

---

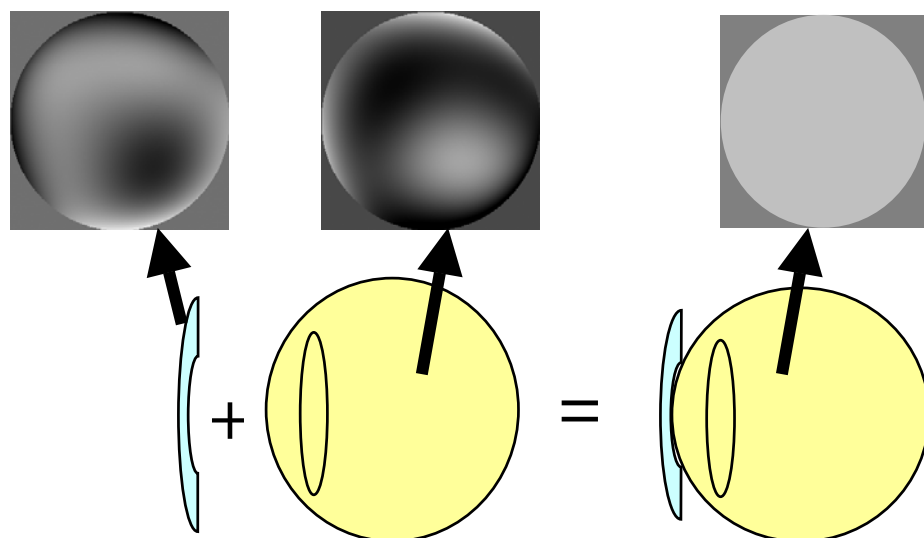
# Capítulo 4

## LIMITACIONES EN LA CORRECCIÓN DE LAS ABERRACIONES MEDIANTE LENTES DE CONTACTO

---

### 4.1. Introducción.

La corrección de las aberraciones oculares en un plano dado se puede conseguir induciendo aberraciones de igual valor pero de signo contrario a las presentes. En el caso particular de la corrección mediante lente de contacto personalizada, la aberración introducida por la lente de contacto debería ser complementaria a la aberración del sujeto medida en el plano de la córnea (o un plano cercano a él), de forma que el frente de onda procedente de un objeto puntual en eje que llegue a la retina sea totalmente esférico y tenga su centro en la fovea. La Figura 4.1 muestra esquemáticamente esta idea.



**Figura 4.1.** Corrección de las aberraciones por medio de lentes de contacto. En la parte superior se muestra la aberración ocular y la introducida por la lente de contacto.

La corrección del frente de onda ocular mediante lentes de contacto hidrofílicas (blandas) puede verse afectada por diversos problemas que limitan las posibilidades de alcanzar una compensación total de las aberraciones [Thibos *et al.*, 2003]. En primer lugar, la medida del frente de onda ocular y la correspondiente corrección puede no realizarse en el mismo plano. Se produciría así un desplazamiento axial (a lo largo del eje óptico) que alejaría la corrección de su posición ideal. En nuestro caso concreto la medida de aberraciones se realiza en el plano de la pupila de entrada del ojo mientras que la corrección con lente de contacto se aplica en la primera superficie corneal (aproximadamente). Esto implica una distancia del orden de milímetros a la que habría que añadir el espesor de la capa de lágrima que se forma en la cara posterior de la lente. En segundo lugar el movimiento transversal de la lente en el propio plano de la pupila puede generar la aparición de aberraciones residuales no corregidas [Bará *et al.*, 2000; Guirao *et al.*, 2001]. Debido al parpadeo podemos tener traslaciones y rotaciones con valores típicos de hasta 0.6 mm y 6° para lentes de contacto blandas [Tomlinson, 1983; Bará *et al.*, 2000; de Bravander 2002], impidiendo un perfecto acoplamiento entre las aberraciones de la lente personalizada y las del propio ojo. En tercer lugar, este tipo de corrección puede estar limitado por la propia calidad en la fabricación de la lente (en especial los términos de alto orden). En cuarto lugar, hemos de tener en cuenta que la lente se deformará al ser colocada sobre el ojo y existe una fina capa de lágrima entre ambos que puede cambiar las propiedades ópticas de la corrección y que además esa capa cambia en el tiempo [Ho, 2003] por tratarse de un sistema fisiológico vivo [Montés-Micó *et al.*, 2004]. Finalmente, en quinto lugar, hay que tener en cuenta que la aberración ocular varía en el tiempo incluso para frecuencias temporales relativamente altas [Hofer *et al.* 2001b], lo que limita la eficacia de la corrección debido a que ésta y la medida se realizan en momentos diferentes.

Algunas de estas limitaciones han sido recientemente estudiadas por distintos autores [Bará *et al.*, 2000; Guirao *et al.*, 2001; de Bravander, 2002; Ho, 2003]. Todas ellas serán analizadas en los siguientes apartados a través de estimaciones teóricas y experimentales.

#### **4.2. Efectos de las variaciones de la posición de la lente de contacto: desarrollos teóricos y simulaciones.**

Como se ha comentado en el apartado anterior, los desplazamientos del dispositivo corrector de aberraciones impiden la compensación total del frente de onda. Esta compensación se logra por acoplamiento perfecto en cada punto entre el frente de onda aberrado propio del ojo y su inverso correspondiente introducido por medio de la lente de contacto (ver Figura 4.1). Si la posición de la lente no es la adecuada no se produce la compensación de ambas aberraciones y además se generan nuevas aberraciones que perjudican la visión. El efecto de estos desplazamientos depende de la amplitud del movimiento, de la magnitud de las aberraciones y también del patrón específico de las mismas en el sujeto.

Debemos distinguir entre los desplazamientos transversales verticales y horizontales (en el plano de la pupila) o los de tipo axial a lo largo del eje óptico. En nuestro caso el desplazamiento axial no es debido propiamente a un movimiento físico del dispositivo corrector, sino que procede de la distancia entre el plano corneal (donde se coloca la lente de contacto) y el plano de pupila (donde se miden las aberraciones). Los desplazamientos axiales se deben por tanto a la variación del grosor de la película lacrimal [Montés-Micó *et al.*, 2004], que es del orden de las micras. Los desplazamientos transversales y las rotaciones de la lente vienen provocadas por la propia dinámica del ojo: parpadeo, movimientos voluntarios e involuntarios, geometría de la lente, etc.

#### **4.2.1. Limitaciones en la corrección debidas a la rotación de la lente de contacto.**

Supongamos que se compensan perfectamente las aberraciones de orden  $n$ -ésimo por medio de un dispositivo corrector que pudiera verse afectado por un movimiento transversal de giro en el propio plano del ojo (tal es el caso de las lentes de contacto). En este caso es posible demostrar [Guirao *et al.*, 2001] que se alterará el valor de las aberraciones del orden  $n$ -ésimo pero sin embargo no cambiarán los valores correspondientes a los demás órdenes. Estudiamos en detalle este efecto considerando por ejemplo un dispositivo que generase la aberración pura

correspondiente al coeficiente  $C_9$  de tercer orden. La función aberración de onda ideal es de la forma

$$W(x,y) = C_9 8^{1/2} x(x^2 - 3y^2) \quad (4.2-1)$$

donde  $x$  e  $y$  son las coordenadas en el plano pupilar normalizadas (ver Apéndice). Al producirse un giro de ángulo  $\alpha$  se distorsiona el patrón de la aberración introducida perjudicando a la corrección efectuada. Para un sistema de ejes  $x'$  e  $y'$  que gire solidariamente con el dispositivo, la función aberración de onda seguirá siendo la misma:

$$W_{\text{rotado}}(x',y') = C_9 8^{1/2} x'(x'^2 - 3y'^2) \quad (4.2-2).$$

La relación entre las coordenadas  $(x',y')$  en este nuevo sistemas de referencia rotado y las coordenadas originales  $(x,y)$  viene dada por la matriz de rotaciones:

$$\begin{aligned} x' &= x \cos\alpha + y \operatorname{sen}\alpha \\ y' &= y \cos\alpha - x \operatorname{sen}\alpha \end{aligned} \quad (4.2-3).$$

Sustituyendo podemos expresar  $W_{\text{rotado}}(x',y')$  en función de  $(x,y)$ , y empleando las fórmulas correspondientes a las funciones trigonométricas del ángulo triple obtendremos la nueva función aberración de onda, una vez tenida en cuenta la rotación, y podremos calcular los nuevos coeficientes de Zernike. La aberración expresada en el nuevo sistema coordenado queda de la siguiente forma:

$$\begin{aligned} W_{\text{rotado}}(x,y) &= \cos 3\alpha C_9 8^{1/2} x(x^2 - 3y^2) + \operatorname{sen} 3\alpha C_9 8^{1/2} y(3x^2 - y^2) = \\ &= C_{6\text{rotado}} 8^{1/2} y(3x^2 - y^2) + C_{9\text{rotado}} 8^{1/2} x(x^2 - 3y^2) \end{aligned} \quad (4.2-4)$$

con

$$C_{6\text{rotado}} = \operatorname{sen} 3\alpha C_9, \quad C_{9\text{rotado}} = \cos 3\alpha C_9 \quad (4.2-5)$$

Por tanto, aunque adaptemos una lente de contacto fabricada específicamente para compensar el término  $C_9$  de la aberración ocular, tendremos que por efecto de las rotaciones se verá alterado el propio valor de  $C_9$  en la aberración finalmente introducida en la que además aparece una aberración extra correspondiente al término  $C_6$  del mismo orden (3º). Como ejemplo podemos ver la Tabla 4.1 en la que figuran los valores de las aberraciones para un ojo (sujeto normal astígmata 1) perteneciente al grupo de sujetos a los que se les adaptó las lentes de contacto personalizadas. Los valores de los coeficientes descritos anteriormente para este ojo fueron:  $C_{6ocular} = 0.012$  micras y  $C_{9ocular} = -0.051$  micras. Si se efectúa la corrección del término  $C_9$  por medio de una lente de contacto de aberración complementaria que se viera afectada por una rotación de 5 grados tendríamos  $C_{6rotado} = 0.013$  micras y  $C_{9rotado} = 0.049$  micras. Tenemos así que una rotación de 5 grados de la lente de contacto afecta a la corrección en dos aspectos:

1. El valor efectivo de la aberración introducida  $C_{9rotado}$  difiere en un 4% del correspondiente valor ideal  $C_9 = 0.051$  que sólo se obtiene si la lente se mantiene perfectamente colocada suponiendo un proceso de diseño y fabricación ideal.
2. En la aberración introducida aparecen un término extra correspondiente a  $C_{6rotado} = 0.013$  micras que en magnitud supera incluso a la propia del sujeto para ese término  $C_{6ocular} = 0.012$  micras.

Partiendo de estas consideraciones previas, dirigimos nuestro interés hacia la predicción teórica del perjuicio que podían suponer los movimientos oculares para la corrección de las aberraciones en cada uno de los sujetos a los que posteriormente se adaptaría una lente de contacto personalizada (capítulo siguiente). Se trataba de 4 ojos normales sanos (de 2 sujetos) con miopía, astigmatismo y presencia moderada de aberraciones de alto orden y de cuatro ojos patológicos fuertemente aberrados por tratarse de 2 casos de queratoplastia (transplante de cornea) y 2 casos de queratocono (fuerte deformación corneal). Los datos de aberración en cada sujeto se muestran en la Tabla 4.1.

Coef.	Astigmatas 1	Astigmatas 2	Miope 1	Miope 2	Querato- cono 1	Querato- cono 2	Trans- plante 1	Trans- plante 2
3	1,06	-0,76	-0,06	-0,09	-0,50	-0,41	-0,77	4,58
4	-1,83	-2,13	-3,79	-3,38	-4,28	-5,03	-6,65	-1,26
5	-0,94	-0,17	0,13	-0,11	-0,63	-2,90	-1,35	-1,05
6	-0,01	0,04	0,03	0,09	-0,13	0,76	-0,09	0,16
7	0,01	-0,05	0,05	-0,12	-0,60	0,38	0,12	0,14
8	-0,04	0,09	-0,13	0,02	-0,31	0,14	0,24	0,46
9	-0,05	-0,05	-0,03	-0,01	0,37	-0,34	-0,50	1,38
10	0,03	0,04	-0,01	-0,01	0,14	0,04	-0,06	-0,16
11	0,03	-0,01	0,01	0,01	-0,01	-0,01	0,03	-0,29
12	-0,02	-0,04	0,08	0,07	-0,09	0,04	-0,21	-0,14
13	-0,01	-0,01	-0,04	0,00	0,26	0,17	0,04	-0,12
14	0,00	0,02	0,02	0,05	-0,01	0,08	0,09	0,04
<b>RMS</b>	2,32	2,27	3,80	3,38	4,43	5,90	6,86	5,10
<b>RMS HO</b>	0,08	0,14	0,17	0,17	0,92	0,95	0,62	1,51

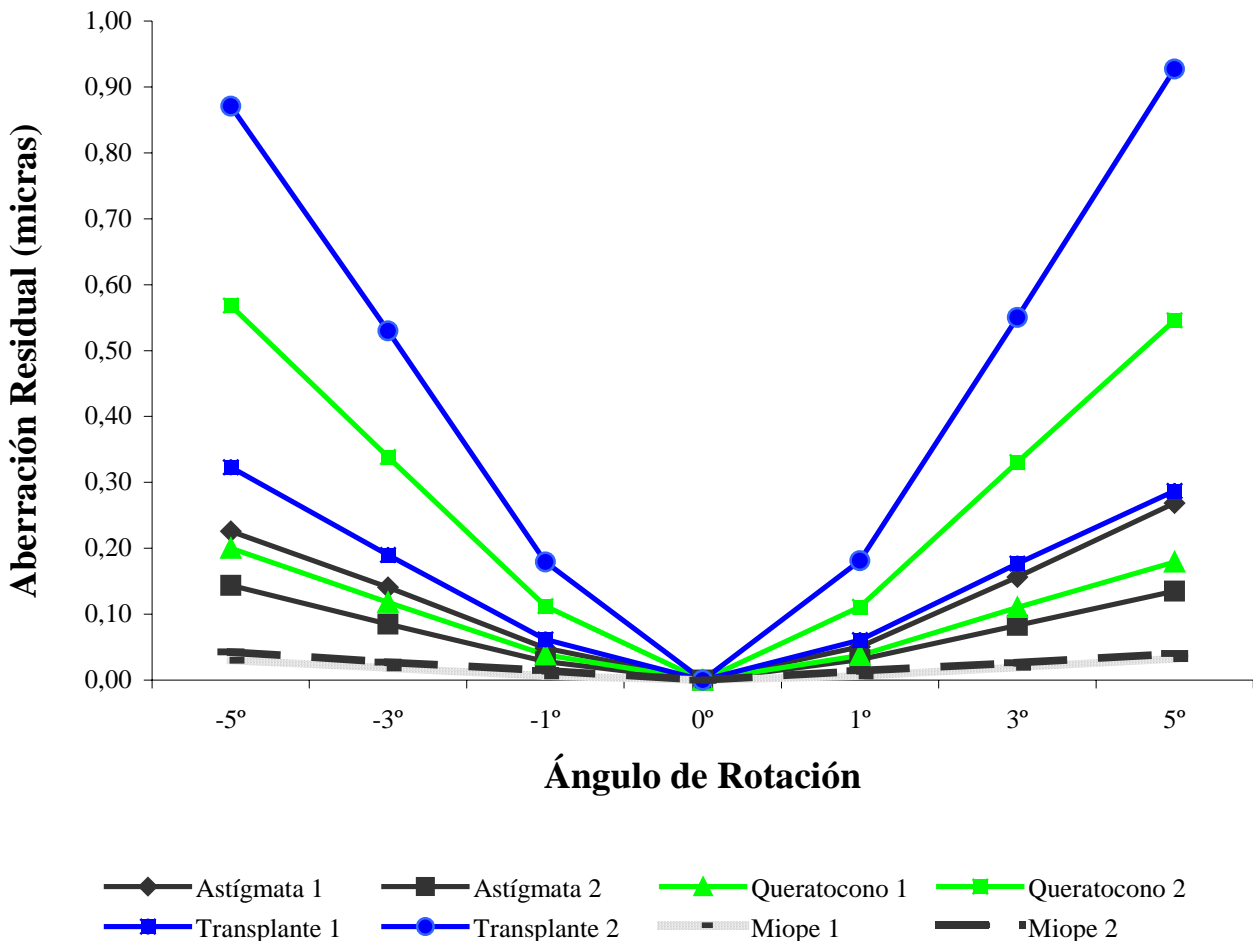
**Tabla 4.1.** Medidas de aberración ocular obtenidas en los sujetos a los que se adaptó la lente de contacto personalizada. Los coeficientes se expresan en micras y corresponden a una pupila de 5 mm de diámetro.

A efectos de cálculo se tomaron desplazamientos transversales de 0.2 y 0.5 mm y rotaciones de 1,3 y 5 grados para simular de forma realista las posiciones descentradas ocupadas por las lentes de contacto al verse afectadas por los movimientos oculares, parpadeos y/o por la dificultad de conseguir una adaptación ideal perfectamente situada [Tomlinson, 1983; Bará *et al.*, 2000; Guirao *et al.*, 2001; de Bravander, 2002].

Se muestran a continuación diversas gráficas con los resultados obtenidos para todos los sujetos en la simulación de posibles rotaciones (Figura 4.2).

La rotación de la lente de contacto personalizada implica la aparición de aberraciones residuales. Ya se ha explicado que la rotación de un dispositivo generador de aberraciones de orden n-ésimo supone una alteración en el valor de los coeficientes de dicho orden de la aberración introducida, sin verse afectados los demás órdenes. Al no ser la aberración introducida perfectamente complementaria a la propia del ojo permanecerá una aberración residual no corregida en caso de producirse el giro de la lente de contacto.

Estas consideraciones, nos permitieron llevar a cabo una estimación del perjuicio que podían suponer estos efectos, en los sujetos seleccionados para adaptarles lentes de contacto blandas, diseñadas de forma personalizada en base a su patrón de aberraciones.



**Figura 4.2.** Rotaciones: efecto sobre corrección ideal de alto orden. Para cada sujeto se muestra la aberración residual no corregida en función del ángulo de rotación de la lente. En verde los queratoconos, en azul las queratoplastias y en negro los sujetos normales.

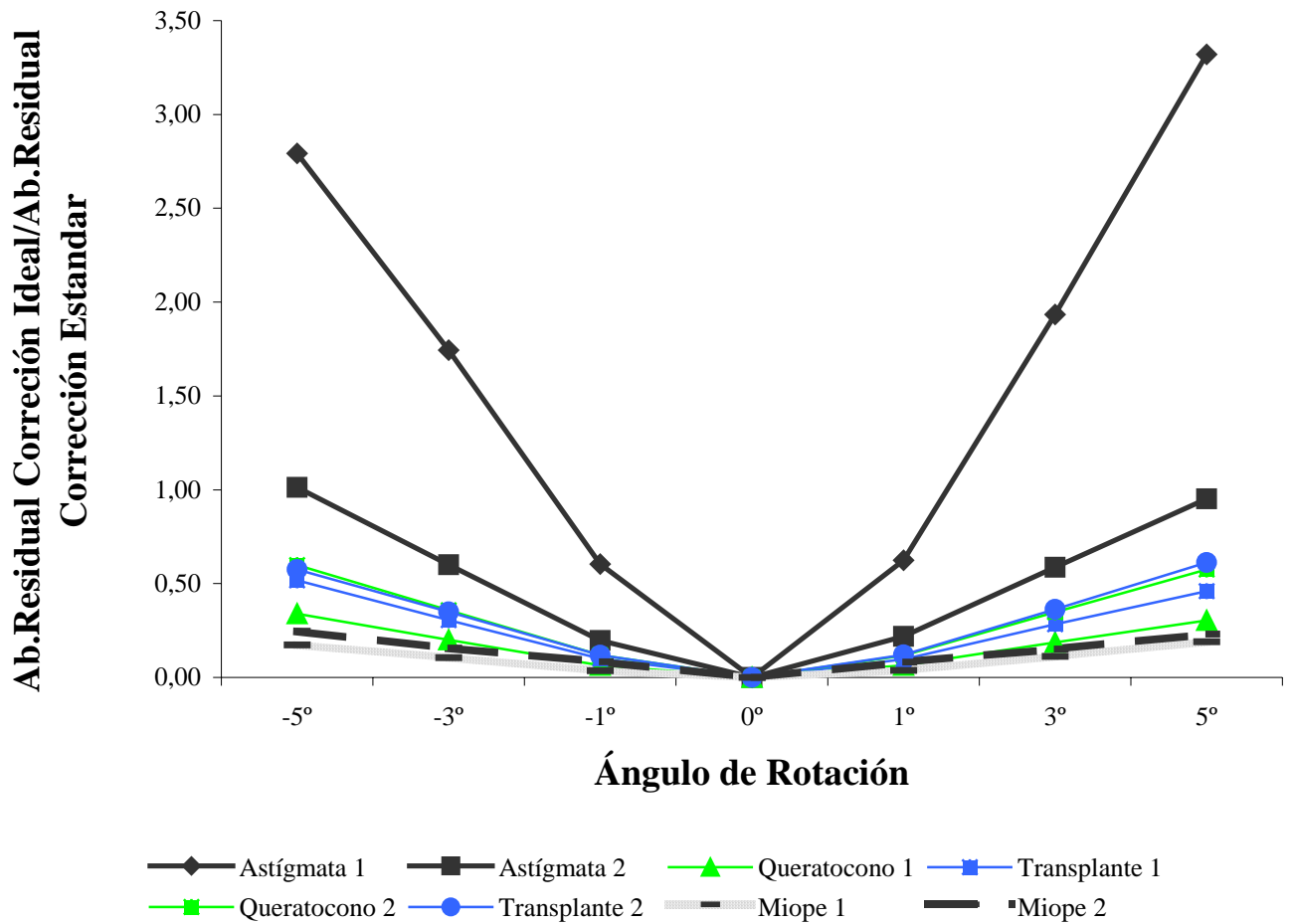
Se muestra (Figura 4.2) el cálculo de los valores de aberración residual considerando distintos valores realistas para los ángulos de rotación de la lente de contacto. Vemos los resultados en nuestros sujetos: normales (negro), queratoconos (verde) y transplantes (azul).

En un primer análisis global vemos que la aberración residual aparecida por efecto de las rotaciones tiene un valor muy superior en los casos patológicos salvo el

queratocono 1. Esto es de esperar dado el distinto orden de magnitud en la aberración ocular de partida. Para analizar en profundidad estos datos debemos comparar estos valores de aberración residual de una manera distinta. El valor de referencia para cada sujeto debe ser sus aberraciones de alto orden, que no son compensadas al realizar una corrección de 2º orden ordinaria. En esa corrección estándar del desenfoque y el astigmatismo nos queda una aberración residual que corresponde a todos los términos de alto orden. En capítulos anteriores hemos visto el elevado valor que pueden llegar a alcanzar esos términos en los sujetos patológicos frente a impacto relativamente poco importante en el caso de sujetos normales, los datos específicos de estos sujetos seleccionados (ver Tabla 4.1) no se escapan a esa tendencia. Pero lo que realmente nos interesa evaluar, es el beneficio específico adicional que podría aportar una corrección personalizada de las aberraciones de alto orden, frente a la opción ordinaria de una corrección estándar, y saber si dicho beneficio se mantiene en una situación realista en que la lente de contacto se vea afectada por los movimientos oculares. El residuo de alto orden no corregido por la corrección estándar para cada sujeto, será entonces nuestro valor de referencia, y hay que tener en cuenta que dicho valor de partida es mucho mayor en los casos patológicos siendo a veces irrelevante en los sujetos normales.

Partiendo de este planteamiento en el que la limitación de la corrección se relativiza a la propia aberración de partida, se realizó un estudio del este problema mediante el cálculo del cociente entre la aberración residual que aparece al rotar la lente de contacto personalizada y la aberración residual correspondiente a una corrección estándar de 2º orden. La corrección de alto orden se verá entonces justificada cuando la aberración residual que pueda aparecer debida a los movimientos naturales del ojo sea en cualquier caso inferior a la que quedaría sin corregir por medio de la práctica estándar. En ese caso la proporción de la primera frente a la segunda será un número mucho menor que uno. Este parámetro nos permite así discernir hasta que punto merece la pena efectuar una corrección total del frente de onda en un determinado sujeto. En la Figura 4.3 se muestran los resultados de la Figura 4.2 pero teniendo en cuenta el valor de RMS de alto orden de la aberración de partida.





**Figura 4.3.** Rotaciones: efecto sobre corrección ideal de alto orden. Para cada sujeto se muestra el resultado de dividir el RMS de la aberración residual debida a las rotaciones y el RMS de la aberración residual en el caso de corrección estándar de 2º orden. En verde los queratoconos, en azul las queratoplastias y en negro los sujetos normales.

En la Figura 4.3 podemos observar que aparece una cierta proporción de aberración residual al efectuar la corrección de alto orden con la lente de contacto personalizada al verse afectada por movimientos de rotación. Pero dicho residuo, salvo en el caso de los dos ojos normales con astigmatismo, se mantiene en valores inferiores al 50% si se compara con la aberración de alto orden no corregida con la corrección ordinaria. Todos los casos patológicos sin excepción se ajustan a este comportamiento. Una comparación entre estos sujetos muestra que la rotación afecta más a los dos sujetos con transplante y al queratocono nº 2. Este hecho puede explicarse teniendo en cuenta que los valores de astigmatismo y astigmatismo triangular son mayores en estos sujetos (ver Tabla 4.1). En el caso de los ojos miopes el efecto de la rotación es incluso menor que el de los ojos

patológicos como era de esperar debido a la simetría radial del desenfoque. Esto indica que para una corrección ideal no aparecerían valores de aberración residual superiores a los de la corrección estándar aunque la lente de contacto se viese afectada por giros hasta 5 grados. La situación es distinta en el caso de los ojos normales con astigmatismo, en los que se muestra que la lente de contacto personalizada deja de suponer una ventaja sobre la corrección de 2º orden si se producen pequeños giros. Si comparamos los efectos de la rotación, observamos que estos son más acusados en el ojo que presenta mayor astigmatismo (ojo astigmático nº 1) y menor magnitud de las aberraciones de alto orden (ver Tabla 4.1). Un giro de 3 grados del dispositivo corrector del alto orden le supone una aberración residual de alto orden 2 veces superior a la que le quedaría sin corregir efectuando una corrección estándar de bajo orden.

#### **4.2.2. Limitaciones en la corrección debidas a la traslación transversal de la lente de contacto.**

Supongamos ahora que se compensan las aberraciones de orden n-ésimo por medio de un dispositivo corrector que se ve afectado por traslaciones (como es el caso de las lentes de contacto en el ojo real). Se alterará el valor de las aberraciones de orden inferior a n que finalmente son introducidas al intentar corregir la aberración ocular, sin embargo, en este caso no cambiarán los valores de los términos de aberración correspondientes al propio orden n [Guirao *et al.*, 2001]. Estudiamos en detalle este efecto considerando de nuevo un dispositivo que genere la aberración pura correspondiente al coeficiente  $C_9$  de tercer orden. La función aberración de onda ideal es de la forma

$$W(x,y) = C_9 8^{1/2} x(x^2 - 3y^2) \quad (4.2-6) .$$

Si se produce una traslación de coordenadas normalizadas ( $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ) se distorsionara el patrón de la aberración introducida perjudicando a la corrección efectuada. Para un sistema de ejes  $x'$  e  $y'$  que se traslade solidariamente con el dispositivo, la función aberración de onda seguirá siendo la misma:

$$W_{\text{traslación}}(x',y') = C_9 8^{1/2} x'(x'^2 - 3y'^2) \quad (4.2-7)$$

La relación entre las coordenadas  $(x',y')$  en este nuevo sistemas de referencia rotado y las coordenadas originales  $(x,y)$  viene dada por la ecuación vectorial de traslaciones:

$$\begin{aligned} x' &= x - \Delta x, \\ y' &= y - \Delta y \end{aligned} \quad (4.2-8)$$

Sustituyendo podemos expresar  $W_{\text{traslación}}(x',y')$  en función de  $(x,y)$  y si despreciamos los términos de orden cuadrático en los desplazamientos obtenemos la función aberración de onda teniendo en cuenta la traslación y los coeficientes de Zernike correspondientes:

$$\begin{aligned} W_{\text{traslación}}(x, y) &= C_9 8^{1/2} 6\Delta y xy - C_9 8^{1/2} 3\Delta x (y^2 - x^2) + C_9 8^{1/2} x(x^2 - 3y^2) = \\ &= C_3 \text{traslación} 2 6^{1/2} xy - C_5 \text{traslación} 6^{1/2} (y^2 - x^2) + C_9 \text{traslación} 8^{1/2} x(x^2 - 3y^2) \end{aligned} \quad (4.2-9)$$

con:

$$C_3 \text{traslación} = 12^{1/2} \Delta y C_9, C_5 \text{traslación} = -12^{1/2} \Delta x C_9, C_9 \text{traslación} = C_9 \quad (4.2-10)$$

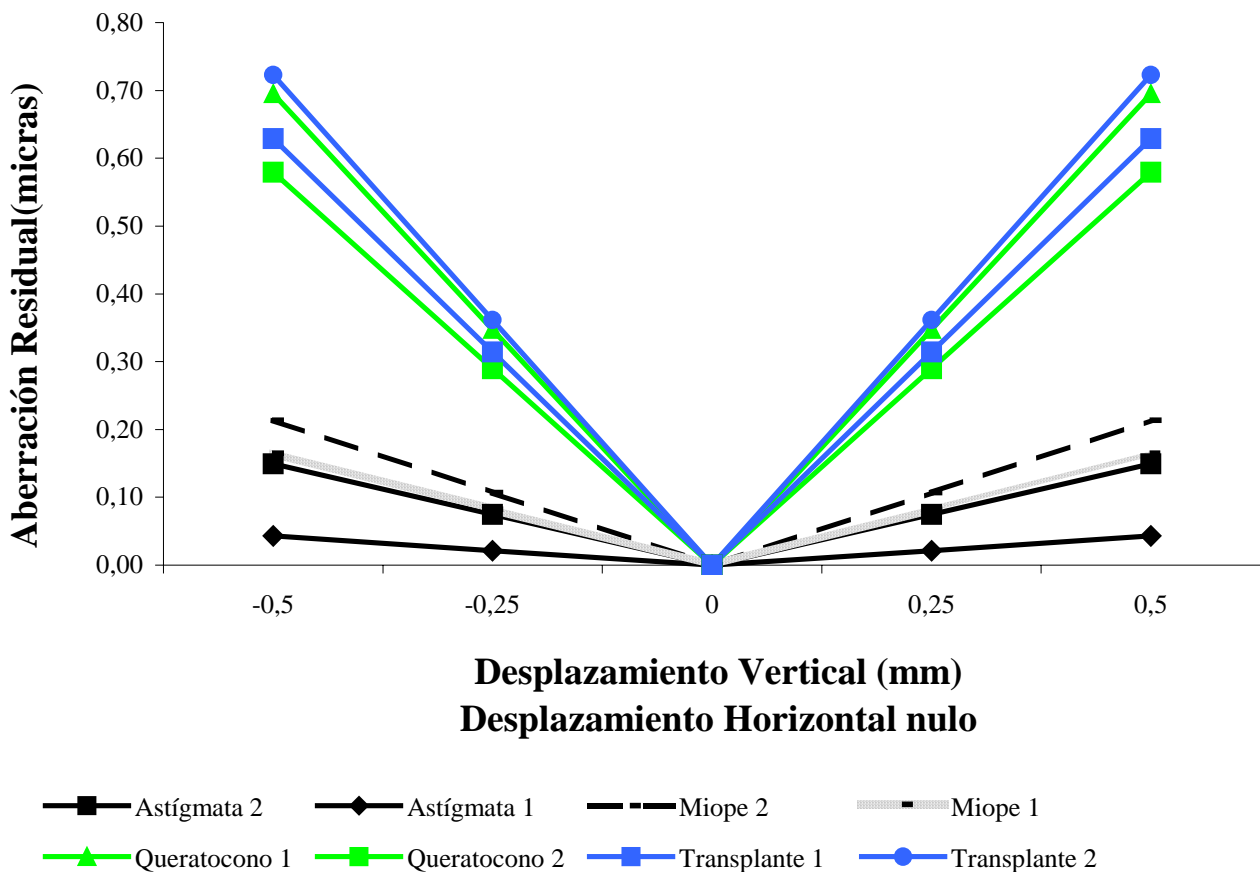
Por tanto, aunque adaptemos una lente de contacto fabricada específicamente para compensar el termino  $C_9$ , tendremos que por efecto de las traslaciones se inducirá una aberración extra correspondiente a los términos de orden inferior,  $C_3$  y  $C_5$  correspondientes al astigmatismo de 2º orden. Volviendo al ejemplo anterior (sujeto normal astígmata 1) tenemos una traslación de 0.25 mm en ambas direcciones, (-0.25, -0.25) mm, generaría los siguientes valores para un radio pupilar de 2.5 mm:  $C_3 \text{traslación} = -0.017$  micras;  $C_5 \text{traslación} = 0.017$  micras;  $C_9 \text{traslación} = 0.051$ .

Tenemos por tanto que la corrección del término de tercer orden no se ve afectada pero se inducen aberraciones de 2º orden que no estaban presentes inicialmente en el patrón del sujeto y crean un residuo no corregido. El valor RMS de

esa aberración extra de 2º orden es de 0.024 micras, lo que equivale a un 47% del valor del termino de tercer orden  $C_{9ocular} = -0.051$  micras que se pretendía compensar inicialmente.

A continuación mostramos los resultados obtenidos en todos los sujetos al efectuar la simulación del efecto sobre la corrección de las distintas traslaciones que puede sufrir la lente de contacto personalizada. Se consideran distintos valores realistas (hasta 0.5 mm) para una traslación vertical de la lente de contacto en los sujetos de la Tabla 4.1.

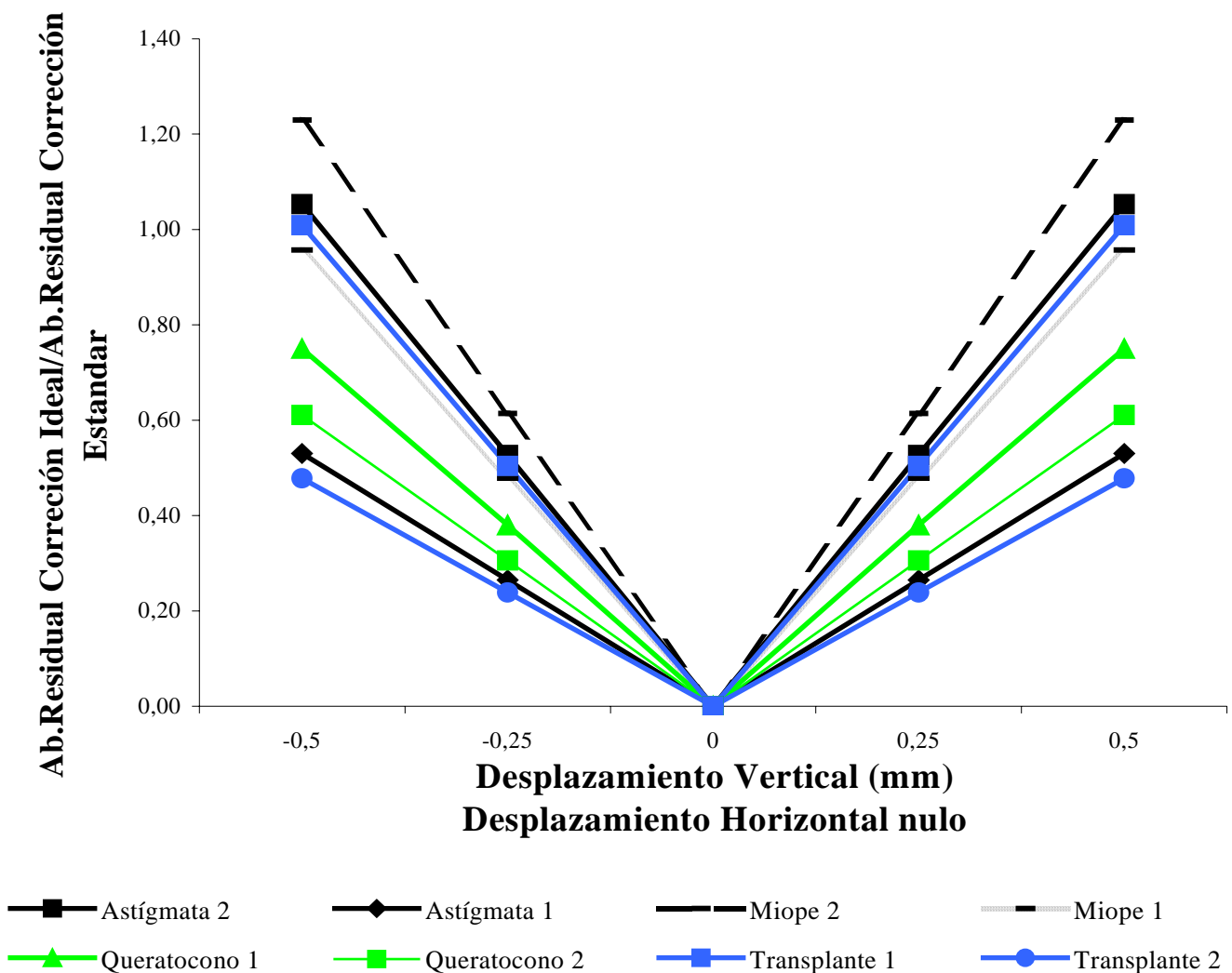
En la Figura 4.4 se muestran los valores (RMS) de la aberración residual correspondiente a los desplazamientos verticales esperables [Tomlinson, 1983; Bará *et al.*, 2000; de Bravander 2002] en una situación de uso real de la lente de contacto.



**Figura 4.4.** Traslaciones verticales: efecto sobre corrección ideal de alto orden. Para cada sujeto se muestra la aberración residual no corregida en función del desplazamiento. En verde los queratoconos, en azul las queratoplastias y en negro los sujetos normales.

De nuevo en un primer análisis global se observa que la aberración residual aparecida por efecto de las traslaciones tiene un valor muy superior en los casos patológicos, pero por las razones anteriormente expuestas, es conveniente relativizar estos datos teniendo en cuenta la propia aberración de partida de cada sujeto.

Al igual que en el caso de los giros de la lente de contacto, presentamos a continuación una figura (Figura 4.5), que muestra la proporción entre el RMS residual debido a traslaciones de la lente personalizada y el RMS de la aberración residual de alto orden no corregida con lentes estándar.



**Figura 4.5.** Traslaciones verticales: efecto sobre corrección ideal de alto orden. Para cada sujeto se muestra resultado de dividir el RMS de la aberración residual debida a la traslación y el RMS de la aberración residual en el caso de corrección estándar de 2º orden. En verde los queratoconos, en azul las queratoplastias y en negro los sujetos normales.

Para desplazamientos verticales de amplitud 0.5 mm (Figura 4.5) vemos como la aberración residual supera o alcanza el valor correspondiente al de la corrección estándar en 3 de los cuatro ojos normales y en 1 de los 4 patológicos.

En este caso, al contrario de las rotaciones, el más afectado es uno de los ojos miopes, el nº 2. Una posible explicación de este hecho es el valor del  $C_7$  (coma vertical) en este ojo. El efecto relativo en la corrección en los otros ojos depende del tipo de aberración. Ambos ojos queratocónicos parecen verse influenciados de la misma manera y los otros ojos (astigmatas y transplantes) se ven muy influenciados por el tipo concreto de patrón de aberraciones. Las diferencias entre los patrones de esos ojos están principalmente en el astigmatismo ( $C_5$ ) y astigmatismo triangular ( $C_9$ ) respectivamente en cada grupo, las diferencias relativas en la corrección debido a las traslaciones verticales están limitadas por el valor de estos coeficientes.

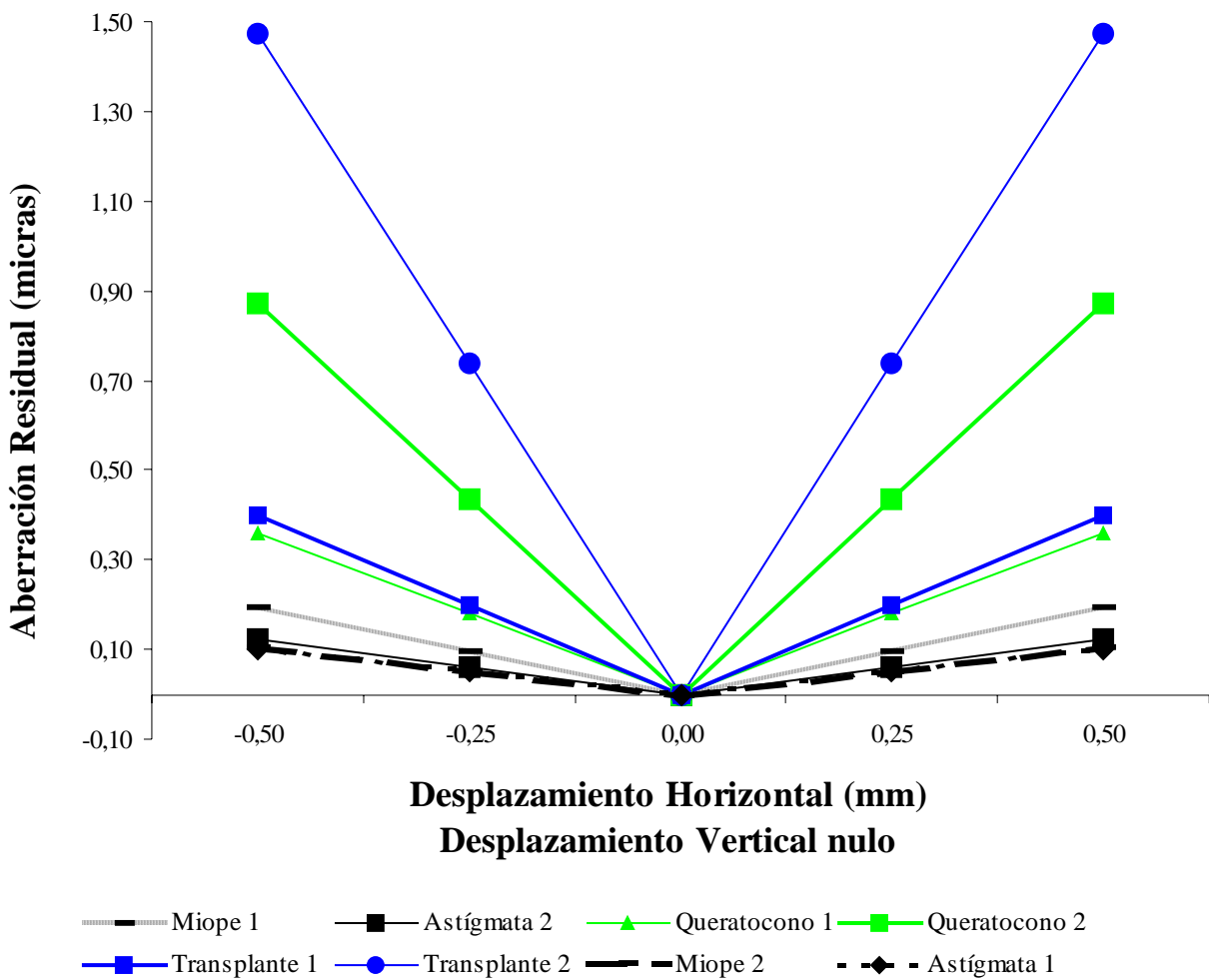
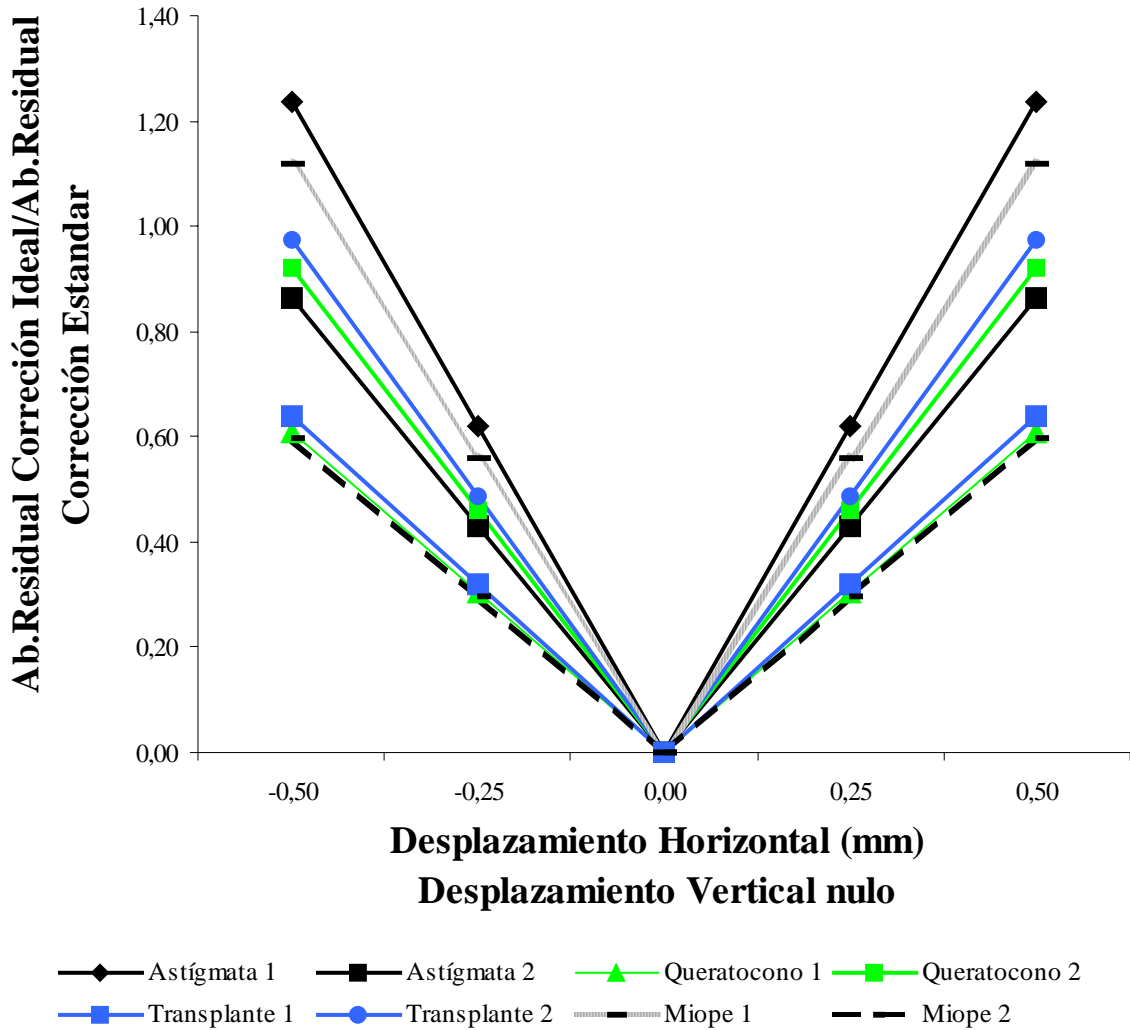


Figura 4.6. Traslaciones horizontales: efecto sobre corrección ideal de alto orden. Para cada sujeto

se muestra la aberración residual no corregida en función del desplazamiento. En verde los queratoconos, en azul las queratoplastias y en negro los sujetos normales.

Las Figuras 4.6 y 4.7 muestran los resultados simulados correspondientes a desplazamientos horizontales de hasta 0.5 mm.



**Figura 4.7.** Traslaciones horizontales: efecto sobre corrección ideal de alto orden. Para cada sujeto se muestra el resultado de dividir el RMS de la aberración residual debida a la traslación y el RMS de la aberración residual en el caso de corrección estándar de 2º orden. En verde los queratoconos, en azul las queratoplastias y en negro los sujetos normales.

Para desplazamientos horizontales de amplitud 0.5 mm (Figura 4.7), la aberración residual supera o alcanza el valor correspondiente al de la corrección estándar en 2 de los 4 ojos normales y en 1 de los 4 patológicos.

En este caso, la corrección relativa en uno de los ojos miopes (el nº 1) se vería bastante afectada por una traslación horizontal de la lente de contacto posiblemente por el relativo alto valor del coma horizontal de este ojo. También se ven muy afectados los ojos astígmatas debido al tipo de astigmatismo que presentan. Los ojos patológicos tienen en este caso una tolerancia relativamente alta a las traslaciones horizontales. Los casos más críticos corresponden al trasplante nº 2 y el queratocono nº 2, cuya sensibilidad a los desplazamientos horizontales de la corrección puede explicarse por la magnitud del astigmatismo triangular y coma horizontal que presentan.

#### **4.2.3. Limitaciones en la corrección debidas a la traslación axial de la compensación.**

Se ha comprobado que a efectos prácticos resultan mucho más perjudiciales los desplazamientos y rotaciones transversales que los desplazamientos axiales [Bará *et al.*, 2000]. Un desplazamiento axial tendría que ser dos órdenes de magnitud superior a uno transversal para que la compensación aplicada se viese afectada de forma similar [Bará *et al.*, 2000]. En nuestro caso el desplazamiento axial procede principalmente del hecho de aplicar la corrección en el plano de la primera superficie corneal a pesar de que la aberración ocular se mide en el plano de pupila. La distancia entre ambos planos es de unos pocos milímetros y habría que añadir el espesor de la capa de lágrima que se forma en la capa posterior de la lente así como una estimación del error de medida en la localización del plano de pupila.

Si conocemos la aberración de onda  $W(x,y)$  correspondiente a un sistema en una determinada posición (P) del plano de la pupila de salida es posible hallar cual es la nueva  $W'(x',y')$  en caso de considerar una nueva pupila P' situada en otro plano distinto [Mahajan, 1991]. Así tendremos que para una aberración de un determinado orden n en P pueden llegar a introducirse aberraciones extras en todos los órdenes inferiores a n en la nueva pupila P' [Mahajan, 1991].

Tendremos que:

$$W'(x',y')=W((L/L')(x'-d), (L/L')y')- W(-d L/L', 0) \quad (4.2-11)$$



donde  $L$  y  $L'$  son las respectivas distancias entre el plano de pupila y el plano imagen paraxial y  $d = h(1-L'/L)$  siendo  $h$  la distancia al eje óptico de la imagen paraxial en el caso de considerar objetos fuera de eje.

Al igual que en los giros y desplazamientos transversales, a modo de ejemplo aplicamos estos resultados al ojo normal astígmata nº 1 que posteriormente se le adaptarían lentes e contacto personalizadas. Dicho sujeto estaba afectado por un desenfoque de unas  $-2D$  lo que suponía considerar una imagen paraxial en eje ( $h = 0$ ) a una distancia  $L \approx 500$  mm. Podemos tomar unos 3.04 mm como distancia realista entre la pupila de salida y la primera superficie corneal [Smith & Atchison, 1997]. Consideramos el desplazamiento que supone el error en la medida de la posición axial de la pupila debido al error subjetivo del enfoque del iris. En nuestro caso como máximo llega a los 5 mm\* según determinación experimental. Por último despreciamos el espesor de la capa de lágrima post-lente que es del orden de las micras [Nichols *et al.*, 2003].

Obtenemos así que:  $L' \approx 492$  mm,  $L/L' \approx 1.02$  y por tanto  $W_{1^a \text{ Superficie}}(x', y') = W_{PS}(1.02x', 1.02y')$ . Consideramos al igual que en las traslaciones transversales y las rotaciones que nos encontramos con una patrón de aberraciones de orden  $n = 3$ . De la relación anterior tenemos que para una aberración de orden  $n$ :

$$W_{1^a \text{ Superficie}}(x', y') = W_{PS}(1.02x', 1.02y') = (1.02)^n W_{PS}(x', y') \quad (4.2-12).$$

Para el caso de 3<sup>er</sup> orden se obtiene que  $W_{1^a \text{ Superficie}}(x', y') = 1.05 W_{PS}(x', y')$  con lo cual la diferencia introducida por el desplazamiento axial supone un error del 5%.

En coincidencia con las referencias citadas vemos en este sujeto de ejemplo como el perjuicio que supone para la corrección los desplazamientos axiales es de magnitud inferior al asociado a las rotaciones y desplazamientos transversales. Estos últimos son objeto de un estudio más profundo en este trabajo (ver los dos

---

\* Error máximo de focalización de la profundidad de campo del sistema de visualización de la pupila en la medida de la aberración de onda del ojo desnudo según comprobación experimental. Valor muy superior al de la profundidad de campo (estrictamente instrumental) del sistema utilizado que es mucho menor 0.16 mm.

apartados anteriores) pero no queremos decir con ello que los axiales sean despreciables especialmente si se pretende efectuar la corrección en ojos con patrones de aberración extremos. Consideremos así un ojo con una imagen paraxial en eje situada a una distancia del ojo de alrededor de 12.5 cm (suponemos el caso de un miope magno de 8 D para la longitud de onda utilizada en la medida). Tendremos que:  $L \approx 125$  mm,  $L' \approx 117$  mm y  $L/L' \approx 1.068$  y así:  $W_{1^a \text{ Superficie}}(x',y') = W_{PS}(1.068x',1.068y')$ .

Consideramos al igual que en las traslaciones transversales y las rotaciones que nos encontramos con una patrón de aberraciones de orden  $n = 3$ . De la relación anterior tenemos que para una aberración de orden  $n$ :

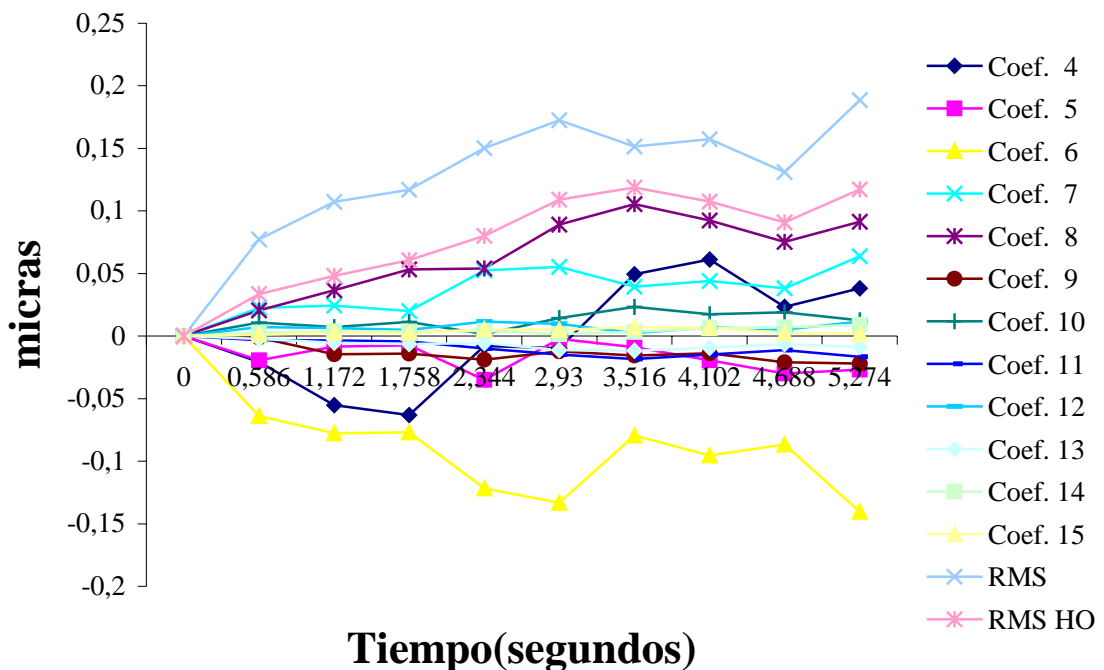
$$W_{1^a \text{ Superficie}}(x',y') = W_{PS}(1.068x',1.068y') = (1.068)^n W_{PS}(x',y') \quad (4.2-13).$$

Para el caso de 3<sup>er</sup> orden se obtiene que  $W_{1^a \text{ Superficie}}(x',y') = 1.219 W_{PS}(x',y')$  con lo cual la diferencia introducida por el desplazamiento axial supone un error del 22%. Sujetos con valores de desenfoque comparables a este están incluidos en nuestro estudio por ser objeto de nuestro interés casos patológicos. Efectivamente si buscamos los máximos valores de desenfoque en cada grupo de sujetos de la Tabla 4.1 tenemos valores de -4.2 D en uno de los sujetos normales, -7.45 D en uno de los transplantados y -5.6 D en uno de los queratoconos. Así según las consideraciones expuestas llegaríamos en el peor de los casos a errores en la medida del: 15%, 28% y 20% respectivamente para las aberraciones de 4<sup>o</sup> orden, para 3<sup>er</sup> orden: 11%, 20%, 15% y para 2<sup>o</sup> orden: 3%, 6% y 5%, respectivamente.

### **4.3. Limitaciones impuestas por el cambio de la aberración en el tiempo.**

Es sabido que las aberraciones oculares de un sujeto no tienen un valor constante en el tiempo [Marcos *et al.*, 2001; Davies *et al.*, 2003, Diaz-Santana *et al.*, 2003] debido a la variabilidad que suponen efectos fisiológicos como la acomodación, la lágrima, etc. Esto supone un problema para un método de corrección estático como son las lentes de contacto.

Las limitaciones a la corrección debidas al cambio en el tiempo de la aberración de onda son de dos tipos. La primera es debida a que la medida y la corrección del frente de onda se realiza en momentos diferentes durante los cuales existen pequeños cambios de la óptica ocular producidos por múltiples factores: cambio de la lágrima, movimientos oculares, microfluctuaciones de la acomodación. La segunda limitación se debe a que la lente de contacto varía su posición en el tiempo debido a los movimientos oculares, el parpadeo, etc. En lo que sigue realizamos un análisis de los valores mínimos de aberración que pueden ser corregidos teniendo en cuentas estas limitaciones.

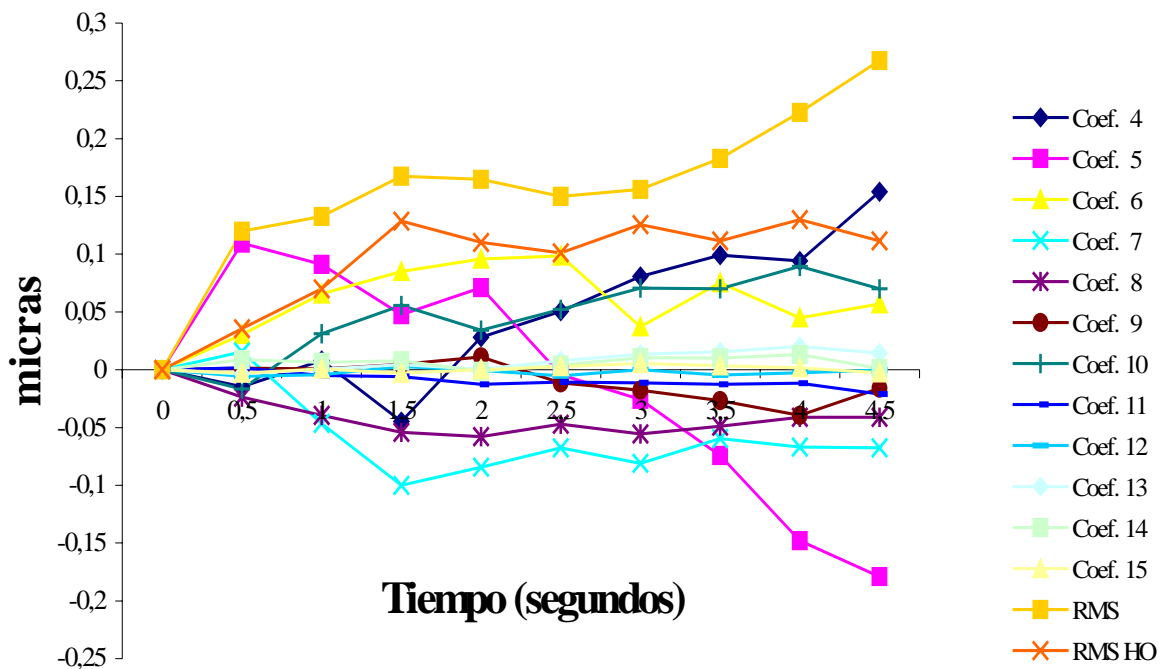


**Figura 4.8.** Variaciones de la aberración ocular en función del tiempo para un sujeto normal. Se muestran las diferencias respecto de un instante inicial para cada coeficiente así como el valor RMS de esas diferencias.

En la Figura 4.8 se muestran resultados correspondientes a sucesivas medidas tomadas durante un intervalo de 5 s para el sujeto miope nº 1 (ver Tabla 4.1) al que posteriormente se le adaptó su lente de contacto personalizada. Se muestran las variaciones respecto del instante inicial de cada uno de los coeficientes de Zernike así como el RMS correspondiente a esas variaciones para tener una medida global. Al sujeto se le pedía que no parpadeara durante la grabación,

reduciendo la medida a un intervalo de 5 segundos, se buscaba evitar sobredimensionar los valores de aberración por déficit de lágrima y no alejarse demasiado del intervalo natural entre parpadeos que es de unos 4 segundos aproximadamente [Montés-Micó *et al.*, 2004]. Como se aprecia, el RMS de las diferencias alcanza un valor de 0.11 micras teniendo en cuenta sólo las aberraciones de alto orden, lo que equivale en torno al 50% de la magnitud de las mismas para este sujeto (ver Tabla 4.1).

La Figura 4.9 muestra un estudio similar al presentado en la Figura 4.8 pero en un sujeto con queratocono (queratocono 1 de Tabla 4.1).



**Figura 4.9.** Variaciones de la aberración ocular en función del tiempo para un sujeto patológico. Se muestran las diferencias respecto de un instante inicial para cada coeficiente así como el valor RMS de esas diferencias.

Como se aprecia (Figura 4.9), en este caso el valor máximo del RMS de alto orden de la diferencia (línea roja con aspas) se encuentra en torno a las 0.13 micras, correspondiente al 14 % del RMS total de alto orden. Este valor es porcentualmente inferior al valor encontrado en el caso anterior ya que el RMS de alto orden de este sujeto era de 0.92 micras (ver Tabla 4.1). Este resultado no es de extrañar ya que

las fuentes de variación (dinámica del cristalino, cambios del espesor de la lágrima, pulsaciones, etc.) son previsiblemente las mismas en ambos casos, independientemente de la aberración del sujeto, de ahí la similitud en la variación expresada en términos absolutos y la diferencia en términos relativos.

Todo esto implica que existe un límite inferior para la aberración residual, en la corrección del frente de onda con lente de contacto (o cualquier método estático de corrección), que se sitúa entre 0.1 y 0.15 micras.

También se puede estudiar de forma experimental el comportamiento dinámico del conjunto formado por el ojo junto con la lente de contacto para así observar las rotaciones de la lente de contacto, las diferencias que aparecen respecto del ojo desnudo y comprobar los efectos que se introducen por mecanismos como los abordados de forma teórica en el apartado anterior. Hay que tener en cuenta que incluso aunque la adaptación inicial de la lente al ojo sea con una colocación perfecta aparecerán posteriormente ciertas desviaciones debidas a la interacción de la misma con un entorno fisiológico con capacidad de movimiento.

En la Figura 4.10 se muestran medidas de la variación de la aberración a lo largo del tiempo una vez se acopló al ojo una lente de contacto generadora de coma puro. Se le pidió al sujeto que parpadeara antes de comenzar la medida y durante la misma para así simular una situación real de uso normal de la lente. La Figura 4.10 muestra las variaciones del RMS del coma *in vivo* y las rotaciones calculadas a partir de los valores  $C_7$  y  $C_8$ . Como se aprecia, las rotaciones típicas de la lente de contacto son siempre menores a 5 grados tal y como se ha descrito en la literatura [Tomlinson, 1983; Bara *et al.*, 2000, Guirao *et al.*, 2001].

La rotación (y traslación) pueden ser perfectamente apreciadas en la Figura 4.11 que muestra el frente de onda y la PSF de la medida *in vivo* de la lente, se trataba de la lente de coma puro de  $90^\circ$  de ángulo teórico ( $Z^{-1}_3$ ).

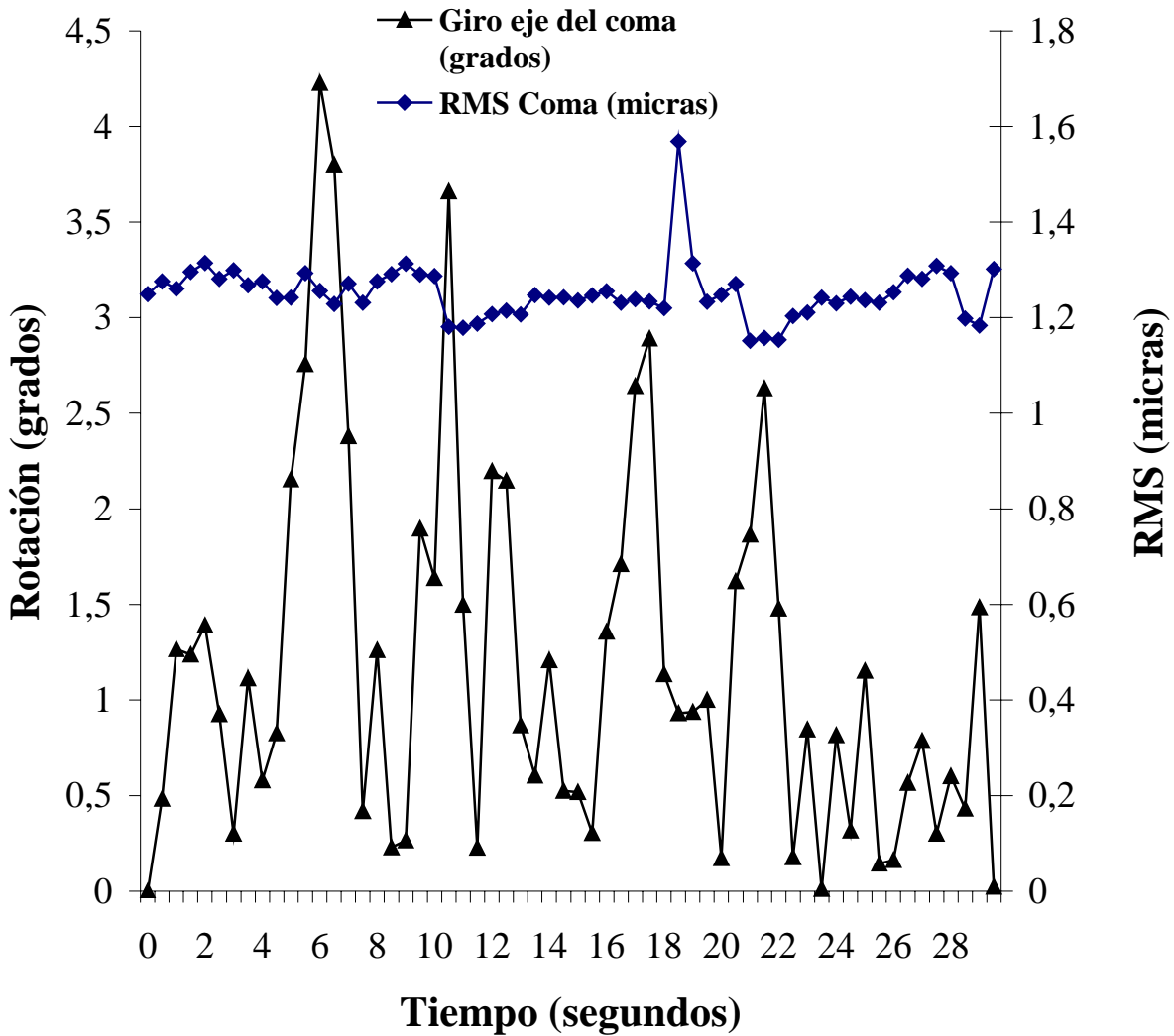


Figura 4.10. Efectos del movimiento de las lentes de contacto generadoras de aberraciones de alto orden: cambios en función de tiempo del valor y de la orientación del coma.

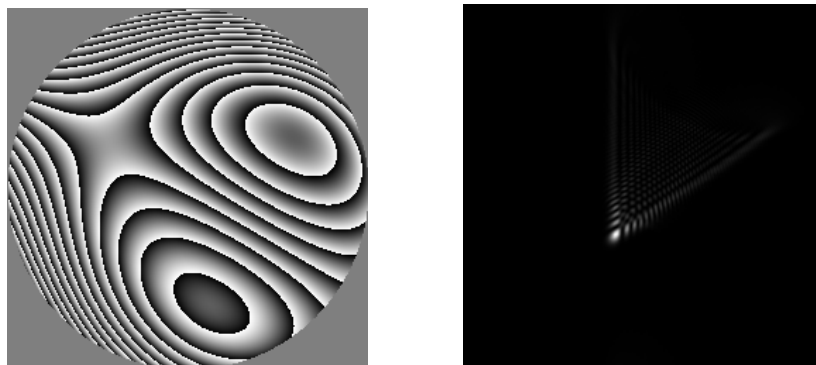
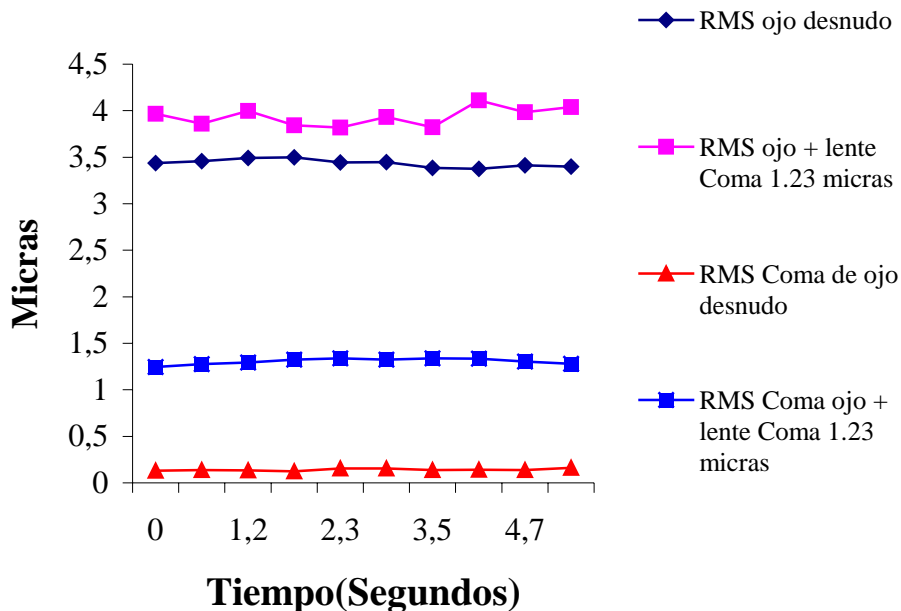


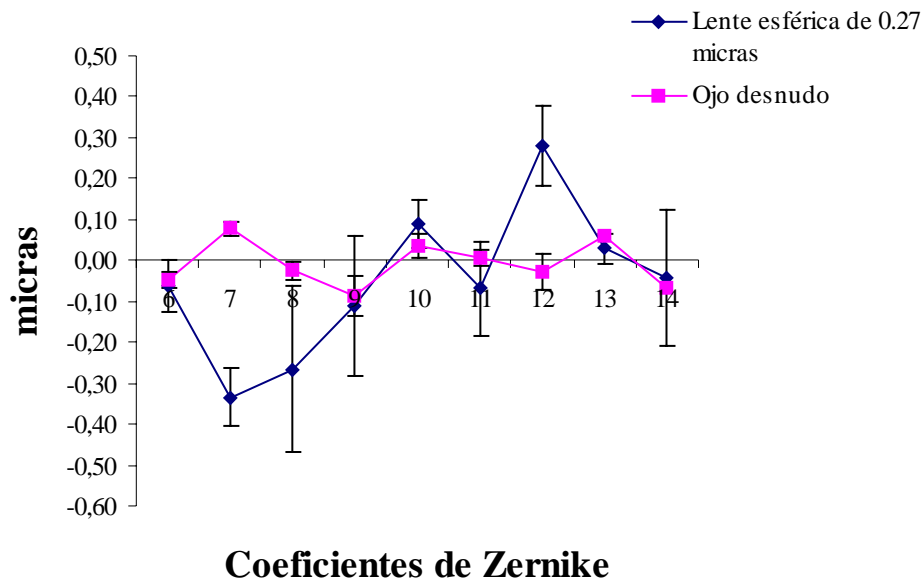
Figura 4.11. Efectos del movimiento de las lentes de contacto generadoras de aberraciones de alto orden: mapa de la aberración *in vivo* con la lente generadora de coma (izquierda) y PSF(derecha) asociada mostrando el descentramiento y rotación respecto a la pupila (de 5mm de diámetro).

La Figura 4.12 muestra un detalle de la evolución del RMS del conjunto ojo y lente de contacto (correspondiente a los primeros 5 segundos de la Figura 4.10) para que pueda ser comparado con la variación del RMS obtenida en el ojo desnudo durante ese mismo tiempo (son registros durante los que no se producen parpadeos). La Figura 4.12 muestra también los valores del RMS de coma del ojo con la lente y del ojo desnudo. Se aprecia un aumento de la variabilidad al acoplar la lente de contacto ( $RMS_{\text{ojo y lente coma}} = 3.94 \pm 0.09$  micras y  $RMS_{\text{ojo desnudo}} = 3.43 \pm 0.04$  micras), aun así son variaciones mucho menores que la diferencia de RMS que se logra introducir.



**Figura 4.12.** Efectos del movimiento de las lentes de contacto generadoras de aberraciones de alto orden: cambios en función de tiempo de la aberración total y del coma para una lente de contacto generadora de coma vertical. Se muestran medidas en ojo desnudo a efectos de comparación.

Finalmente, se estudia el desplazamiento de la lente de forma indirecta a partir de estudio del coma generado por el desplazamiento de una lente de aberración esférica. La Figura 4.13 muestra las aberraciones medidas en el ojo desnudo y acoplando una lente de contacto de 0.27 micras de aberración esférica.



**Figura 4.13.** Efectos del movimiento de las lentes de contacto generadoras de aberraciones de alto orden: coeficientes de Zernike con la lente de contacto con 0.27 micras de aberración esférica y del ojo desnudo. Se muestran las medias y barras de desviación de una serie de 4 medidas.

Efectivamente la principal diferencia entre los dos casos aparece en el término  $C_{12}$ , 0.3 micras, que corresponde a la aberración esférica (de 4<sup>o</sup> orden) introducida por la lente de contacto (0.27 micras), pero también se observa que aparecen claras variaciones en los términos  $C_7$  (0.40 micras) y  $C_8$  (0.35 micras) correspondientes al coma (de 3<sup>er</sup> orden) que se inducen al no conseguirse el centrado y posicionamiento ideal. Utilizando los cálculos teóricos descritos en la sección 4.2.1 y conociendo los valores generados de coma, se han obtenido los desplazamientos medios horizontales y verticales correspondientes a la Figura 4.13 que corresponden a 0.4 mm y 0.6 mm, respectivamente. Estos desplazamientos son los que se describen típicamente en la literatura [Tomlinson, 1983; Bara *et al.*, 2000, Guirao *et al.*, 2001].

#### **4.4. Conclusiones.**

Para traslaciones de la lente de contacto, no es tan grande la diferencia entre el perjuicio sobre la corrección al comparar sujetos normales y patológicos, si es distinto el comportamiento en el caso de los giros. En ambos casos se ven menos afectados los sujetos patológicos en términos relativos a la elevada magnitud de la



aberración propia. Se observa que traslaciones de la lente de contacto dentro de los valores habituales pueden anular el beneficio adicional de la corrección de alto orden en los sujetos normales y en alguno de los casos de los sujetos patológicos (dependiendo de la dirección de la traslación). En cambio las rotaciones esperables no anulan dicho beneficio en ninguno de los casos patológicos estudiados.

El carácter estático del método de corrección de la aberración de onda obtenido obliga a asumir la presencia de una aberración residual no corregida (Figuras 4.8 y 4.9) debida a la evolución dinámica de las aberraciones oculares. Ese residuo es de valores absolutos similares en los distintos tipos de sujetos estudiados lo que supone un impacto relativo mucho menor en los casos patológicos respecto de los ojos normales (14% y 50% del RMS de alto orden respectivamente).

