

Factores que afectan la estabilidad de la cirugía refractiva laminar (KM y fotorrefractiva): enfoque biomecánico

Alejandro Arciniegas, MD. (*)

Luis E. Amaya, IC, BS, MS, PhD. (**)

Resumen

En todo recipiente de presión, existen 2 tipos de fuerzas: una interna producida por su contenido, (Gas, H₂O, etc), y otra externa producida por el recipiente mismo. De acuerdo a la tercera ley de Newton, para que no exista movimiento (o sea, haya un equilibrio), a toda acción le corresponde una reacción igual y de sentido contrario. En el ojo humano, como recipiente de presión que es (1), existe una fuerza externa a la córnea producida por la presión intraocular, que es contrarrestada por una fuerza interna originada en las cubiertas oculares (córnea y esclera), que se conoce con el nombre de esfuerzo. En bioingeniería, cuando se altera el espesor de un cuerpo cualquiera (en este caso la córnea), el esfuerzo varía, siendo dependiente del radio de curvatura alcanzado, de la presión interna y del espesor de sus paredes. Como en la cirugía laminar (KM y fotorrefractiva), al corregir Miopía, se adelgaza el espesor corneal y se aumenta el radio de curvatura - el esfuerzo resultante en la córnea, se incrementa en tal forma que rebasa el Factor de Estabilidad, pudiéndose originar una fluencia Elástica o Creep, la cual produce unas deformaciones corneales (cambios en la curvatura) que hacen regresar total o parcialmente el cambio quirúrgico obtenido. A manera de ejemplo es algo similar a lo que

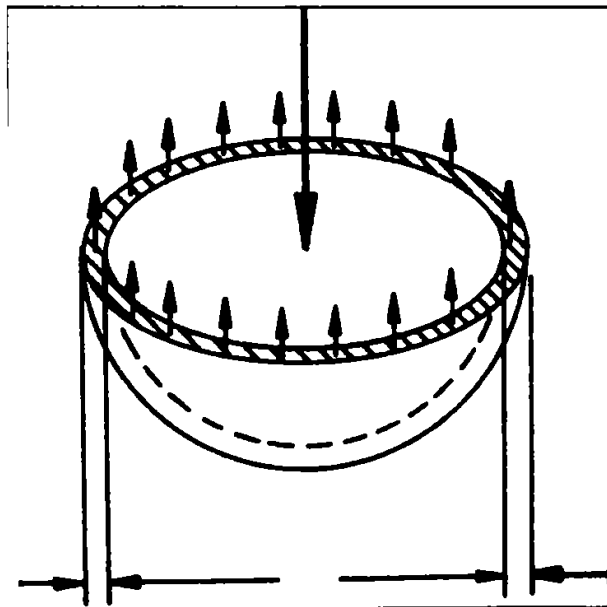
(*) Miembro del Cuerpo Facultativo de la Clínica Barraquer de Bogotá; Profesor de la Escuela Superior de Oftalmología del Instituto Barraquer de América

(**) Jefe de Programas de Postgrado del Departamento de Ingeniería de la Universidad de los Andes en Bogotá, Colombia.

Resumen

ocurre cuando se infla una bomba plástica de fiesta infantil que en un principio cuesta inflarla, pero después se distiende muy fácilmente. Otra causa para la regresión total o parcial es el hecho de que el módulo de elasticidad o de Young, no es constante sino que disminuye con la edad (2), entonces los esfuerzos corneales, en forma natural, disminuyen con el tiempo, lo que origina una regresión del efecto quirúrgico obtenido inicialmente. Cabe anotar que en la fluencia elástica o creep, las deformaciones del cuerpo se logran sin que medie un aumento de la presión, sino que puede ser suficiente mantener constante una presión determinada por un tiempo; la córnea posee el creep (1). En el presente enfoque, para poder entender el problema planteado, consideramos a la córnea como una concha de paredes delgadas; por definición, ésta es aquella en la cual el espesor de su pared es $1/10$ o menos que su diámetro interno (3) Fig. 1.

Palabras claves: Esfuerzo, concha de paredes delgadas, espesor, factor de estabilidad, resección discos pequeños, fluencia elástica o creep.



ig. 1. Concha de Paredes delgadas

Materiales y métodos

Como se estableció, y haciendo la aproximación descrita, la fórmula matemática para el cálculo del esfuerzo en una concha de paredes delgadas es: $S = P \times R / 2 \times T$; también se asume que P (presión intraocular) es constante en 10 mmHg, puesto que ni el tonómetro de Goldmann ni ningún otro dan datos fidedignos de la presión intraocular (6). Además la presión intraocular es la misma antes y después de la cirugía. Denominamos FACTOR DE ESTABILIDAD el resultado obtenido de dividir el esfuerzo de la córnea preoperatorio sobre el esfuerzo resultante después de una resección corneal y multiplicado por 100 para ser expresado en porcentaje. En la fórmula descrita se varía el radio de curvatura de uno inicial de 7,5 a 10 y 12 mm; también se varía el espesor corneal inicial de 0.6 y 0,5 mm (espesor inicial normal e inicial delgado respectivamente), resecano en cada ejemplo 0.05

mm, hasta resecar 0.20 mm en total en ambos casos.

Ahora bien, para calcular matemáticamente el esfuerzo en una córnea sometida a cirugía laminar (KM y fotorrefractiva) debemos utilizar la fórmula:

$$E1 / R1 + E2 / R2 = P / T$$

Ella es un poco compleja, con 2 incógnitas. Haciendo la aproximación de que los radios de curvatura corneales son iguales, y recordando que consideramos a la córnea como una concha de paredes delgadas, la fórmula anterior se reduce a :

$$E = P \times R / 2 \times T \text{ (Fórmula de Laplace)}$$

donde: E=Esfuerzo, P= Presión, R= Radio de curvatura, T= Espesor

En los ejemplos expuestos se toma a la presión intraocular como constante de 10, pues consideramos que ningún tonómetro existente mide con exactitud la presión ocular, a pesar de que ella y el esfuerzo tienen una relación directamente proporcional en la fórmula; además, antes y después de cirugía el valor absoluto de la presión no tiene porque cambiar. Al cambiar la curvatura corneal por la cirugía laminar (KM y Fotorrefractiva) se produce una concentración de esfuerzos en el tejido corneal que es como si se hubiera aumentado la fuerza que se hace sobre el área corneal donde se resecó el disco, así: $P = F / A$ donde: $F = P \times A$; entonces a mayor disco corneal resecado, mayor fuerza sobre el mismo, produciéndose una mayor inestabilidad de la cirugía laminar.

Resultados

En la (tabla 1), se muestra el esfuerzo preoperatorio y el factor de estabilidad, para una córnea de 0.6 mm de espesor y un radio de curvatura de 7,5 mm; y estas mismas variables después de las resecciones corneales de 0,05 mm y el cambio de curvatura de 7,5 a 10 mm (Fig. 2).

PRESION (P)	RADIO (R)	ESPESOR (T)	ESFUERZO (S)	ESTABILIDAD (FE) %
10	7,5	0,60	62,5	100,00
10	10	0,55	90.9 (40% +)	68,76
10	10	0,50	100 (60% +)	62,50
10	10	0,45	111.1 (78% +)	56,25
10	10	0,40	125 (100% +)	50.00

Tabla 1. Esfuerzo, y factor de estabilidad, preoperatorio en una córnea de 0.6 mm de espesor; variaciones de los mismos al realizar diferentes resecciones corneales; cambio de radio de curvatura de 7.5 a 10 mm.

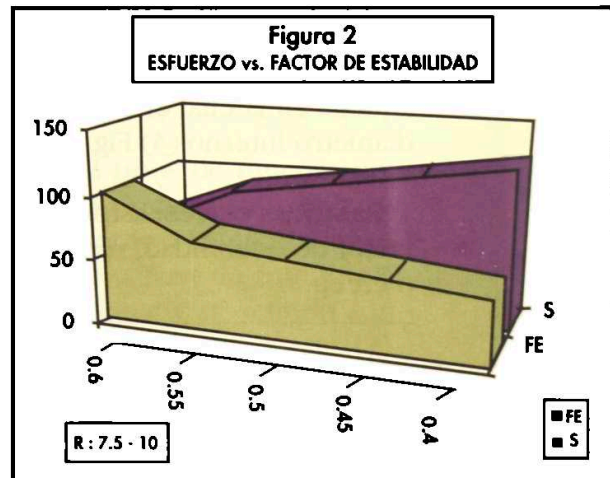


Fig. 2. Esfuerzo Vs. factor de estabilidad en una córnea de 0.6 mm de espesor con un cambio de radio de curvatura de 7.5 a 12 mm.

En la (tabla 2), se muestra el esfuerzo preoperatorio y el factor de estabilidad, para una córnea de 0,6 mm de espesor y un radio de curvatura de 7,5 mm; y estas mismas variables después de las resecciones corneales de 0,05 mm y el cambio de curvatura de 7.5 a 12 mm (Fig.3).

En la (tabla 3), se muestra el esfuerzo preoperatorio y el factor de estabilidad, para una córnea de 0.5 mm de espesor y un radio de curvatura de 7,5 mms. y estas mismas variables después de las resecciones corneales de 0,05 mms. y el cambio de curvatura de 7,5 a 10 mm (Fig. 4).

TABLA 2
S = P x R / 2 x T

PRESION (P)	RADIO (R)	ESPESOR (T)	ESFUERZO (S)	ESTABILIDAD (FE) %
10	7,5	0,60	62,5	100
10	12	0,55	109.0 (50% +)	57,9
10	12	0,50	120 (100% +)	52,1
10	12	0,45	133.3 (120% +)	46,9
10	12	0,40	150 (150% +)	41,7

Tabla 2. Esfuerzo y factor de estabilidad preoperatorio en una córnea de 0,6 mm de espesor; variaciones de los mismos al realizar diferentes resecciones corneales; cambio de radio de curvatura de 7,5 a 12 mm.

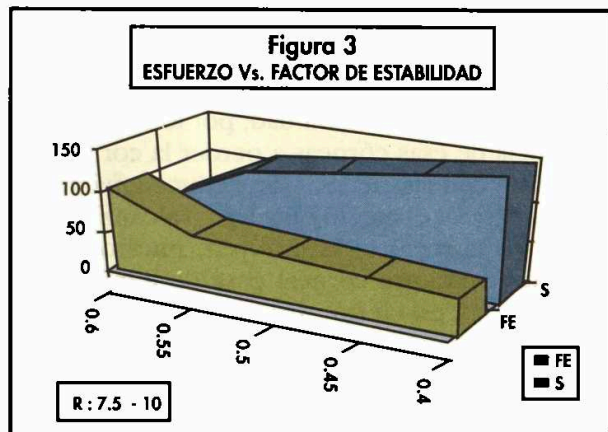


Fig. 3. Esfuerzo Vs. factor de estabilidad en una córnea de 0,6 mm de espesor con un cambio de radio de curvatura de 7,5 a 12 mm.

TABLA 3
S = P x R / 2 x T

PRESION (P)	RADIO (R)	ESPESOR (T)	ESFUERZO (S)	ESTABILIDAD (FE) %
10	7,5	0,50	75,0	100,0
10	10	0,45	111.1 (50% +)	67,5
10	10	0,40	125 (70% +)	60,0
10	10	0,35	142.8 (90% +)	52,5
10	10	0,30	166.6 (120% +)	45,0

Tabla 3. Esfuerzo y factor de estabilidad preoperatorio en una córnea de 0,5 mm de espesor; variaciones de los mismos al realizar diferentes resecciones corneales; cambio de radio de curvatura de 7,5 a 12 mm.

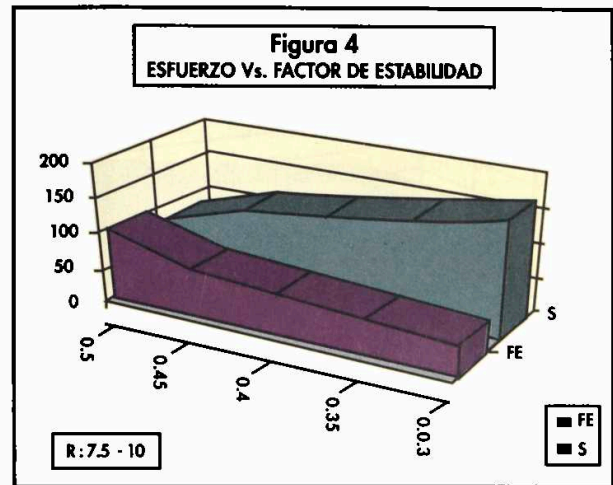


Fig. 4. Esfuerzo Vs. factor de estabilidad en una córnea de 0,5 mm de espesor con un cambio de curvatura de 7,5 a 10 mm.

En la (tabla 4), se muestra el esfuerzo preoperatorio y el factor de estabilidad, para una córnea de 0,5 mm de espesor y un radio de curvatura de 7,5 mm; y estas mismas variables después de las resecciones corneales de 0,05 mm, y el cambio de curvatura de 7,5 a 12 mm (Fig. 5).

TABLA 4
S = P x R / 2 x T

PRESION (P)	RADIO (R)	ESPESOR (T)	ESFUERZO (S)	ESTABILIDAD (FE) %
10	7,5	0,50	75,0	100,0
10	12	0,45	133.3 (75% +)	56,3
10	12	0,40	150 (100% +)	50,0
10	12	0,35	171.4 (130% +)	43,8
10	12	0,30	200 (167% +)	37,5

Tabla 4. Esfuerzo y factor de estabilidad preoperatorio en una córnea de 0,5 mm de espesor; variaciones de los mismos al realizar diferentes resecciones corneales; cambio de radio de curvatura de 7,5 mm a 12 mm.

En la (tabla 5) vemos claramente que a medida que se aumenta la zona óptica (mayor disco corneal resecao), la fuerza que soporta ese disco es mayor; este aumento de la fuerza está en concordancia con el aumento del esfuerzo.

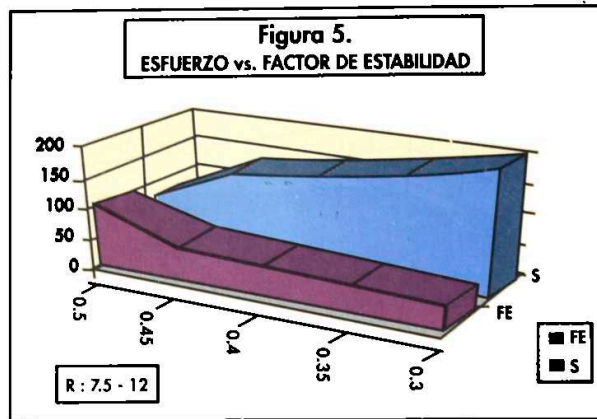


Fig. 5. Esfuerzo Vs. factor de estabilidad en una córnea de 0,5 mm de espesor con un cambio de radio de curvatura de 7,5 a 12 mm.

PRESION	DIAMETRO	AREA	FUERZA	PORCENTAJE
10	4	12.60	126.00	
10	5	19.60	196.20	56
10	6	28.30	282.60	125
10	7	38.50	385.00	205
10	8	50.20	502.40	300

Tabla 5. Fuerza ejercida sobre área del disco resecado: variaciones de esta ante diferentes diámetros de discos.

Comentarios

Como se demuestra en la (tabla 1 y la figura 2), a medida que se disminuye el espesor corneal el esfuerzo aumenta y el factor de estabilidad disminuye; si se lleva a un mayor radio de curvatura (mayor aplanamiento para mayor corrección) como se ilustra en la (tabla 2 y figura 3), el factor de estabilidad disminuye más rápidamente y el incremento porcentual del esfuerzo es mayor y más rápido. Esto nos indica que a mayor corrección que se quiera obtener, mayor inestabilidad de la mismas o dicho de otra manera, mayor posibilidad de regresión parcial o total de la corrección.

En la (tabla 3 y figura 4) se demuestra que si el espesor corneal inicial preoperatorio es más

delgado el factor de estabilidad disminuye a niveles más bajos y más rápidamente que sus contrapartidas (tabla 1 y figura 2).

En la (tabla 4 y fig. 5) vemos que si además de tener un espesor corneal inicial delgado, se le aumenta el radio de curvatura para tener un mayor aplanamiento (mayor corrección), el factor de estabilidad se deteriora más rápidamente y llega a unos niveles más bajos; al igual, el incremento porcentual del esfuerzo es mayor y más rápido que sus contrapartidas (Tabla 2 y figura 5). Lo anterior señala que una córnea delgada está en mayor desventaja que una normal a pesar de que a ambas se les realice la misma cantidad de resección. También se puede entender y apreciar porqué cuanto más se quiera corregir (mayor aplanamiento corneal), mayores serán los esfuerzos generados y menor el factor de estabilidad, por lo tanto mayor tendencia de esas córneas a perder la corrección alcanzada con las cirugías. Se deduce igualmente que al regresar el efecto quirúrgico alcanzado, los esfuerzos corneales disminuyen, puesto que el radio de curvatura corneal pasa de uno plano a uno curvo, y en cierto nivel de esfuerzos podría estabilizarse la regresión, con el inconveniente de que el espesor corneal ya está disminuido en forma definitiva; o también, a pesar de bajar los esfuerzos, la córnea puede entrar en una fluencia elástica o creep y así seguir perdiendo corrección.

Todo lo anterior apunta a señalar que no todas las miopías se pueden corregir con cirugía laminar (KM o fotorrefractiva), quizás debemos pensar en los lentes intraoculares para ciertos casos, si se escoge la cirugía como alternativa. Siguiendo el mismo raciocinio y teniendo en mente la fórmula matemática del esfuerzo en las conchas de paredes delgadas, se ve claramente como la Keratomileusis hipermetrópica es más estable: a) Porque el radio de curvatura disminuye (se vuelve más curvo), lo cual disminuye los esfuerzos corneales postoperatorios. b) Porque el espesor corneal central no se modifica. Otra conclusión sería que son más estables las cirugías laminares con zonas ópticas más pequeñas, (resección de discos pequeños).

Referencias bibliográficas

1. Arciniegas A., Amaya L. E., Hernández L. M.: Physi-
Factors that influence the measurement of the in-
ocular pressure with Goldmann's Tonometer. New
nds in Ophthalmology. Vol. I, No. 1: 170-200, 1986.

2. Arciniegas A., Amaya L. E. : Myopia: a bio-Engi-
neering approach. Ann Ophthalmol 1980; 12:805-810.

3. Fred B. Seely, James O. Smith: Resistance of ma-
terials, Fourth Edition. John Wiley and Sons, Inc. 1959,
p. 13.