

11234



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE MEDICINA 2 y 14
DIVISION DE ESTUDIOS DE POSGRADO

"CALCULO DEL PODER DE LALENTE INTRAOCULAR,
ULTRASONIDO COMPARADO CON EL METODO REFRACTIVO"

T E S I S
Que para obtener el Título de:
OFTALMOLOGO
P r e s e n t a
DR. ALEJANDRO GARCIA GARCIA

Ante la División de Estudios de Posgrado de la Facultad
de Medicina,
Instituto de Oftalmología "Fundación Conde de Valenciano"

México, D. F. 1989

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



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.

INDICE

	Pág.
Introducción	1
Objetivo	9
Material	10
Método	14
Resultados	16
Discusión	21
Conclusiones	24
Bibilografía	28

INTRODUCCION

Las lentes intraoculares se fabrican a partir de una sustancia plástica denominada Polimetilmetacrilato, en dos formas: Una inyectando el material en un molde a presión y la otra tallando una pieza del mismo en un torno, para darle la forma y graduación requerida.

La morfología de las lentes ha ido cambiando a través del tiempo, con el afán de mejorarlas; desde la primera diseñada por H. Ridley (1), la cual consistía en una lente planoconvexa y sin asas (fig. 1), hasta las actuales que poseen dos asas con forma de "C" o "J" modificada, o las - que empiezan a usarse o están en investigación como las flexibles o sin asas nuevamente.

La colocación de la lente dentro del ojo ha variado también con el tiempo, debido a las complicaciones que se generan por su posición. Al inicio H. Ridley la colocó en la cámara posterior (1), después fue en cámara anterior y fijadas al iris, para volver actualmente a cámara posterior y dentro de la bolsa cristalínea; ésto último ha sido posible debido al avance de las técnicas quirúrgicas.

Dentro de los antecedentes históricos de la colocación y cálculo de las lentes intraoculares, se refiere que los primeros intentos de coloca---

ción de dichas lentes intraoculares, datan de los inicios del siglo -- XVIII, aunque ésto no está bien documentado (1) posteriormente en la segunda guerra mundial, se hizo una observación muy importante y determinante para el desarrollo de los implantes intraoculares, ésta consistió en el hallazgo de cuerpos extraños intraoculares provenientes de las cubiertas de los aviones, las cuales estaban hechas de un material que no causaba reacción inflamatoria, este material era el Polimetilmetacrilato (1).

En 1949 H. Ridley, inspirado por el comentario de un estudiante que exclamó, mientras lo veía operar una catarata, "Que había olvidado reemplazar la lente dañada por una nueva" (1); coloca la primera lente intraocular diseñada por él mismo, siendo ésta de cámara posterior y sin asas -- (1), desgraciadamente tuvo un resultado desalentador, ya que su refracción final fue de -18 D., ésto se debió a que calculó el poder a partir de ojos teóricos, los cuales no toman en cuenta los cambios biométricos de cada paciente en particular (2), además la colocación de la lente era imposible realizarla en una segunda cirugía, después de una refracción - que hiciera posible el cálculo de la lente, ya que el iris se adhería a - la cápsula posterior.

El primer implante de lente intraocular en América, fue realizado por Reese en Filadelfia en 1952, utilizando un implante de Ridley (1), éstos implantes se dejaron de usar por sus complicaciones, como: descentración luxación, etc.

Barón en 1952, implanta la primera lente de cámara anterior fijada al ángulo, en Francia (1).

Posteriormente las lentes continuaron modificándose, hasta llegar a los tipos actuales como el Kratz/Sinskey y el Simcoe: La primera consiste en una lente planoconvexa de 6 mm. de diámetro y que puede o no tener orificios en la periferia, tiene además dos asas de forma en "J" modificadas, inclinadas lateralmente para ofrecer menos resistencia al tejido y producir menor compresión, a la vez tienen una inclinación anterior de 10 grados, que retira a la zona óptica de la pupila, con lo cual se evita su atrapamiento por el iris (3), (fig. 2).

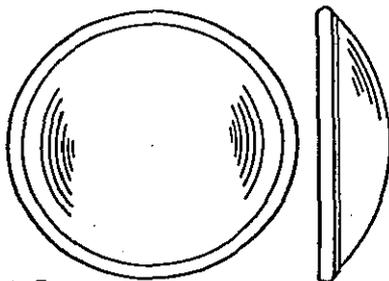


Fig. 1.- Lente de Ridley, vista anterior y lateral.

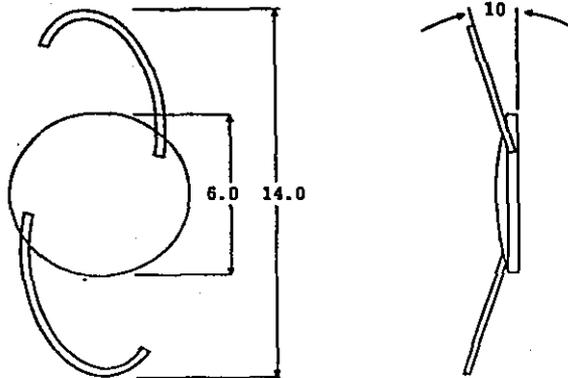


Fig. 2.- Lente de Kratz/Sinskey, vista anterior y lateral.

Por su parte el tipo Simcoe también posee una zona óptica de 6 mm., - con o sin orificios y sus asas son dos, en forma de "C", que tienen la misma función de disminuir la presión sobre los tejidos, aumentando la superficie de contacto con el área de apoyo, lo que le da más estabilidad y facilita la introducción, por su mayor flexibilidad (3), (fig.3).

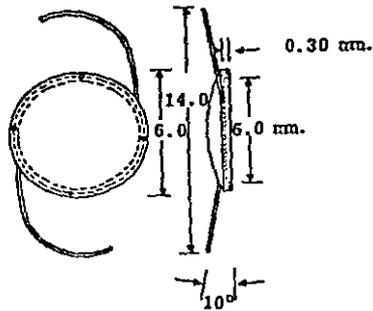


Fig. 3.- Lente de Simcoe, vista anterior y lateral.

En el aspecto de la preferencia por la cámara posterior, se debe a que en comparación con la cámara anterior o la pupila, las lentes que son implantadas en la primera, tienen menor aberración óptica, mínima magnificación de la imagen lo que evita la anisocoria, la visión periférica es mejor, se disminuye el centelleo o aleteo, la pupila se encuentra libre, lo que permite la regulación fisiológica de la luz y no hay daño al endotelio o al ángulo iridocorneal, como suele suceder en las de cámara anterior (3).

Por otra parte las nuevas técnicas quirúrgicas, han hecho posible la colocación de lentes intraoculares de cámara posterior en forma más sencilla, segura e inocua; estas técnicas consisten en extraer el núcleo y - la corteza cristalínea, dejando la cápsula posterior indemne, que sirve como barrera entre cavidad vítreo y cámara posterior y además de lecho para la lente: evitando formación de hongo vítreo y disminuyendo - las posibilidades de bloqueo pupilar. Todo lo anterior ha hecho que se vuelva nuevamente a usar la lente de cámara posterior.

Por otra parte, el cálculo del poder de la lente intraocular, siempre - ha representado un problema; primeramente, se calculaba a partir de - ojos teóricos, como el de Gullstrand (2), pero debido a su grado de - error se dejó de utilizar.

En 1967 Fiodorov utiliza el ultrasonido por primera vez para calcular - el poder de la lente intraocular, midiendo el eje anteroposterior del ojo y la queratometría, usándolos como parámetros en una fórmula, a partir de la cual obtiene el valor de la lente (2); posteriormente la fórmula ha sido modificada por diferentes autores, en forma mínima, creando sus propias fórmulas, siendo los más conocidos: Colendrander, Van - Der Heide, Binkhorst y la de Sanders, Retzlaff, Kraff (1).

Las bases científicas de la ecografía se pueden resumir en lo siguiente:
El ultrasonido es emitido por un instrumento denominado transductor, el

cual contiene un material resonante con propiedades eléctricas, éstas -
consisten en responder a la electricidad con una deformación de su su-
perficie, produciendo ondas acústicas de alta frecuencia por encima de
los límites audibles del humano, dichas ondas pueden ser enfocadas, re-
flejadas y refractadas por los tejidos y ser recibidos nuevamente por -
el aparato, el cual las convierte en impulsos eléctricos mostrados en -
una pantalla, por medio de un osciloscopio (4), hay dos tipos: "A" y -
"B"; el primero tiene la apariencia de un electrocardiograma, dando una
imagen unidimensional mostrando deflecciones, que representan la refle-
xión del ultrasonido que produce cada tejido, pudiendo identificarlos -
de esta manera y hacer mediciones de los mismos, así como de la longi-
tud axial del ojo para calcular el poder de la lente intraocular - - -
(fig.4), (4). El tipo "B" muestra los tejidos de una forma bidimensio-
nal en un corte que se asemeja a una sección histológica, dando informa-
ción de la configuración de los órganos, con el objeto de diagnosticar
alguna patología en el segmento anterior o posterior del ojo (4). - - -
(fig.5).

En el esfuerzo de calcular el poder de la lente intraocular de una for-
ma más sencilla y económica, se ha utilizado un método que consiste en
la utilización de una constante para el cristalino, obtenida a partir -
de estudios estadísticos biométricos oculares de grandes grupos de po-
blación; a la cual se le suma o resta la refracción del ojo, dependien-
do si es positiva o negativa.

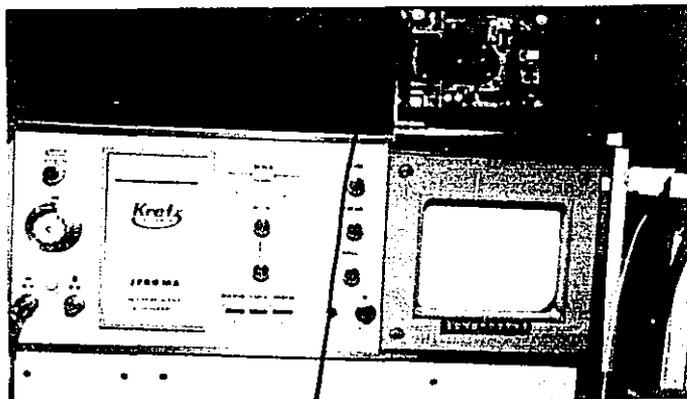


Fig. 4.- Ecógrafo tipo "A"



Fig. 5.- Ecógrafo tipo "B"

OBJETIVO:

Debido al nivel económico de la población general de nuestro país, la cirugía de catarata más lente intraocular resulta costosa para la mayoría de la gente y si a esto aunamos la serie de exámenes previos al procedimiento, observamos un incremento considerable en su costo, siendo el cálculo del poder de la lente intraocular uno de estos exámenes que incrementan el costo.

Por otra parte el equipo de Ecografía es caro, por lo cual muchos Otolmólogos no cuenta con él, ni con algún lugar cercano a donde referir a los pacientes.

Todo lo anterior nos dio una idea de realizar un estudio, comparando dos métodos de cálculo del poder de la lente intraocular: Uno sin ecografía y otro con ecografía. Esto con el fin de conocer el margen de error del cálculo del poder de la lente intraocular por el método sin ecografía, con lo cual se le puede ahorrar al paciente, tanto dinero como tiempo, así como evitar traslados cuando el Otolmólogo no cuenta con el ultrasonido.

MATERIAL:

Es un estudio prospectivo, realizado a partir de marzo del '88 hasta diciembre del '88, en el Hospital Conde de Valenciana.

Reunimos 24 pacientes (30 ojos), divididos en dos grupos: Uno sin ecografía (Grupo I), formado por 12 pacientes (15 ojos) y el grupo con ecografía (Grupo II), 12 pacientes (15 ojos).

Su refracción preoperatoria, obtenida con equivalente esférico, varió en el Grupo I, de +2.25 a -2.25 (tabla 1) y en el Grupo II, de +1.75 a -7.00 (Tabla 2).

En el grupo I sólo se incluyeron pacientes que tuvieron refracción o gafas confiables y la certeza que no tuvieran anisometropía. Todo esto no fue necesario para el Grupo II.

Se excluyeron pacientes que tuvieran alguna patología como: Diabetes Mellitus, Hipertensión Arterial, Glaucoma, Maculopatías, complicaciones - transoperatorias como: Ruptura de cápsula posterior y pérdida del vítreo, que de alguna manera pueden influir en la agudeza visual final. También excluimos a los pacientes que quedaron con un astigmatismo postoperatorio mayor de 1.5 D. después de quitar puntos.

Para realizar la ecografía se utilizaron dos tipos de ecógrafos: El tipo Kratz que es de la forma "A", con la fórmula Sanders, Retzlaff y - - Kraff; y el Cooper Vision también con la misma fórmula, la cual consiste en lo siguiente:

116.5 - (Q. promedio x 0.9) - (eje A.P. x 2.5) = Poder de la Lente.

GRUPO I

Paciente	Edad	Sexo	Ojo	Refracción Preop.	Agudeza Visual Preop.
1	73	F	O.I.	+0.75 *	2/200
2	58	M	O.D.	+2.00 *	4/200
3	56	F	O.D.	-2.25 **	2/200
4	77	M	O.D.	+0.75 *	20/60
			O.I.	+0.50 *	20/50
5	64	M	O.I.	-0.50 **	5/200
6	73	M	O.I.	+2.50 *	20/200
			O.D.	+2.00 *	20/160
7	72	M	O.D.	-2.00 *	20/80
			O.I.	-1.50 *	20/80
8	64	F	O.D.	-1.00 *	20/60
9	81	M	O.D.	Emetrope **	20/80
10	72	M	O.D.	Emetrope **	20/120
11	69	M	O.I.	Emetrope **	20/80
12	55	F	O.I.	-0.75 *	20/200

Tabla No. 1.- Pacientes a los que no se les realizó Ecografía.

* La refracción se obtuvo de las gafas anteriores

** Refracción obtenida de la Historia Clínica

GRUPO II

Paciente	Edad	Sexo	Ojo	Refracción Preop.	Agudeza V. Preop.	Ecografía
1	76	M	O.I.	+1.75 *	20/160	19.5 D.
2	64	M	O.D.	-3.00 **	3/200	14.0
			O.I.	-3.50 **	6/200	14.0
3	74	M	O.I.	-2.50 *	20/200	19.0
			O.D.	-2.00 *	20/60	19.0
4	66	M	O.I.	-7.00 *	20/50	16.0
5	70	F	O.D.	Emetrope **	20/200	21.5
6	50	F	O.I.	-3.25 **	20/200	14.5
			O.D.	-6.50 **	20/200	10.0
7	68	M	O.D.	-3.00 ***	6/200	17.0
8	70	M	O.I.	-4.00 **	20/120	18.5
9	63	M	O.I.	Emetrope **	20/200	21.0
10	72	F	O.D.	-2.00 ***	20/160	19.0
11	55	M	O.D.	-0.75 *	20/120	20.0
12	58	F	O.D.	-1.50 **	20/80	18.5

Tabla No. 2.- Pacientes a los que se les realizó Ecografía

- * La refracción se obtuvo de las gafas anteriores
- ** Refracción obtenida de la Historia Clínica.
- *** Refracción de ojo contralateral.

METODO:

Al grupo sin ecografía se le calculó el poder de la lente intraocular, por medio de una fórmula en la que los parámetros eran: Una constante para el cristalino de +20.00 D y por Dioptría de Miopía se disminuía 1.25 D o en caso de Hipermetropía se le aumentaba 1.25 D.

La constante se obtuvo del promedio de los poderes cristalíneos de un grupo de pacientes valorados en un estudio de Sorsby (5) y el aumento o disminución de 1.25 D. por cada Dioptría de graduación se basó en que la graduación obtenida era para gafas y esto equivale a una Dioptría en la cámara posterior por la distancia vertex.

Para calcular la ametropía, se utilizó la refracción o gafas del mismo ojo, o el contralateral en los casos donde no fue posible realizar una refracción u obtener las gafas, asegurándose que no hubiera anisometropía.

Al grupo con ecografía se les realizó ésta y se calculó el poder por la fórmula Sanders, Retzlaff, Kruff (6).

A todos los pacientes se les realizó extracción extracapsular de catarata manual, más colocación de la lente de cámara posterior del tipo Kratz/ Sinskey.

Se les realizó seguimiento por tres meses en promedio, iniciando retiro -
de puntos a las seis semanas y terminándolos a las doce semanas con re-
fracción final a los tres meses.

RESULTADOS:

El Grupo I, sin ecografía, tuvo los siguientes Resultados:

La agudeza visual fue de 20/20 en cinco ojos, 20/25 en nueve ojos y - - 20/30 en un ojo. (Tabla 3).

Su refracción final varió de +1.00 a -2.75, [se obtuvo equivalente esférico] (Tabla 3).

En el Grupo II, con ecografía, la agudeza visual fue de 20/20 en diez -- ojos y de 20/25 en cinco ojos, (Tabla 4)

La refracción final varió de +1.50 a -0,50, [se obtuvo equivalente esférico] (Tabla 4).

GRUPO I

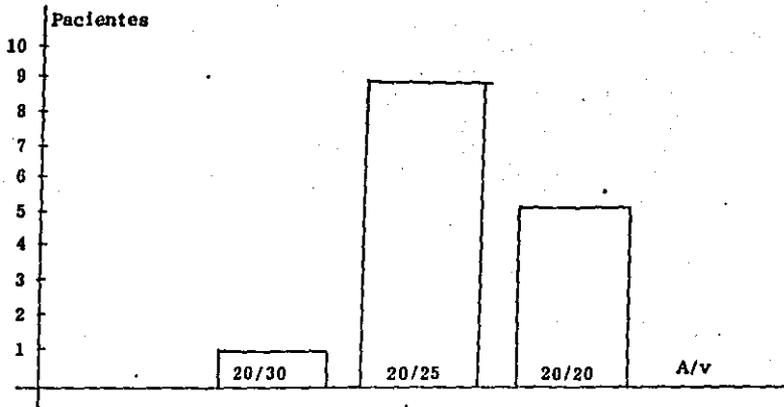
Paciente	Edad	Refracc.	Agudeza V. Preop.	Refracc. Pos. Op.	L.L.O.	A.V. Pos. Op. con Corrección
1	73	+0.75	2/200	Emetrope	21.0	20/25
2	58	+2.50	4/200	+1.00	23.0	20/20
3	56	-2.5	2/200	-1.75	17.0	20/20
4	77	-0.75	20/60	Emetrope	21.0	20/20
		+0.50	20/50	-0.50	20.5	20/20
5	64	-0.50	5/200	-2.50	19.5	20/20
6	73	-2.00	20/80	-1.00	17.5	20/25
		-1.50	20/80	Emetrope	18.0	20/25
7	72	+2.50	20/200	-1.50	23.0	20/25
		+2.00	20/160	-2.00	22.0	20/25
8	64	-1.00	20/60	Emetrope	19.0	20/25
9	81	Emetrope	20/80	-1.00	20.0	20/25
10	72	Emetrope	20/120	-2.75	20.0	20/25
11	69	Emetrope	20/80	-2.00	20.0	20/25
12	75	-0.75	20/200	+0.50	19.0	20/30

Tabla No. 3.- Comparación de Agudeza Visual y Refracción preoperatoria con Agudeza Visual y Refracción posoperatoria, de los pacientes a los que no se les realizó Ecografía.

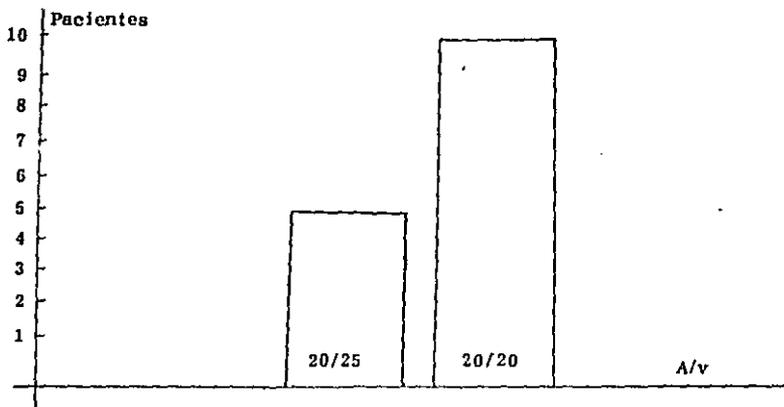
GRUPO II

Paciente	Edad	Refracc. Preop.	Agudeza V. Preop.	Refracc. Pos. Op.	L.I.O	A.V. Pos. Op. con Corrección
1	76	+1.75	20/160	Emetrope	19.5	20/20
2	64	-3.00	3/200	Emetrope	14.0	20/20
		-3.50	6/200	+1.50	14.0	20/20
3	74	-2.50	20/200	-0.50	19.0	20/25
		-2.00	20/60	+1.00	19.0	20/25
4	66	-7.00	20/50	+1.00	16.0	20/20
5	70	Emetrope	20/200	-0.50	21.5	20/20
6	50	-3.25	20/200	-0.50	14.5	20/20
		-6.50	20/200	-0.50	10.0	20/20
7	68	-3.00	6/200	Emetrope	17.0	20/25
8	70	-4.00	20/120	-0.25	18.5	20/25
9	63	Emetrope	20/200	+0.50	21.0	20/20
10	72	-2.00	20/160	-0.50	19.0	20/20
11	55	-0.75	20/120	+0.50	20.0	20/25
12	58	-1.50	20/80	Emetrope	18.5	20/20

Tabla No. 4.- Comparación de Agudeza Visual y Refracción preoperatoria con Agudeza Visual y Refracción posoperatoria, de los pacientes a los que se les realizó Ecografía.

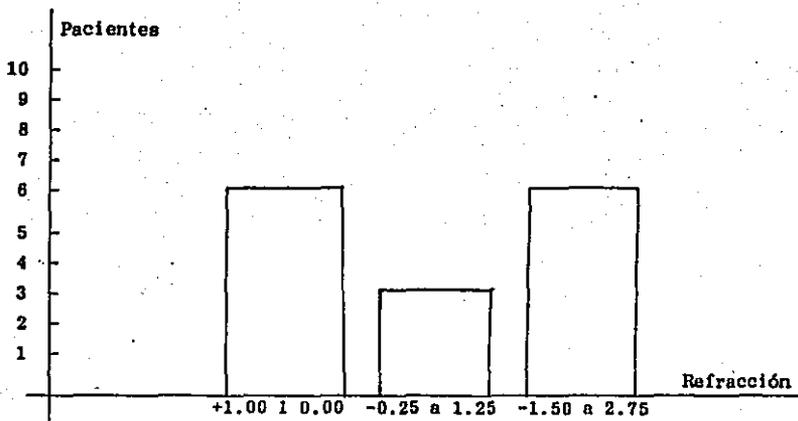


Gráfica No. 1 Agudezas visuales finales con corrección del Grupo I sin Ecografía.

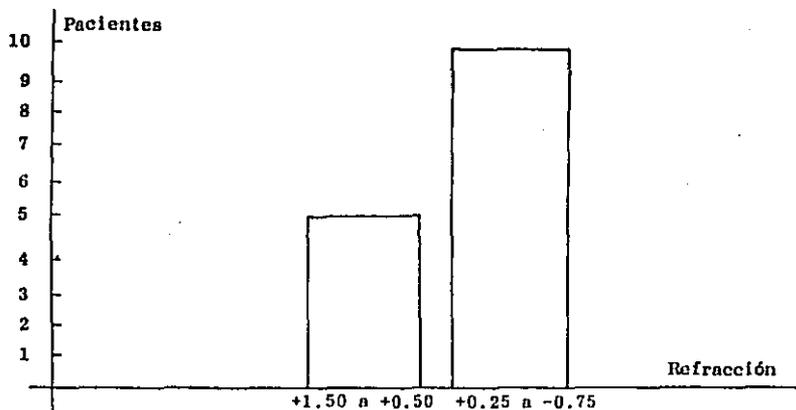


Gráfica No. 2 Agudezas visuales finales con corrección del Grupo II con Ecografía.

ESTA TESIS NO DEBE SALIR DE LA BIBLIOTECA



Gráfica No. 3 Refracción final del Grupo I sin Ecografía.



Gráfica No. 4 Refracción final del Grupo II con Ecografía.

DISCUSION:

Analizando nuestros resultados, observamos que en el Grupo I la refracción final varió de + 1.00 a -2.75 y que la preoperatoria fue de +2.50 a -2.25; ésto nos indica que en general los resultados son satisfactorios, aunque teóricamente la refracción final debería de ser neutra en todos los casos, ya que se calculó para Emetropía, ésto nos hace suponer que hay otros factores que modifican el resultado y éstos pueden ser: La variabilidad del poder del cristalino, como se ha reportado en varios estudios biométricos, como el de Sorsby en el que la variabilidad va de 15.5 a 23.9 D. con un promedio de 19.7 y esta variación es mayor y más frecuente en pacientes con ametropía alta.

Otro factor que influye es la profundidad de la cámara anterior, ya que se modifica en el momento de la cirugía y puede quedar más profunda o más estrecha, con lo cual produce en el primer caso, que a la lente le falte graduación o le sobre en el segundo, haciendo que el resultado refractivo final no sea el esperado.

La refracción también influye, aunque uno se esmere en su realización, hay algunos hechos que nos impiden que sea exacta, como la miopización frecuente del cristalino por la formación de la catarata, la opacidad de los medios, o en casos que se usen las gafas o refracciones anteriores como referencia, la confiabilidad de éstas últimas.

La curvatura de la cornea es otro parámetro que se modifica con la cirugía y que va a influir en nuestro resultado final.

Todos los factores anteriores nos explican el origen de los errores en el cálculo por el método refractivo, por lo tanto debemos tenerlos muy en cuenta.

Los resultados con ecografía fueron: Una refracción preoperatoria que varió de +1.50 a -7.00 y la refracción posoperatoria fue de +1.50 a -0.75, esto nos indica que sin duda es más exacto que el método refractivo, - - siendo la variabilidad de la mitad que el otro, aún cuando las ametropías eran mayores; aunque esto no invalida la utilidad del método refractivo.

Los factores de profundidad de cámara y curvatura corneal también influyen en el resultado final con este método.

Un hecho que observamos, es que en casos de ametropías altas, no hay una correspondencia entre refracción y el poder del cristalino esperado, como en el caso del paciente No. 4, que tenía -7.00 y calculando por el método refractivo necesitaría un lente de 11.25 D. En cambio la ecografía nos da un resultado de 16.0 D., dando un error de tan sólo una Dioptría, y por el método refractivo hubiera sido de 4.00 D., aunque esto - también puede suceder en casos de ametropía baja, como el caso No.2 del Grupo con ecografía, que tenía una refracción de -3.00 y teóricamente ne

cesitaría un 16.5, mientras que la ecografía nos dio 14.00, que se confirm
mó con la refracción final que fue neutra.

CONCLUSIONES:

- 1.- La profundidad de la cámara es un factor que se modifica con la ci
rugía y tiene una importancia capital en el cálculo de la lente in
traocular y su modificación depende del cirujano en forma importan
te.
- 2.- La curvatura de la córnea también es modificada en la cirugía y és
to tiene efecto en el resultado refractivo final.
- 3.- La variabilidad en la refracción final del cálculo del poder de la
lente intraocular con el método refractivo, fue del doble que con
ecografía.
- 4.- El aumentar o disminuir 1.25 por cada Dioptría de ametropía, depen
diendo de la graduación si es positiva o negativa, resultó en un -
cálculo más correcto del poder de la lente, por lo cual es útil -
usarlo.
- 5.- Se confirmó el hecho, de que en ametropías altas, la variabilidad
del poder del cristalino es mayor y no corresponde a lo esperado
por la refracción.
- 6.- Observamos un fenómeno que coincide con otros autores, y éste se

manifiesta en algunos pacientes con ametropía bajas, en los que la refracción y el poder del cristalino no se corresponden y esto sucede cuando se encuentran los parámetros en los extremos de sus variantes.

- 7.- El cálculo del poder de la lente intraocular es posible y confiable por el método refractivo, en ametropías bajas y pacientes con antecedentes refractivos confiables.
- 8.- En ametropías altas o ante la duda en los antecedentes refractivos del paciente, se debe usar ecografía.
- 9.- El cálculo con ecografía es el más confiable, pero esto no invalida el poder utilizar el método refractivo en los pacientes indicados, debido a su sencillez y bajo costo.

BIBLIOGRAFIA

- 1.- Jaffe, N.: Intraocular lens implants, En: Jaffe, N.; ed. Cararact sugery and its complications. St. Louis Missouri, U.S.A., The C.V. Mosby Company. 1984; P 128/245
- 2.- Mawas, E.: Cálculo del poder de la lente. En Menezo, J.L.; ed. Mi crocirugía de la catarata. Barcelona España, Ediciones Escriba, - S.A. 1983. P 357/366.
- 3.- Shearing, S.P.: Lentes intraoculares de cámara posterior. En: En gelstein J.; ed. Cirugía de las cataratas. Buenos Aires Argenti- na, Editorial médica Panamericana, S.A. 1985. P 129/142.
- 4.- Coleman, D.J., Dallow, R.L.: Introduction to ophthalmic ultrasono- graphy. En: Duane, T.D.: Clinical Ophthalmology. Philadelphia, - Penn. U.S.A. Harper and Row Publishers, Inc. 1986. Chap 25,1/5.
- 5.- Sorsby, A. Epidemiology of refraction. Int. Ophthalmol. Clin. - - 1971; 11; 1.
- 6.- Sanders, D. Retzlaff, J.; Kruff, M.:Comparison of the accuracy of the Binkhorts, Colenbrander and SRK implant power prediction formu- las. An Intra-ocular implant soc. J. 1981; 7:337.

- 7.- Kuldev Sing, Sommer, A.: Jensen, a.d.; Payne, J.W: Intraocular lens power calculations. Arch. ophthalmol. 1987; 105:1046.
- 8.- Kenneth, J. H.: Biometry of 7500 cataractous eyes. An.J. Ophthalmol. 1980; 90:360.
- 9.- Kenneth, J.H.: Intraocular lens calculations: The problem of the - short eye. Ophthalmic Sugery. 1981:12:268
- 10.- Fritch, D.C.: Clinical evaluation of intraocular lens calculations. Ophthalmic Sugery. 1980;11:617.
- 11.- Olsen, T.: Theoretical VS empirical prediction of aphakic refraction. Arch. Ophthalmol. 1987;105:1042.
- 12.- Binkhorts, R.D.: The accuracy of ultrasonic measurement of the - axial length of the eye. Ophthalmic Sugery. 1981;12:363.
- 13.- Hoffer, J.: Accuracy of ultrasound intraocular lens calculation. Arch. Ophthalmol. 1981;99:1819