribera D, Perez-Cambrodí RJ, Ruiz-Fortes P, Blanes-Mompó FJ, Alzamora-Rodriguez A, et al. Influence of the Difference Between Corneal and Refractive Astigmatism on LASIK Outcomes Using Solid-State Technology. *Cornea.* 2014 December; 33(12): p. 1287-1294.
97. Teus MA, Arruabarrena C, Hernandez-Verdejo JL, Cañones R, Mikropoulos DG. Ocular residual astigmatism's effect on high myopic astigmatism LASIK surgery. *Eye.* 2014; 28(8): p. 1014-1019.
98. Battat L, Macri A, Dursun D, Pflugfelder SC. Effects of Laser In Situ Keratomileusis on Tear Production, Clearance, and the Ocular Surface. *Ophthalmol.* 2001; 108(7): p. 1230-1235.
99. Goto E, Yagi Y, Matsumoto Y, Tsubota K. Impaired Functional Visual Acuity of Dry Eye Patients. *AmJ Ophthalmol.* 2002; 133: p. 181-186.
100. Farah SG, Olafsson E, Gwynn DG, Azar DT, Brightbill FS. Outcome of corneal and laser astigmatic axis alignment in photoastigmatic refractive keratectomy. *J Cataract Refract Surg.* 2000; 26: p. 1722-1726.
101. Swami AU, Steinert RF, Osborne EE, White AA. Rotational mal position during laser in situ keratomileusis. *Am J Ophthalmol.* 2002; 133(4): p. 561-562.
102. Prickett AL, Bui K, Hallak J, Bakhtiyari P, De la Cruz J, Azar DT, et al. Cyclotorsional and non-cyclotorsional components of eye rotation observed from sitting to supine position. *Br J Ophthalmol.* 2015; 99: p. 49-53.

103. Stevens JD. Astigmatic Excimer Laser Treatment: Theoretical Effects of Axis Misalignment. *J Cataract Refract Surg.* 1994; 6(6): p. 310-318.
104. Popp N, Hirschall N, Maedel S, Findl O. Evaluation of 4 corneal astigmatic marking methods. *J Cataract Refract Surg.* 2012; 38(12): p. 2094-2099.
105. Chang MD. Cyclotorsion during laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg.* 2008; 34: p. 1720-1726.
106. Quin Y, Huang J, Chu R, Zhao J, Li M, Zhou X, et al. Influence of intraocular astigmatism on the correction of myopic astigmatism by femtosecond laser small-incision lenticule extraction. *J Cataract Refract Surg.* 2015 May; 41: p. 1057-1064.
107. Archer TJ, Reinstein DZ, Piñero DP, Gobbe M, Carp GI. Comparison of the predictability of refractive cylinder correction by laser in situ keratomileusis in eyes with low or high ocular residual astigmatism. *J Cataract Refract Surg.* 2015 July; 41: p. 1383-1392.
108. Duke-Elder S. ed. *System of Ophthalmology.* Vol 5: Ophthalmic Optics and Refractions St Louis, Mosby; 1970: p.275-278.
109. Goggin M. Letter: Internal astigmatism and ocular residual astigmatism. *J Cataract Refract Surg.* 2012; 38(2): p. 381-382.
110. Alio JL, Alpíns N. Excimer Laser Correction of Astigmatism: Consistent Terminology for Better Outcomes. *J Refract Surg.* 2014; 30(5): p. 295.
111. Alpíns N, Ong JK, Stamatelatos G. New method of quantifying corneal topographic astigmatism that corresponds with manifest refractive cylinder. *J Cataract Refract Surg.* 2012; 38: p. 1978-1988.
112. Prisant O, Hoang-Xuan T, Proano C, Hernandez E, Awad S, Azar DT. Vector summation of anterior and posterior corneal topographical astigmatism. *J Cataract Refract Surg.* 2002; 28: p. 1636-1643.
113. Koch DD, Ali SF, Weikert MP, Shirayama M, Jenkins R, Wang L. Contribution of posterior corneal astigmatism to total corneal astigmatism. *J Cataract Refract Surg.* 2012; 38(12): p. 2080-2087.
114. Savini G, Versaci F, Vestri G, Ducoli P, Naeser K. Influence of posterior corneal astigmatism on total corneal astigmatism in eyes with moderate to high astigmatism. *J Cataract Refract Surg.* 2014; 40: p. 1645-1653.
115. Piñero DP. Reply letter: internal astigmatism and ocular residual astigmatism. *J Cataract Refract Surg.* 2012; 38: p. 381-382.

116. Srivannaboon S. Internal astigmatism and its correlation to corneal and refractive astigmatism. *J Med Assoc Thai*. 2003; 86(2): p. 166-171.
117. Horner D, Thibos L. Ocular components of regular and irregular astigmatism. In Wang M, editor. *Irregular Astigmatism Diagnosis and Treatment*.: SLACK; 2008. p. 9-20.
118. Hemenger RG, Garner LF, Ooi CS. Change with age of therefractive index gradient of the human ocular lens. *Invest ophthalmol Vis Sci*. 1995; 36(3): p. 703-707.
119. Uozato H, Guyton DL. Centering Corneal Surgical Procedures. *Am J Ophthalmol*. 1987; 103: p. 264-275.
120. Kohen T, Mahmoud K, Bühren J. Comparison of Corneal Higher-Order Aberrations Inducedby Myopic and Hyperopic LASIK. *Ophthalmol*. 2005; 112: p. 1692-1698.
121. Chan CC, Boxer Wachler BS. Centration Analysis of Ablation Over the Coaxial Corneal Light Reflex for Hyperopic LASIK. *J Refract Surg*. 2006; 22: p. 467-471.
122. Soler V, Benito A, Soler P, Triozon C, Arné J, Madariaga V, et al. A Radnomized Comparison of Pupil-Centered Versus Vertex-Centered Ablation in LASIK Correction of Hyperopia. *Am J Ophthamol*. 2011; 152: p. 591-599.
123. Reinstein DZ, Gobbe M, Archer TJ. Coaxially Sighted Corneal Light Reflex Verus Entrance Pupil Center Centration of Moderate to High Hyperopic Corneal Ablations in Eyes With Small and Large Angle Kappa. *J Refract Surg*. 2013; 29(8): p. 518-525.
124. Jaycock PD, O`Brart DP, Rajan MS, Marshall J. 5-Year Follow-up of LASIK for Hyperopia. *Ophthalmol*. 2005; 112(2): p. 191-199.
125. Roszkowska AM, De Grazia L, Meduri A, Wylegala E, Aragona P. Long-term results of excimer laser procedure to correct astigmatic refractive erros. *Med Sci Monit*. 2013; 19: p. 927-933.
126. Blinder PS. Analysis of ectasia after laser in situ keratomileusis: Risk factos. *J Cataract Refract Surg*. 2007; 33: p. 1530-1538.
127. Randleman JB, Woodward M, Lynn MJ, Stulting RD. Risk Assessment for Ectasia after Corneal Refractive Surgery. *Ophthalmol*. 2008; 115: p. 37-50.
128. Seiler T, Kaemmerer M, Mierdel P, Krinke H. Ocular Optical Aberrations After Photorefractive Keratectomy for Myopia and Myopic Astigmatism. *Arch Ophthalmol*. 2000; 118: p. 17-21.

129. Moreno-Barriuso E, Merayo Lloves J, Marcos S, Navarro R, Llorente L, Barbero S. Ocular Aberrations before and after Myopic Corneal Refractive Surgery: LASIK-Induced Changes Measured with Laser Ray Tracing. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2001; 42: p. 1396-1403.
130. Villa C, Gutierrez R, Jimenez JR, Gonzalez-Meijome JM. Night vision disturbances after successful LASIK surgery. *Br J Ophthalmol.* 2007; 91: p. 1031-1037.
131. McCormick GK, Porter J, Cox IG, MacRae S. High-order aberrations in eyes with irregular corneas after laser refractive surgery. *Ophthalmol.* 2005; 112(10): p. 1699-1709.
132. Chalita MR, Chavala S, Xu M, Krueger RR. Wavefront analysis in post-LASIK eyes and its correlation with visual symptoms, refraction, and topography. *Ophthalmol.* 2004; 111(3): p. 447-453.
133. Applegate RA, Sarver EJ, Khemsara V. Are all aberrations equal? *J Refract Surg.* 2002; 18(5): p. S556-S562.
134. Oshika T, Miyata K, Tokunaga T, Samejima T, Amano S, Tanaka S, et al. Higher ORder Wavefront Aberrations of Cornea and Magnitude of Refractive Correction in Laser In Situ Keratomileusis. *Ophthalmol.* 2002; 109: p. 1154-1158.
135. Yoon G, MacRae S, Williams DR, Cox IG. Causes of spherical aberration induced by laser refractive surgery. *J Cataract Refract Surg.* 2005; 31: p. 127-135.
136. Young LK, Liversedge SP, Love GD, Myers RM, Smithson HE. Not all aberrations are equal: Reading impairment depends on aberration type and magnitude. *J Vis.* 2011; 11(13)(20): p. 1-19.
137. Marcos S, Barbero S, Llorente L, Merayo-Lloves J. Optical response to LASIK surgery fo myopia from total and corneal aberration measuremnts. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2001; 42(13): p. 3349-3356.
138. Smadja D, Reggiani-Mello G, Santhiago MR, Krueger RR. Wavefront Ablation Profiles in Refractive Surgery: Description, Results, and Limitations. *J Refract Surg.* 2012; 28(3): p. 224-232.
139. Nassiri N, Safi S, Amiri MA, Sheibani K, Safi H, Panahi N, et al. Visual outcome and contrast sensitivity after photorefractive keratectomy in low to moderate myopia: Wavefront-optimized versus conventional methods. *J Cataract Refract Surg.* 2011; 37: p. 1858-1864.
140. He L, Liu A, Manche EE. Wavefront-Guided Versus Wavefront-Optimized Laser in situ Keratomileusis for Patients With Myopia: A Prospective Randomized Contralateral Eye Study. *Am J Ophthalmol.* 2014; 157: p. 1170-1178.

141. Manns F, Ho A, Parel JM, Culbertson W. Ablation profiles for wavefront-guided correction of mopia and primary spherical aberrations. *J Cataract Refract Surg.* 2002; 28(5): p. 766-774.
142. Ivarsen A, Naeser K, Hjortdal J. Laser in situ keratomileusis for high astigmatism in myopic and hyperopic eyes. *J Cataract Refract Surg.* 2013; 39: p. 74-80.
143. Kanellopoulos AJ, Conway J, Pe LH. LASIK for hyperopia With the WaveLight Excimer Laser. *J Refract Surg.* 2006; 22(1): p. 43-47.
144. Durrie DS, Smith RT, Waring IV GO, Stahl JE, Scwendeman FJ. Comparing Conventional and Wavefront-optimized LASIK for the Treatment of Hyporopia. *J Refract Surg.* 2010; 26: p. 356-363.
145. Alio JL, El Aswad A, Vega-Estrada A, Javaloy J. Laser in situ keratomileusis for high hyperopia (>5.0 diopters) using optimized aspheric profiles: Efficacy and safety. *J Cataract Refract Surg.* 2013; 39: p. 519-527.
146. Han DC, Chen J, Htoon HM, Tan DT, Mehta JS. Comparison of outomes of conventional WaveLight Allegretto Wave and Technolas excimer lasers in myopic laser in situ keratomileusis. *Clin Ophthamol.* 2012; 6: p. 1159—1168.
147. Stojanovic A, Wang L, Jankov MR, Nitther TA, Wang Q. Wavefront Optimized Versus Custom-Q Treatments in Surface Ablation for Myopic Astigmatism With the WaveLight ALLEGRETO Laser. *J Refract Surg.* 2008; 24: p. 779-789.
148. Applegate RA, Thibos LN, Bradley A, Marcos S, Roorda A, Salmon TO, et al. Reference Axis Selection: Subcommittee Report of the OSA Working Group to Establish Standards for Measurement and Reporting of Optical Aberrations of the Eye. *J Refract Surg.* 2000; 16: p. S656-S658.
149. Huang F, Tseng S, Shih M, Chen FK. Effect of Artificial Tears on Corneal Surface Regularity, Contrast Sensitivity, and Glare Disability in dry Eyes. *Ophthalmol.* 2002; 109: p. 1934-1940.
150. Montes-Mico R, Caliz A, Alio JL. Wavefront Analysis of Higher Order Aberrations in Dry Eye Patients. *J Refract Surg.* 2004; 20: p. 243-247.
151. Montes-Mico R. Review. Role of the tear film in the optical quality of the human eye. *J Cataract Refract Surg.* 2007; 33: p. 1631-1635.
152. Liang J, Williams DR. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye. *Optical Society of America.* 1997; 14(11): p. 2873-2883.
153. Hofer H, Chen L, Yoon GY, Singer B, Yamauchi Y, Williams DR. Improvement in retinal image quality with dynamic correction of the eye's aberrations. *Optics Express.* 2001; 8(11): p. 631-643.

154. Artal P, Fernandez EJ, Manzanera S. Are optical aberrations during accommodation a significant problem for refractive surgery?. *J Refract Surg.* 2002; 18(5): p. S563-S566.
155. Kobashi H, Kamiya K, Yanome K, Igarashi A, Shimizu K. Effect of Pupil Size on Optical Quality Parameters in Astigmatic Eyes Using a Double-Pass Instrument. *MioMed Research International.* 2013; 2013: p. 6.
156. Watson TL, Clifford CW. Pulling faces: An investigation of the face-distortion aftereffect. *Perception.* 2003; 32: p. 1109-1116.
157. Kohn A. Visual Adaptation: Physiology, Mechanism, and functional Benefits. *J Neurophysiol.* 2007; 97: p. 3155-3164.
158. Yehezkel O, Sagi D, Sterkin A, Belkin M, Polat U. Learning to adapt: Dynamics of readaptation to geometrical distortions. *Vision Res.* 2010; 50(16): p. 1550-1558.
159. Webster MA. Adaptation and Visual Coding. *J Vis.* 2011; 11(5): p. 3, 1-23.
160. Artal P, Chen L, Fernandez EJ, Snger B, Manzanera S, Williams DR. Neural compensation for the eye's optical aberrations. *J Vis.* 2004; 4: p. 281-287.
161. Sawides L, Marcos S, Ravikumar S, Thibos L, Bradley A, Webster M. Adaptation to astigmatic blur. *J Vis.* 2010; 10(12): p. 22, 1-15.
162. Vinas M, Sawides L, De Gracia P, Marcos S. Perceptual Adaptation to the Correction of Natural Astigmatism. *PLoS ONE.* 2012; 7(9): p. e46361.
163. Sebasan R, Geunyoung Y. Neural Compensation of Long-term Asymmetric Optical Blur to Improve Visual Performance in Keratoconic Eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2010; 51: p. 3835-3839.
164. Vinas M, De Gracia P, Dorronsoro C, Sawides L, Marin G, Hernandez M, et al. Astigmatism Impact on Visual Performance: Meridional and Adaptational Effects. *Optom Vis Sci.* 2013; 90(12): p. 1430-1442.
165. Applegate RA, Marsack JD, Ramos R, Sarver EJ. Interaction between aberrations to improve or reduce visual performance. *J Cataract Refract Surg.* 2003; 29: p. 1487-1495.
166. De Gracia P, Dorronsoro C, Gamba E, Marin G, Hernandez M, Marcos S. Combining coma with astigmatism can improve retinal image over astigmatism alone. *Vision Res.* 2010; 50(19): p. 2008-2014.
167. Cheng X, Bradley A, Thibos LN. Predicting subjective judgment of best focus with objective image quality metrics. *J Vis.* 2004; 4: p. 310-321.

168. De Gracia P, Dorronso C, Marin G, Hernandez M, Marcos S. Visual acuity under combined astigmatism and coma: Optical and neural adaptation effects. *J Vis.* 2011; 11(2): p. 5, 1-11.
169. Karakosta A, Vassilaki M, Plainis S, Elfadl NH, Tsimbaris M, Moschandreas J. Choice of Analytic Approach for Eye-Specific Outcome: One Eye or Two? *Am J Ophthalmol.* 2012; 153(3): p. 571-579.



