

LIBRO PARA LA FORMACIÓN DE LOS RESIDENTES EN OFTALMOLOGÍA

**GLAUCOMA**

**2. Diagnóstico**

**2.3**

## **Tonometría y paquimetría**

Carmen Pizzamiglio Martín



SOCIEDAD ESPAÑOLA  
DE OFTALMOLOGÍA

La medida de PIO es un elemento fundamental para el diagnóstico y seguimiento del glaucoma. Los valores de PIO en la población normal se hallan entre 10 y 21 mm Hg con una media de 16 mm Hg. Entre el 30 y 50% de los sujetos con glaucoma presentan valores de PIO en el momento del diagnóstico inferior a 22 mm Hg. La medida de PIO mediante tonometría está basada en el principio de Imbert-Fick. Según este principio, se asume que la córnea es infinitamente fina, perfectamente elástica y flexible, y, además, no tiene en cuenta la tensión superficial. La tonometría de aplanación de Goldman sigue la fórmula siguiente:

$$P + E = W/A - S$$

donde P es la presión intraocular, E el módulo de elasticidad, W la fuerza del tonómetro y, A el área de contacto del tonómetro sobre la córnea. Goldman desarrolló su dispositivo de medida con un diámetro de 3.06 mm, con la suposición de que con este diámetro las fuerzas opuestas de rigidez corneal y tensión de superficie se anulan respectivamente, y que una fuerza de 0.1 g aplicada sobre el tonómetro corresponde a 1 mm Hg. De todo ello, se extrae que el área y volumen de un fluido desplazado por aplanación es pequeño en relación con el tamaño de una esfera perfecta (fig. 1). Sobre este diámetro de aplanación se produce un equilibrio entre la resistencia de la córnea a la aplanación y la película lagrimal. Según esta ley física, la fuerza aplicada sobre una esfera es igual a la superficie de aplanamiento de dicha superficie por dicha fuerza, los valores de PIO establecidos por Goldman en sus estudios se realizaron sobre córneas con un espesor medio entre 520 – 550  $\mu\text{m}$  medido con paquímetro óptico. Los valores medios de PIO eran inferiores a 21 mm Hg. Valores de espesor corneal que no estuvieran incluidos entre dichos valores resultarían en medidas erróneas de PIO bien por defecto o por exceso respectivamente.

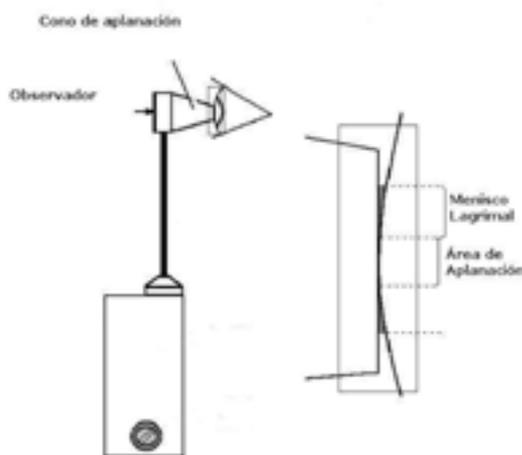


Figura 1: Diagrama representativo de la aplanación corneal con tonómetro de Goldmann.

La incorporación de la paquimetría como parte de la exploración oftalmológica básica ha condicionado el registro de la PIO, el cual se ve sometido a factores de corrección para aproximar la medida obtenida con un valor tonométrico real. Doughty y Zaman

2.3. Tonometría y paquimetría

Carmen Pizzamiglio Martín

observan un error entre 0.19 – 1 mm Hg por cada 10  $\mu\text{m}$  de desviación de la media del espesor corneal central. La medida del error es de 0.4 mm Hg por cada 10  $\mu\text{m}$  de desviación de 550  $\mu\text{m}$ . Ehlers registra un error de  $\pm 0.71$  mm Hg entre el valor real de PIO y la PIO medida mediante tonometría de aplanación, por cada 10  $\mu\text{m}$  de diferencia en el espesor corneal central.

Goldmann desarrolló su trabajo sobre un espesor corneal medio conocido e, ignoró la relación con el espesor corneal central. Se sabe según diferentes estudios la relación entre el valor de PIO y el espesor corneal medio. Valores de PIO de 20 mm Hg con tonometría Goldmann significa una infraestimación de 5.2 mm Hg en ojos con valores de espesor corneal medio de 450  $\mu\text{m}$  y, una supraestimación de 4.7 mm Hg si el espesor corneal era superior a 590  $\mu\text{m}$ . Otros autores han determinado que existe un error de 1.3 mm Hg por cada 70  $\mu\text{m}$  de espesor corneal central. Los factores de corrección de PIO según paquimetría habitualmente aceptados fueron descritos por Ehlers, y van desde +7mmHg en córneas de 445 micras hasta -7mmHg en córneas de 645 micras de grosor (tabla 1).

Tabla 1. Paquimetría y PIO

Espesor corneal central ( $\mu\text{m}$ )	Valor corrección PIO (mm Hg)
445	+7
455	+6
465	+6
475	+5
485	+4
495	+4
505	+3
515	+2
525	+1
535	+1
545	0
555	-1
565	-1
575	-2
585	-3
595	-4
605	-4
615	-5
625	-6
635	-6
645	-7

La PIO no es un valor estático, está sometido a fluctuaciones en el tiempo por efecto del pulso, la respiración, parpadeo y maniobra de Valsalva. Estos factores pueden producir solos o en combinación errores en la medida de la PIO. La modificación en la medida de PIO según la amplitud del pulso puede producir variaciones en el valor de PIO entre 0 – 6 mm Hg, según estudios 1.5 mm Hg ó 2.5 mm Hg (tabla 2).

Entre otros factores causantes de error de lectura se encuentran también los siguientes. La toma sucesiva de PIO por contacto tonómetro - superficie corneal altera el verdadero valor de PIO, de tal forma que, con tonómetro de Goldmann, dos medidas repetidas pueden mostrar una diferencia en la medida de hasta 1 mm Hg. Estudios realizados con tonometría Goldmann, muestran que la repetición seriada durante un periodo de tiempo mayor de 10 minutos se asocia a descensos del valor de PIO entre 5 – 6 mm Hg.

2.3. Tonometría y paquimetría

Carmen Pizzamiglio Martín

Tabla 2. Factores que pueden modificar la PIO

Concentración de fluoresceína	-1.5/-9.5 mm Hg
Astigmatismo corneal regular	-2.5/+2.5 mm Hg
Edema corneal epitelial	-10/-30 mm Hg
Edema corneal estromal	Infraestimación
Rigidez ocular	+0.2/+10 mm Hg
Tono muscular extraocular	No influye
Tomas repetidas de PIO	0/+11 mm Hg
Variaciones interobservador	-3/+3 mm Hg
Efecto de la calibración	-2/+2 mm Hg

La medida de PIO está igualmente influenciada por la variabilidad entre observadores. Las medidas de presión realizadas en diferentes estudios, en los cuales se lleva a cabo la comparación entre dos observadores, nos permiten conocer que en un porcentaje nada desdeñable del 40% se obtiene una diferencia entre las tomas de PIO mayor o igual a 2 mm Hg.

Finalmente, al ser realizadas estas medidas con dispositivos mecánicos (p. e. tonómetro Goldman, Schiötz y Perkins) o, dispositivos electrónicos (p. e. Tono-Pen® o DCT), la correcta calibración de los mismos condiciona la seguridad de la medida realizada. Sin olvidar, que una parte del error de medida de PIO está en relación con la edad del dispositivo usado, el número de veces utilizado diariamente y el número de calibrados a los que es sometido.

Podemos clasificar los tonómetros en tres grupos: Aplanación (Goldmann, Perkins, Tono-Pen®, pneumotonómetro entre los más utilizados); indentación (Schiötz y ICare®); y de contorno (DCT®). También los podemos clasificar según contacto o no. Los de contacto serían indentación, aplanación y dinámico; y los de no contacto (pneumotonómetro) son de medida indirecta de presión (tabla 3).

Tabla 3. Clasificación de los distintos tonómetros

	GOLDMANN	PERKINS	TONO-PEN®	PNEUMOT.	SCHIÖTZ	DCT	ICARE®
Lámpara de hendidura	Si	No	No	No	No	Si	No
Portabilidad	No	Si	Si	No	Si	No	Si
Anestésico / fluoresceína	Si	Si	Si	No	Si	Si	No
Explorador	Experimentado / médico	Experimentado / médico	Experimentado / médico	No necesario	Experimentado / médico	Experimentado / médico	No necesario
Calibración	Manual	Manual	Automática	Automática	Manual	Automática	Automática
Influencia espesor corneal	Si	Si	Si	Si	Si	No	Si
Método medida	Manual	Manual	Automático	Automático	Manual	Automático	Automático
Población objetivo	Paciente colaborador	Igual a Goldmann, sujetos con problemas de movilidad y, exploración niños pequeños bajo anestesia general	Todos	Paciente colaborador y niños mayores	Igual a Goldmann requiere posición decúbito supino	Paciente colaborador	Todos, pero preferentemente niños y sujetos con limitaciones
Patología ocular corneal	No	No	Si	No	No	No	Si
Diferencia de PIO respecto a Goldmann	Gold-standard	Infraestimación 2-4 mmHg	Infraestimación 2-4 mm Hg	Sobreestimación 3 mmHg	Dependiente de la rigidez estructuras oculares	Sobreestimación 2-3 mm Hg	Sobreestimación 2-3 mmHg

### 2.3. Tonometría y paquimetría

Carmen Pizzamiglio Martín

La **tonometría de aplanación** es el método más utilizado y constituye el gold-standard. Diferenciamos cuatro tonómetros de aplanación: Tonómetro de Goldmann, tonómetro de Perkins, Tono-pen® y pneumotonómetro.

El **tonómetro de Goldmann** (figs. 2 y 3), es un dispositivo adaptado a la lámpara de hendidura que consta de un doble prisma transparente que divide la imagen de la zona aplanada de la córnea en dos semicírculos, ajustando la fuerza de aplanación por medio de una escala con traducción en mm Hg. El **tonómetro de Perkins** (fig. 4), es funcionalmente igual que el de Goldmann salvo por sus características de portabilidad, lo que le confiere la posibilidad de ser utilizado en cualquier situación y, especialmente en sujetos con limitación de su movilidad.



**Figura 2:** Tonómetro de Goldmann adaptado a la lámpara de hendidura.



**Figura 3:** Detalle del cono de aplanación del tonómetro de Goldmann.

Por último, tanto el **Tono-pen®** como el pneumotonómetro pese a ser de aplanación no son tonómetros ópticos al no tener el explorador que determinar la medida. El registro de la presión se hace de forma automatizada.



**Figura 4:** Tonómetro de Perkins.

El **Tono-pen®** (figs. 5 y 6) es un dispositivo electrónico que calcula la presión intraocular de forma automática realizando 4 medias de 10 lecturas consecutivas de PIO, dando lugar a un único valor de PIO.



Figura 5: Tono-pen®.



Figura 6: Detalle del sensor de medir la presión del Tono-pen®.

Finalmente, el pneumotonómetro, realiza tonometría de aplanación sin contacto mediante la emisión de aire. La medida de PIO se realiza dependiendo del tiempo necesario para producir una aplanación corneal.

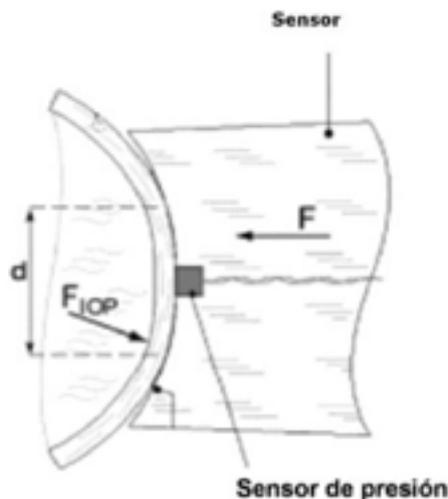
El **tonómetro de Schiötz** o tonómetro de indentación (fig. 7), basa la medida de la presión intraocular según la distancia de indentación que se produce sobre la córnea del sujeto a examinar. El valor de presión intraocular se conoce al extrapolar la medida en una escala de conversión. La indentación corneal se consigue con un émbolo de peso de 5.5 g. En situaciones en las que la presión intraocular está aumentada se puede aumentar el peso del émbolo para conseguir una lectura más precisa. La tonometría de indentación de Schiötz puede dar lugar a errores de lectura con valores de PIO aumentados en casos con rigidez esclerótica aumentada, en hipermetropía o en sujetos con medicación vasoconstrictora. Por contra, obtendremos valores de PIO bajos o disminuidos si rigidez escleral está disminuida, en miopes elevados, enfermos tiroideos, cirugía ocular, osteogénesis imperfecta y, en sujetos en tratamiento con medicación vasodilatadora. Actualmente es una técnica en desuso en nuestro medio.



Figura 7: Tonómetro de Schiötz o de indentación.

El **tonómetro de contacto dinámico, Pascal o DCT** (Dynamic Contour Tonometer) es un tonómetro de contacto. La idea de conseguir una medida de presión que no se viese afectada por las propiedades físicas de la córnea llevó a diseñar un aparato de detección con una curvatura equivalente a la corneal para evitar deformidades geométricas.

La medida indirecta de la presión se fundamenta en la fuerza requerida para deformar en mayor o menor medida la córnea para el cálculo de la PIO. La córnea mantiene su forma, siempre y cuando las presiones a ambos lados de la misma sean iguales (fig. 8). Puesto que la medida se realiza en un momento determinado, la medida es estática, y no permite conocer la variación del valor de PIO en cada momento.



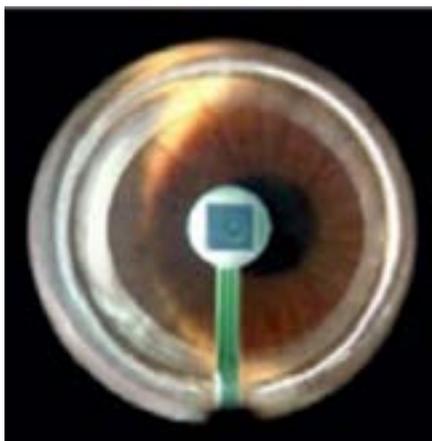
**Figura 8:** Diagrama representativo del modo de funcionamiento del DCT.

El DCT tiene una punta cóncava que cubre sólo la parte central de la córnea, y tiene la misma curvatura (figs. 9 y 10). Al cubrir sólo una parte, se crean unas fuerzas tangenciales que hacen que el radio de la zona cubierta sea mayor que el radio corneal normal. Lleva incorporado un sensor de 1.2mm que genera un peso de 1 gramo. Se registra el valor de PIO como la medida de la diferencia entre la PIO máxima y mínima registrada de la amplitud de pulso registrado. Se requieren al menos dos registros, pero lo ideal sería hacer cinco para una mayor seguridad.

Las medidas realizadas por DCT tienen alta concordancia con las que se obtienen con TAG, la salvedad viene dada por la no influencia paquimétrica de la medida con tonómetro de contorno dinámico.

### 2.3. Tonometría y paquimetría

Carmen Pizzamiglio Martín



**Figura 9:** Imagen del sensor de presión del DCT desde la posición del explorador.



**Figura 10:** Tonómetro Dinámico de Contacto.

El **tonómetro de rebote, ICare®**, es un dispositivo portátil que no requiere uso de anestésico corneal (fig. 11). Lleva a cabo una sucesión de medidas por rebote de un vástago sobre la córnea, la medida es la media de las mediciones efectuadas. Es un método fácil de utilizar por exploradores no experimentados (p. e. personal de enfermería), en pacientes con limitaciones de colaboración (p. e. niños), útil en pacientes con patología corneal, tiene buena reproducibilidad. Las medidas del tonómetro de rebote tienen bastante concordancia con la tonometría de Goldmann, tienen un margen de error respecto a Goldmann entre 0.50-1.50 mmHg, con otras formas de tonometría de aplanación pueden llegar a ser mayores. Por último, al igual que la tonometría de Goldmann también se influye por el espesor corneal central.



**Figura 11:** Tonómetro de rebote, Icare®

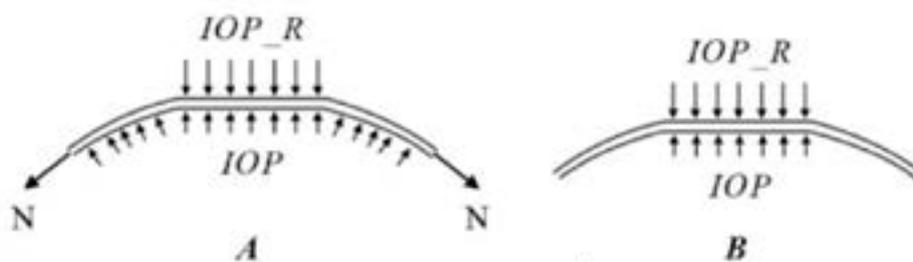
Una mención a la **tonografía**, si bien es un método de medida su utilización en la actualidad está más relacionado con el campo de la investigación. La tonografía realiza un registro de la eliminación de humor acuoso en un periodo de tiempo variable. Se realiza

### 2.3. Tonometría y paquimetría

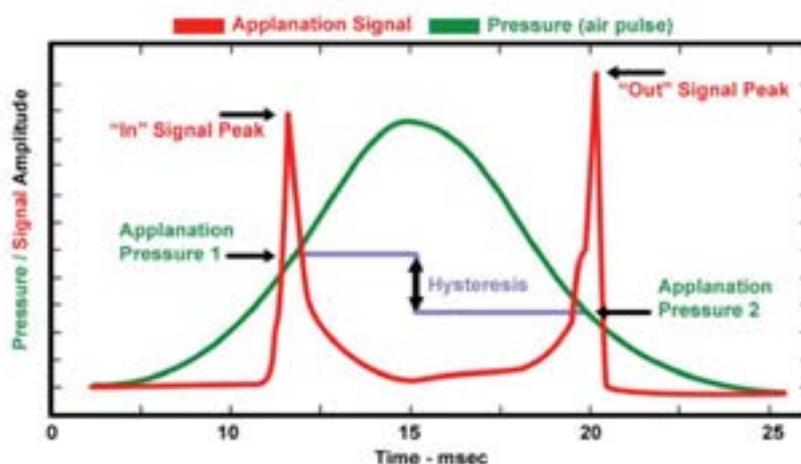
Carmen Pizzamiglio Martín

con un tonómetro Schiøtz electrónico, el cual lleva a cabo un registro de la variación de presión intraocular durante el tiempo de registro que suele estar en torno a cinco minutos. Se obtiene un registro de presión intraocular que muestra las posibles modificaciones existentes en la eliminación de humor acuoso. La facilidad de eliminación de humor acuoso se expresa en microlitros por minuto por mm Hg, estando el valor normal comprendido entre 0.22 – 0.28  $\mu\text{l}/\text{min}/\text{mm Hg}$ .

Por último, el analizado de respuesta ocular, **ORA**<sup>®</sup>. Dispositivo de medida de presión intraocular de no contacto, generando una fuerza y presión sobre la córnea. Este dispositivo determina la PIO y la histéresis corneal por la respuesta corneal a pulsos de aire de 20 ms. El aire produce un desplazamiento corneal y su aplanación tras la cual se produce la recuperación de la curvatura corneal (figs. 12 y 13). Este mecanismo de aplanación bidireccional de la córnea nos permite conocer la histéresis corneal. La comparación de la medida de PIO mediante Goldmann y ORA ha demostrado que la histéresis corneal está influenciada de forma muy sutil por el espesor corneal. Las propiedades corneales se relacionan tanto con el espesor corneal como las propiedades elásticas de la misma, en cuyo principio está basado el ORA.



**Figura 12:** Esquema sobre la distribución de la fuerza que ejerce la PIO sobre la superficie corneal y, la contra fuerza ejercida desde el interior.



**Figura 13:** Gráfica de histéresis corneal.

La medida de PIO por ORA se correlaciona muy bien con tonometría de Goldmann. En ojos normales un descenso del espesor corneal central del 10% significa un descenso de PIO de 0.79 mm Hg según modelos experimentales y, un aumento del 10% se asocia a un aumento de 0.87 mm Hg en la medida de PIO.

## BIBLIOGRAFÍA

- Armaly MF, Rubin ML. Accommodation and applanation tonometry. *Arch Ophthalmol* 1961; 65: 415-423.
- Bechrakis VE. Über den spontanen Druckabfall bei applanatinstonometrie. *Ophthalmologica* 1966; 151: 604-614.
- Cantor L, Fechtner RD, Michael AJ. Introduction to Glaucoma: Terminology, epidemiology and heredity. In: Basic and clinical Science course. Glaucoma. The Foundation of the American Academy of Ophthalmology. San Francisco, 2001. Chapter 10, pp. 12-13.
- Doughty MJ. Human corneal thickness and its impact on intraocular pressure measures: A review and Meta-analysis approach. *Surv Ophthalmol* 2000; 44: 367-408.
- Ehlers N, Bramsen T, Sperling S. Applanation tonometry and central corneal thickness. *Acta Ophthalmol (Copenh)* 1975; 53: 34-43.
- Kanngiesser HE, Kniestedt C, Robert YCA. Dynamic contour tonometry. Presentation of a new tonometer. *J Glaucoma* 2005; 14: 344-350.
- Kaufmann C, Bachamann LM, Thiel MA. Comparison of Dynamic Contour Tonometry with goldmann applanation tonometry. *IOVS* 2004; 45: 3118-3121.
- Liu J, Roberts CJ. Influence of corneal biomechanical properties on intraocular pressure measurement. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31: 146-155.
- LuceDA. Determining the in vivo biomechanical properties of the cornea with an ocular response analyzer. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31: 156-162.
- Maurice DM. A recording tonometer. *Br J Ophthalmol* 1958; 42: 321-335.
- Phelps CD, Phelps GK. Measurements of intraocular pressure: A study of its reproducibility. *Abrecht Von Graefe's Arch Klin Ophthalmol* 1976; 198: 39-43.
- Quigley HA, Langham ME. Comparative intraocular pressure measurements with the pneumatonograph and Goldmann tonometer. *Am J Ophthalmol* 1975; 80: 266-273.
- Shaarawy TM, Sherwood MB, Hitchings RA, Crowston JG. Glaucoma. Medical diagnosis and therapy. Volume one. Saunders Elsevier, 2009.
- Siganos DS, Papastergiou GI, Moedas C. Assessment of the Pascal dynamic contour tonometer in monitoring intraocular pressure in unoperated and eyes after LASIK. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30: 746-751.
- Stamper RL, Lieberman MF, Drake MV. Becker-Shaffer's Diagnosis and Therapy of the glaucomas. 8th edition. Mosby Elsevier, 2009.
- Thornburn W. The accuracy of clinical applanation tonometry. *Acta Ophthalmol (Copenh)* 1978; 56: 1-5.
- Wessels IF, Oh Y. Tonometer utilization, accuracy, and calibration under field conditions. *Arch Ophthalmol* 1990; 108: 1709-1712.
- Whitacre MM, Stein RA, Hassanein K. The effect of corneal thickness on applanation tonometry. *Am J Ophthalmol* 1993; 115: 592-596.