

# Estudio teórico del incremento de la imagen de la capsulorrexis tras la introducción de viscoelásticos de diferentes índices de refracción

J. Colomé

Hospital Verge  
de la Cinta  
Tortosa

## Resumen

**Objetivos:** Realizar el cálculo teórico del cambio de tamaño de la imagen de la capsulorrexis que se produce a través del ojo tras la introducción en cámara anterior de diversos viscoelásticos.

**Material y métodos:** Se analizaron 5 viscoelásticos cuyo índice de refracción fue medido con la ayuda de 2 refractómetros de Abbe. Diseñamos un programa de óptica fisiológica para el cálculo del tamaño de la capsulorrexis.

**Resultados:** El incremento de la imagen fue mayor cuanto mayor fue el índice de refracción del viscoelástico.

**Conclusiones:** El índice de refracción es un parámetro que condiciona el cálculo del tamaño real de la imagen de la capsulorrexis.

## Resum

**Objectius:** Realitzar el càlcul teòric del canvi de tamany de la imatge de la capsulorrexis que es produeix a través de l'ull per la introducció a la cambra anterior de diferents viscoelàstics.

**Material i mètodes:** L'índex de refracció de 5 viscoelàstics fou mesurat amb l'ajut de 2 refractòmetres de Abbe. Es dissenyà un programa de òptica fisiològica per a calcular el tamany de la capsulorrexis.

**Resultats:** El increment de la imatge fou més gran quant més gran fou l'índex de refracció del viscoelàstic.

**Conclusions:** L'índex de refracció es un paràmetre que condiciona el càlcul del tamany real de la imatge de la capsulorrexis.

## Summary

**Objectives:** To calculate, theoretically, magnification of the capsulorhexis due to introduction of viscoelastic substances.

**Methods:** Two Abbe refractometers was used to calculate the refractive index of 5 viscoelastics. A the computer programe was designed to calculate the image of capsulorhexis.

**Results:** The greater the refractive of the viscoelastics substance, the greater was the magnification.

**Conclusions:** The refractive indexes are parameters wich condition calculations of the actual size of the image of the capsulorhexis.

Correspondencia:  
J. Colomé Campos  
Hospital Verge de la Cinta  
Esplanetes, 44-58  
43500 Tortosa. Baix Ebre

## Introducción

Desde la expansión de la capsulotomía circular continua o capsulorrexis ha sido objeto de discusión el tamaño óptimo de realización de la misma<sup>1,2</sup>. Se han debatido los pros y los contras de las capsulorrexis grandes, pequeñas, redondas, elípticas, etc.<sup>3,4</sup>.

Hasta tal extremo que en la actualidad no es raro oír hablar a cirujanos que realizan capsulorrexis de 5,5, 6,8 mm de diámetro a simple "vista de pájaro", sin considerar en estas medidas aspectos refractivos tan importantes como el índice de refracción de los medios, radios de curvatura y profundidad de cámara anterior.

La realización de la capsulorrexis se ve facilitada por la introducción y mantenimiento de un material viscoelástico en cámara anterior.

Pretendemos estudiar los cambios refractivos tras la sustitución en cámara anterior del humor acuoso por materiales viscoelásticos de distinto índice de refracción sobre el tamaño de la imagen de la capsulorrexis.

## Material y métodos

Partimos del ojo esquemático de "Le Grand" en estado desacomodado, referido a la longitud de onda del doblete amarillo de sodio (longitud de onda = 589,3nm) (Tabla 1).

Prescindimos del índice de refracción del film lagrimal, al tratarse de un dióptrio de espesor muy pequeño y de un índice similar al corneal.

De los medios refringentes únicamente es el humor acuoso el que presenta un índice de refracción uniforme, el resto de los medios intraoculares se caracterizan por presentar índices variables de un punto a otro, fundamentalmente el cristalino.

Se utilizaron diferentes viscoelásticos, de diversas casas comerciales de más o menos similitud en cuanto a su concentración y composición principal, unos fabricados a partir de hidroxipropilmetilcelulosa, otros de hialuronato sódico y otros de hialuronato sódico más condroitín sulfato<sup>5</sup>. Se usaron un total de 40 muestras, de las cuales 10 fueron de Healon®, 9 de Biolon®, 9 de Viscoat®, 6 de Amvisc® y 6 de Visilón® (Tabla 2).

Se tomaron las muestras de forma aleatoria y se midieron los índices de refracción a partir de dos refractómetros de Abbe provenientes de la Escuela Universitaria de Optica de Terrassa y de Alicante respectivamente. Los modelos fueron de la marca C. Zeiss-Jena en el primer caso y de la marca Erma-Tokio en el segundo. El refractómetro fue calibrado en un inicio con una substancia control y ayudado de una pipeta se procedió posteriormente a la medición de las diversas substancias viscoelásticas a una temperatura ambiente de 21°C. Realizamos 5 medidas por cada muestra considerando la media aritmética de cada una como resultado final.

El valor del aumento de profundidad de la cámara anterior tras la introducción del viscoelástico que consideramos fue el de una constante de 0,14 mm y se obtuvo a partir de estudios publicados previos<sup>6</sup>.

A partir de los parámetros de ojo teórico y considerando como variables el índice de refracción del

**Tabla 1.**  
Parámetros del ojo esquemático desacomodado

<b>Índices de refracción</b>	
Córnea	1.3771
Humor acuoso	1.3374
Cristalino	1.4200 (índice efectivo)
Humor vítreo	1.3360
<b>Posición respecto al polo anterior</b>	
Cara post córnea	0,55 mm
Cara ant cristalino	3,60 mm
Cara post cristalino	7,60 mm
Retina	24,2 mm
<b>Radios de curvatura</b>	
Cara ant córnea	7,8 mm
Cara post córnea	6,5 mm
Cara ant cristalino	10,2 mm
Cara post cristalino	-6,0 mm

**Tabla 2.**  
Concentración y composición principal de los tipos de viscoelásticos

VISCOAT	AMVISC	HEALON	BIOLON	VISILON
Condroitín sulfato 4% hialuronato sódico 3%	hialuronato sódico 1,2%	hialuronato sódico 1%	hialuronato sódico 1%	hidroxipropilmetilcelulosa 1,2%

**Tabla 3.**  
**Programa de óptica**  
**fisiológica**

<b>Córnea</b>				
<b>fórmula</b>	<b>radio (r)</b>	<b>idx rfrac pri sup (n1)</b>	<b>idx rfrac sec sup (n1')</b>	<b>resultado</b>
$f1=r(n1/(n1'-n1))$	7,8	1	1,3771	-20,6842
$f1'=r(n1/(n1'-n1))$	7,8	1	1,3771	28,48417
	<b>radio (r)</b>	<b>idx rfrac pri sup (n2)</b>	<b>idx rfrac sec sup (n2')</b>	
$f2=r(n2/(n2'-n2))$	6,5	1,3771	1,3374	225,4698
$f2'=r(n2/(n2'-n2))$	6,5	1,3771	1,3374	-218,97
	<b>espesor (e)</b>			
$H1H=ef1/(e-f1'+f2)$	0,55			-0,05759
$H2'H'=ef2'/(e-f1'+f2)$	0,55			-0,60968
<b>metros</b>	<b>espesor (e)</b>			
$p'=p1*(n2/n2')+p2'-e*p1*p2'$	0,00055			31,6707
<b>milímetros</b>				
$F'=1/p'$				31,57493
$F=n1*F'/n2'$				-23,6092
<b>metros</b>				
$p=n2'/F'$				42,35639
<b>Cristalino</b>				
<b>fórmula</b>	<b>radio (r)</b>	<b>idx rfrac pri sup (n1)</b>	<b>idx rfrac sec sup (n1')</b>	<b>resultado</b>
<b>focal (milímetros)</b>				
$f1=r(n1/(n1'-n1))$	10,2	1,3374	1,42	-165,151
$f1'=r(n1/(n1'-n1))$	10,2	1,3374	1,42	175,3511
<b>focal (milímetros)</b>		<b>idx rfrac pri sup (n2)</b>	<b>idx rfrac sec sup (n2')</b>	
$f2=r(n2/(n2'-n2))$	-6	1,42	1,336	-101,429
$f2'=r(n2/(n2'-n2))$	-6	1,42	1,336	-95,42857
<b>focal (milímetros)</b>	<b>espesor (e)</b>			
$H1H=ef1/(e-f1'+f2)$	4			2,421751
$H2'H'=ef2'/(e-f1'+f2)$	4			-1,39935
<b>potencia metros</b>	<b>espesor (e)</b>			
$p'=p1*(n2/n2')+p2'-e*p1*p2'$	0,004			16,30141
<b>focal milímetros</b>				
$F'=1/p'$				61,3444
$F=n1*F'/n2'$				-61,4087
<b>potencia metros</b>				
$p=n2'/F'$				21,77868
<b>pupila de salida</b>				
$a'=n2/(n2'/F'+n1/a)$				-2,51854
$a=H1H$				
<b>aumento de pupila de salida</b>				
$b'=na'/n'a)$				1,041056
$a=H1H$				
<b>ojo completo</b>				
<b>potencia metros</b>	<b>espesor (e)</b>			
$p'=p1*(n1/n2)+p2'-e*p1*p2'$	0,0060646			44,87428
$n1\ n2'$ cristal				
$p2'$ cristalino / $p1'$ córnea				
<b>focal milímetros</b>				
$F'=1/p'$				22,28448
$F=-(n1/n2)*F'$				-16,68
$n1$ córnea / $n2'$ cristal				
<b>potencia metros</b>				
$p=1,336/F'$				59,95204
<b>focal (milímetros)</b>	<b>espesor (e)</b>			
$H1H=eF/(e-F+F2)$	6,0645794			1,647278
$H2'H'=eF2'/(e-F+F2)$	6,0645794			-4,28017
$F$ córnea / $F'$ córnea / $F2=F$ cristalino / $F2'=F'$ cristalino				
<b>pupila de entrada</b>				
$A'=(3'6+(e-h2'h)-H2'H)-(3.6+(e-h2'h)-a)$				1,761629
$h2'h$ cristalino / $a$ cristalino / $a'$ cristalino				
$A=-n1/(+(n2'F)-(n2'/A'))$				1,431768
$B'=n1A/n2'A$				0,920948
<b>aumento córnea</b>				
$b=B/b'$				0,884629
$x=(1-b)\%$				11,54%

viscoelástico supuestamente introducido en cámara anterior y el aumento de profundidad de la cámara anterior, obtuvimos con la ayuda de un programa informático de óptica fisiológica diseñado para el estudio, la posición de los elementos cardinales y el valor de las distintas focales, potencia y poder refractor del ojo considerándolo como un sistema compuesto de dos lentes, córnea y cristalino (Tabla 3). Para ello, previamente determinamos estos valores para cada uno de estos elementos, lo que nos permitió una caracterización completa del ojo como sistema óptico.

El aumento de profundidad de la cámara anterior tras la introducción del viscoelástico vino reflejado en nuestro programa como variable espesor y representaba la distancia entre el plano principal imagen de la cornea y el plano principal objeto del cristalino. Se estudió también el iris, con sus pupilas de entrada y de salida. Finalmente calculamos el incremento de tamaño de la imagen de la capsulorrexis sobre el tamaño real de la misma expresada en tanto por ciento. Para cataratas brunescentes no consideramos al cristalino como sistema dióptrico al tratarse de un medio arrefringente.

### Resultados

El rango máximo de los valores obtenidos en las medidas de los índices de refracción de cada muestra de viscoelástico fue de 0,0010, siendo más extenso en el caso de Healon y más reducido en el caso del Viscoat. No se encontraron diferencias significativas entre los resultados de ambos aparatos. Los resultados fueron de un índice de refracción de 1.34275 para Viscoat®, 1.33600 para Healon® y Amvisc®, 1.33558 para Biolón® y 1.33700 para Visilón® (Tabla 4).

Encontramos un incremento muy similar de la imagen para todas las variables. Los resultados fueron de una progresión del incremento de la imagen de la capsulorrexis en función del aumento del índice de refracción (Tabla 5).

Se realizó primero el cálculo simulando las condiciones fisiológicas del ojo, es decir, figurando una cámara anterior repleta de humor acuoso, siendo el aumento de la imagen de la capsulorrexis del 11,54% y para catarata brunescente del 11,54%.

En el caso de la sustitución de la cámara anterior por viscoelásticos como Biolon®, Amvisc® o Healon® obtuvimos resultados similares siendo el aumento de 11,99% (11,98% para Biolon®) y para catarata brunescente del 11,99%.

En el caso de Visilón® se obtuvo un incremento de 12,0% y para catarata brunescente del 12,02%.

Por último para Viscoat® el aumento fue del 12,16% y para catarata brunescente del 12,18%.

### Discusión

Los ojos esquemáticos son modelos de sistemas ópticos aplicados al ojo humano. Han sido propuestos desde mediados del siglo XIX hasta nuestros días y reciben el nombre de su autor: Listing, Helmholtz, Tscherning, Sigalas, Gullstrand, Haas, Le Grand<sup>7</sup>. Han sido los pilares iniciales para el desarrollo del cálculo de las fórmulas biométricas.

Se basan en diversos trabajos de investigación junto a la ingeniería aplicada a la óptica instrumental. Nosotros desarrollamos los cálculos a partir del ojo esquemático de Le Grand puesto que a diferencia

**Tabla 4.**  
Valor de los índices de refracción

VISCOAT	HEALON	AMVISC	BIOLON	VISILON
1,34275	1,33600	1,33600	1,33558	1,33700

**Tabla 5.**  
Aumento de la imagen de la capsulorrexis para los diversos viscoelásticos

	Humor acuoso	VISCOAT	VISILON	HEALON	AMVISC	BIOLON
Catarata normal	11,54%	12,16%	12,00%	11,99%	11,99%	11,99%
Catarata brunescente	11,44%	12,18%	12,02%	11,99%	11,99%	11,98%

de otros considera como distinto el valor entre el índice de refracción del humor acuoso y el del humor vítreo.

Para estos modelos la óptica geométrica fundamenta sus cálculos en el ámbito de la óptica paraxial, donde se infiere que las superficies son esféricas, que sus radios de curvatura coinciden en un mismo eje, que los ángulos de incidencia de los rayos paralelos al eje óptico son pequeños y que los medios refringentes son homogéneos e isotropos.

Para las medidas del índice de refracción de los viscoelásticos utilizamos dos refractómetros de Abbe que tienen la ventaja con respecto a otros refractómetros que nos permiten trabajar con luz blanca en lugar de luz monocromática.

Con estos aparatos alcanzamos una precisión de  $n = 0,0002$ , y tienen como mayor ventaja la rapidez y sencillez de las medidas.

La estructura laminar del cristalino y su particular composición condicionan un aumento de densidad desde la periferia hasta el centro. Como consecuencia de todo ello el cristalino no presenta un índice de refracción constante sino que presenta múltiples valores. Gullstrand diseñó lo que él llamó el cristalino equivalente que constaba de un córtex con índice 1.386 y de un núcleo central con índice 1.406. En el caso de considerar una lente homogénea con radios de curvatura constantes y de un espesor fijo se consideró un índice de refracción de 1,42<sup>8</sup>.

Un parámetro importante a considerar es la variación de la profundidad de la cámara anterior tras la introducción del viscoelástico, puesto que condiciona un cambio refractivo en el sistema. Para el estudio de ello partimos del trabajo experimental de Caporossi<sup>6</sup> que refleja el incremento de la cámara anterior del ojo humano a partir de un medidor de desplazamiento digital tras la introducción de Healon y Healon GV. Dicho parámetro varía en función de las características fisicoquímicas del viscoelástico utilizado, pero nosotros estandarizamos el valor de 0,14 mm que pensamos se ajusta al concepto desarrollado en el estudio de "ojo esquemático".

Las leyes de la óptica fisiológica consideran dos modelos matemáticos distintos para el cálculo del tamaño de la imagen de la pupila o en nuestro caso capsulorrexis, puesto que consideramos que se encuentran en un mismo plano, en función de que el cristalino actúe como dióptrio, o que actúe únicamente como medio difusor (catarata brunesciente).

Mientras que tras que en el caso de que el cristalino actúe como dióptrio el tamaño de la imagen viene

determinada previo cálculo de la imagen de la capsulorrexis a través del cristalino, en el caso de un cristalino opaco al actuar únicamente como medio difusor, el cálculo se realiza únicamente considerando la imagen a través de la cornea. Esto nos condiciona los diferentes resultados para las mismas substancias.

Una aplicación práctica del modelo teórico la tenemos en estudios sobre el tamaño de la capsulorrexis realizados en ojo de cadáver provenientes de banco de ojos y en donde las medidas se han realizado en ausencia de cornea<sup>9</sup>. Suponer por ejemplo que 5 mm es el diámetro mínimo real, sobre ojos de cadáver y en ausencia de córnea, de una capsulorrexis para extraer un núcleo de cualquier tamaño y realizar esta medición sobre su imagen en una cirugía de catarata supone un error inicial aproximado de unos 0,5 mm.

## Conclusiones

La variación del incremento de la imagen de la capsulotomía circular continua con humor acuoso en cámara anterior versus viscoelásticos presentó unos valores imperceptibles para el ojo humano.

Aunque el estudio se fundamentó básicamente en un modelo teórico de ojo y de un cálculo matemático del aumento lateral, debemos considerar que la substitución momentánea o permanente de un componente del ojo por otro de unas características

fisicoquímicas diferentes o en un volumen diferente al habitual pueden alterar unas constantes refractivas del ojo considerado como sistema óptico.

## Bibliografía

1. Choun-Ki Joo, Jeong-Ah Shin, Jae-Ho Kim. Capsular opening contraction after continuous curvilinear capsulorhexis and intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 1996;22:585-90.
2. Thim K, Krag S, Garydon L. Stretching capacity of capsulorhexis and nucleus delivery. *J Cataract Refract Surg* 1991;17:27-31.
3. Amano S, Tanaka S, Shimuzu K. Pediatric capsulorhexis technique. *J Cataract Refract Surg* 1995;21:236.
4. Gimbel HU, Neuhmann T. Development, advantages, and methods of the continuous circular capsulorhexis technique. *J Cataract Refract Surg* 1990;16:31-7.
5. Liesegang TJ. Substancias viscoelásticas en Oftalmología. *Survey of Ophthalmol* 1990;31:368-93.

6. Caparossi A, Baiocchi S, Sforzi C, Frezzotti R. Healon GV versus Healon in demanding cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 1995;21:710-3.
7. Katz M. The human eye as an optical system. En: Thomas D Duane. *Clinical Ophthalmology*. 9ª edición. Philadelphia: Harper & Row Publishers, 1985;33: 9-15.
8. Paterson CA, Delamere NA. El Cristalino. En: William M. Hart Jr. *Adler Fisiología del Ojo*. Madrid: Servicios integrales de edición, 1994;10:378.
9. Tañá P, Belmonte J. Experimental study of different intraocular lens designs implanted in the bag after capsulorhexis. *J Cataract Refract Surgery* 1996;22: 1211-21.