
Capítulo 3

ESTUDIO DE LAS ABERRACIONES OCULARES EN DOS GRUPOS DE POBLACIÓN

3.1. Introducción.

La corrección de las aberraciones oculares de bajo orden (desenfoque y astigmatismo) es bien conocida, pues forma parte desde hace varios siglos de la práctica diaria optométrica. Quedan, en cambio, muchas cuestiones abiertas en cuanto al potencial interés que podría tener la corrección de las aberraciones de alto orden (coma, astigmatismo triangular, aberración esférica, etc.), no sólo en aquellos ojos que contienen una importante cantidad de aberraciones de alto orden, sino también en ojos “sanos”, entendiendo por ojos sanos aquellos que no padecen ningún tipo de patología ocular y que tienen una agudeza visual sin corrección o con corrección de lentes de prueba, mayor o igual a la unidad [Bennett & Rabbetts, 1989].

Para poder abordar el estudio de la corrección de las aberraciones oculares tanto en ojos sanos como en ojos que tengan una gran cantidad de aberraciones de alto orden, hemos de conocer que aberraciones son las que se dan en cada caso y realizar un estudio estadístico para poder valorar la posibilidad de extrapolación de las mismas al resto de la población. Desde el punto de vista práctico, existen dos razones claras para realizar este estudio. La primera es que si existiera un patrón de aberraciones único y extrapolable correspondiente a sujetos con ciertas características (misma edad, raza, sexo, etc.), no haría falta realizar una corrección personalizada, lo que reduciría tremendamente los costes de producción. La segunda se relaciona con el valor de las aberraciones de alto orden, pues en caso de que éste sea tan bajo que no afecte prácticamente la calidad visual, no tendría

sentido la corrección de dichas aberraciones, lo que redundaría en la tecnología de fabricación de la corrección.

Desde el punto de vista de la medida de la aberración, sería también interesante y práctico poder conocer si las aberraciones oculares (a corregir) se pueden extrapolar a partir de medidas de topografía corneal, pues en caso afirmativo, el uso de un topógrafo corneal experimental o comercial (disponible en muchas clínicas y ópticas) lo suficientemente preciso junto con un software específico, podría ser suficiente para diseñar la corrección requerida. Esto evitaría tener que disponer de un aberrómetro cuyo precio en la actualidad es bastante mayor que el del topógrafo.

A raíz de todo lo comentado en los párrafos anteriores surgió la necesidad de obtener los resultados que exponemos en el presente capítulo, procedentes de estudios estadísticos de las aberraciones de onda tanto en ojos normales como en casos especialmente patológicos (con afectación de la córnea en nuestro caso).

En los últimos años, gracias al desarrollo de nuevos aparatos de medida, se han realizado diferentes estudios estadísticos de las aberraciones oculares en sujetos normales. Los resultados están actualmente disponibles, no era así en las fases iniciales de nuestra investigación. Podemos encontrar trabajos en los que se cubre un amplio rango de edades [Guirao *et al.*, 1999; Porter *et al.*, 2001; McLellan *et al.* 2001; Brunette *et al.*, 2003] o estudios centrados en una población de sujetos jóvenes con uso de cicloplegia [Bradley *et al.*, 2001]. Una referencia clásica en este campo son los resultados de Howland & Howland [Howland & Howland, 1976], cuyo estudio se realizó sobre 55 sujetos décadas antes por medio de un sistema de medida subjetivo, a diferencia de los otros que se mencionan.

3.2. Aberraciones oculares en ojos normales.

3.2.1. Sujetos y condiciones de medida.

El estudio se realizó sobre una población de estudiantes universitarios de entre 20 y 30 años (edad promedio 24 con una desviación estándar de 3 años). Se midieron en total 108 ojos sanos, no excluyendo a ningún voluntario por su

refracción y sin efectuar ninguna corrección óptica de la misma. Se mantuvieron condiciones naturales de visión (no se dilató la pupila de los sujetos ni se usó ningún método para paralizar la acomodación). El único estímulo visual fue la propia iluminación del sistema de medida (no se usó el estímulo presentado en la Figura 2.6), es decir, en este caso el sujeto fijaba su mirada sobre un haz de luz centrado en el 788.73 nm (aún visible) y colimado. Esto permitió que se pudieran realizar medidas en pupilas de hasta 7 mm y que la medida fuese cómoda para el sujeto pues no se hizo uso de midriático, se utilizaron bajas intensidades y breves tiempos de grabación (ver capítulo anterior). Para cada ojo se grabó una secuencia de 10 imágenes consecutivas durante un tiempo total de 5 segundos. El sujeto podría parpadear libremente aunque se le indicaba cuando empezaba el registro de medidas con el fin de que el sujeto no se moviera e intentara, en la medida de lo posible, fijar la atención en “el punto rojo” correspondiente a la iluminación en infrarrojo cercano. Los valores de la aberración se obtenían seleccionando una imagen que no presentara ningún tipo de artefacto como descentramientos, parpadeos, etc., condición que normalmente se cumplía para los primeros fotogramas de cada video.

3.2.2. Resultados.

Una visión global de los resultados obtenidos se muestra en la Figura 3.1. En ella pueden verse los valores medios y desviaciones para los diferentes coeficientes de Zernike hasta 5º orden de desarrollo y para un diámetro pupilar de 5 mm. Para ese tamaño, la medida fue posible en todos los voluntarios dada su corta edad. En cambio para un diámetro pupilar de 7 mm, solamente dos tercios de los ojos pudieron ser analizados a pesar de las condiciones de baja iluminación.

Lo primero que llama la atención en la Figura 3.1 es que las desviaciones estándar son muy grandes comparadas con los propios valores medios de las aberraciones. Eso muestra una gran variación del patrón de aberraciones de cada sujeto.

Coef. Zernike	Promedio (micras)	Desv. estándar
3	-0,097	0,271
4	1,145	1,438
5	-0,304	0,579
6	0,004	0,081
7	-0,023	0,128
8	0,002	0,116
9	0,018	0,071
10	0,001	0,034
11	0,018	0,031
12	-0,008	0,074
13	0,015	0,057
14	-0,012	0,036
15	-0,001	0,011
16	-0,004	0,011
17	0,001	0,017
18	0,004	0,012
19	0,002	0,012
20	0,001	0,014



Figura 3.1. Aberraciones en sujetos normales jóvenes: valores medios y desviación estándar en micras para cada coeficiente de Zernike. Ajuste hasta 5º orden para pupila de 5 mm.

Como era de esperar aparecen como aberraciones dominantes el desenfoque miópico (Z_2^0 ó índice 4) y el astigmatismo según la regla* (Z_2^2 ó índice 5, negativo) aunque para estos términos también se observa una gran variabilidad. Estos valores medios de las aberraciones de segundo orden se corresponden a una refracción de esfera – 1.0 D, cilindro – 0.5 D y eje de astigmatismo 9º.

La corrección de estas aberraciones de 2º orden (expresadas como esfera, cilindro y eje) es una práctica ordinaria de los ópticos-optometristas, no es así para las demás aberraciones de mayor orden. En la Figura 3.1 se muestran los coeficientes a partir del coeficiente C_6 (órdenes superiores). Los valores medios para estos términos se mantienen en todos los casos por debajo de $0.03 \mu\text{m}$ aunque la desviación estándar resulta apreciable si la comparamos a las medias correspondientes.

* El astigmatismo según la regla o directo es el que se presenta con más frecuencia; se produce cuando el meridiano vertical (entre 60º y 120º) es más convergente que el meridiano perpendicular.

Los valores de la Figura 3.1 corresponden a 5 mm de pupila, sin embargo, como es sabido, los valores de los coeficientes de Zernike varían con el tamaño pupilar [Thibos *et al.*, 2002; Howland, 2002] siendo esperable un mayor peso de los términos de alto orden para tamaños mayores. Esto nos llevó a realizar el estudio de las aberraciones medias para diámetros pupilares de 3, 4, 6 y 7 mm. Con el fin de cuantificar de forma singular la presencia de aberraciones, se utilizó la varianza de la aberración de onda o RMS definido como:

$$\text{RMS} = (\sum_{i=3,4,\dots,20} (C_i)^2)^{1/2} \quad (3.2-1)$$

siendo C_i los sucesivos coeficientes de Zernike. El sumatorio empieza en C_3 , excluyendo los términos de pistón y de *tilts* (prisma) asociados a un desfase constante y a la inclinación del frente de onda, por no afectar dichos coeficientes a la calidad de la imagen retiniana (ver Apéndice). También utilizaremos el RMS de alto orden (RMS HO) definido de la misma forma que (3.2-1) pero con $i=6,7,\dots,20$ de forma que se excluyen los coeficientes de 2º orden. Por último, podemos definir el RMS para cada orden que sólo incluirá en el sumatorio los coeficientes correspondientes a ese orden. Los valores de RMS obtenidos para las pupilas de 3, 4, 5, 6 y 7 mm fueron de 0.53, 0.94, 1.49, 2.2 y 2.9 μm , respectivamente. La Figura 3.2 muestra los valores medios para cada uno de los diferentes modos de Zernike, obtenidos para 3, 5 y 7 mm de pupila. Vemos como el aumento del diámetro pupilar implica aumentos de todas las aberraciones sin excepción, tanto de bajo como de alto orden.

La presencia de una determinada aberración asociada al coeficiente C_i de la aberración total del sujeto se cuantificó calculando el siguiente porcentaje:

$$100 \times (C_i^2 / (\sum_{i=3,4,\dots,20} (C_i)^2)) \quad (3.2-2)$$

En el caso de querer estudiar la contribución de un orden completo, sumamos la contribución de cada uno de los coeficientes incluidos en el orden.

Los resultados medios obtenidos se muestran en la Figura 3.3. Para diámetro pupilar de 3 mm no es posible realizar un ajuste razonable hasta 5º orden por no disponerse de *spots* suficientes en la imagen de Shack-Hartmann capturada.

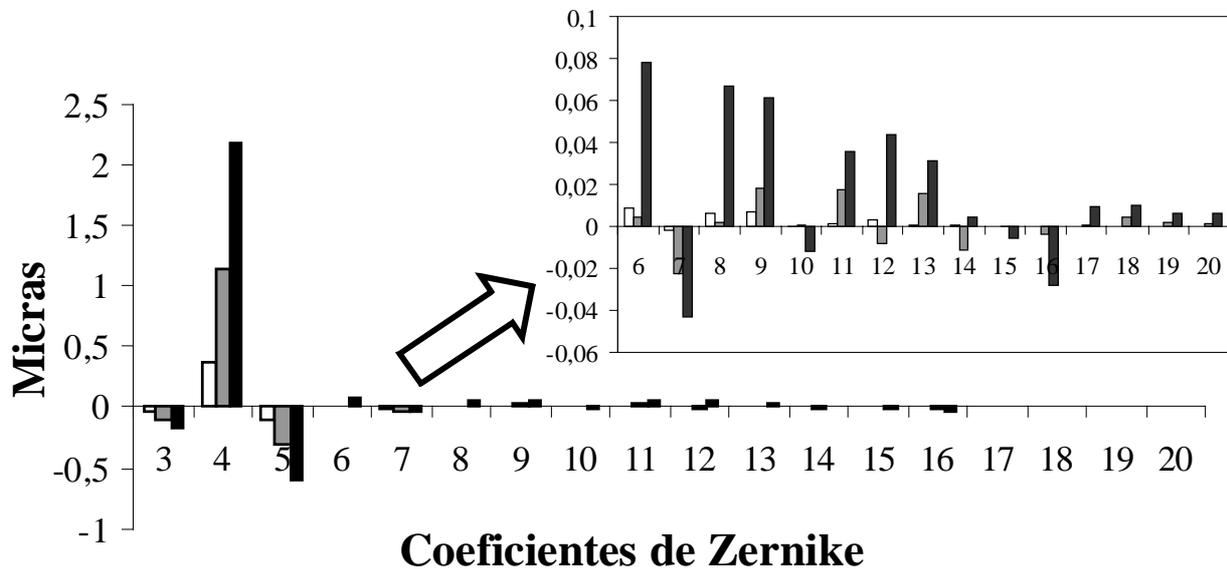


Figura 3.2. Aberración de onda para distintos tamaños de la pupila: valor medio de los coeficientes de Zernike para diámetro pupilar de 3 mm (blanco), 5 mm (gris), y 7 mm (negro). Se incluye detalle aparte de las aberraciones de alto orden.

En la Figura 3.3 vemos como el impacto relativo de las aberraciones de alto orden aumenta para tamaños de pupila mayores a costa de una disminución en el de los órdenes más bajos. Para la pupila mayor (diámetro 7 mm) todos los términos de 3º orden (especialmente el coma) y la aberración esférica de 4º orden se sitúan en valores superiores al 1 %. El impacto total para cada uno de los órdenes sucesivos se puede cuantificar sumando los impactos de todos los coeficientes del mismo orden. Los resultados se muestran en la Tabla 3.1.

Vemos que en el grupo de sujetos estudiado para una pupila de 5 mm el 99.8% de la aberración total se debe a la contribución de las aberraciones hasta 4º orden, siendo del 98.5% para pupilas de 7 mm. Ello nos permite afirmar que para la gran mayoría de los tamaños pupilares naturales tanto en visión fotópica como mesópica de sujetos jóvenes con visión normal, la aberración del frente de onda queda prácticamente descrita con los 15 primeros polinomios de Zernike, presentando las aberraciones de alto orden valores típicos de 0.014 micras

(promedio del RMS de alto orden para diámetro pupilar de 3 mm), 0.14 micras (para 5 mm) y 0.40 micras (para 7 mm).

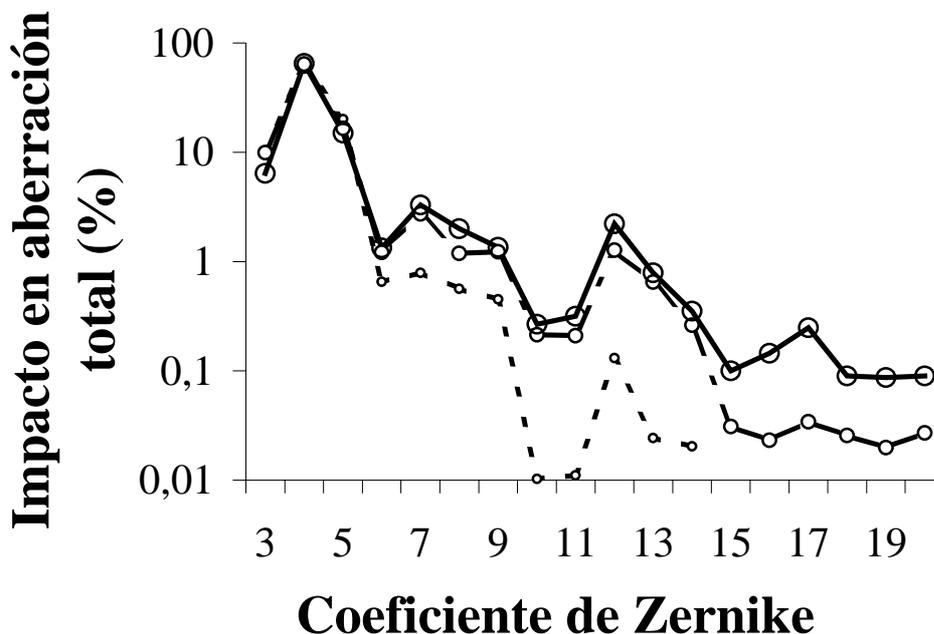


Figura 3.3. Importancia relativa de cada aberración para distintos tamaños de pupila: impacto (%) de cada coeficiente de Zernike en la aberración total. Diámetros pupilares de 3 mm(- - -), 5 mm(— —) y 7 mm(— · —).

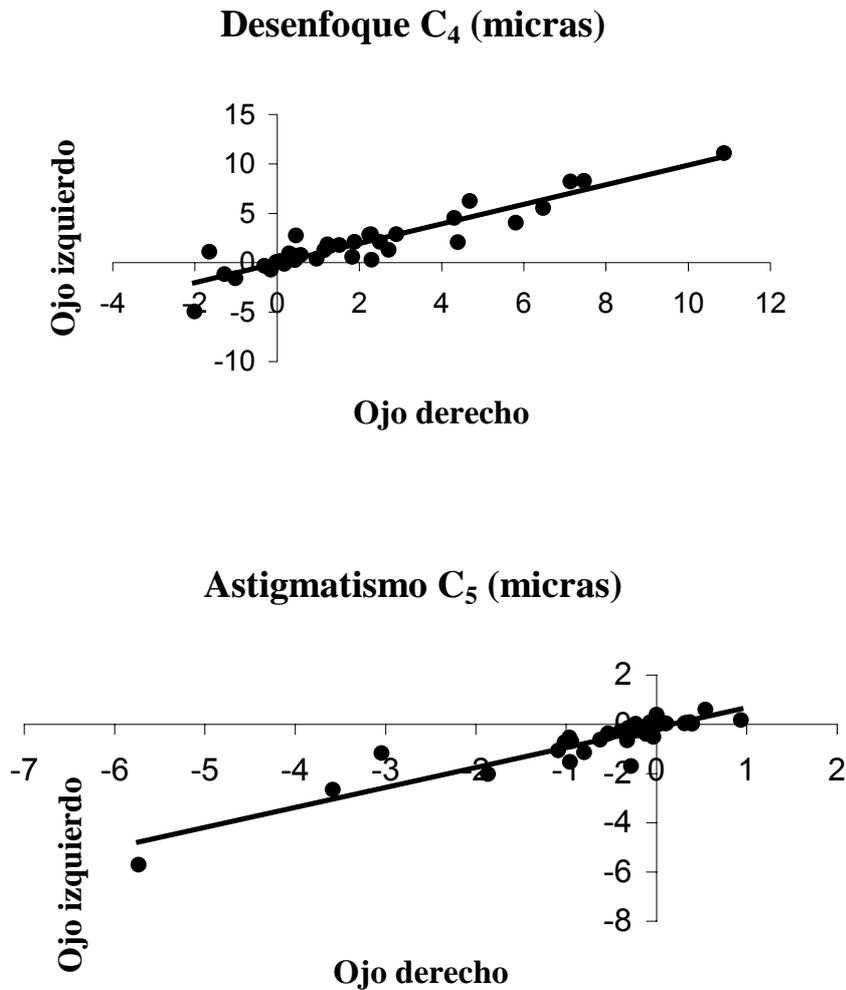
Diámetro pupilar	3 mm	5 mm	7 mm
RMS	0.52 μm	1.49 μm	2.92 μm
RMS HO	0.01 μm	0.14 μm	0.40 μm
2º Orden	97.3 %	90.8 %	86.2 %
3º Orden	2.5 %	6.4 %	8.0 %
4º Orden	0.2 %	2.6 %	3.9 %
5º Orden		0.2 %	1.5 %

Tabla 3.1. Aberración y tamaño de la pupila: aberración total (RMS), aberración total de alto orden (RMS HO) e impacto (%) correspondiente a cada orden. Diámetros pupilares de 3, 5 y 7 mm.

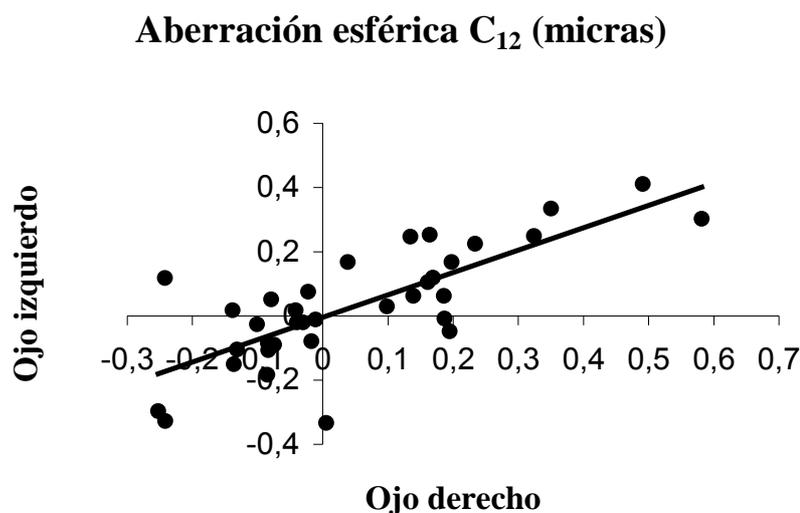
3.2.3. Comparación de la aberración entre ambos ojos.

Otro aspecto interesante en la caracterización de las aberraciones oculares es el estudio de la correlación entre los valores que presenta cada sujeto en uno y otro ojo, pues en caso de tener el mismo mapa aberrométrico, nos ahorraría tiempo en la medida de las aberraciones y costes de producción de su corrección.

En este caso, dado que el primer análisis se realizó para el tamaño pupilar más grande (y con mayor impacto de las aberraciones de alto orden), es decir, 7 mm, solo 35 de los sujetos intervinieron en el estudio. Los principales resultados obtenidos se muestran en la Figura 3.4. Para cada coeficiente se representan sus valores en el ojo derecho e izquierdo de cada sujeto (ejes horizontal y vertical respectivamente).



(a) Desenfoco en ambos ojos (arriba). (b) Astigmatismo en ambos ojos (abajo).



(c) Aberración esférica en ambos ojos.

Figura 3.4 (a), (b) y (c). Comparación de aberraciones presentes en ambos ojos: Valores en ojo izquierdo y derecho. Pupila de 7 mm de diámetro. Cada sujeto se representa con un punto y se ajusta a dependencia lineal el valor de cada aberración en un ojo frente al valor de la misma en el otro ojo.

En las gráficas de la Figura 3.4 se aprecia una clara correlación entre el desenfoque, astigmatismo y aberración esférica presentes en el ojo derecho e izquierdo de cada sujeto. Se estudió esta misma dependencia (Tabla 3.2) para todos los coeficientes de aberración. Para cada término se realizó un ajuste lineal de los valores en un ojo frente a los aparecidos en el otro.

Nuestra estadística nos permitió comprobar (ver Tabla 3.2) que existe una clara correlación entre las aberraciones de segundo orden presentes en los dos ojos. Pero en el caso del astigmatismo encontramos una menor correlación para el término Z^2_2 ($R=-0.2$) que para Z^2_2 para el cual el coeficiente R alcanza valores superiores a 0.9. Encontramos también una buena correlación entre los dos ojos para las aberraciones de tercer orden (como el coma) con la excepción del astigmatismo triangular C_9 para el cual $R=-0.16$. Para términos de orden superior ya no encontramos una correlación tan clara excepto para la aberración esférica de cuarto orden.

Orden	Coef. Zernike	R	Pendiente
2º Orden	$Z_2^{-2} (C_3)$	-0.20	-0.18
	$Z_2^0 (C_4)$	0.92	0.99
	$Z_2^2 (C_5)$	0.91	0.81
3º Orden	$Z_3^{-3} (C_6)$	0.63	0.49
	$Z_3^{-1} (C_7)$	0.65	0.49
	$Z_3^1 (C_8)$	0.6	0.63
	$Z_3^3 (C_9)$	-0.16	-0.20
4º Orden	$Z_4^{-4} (C_{10})$	0.15	0.22
	$Z_4^{-2} (C_{11})$	-0.09	-0.09
	$Z_4^0 (C_{12})$	0.77	0.70
	$Z_4^2 (C_{13})$	0.40	0.40
	$Z_4^4 (C_{14})$	0.56	0.98
5º Orden	$Z_5^{-5} (C_{15})$	0.44	0.58
	$Z_5^{-3} (C_{16})$	-0.11	-0.10
	$Z_5^{-1} (C_{17})$	-0.03	-0.02
	$Z_5^1 (C_{18})$	-0.19	-0.23
	$Z_5^3 (C_{19})$	0.21	0.43
	$Z_5^5 (C_{20})$	-0.06	-0.05

Tabla 3.2. Correlación entre aberraciones presentes en ambos ojos: ajuste lineal de aberraciones de ojo izquierdo frente a las de ojo derecho. R representa el coeficiente de regresión del ajuste (signo negativo indica una correlación lineal inversa). En la columna "Pendiente" se muestra la pendiente obtenida al realizar el ajuste lineal.

Dada la simetría bilateral quiral (o especular) entre ambos ojos es de esperar que muchos coeficientes estuvieran correlacionados directa o inversamente. En este último caso, la simetría quiral supondría un cambio de signo de un ojo al otro para los coeficientes que correspondan a aberraciones descritas por polinomios de Zernike dependientes de $\cos(n + 1)\theta$ y $\sin n\theta$ con n par. Estos coeficientes son C_3 , C_8 , C_9 , C_{10} , C_{11} , C_{18} , C_{19} , C_{20} (ver Apéndice). Ese cambio de signo llevaría a una pendiente negativa en las representaciones de la aberración en el ojo izquierdo frente a las correspondientes del derecho. En nuestro caso obtenemos una pendiente negativa en cinco de los ocho coeficientes mencionados, No es negativa para el término de tercer orden correspondiente al coma C_8 ni para las aberraciones de 5º orden en las que, en cualquier caso, son muy bajos los coeficientes de regresión.

A la luz de estos primeros resultados, nos interesaba comprobar hasta que punto estos datos correspondientes al grupo de sujetos estudiados (muestra) para el caso particular de un radio pupilar tan elevado, eran aplicables para el conjunto de la población y si además se mantenía esta correlación para radios pupilares menores de 3.5 mm (semejantes a los usuales).

Las Tablas 3.3 y 3.4 muestran los valores obtenidos para el coeficiente de correlación de Spearman (denotado con la letra rho) que se interpreta teniendo en cuenta que los valores próximos a 1 en valor absoluto indican una alta correlación y el signo positivo o negativo indica dependencia directa o inversa respectivamente [Gibbons, 1985; Rayner&Best, 2001; Sprent, 1993]. Se muestra también el valor de p correspondiente a la probabilidad bajo la hipótesis nula de que rho vale 0 (ausencia de correlación).

A lo largo de este trabajo vamos a emplear este estadístico como herramienta para el estudio de las diversas correlaciones en nuestros grupos de interés. Su elección se basa en que el cálculo del p -valor correspondiente a la hipótesis nula no requiere la condición previa de que los datos sigan una distribución normal siendo además un test robusto aunque se tengan relativamente pocos datos. Esta precaución respecto de la elección del parámetro a emplear se hizo necesaria al comprobar el carácter no gaussiano de los datos obtenidos. Por medio del Test de Kolmogorov-Smirnov comprobamos que en nuestra muestra de sujetos normales las

medidas correspondientes a los coeficientes de 3^{er} y 4^o orden no se ajustaban a distribución normal en muchos de los casos (C_7 , C_8 , C_{12} , C_{13} , C_{14}).

Orden	Coef. Zernike	Rho Spearman	P-valor
2 ^o Orden	Z_2^{-2} (C_3)	-0,28	0,07
	Z_2^0 (C_4)	0,81	0,00
	Z_2^2 (C_5)	0,70	0,00
3 ^{er} Orden	Z_3^{-3} (C_6)	0,57	0,00
	Z_3^{-1} (C_7)	0,59	0,00
	Z_3^1 (C_8)	-0,15	0,33
	Z_3^3 (C_9)	-0,38	0,01
4 ^o Orden	Z_4^{-4} (C_{10})	-0,15	0,33
	Z_4^{-2} (C_{11})	-0,27	0,07
	Z_4^0 (C_{12})	0,75	0,00
	Z_4^2 (C_{13})	0,34	0,02
	Z_4^4 (C_{14})	0,43	0,00

Tabla 3.3. Correlación entre aberraciones en ambos ojos: se muestra coeficiente de correlación y p-valor correspondiente al análisis de la correlación entre las aberraciones de ambos ojos en sujetos normales para una pupila de 3 mm.

Vemos en la Tablas 3.3 y 3.4 la elevada correlación entre las aberraciones presentes en ambos ojos hasta tercer orden, correlación que también aparece para el coeficiente C_{12} correspondiente a la aberración esférica de 4^o orden. Para una pupila de 3 mm el signo de rho se corresponde para todos los coeficientes al esperado según los razonamientos de simetría expuestos anteriormente; en el caso de la pupila de 6 mm únicamente el C_{11} no se ajusta a lo esperable.

Orden	Coef. Zernike	Rho Spearman	P-valor
2° Orden	$Z_2^{-2} (C_3)$	-0,13	0,40
	$Z_2^0 (C_4)$	0,75	0,00
	$Z_2^2 (C_5)$	0,62	0,00
3 ^{er} Orden	$Z_3^{-3} (C_6)$	0,43	0,00
	$Z_3^{-1} (C_7)$	0,64	0,00
	$Z_3^1 (C_8)$	-0,18	0,22
	$Z_3^3 (C_9)$	-0,18	0,23
4° Orden	$Z_4^{-4} (C_{10})$	-0,04	0,80
	$Z_4^{-2} (C_{11})$	0,08	0,58
	$Z_4^0 (C_{12})$	0,68	0,00
	$Z_4^2 (C_{13})$	0,24	0,11
	$Z_4^4 (C_{14})$	0,47	0,00

Tabla 3.4. Correlación entre aberraciones en ambos ojos: se muestra coeficiente de correlación y p-valor correspondiente al análisis de la correlación entre las aberraciones de ambos ojos en sujetos normales para una pupila de 6 mm.

3.2.4. Discusión de los resultados.

Cuando se realizaron las medidas y se publicaron, apenas existían dos estudios de similares características que además se realizaron casi simultáneamente con el nuestro [Thibos *et al.* 2002, Porter *et al.*, 2001]. Desde ese momento hasta ahora, varios artículos han sido publicados con medidas en sujetos de varias edades, diferentes tamaños pupilares (ver Capítulo 1, apartado 1.2), En este apartado comparamos nuestros resultados con los obtenidos por algunos de esos autores.

En general, todos los estudios estadísticos de las aberraciones [Porter *et al.* 2001, Thibos *et al.* 2002] en sujetos normales muestran una gran variabilidad del patrón de aberraciones entre sujetos como han mostrado nuestros resultados. Además, las contribuciones a la aberración total de cada uno de los distintos ordenes encontradas por otros autores son similares a las expuestas por nosotros. En particular, Porter y sus colaboradores obtuvieron que, para un pupila de 5.7 mm, el 92.7% de la aberración total se debe a las aberraciones de segundo orden, subiendo el porcentaje al 97% si consideramos el impacto conjunto de las aberraciones de segundo y tercer orden. Resultados que son muy similares a los nuestros: 90.8% y 97.2% para un a pupila de 5 mm; y 86.2% y 94.2% para una de 7 mm. Resultados similares fueron también obtenidos en el estudio en un grupo de sujetos jóvenes realizado por Thibos y sus colaboradores (26.1 años de edad media). Estos investigadores encontraron que para una pupila de 6 mm, el 99% de la aberración total se debe a las aberraciones hasta 4° orden. En nuestro caso los valores obtenidos hasta cuarto orden fueron del 99.8% y 98.1% para pupilas de 5 y 7 mm respectivamente. Aunque pueda existir una clara coincidencia en esos porcentajes, los valores medios obtenidos para cada coeficientes pueden discrepar al comparar poblaciones distintas. De hecho, recientemente se ha hecho público un análisis comparativo entre resultados publicados en cinco estudios (incluido el nuestro) [Salmon & van de Pol., 2004]. En la Figura 3.5 se muestran conjuntamente los resultados medios obtenidos por los otros cuatro estudios [Porter *et al.*, 2001; Thibos *et al.*, 2002; Roorda *et al.*, 2004; Salmon & van de Pol., 2004] y los procedentes de nuestras propias medidas.

Como se muestra en la Figura 3.5, la desviación estándar obtenida a partir de los otro cuatro estudios es muy alta, lo que indica que existe una gran dispersión de resultados entre los mismos. Nuestros resultados muestran el mismo comportamiento dispersivo. Las barras de desviación estándar de nuestro estudio y el de los demás autores se solapan, lo que indica que no hay diferencias significativas entre los estudios. El único coeficiente en el que parece haber mayor diferencia (tampoco significativa) es el coeficiente C_{12} correspondiente a la aberración esférica para los que encontramos valores menores en la población de sujetos normales jóvenes. En concreto el valor medio del coeficiente de la

aberración esférica en nuestro estudio correspondía a -0.01 ± 0.07 micras, mientras que el valor medio de los otros estudios se situó en 0.06 ± 0.02 micras (pupila de 5 mm).

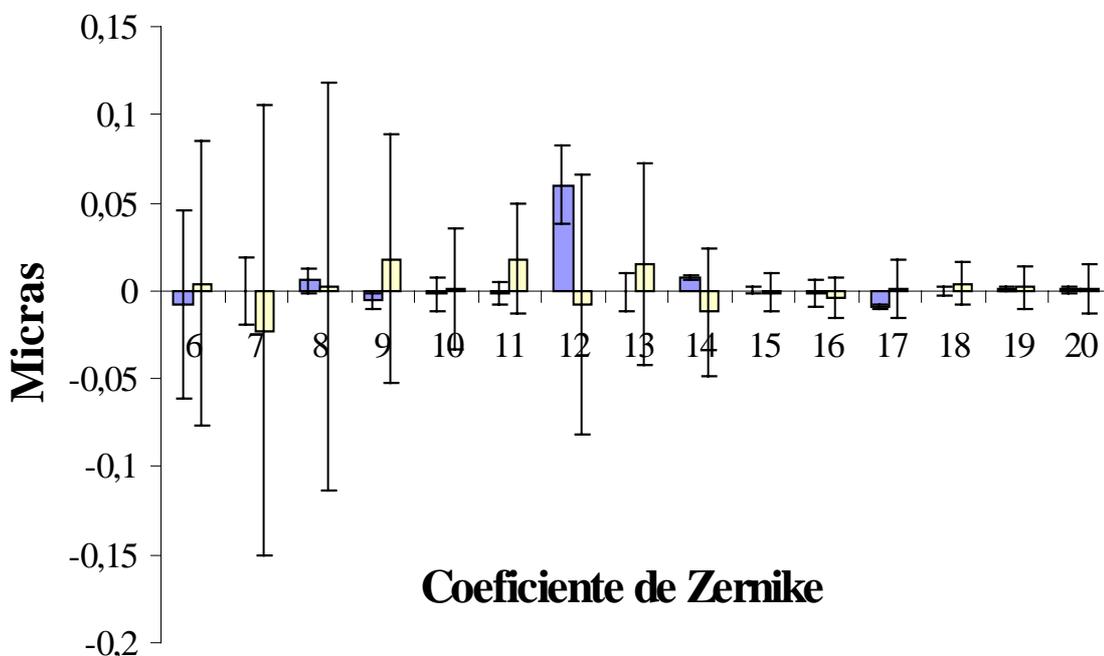


Figura 3.5. En azul se muestran los valores medios de los coeficientes de Zernike obtenidos a partir de cuatro estudios estadísticos recientemente publicados. En blanco se muestran (de nuevo) los valores medios obtenidos para los coeficientes de Zernike en nuestra población de sujetos jóvenes. En ambos casos la pupila considerada es de 5 mm.

Existen tres posibles motivos de esta discrepancia en el dato de la aberración esférica. El primero es puramente estadístico, pues como hemos mencionado, la diferencia no es significativa. El segundo se debe a la corta edad del grupo investigado. De hecho varios estudios muestran que la aberración esférica aumenta con la edad [Guirao *et al.*, 1999, McLellan *et al.* 2001, Brunette *et al.*, 2003], a partir de una edad (20-30 años) para la que el valor promedio de la aberración esférica podría pasar por un mínimo [Brunette *et al.*, 2003]. El tercer motivo podría deberse a una posible pequeña acomodación realizada por algunos de los sujetos al concentrar su atención en el punto luminoso procedente del diodo superluminiscente infrarrojo (Figura 2.6). Según los modelos teóricos [Thibos *et al.*, 1992; Atchison & Smith, 2005] la aberración cromática longitudinal del ojo (supuestamente émetrope para el 590 nm), es de - 0.58 D para la luz infrarroja utilizada. Esto podría implicar una posible acomodación por parte de sujetos con una refracción mayor o igual que

esa cantidad. Se sabe que la acomodación en sujetos jóvenes hace disminuir el valor de la aberración esférica [Atchison *et al.*, 1995, Burns *et al.* 2000], con lo que es posible que los sujetos con refracción mayor de -0.58 D acomoden y disminuyan el valor medio de la aberración esférica encontrado. Para comprobar si esta es una razón principal, se calculó el valor medio de la aberración esférica para los ojos con una refracción por debajo de -0.6 D. El valor obtenido para esos sujetos (-0.013 ± 0.074 micras) era similar, incluso menor, al obtenido en el grupo completo, lo que indica que el efecto de la posible acomodación es prácticamente despreciable. Por otro lado, el valor medio de la aberración esférica en nuestro grupo de sujetos aumentaba de forma importante para una pupila de 7 mm pasando a ser un valor positivo de 0.04 ± 0.20 micras.

Finalmente indicar que la alta correlación encontrada para las aberraciones de bajo y alto orden entre los dos ojos de un mismo sujeto era de esperar dada la simetría quiral de la anatomía ocular y el hecho de que en la mayoría de los seres humanos presenta una refracción similar en ambos ojos. Los resultados obtenidos para las aberraciones de bajo y alto orden coinciden con trabajos similares realizados en la misma época que el que aquí se muestra [Porter *et al.*, 2001]. No obstante la simetría encontrada es sólo parcial y por tanto los valores encontrados en un ojo no son extrapolables como muestra el estudio estadístico realizado.

3.3. Aberraciones en ojos intervenidos mediante queratoplastia penetrante.

De la gran variedad de patologías que afectan a las distintas partes del ojo pueden derivarse distintos patrones de aberraciones característicos. Especialmente interesante resulta conocer estos patrones en el caso de las patologías que afectan a la cornea ya que la potencia óptica de ésta supone alrededor de dos tercios de la potencia total del ojo. Caso extremos de estas patologías corneales son los queratoconos y las queratoplastias penetrantes. Esta última consiste en la intervención quirúrgica por la cual se sustituye una córnea alterada por otra normal procedente de un donante.



Figura 3.6. Queratoplastia: se aprecian las suturas uniendo la cornea trasplantada.

Existen múltiples patologías de la córnea que exigen el trasplante para recuperar la visión. Entre ellas destaca: traumatismos, infecciones (especialmente por herpes), deformidades corneales (la más frecuente es el queratocono), edema (por degeneración o complicación de cirugía de catarata), etc. El ajuste armónico de las suturas de la córnea trasplantada es esencial para que no se produzca un astigmatismo importante en el postoperatorio. Las suturas suelen mantenerse durante un año y posteriormente se retiran alcanzándose la estabilidad en las propiedades ópticas del ojo transcurridas varias semanas. La calidad visual del paciente una vez superado el proceso de trasplante se ve fuertemente afectada. Es bien conocida la importante presencia de astigmatismo que aparece con posterioridad a la intervención en un valor medio de 3.79 ± 2.13 D [Borderie *et al.*, 1999] apareciendo como la causa más común de pérdida de agudeza visual en estos casos. Todo esto es debido a las grandes irregularidades que aparecen en la córnea tras sufrir todo el proceso de trasplante y posterior retirada de las suturas. La influencia de dichas irregularidades no sólo puede originar astigmatismo si no también aberraciones de alto orden que pueden ser descritas a través de las aberraciones expresadas en forma de coeficientes de Zernike.

Cuando comenzamos este trabajo (año 1999) no se disponía de datos experimentales de la aberración ocular en estos tipos de pacientes. El principal problema al abordar la medida era disponer de un aberroscopio con rango dinámico lo suficientemente alto. Como se describe en el capítulo anterior, nuestro sistema experimental se diseñó para poder medir una gran rango de aberraciones (ver Capítulo 1) y así poder obtener los datos directamente del ojo desnudo, sin la necesidad de usar lentes de contacto o lentes de prueba extra que anularan parte de la aberración [Munson *et al.*, 2001]. Actualmente, y gracias a aportaciones como las

publicaciones realizadas de este trabajo al desarrollo de nuevos sistemas experimentales, estas medidas que en su momento presentaban una gran dificultad pueden realizarse con sistemas comerciales [Shah *et al.*, 2003], haciendo factible su uso clínico para el seguimiento clínico de la evolución temporal de la cirugía de transplante.

3.3.1. Sujetos y condiciones de medida.

Nuestro estudio incluye los resultados obtenidos de la medida de las aberraciones oculares en 23 ojos (22 sujetos) que habían sufrido transplante de cornea efectuando los cálculos para un diámetro pupilar de 5 mm. Las edades de los sujetos estaban comprendidas entre los 19 y los 74 años con un valor medio y una desviación estándar de 48 y 19 años respectivamente. En los sujetos analizados se habían empleado dos tipos de suturas distintos: continua + 8 (una sutura continua con 8 suturas interrumpidas); y discontinua 16 (16 suturas interrumpidas). Se trataba de sujetos para los que había transcurrido más de 12 meses desde la retirada total de las suturas y a los que se le habían realizado posteriormente exámenes clínicos periódicos que aseguraban la estabilidad de la óptica ocular.

Al igual que en las medidas con sujetos normales jóvenes se mantuvieron condiciones naturales de visión (no se dilato la pupila de los sujetos ni se uso ningún método para paralizar la acomodación). El único estímulo visual fue la propia iluminación del sistema de medida (no se usó el estímulo presentado en la Figura 2.6), es decir, en este caso el sujeto fijaba su mirada sobre un haz de luz centrado en el 788.73 nm (aún visible) y colimado. El sujeto podría parpadear libremente aunque se le indicaba cuando empezaba el registro de medidas con el fin de que el sujeto no se moviera e intentara en la medida de lo posible fijar la atención en “el punto rojo” correspondiente a la iluminación. Para cada ojo se grababa una secuencia que en ningún caso se extendía más allá de 5 segundos (10 imágenes consecutivas) interrumpiendo la grabación antes de ese tiempo en la mayoría de los casos en cuanto se disponía de alguna imagen lo suficientemente óptima para ser procesada (sin descentrados, parpadeos, etc.).

3.3.2. Resultados.

En la Figura 3.7 se muestra la media de los valores absolutos obtenidos para los coeficientes de Zernike de la aberración ocular. Las aberraciones de segundo orden son predominantes y en concreto, como era de esperar, se encontraron unos altos valores de los coeficientes correspondientes al astigmatismo (C_3 y C_5 asociados a los polinomios Z_2^{-2} y Z_2^2).

Coef. Zernike	Promedio (micras)	Desv. estándar
3	3,156	2,069
4	3,123	1,918
5	1,970	1,050
6	0,634	0,467
7	0,460	0,312
8	0,497	0,409
9	0,540	0,372
10	0,159	0,150
11	0,100	0,101
12	0,380	0,225
13	0,133	0,120
14	0,247	0,179
15	0,095	0,072
16	0,028	0,034
17	0,063	0,054
18	0,050	0,044
19	0,041	0,031
20	0,056	0,055
21	0,032	0,038
22	0,019	0,014
23	0,021	0,027
24	0,032	0,040
25	0,026	0,021
26	0,019	0,020
27	0,046	0,049

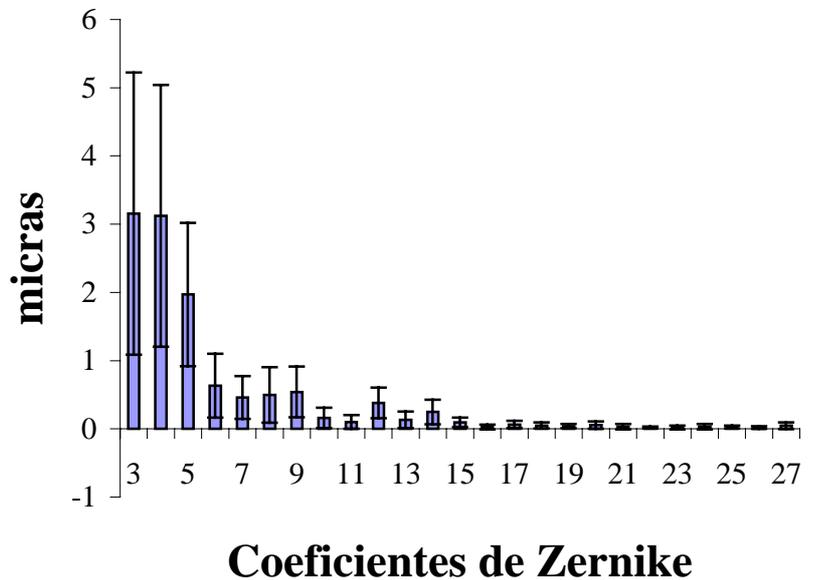


Figura 3.7. Sujetos con aberraciones severas: promedio y desviación estándar de coeficientes Zernike en casos de transplante de cornea. Pupila de 5 mm de diámetro.

Si comparamos los datos de la Figura 3.7 con los de la Figura 3.1 (sujetos normales) apreciamos que un fuerte incremento en todas las aberraciones. Si bien

los órdenes quinto y sexto presentan aberraciones no nulas, sus valores (a excepción del coeficiente 15) se mantienen por debajo de 0.06 micras para el tamaño de pupila considerado. Su valor es por tanto mucho menor que los otros órdenes inferiores cuyos valores siempre se encuentran por encima de 0.1 micra. La gran variabilidad en el patrón de aberraciones de unos pacientes a otros se aprecia claramente en las barras de desviación estándar.

En la Tabla 3.5 se comparan los valores de aberración total (RMS) y el impacto relativo de cada orden con el obtenido en otros dos grupos de población. El de sujetos jóvenes normales (expuesta en el apartado anterior); y el de 16 sujetos normales maduros con un rango de edades comprendido entre 20 y 55 años. Esta última población se usó por tener una edad media (39 ± 10 años) más próxima a la edad media del grupo de las queratoplastias (48 ± 19 años).

	Ojos Normales Jóvenes	Ojos Normales	Transplantes
RMS	1.49 μm	1.62 μm	5.66 μm
2º orden	90.8	77.94	69.16
3^{er} orden	6.4	12.25	17.86
4º orden	2.6	5.26	8.55
5º orden	0.2	1.73	2.80
6º orden		1.27	1.64

Tabla 3.5. Impacto de los diferentes órdenes en el RMS total en distintas poblaciones: aberración total (RMS) e impacto (%) de cada orden.

Las diferencias observadas entre los dos grupos normales de distintas edades medias concuerdan con otros resultados publicados [Guirao *et al.*, 1999; McLellan *et al.*, 2001] en los que ya se recoge el aumento con la edad tanto de la aberración total como del porcentaje de impacto relativo de las aberraciones de mayor orden.

En los casos de queratoplastia se produce un acusado aumento de la aberración total (superior al 300%) que además va acompañado de una redistribución de los porcentajes de impacto relativo de los distintos órdenes de aberración. Ese porcentaje es más elevado para todos los órdenes superiores en

estos sujetos. La Figura 3.8 muestra el impacto para cada coeficiente de Zernike en los tres grupos de población.

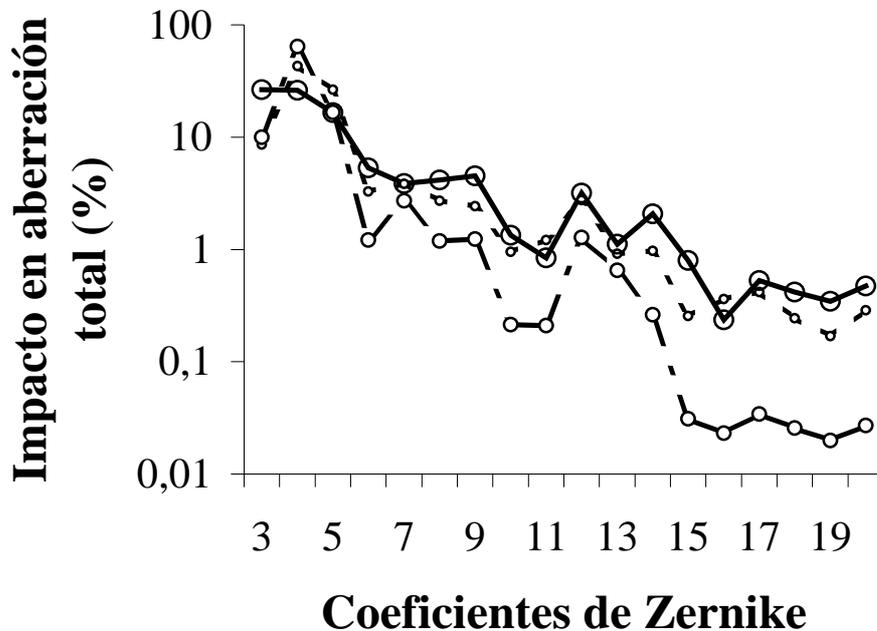


Figura 3.8. Impacto (%) de cada coeficiente de Zernike en la aberración total. Sujetos normales jóvenes (—●—), normales maduros (- - -) y trasplantes(—▲—).

Resulta de interés estudiar qué términos de alto orden son los que se ven más afectados por este aumento generalizado del RMS. En la Figura 3.9 se representa el incremento relativo del valor absoluto de las aberraciones de 3^{er} y 4^o orden al comparar queratoplastias y los sujetos normales maduros.

Vemos un incremento generalizado en todos los términos de aberración (Figura 3.9). Pero se hace especialmente destacable en los términos en los cuales el índice m, correspondiente a la frecuencia azimutal de modo de Zernike, toma valores máximos y mínimos, igualando al orden n ($m = \pm n$), como el término C_6 asociado al polinomio Z_3^{-3} , C_9 al Z_3^3 , C_{10} al Z_4^{-4} y C_{14} al Z_4^4 . Estos resultados muestran por tanto un fuerte incremento del astigmatismo triangular de 3^{er} orden (coeficientes C_6 y C_9). La razón de este incremento se basa en el tipo de proceso quirúrgico al que han sido sometidos, teniendo en cuenta que la aberración ocular puede representarse como el resultado global de las contribuciones de cada uno de los medios ópticos que componen el ojo. Las aberraciones corneales en los ojos trasplantados son tan altas

en comparación con las aberraciones internas que suele presentar en el ojo humano [Artal & Guirao, 1998; Artal *et al.*, 2001], que la aberración total es prácticamente la aberración corneal. Como muestra de esto, en la Figura 3.10 se muestran los coeficientes de Zernike, valores de RMS y mapas de aberración en uno de estos sujetos con la cornea transplantada. La medida las aberraciones correspondientes a la primera superficie corneal puede realizarse por medio de trazado de rayos a partir de datos de elevación de la misma proporcionados por un topógrafo corneal [Guirao & Artal, 2000] estimando la diferencia de camino óptico en los rayos marginales y el principal.

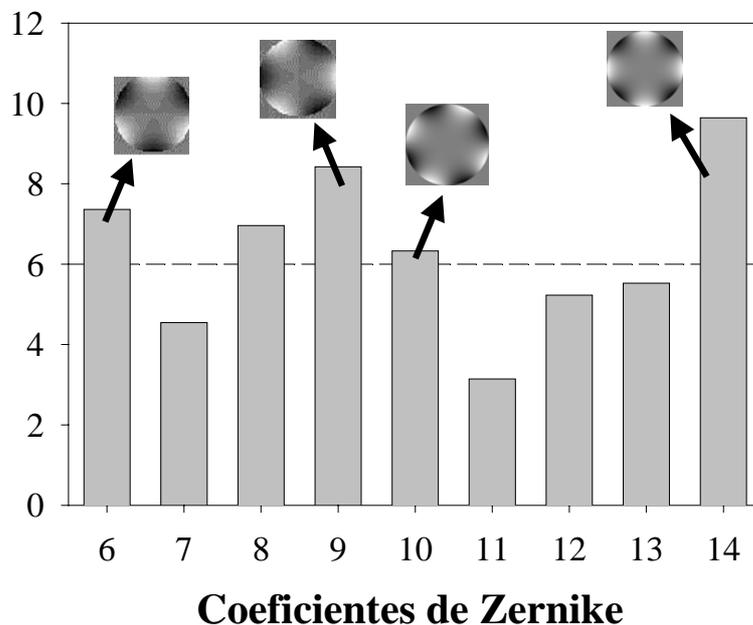


Figura 3.9. Incremento de aberraciones de alto orden en queratoplastia: se representan incrementos relativos de las aberraciones (de 3^{er} y 4^o orden) respecto de ojos normales maduros.

Los datos de la Figura 3.10 y la Tabla 3.6 correspondientes al ojo “completo” se obtuvieron por medio del sistema experimental descrito anteriormente (Capítulo 2), mientras que la aberración introducida aisladamente por la córnea se obtuvo a partir de las medidas del topógrafo (Orbscan-II). Comprobamos que la aberración ocular en el ojo con transplante es debida principalmente a la aportación introducida por la córnea, y así el mapa de aberraciones correspondiente al ojo completo se asemeja claramente al de la cornea aislada (Figura 3.10).

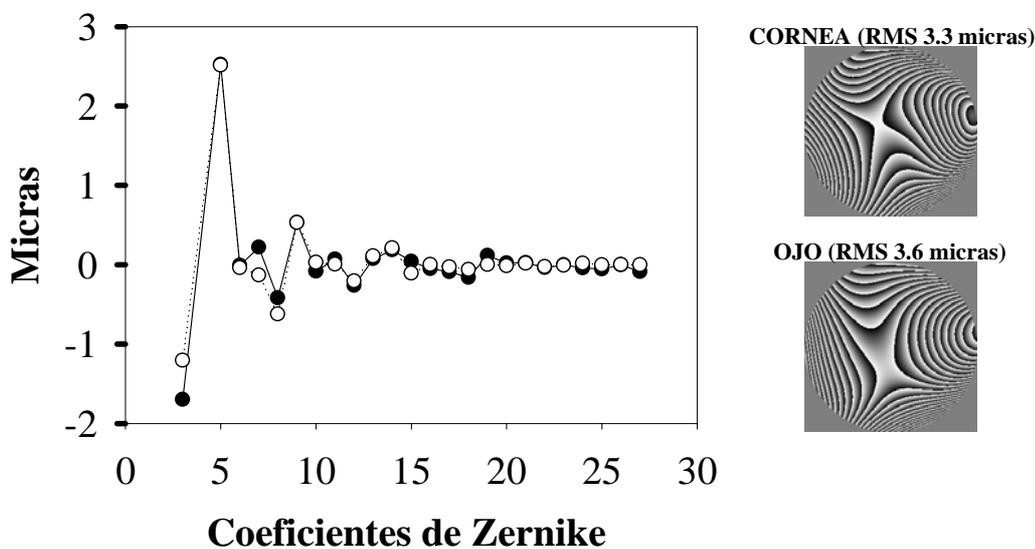


Figura 3.10. Aberración ocular y corneal en queratoplastia: coeficientes de Zernike corneales (negro) y oculares(blanco), aberración total (RMS) y mapas correspondientes.

Coef. Zernike	Valor Corneal	Valor Ocular	Diferencia	Contribución Corneal (%)
3	-1,70	-1,21	-0,49	141
5	2,52	2,51	0,01	100
6	-0,01	-0,04	0,03	22
7	0,22	-0,13	0,35	166
8	-0,42	-0,62	0,20	67
9	0,53	0,53	0,00	101
10	-0,08	0,03	-0,11	294
11	0,07	0,00	0,07	1594
12	-0,26	-0,21	-0,06	128
13	0,07	0,11	-0,03	69
14	0,19	0,21	-0,03	88

Tabla 3.6. Aberración ocular y corneal en queratoplastias: coeficientes de Zernike corneales y oculares (hasta 4º orden expresados en micras), diferencia y proporción (%) entre ambos.

En la Tabla 3.6 se muestra el valor de cada aberración en este sujeto, para el ojo completo y para la córnea aislada, la diferencia entre ambos y la proporción que representa la córnea para cada coeficiente de Zernike. Los valores por encima del 100 % de la última columna de la Tabla 3.6 indican que ha existido una compensación de la aberración de la primera superficie corneal por los medios internos [Artal & Guirao, 1998], lo contrario ocurre cuando el valor es menor del 100%. Es importante destacar que los topógrafos corneales suelen tomar como

centro de coordenadas el vértex corneal normal mientras que las aberraciones oculares se suelen representar [Thibos *et al.*, 2000] con origen en el centro pupilar. La proyección del vértex sobre la pupila de entrada no tiene porqué coincidir (aunque suele estar relativamente cerca) con el centro de la misma. En el caso de las aberraciones que aquí se comparan se ha intentado evitar esta posible causa de error empleando el dato correspondiente a la posición del centro pupilar que nos proporcionaba el propio topógrafo. Por tanto, una posible fuente de error al comparar ambas aberraciones estaría originada por el posible desplazamiento entre los dos centros pupilares considerados obtenidos obligadamente por distintos procedimientos.

Resultados similares a los mostrados para el sujeto de la Tabla 3.6 se repiten en todos los individuos de esta población (Tabla 3.7) confirmando así que la principal fuente de aberraciones oculares en estos sujetos se encuentra en la córnea.

Contribución corneal	Promedio	Desv. Estandar
RMS	101,1	0,1
Z_2^{-2} (C ₃)	116,1	49,2
Z_2^2 (C ₅)	100,0	37,8
Z_3^{-3} (C ₆)	93,1	50,6
Z_3^{-1} (C ₇)	119,6	101,3
Z_3^1 (C ₈)	192,6	231,2
Z_3^3 (C ₉)	111,8	93,7
Z_4^{-4} (C ₁₀)	74,0	64,2
Z_4^{-2} (C ₁₁)	193,0	306,0
Z_4^0 (C ₁₂)	114,6	51,9
Z_4^2 (C ₁₃)	154,6	212,1
Z_4^4 (C ₁₄)	226,4	167,9

Tabla 3.7. Aberración ocular y corneal en queratoplastia: estadística de la contribución (%) de la aberración corneal al total de la aberración ocular. Aberración total (RMS) y coeficientes de Zernike hasta 4º orden.

Resulta interesante comprobar hasta que punto se mantendría de forma general esta alta correlación entre la aberración ocular y la corneal que encontramos en nuestros sujetos de estudio. Las Tablas 3.8 y 3.9 muestran los valores de la rho de Spearman y el p-valor correspondiente tanto en los casos de transplante como en el de grupo de sujetos normales maduros. Se analiza, para cada coeficiente, la

dependencia entre el valor correspondiente al ojo completo y el corneal. Podemos ver los elevados valores de rho y compararlos con los de los sujetos normales maduros. En ambos casos se observan los mayores valores de rho para las aberraciones de 2º, 3º y aberración esférica. En el caso de los sujetos patológicos es además muy elevada la correlación en los coeficientes C₁₀ y C₁₄ correspondientes a los términos de 4º orden de mayor frecuencia angular.

Orden	Coef. Zernike	Rho Spearman	P-valor
2º Orden	$Z_2^{-2} (C_3)$	0,97	0,00
	$Z_2^0 (C_4)$	-	-
	$Z_2^2 (C_5)$	0,96	0,00
3º Orden	$Z_3^{-3} (C_6)$	0,85	0,00
	$Z_3^{-1} (C_7)$	0,85	0,00
	$Z_3^1 (C_8)$	0,73	0,01
	$Z_3^3 (C_9)$	0,79	0,00
4º Orden	$Z_4^{-4} (C_{10})$	0,42	0,13
	$Z_4^{-2} (C_{11})$	0,27	0,33
	$Z_4^0 (C_{12})$	0,60	0,03
	$Z_4^2 (C_{13})$	0,20	0,47
	$Z_4^4 (C_{14})$	0,86	0,00

Tabla 3.8. Correlación entre aberración ocular y aberración corneal: se muestran los valores de rho y p - valor para cada coeficiente de Zernike en sujetos con córnea transplantada.

Orden	Coef. Zernike	Rho Spearman	P-valor
2º Orden	Z_2^{-2} (C ₃)	0,56	0,03
	Z_2^0 (C ₄)	-	-
	Z_2^2 (C ₅)	0,64	0,01
3º Orden	Z_3^{-3} (C ₆)	0,43	0,09
	Z_3^{-1} (C ₇)	0,48	0,06
	Z_3^1 (C ₈)	0,30	0,25
	Z_3^3 (C ₉)	0,46	0,07
4º Orden	Z_4^{-4} (C ₁₀)	0,00	1.00
	Z_4^{-2} (C ₁₁)	0,19	0,46
	Z_4^0 (C ₁₂)	0,49	0,06
	Z_4^2 (C ₁₃)	0,14	0,60
	Z_4^4 (C ₁₄)	0,22	0,40

Tabla 3.9. Correlación entre aberración ocular y aberración corneal: se muestran los valores de rho y p - valor para cada coeficiente de Zernike en grupo de sujetos normales de todas las edades.

La estadística nos confirma el hecho físico de que las aberraciones presentes en el grupo patológico tienen su origen principal en la córnea. En el caso de los sujetos normales maduros también existe cierta correlación entre las aberraciones del ojo completo y la de una de las partes del mismo, lo que es lógico pues ésta aporta la mayor parte de la potencia óptica. Es interesante destacar que en el grupo de ojos transplantados la correlación entre las aberraciones oculares y corneales es significativa ($p < 0.05$) para el segundo y tercer orden y para la aberración esférica. Sin embargo en el caso del grupo de los sujetos normales esta significancia sólo aparece para el astigmatismo. Este resultado confirmaría la práctica ordinaria

realizada en ópticas y clínicas optométricas y oftalmológicas de usar los valores del topógrafo corneal para determinar el eje del astigmatismo.

La alta correlación encontrada entre medidas de la aberración ocular y la aberración corneal en los sujetos transplantados nos llevó a plantearnos la posible redundancia de realizar las dos medidas. La comprobación de que en los casos de transplante la información proporcionada por ambos sistemas es equivalente permitiría ahorrarse la medida de la aberración ocular en favor de los datos obtenidos con el topógrafo corneal que es un equipo más accesible a niveles prácticos.

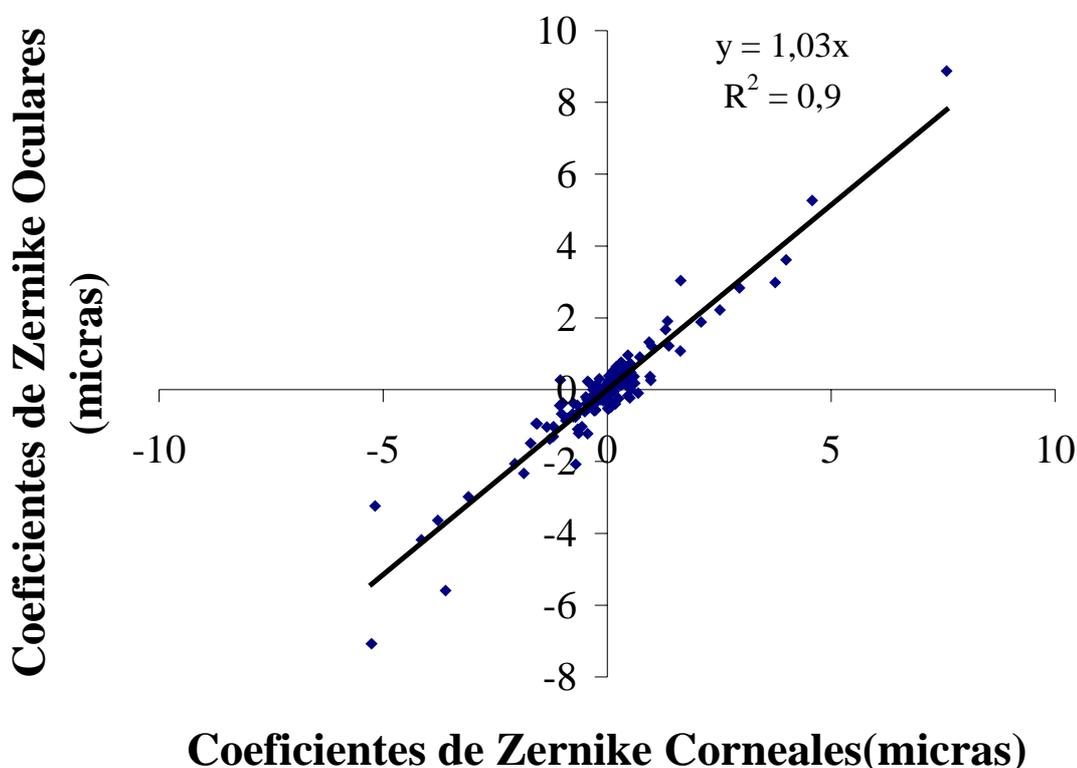


Figura 3.11. Correlación entre aberración ocular y aberración corneal: se muestran los valores de todos los coeficientes de Zernike para aberración ocular y corneal en el grupo de sujetos con transplante de cornea. Se ajusta linealmente la dependencia obteniéndose la recta representada.

En la Figura 3.11 se muestran los valores obtenidos de la medida para todos los coeficientes de Zernike en los 22 sujetos transplantados. Se representa en cada caso el valor ocular frente al corneal. Al realizar sobre estos datos muestrales un ajuste lineal observamos el elevado coeficiente de regresión para una pendiente

muy próxima a la unidad. Estos primeros resultados parecen indicar una correspondencia de uno a uno.

Con objeto de analizar la posible equivalencia entre ambos tipos de medidas se aplicó un test de comparación de medias entre los coeficientes de aberración corneal y los de la aberración ocular (considerando los coeficientes como datos estadísticamente independientes [Porter *et al.*, 2001]. El test seleccionado como herramienta estadística fue el de los rangos con signo de Wilcoxon (*Wilcoxon signed-rank test*) de carácter no paramétrico que permite el contraste de hipótesis sin exigir la condición previa de que los datos se ajusten a una distribución normal [Gibbons, 1985; Rayner&Best, 2001; Sprent, 1993]. La hipótesis nula que se descarta (o no se descarta) es la de igualdad de medias entre los datos pareados que son los valores oculares y corneales obtenidos para cada coeficiente de Zernike.

Si aplicamos el test obtenemos un nivel de significación de los datos (p-valor) de 0.63 con lo cual no se rechaza la hipótesis nula de igualdad de medias. El problema es que la potencia del test es de 3.2 % para un nivel del test α , prefijado, de 0.05 que no permite aceptar claramente la hipótesis nula. La potencia depende fuertemente del tamaño muestral con lo cual estos datos indican la necesidad de disponer de un grupo más amplio de sujetos transplantados para concluir la equivalencia entre ambos tipos de medida.