



# UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE MEDICINA  
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO  
FUNDACIÓN HOSPITAL NUESTRA SEÑORA DE LA LUZ I.A.P.  
DEPARTAMENTO DE SEGMENTO ANTERIOR

## COMPARACIÓN DE LA TOLERANCIA AL DESENOFOQUE ENTRE PACIENTES MIOPE E HIPERMÉTROPES

**T E S I S   D E   P O S G R A D O**  
PARA OBTENER EL TÍTULO DE:  
C I R U J A N O   O F T A L M Ó L O G O

P R E S E N T A

DR. HÉCTOR FONCERRADA RIVADENEYRA



### ASESORES

Dr. Oscar Guerrero Berger  
Dra. Laura Leticia Arroyo Muñoz  
Dr. Jaime Lozano Alcázar  
Dra. Claudia Palacio Pastrana  
Dr. Jaime Macías Martínez  
Dra. Ana Beatriz Medina Pérez

2011



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

## AGRADECIMIENTOS

A Tito por acompañarme en todo momento.

A mi padre por su apoyo incondicional y su insuperable ejemplo.

A mi madre por sus cuidados y por infundirme el amor al estudio.

A Lisette y Ana Ceci.

A Polli.

Al Departamento de Segmento Anterior del HOL.

A la Dra. Gloria Alicia Campomanes Eguiarte.

Al Dr. Jaime Lozano Alcázar.

A mis maestros.

A mis compañeros y amigos.

A Gonzi.

A la Fundación Hospital Nuestra Señora de la Luz I.A.P.



## INTRODUCCIÓN

La traslación de una imagen de nítida a borrosa, a lo largo de un eje en un sistema óptico se denomina: Desenfoque<sup>1</sup>.

En términos aberrométricos; el desenfoque corresponde a una aberración de bajo orden, que en el contexto de los polinomios de Zernicke, se expresa en la siguiente fórmula:  $a(2p^2 - 1)$ , en donde "a" corresponde al coeficiente de desenfoque de un haz luminoso, mismo que equivale a la diferencia existente en un patrón óptico, entre dos frentes de onda esféricos, los cuales son tangentes en sus vértices y poseen diferentes radios de curvatura.

La representación gráfica del desenfoque, se lleva al cabo mediante curvas que correlacionan, ya sea: 1) la sensibilidad al contraste con la graduación antepuesta al paciente o 2) la agudeza visual con una graduación que oscila entre la emetropía, la subcorrección y la sobre corrección.<sup>2</sup>

En el ojo humano; el desenfoque se compensa por medio de la acomodación del cristalino y la profundidad de foco, modulada por la apertura pupilar, esto hasta cierto punto; ya que los defectos refractivos que exceden esta capacidad compensatoria inducen la percepción borrosa de las imágenes, la pérdida de la sensibilidad al contraste en frecuencias espaciales moderadas y altas<sup>3</sup> e incluso la disminución de la estereopsis<sup>4</sup>. El grado máximo de desenfoque consiste en la no percepción de una imagen a una distancia determinada.<sup>5</sup>

Los sistemas ópticos de baja resolución poseen una menor tolerancia al desenfoque, en comparación con los sistemas de alta resolución; este principio aplicado al ojo humano se traduce como una menor tolerancia en pacientes miopes en comparación con los pacientes emétopes e hipermétropes.<sup>6</sup> Así mismo, se ha estudiado la tolerancia a las aberraciones de alto orden, la cual, resulta menor en comparación con las de bajo orden<sup>7</sup>

En forma tradicional, se ha conceptualizado que en un ojo libre de aberraciones, el efecto del desenfoque en la percepción retiniana de una imagen borrosa resulta similar entre pacientes miopes e hipermétropes<sup>8</sup>, siempre y cuando los mecanismos compensatorios, anteriormente descritos no se encuentren alterados; tal y como sería el caso de pacientes présbitas (mayor tolerancia al desenfoque) y en pacientes con pupilas mayores a 3 mm. (menor tolerancia al desenfoque, ocasionada por una menor profundidad de foco).<sup>3,5</sup> Sin embargo, en forma reciente se han estudiado los efectos de la percepción de imágenes borrosas sobre la agudeza visual a

corto plazo, demostrándose una mejoría global en la resolución visual.<sup>9,10,11</sup> Éste fenómeno ha sido objeto de investigaciones en animales, en las que se ha propuesto, que dicha adaptación tiene lugar en la retina<sup>12</sup>; estas observaciones, incluso han sido reforzadas mediante el estudio de los cambios en los patrones electroretinográficos y en potenciales visuales evocados durante la adaptación al contraste.<sup>13,14</sup> Por otra parte se ha descrito una participación importante por parte del sistema nervioso central, en específico de la corteza visual, durante el proceso de adaptación a las imágenes borrosas.<sup>15</sup>

Diversos estudios han comparado la tolerancia al desenfoque entre pacientes miopes, emétopes e hipermétropes. El método empleado ha sido en forma consistente: La medición de la sensibilidad al contraste, durante la inducción de desenfoque mediante la anteposición de lentes aéreas.<sup>16,17,18</sup>

## JUSTIFICACIÓN

Conocer la tolerancia al desenfoque, en relación con el defecto refractivo de un paciente, constituye actualmente una herramienta útil en el estudio previo a la realización de procedimientos oftalmológicos cotidianos, desde los más sencillos como: prescripción de lentes aéreas y de contacto hasta los técnicamente más complicados como: la cirugía refractiva y de catarata. Lo anterior en virtud de que actualmente el rango de tolerancia a una imagen borrosa en el ojo humano no solo es la resultante de sus mecanismos compensatorios, sino también de lo que hoy en día se conoce como: "fenómeno de compensación neuronal de la imagen borrosa"<sup>15</sup>. Particularmente en cirugía de catarata, esta estimación merece especial atención al momento de seleccionar el poder dióptrico de una lente ; ya que en este ámbito, se encontrará de por medio y en forma permanente la satisfacción visual de un paciente postoperado.

## HIPÓTESIS

Los pacientes hipermétropes presentan una mayor tolerancia al desenfoque en comparación con los pacientes miopes.

Con base en las teorías sobre los mecanismos de compensación del desenfoque<sup>3,5</sup>; mientras mayor sea la edad los pacientes y menor su defecto refractivo; éstos presentarán una tolerancia mayor a este fenómeno.



## **OBJETIVOS**

### **OBJETIVO GENERAL**

Cuantificar y comparar la tolerancia al desenfoco en pacientes miopes e hipermétropes.

### **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

Correlacionar la edad de los pacientes con su tolerancia al desenfoco.

Establecer una correlación entre el grado de ametropía y la tolerancia al desenfoco en cada paciente.

## MÉTODOS

Se realizó un estudio prospectivo, comparativo, transversal y observacional.

A todos los pacientes se les determinó su agudeza visual a 6 metros con la cartilla de Snellen. Posteriormente se indujo cicloplejia instilando gotas de tropicamida al 0.8% con fenilefrina al 5%; en total se aplicaron dos dosis con un intervalo de 10 minutos. A los 30 minutos posteriores a la aplicación del ciclopléjico, se determinó la refracción y se cuantificaron en forma automatizada las queratometrías de cada paciente, mediante el empleo del autorrefractoqueratómetro: Topcon Kr 8800; se realizaron tres tomas en total y se capturó el promedio refractivo y queratométrico.

La utilización de un autorrefractoqueratómetro, en lugar de la determinación manual, tanto de la refracción como de las queratometrías se sustenta en la evasión de sesgos intraobservador.

Se excluyeron todos aquellos pacientes con astigmatismos iguales o mayores de 1 dioptría o que presentaran patología ocular, que condicionara el no alcanzar la emetropía aún con la corrección del defecto refractivo, por medio de la adaptación de lentes de contacto blandas.

Posteriormente se determinó el equivalente esférico de cada uno de los pacientes, mediante la sustracción aritmética de la mitad del cilindro al componente esférico. Se estandarizó el poder de la lente de contacto blanda, buscando siempre corregir al paciente con el máximo positivo. No se presentó la necesidad de compensar la distancia al vértice, ya que ninguno de los pacientes requirió una graduación negativa o positiva mayor a 5 dioptrías.

Una vez corroborada la capacidad visual del paciente con la lente de contacto antepuesta, se procedió a la inducción de desenfoque.

El desenfoque miópico se indujo al anteponer lentes de contacto blandas positivas al paciente, desplazando de esta forma la imagen por delante de la retina. Así mismo se indujo desenfoque hipermetrópico al anteponer lentes de contacto blandas negativas al paciente, desplazando así la imagen por detrás de la retina.

Las lentes de contacto empleadas fueron del tipo blando, compuestas de Etaficon A, con un contenido acuoso del 58% , un diámetro de 14 mm, una curva base de 8.7 mm y un Dk/t de 138. Los poderes empleados para la prueba fueron en incrementos o decrementos de 0.50 dioptrías a partir de la lente para la emetropía.

Se definió como desenfoque máximo a la pérdida del 20/20 en la cartilla de Snellen.<sup>8</sup>

La diferencia entre el poder de la lente de contacto, con la cual el paciente llegaba a 20/20 y la lente con la cual el paciente presentaba el desenfoque máximo, se definió como tolerancia al desenfoque. A la tolerancia al desenfoque se le sumó en forma algebraica la diferencia entre el equivalente esférico y el poder de la lente con la cual el paciente conseguía la emetropía; resultando de este modo la tolerancia al desenfoque real.

Se consideró como rango de desenfoque a la suma aritmética de la tolerancia al desenfoque hipermetrópico real más la tolerancia al desenfoque miópico real.

Una vez recolectados los datos de los pacientes y los resultados de la prueba (Anexo 1), se realizó el análisis estadístico en Microsoft Office Excel 2007, el cual comprendió:

t-Student: Para la comparación de los valores de tolerancia al desenfoque entre ambos grupos.

Coefficiente de correlación de Pearson: Para las variables edad y tolerancia al desenfoque, así como para el grado de ametropía (determinado por el equivalente esférico ) y la tolerancia al desenfoque.

## RESULTADOS

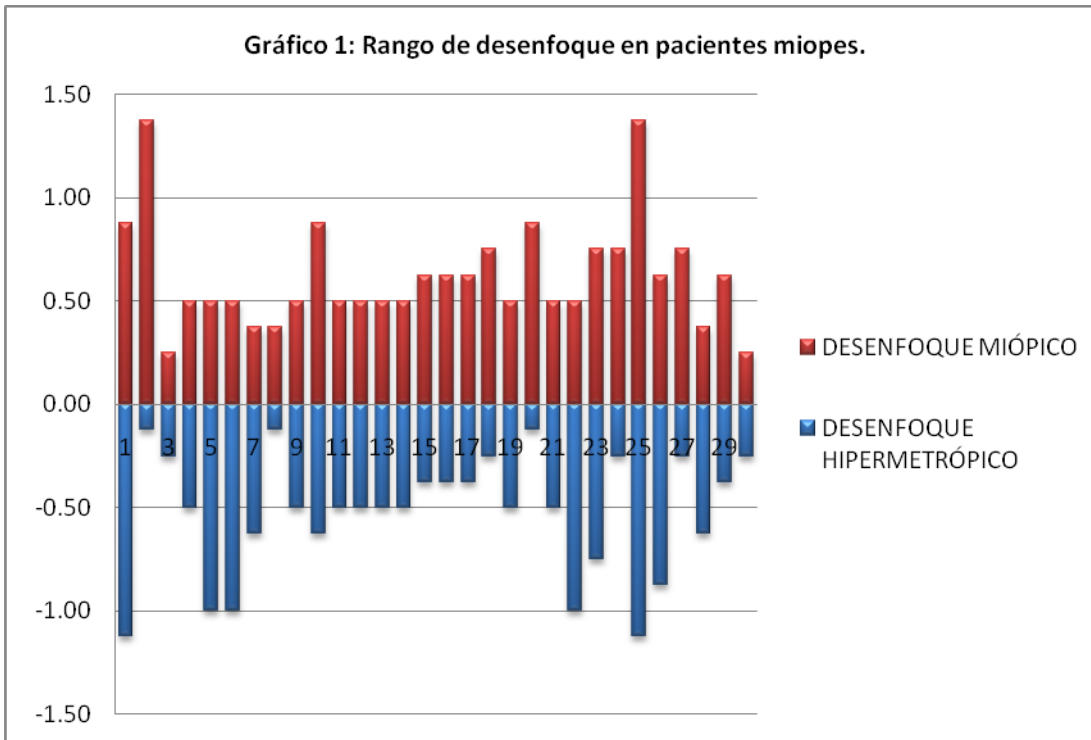
Se estudiaron 60 ojos en total: 30 correspondientes a pacientes miopes y 30 a hipermétropes. De éstos: 17 eran mujeres y 13 hombres.

El promedio de edad en el grupo de pacientes miopes fue de: 34.87 años (17-64) y de 31.43 años (16-60) en el grupo de hipermétropes.

El grupo de pacientes miopes promedió un componente esférico promedio de -1.98 D (-0.25 a -4.00 D) y un cilindro promedio de -0.36 D (0 a -1.00 D). El eje promedio de los pacientes con astigmatismo fue de 110.6° (4° a 180°). La media del equivalente esférico fue de -2.20 D (-0.38 a -4.00 D) y la queratometría promedio resultó de 44.42 D (41.62 a 46.9 D). El poder promedio de la lente de contacto blanda, con la cual los pacientes alcanzaban el 20/20 de la cartilla de Snellen fue de -2.00 D (0 a -4.00 D).

En cuanto al grupo de pacientes hipermétropes; el promedio del componente esférico fue de +1.96 (+0.75 a +4.25 D), con un cilindro promedio de -0.50D (-0.50 a -1.00 D). El eje promedio de los pacientes con astigmatismo fue de 40.67° (0° a 170°). La media del equivalente esférico fue de +1.73 D (+0.50 a +4.00 D) y la queratometría promedio resultó de 42.24 D (39.25 a 45.12 D). El poder promedio de la lente de contacto blanda, con la cual los pacientes alcanzaban el 20/20 de la cartilla de Snellen fue de +1.85 D (+0.50 a +4.00 D).

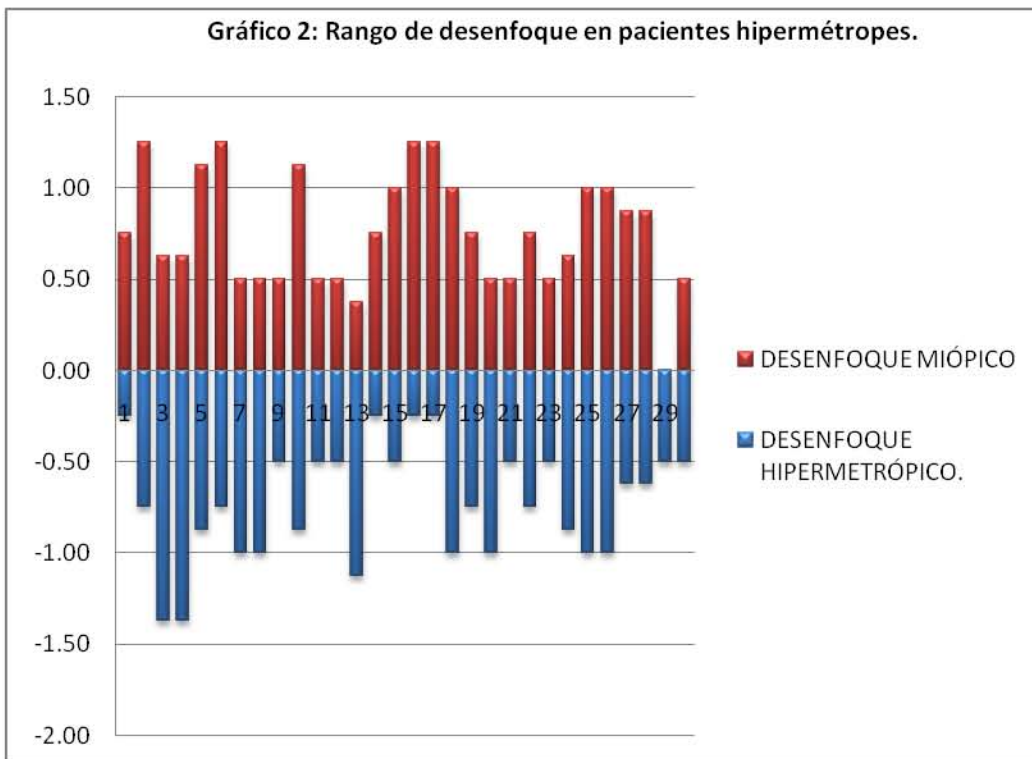
En el grupo de pacientes miopes, el rango de desenfoque resultó equivalente en su mayoría, a partir de la lente con la cual los pacientes llegaban al 20/20 (Gráfico 1). A excepción de seis casos: 2, 8, 18, 20, 24 y 27, los cuales presentaron una mayor tolerancia al desenfoque miópico en relación con el hipermetrópico (Tabla 1).



**Tabla 1. Características de los ojos miopes con mayor tolerancia al desenfoco miópico.**

Ojo	Sexo	Edad	Refracción	Equivalente Esférico	Tolerancia desenfoco miópico	Tolerancia desenfoco hipermetrópico
<b>2</b>	F	40	-0.25, -0.25 x 157°	-0.38 D	1.38 D	0.13 D
<b>8</b>	M	17	-2.00, -0.75 x 180°	-2.38 D	0.38 D	0.13 D
<b>18</b>	F	17	-3.00, -0.50 x 40°	-2.50 D	0.75 D	0.25 D
<b>20</b>	M	32	-2.25, -0.25 x 162°	-2.38 D	0.88 D	0.13 D
<b>24</b>	F	20	-1.50, -0.50 x 60°	-1.75 D	0.75 D	0.25 D
<b>27</b>	F	27	-3.00, -0.50 x 8°	-3.25 D	0.75 D	0.25 D

El 60% de los ojos hipermétropes presentaron un rango de desenfoque similar en cuanto a su distribución, desde la emetropía, hacia el desenfoque miópico o hipermetrópico. 16.6% demostraron una mayor tolerancia al desenfoque miópico (Tabla 2) y el 23.3% restante presentaron una mayor tolerancia al desenfoque hipermetrópico (Tabla 3)



**Tabla 2. Características de los ojos hipermétropes con mayor tolerancia al desenfoque miópico.**

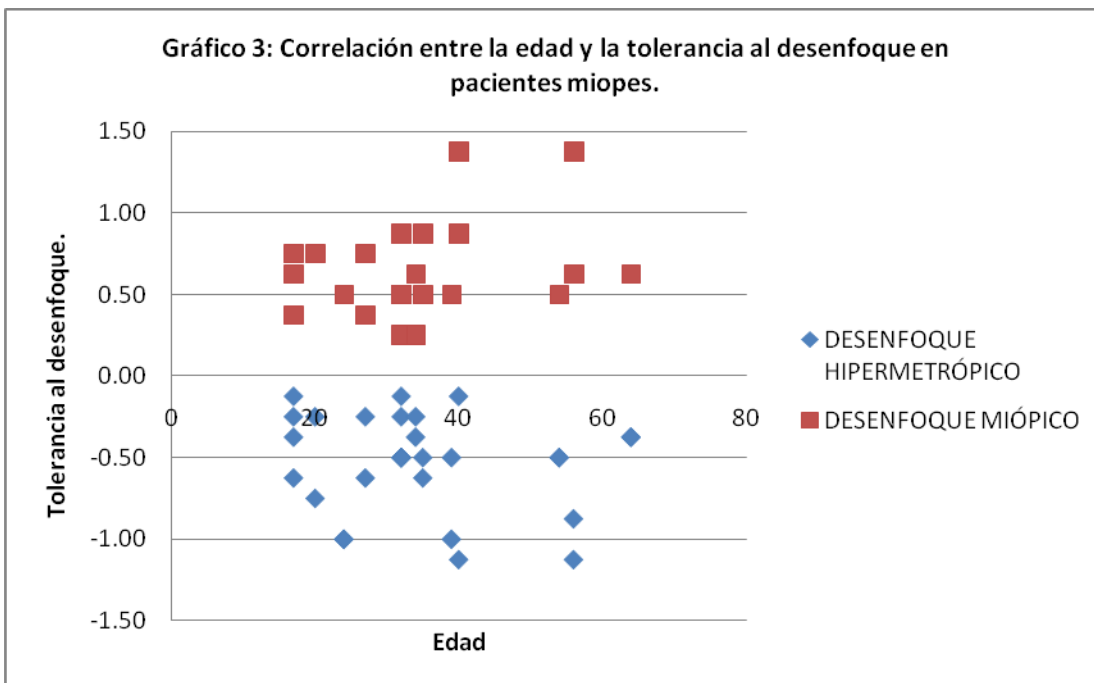
Ojo	Sexo	Edad	Refracción	Equivalente Esférico	Tolerancia desenfoque miópico	Tolerancia desenfoque hipermetrópico
1	F	22	+1.25	+1.25	0.75 D	0.25 D
14	F	38	+3.25, -1.00 x 34°	+2.75 D	0.75 D	0.25 D
15	M	34	+2.00, -1.00 x 15°	+2.50 D	1.00 D	0.50
16	M	34	+1.75, -1.00 x 25°	+1.25 D	1.25 D	0.25 D
17	M	22	+1.00, -0.50 x 6°	+0.75 D	1.25 D	0.25 D

**Tabla 3. Características de los ojos hipermétropes con mayor tolerancia al desenfoque hipermetrópico.**

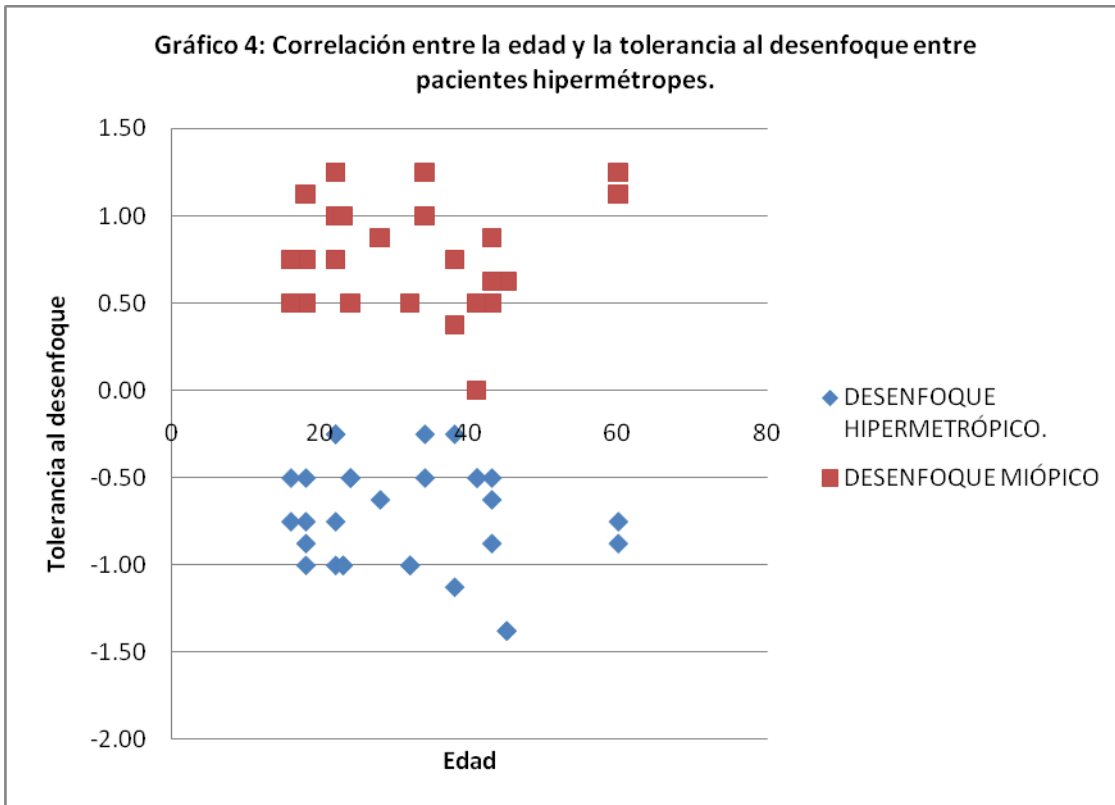
Ojo	Sexo	Edad	Refracción	Equivalente Esférico	Tolerancia desenfoque miópico	Tolerancia desenfoque hipermetrópico
3	F	45	+2.00, -0.25 x 13°	+1.88 D	0.63 D	1.38 D
4	F	45	+2.25, -0.25 x 23°	+1.88 D	0.63 D	1.38 D
7	M	32	+2.50	+2.50 D	0.50 D	1.00 D
8	M	32	+2.50, -1.00 x	+2.00 D	0.50 D	1.00 D
13	F	38	+3.00, -0.75 x 45°	+2.63 D	0.38 D	1.13 D
20	M	18	+1.50	+1.50 D	0.50 D	1.00 D
29	M	41	+4.25, -0.50 x 175°	+4.00 D	0 D	0.50 D

El promedio del rango de desenfoque resultó de 1.15 D para el grupo de los miopes y de 1.49 D para el grupo de los hipermétropes ( $p=0.480$ )

En lo referente a la correlación entre la tolerancia al desenfoque y la edad; ésta resultó débil ( $r=0.145$ ) tanto para el desenfoque miópico como el hipermetrópico. Esta observación fue consistente en ambos grupos estudiados (Gráficos 3 y 4).







Las correlaciones entre el grado de ametropía y la tolerancia al desenfoque, resultaron prácticamente nulas (Gráficos 5 y 6), tanto en pacientes miopes como hipermétropes; a excepción del desenfoque miópico en el grupo de los hipermétropes, en donde se demostró una fuerte correlación negativa ( $r=-0.76$ ), es decir, una mayor tolerancia a la traslación de la imagen, en tanto menor resultara su grado de ametropía. (Gráfico 6).

Gráfico 5: Correlación entre el grado de ametropía y la tolerancia al desenfoco en pacientes miopes.

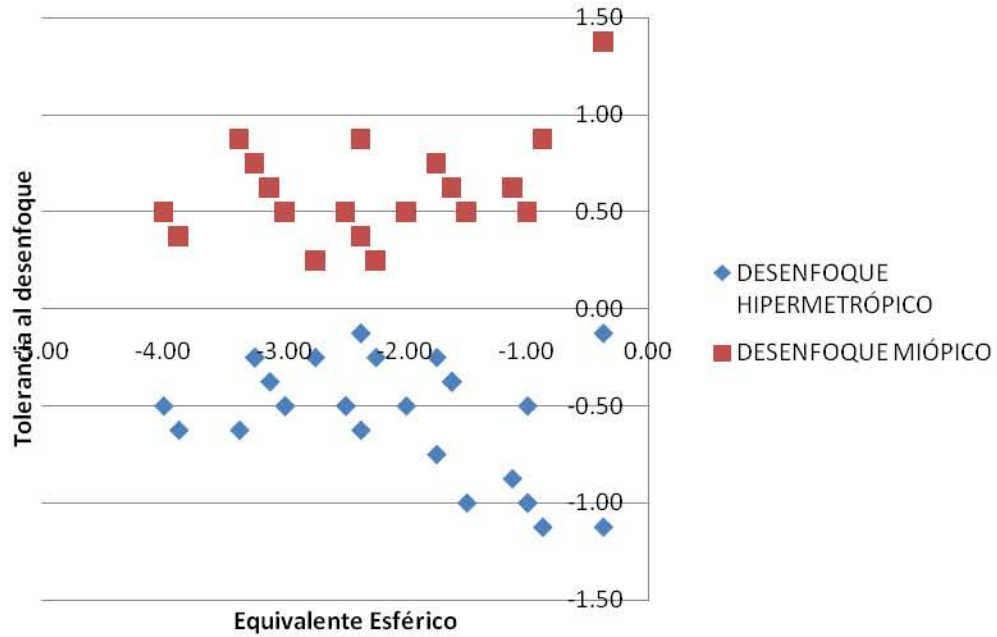
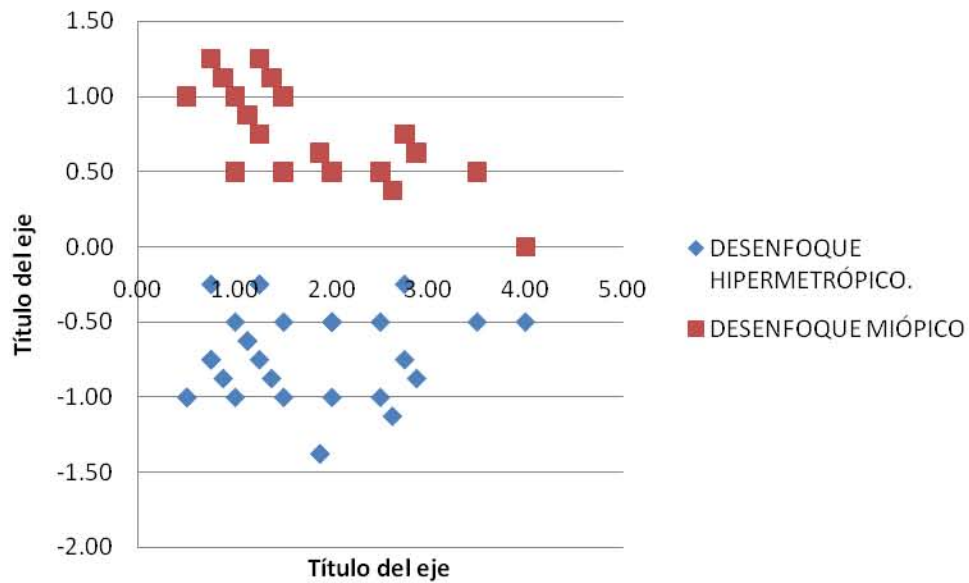


Gráfico 6: Correlación entre grado de ametropía y tolerancia al desenfoco en pacientes hipermetropes.



## DISCUSIÓN

Los mecanismos compensatorios del desenfoque son factores que deben ser suprimidos al momento de estudiar la tolerancia a este fenómeno. Por un lado tenemos la acomodación, misma que en forma consistente en otros estudios<sup>8,16,17,18</sup>, ha sido abolida mediante el empleo de fármacos ciclopléjicos. La controversia resulta desde la farmacocinética y farmacodinámica de éstos fármacos, ya que ninguno más que la atropina al 1% garantiza una cicloplejia total. Por tanto, en este estudio como en la literatura citada anteriormente, una acomodación residual resultaría en un sesgo a la hora de cuantificar la tolerancia real al desenfoque. El empleo de atropina al 1% constituiría el único medio para abolir este mecanismo, sin embargo por cuestiones de diseño de este estudio y la aceptación de los pacientes incluidos, esta práctica resultaría poco factible.

La anteposición repetida de lentes de contacto blandas en los ojos estudiados, pudo condicionar la aparición de defectos en la superficie corneal, que ocasionaran disminución de la agudeza visual, provocando así una estimación incorrecta de la tolerancia al desenfoque, sin embargo, estos defectos no fueron documentados clínicamente.

Actualmente existe en la literatura, gran cantidad de información sobre el papel que juega la interacción de las diferentes aberraciones de los sistemas ópticos, siguiendo siempre la premisa de la coexistencia de aberraciones de alto y bajo orden<sup>19</sup>. Al estudiar a los pacientes bajo midriasis farmacológica, abolimos la modulación de la profundidad de foco dada por el diámetro pupilar, y aunque así estarían todos los pacientes en "igualdad de circunstancias", cabría destacar las diferencias aberrométricas entre un paciente y otro, resultando de esta manera algunos mecanismos compensatorios; tal sería el ejemplo de un paciente miope con aberración esférica positiva que compensa su desenfoque. Sería entonces necesario conocer las aberraciones en forma individualizada antes de someter a un paciente a una prueba de desenfoque.

La adaptación neuronal ante una imagen borrosa, ha sido un tema de estudio en los últimos años<sup>14,15</sup> y aunque constituye una teoría capaz de comprobar ese rango de tolerancia al desenfoque ya sea miópico o hipermetrópico, contrasta actualmente con las observaciones sobre el cambio de la longitud axial del ojo humano durante el desenfoque miópico e hipermetrópico reportado de  $-13 \pm 14 \mu\text{m}$  y  $+8 \pm 14 \mu\text{m}$ , respectivamente.<sup>20</sup> Así también, se han estudiado en animales los fenómenos de expresión de genes en las células amácrinas, que inducen el

crecimiento del globo ocular ante la presencia de un desenfoque miópico, durante un período prolongado<sup>21</sup>. A pesar de lo anterior, todavía quedaría la parte del desenfoque hipermetrópico; por lo cual resultaría conveniente estudiar la tolerancia al desenfoque a partir de estudios neurofisiológicos y genéticos en ojos humanos, con la finalidad de poder explicar la variabilidad de la tolerancia al desenfoque aún en ojos refractivamente iguales.

A partir del estudio de la tolerancia al desenfoque entre pacientes miopes e hipermétropes, surgen dos interrogantes: ¿Sería más conveniente seleccionar la lente intraocular calculada para la emetropía en pacientes que se someterán a cirugía de catarata?. ¿Se modifica la tolerancia al desenfoque en pacientes con catarata?. Estas interrogantes son materia de investigación a partir de un modelo simple de comparación de tolerancia al desenfoque, como el planteado en este estudio y cuya utilidad práctica final sería obtener un grado mayor de satisfacción en pacientes miopes e hipermétropes.

## CONCLUSIONES

Este estudio plantea en forma global, la diferencia en cuanto a la tolerancia fisiológica al desenfoque entre pacientes miopes e hipermétropes. Demostrando una mayor tolerancia al desenfoque miópico e hipermetrópico en pacientes hipermétropes.

La edad no significó una variable que altere la tolerancia al fenómeno descrito.

El grado de ametropía no presentó correlación alguna con la tolerancia al desenfoque, salvo en el caso del desenfoque miópico, que resulta mejor tolerado en pacientes con hipermetropía baja.

## ANEXOS

Anexo 1: Formato de captura de datos.

COMPARACION DE LA TOLERANCIA AL DESENFUQUE ENTRE PACIENTES MIOPESES E HIPERMÉTROPES.				
				HF305
Nombre:				
Sexo:				
Edad:				
QUERATOMETRÍAS.				
O.D.				
O.I.				
REFRACCIÓN.				
	ESF	CIL	EJE	EE
O.D.				
O.I.				
DES ENFOQUE MÁXIMO				
	MIÓPICO			HIPERMÉTRICO
O.D.				
O.I.				

## REFERENCIAS

- 1.- Smith, Warren J. Modern Optical Engineering,. McGraw-Hill, 2000, Capítulo 11.
- 2.- Pieh S, Kellner C, Hanselmayer C, Lackner B, Fercher F, Skiopiik C. Comparison of visual acuities at different distances and "defocus" curves. *Am J Cataract & Refract Surg* 2002. 28( 11) : 1964-67.
- 3.- Kratz M, Kruger P. The Human Eye as an Optical System. En Duane's Ophthalmology on CD-ROM, 2006 Lippincot, Williams & Wilkins.
- 4.- Costa MF, Moreira SM, Hamer RD, Ventura DF. Effects of age and optical blur on real depth stereoacuity. *Ophthalmic Physiol Opt.* 2010 Sep;30(5):660-6
- 5.- Gupta N, Nargo S, Wlffsohn J. Is randomization necessary for measuring "desenfoque" curves in pre-presbyopes?. *Br J Contact Lens Assoc, 2007; 30:2, 119-24*
- 6.- Hopkins H. The frequency response of a desenfoqueed optical system. *Proc R. Soc. London Ser. A*, 1955; 231, 91-103
- 7.- Atchinson D, Huanqing G. Subjective blur limits for higher order aberrations. *Opt & Vis Sci.* 2010 87:11, 890-98
- 8.- Lege GE, Mullen KT, Woo GC, Campbell FW. Tolerance to visual desenfoque. *J Opt Soc Am A.* 1987 May;4(5):851-63.
- 9.- Bennett AG, Rabbetts RB. Bennett and Rabbetts. Clinical Visual Optics, 3rd ed. Oxford: Butterworth-Heinemann, 1998:62-77.
- 10.- Pesudovs K, Brennan NA. Decreased uncorrected vision after a period of distance fixation with spectacle wear. *Optom Vis Sci* 1993;70:528-31.
- 11.- Mon-Williams M, Tresilian JR, Strang NC, Kochhar P, Wann JP. Improving vision: neural compensation for optical defocus. *Proc R Soc Lond B* 1998;265:71-7

- 12.- Diether S, Gekeler F, Schaeffel F. Changes in contrast sensitivity induced by defocus and their possible relations to emmetropization in the chicken. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2001;42:3072-9
- 13.- Heinrich TS, Bach M. Contrast adaptation in human retina and cortex. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2001;42:2721-7.
- 14.- Heinrich TS, Bach M. Contrast adaptation in retinal and cortical evoked potentials: no adaptation to low spatial frequencies. *Vis Neurosci* 2002;19:645-50
- 15.- Webster MA, Georgeson MA, Webster SM. Neural adjustments to image blur. *Nat Neurosci* 2002;5:839-840
- 16.- Green D, Campbell F. "Effect of focus on the visual response to a sinusoidally modulated spatial stimulus". *J Opt Soc. Am*, 1965 (55) 1154-57.
- 17.- Charman W. Effect of refractive error in visual tests with sinusoidal gratings. *Br. J. Physiol. Opt*, 1979 (33) 10-20.
- 18.- Prince J, Fry G. The effect of errors of refraction on visual acuity. *Am J Optom. Arch. Am. Acad. Optom.* 1956 (33), 353-373
- 19.- Williams D, Yoon GY, Porter J, Guirao A, Hofer H, Cox I. Visual benefit of correcting higher order aberrations of the eye. *J Refract Surg*. 2000 Sep-Oct;16(5):S554-9.
- 20.- Read SA, Collins MJ, Sander BP. Human optical axial length and defocus. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2010 Dec;51(12):6262-9. Epub 2010 Jun 30.
- 21.- Ashby RS, Feldkaemper MP. Gene expression within the amacrine cell layer of chicks after myopic and hyperopic defocus. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2010 Jul;51(7):3726-35. Epub 2010 Mar 5.