

Resultados de la calidad visual óptima en pacientes operados de catarata en el Instituto Cubano de Oftalmología "Ramón Pando Ferrer" 2009

Results of the optimal visual quality in patients operated on from cataract at "Ramon Pando Ferrer" Cuban Institute of Ophthalmology in 2009

Dr. Abel Plasencia Blanco, Dra. Ledia Perea Hevia, Dr. Carlos Alberto Perea Ruiz, Dra. Eneida Pérez Candelaria, Dr. C. Juan Raúl Hernández Silva, Dr. C. Marcelino Rio Torres

Instituto Cubano de Oftalmología "Ramón Pando Ferrer". La Habana, Cuba.

RESUMEN

Objetivo: Valorar los resultados de la calidad visual óptima en pacientes operados de catarata teniendo en cuenta la aberración ocular como factor determinante.

Métodos: Se realizó un estudio observacional, longitudinal y prospectivo de las modificaciones aberrométricas (medidas por el OPD Scan II Nidek) en la cirugía de catarata desde enero a julio de 2009 en el Servicio de Microcirugía Ocular en el Instituto Cubano de Oftalmología "Ramón Pando Ferrer". De un universo de 353 pacientes, se utilizaron 300 ojos operados de catarata pertenecientes a 220 pacientes. Todos fueron intervenidos quirúrgicamente por un mismo cirujano y con una misma técnica quirúrgica (Facoemulsificación). Las variables estudiadas fueron: mejor agudeza visual corregida preoperatoria y posoperatoria, función de transferencia modular, índice de Strehl, wave front error, test de sensibilidad al contraste, aberraciones corneales internas y totales, preoperatorias y posoperatorias. Agrupamos los resultados en tablas con frecuencias absolutas y relativas, usamos métodos estadísticos confiables.

Resultados: La mejor agudeza visual corregida mejoró 4,5 líneas en la escala de Snellen. Hubo un incremento del valor función de transferencia modular y el índice de Strehl; mientras que el wave front disminuyó. Se incrementaron las aberraciones internas y totales. Las aberraciones corneales no se modificaron significativamente.

Conclusión: Los pacientes incluidos en este estudio obtuvieron una calidad visual física acorde a los resultados biológicos encontrados. Elemento que avala la

necesidad de efectuar dichas mediciones sistemáticamente de manera que siempre, se logre la mayor perfección visual que le aporte al paciente una vida social útil.

Palabras clave: Índice de Strehl, Wave Front, Función de transferencia modular, aberraciones, Facoemulsificación.

ABSTRACT

Objective: To assess the results of good visual quality in patients operated on from cataract, taking ocular aberration as a decisive factor.

Methods: A prospective, observational, and longitudinal study of aberrometric modifications (measured by the OPD Scan II Nidek) in the cataract surgeries performed from January to July 2009 at the Ocular Microsurgery Department in "Ramón Pando Ferrer" Cuban Institute of Ophthalmology. Of the universe of 353 patients, 300 eyes operated from cataract from 220 selected patients were used. All the cases were surgically treated by the same surgeon who used the same technique called phacoemulsification. The variables under study were best corrected visual acuity pre and postoperative, Function of modular transfer, Strehl's, wave front error, sensitivity on contrast test, and internal and total corneal aberrations and before and after surgery. The results were shown in charts with absolute and relative frequencies based on reliable statistical methods.

Results: The best corrected visual acuity improved 4,5 lines in the Snellen's chart. The values of function of modular transfer and the Strehl' index increased but the wave front diminished. The internal and the total aberrations increased but the corneal aberrations did not change significantly.

Conclusions: The patients included in this study obtained a quality visual in agreement physics to the opposing biological results, element that endorses the necessity to make this mensurations systematically so that the biggest visual perfection is always achieved that contributes the patient an useful social life.

Key words: Index of Strehl, Wave Front, Function of Transfer to Modulate, aberrations, phacoemulsification.

INTRODUCCIÓN

El ojo no es un sistema óptico perfecto. Hemos conseguido operar de cataratas a pacientes y tenerlos con la unidad de visión, o bien cerca de ella; pero aún así algunos no llegan a estar satisfechos completamente al buscar perfecciones en términos de calidad visual. Esto constituye un reto por lograr en el ser humano que aprende y se desarrolla cada día más, pues no solo se operan pacientes que no conocen la óptica y la oftalmología. Los hombres de ciencia están incluidos y estos son más exigentes. La catarata en los próximos años tiende a aumentar junto a la expectativa de vida de los pacientes.¹ Actualmente su prevalencia es de alrededor de 20 millones de ciegos a nivel mundial.²

El resultado 20/20 hoy con fórmulas de cálculo de lentes intraoculares a las que se les exige ser cada vez más exactas, aún no es el final concluido. Hay un camino

que obliga a influir sobre el desarrollo tecnológico y habla de conceptos tan antiguos y no totalmente conseguidos como el de calidad visual perfecta.

Según *Larousse* conceptualmente la calidad visual responde a bienestar visual de una persona, en pleno goce de sus facultades mentales. Hay tres factores determinantes de la visión los cuales desempeñan un papel preponderante en el carácter visual o calidad visual de cada individuo ellos son: los factores que empeoran, los que limitan y los que mejoran la visión.³

Factores que empeoran la visión:

- Difracción: Es debida al impacto de la luz con el margen pupilar. No hay forma de eliminarla. Acaba produciendo el *airy disk* en la imagen retiniana.³
- Scatter intraocular: Se refiere a la dispersión de los rayos debido a su interacción con las estructuras internas del ojo.
- Aberración: Cualquier irregularidad en una superficie que produzca una aceleración o enlentecimiento de la longitud del trayecto óptico de los rayos de luz que la atraviesan. Las aberraciones pueden ser de dos tipos:
 - Cromáticas: Se dividen en longitudinal y transversal. Se definen como la incapacidad de enfocar todas las longitudes de onda a la vez sobre la retina.
 - Monocromáticas: Son las encargadas de deformar y desenfocar la imagen.

Existen métodos que representan estos valores aberrométricos y son los polinomios de Zernike. Estos se han adoptado como el mejor método para definir el frente de onda. Constituyen un grupo de polinomios completamente ortogonales definidos en un círculo. Cada tipo de aberración se representa con un tipo determinado de polinomio, que se clasifica en base a dos subíndices. Uno es el "n" que es el grado radial, y el otro el "m" que es la frecuencia acimutal. Cuanto mayor es este último, más periférica será la aberración. Se dividen según este método de representar estos valores aberrométricos en:

- Piston.
- Primer orden: *Tilt*, inclinación.
- Segundo orden: *Defocus*, miopía, hipermetropía y astigmatismo.
- Tercer orden: Coma. Es similar a un astigmatismo asimétrico.
- Cuarto orden: Aberración esférica. El radio de curvatura periférico es menor que el central.

A partir del cuarto orden se denominan aberraciones de alto orden. Éstas se distribuyen en su mayor parte por la periferia, por lo que su repercusión dependerá del diámetro pupilar.⁴

Existen diferentes métodos para cuantificar las aberraciones y esto es a partir de variables como:

- Modulation transfer function (MTF): Es el cociente entre la calidad de imagen con la que nuestra retina percibe un objeto y la calidad real del objeto.
- Root Mean Square (RMS): Se mide en micras y es la cantidad de desviación de un frente de onda perfecto con el real. A menor RMS, mejor es el frente de onda real.

- Point spread function: Determina cómo se vería un punto de luz remoto a través del frente de onda captado. Cuanto más semejante a un punto, menor aberración hay en el frente de onda.

Factores que limitan la visión:

- Límite neural:

- Sensibilidad de los fotorreceptores: En un ojo normal, el grosor de banda óptica está por debajo del *Nyquist frequency* (máxima sensibilidad de los fotorreceptores que se sitúa en unos 50 a 60 ciclos por grado). Si llegamos a corregir todas las aberraciones, el grosor de banda óptica lo situaremos por encima y todo lo que sobrepase este límite, nuestra retina no lo interpretará como tal, sino bajo un alias (*aliasing*).

- Diámetro y agrupamiento de los fotorreceptores: Teniendo en cuenta que el cono foveal mide de 2 a 2,5 micras (el centro a centro de cada cono estará entre 2-3 μm), y que la distancia nodal secundaria para el ojo emétrepe es de 16,67 mm; la agudeza visual estará limitada a 20/10 para una frecuencia espacial de 60 ciclos por grado. A mayores frecuencias espaciales aparece también el efecto del *aliasing*.

- Variación biológica.

- Ambliopía refractiva: Los niños mayores de ocho años difícilmente recuperan su ambliopía. Si un ojo ha estado viendo 20/20 durante 20 años, ¿por qué tendría que aumentar la visión a 30/20?^{5,6}

Factores que mejoran la visión:

- Respuesta fotópica: Se basa en la diferente sensibilidad de los tres tipos de fotorreceptores que encontramos en la retina. Se encarga de maximizar la sensibilidad en el medio del espectro (verde), disminuyendo el efecto pernicioso de la aberración cromática.

- Efecto Stiles-Crawford: Respuesta disminuida de la retina frente a las posiciones más aberrantes del frente de onda, debido a la preferencia de los conos foveales a la luz que entra por el centro de la pupila y le incide recto. No por los rayos que entran por los márgenes de la pupila que le llegan oblicuos.

- *Dithering*: Es un movimiento constante de la retina que hace que la imagen caiga en diferentes fotorreceptores. Mejora los límites neurales.

Respecto a la incidencia de catarata en la calidad visual de la población, analizado anteriormente, es menester subrayar que Cuba ha impulsado un amplio programa para mejorar la calidad visual o devolver la visión a una gran masa de personas de más de treinta países del Tercer Mundo, incluyendo nuestro país. Con esto se han beneficiado hasta la fecha más de un millón de personas. El plan puesto en marcha en julio de 2004, incluyó la donación por parte de nuestra nación de 37 centros de cirugía oftalmológica a ocho países. La experiencia a su vez, ha servido de modelo para que la Organización Panamericana de la Salud lance un Programa de prevención y eliminación de la ceguera en el continente americano. Se afirma que hoy, en el contexto de la Alternativa Bolivariana para las Américas, los médicos y técnicos cubanos, con el apoyo de equipos y la tecnología oftalmológica más avanzada, crean capacidades para operar anualmente a cerca de un millón de pacientes.

Esto requiere, en el plano científico y tecnológico, buscar las mejores técnicas que contribuyan a ir progresivamente elevando la calidad del trabajo oftalmológico cubano. En esa línea de pensamiento se justifica que se hagan investigaciones más específicas sobre la calidad resultante de las intervenciones quirúrgicas en las diferentes afecciones oculares. Además es conveniente, disponer de una visión amplia sobre las tecnologías de medición de las aberraciones ópticas. Esto puede constituir de gran valor desde el punto de interpretación de pruebas de calidad visual en aberrómetros de última generación.

Calidad de imagen retiniana monocromática

La presencia de aberraciones en el ojo se reconoció hace ya cerca de dos siglos. Gracias a los avances técnicos, podemos ahora medir las aberraciones con rapidez y precisión. Los sistemas desarrollados y utilizados experimentalmente en laboratorios de investigación comienzan ahora a abrirse paso en la práctica clínica.^{6,7}

La función de transferencia de modulación del ojo se ha venido midiendo desde hace más de dos décadas, mediante la llamada técnica de doble paso. Consiste en la proyección de una fuente puntual láser en la retina y la captación de la imagen reflejada por la retina en una cámara CCD, colocada en un plano conjugado. La imagen aérea captada por la cámara CCD contiene doble degradación por los medios oculares, en el camino de entrada y en el de salida del ojo. En términos matemáticos es la autocorrelación de la imagen de un punto. La MTF se puede estimar fácilmente a partir de la imagen aérea. Esta función de transferencia de modulación incorpora la degradación impuesta por las aberraciones monocromáticas, la difracción y la difusión.⁸

La mayoría de los aberrómetros cuantifican la aberración transversal en función de la posición en la pupila. Podemos medir la aberración transversal durante el camino de entrada al ojo. Para esto se emplea el llamado sistema de trazado de rayos por láser (LRT) o el refractómetro de resolución espacial (SRR). En el LRT la pupila se muestrea secuencialmente, mediante un sistema escáner que barre la pupila y proyecta la imagen de un punto en la retina. Una cámara capta las imágenes aéreas para distintas posiciones de entrada del haz en la pupila. Por efecto de las aberraciones, las imágenes que se planean a través de proyecciones excéntricas de la pupila se desvían con respecto del rayo central. El SRR constituye otra técnica secuencial. En lugar de la captación de imágenes aéreas en una cámara CCD, el sujeto alinea las imágenes de un punto, observadas a través de las distintas posiciones en la pupila, con un estímulo de referencia, proyectado a través de una pupila centrada.⁸

En la técnica de Shack-Hartmann se proyecta una fuente puntual sobre la retina. El frente de onda reflejado atraviesa una matriz de microlentes que focaliza el haz en múltiples imágenes del punto (una por cada lente) en una cámara. Cada lenticilla muestrea una pequeña porción del haz, correspondiente a una región de la pupila. Las desviaciones de los centroides de las imágenes aéreas del punto con respecto al punto focal de cada lenticilla, representan la aberración local transversal del rayo. A partir de tales desviaciones se estima la aberración de onda.⁸

Los cuatro métodos precedentes miden las aberraciones de todo el sistema óptico del ojo. Haciendo uso de un sistema de topografía corneal, podemos calcular las aberraciones de la córnea. La aberración transversal de la cara anterior de la córnea, se obtiene mediante un trazado virtual de rayos sobre el mapa de elevación de la córnea, y con tales datos se calcula la aberración de onda corneal. Las

aberraciones de los medios oculares internos, el cristalino por ejemplo, se obtiene sustrayendo el componente corneal de la aberración total.⁸

Calidad de imagen retiniana policromática

Las técnicas que acabamos de describir utilizan luz monocromática. Estas miden, por tanto, la calidad de la imagen monocromática. Sin embargo, el entorno visual es policromático, lo que significa que las aberraciones cromáticas, consecuencia de la dependencia del índice de refracción de los medios oculares con la longitud de onda, desempeñan un papel importante en la calidad de imagen.

Existen dos aberraciones cromáticas principales: longitudinal y transversal. La aberración cromática longitudinal representa el cambio de foco con la longitud de onda. La aberración cromática transversal se refiere a la dependencia de la desviación angular con la longitud de onda.

Se ha demostrado que para un sistema óptico perfecto, sin aberraciones monocromáticas, el impacto relativo de las aberraciones cromáticas sobre la calidad óptica es mayor que para un sistema con aberraciones. Se establece además, cierto grado de equilibrio entre las aberraciones cromáticas y monocromáticas del ojo.^{6,7}

Existen dos aspectos fundamentales que persigue un paciente cuando se opera de catarata. El primero es la cantidad de visión, el segundo la calidad de la visión. El primero siempre ha estado en la cima de sus objetivos; además cuantificar la visión es una pauta importante del examen oftalmológico, lo demás es sintomatología. Entonces el 20/20 sintomático, y todo lo que hemos explicado anteriormente, nos habla de calidad visual.

Este aspecto es tan longevo como la cirugía de catarata. Existió un gran conformismo en sus inicios, pues en épocas remotas de esta patología, se le operaba al que la padecía cuando el grado de ceguera era altísimo y se colocaba un par de espejuelos. Más adelante con el desarrollo un lente intraocular y alejándonos de las complicaciones, el paciente siempre agradecía la visión que alcanzaba. En nuestra época los pacientes son más exigentes y el conocimiento es mayor. Ya tenemos equipos que dan ciertas explicaciones a esos pacientes que no lograban una visión de calidad y si de cantidad, además de contar con tecnología de punta para corregirlas.

Por lo anteriormente expresado es que nos propusimos realizar un estudio para identificar los resultados de la calidad visual óptima en pacientes operados de catarata en el periodo de enero a julio de 2009 en el servicio de microcirugía ocular en el Instituto Cubano de Oftalmología "Ramón Pando Ferrer".

MÉTODOS

Se realizó un estudio observacional longitudinal prospectivo de un universo de 353 pacientes. Se utilizaron 300 ojos pertenecientes a 220 pacientes operados de catarata en el servicio de microcirugía ocular. A estos se les implantó una lente intraocular (LIO) Henan Universe PCF60 de acrílico plegable, hidrofílica a través de la cirugía de Faco Chop coaxial.

Los pacientes incluidos cumplían los siguientes requisitos: edad mayor de 40 años, no cirugía intraocular previa, sin otras enfermedades oculares y que hubiesen dado su consentimiento para participar en el estudio. Se excluyeron los pacientes que tuvieron complicaciones para una perfecta medición de los resultados posteriores a la cirugía. Para la realización de esta investigación se tuvo la autorización de la institución para la utilización de la base de datos del centro de microcirugía ocular.

Las consultas del posoperatorio se realizaron al primer día, a la semana y al mes, con los estudios siguientes: mejor agudeza visual con corrección y sin ella, y refracción dinámica. Se midió el espesor corneal central (ECC), la presión intraocular posterior a la corrección según el ECC. Se realizó biomicroscopia de segmento anterior, biomicroscopia del polo posterior y fundoscopia, examen aberrométrico con el OPD Scan II ARK 10000, densitometría del cristalino con el equipo Pentacam, y conteo celular endotelial. El examen aberrométrico se realizó por una misma técnica en todos los casos, según los monogramas que regulan su uso, y se practicó en condiciones mesópicas. Se exportaron los datos al OPD-Station, programa en el que fueron analizados los datos corneales totales adquiridos de los mapas y gráficos siguientes: mapa axial, mapa de OPD, gráfico de Zernike (medidos a 6 mm), función de dispersión de punto, y gráfico de función de modulación de transferencia. En el último control se evaluó la sensibilidad al contraste con corrección de lejos a 2,5 m de distancia con test simulado MTF con OPD Scan. El tratamiento posoperatorio consistió en dosis decrecientes de la combinación en colirio de tobramicina 0,3 % y dexametasona 0,1 % (Tobradex) hasta completar el mes de tratamiento.

La técnica quirúrgica empleada fue una facoemulsificación (*facó chop*) con tecnología Nidek bajo anestesia tópica. Tras incisión de 3,2 mm en córnea clara temporal se realizó capsulorrexis circular continua con pinza menor de 6 mm, aspiración de córtex y pulido de cápsula posterior. Se implantó la lente intraocular en saco capsular mediante pinzas para plegarla y colocarla. En todos los casos no fue necesario suturar. Cualquier complicación en el procedimiento quirúrgico anteriormente descrito excluyó al paciente del estudio. Se implantó la potencia de lente más cercana para conseguir la emetropía, -0,00 en todos los casos. El método empleado fue la biometría IOL Máster y la fórmula elegida fue SRK-T por ser mayor de 21 mm la longitud axial.

RESULTADOS

Los pacientes presentaron una edad media de 66 años. Todos presentaron cataratas seniles que son las más frecuentes en edad avanzada (tabla 1).

Tabla 1. Relación de datos generales de la muestra

Muestra	Valor	p*
Edad media \pm DS (intervalo)	66,3 \pm 5,4 (52-74)	0,87
Sexo M/F	43,65 % / 57,45 %	0,33
Potencia del LIO \pm DS (intervalo)	21,76 \pm 2,21 (17,5-25)	0,065
Diámetro Pupila mesópica \pm DS	4,70 \pm 0,85	0,32

* p= valor de probabilidad.

DS: distribución estándar, M/F: masculino/femenino, LIO: lente intraocular.

Cuando la pérdida de la agudeza visual (AV) es atribuible a la catarata, el objetivo principal de la cirugía es acercarse en el posoperatorio lo más posible a la emetropía (tabla 2). La mejor agudeza visual con corrección (MAVCC) mejoró de forma significativa después del implante de la lente intraocular. Los indicadores de la función de propagación de los puntos mejoraron. El índice de Strehl (cociente de la intensidad máxima) mejoró significativamente lo que denota un aumento de la calidad visual. Se indujo poco error al total del frente de onda (WF error).

Tabla 2. Valores promedios de algunas variables antes de la cirugía y después

Variabes	Antes	Intervalo	Después	Intervalo	p*
MAVCC	0,2738	0,10-0,31	0,8625	0,40-0,98	0,000
Índice de Strehl	0,0030	0,001-0,005	0,0230	0,001-0,005	0,000
WF error	6,9280	0,009-0,019	3,2680	0,009-0,019	0,002

* p= valor de probabilidad (prueba de rangos con signos de Wilcoxon).
MAVCC: mejor agudeza visual con corrección, WF: frente de onda.

En la tabla 3 la sensibilidad al contraste simulada según el MTF muestra una pérdida del contraste de la imagen previo a la cirugía. Esto mejoró significativamente en el posoperatorio luego de la cirugía con implante de la lente china plegable Henan Universe.

Tabla 3. Distribución de los valores de la función de transferencia modular antes de la cirugía y después

Variabes	Valor	Intervalo	p*
Preoperatorio	0,157	0,136-0,167	0,000
Postoperatorio	0,231	0,215-0,247	

* p= valor de probabilidad (prueba de rangos con signos de Wilcoxon).

La aberración corneal se modificó muy poco. Los resultados muestran que experimentaron una ligera disminución (tabla 4).

Tabla 4. Aberraciones corneales según coeficiente de Zernike antes de la cirugía y después

Aberraciones	Antes	Después	P*
Aberración total	6,375	4,399	0,903
Inclinación	2,101	1,509	0,195
Aberración de más alto orden total	3,400	3,299	0,703
Coma total	1,902	1,403	0,695
Astigmatismo triangular total	1,950	1,741	0,693
Astigmatismo tetra-angular total	2,088	1,403	0,388
Aberración esférica total	1,724	0,785	0,600
Astigmatismo de alto orden	1,500	1,009	0,900

* p= valor de probabilidad (prueba de rangos con signos de Wilcoxon).

Las medidas de aberraciones internas disminuyeron significativamente. Los valores aberrométricos de la "inclinación" fueron no significativos al compararlos con los valores preoperatorios (tabla 5).

Tabla 5. Aberraciones internas según coeficiente de Zernike antes de la cirugía y después

Aberraciones	Antes	Después	P*
Aberración total	9,375	6,001	0,003
Inclinación	3,385	2,572	0,165
Aberración de más alto orden total	5,663	5,777	0,080
Coma total	2,777	0,999	0,095
Astigmatismo triangular total	2,250	0,641	0,478
Astigmatismo tetra-angular total	1,888	0,651	0,729
Aberración esférica total	1,724	0,335	0,013
Astigmatismo de alto orden	1,975	0,609	0,217

* p= valor de probabilidad (prueba de rangos con signos de Wilcoxon).

DISCUSIÓN

Las aberraciones en ojos normales se incrementan de forma aproximadamente lineal con la edad.⁸ En el grupo de edad avanzada la imagen es más extensa debido al incremento de las aberraciones. El estudio combinado de las aberraciones de la córnea y del ojo ha permitido entender mejor las razones que explican esta degradación de la óptica ocular con la edad.⁹ Mientras que las aberraciones de la córnea aumentan con la edad muy levemente, las del ojo completo lo hacen de forma más acentuada.¹⁰ Pero lo más relevante es que mientras que en los ojos jóvenes, las aberraciones de la córnea son normalmente mayores que las del ojo; en los sujetos de edad avanzada ocurre lo contrario, las aberraciones del ojo son mayores que las de la córnea aislada. Esto implica que mientras que en el ojo joven el cristalino compensa parte de las aberraciones de la córnea, en el ojo envejecido ocurre justamente lo opuesto. El diferente acoplamiento entre las aberraciones del ojo y de la córnea explica por qué la calidad óptica del ojo se deteriora con la edad. A diferencia del caso del ojo joven, el cristalino envejecido no solo no compensa las aberraciones de la córnea sino que le añade.¹⁰

Los resultados refractivos obtenidos coinciden con trabajos revisados en la literatura.¹¹ Por ejemplo en la evaluación de la seguridad clínica y la AV resultante de la implantación de la LIO plegable de acrílico Miniflex, trabajo realizado por Brenner, los valores del error refractivo posoperatorio (1 mes), comparado con los valores del error refractivo pronóstico con el uso de la fórmula SRK/T fueron de $-0,434 \pm 0,181$ y $-0,220 \pm 0,732$ dioptrías, respectivamente.¹² Otros estudios multicéntricos en Alemania en el preoperatorio recogieron MAVCC entre 0,2 y 0,6, que mejoró en su totalidad a 0,6 y 1,0. Por su parte Wehner encontró la MAVCC preoperatoria de 0,34 como promedio que mejoró a 0,82 en el posoperatorio. Un estudio realizado también en la lente Miniflex realizado por el doctor Hernández Silva mostró valores que están muy cerca de los obtenidos en este trabajo.¹³

Otra representación gráfica importante de la calidad óptica de un sistema visual, analizado desde el punto de vista aberrométrico, lo constituye el PSF (point spread function). Determina cómo se vería un punto de luz remoto a través del frente de onda captado. Por lo general esta imagen ofrece la calidad de visión de un sistema óptico. Cuanto más opaca y brillante es, se considera que existe una muy buena calidad óptica. De la medida de la función de dispersión de un punto se derivan otros dos cálculos importantes: la proporción de Strehl y la convolución de imágenes. La proporción de Strehl (Strehl ratio) es el cociente entre el máximo de intensidad del PSF del ojo en estudio y la PSF de un ojo perfecto (limitado solo por la difracción). El valor ideal es igual a uno, pero como no hay sistemas ópticos humanos perfectos, este valor nunca llega a la unidad.¹⁴

En la lectura de mapas de frente de onda, existen dos factores numéricos a considerar que están representados por la magnitud del RMS de alto orden (función de modulación de transferencia). El RMS se ha definido como el cociente entre la calidad de imagen con la que la retina percibe un objeto y la calidad real de este. El cociente dará la medida de la sensibilidad al contraste y corresponde al error aberrométrico aportado por las aberraciones de alto orden. Muchos investigadores consideran que el valor de corte de este RMS de alto orden es de 0,4 micras y que valores superiores a 0,5 micras pueden ser significativos; por tanto, deben ser investigados y correlacionados con la clínica. En este trabajo no hubo diferencias significativas en el valor del RMS antes de la cirugía ni después de esta.^{14,15}

En la cirugía de catarata se reemplaza el cristalino natural por una lente intraocular. Los fabricantes de lentes intraoculares evalúan la calidad de las lentes a través de medidas de su MTF en un banco óptico. La primera evaluación *in vivo* de la calidad de imagen retiniana en pacientes operados de cataratas se realizó mediante la técnica de doble paso. Tras la cirugía, la frecuencia espacial de la imagen es significativamente más baja que la normal en sujetos jóvenes; y peor en pacientes con lentes multifocales que con lentes monofocales.⁹ Algunos autores plantean que puede haber variaciones una vez colocado la lente aún con mejor valor, pues existen factores que entorpecerían los resultados por ejemplo, la técnica quirúrgica empleada y la inflamación ocular secundaria a la cirugía.¹⁶ El sustituto ideal del cristalino no es una LIO con la mejor calidad posible medida de forma aislada; sino que será una LIO que sea diseñada para compensar, al menos en parte, las aberraciones de la córnea.⁹

Algunos autores plantean que como las LIO hidrófilas acrílicas son flexibles, después de desplegarse podrían persistir aberraciones o incluso aumentar.¹⁷ En otras investigaciones con un modelo de lente LIO MA60C se reporta un dato curioso que es la inclinación de la lente. Esto conllevó a un aumento del número de aberraciones internas.¹⁸ En estudios con lentes similares pero de una pieza y tres piezas, reportan que las aberraciones comparadas fueron mayores en los de tres piezas por la inclinación en la colocación en el saco capsular. Esto es un error prismático que no induce distorsión de la imagen, sino un cambio en su posición.¹⁹ Los modelos teóricos han mostrado que esta inclinación física ligera y la descentración de la LIO, conducen a aberraciones oculares aumentadas y a errores refractivos.²⁰ Estudios refieren que cuando una LIO óptica de 6 mm ésta descentrada por 0,5 mm, la pérdida estimable de la zona óptica es alrededor del 11 %. Otros autores explican que esto se produce cuando el descentramiento es superior a 1 mm o la inclinación es mayor de 5 grados en lentes esféricas.²¹

Las aberraciones corneales experimentaron una ligera disminución, principalmente en los valores altos de astigmatismo. Esto está en relación con su corrección durante el acto quirúrgico o inducción mínima. También una pequeña disminución de las demás aberraciones de alto orden.

El valor del astigmatismo triangular (astigmatismo triangular total) disminuyó lo cual evidencia su causa cristaliniana. El aumento de las aberraciones de alto orden, poco significativo, se relaciona con una ausencia de balance entre las aberraciones corneales e internas que se producen en los pacientes con LIO. Estos factores, junto a los descentramientos o giros de la LIO, pueden provocar valores aumentados de aberraciones de alto orden.¹⁶ Los valores aberrométricos del descentramiento o *Tilt* fueron no significativos al compararlos con los valores preoperatorios. Otros estudios muestran resultados semejantes como el trabajo realizado por *Jaewan Choi* al comparar las aberraciones del frente de onda en pacientes pseudofáquicos con 3 tipos de LIO de acrílico y en ojos fáquicos normales. Demostró que hubo una diferencia significativa en el astigmatismo triangular, el cual fue menor respecto al grupo de pacientes fáquicos.¹⁷ Los valores de la aberración esférica total fueron no significativos, que indican la mínima inducción de este tipo de aberración con el uso de estas lentes.

En un estudio de laboratorio del Instituto Artal de Óptica¹⁵ se midió por primera vez las aberraciones de la lente intraocular in vivo, sustrayendo las aberraciones corneales de las aberraciones totales en pacientes con lentes intraoculares implantadas. Se encontraron que las aberraciones corneales tendieron a aumentar probablemente por efecto de la incisión. Además, las mediciones in vitro revelaron que las LIO esféricas exhiben aberración esférica positiva, a diferencia del cristalino natural de los sujetos jóvenes y esta se suma a la aberración esférica positiva de la córnea. Las aberraciones de tercer orden y superior se incrementan también, probablemente a causa de desalineamientos y descentramientos de la lente intraocular. De esa investigación se deduce que si bien la sustitución del cristalino con catarata por la lente intraocular proporciona una drástica mejoría de la calidad de imagen retiniana, a pesar de la reducción de la difusión intraocular, no disminuyen las aberraciones. Entonces es de esperar que el refinamiento del diseño de la LIO y el continuo perfeccionamiento de los procedimientos quirúrgicos contribuyan a mejorar la calidad óptica en pacientes operados de cataratas.^{9,15}

Las variables analizadas, medidas por equipos de última generación, nos reportaron la prueba de que los pacientes incluidos obtuvieron una calidad visual física acorde a los resultados biológicos encontrados. Esto constituye un elemento que avala la necesidad de efectuar estas mediciones sistemáticamente, de manera que siempre se logre la mayor perfección visual que le aporte al paciente una vida social útil.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Vaughan D, Asbury T, Riordan-Eva P. Oftalmología General. 14 ed. México DF: El manual moderno; 2008.
2. Jarstard J. The future treatment of cataracts: multiple perspectives. Eye world. 1999;66-7.
3. Thibos LN. Prospects for a perfect vision. J Refract Surg. 2000;16:S540-S546.
4. MacRae SM, Krueger RR, Applegate RA. Customized corneal ablations. The quest for supervision. Optometry & Vision Science. 2001;78(11):780-1.
5. Applegate RA. Limits to vision. Can we do better than nature? J Refract Surg. 2000;16: [aprox. 10 p.]. Disponible en: http://www.carlomasci.it/biblio/aberrazioni_3.pdf

6. Schwiegerling J. Theoretical limits to visual performance. *Surv Ophthalmol.* 2000;45(2):139-46. Disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0039625700001454>
7. McLellan JS, Marcos S, Prieto PM, Burns SA. Imperfect optics may be the eye's defense against chromatic blur. *Nature.* 2002;417:174-6. Disponible en: http://www.opt.indiana.edu/people/faculty/burns/pub/mclellan_211_final.pdf
8. Guirao A, Artal P. Off-axis monochromatic aberrations estimated from double-pass measurements in the human eye. *Vision Res.* 1999;39(2):207-17. Disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S004269899800159X>
9. Artal P, Berrio E, Guirao A, Piers P. Contribution of the cornea and internal surface to the change of ocular aberrations with age. *J Opt Soc Am A.* 2002;19(1):137-43.
10. Guirao A, Artal P. Corneal wave aberrations from videokeratography: accuracy and limitations of the procedure. *J Opt Soc Am A.* 2000;17(6):955-65.
11. OMS. Pautas para los programas de prevención de la ceguera. Cuba; 1976.
12. Brenner LF, Carneiro W, Kuono B, Casanova F, Freitas L. Evaluation of clinical security and visual acuity outcome of the foldable acrylic intraocular Lenses. *EUA: Research Days;* 2007.
13. Hernández JR, Miranda I, Vilar JS, Curbelo L, Fernández G, Ramos M, et al Estudio aberrométrico de la lente intraocular Miniflex de Mediphacos en pacientes operados de catarata mediante la técnica de facoemulsificación por microincisiones. *Rev Cubana Oftalmol.* 2009;22(Suppl):52-8.
14. Rosas A, Ruiz LA. Una aproximación a la Tecnología de Frente de Onda: Correlación Clínico--aberrométrica. *Creative Latin Media, LLC* 2005;7:8-10.
15. Nakano EM, Nakano C, Hirai F, Nakano K. Wavefront analysis and contrast sensitivity test in eyes emplanted with Mediphacos EUA: Miniflex; 2008.
16. Burns SA, Marcos S, Elsner AE, Bara S. Contrast improvement of confocal retinal imaging by use of phase-correcting plates. *Optics Letters.* 2002;27(6):400-2.
17. Artal P, Guirao A, Berrio E, Williams DR. Compensation of corneal aberrations by the internal optics in the human eye. *Journal of Vision.* 2001;1:1-8. Disponible en: <http://www.journalofvision.org/content/1/1/1.full.pdf+html>
18. Jaewan Ch, Tal-im K, Hungwon T . Comparison of wave front aberration after cataract surgery with acrylic intraocular lenses implantation. *J Cataract Refract Surg.* 2005;31(2):324-9. Disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0886335004006200>
19. Hernández Silva JR, Curbelo Cunill L, Padilla Gonzalez C, Ramos López M, Torres Río M. Resultados de la cirugía de catarata por microincisiones. *Rev Cubana Oftalmol.* 2005;18(1). Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S0864-21762005000100009&script=sci_arttext

20. Padmanabhan P, Yoon G, Porter J, Rao SK, Roy J, Choudhury M. Wavefront aberrations in eyes with Acrysof Monofocal Intraocular Lenses. J Refract Surg. 2006;22(3):237-42. Disponible en:
http://www.cvs.rochester.edu/yoonlab/pubs/Padmanabhan_JRS2006.pdf

21. Rohart Ch, Lemarinel B, Hoang-Yuan T, Gatinel D. Ocular aberrations after cataract surgery with hydrophobic and hydrophilic acrylic intraocular lenses: Comparative Study. J Cataract Refract Surg. 2006;32(7):1201-5. Disponible en:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0886335006003233>

Recibido: 23 de septiembre de 2011.

Aprobado: 28 de octubre de 2011.

Dr. *Abel Plasencia Blanco*. Instituto Cubano de Oftalmología "Ramón Pando Ferrer".
Ave. 76 No. 3104 entre 31 y 41 Marianao. La Habana, Cuba. Correo electrónico:
apblanco@infomed.sld.cu