

## RELACION ENTRE LA TONOMETRIA DE GOLDMANN Y LA PRESION INTRAVITREA EN CONEJOS

ALEJANDRO ARCINIEGAS, M. D.<sup>1</sup>  
LUIS E. AMAYA Ph. D.<sup>2</sup>

Bogotá, Colombia

Se describe un experimento en conejos consistente en la medida de la presión ocular, internamente, por medio de un sensor de presiones, simultáneamente, se toma la presión externamente, con el tonómetro de Goldmann, comparando los datos obtenidos con los dos procedimientos.

Teniendo en cuenta que la medida interna es la que más se aproxima a la real, se concluye que las diferencias obtenidas se deben a que el tonómetro de Goldmann no tiene en cuenta el espesor corneal, ni la variabilidad de la rigidez escleral con la edad ni la variabilidad para una misma edad.

En la actualidad la presión intraocular se determina por medio de un tonómetro; esta medida involucra, sin discriminación alguna, el espesor y curvaturas corneales, así como la rigidez escleral (módulo de elasticidad).

En la presente investigación, se utiliza un sensor de presiones, que introducido dentro del ojo, determina en forma más exacta la presión intraocular.

---

1. Jefe del Dpto. de Retina de la Clínica Barraquer y profesor de la Escuela Superior de Oftalmología Instituto Barraquer de América. Apdo. 90404, Bogotá (8), Colombia.

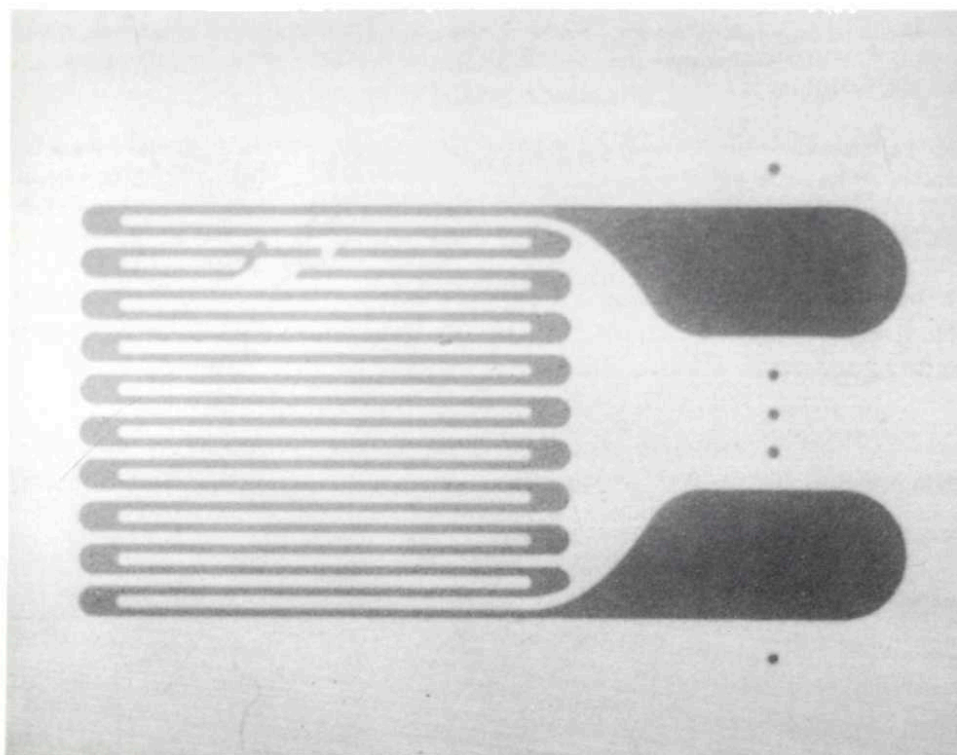
2. Coordinador Programas Postgrado Facultad de Ingeniería de la Universidad de los Andes Bogotá, Colombia.

## MATERIALES Y METODOS

Se utilizó, para la medición de la presión intraocular, un sensor de presión cuyo componente básico es un deformímetro eléctrico. Los deformímetros son medidores que convierten las deformaciones en señales eléctricas.

El deformímetro se conecta mediante cables a un indicador de deformaciones. La transducción basada en deformímetros, se caracteriza en que las variaciones de las deformaciones se convierten en cambios de resistencia, que a su vez son convertidos en voltajes, al conectarlos como ramas de un puente de Wheatstone.

Los deformímetros eléctricos utilizados para la construcción del sensor de presiones son de Constantán, porque son los más sensibles a la deformación. El material de soporte es un epóxico especial que se caracteriza por su alta rigidez. (Fig. 1).



*FIGURA 1*  
*Deformímetro*

## RELACION ENTRE LA TONOMETRIA Y LA PRESION INTRAVITREA

El deformímetro se montó sobre una superficie bastante sensible de un elemento en forma de tambor. La superficie sobre la que se coloca el deformímetro eléctrico debe ser suficientemente sensible, de tal forma que permita detectar cambios muy pequeños de presión; además, tiene que comportarse elásticamente, para asegurar la linealidad del sensor. Por lo anterior, se escogió al celuloide como superficie base del deformímetro. (Fig. 2).

Una vez pegado el deformímetro al celuloide, se coloca sobre un tambor de plástico de 4 mm de  $\phi$  y 1 mm de altura. (Fig. 2).

Los cables que hacen la conexión entre el deformímetro y el indicador de deformaciones, son hilos recubiertos con un barniz aislante.

El indicador de deformaciones es un instrumento que emplea una forma del circuito del puente de Wheatstone (aparato que mide exactamente las resistencias) para detectar el cambio de resistencia que es convertido en voltaje, el cual es una medida de la deformación de los deformímetros. (Fig. 3).

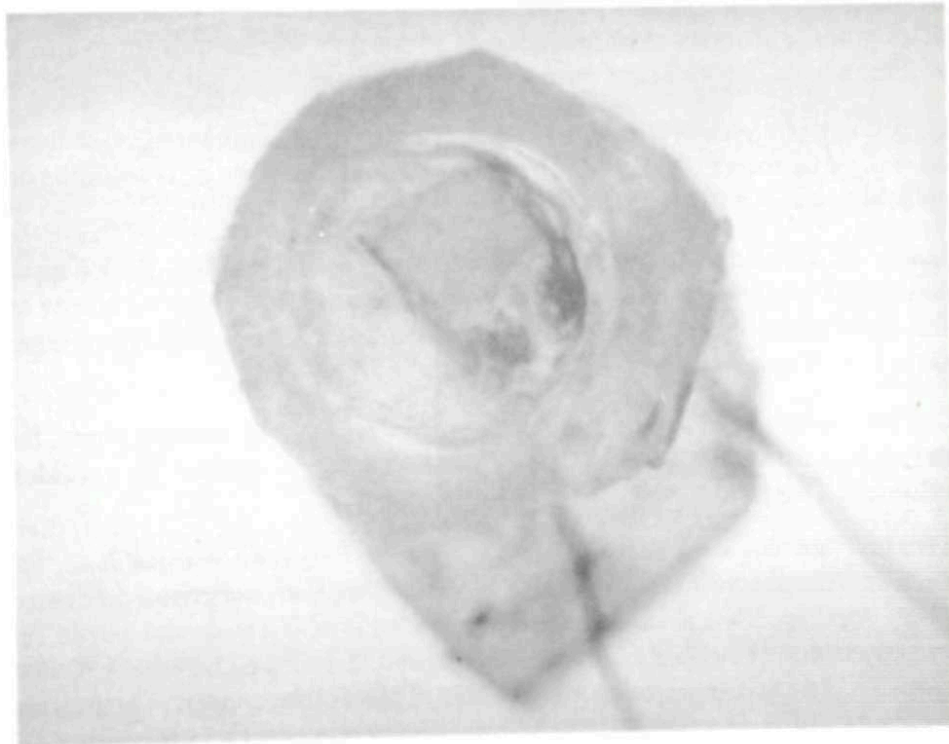


FIGURA 2

*Deformímetro montado sobre el celuloide y dentro del tambor de plástico*

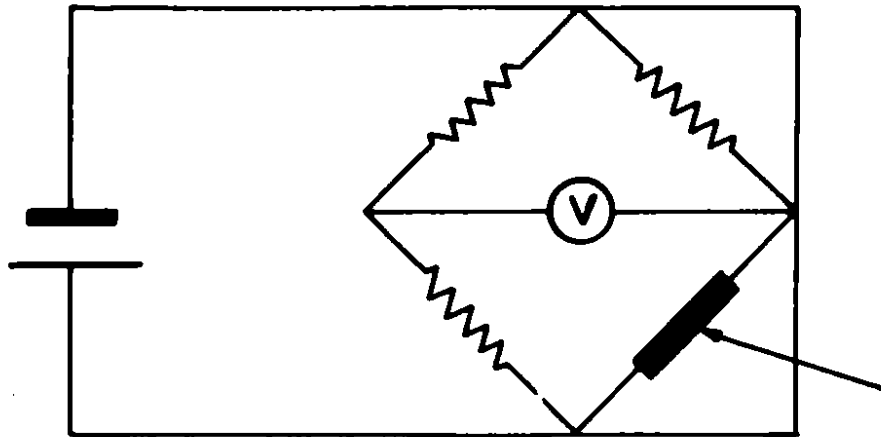


FIGURA 3

*Esquema del circuito del puente de Wheatstone*

La conexión del deformímetro eléctrico al puente de Wheatstone se muestra en la figura 4. La calibración del sensor se hace aumentando poco a poco la presión sobre el sensor y midiendo la deformación para cada intervalo. Luego se hace el proceso inverso, disminuyendo la presión en los mismos intervalos y determinando la deformación para cada uno de éstos.

La presión se ejerce colocando al sensor dentro de una probeta que se llena con agua, de tal forma que la presión estática es igual a la altura de la columna de agua sobre el sensor. (Fig. 5).

Luego se construye la curva de calibración: presión en mm H<sub>2</sub>O contra deformación unitaria ( $\mu$  mm/mm) para cada sensor. Esta curva es la que se utiliza para el cálculo de presiones de acuerdo a las deformaciones unitarias observadas. (Fig. 6).

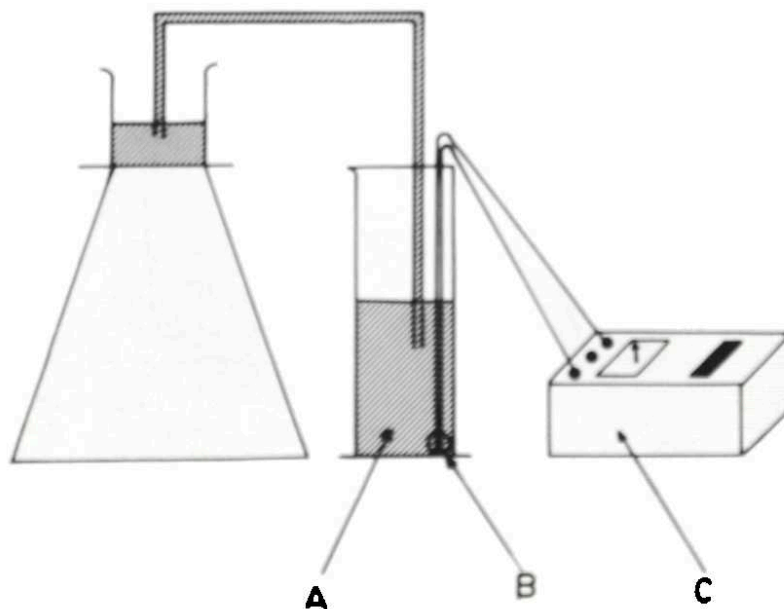
Una vez calibrado el sensor se coloca dentro del ojo en la cavidad vítrea. Se espera 3 a 4 días para la cicatrización y se procede a realizar las medidas simultáneas. (Fig. 7).

Teniendo en cuenta que cada sensor ha sido calibrado previamente, los valores de deformación unitaria que se obtienen con el sensor colocado dentro del ojo, corresponden a un valor de presión en mm H<sub>2</sub>O, el cual puede ser determinado con la curva de calibración correspondiente a dicho sensor. Como la presión intraocular se mide en mmHg, es necesario convertir la presión obtenida en mmH<sub>2</sub>O a mmHg, que se hace dividiendo por 13.55 (densidad del mercurio) el dato obtenido en mm H<sub>2</sub>O. El experimento descrito se llevó a cabo en 10 conejos albinos.

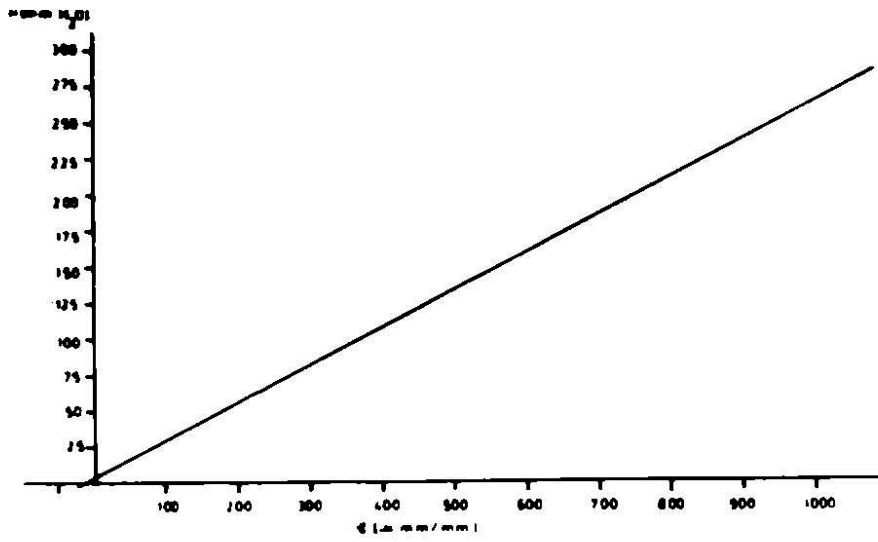
**RELACION ENTRE LA TONOMETRIA Y LA PRESION INTRAVITREA**



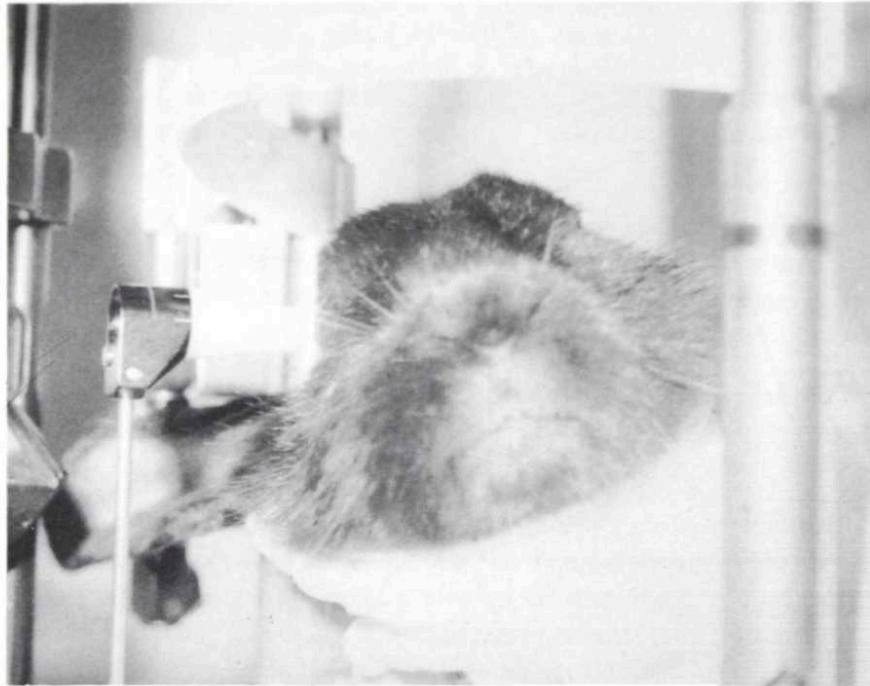
**FIGURA 4**  
*Indicador de deformaciones*



**FIGURA 5**  
*Esquema de calibración del sensor*



**FIGURA 6**  
*Curva de calibración del sensor: deformación unitaria (eje de la X) vs. presión en mm H<sub>2</sub>O (eje de la Y)*



**FIGURA 7**  
*Toma simultánea de la presión con el tonómetro de Goldmann y el sensor de presiones en conejos*

RELACION ENTRE LA TONOMETRIA Y LA PRESION INTRAVITREA

RESULTADOS

Los resultados obtenidos correlacionan la presión ocular medida con el sensor de presiones (P. sensor) con la medida externamente (P. tonómetro). Estas mediciones nos indican que la P. sensor es mayor que la P. tonómetro, con una variación entre 2.5 a 3.0 veces el valor, siendo el promedio de 2.74 veces y una variación estándar de 0.12. El dato registrado el primer día, es decir post-operatorio inmediato, está fuera de este rango, siendo menor (2.11); esto es lógico si se tiene en cuenta que acaba de colocarse el sensor dentro del ojo, y como es natural se presenta una hipotonía ocular. (Tabla I).

Se observa que en los primeros días después de cirugía la presión continúa baja hasta que se estabiliza hacia el 5o. día. (Tabla I).

La media aritmética de la relación P. sensor / P. tonómetro es de 2.74; es un dato confiable ya que su error estándar es pequeño (0.04); luego, P. sensor = 2.74 P. tonómetro  $\pm$  0.12. (Tabla I).

DIA	HORA	Presión tonométrica (mm Hg)	Presión con Sensor			Promer / P. ton
			E (mm Hg)	Presión (mm Hg)	Presión (mm Hg)	
1o.		5.0	1060	143.05	10.56	2.11
2o.	6.00 pm	4.0	1160	158.00	11.66	2.92
3o.	6.30 pm	7.0	1825	257.49	19.00	2.71
4o.	6.15 pm	9.0	2155	306.06	22.66	2.52
5o.	1.00 pm	9.0	2330	33.04	24.38	2.73
7o.	6.00 pm	11.0	2725	293.63	29.05	2.64
8o.	5.45 pm	11.0	2860	412.33	30.43	2.77
9o.	6.30 pm	11.0	3000	433.27	31.98	2.91
10o.	6.40 pm	12.0	2910	419.81	30.98	2.58
11o.	6.30 pm	12.0	3670	443.74	32.75	2.73
12o.	1.00 pm	11.0	2900	418.31	30.67	2.81
14o.	7.30 pm	11.0	2930	422.80	31.20	2.84

TABLA I

Resultados de la toma de presión con el sensor y el tonómetro.

Es importante tener en cuenta que los datos obtenidos son relativos a la calibración hecha, pues a partir de ésta, se establece un patrón de funcionamiento del sensor. Ya que el coeficiente de correlación es muy próximo a 1.00, entonces el modelo está explicando en una gran proporción la variación de la variable dependiente (presión); es decir, el sensor se comporta linealmente. (Fig. 6).

## DISCUSION

En la actualidad la presión intraocular se mide con el tonómetro de indentación o el de aplanación.

Con el primero, la fuerza que se aplica es constante (peso del tonómetro), la indentación producida en la córnea es variable, y el volumen de líquido desalojado se considera grande. (Fig. 8).

Con el tonómetro de aplanación, la fuerza que se aplica es variable, la superficie corneal aplanada es constante y el volumen de líquido desalojado es pequeño. (Fig. 9).

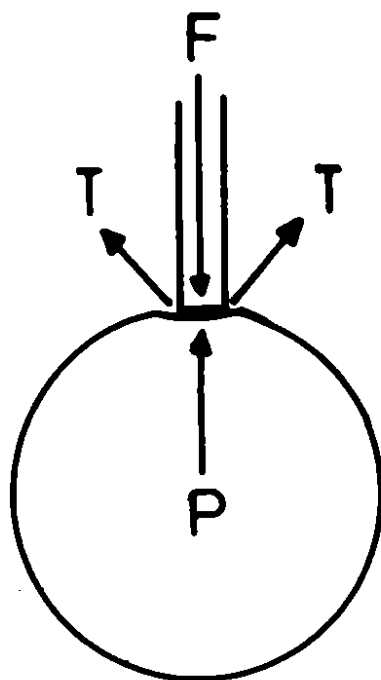
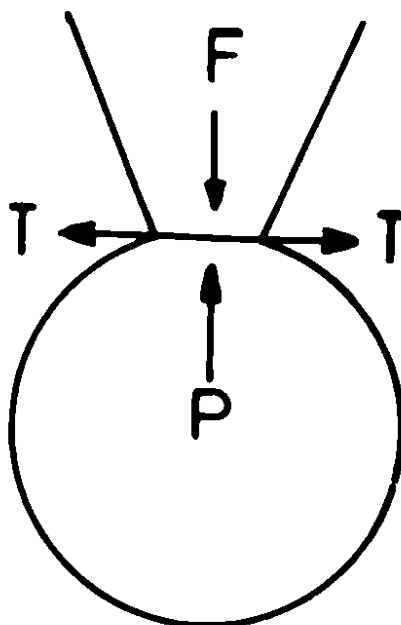


FIGURA 8  
*Tonómetro de indentación*



## RELACION ENTRE LA TONOMETRIA Y LA PRESION INTRAVITREA



**FIGURA 9**  
*Tonómetro de aplanación*

Al determinar la presión intraocular con el tonómetro, se hace una medida externa de la misma: debido a que es imposible mantener el aparato continuamente sobre el ojo, no se pueden realizar tomas continuas en el tiempo.

Con el sensor de presiones utilizado, sí es posible medir la presión intraocular en forma continua, ya que se hace internamente, obviándose algunos factores que afectan la medición tonométrica como son: el espesor corneal y la rigidez escleral.

### CONCLUSIONES

Es lógico pensar que la presión ocular medida interna y externamente fueran iguales; indudablemente la medida de la presión hecha directamente en el interior del ojo (sensor de presiones) es más exacta que la que se hace indirectamente desde afuera (tonómetro). Las principales razones que explican esta diferencia encontrada en la presente investigación son: a) el espesor corneal y b) la rigidez escleral.

Aunque la mayoría de los autores tienen en cuenta las diferencias existentes entre la córnea humana y la de los animales, no consideran la diferencia de la

córnea de un hombre a otro, ya sea en el espesor o en sus propiedades elastomecánicas (rigidez escleral y/o corneal).

Goldmann, al analizar cuál era la razón para que con aplanación la medida de la presión normal en el niño es 5 mmHg menor que la del adulto, plantea que la constitución de la córnea en el niño no es la misma que la del adulto. Es decir, intuye que existen diferencias en las propiedades elastomecánicas (rigidez) de la córnea, entre el niño y el adulto. Pero resulta que éstas también existen entre los adultos, dependiendo de la edad.

Por lo tanto, al igual que en el niño, al utilizar el tonómetro de aplanación de Goldmann, las fuerzas M (tensión superficial de las lágrimas alrededor del cono de aplanación) y N (Fuerza elástica de la córnea que se opone a la aplanación) no se anulan; en todos los adultos tampoco se anulan. Los valores que da la aplanación dependen de la anulación de estas dos fuerzas opuestas, M y N. (Fig. 10).

Goldmann tampoco establece diferencias en la rigidez escleral, la cual varía con la edad. (Fig. 17).

El coeficiente de rigidez escleral es un valor individual que debe conocerse en cada paciente.

Además, con el tonómetro de aplanación muy posiblemente se determina una presión menor que la intraocular porque al aplanar la córnea se están generando

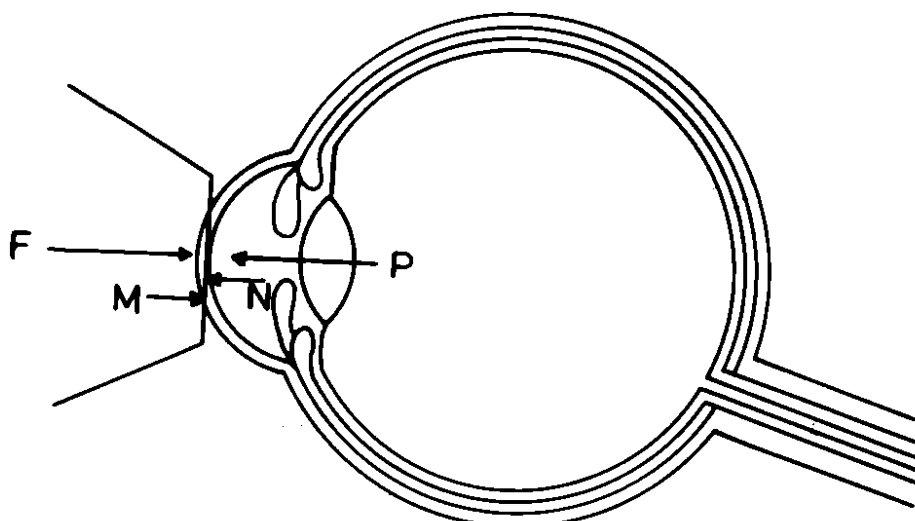


FIGURA 10  
Tonómetro de Goldmann

### RELACION ENTRE LA TONOMETRIA Y LA PRESION INTRAVITREA

fuerzas cortantes que contrarrestan en cierta proporción a la fuerza aplicada con el tonómetro.

En un estado inicial, sin aplicar el tonómetro de aplanación, se puede representar la condición de la córnea de la siguiente forma: (Fig. 11)

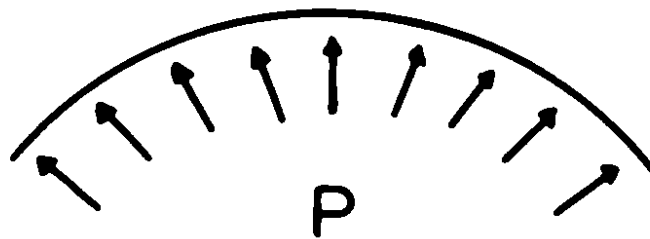
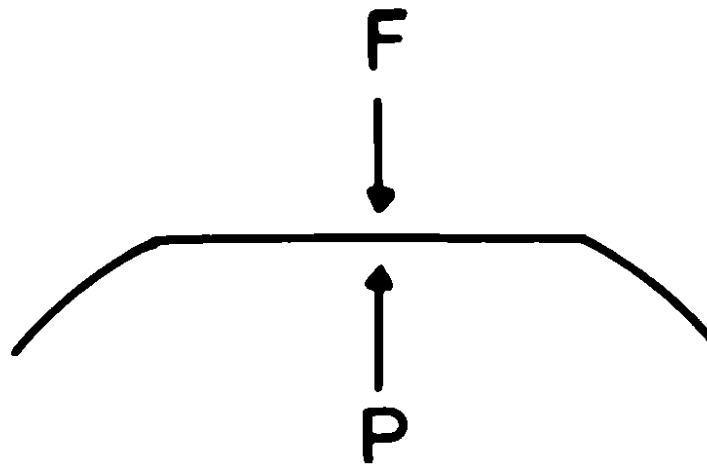


FIGURA 11  
Estado inicial

Al colocar el tonómetro, la córnea se aplanando produciendo una situación de equilibrio así: (Fig. 12).



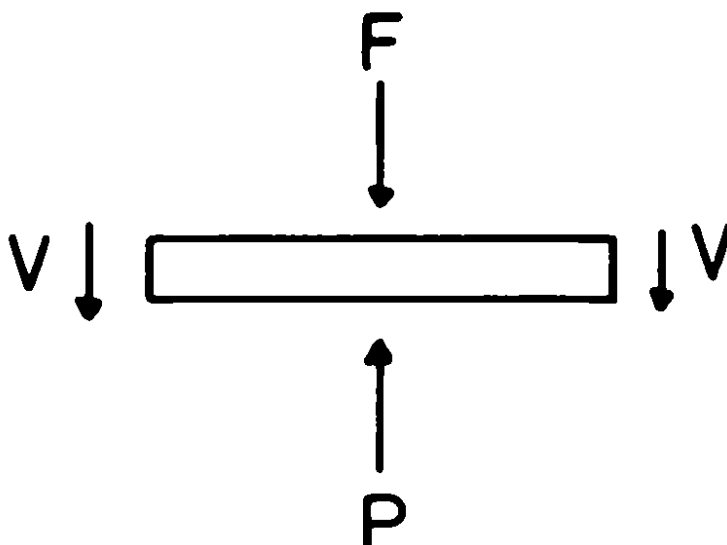


FIGURA 13

*Condiciones de equilibrio de la córnea bajo la acción del tonómetro*

De donde:

$$\Sigma F = 0$$

$$P = F + 2V$$

$$F = P - 2V$$

Es decir, la fuerza que se mide con el tonómetro es menor, en la cantidad de  $2V$ , a la ejercida por la presión interna del ojo.

Entonces, al medir la presión del ojo con tonómetro, se obtiene una lectura menor que la real; es decir se sub-estima el valor de ésta.

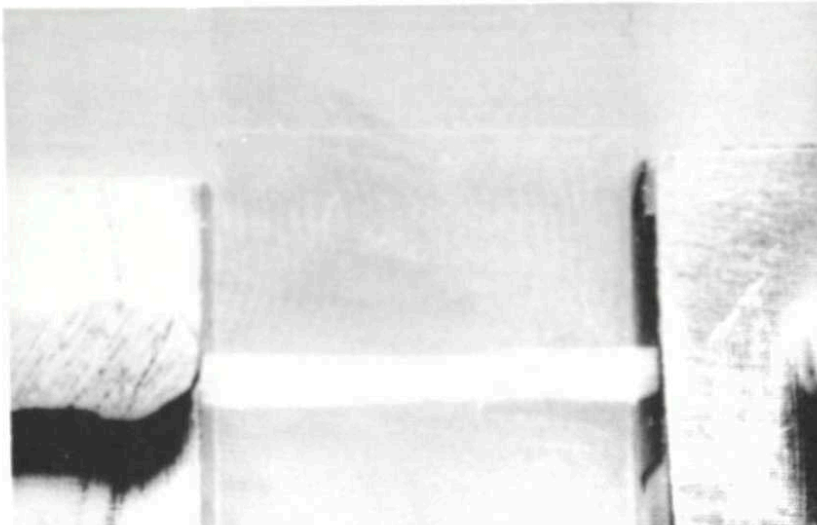
Por lo tanto, para realizar una toma real y exacta de la presión ocular con tonómetro, es necesario tener en cuenta el espesor corneal y la rigidez escleral y la edad del paciente.

Los estudios experimentales realizados por Arciniegas y Amaya, en escleras (Figs. 14, 15, 16 y 17) de diferentes edades, de ojos donantes, muestran claramente que no existe una rigidez constante; es más, varía con la edad del paciente, siendo débiles al nacer, para incrementar notoriamente, llegando a valores máximos en corto tiempo (4 a 6 meses de edad) y perder rigidez durante la niñez, en forma lenta, estabilizándose en la pubertad.

RELACION ENTRE LA TONOMETRIA Y LA PRESION INTRAVITREA



FIGURA 14  
Corte de la cámara anterior



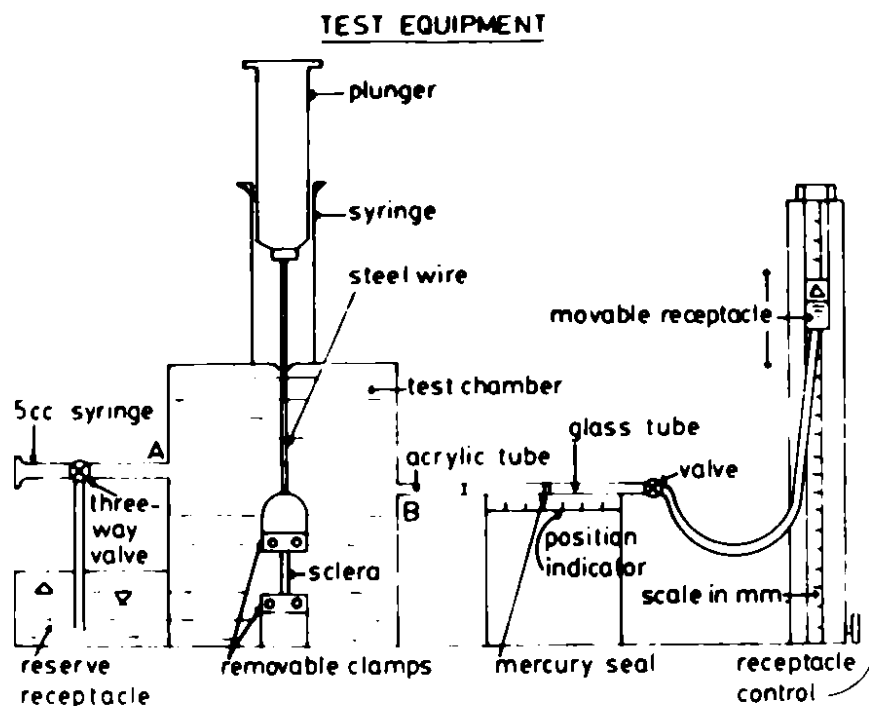


FIGURA 16

Equipo diseñado para el estudio de la rigidez escleral

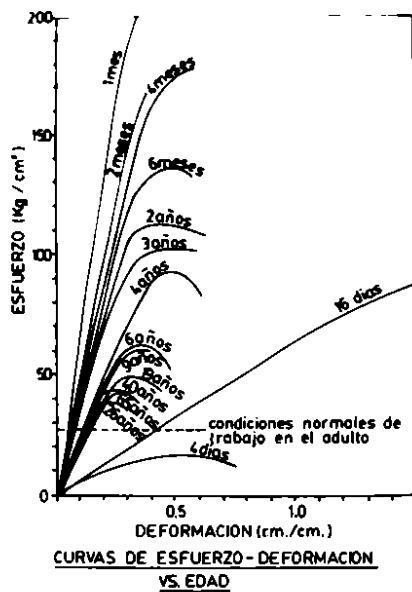


FIGURA 17

Curvas de esfuerzo de formación vs. edad (rigidez escleral)

## RELACION ENTRE LA TONOMETRIA Y LA PRESION INTRAVITREA

### REFERENCIAS

1. ADLER, FRANCIS HEED.: *Physiology of the eye. Clinical Application*. Saint Louis. The C. V. Mosby. 1975.
2. ARCINIEGAS, A., AMAYA, L. E.: *Myopia: A Bioengineering. Approach. Annals of Ophthalmology*. Vol. 12. Number 7. 1980.
3. ARCINIEGAS, A. y AMAYA, L. E.: *Biomecánica de la miopía*. Universidad de los Andes. Bogotá. 1978.
4. ARCINIEGAS, A., AMAYA, L. E.: *Vitreotomy: Approach for Progressive Myopic Diseases*. Journal of ocular therapy and surgery. 13 th meeting Club Jules Gonin.
5. Measurements Group, INC.: *Student Manual for Strain Gage Technology*. Education Division. Bulletin 309. 1983.
6. Micro-Measurements. *Catalog 200 gage listing section*. Measurements Group. Vishay Intertechnology, Inc. 1974.
7. NORTON, HARRY N.: *Handbook of transducers for Electronic Measuring Systems*. Prentice-hall, Inc. Englewood Cliffs, N. S. 1969
8. POPOV, EGOR. P.: *Introducción a la Mecánica de Sólidos*. Editorial Limusa. México. 1976
9. SAMPAOLESI, ROBERTO. *Glaucoma*. Editorial Médica Panamericana S. A. Argentina 1974.
10. TIMOSHENKO, S.; WOINOSUKY-KRIEGER. *Teoría de Placas y Láminas*. Editoria Umo. Bilbao. 1975.