

COMPORTAMIENTO MECANICO DE LA ESCLEROTICA "IN VIVO"

**ALEJANDRO ARCINIEGAS CASTILLA, M.D.¹
LUIS ENRIQUE AMAYA ISAZA, Ph. D.²**

Bogotá, Colombia

Algunos autores creen que la miopía es el resultado de factores genéticos, mientras que otros opinan que existe una predisposición genética para la miopía, pero su desarrollo depende de factores externos aún mal definidos. Sin embargo, no existe un consenso sobre este aspecto. Aunque, indudablemente existe la miopía congénita, su dependencia de un factor genético no está bien establecido. Además, no sabemos todavía cuál es dicho factor^{1, 2}

En muchas familias se observa con frecuencia la presencia de un gran número de miopes que nos hace pensar en un factor genético. Por otra parte, también es cierto que algunas miopías se pueden deber a factores externos tales como enfermedades que afecten el ojo en una u otra forma. En este trabajo, estas miopías se consideran independientemente como entidades diferentes. Si la miopía no es refractiva (de índice, curvatura o de cámara anterior), sino más bien debida a un crecimiento axial, existen cambios patológicos en el ojo³. Estos cambios físicos (deformaciones o adelgazamientos de las membranas que forman el ojo) se pueden estudiar desde un punto de vista mecánico, considerando al ojo como un sistema mecánico, sujeto a ciertas condiciones de "carga" (presión). Una variación en estas condiciones obviamente origina modificaciones de todo el sistema.

1. Jefe del Departamento de Retina de la Clínica Barraquer de Bogotá y profesor de la Escuela Superior de Oftalmología del Instituto Barraquer de América.

2. Coordinador de programas de post-grado de la Universidad de los Andes de Bogotá, en la facultad de Ingeniería Civil.

El conocimiento de las propiedades mecánicas de los elementos que constituyen el ojo nos hace comprender el comportamiento del sistema sometido a unas condiciones de carga (presión) dadas. Por lo tanto, en el caso de las entidades oculares que cursan con aumento de la presión intraocular (miopía y glaucoma), se puede conocer la causa de la deformación ocular permanente. Además, se puede establecer el papel que juega una carga o esfuerzo representado por una presión intraocular, en la producción de una deformación permanente^{4, 5, 6, 7, 8, 9}. El propósito de la presente investigación fue el estudio del comportamiento mecánico del ojo vivo, considerándolo como una estructura física, en la cual se puede analizar la resistencia de materiales, haciendo énfasis en el CREEP, que es la respuesta de un cuerpo físico a cualquier tipo de carga dada, dependiendo de la temperatura del cuerpo afectado y del tiempo de duración durante el cual actúa la carga. Los datos experimentales obtenidos se relacionan con la miopía progresiva y con algunos tipos de glaucoma, buscando que su aplicación sea útil en el estudio de estos dos fenómenos.

MATERIALES Y METODOS

Se estudió un grupo de 30 conejos. Para el experimento, se hizo una "copa de succión" en forma de casquete esférico (fig. 1), que se colocó en cada ojo del conejo. Esta copa fue lo suficientemente grande para cubrir una porción considerable de la esclera, pero tenía el tamaño suficiente para poderla fijar a través de la hendidura palpebral. (Fig. 2). Luego se aplicó una "presión de succión" (presión negativa), a través de la copa, para deformar el ojo en una forma semejante a la que se produce en el polo posterior en casos de miopía avanzada³.

Por razones anatómicas, no se fijó la copa al polo posterior del ojo del conejo (fig. 2). La copa de succión se conectó a un manómetro, el cual a su vez estaba conectado a una botella llena con las fases líquida y gaseosa del éter etílico, que produce la presión negativa (fig. 3). Esta presión producida por el éter es inversamente proporcional a su temperatura.

Con el objeto de medir las deformaciones oculares, se colocaron dos pequeños anillos de cobre, el uno en la esclera del ojo del conejo y el otro en la parte superior e interna de la copa; estos anillos se alinearon verticalmente al colocar la copa en el ojo (fig. 4), para poder medir cualquier deformación mediante radiografía (fig. 5).

Cada radiografía mostraba los diferentes valores para todas y cada una de las presiones aplicadas. Se usaron únicamente aquellos datos experimentales en los

COMPORTAMIENTO MECANICO DE LA ESCLEROTICA "IN VIVO"

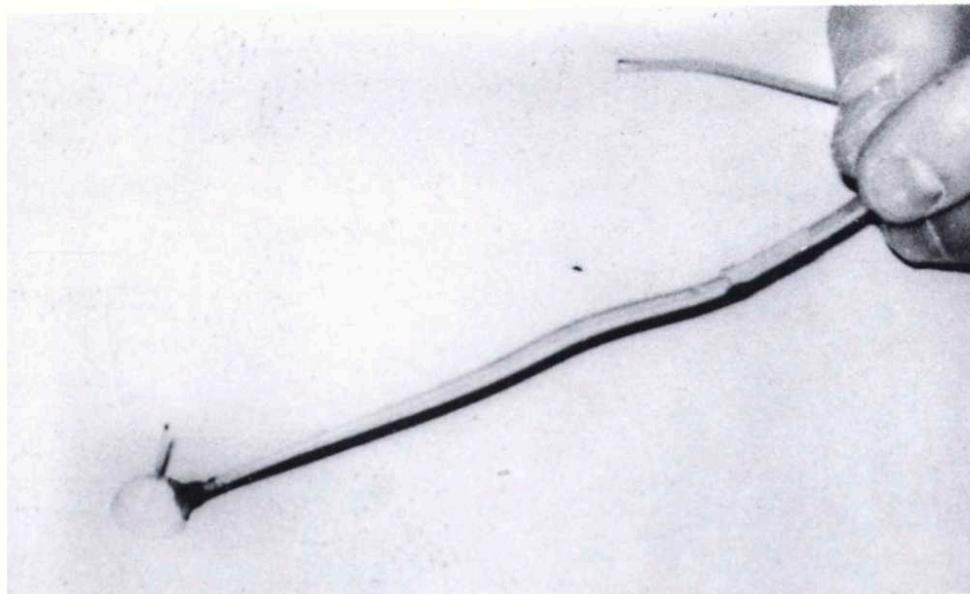


FIGURA 1
Copa de succión

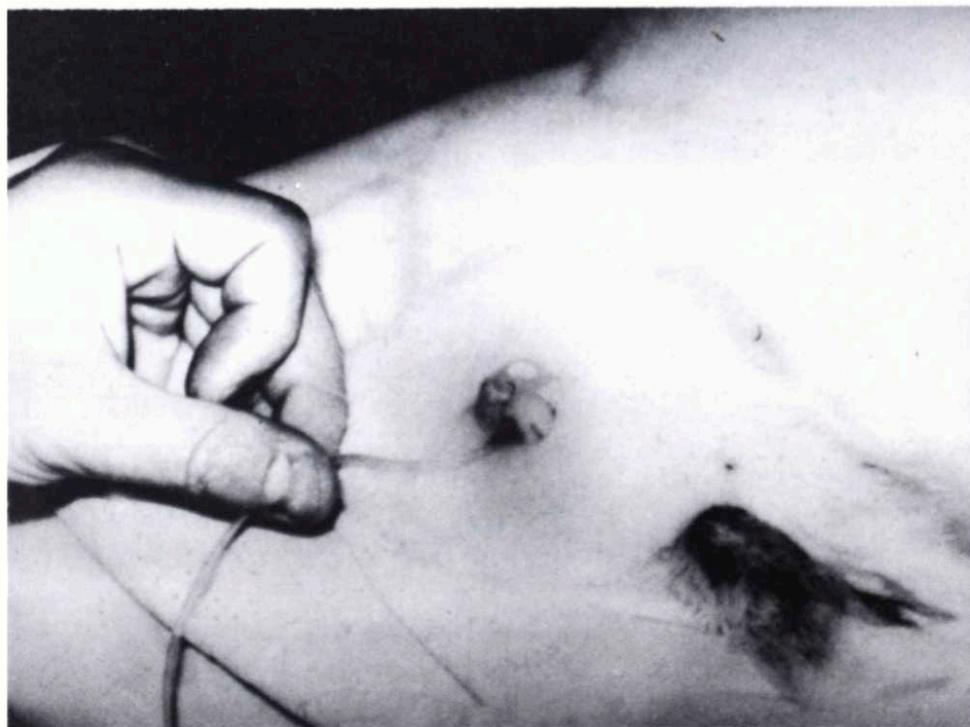


FIGURA 2
Copa de succión colocada sobre la esclera

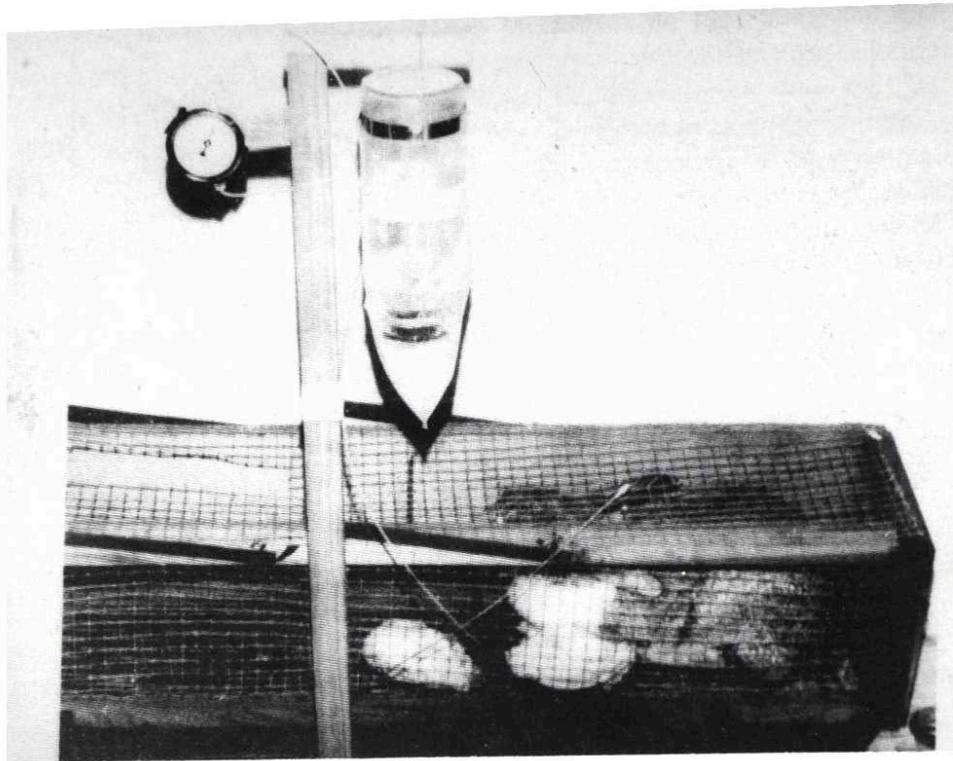


FIGURA 3

Copa de succión conectada al manómetro y al dispositivo que produce la presión negativa.

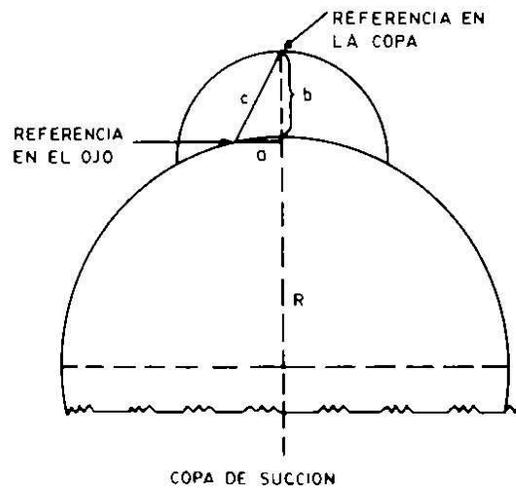


FIGURA 4

Alineamiento vertical de los dos anillos de cobre

COMPORTAMIENTO MECANICO DE LA ESCLEROTICA "IN VIVO"

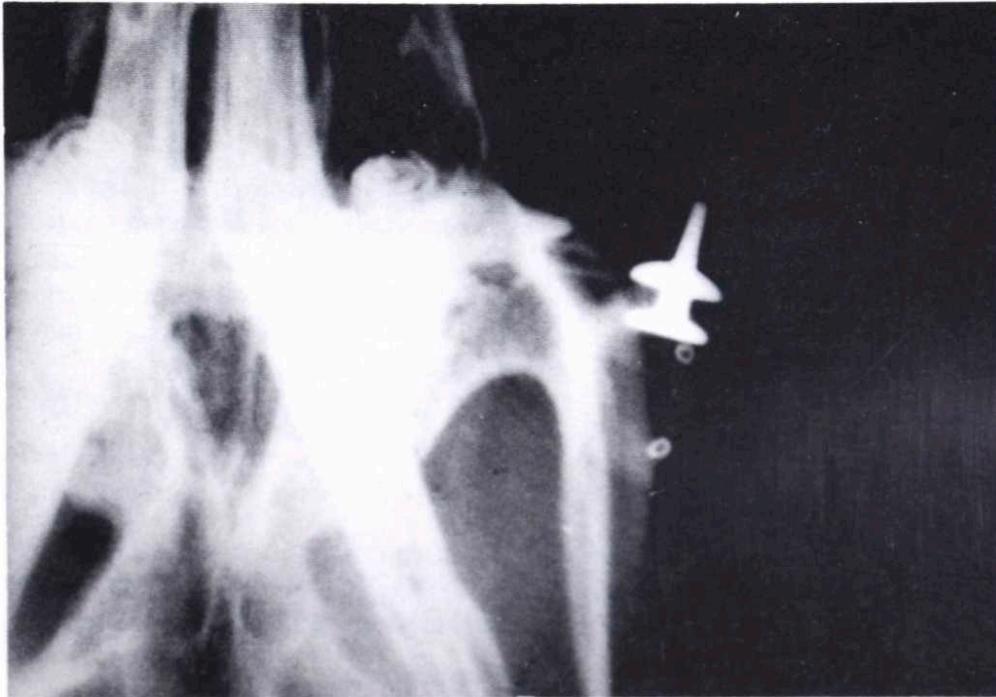


FIGURA 5

Radiografía que muestra los dos anillos de cobre

cuales el valor de (a) era insignificante en comparación con el valor de (c) (fig. 4); consecuentemente, se consideraron que los valores de (c) y (b) eran casi equivalentes.

Para cada caso en particular, los cálculos de la deformación se hicieron en la siguiente forma (figs. 6 y 7):

$$d = b_0 - b_1$$

d = Deformación

b_0 = Distancia inicial entre las referencias.

b_1 = Distancia entre las referencias para el caso considerado.

FIGURA 6

Fórmula matemática para calcular la deformación.

Los experimentos se realizaron con valores instantáneos y valores en el tiempo. Para los primeros, la presión se dejó actuar únicamente el tiempo necesario para tomar la radiografía; para los segundos, la presión se dejó

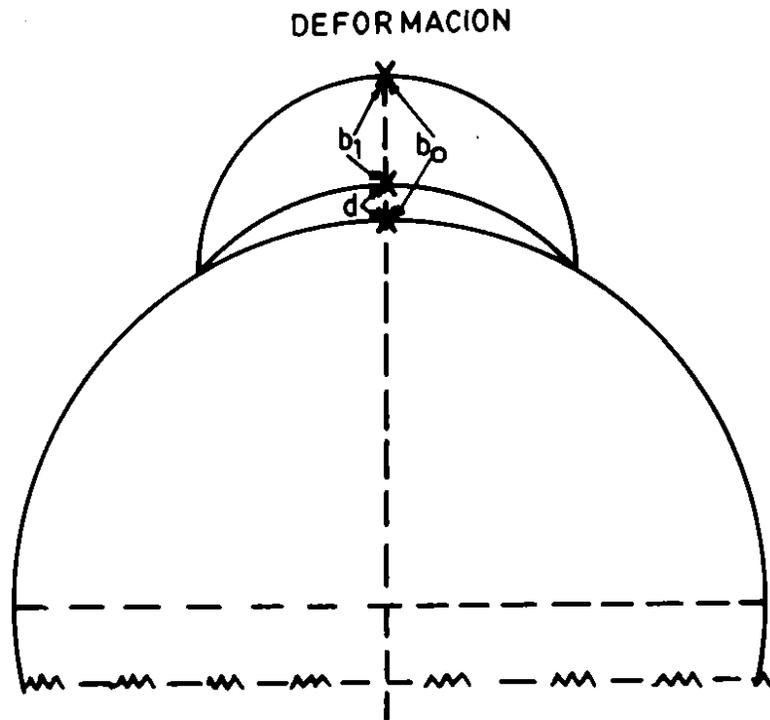


FIGURA 7
Representación gráfica de la deformación

actuando durante intervalos de tiempo de 5, 15 y 30 minutos tomando radiografías después de cada intervalo de tiempo.

En muchos casos se indujo intencionalmente una variación simétrica ascendente y descendente, de la presión. Otros experimentos se hicieron con presiones negativas constantes, pero a diferentes intervalos de tiempo. Unos más, se hicieron con tiempo constante pero variando la presión.

RESULTADOS

Geoméricamente la esclera se considera como una "concha delgada", formada por dos superficies esféricas, con un espesor total "t".

El análisis de los esfuerzos en una concha depende de su espesor. Aunque no existe una definición precisa de que se considera grueso o delgado, en general, una concha delgada es aquella cuyo espesor es menor de 1/10 del radio de curvatura de su superficie de referencia¹⁰⁻¹¹:

$$\frac{t}{r} < \frac{1}{10}$$

COMPORTAMIENTO MECANICO DE LA ESCLEROTICA "IN VIVO"

La esclera del conejo cumple estos requerimientos, debido a que su máximo espesor es 0.4 mm y su radio de curvatura es 8.5 mm. En otras palabras:

$$\frac{t}{r} = \frac{0.4}{8.5} = 0.047 < \frac{1}{10}$$

En nuestros experimentos, sin embargo, el espesor de la esclera del conejo tuvo que compararse con el diámetro de la copa de succión, ya que era necesario estar seguros de que la porción de la esclera que se deformaba debajo de la copa se comportara como una concha delgada. Ya que el diámetro de la copa (dc) es 7.0 mm, se obtiene:

$$\frac{t}{Dc} = \frac{0.4}{7.0} = 0.057 < \frac{1}{10}$$

Por lo tanto, la porción de la esclera del conejo por debajo de la copa de succión puede considerarse como una concha delgada¹⁰⁻¹¹.

La tabla 1 muestra los valores obtenidos en forma instantánea. En dicha tabla y particularmente en la última columna se muestra claramente que al aumentar y luego disminuir la presión se produce una deformación permanente de la esclera.

TABLA No. 1

VALORES INSTANTANEOS

$$\text{AMPLIFICACION} = \frac{\text{DIAM. INTERIOR COPA LEIDA}}{\text{DIAM. INTERIOR COPA REAL}}$$

$$\text{AMPLIFICACION} = \frac{46.0}{7.0} = 6.5714$$

PRESION mm. Hg	DISTANCIA ENTRE REFERENCIAS LEIDA mm	REAL mm	DEFORMACION d. mm
00	26.3	4.000	0.000
20	18.7	2.846	1.154
30	17.0	2.587	1.413
40	16.0	2.435	1.565
50	14.1	2.176	1.824
40	15.0	2.283	1.717
20	17.0	2.708	1.292
0	23.4	3.561	0.439

Las tablas 2 y 3 muestran los resultados obtenidos cuando la presión se aumenta hasta 35 mm. Hg., para luego disminuirla a 20 mm Hg., manteniéndola a este nivel para recolectar datos cada 15 minutos. El resultado neto es una deformación escleral progresiva, para la misma presión, aplicada durante intervalos de tiempo crecientes.

La tabla 4 enseña los resultados obtenidos cuando se aumenta y disminuye gradualmente la presión, manteniendo cada nivel de presión durante 5 minutos. Tan pronto como estos valores de presión alcanzan los niveles basales, la deformación también es permanente. Las tablas 5 y 6 confirman lo de la tabla 4.

La tabla 7 muestra los casos obtenidos con una presión constante de 20 mm Hg., tomando radiografías a diferentes intervalos de tiempo; debido a los escapes de la copa, el experimento se detuvo a las 65 horas de su inicio. Ya que el ojo tuvo tiempo para "reacomodarse", los valores de deformación correspondientes a 96, 100 y 230 horas son válidos tan solo para un análisis cualitativo de los resultados. Por lo tanto, solamente sirven para el análisis cuantitativo los datos correspondientes al período de tiempo entre 0 a 24 horas.

En este trabajo se busca obtener un diagrama de esfuerzo (S) vs. deformación unitaria (ϵ), basados en los datos de las tablas de 1 a 7¹²⁻¹³⁻¹⁴.

Esta relación no necesariamente tiene que ser lineal y/o elástica, debido a que el esfuerzo (S) no es una función que depende únicamente de la deformación unitaria (ϵ)¹²⁻¹³⁻¹⁴ ver tablas 8, 9, 10, 11, 12, 13 y 14.

Teniendo en cuenta que los valores del esfuerzo para una concha redonda de paredes delgadas se obtienen por la fórmula

$$S = \frac{P.R.}{2 t}$$

Donde:

S = Esfuerzo
P = Presión
R = Radio
t = Espesor

Se concluye que los diferentes valores de los esfuerzos de la concha escleral resultan de las presiones negativas inducidas por la copa de succión.

COMPORTAMIENTO MECANICO DE LA ESCLEROTICA "IN VIVO"

TABLA No. 2

VALORES INSTANTANEOS

$$\text{AMPLIFICACION} = \frac{\text{DIAM. INTERIOR COPA LEIDO}}{\text{DIAM. INTERIOR COPA REAL}}$$

$$\text{AMPLIFICACION} = \frac{40.0}{7.0} = 5.714$$

PRESION mm Hg	DISTANCIA ENTRE REFERENCIAS Leída mm	Real mm	DEFORMACION d. mm
0	18.8	3.290	0.000
20	15.0	2.625	0.665
25	13.7	2.398	0.892
30	13.0	2.275	1.015
35	13.0	2.275	1.015

TABLA No. 3

VALORES CON PRESION CONSTANTE DE 20mm Hg

$$\text{AMPLIFICACION} = \frac{\text{DIAM. INTERIOR COPA LEIDO}}{\text{DIAM. INTERIOR COPA REAL}}$$

$$\text{AMPLIFICACION} = \frac{42.0}{7.0} = 6.0$$

TIEMPO Minutos	DISTANCIA ENTRE REFERENCIAS Leída mm	Real mm	DEFORMACION d. mm
0	17.4	2.900	0.390
15	17.0	2.833	0.457
30	16.6	2.767	0.523
45	16.3	2.717	0.573
60	16.0	2.667	0.623
75	15.9	2.650	0.640
90	15.3	2.550	0.740
105	14.5	2.416	0.874
120	14.5	2.416	0.874
135	13.8	2.300	0.990

TABLA No. 4

VALORES DEJANDO 5 MINUTOS

$$\text{AMPLIFICACION} = \frac{\text{DIAM. INT. COPA LEIDO}}{\text{DIAM. INT. COPA REAL}}$$

$$\text{AMPLIFICACION} = \frac{39.1}{7.0} = 5.5857$$

PRESION mm Hg	DISTANCIA ENTRE REFERENCIAS		DEFORMACION d mm
	Leída* mm	Real* mm	
0	8.8	1.575	0.000
20	9.8	1.754	0.179
30	13.5	2.417	0.842
40	14.7	2.632	1.057
53	18.2	3.258	1.683
40	17.5	3.133	1.558
0	10.0	1.790	0.215

*DEBIDO A QUE EN LA RADIOGRAFIA NO SE VEIA CLARAMENTE LA LOCALIZACION DE LA REFERENCIA DE LA COPA, SE ESCOGIO COMO REFERENCIA EN ELLA, UNA LINEA QUE PASA POR SU BASE

TABLA No. 5

VALORES DEJANDO 15 MINUTOS

$$\text{AMPLIFICACION} = \frac{\text{DIAM. INT. COPA LEIDO}}{\text{DIAM. INT. COPA REAL}}$$

$$\text{AMPLIFICACION} = \frac{40.0}{7.0} = 5.714$$

PRESION mm Hg	DISTANCIA ENTRE REFERENCIAS		DEFORMACION d mm
	Leída mm	Real mm	
0	22.4	3.920	0.000
15	15.0	2.625	1.295
20	13.8	2.415	1.505
25	12.7	2.223	1.697
30	9.0	1.575	2.345
25	10.5	1.838	2.082
19	16.5	2.888	1.032
0	19.4	3.395	0.525

COMPORTAMIENTO MECANICO DE LA ESCLEROTICA "IN VIVO"

TABLA No. 6

VALORES DEJANDO 30 MINUTOS

$$\text{AMPLIFICACION} = \frac{\text{DIAM. INT. COPA LEIDO}}{\text{DIAM. INT. COPA REAL}}$$

$$\text{AMPLIFICACION} = \frac{75.0}{7.0} = 10.714$$

PRESION mm Hg	DISTANCIA ENTRE REFERENCIAS		DEFORMACION d mm
	Leída mm	Real mm	
0	22.0	2.053	0.000
20	17.5	1.633	0.420
30	20.0	1.867	0.186
40	19.0	1.773	0.280
30	18.0	1.680	0.373
20	15.4	1.437	0.616
0	20.2	1.885	0.168

TABLA No. 7

VALORES CON PRESION CONSTANTE DE 20mm Hg

$$\text{AMPLIFICACION} = \frac{\text{DIAM. INT. COPA LEIDO}}{\text{DIAM. INT. COPA REAL}}$$

AMPLIFICACION = EL FACTOR DE AMPLIFICACION PARA CADA DATO ES DIFERENTE

PRESION mm Hg	DISTANCIA ENTRE REFERENCIAS		DEFORMACION d mm
	Leída mm	Real mm	
0	21.0	3.585	0.000

CON 20mm Hg CONSTANTE

TIEMPO Heras	DISTANCIA ENTRE REFERENCIAS		DEFORMACION d mm
	Leída mm	Real mm	
0	17.3	2.954	0.631
24	16.0	2.489	1.096
96	17.0	2.645	0.940
192	9.4	1.566	2.019
264	20.2	3.143	0.442

TABLA No. 8

VALORES INSTANTANTANEOS

PRESION	ESFUERZO	DEFORMACION	DEF. UNITARIA
lb/in ²	S lb/in ²	d mm	ε
0.000	0.000	0.000	0.000
0.387	4.112	1.154	0.068
0.580	6.163	1.413	0.083
0.774	8.224	1.565	0.092
0.967	10.274	1.824	0.108
0.774	8.224	1.717	0.101
0.387	4.112	1.292	0.076
0.000	0.000	0.439	0.026

TABLA No. 9

VALORES INSTANTANEOS

PRESION	ESFUERZO	DEFORMACION	DEF. UNITARIA
lb/in ²	S lb/in ²	d mm	ε
0.000	0.000	0.000	0.000
0.387	4.112	0.665	0.039
0.484	5.143	0.892	0.053
0.580	6.163	1.015	0.060
0.677	7.193	1.015	0.060

COMPORTAMIENTO MECANICO DE LA ESCLEROTICA "IN VIVO"

TABLA No. 10

VALORES CON PRESION CONSTANTE DE 20mm Hg
(0.387 psi)

TIEMPO	ESFUERZO	DEFORMACION	DEF. UNITARIA
Minutos	S lb/in ²	d mm	ε
0	4.112	0.390	0.023
15	4.112	0.457	0.027
30	4.112	0.523	0.031
45	4.112	0.573	0.034
60	4.112	0.623	0.037
75	4.112	0.640	0.038
90	4.112	0.740	0.044
105	4.112	0.874	0.052
120	4.112	0.874	0.052
135	4.112	0.990	0.058

TABLA No. 11

VALORES DEJANDO 5 MINUTOS

PRESION	ESFUERZO	DEFORMACION	DEF. UNITARIA
lb/in ²	S lb/in ²	d mm	ε
0.000	0.000	0.000	0.000
0.387	4.112	0.179	0.032
0.580	6.163	0.842	0.050
0.774	8.224	1.057	0.062
1.025	10.891	1.681	0.099
0.774	8.224	1.558	0.092
0.000	0.000	0.215	0.013

TABLA No. 12

VALORES DEJANDO 15 MINUTOS

PRESION lb /in ²	ESFUERZO S lb /in ²	DEFORMACION		DEF. UNITARIA ε
		d	mm	
0.000	0.000	0.000		0.000
0.290	3.081	1.295		0.076
0.387	4.112	1.505		0.089
0.484	5.143	1.697		0.100
0.580	6.163	2.345		0.138
0.484	5.143	2.082		0.123
0.367	3.899	1.032		0.061
0.000	0.000	0.525		0.031

TABLA No. 13

VALORES DEJANDO 30 MINUTOS

PRESION lb /in ²	ESFUERZO S lb /in ²	DEFORMACION		DEF. UNITARIA ε
		d	mm	
0.000	0.000	0.000		0.000
0.387	4.112	0.420		0.025
0.580	6.163	0.186		0.011
0.774	8.224	0.280		0.017
0.580	6.163	0.373		0.022
0.387	4.112	0.616		0.036
0.000	0.000	0.168		0.010

COMPORTAMIENTO MECANICO DE LA ESCLEROTICA "IN VIVO"

TABLA No. 14

VALORES CON PRESION CONSTANTE DE 20mm Hg
(0.387 psi)

PRESION	ESFUERZO	DEFORMACION	DEF. UNITARIA
lb /in ²	S lb /in ²	d mm	ε
0.000	0.000	0.000	0.000

CON 0.387 psi CONSTANTE

TIEMPO	ESFUERZO	DEFORMACION	DEF. UNITARIA
Horas	S lb /in ²	d mm	ε
0	4.112	0.631	0.037
24	4.112	1.096	0.065
96	4.112	0.040	0.055
192	4.112	2.019	0.119
264	4.112	0.442	0.026

Si se tiene en cuenta la **TEORÍA DE LA ELASTICIDAD**¹⁵, la deformación unitaria se obtendrá de la siguiente ecuación:

$$\epsilon = \frac{h}{h+r} \times d$$

Esta deformación unitaria corresponde a los esfuerzos obtenidos (figs. 8 y 9) anteriormente.

En la fórmula anterior:

ε = Deformación unitaria

$$h = R - \sqrt{R^2 - r^2}$$

d = Deformación obtenida experimentalmente

r = Radio interior de la copa de succión

R = Radio de curvatura del ojo en estudio
(8.5. mm).

COMPORTAMIENTO MECANICO DE LA ESCLEROTICA "IN VIVO"

Las tablas 8 a 12 dan la misma información que se muestra en las tablas 1 a 7 pero como esfuerzos y deformaciones unitarias en la esclera. Los resultados obtenidos se muestran mediante dos gráficos; el primero, (gráfico 1), muestra el diagrama de la curva de esfuerzos vs. deformación unitaria; el otro, (gráfico 2), muestra el diagrama de la deformación unitaria vs. tiempo con presión constante.

DISCUSION

El análisis detenido del gráfico 1, esfuerzo vs. deformación unitaria, muestra que en todos los casos considerados (0, 5, 15 y 30 minutos existe una curva de HISTERESIS: Es decir, cuando se le aplica una presión a la esclera, ésta se deforma gradualmente, comportándose casi elásticamente en la mayoría de los casos; esto es, se obtiene una relación casi lineal entre los diferentes valores de los esfuerzos y de las deformaciones. Cuando dicha presión se retira de la esclera, ésta tiende a recobrar su forma original; sin embargo, la conformación final de la esclera, cuando la presión deja de actuar, nunca es la misma que en condiciones basales o antes de aplicar la presión; cuando se tiene valores de esfuerzos constantes a través del tiempo, la deformación siempre irá en aumento, sin alcanzar el estado inicial de "cero deformación" a pesar del recobro.

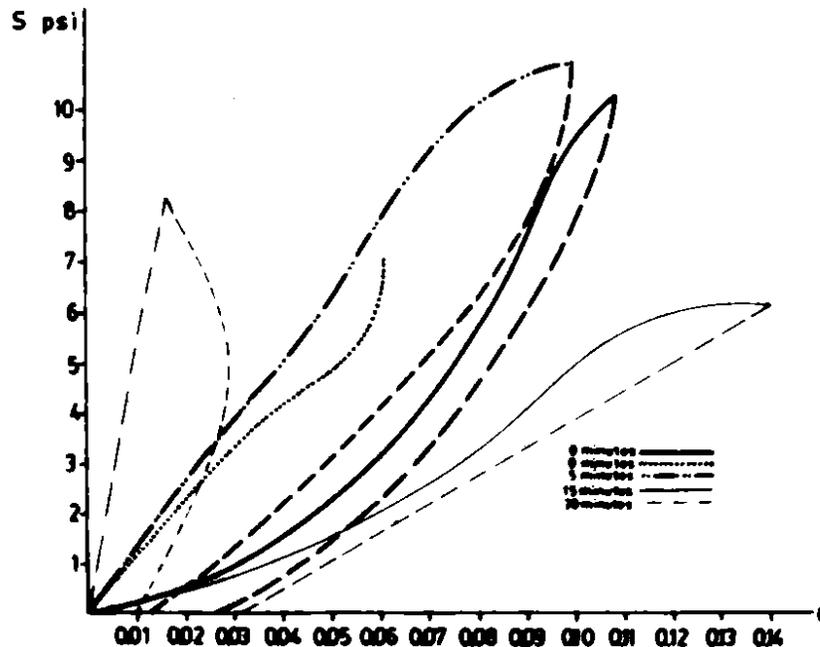
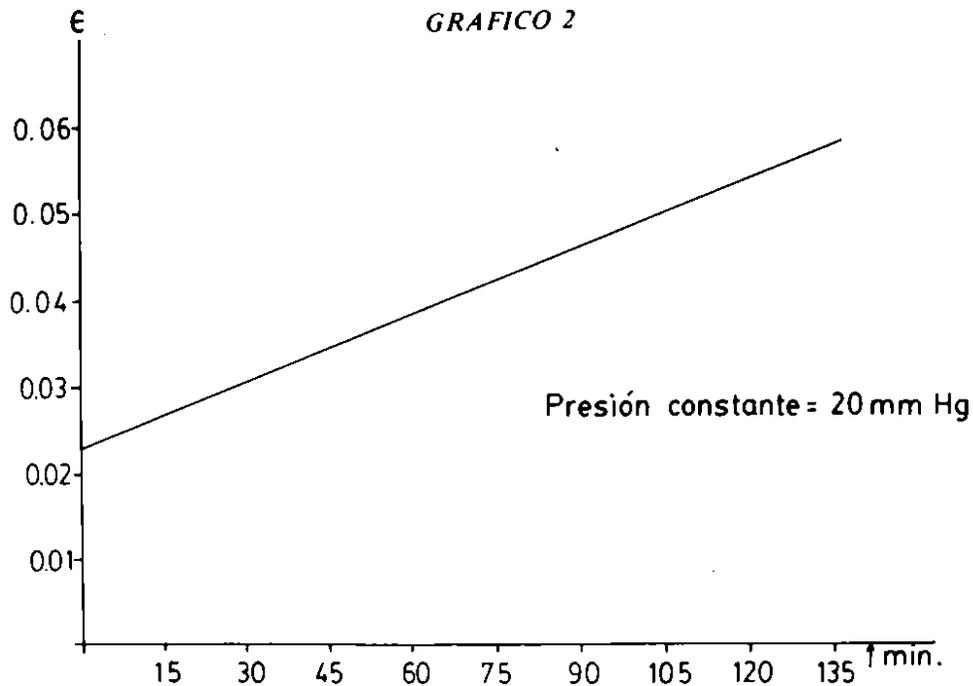


GRAFICO 1



Si consideramos todos los casos expuestos en el mismo gráfico, evidentemente vemos un fenómeno de acomodación; por lo tanto, con presión constante para cada intervalo de tiempo (5 minutos) los valores de deformación obtenidos son menores que cuando se aplica la presión en forma instantánea, lo que implica una variación física de la estructura escleral; en otras palabras, debe existir algún tipo de "reordenamiento" del tejido escleral que origina una menor resistencia a la deformación. Después de 15 minutos, la curva gira hacia la izquierda de tal manera que la deformación escleral alcanzada es mucho más fácil.

Igualmente, si se consideran los datos obtenidos con el intervalo de 30 minutos, la estabilización de las coordenadas no guarda el mismo patrón como en otros gráficos; esto es, para un período de tiempo dado, se obtiene mayor deformación con mayores esfuerzos o presiones. Esto se debió a que la copa se ocluyó accidentalmente en algún momento, de tal forma que los valores de la deformación son menores que en realidad.

A pesar del percance anterior y considerando la forma general del gráfico, es evidente que se presenta otra vez el fenómeno de acomodación, de tal manera que el tejido escleral rechaza una deformación posterior. A pesar de que creemos que se deben obtener datos de períodos más largos para poder analizarse y cuantificarse, el obtenido con valores de presión constante de 20 mm Hg.

COMPORTAMIENTO MECANICO DE LA ESCLEROTICA "IN VIVO"

durante 24 horas o más, muestra un desplazamiento hacia la derecha de la curva, esto es, la esclera se deforma con mayor facilidad que después de aplicarle esfuerzos tan sólo por 15 minutos.

Parece lógico que el tejido escleral tiene una capacidad inherente para la reacomodación y el "recobro" lo que redonda con el tiempo en una mayor resistencia a cualquier presión deformante.

En el gráfico de esfuerzo vs. deformación vemos dos casos de intervalo de 0 minutos en dos conejos diferentes, donde se aprecia la importancia de esta variable. Los resultados son bastante diferentes aunque el patrón general de comportamiento es el mismo, ya que es muy probable que diferentes ojos de diferentes conejos puedan tener propiedades esclerales diferentes con respecto a la resistencia para una cantidad dada de presión o esfuerzo, de tal forma que podrá deformarse más fácilmente que otra. A pesar de que los resultados cuantitativos no son los mismos, las conclusiones cualitativas son similares ya que las propiedades fisiológicas se mantienen.

Si se analiza el gráfico de esfuerzo contra tiempo, se ve una relación totalmente lineal y ascendente con una presión constante de 20 mm Hg lo que nos muestra una curva típica de FLUENCIA O CREEP: Vemos que a una presión constante la deformación escleral en el tiempo sigue un patrón lineal; esta relación entre deformación y tiempo es siempre una línea recta ascendente.

De acuerdo con estos gráficos, cualquier valor de presión por encima de lo normal, si se ejerce de una manera más o menos constante, puede producir una deformación escleral permanente lo que implica una generación de miopía axial; por otro lado, los "picos" simples y ligeramente elevados de presión, aplicados durante períodos de tiempo relativamente cortos, originan deformaciones esclerales evidentes y reales, las cuales pueden no recobrase completamente sino que se acumulan físicamente hasta la producción de una excavación o un estafiloma.

Otro factor a considerar, es el espesor escleral. En la miopía, la porción escleral que corresponde al estafiloma es generalmente delgada y degenerada; esto podría ser el resultado de la deformación o más bien el factor causante de dicha deformación; es decir, que una esclera más delgada que lo usual puede deformarse definitivamente por presiones internas normales; entre menos sea el espesor escleral para una presión dada, mayor serán los esfuerzos que actúan sobre ella; luego se podrán producir deformaciones en una esclera delgada aún con presiones menores que aquellas que se consideran "normales". Esto podría

explicar la miopía congénita o hereditaria, debido a que puede heredarse una esclera delgada y una presión que se "presume normal" puede en cambio ser crítica; por el contrario, se puede heredar un ligero aumento de la presión intraocular, en el cual con el tiempo puede producir deformaciones miópicas en un tejido escleral delgado o casi normal.

Analizando el comportamiento escleral desde el punto de vista mecánico, y observando los gráficos descritos, parece claro que cualquier condición de presión que origine esfuerzos internos o externos de un rango tal que produzca incrementos definitivos de la presión, puede originar deformaciones. Estas deformaciones pueden ser producidas por fuerzas intraoculares dinámicas, las cuales a su vez son transmitidas por el humor vítreo; de acuerdo con esto, cualquier aumento en la producción del humor acuoso produce el correspondiente aumento en la presión intraocular si la rata de drenaje se mantiene constante, causando fuerzas dinámicas mayores en el segmento anterior que a su vez son transmitidas vía vítrea al polo posterior.

Como se vio en los gráficos, los picos de esfuerzos, ya sea por fuerzas o presiones dinámicas, son críticos en un lapso de tiempo durante el cual están actuando. Un aumento instantáneo puede ser mucho más crítico y tener efectos más dañinos que aquel que actúe por un tiempo largo, puesto que le permitiría una reacomodación a la esclera.

De lo expuesto se deduce que la existencia del llamado "glaucoma de presión baja" se pone muy en duda, ya que como se vio antes, no se necesitan aumentos elevados y constantes de la presión sino más bien pequeños picos de presión en cualquier momento de la vida, que pueden ser lo suficientemente importantes como para producir una deformación escleral permanente que con el tiempo se empeoran a pesar de estar sometida la esclera a presiones que se consideran "normales".

Algo similar puede ocurrir con la miopía progresiva y con algunos estados glaucomatosos los cuales se consideran "compensados" pero que a pesar de esto el campo visual de estos pacientes se reduce. Esta es la razón por la cual en el glaucoma congénito es preferible que se haga su control mediante medidas del diámetro anteroposterior con sonogramas del tipo A que con las medidas de la presión intraocular.

RESUMEN

Se estudiaron una serie de treinta conejos, a los cuales se les indujo deformaciones semejantes a las ocurridas en el polo posterior en casos de miopía

COMPORTAMIENTO MECANICO DE LA ESCLEROTICA "IN VIVO"

avanzada. Estas deformaciones fueron producidas mediante una "copa de succión" especialmente diseñada para tal efecto.

Se hizo un análisis sobre la aplicación de las teorías de las "conchas", concluyendo que se pueden utilizar los conocimientos de las "conchas delgadas" en el estudio mecánico de los ojos. Los experimentos básicamente consistieron en la producción de deformaciones controladas a diferentes niveles de presión, estudiándose un amplio rango de incrementos de presión y de tiempos. La conclusión principal fue que la esclera es un tejido cuyo comportamiento es elástico y posee una tasa de CREEP (fluencia) moderadamente alta. Estas propiedades del material indican que el ojo se puede reacomodar cuando se somete a presiones inducidas y por lo tanto el glaucoma y la miopía podrían presentarse sin que existan condiciones de ALTA PRESION EN EL OJO.

BIBLIOGRAFIA

1. *Archivos de la Sociedad Americana de Oftalmología y Optometría*. Vol. 10. Nos. 1, 2 y 3, 1974.
2. KIMPTON, HENRY: *System of Ophthalmology*. Vol. 11. London. Págs. 83-90, 1961.
3. ZIMMERMAN, HOGAN: *Ophthalmic Pathology*. Second Edition W. B. Saunders Company. Págs. 111-117, 1962.
4. ARCINIEGAS, A., AMAYA, LUIS E.: *Myopia: A bioengineering Approach*. *Annals of ophthalmology*. Vol. 12. No. 7. Págs. 805-810, 1980.
5. ARCINIEGAS, A., AMAYA, LUIS E.: *Mechanical Behaviour of the iris-lens zonule and ciliary body system*. *Ophthalmologica*. Vol. 181. No. 2. Págs. 114-117, 1980.
6. ARCINIEGAS, A., AMAYA, LUIS E.: *Mechanical behaviour of the vitreous*. *Annals of Ophthalmology*. Vol. 11. No. 12. Págs. 1.809-1.813, 1979.
7. ARCINIEGAS, A., AMAYA, LUIS E.: *Interaction between anterior and vitreous chambers*. *Ophthalmologica*. Vol. 179. No. 2. Págs. 119-123, 1979.
8. ARCINIEGAS, A., AMAYA, LUIS E.: *Mechanical analogy for the study of the internal forces of the eye*. *Ophthalmologica*. Vol. 180. No. 4. Págs. 212-215, 1980.
9. ARCINIEGAS, A., AMAYA, LUIS E.: *Bio-structural model of the human eye*. *Ophthalmologica*. Vol. 180. No. 4. Págs. 207-211, 1980.
10. KRAUS, H.: *Thin elastic shells*. John Wiley and Sons, Editors. Págs. 3-55 and 85-117, 1967.

ALEJANDRO ARCINIEGAS CASTILLA - LUIS ENRIQUE AMAYA ISAZA

11. TIMOSHENKO, WOINOWSKY-KRIEGER: *Theory of plates and shells*, McGraw Hill Editors. Págs. 429-456 and 533-554, 1959.
12. TIMOSHENKO, YOUNG: *Elements of strength of materials D. Van Nostrand Co. Editors*. Págs. 50-54, 1968.
13. POPOV, EGOR, P.: *Introduction to mechanics of solids*. Prentice, Hall, Editors. Págs. 346-351, 1973.
14. DALLY, J. W. and RILEY, W. F.: *Experimental Stress analysis*. McGraw Hill, Editors. Págs. 165-331, 1965.
15. WANG and CHI-TEH.: *Applied elasticity*. McGraw Hill, Editors. Págs. 165-331, 1953.