
Capítulo 5

GENERACIÓN Y CORRECCIÓN DE ABERRACIONES MEDIANTE LENTES DE CONTACTO HIDROFÍLICAS

5.1. Introducción.

A priori es de esperar que una compensación de las aberraciones oculares debiera conducir a una mejora en la calidad visual de los sujetos corregidos, así como posibilitar una mejora de las imágenes oftalmoscópicas. Por ello, los sistemas capaces de medir y corregir las aberraciones oculares abren la posibilidad del desarrollo de importantes aplicaciones para su uso en optometría y oftalmología.

En el caso de sujetos con patrones de aberración normales, (RMS en torno a la media micra para pupilas de 5 mm) que disfrutaban de una visión espacial normal, es decir, agudeza visual próxima a la unidad con o sin corrección con lentes de prueba, la corrección de las aberraciones trataría de alcanzar niveles superiores de agudeza visual*. En el caso de ciertos casos patológicos con patrones de aberración extremos (como los expuestos en este mismo trabajo), el objetivo perseguido tras la corrección no es otro que el lograr una calidad visual similar a la de un ojo sano normal.

5.2. Generación de aberraciones por medio del uso de lentes de contacto.

Para generar un patrón de aberración concreto sobre el ojo mediante una lente de contacto tendremos que asegurarnos de que la lente cumple con unos criterios de calidad mínimos de fabricación. Se manejan distintas medidas de control

* A veces denominados de “supervisión” [MacRae *et al.*, 2000] o “visión supernormal” [Liang *et al.*, 1997] aunque en este trabajo no usaremos esa terminología que puede resultar en cierta forma imprecisa.

efectuadas a lo largo del proceso completo: diseño, fabricación y adaptación de la lente.

El frente de onda introducido por la lente se controla a través de medidas de laboratorio anteriores a la adaptación en ojo humano (medidas *ex vivo*), obtenidas por ejemplo a través de interferometría. Los valores obtenidos deben corresponderse con los que se perseguían en la fase de diseño de la lente. Posteriormente tendremos que averiguar la relación existente entre ese frente de ondas *ex vivo* y el frente de onda que efectivamente genera la lente una vez adaptada en el ojo del sujeto (frente de onda *in vivo*). Estos datos *in vivo* se obtienen a partir de un aberrómetro.

Es necesario conocer hasta que punto la aberración *ex vivo* e *in vivo* son idénticas, independientemente de cual sea la aberración que necesitemos generar. Una correspondencia clara nos permitiría asegurar la idoneidad cada lente de contacto a partir de controles de calidad en laboratorio efectuados antes de proceder a adaptarla. Para comprobar estas hipótesis se diseñaron una serie de lentes con las cuales se pretendía generar un solo tipo de aberración en cada una de ellas presentando además valores conocidos de la misma. Es decir, se trataba de muestras para aberraciones puras que debían generar un valor prefijado para unos coeficientes de Zernike concretos. Las lentes se diseñaron con una primera superficie (frontal) asimétrica siendo esférica la segunda la superficie (superficie en contacto con el ojo). Se fabricaron cinco tipos de lentes correspondientes a las siguientes aberraciones puras: desenfoque, astigmatismo, astigmatismo triangular, coma y aberración esférica de cuarto orden. En la Tabla 5.1 se muestran los valores de algunos de los parámetros más importantes de las lentes.

DESENFUQUE		
Valor teórico de diseño(micras)	Valor experimental <i>ex vivo</i>(micras)	Radio 1ª superficie(mm)
-10,0000	-10,30	7,071
-5,0000	-5,06	7,755
-1,0000	-1,14	8,455
-0,5000	-0,65	8,554
0,2500	0,20	8,708
0,5000	0,39	8,760
1,0000	0,93	8,868

5,0000	5,00	9,818
10,0000	10,67	11,437
ASTIGMATISMO		
Valor teórico de diseño(micras)	Valor experimental <i>ex vivo</i>(micras)	Radio 1ª superficie(mm)
0,0125	0,03	variable
0,0625	0,13	
0,1250	0,06	
0,6250	1,56	
1,2500	2,69	
ASTIGMATISMO TRIANGULAR		
Valor teórico de diseño(micras)	Valor experimental <i>ex vivo</i>(micras)	Radio 1ª superficie(mm)
0,0125	0,14	variable
0,0625	0,18	
0,1250	0,18	
0,6250	0,65	
1,2500	1,37	
COMA		
Valor teórico de diseño(micras)	Valor experimental <i>ex vivo</i>(micras)	Radio 1ª superficie(mm)
0,0125		variable
0,0625	0,10	
0,1250	0,30	
0,6250	0,43	
1,2500	1,23	
ABERRACIÓN ESFÉRICA		
Valor teórico de diseño(micras)	Valor experimental <i>ex vivo</i>(micras)	Radio medio 1ª superficie(mm)
0,00625	0,1100	8,631
0,03125	0,3600	8,532
0,0625	1,1100	8,407
0,3125	2,0800	7,574
0,625	3,5500	6,795

Tabla 5.1. Datos de lentes generadoras de aberración: valores del diseño y de la medida *ex vivo* de la aberración para radio pupilar 2.5 mm. El radio de la 2ª superficie es constante de 8.600 mm.

Antes de adaptar estas lentes de prueba con aberraciones puras era necesario determinar el efecto introducido por el acoplamiento de la lente de contacto con las propias aberraciones oculares (flexión de la lente, la lágrima, etc.). La forma más simple de estudiarlo fue mediante el uso de una lente de contacto diseñada de forma que estuviera libre de aberraciones (lente sin aberraciones) o

visto de otra forma una lente de prueba con aberración pura nula. En la Figura 5.1 se muestran los valores de los diferentes términos de Zernike obtenidos de la medida de la aberración ocular en ojo desnudo y con la lente sin aberraciones para una pupila de 5 mm. Se muestran también los patrones de aberración correspondientes a cada uno de los casos.

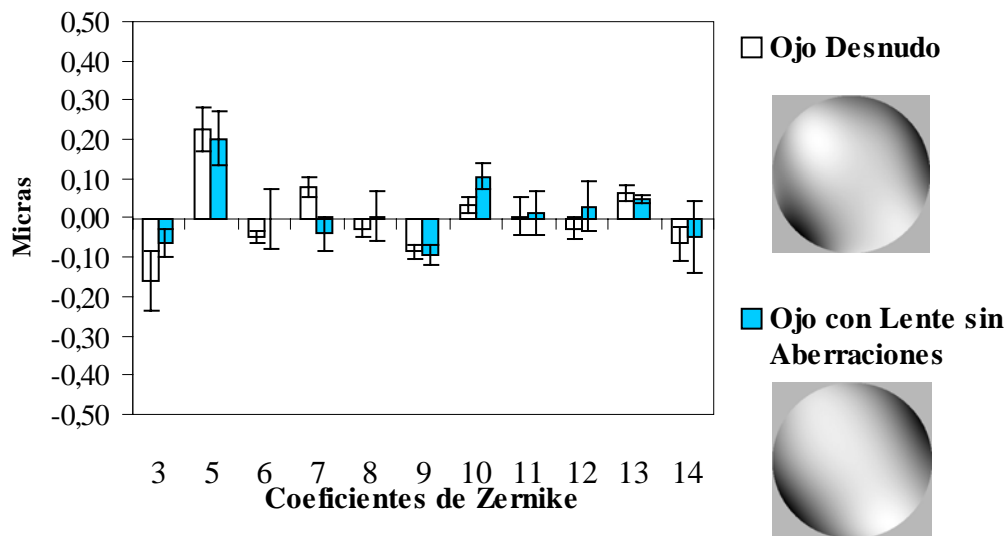


Figura 5.1. Valores de los coeficientes de Zernike en ojo desnudo y con lente de contacto libre de aberraciones para una pupila de 5 mm de diámetro. Se muestran también los patrones de aberraciones.

Aunque los patrones de aberraciones son similares observamos que aparecen cambios entre esas aberraciones que hipotéticamente deberían ser exactamente iguales. En cualquier caso para la mayoría de coeficientes observamos que son variaciones de magnitud relativamente pequeña ya que se mantienen dentro del rango de las barras de desviación correspondientes a las diferentes medidas que se realizaron. En general esas aberraciones espúreas que son inducidas por el acoplo de la lente al ojo provienen de flexiones de la misma y del efecto de la lágrima. El valor de esas aberraciones es el que se muestra en la Figura 5.1 y supone un límite al control que se tiene sobre las aberraciones introducidas al aplicar esta tecnología. El efecto de la lágrima es debido tanto a la capa que se forma entre córnea y lente como a la que se forma en la primera superficie de la lente. Ya se ha demostrado a través de simulaciones que el efecto conjunto sobre la

corrección de aberraciones con lentes de contacto no es un factor importante (sin ser por ello despreciable) en cuanto a que pueda limitar la corrección de las aberraciones de alto orden [Ho, 2003].

El objetivo final es el de ser capaces de modificar unas u otras aberraciones oculares seleccionadas a priori, siendo capaces de controlar el valor de las mismas y a la vez consiguiendo que permanezcan invariables los demás términos.

En las Figuras 5.2 y 5.3 se muestran los resultados obtenidos al adaptar las lentes de contacto diseñadas especialmente como muestras de aberraciones puras con valores predeterminados. Se trata de las correspondientes al astigmatismo, coma, astigmatismo triangular y aberración esférica. En cada caso se comparan los valores de la aberración medidos en el laboratorio (*ex vivo*) con los que finalmente se logra inducir en el ojo (*in vivo*). La medida *ex vivo* se realizaba por medio de un interferómetro Fizeau–Tolanski [Fermigier *et al.*, 2001, Malacara, 1992]. La aberración que la lente introducía al proceder a su adaptación en el ojo real (valor *in vivo*) se determinaba por medio de dos medidas de la aberración ocular: la primera con ojo desnudo y otra posterior tras adaptar la lente. Todos estos datos nos permiten conocer el nivel de control alcanzado sobre las aberraciones que somos capaces de inducir empleando las técnicas desarrolladas.

Todas las medidas se efectuaron en dos sujetos con visión normal y sin patologías oculares conocidas: ABG, 27 años, -2.50D de miopía, y NLG, 34 años, -4.50D de miopía.

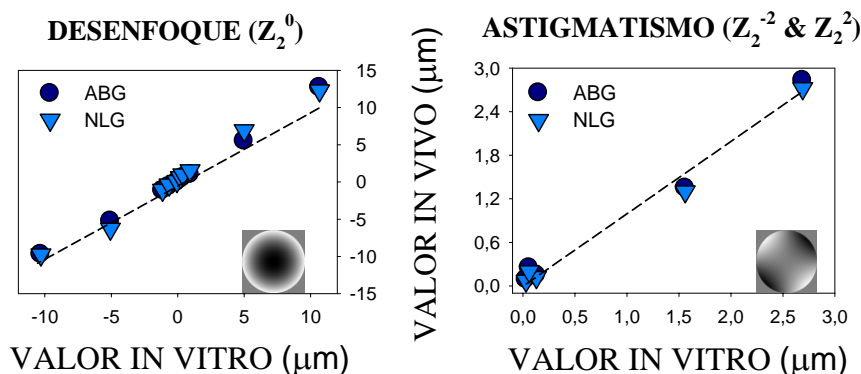


Figura 5.2. Inducción de aberraciones de bajo orden con lentes de contacto: medidas *ex vivo* (eje x) frente a medidas *in vivo* (eje y) para cada uno de los conjuntos de muestras fabricados en los dos sujetos (ABG, círculos; NLG, triángulos). La línea discontinua representa el ajuste ideal.

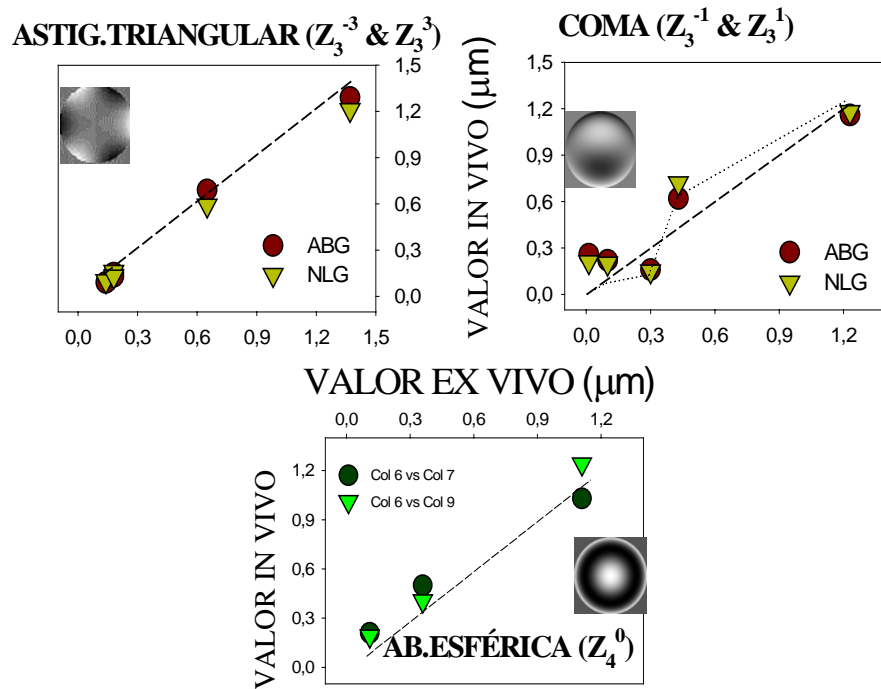


Figura 5.3. Inducción de aberraciones de alto orden con lentes de contacto: medidas *ex vivo* (eje x) frente a medidas *in vivo* (eje y) para cada uno de los conjuntos de muestras fabricados en los dos sujetos (ABG, círculos; NLG, triángulos). La línea discontinua representa el ajuste ideal. En el caso de las muestras de coma se representan también los valores de aberración predeterminados en la fase de diseño de la lente (línea de puntos).

Medidas <i>in vivo</i> frente a medidas <i>ex vivo</i>						
Aberración Introducida	Sujeto ABG			Sujeto NLG		
	Pendiente	R ²	p	Pendiente	R ²	P
Desenfoque	1,07	0,99	<0,0001	1,1	0,99	<0,0001
Astigmatismo	0,98	0,98	<0,001	0,95	0,99	<0,001
Astil. Triangular	0,98	0,99	<0,001	0,9	0,99	<0,001
Coma	0,81	0,89	0,0168	0,86	0,86	0,0223
Ab. Esférica	0,79	0,99	0,0723	1,06	0,99	0,03

Tabla 5.2. Inducción de aberraciones con lentes de contacto: se muestra pendiente, coeficiente de regresión y coeficiente p correspondientes al ajuste lineal de la aberración que se logra introducir en el ojo (*in vivo*) frente a la medida previamente en el laboratorio (*ex vivo*). Se observa la alta correlación entre ambas.

En las Figuras 5.2 y 5.3 y la Tabla 5.2 vemos los resultados obtenidos. Se comprueba la buena correlación entre uno y otro tipo de medidas si bien los datos son menos significativos para el caso de las lentes de coma y aberración esférica. Aunque para el coma si lo que comparamos son los valores de la aberración

medidos *in vivo* con los valores que se buscaba conseguir en la fase de diseño de la lente sí que se observa el acuerdo existente. Por tanto, podemos asumir una aceptable correlación entre los valores de aberración medidos *ex vivo* con los que finalmente se consigue inducir al acoplar la lente al ojo sobre todo teniendo en cuenta el carácter reversible del método. De este modo las aberraciones generadas finalmente en el ojo por medio de lentes de contacto son predecibles a partir de datos de diseño y de medidas previas de laboratorio (permitiendo así un control de calidad previo). Eso permite en la práctica inducir términos de aberración específicos con el valor predeterminado que se desee. Las principales limitaciones son los efectos que provocan las rotaciones y traslaciones respecto de la posición ideal de la lente en el ojo que dependiendo del sujeto pueden llegar a anular cualquier beneficio superior que suponga la corrección personalizada sobre la corrección estándar de 2º orden. En mucha menor medida afectarían los efectos espúreos por el acoplo con la propia aberración del ojo.

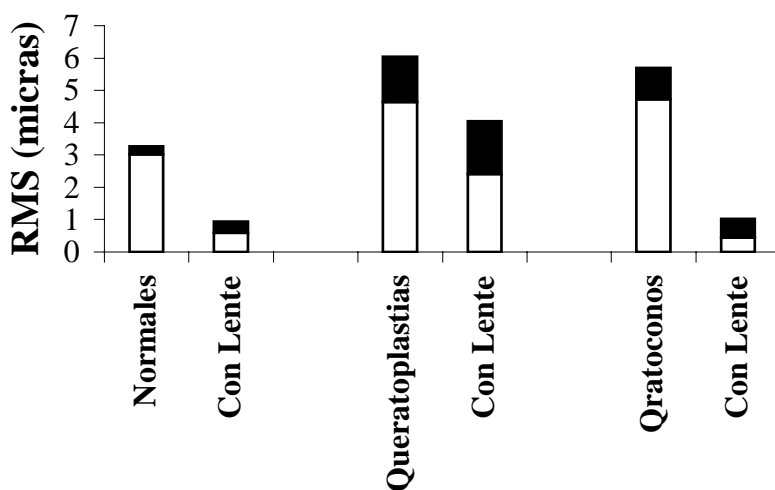
5.3. Estudio experimental de la de corrección de aberraciones usando lentes de contacto con superficies esféricas y asimétricas en ojos normales, queratoconos y transplantados.

En los estudios estadísticos expuestos a lo largo de este trabajo hemos visto que para pupilas de 5 mm las aberraciones de 2º orden (desenfoque y astigmatismo) representan el 70 % de la aberración total en los casos patológicos de ojos con fuertes aberraciones y el 90 % en los ojos sanos de sujetos jóvenes. Si además se incluyen las aberraciones de 3º orden y la aberración esférica de 4º orden estos porcentajes se elevan hasta el 90% y 99% de la aberración total respectivamente para cada uno de los dos grupos de población.

En nuestro caso se buscaba la corrección esas aberraciones oculares por medio del uso de las lentes de contacto en sujetos normales queratoconos y transplantes corneales. Para tal fin, ya no es suficiente con inducir aberraciones puras sino que se necesitan diseños personalizados obtenidos a partir del patrón de aberraciones medido para cada sujeto buscando la compensación total de las mismas.

El grado de corrección alcanzado y la influencia de dicha corrección en la calidad de la visión fueron estudiados en los sujetos ya mencionados pertenecientes a tres grupos de población distintos: 4 ojos de dos sujetos sanos con miopía y astigmatismo, 2 ojos con queratoconos y 2 con transplantes de cornea (ver Tablas 4.1). Cada uno de los sujetos acudía al laboratorio a una primera visita para un examen ocular general y posterior medida de la aberración ocular y corneal para el ojo desnudo con una pupila de 5 mm de diámetro. A partir de esos datos se efectuaba el diseño numérico de la lente con la aberración deseada, después se fabricaba usando un torno asimétrico desarrollado como parte del proyecto CLAAS, la aberración presente en cada una de las lentes era medida *ex vivo* por medio de un interferómetro Fizeau – Tolanski [Fermigier *et al.*, 2001]. En una segunda visita del sujeto (unas 6 semanas después de la primera) se procedía a la adaptación en el ojo tomándose medidas de la aberración *in vivo*. Así se comparaba el valor *ex vivo* con la aberración que la lente introducía al proceder a su adaptación en el ojo real (*in vivo*). Esta aberración introducida se determinaba por medio de nuestro sensor comparando el valor de cada uno de los términos de Zernike en dos medidas con ojo desnudo y tras adaptar la lente respectivamente. En ese momento, se evaluaba el beneficio específico aportado por estas lentes a la calidad de la visión. Para ello se comparaban los resultados de agudeza visual para cada sujeto en dos situaciones distintas, en un caso adaptándole su correspondiente lente de contacto personalizada y en el otro realizando la mejor corrección estándar de la refracción subjetiva por medio de lentes de prueba.

En la Figura 5.4 y Tabla 5.3 se muestran los resultados correspondientes a la corrección de las aberraciones en cada uno de los tres grupos de interés. Se evalúa el RMS de la aberración total distinguiendo entre la fracción correspondiente sólo a las aberraciones de bajo orden (en blanco) y la correspondiente a las de alto orden (en negro).



Grupo de población	Aberraciones de bajo orden	Aberraciones de alto orden
Sujetos normales	3,01	0,25
Sujetos normales con lentes personalizadas	0,60	0,35
Queratoplastias	4,64	1,40
Queratoplastias con lentes personalizadas	2,41	1,63
Queratoconos	4,72	0,98
Queratoconos con lentes personalizadas	0,44	0,58

Figura 5.4 y Tabla 5.3. Corrección de las aberraciones oculares en distintos grupos de población: RMS en distintos sujetos medido en el caso de ojo desnudo y tras adaptarles una lente de contacto personalizada para su patrón de aberraciones. Se distingue la fracción introducida por las aberraciones de bajo orden(en blanco) y la correspondiente a las de alto orden(en negro).

El impacto efectivo en la calidad de la visión del sujeto se cuantificó por medio de la agudeza visual. Se comparaban los resultados correspondientes en dos situaciones distintas, en un caso adaptándole su correspondiente lente de contacto personalizada y en el otro realizando la mejor corrección estándar de la refracción subjetiva por medio de lentes de prueba.

En la Figura 5.5 se muestran los resultados promedio correspondientes a la agudeza visual para cada uno de los tres grupos de población.

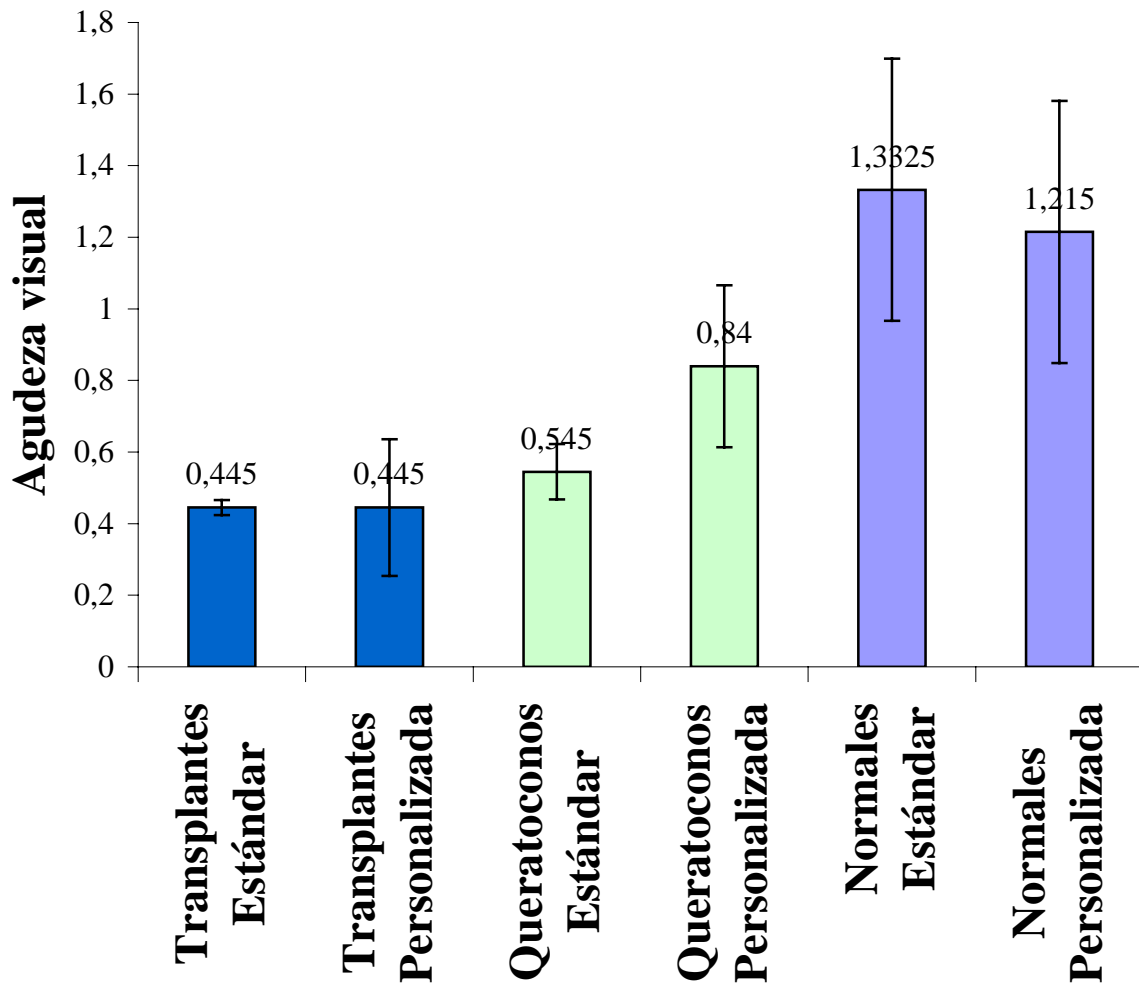


Figura 5.5. Calidad de la visión y corrección de las aberraciones: agudeza visual en sujetos normales, transplantes de cornea y queratoconos efectuando la mejor corrección subjetiva estándar (con lentes de prueba) y al adaptar las lentes de contacto personalizadas.

En la Figura 5.5 vemos como afecta a la visión la corrección de las aberraciones de alto orden. Esta corrección únicamente se obtiene en los sujetos con queratoconos por medio de la lente personalizada. Se alcanzan valores de agudeza visual mayores que los correspondientes a la mejor corrección subjetiva por medio de lentes de prueba en la cual sólo se persigue la corrección de las aberraciones de bajo orden (desenfoque y astigmatismo).

En los otros dos grupos de población estudiados no se logra mejorar la agudeza visual, que en promedio empeora ligeramente. Este resultado es razonable ya que en sujetos normales y transplantes de cornea las lentes personalizadas producían una compensación parcial de las aberraciones de bajo orden pero sin

embargo aumentaban en mayor o menor medida las de alto orden. En el caso de los sujetos normales no se lograba mejora de la agudeza visual en ninguno de los 4 casos. Para los transplantes aparecía una pequeña mejora de la agudeza visual en uno de los sujetos (0.5 a 0.6) en contraste con otro caso en que está disminuía también ligeramente al adaptar la lente personalizada (0.4 a 0.3).

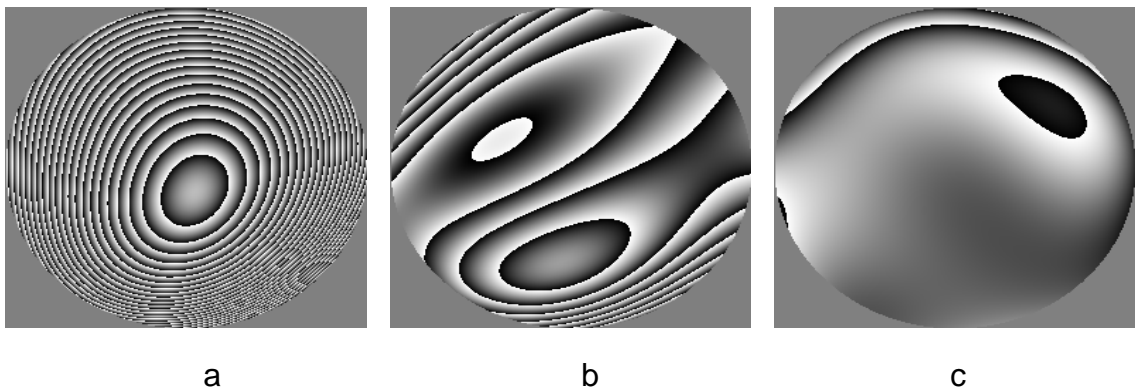
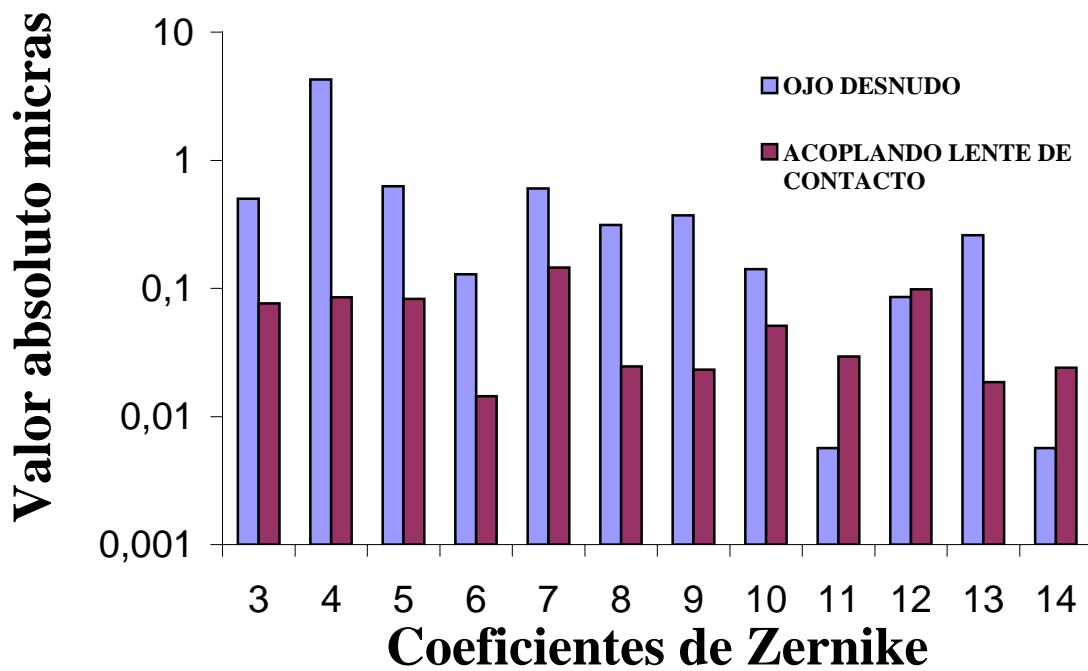


Figura 5.6. Corrección de aberraciones en un sujeto con queratocono: en la gráfica se comparan los coeficientes de Zernike en ojo desnudo y acoplado lente de contacto personalizada (pupila de 5 mm). Para una mejor visualización el eje de ordenadas se muestra en escala logarítmica. En la parte inferior se muestran los patrones de aberración para el ojo desnudo sin corregir (a), suponiendo una corrección teórica perfecta de las aberraciones de bajo orden (b) y adaptando la lente de contacto personalizada (c).

A modo ilustrativo de la mejora obtenida para los sujetos con queratocono se muestran (Figura 5.6) los resultados para un caso particular especialmente significativo. El sujeto presenta una gran aberración ocular (RMS = 4.32 micras) cuyo patrón se muestra en la Figura 5.6 (a). Ese valor tan alto es debido a un fuerte astigmatismo y a las aberraciones de alto orden (0.92 micras), dándose además la circunstancia de que el paciente no tolera otras soluciones habituales en la práctica clínica como son las lentes de contacto rígidas. Las aberraciones de alto orden presentes no se ven afectadas por una corrección estándar que sólo elimina el bajo orden y nos llevaría en el mejor de los casos al patrón de la Figura 5.6 (b), con una elevada presencia de aberraciones de orden superior que aún permanecen. Sin embargo al adaptar al sujeto su lente personalizada se consiguió una buena corrección de las aberraciones, tanto en los términos de bajo como en los de alto orden (ver gráfica de Figura 5.6), logrando una “caída” del valor del RMS hasta un valor de 0.22 micras (patrón de la Figura 5.6 (c)). De esta manera la agudeza visual para el ojo afectado alcanzaba un valor de 1.0 (semejante a un sujeto normal) frente a un valor máximo de 0.6 por medio de la corrección subjetiva con lentes de prueba.