

Consideraciones sobre los principios físicos de la tonometría de aplanación

Jordi Castellví Manent - O.C. nº 4.241 - M. Ángeles Parera Arranz - Jorge Loscos Arenas

La evaluación de la presión intraocular es un factor determinante en el diagnóstico y el manejo del glaucoma. Se utilizan diferentes técnicas para su determinación; las más usadas se basan en la tonometría de aplanación.

Detallamos los principios físicos en los que se sustenta la tonometría de aplanación y justificamos la modificación de las lecturas obtenidas en función de las características fisiológicas de la córnea en la que se hace la medición. Estas modificaciones difieren según la técnica de aplanación utilizada.

PALABRAS CLAVE

Principio de Imbert-Fick, tonometría de Goldman, tonometría de no contacto, neumotonómetro, espesor corneal central, propiedades biomecánicas de la córnea.

ANTECEDENTES

Desde una perspectiva física, la técnica más exacta para determinar la presión intraocular (PIO) es mediante una cánula introducida en cámara anterior conectada a un manómetro. Este método directo implica perforar el globo ocular para poder introducir la cánula (todo un inconveniente). Kohlhaas y otros¹ han realizado un estudio in vivo utilizando esta técnica en pacientes programados para cirugía de cataratas. Aun así, es evidente su nula aplicación clínica para el seguimiento de la PIO; básicamente se reserva para investigación.

La medición de la PIO a través de un dispositivo no invasor se denomina tonometría. El primer método indirecto para determinar la PIO fue la tonometría digital. Con los dedos índice se presiona el globo ocular alternativamente hasta percibir una sensación de fluctuación. Subjetivamente se valora la fuerza mínima necesaria para conseguirlo. Es una técnica muy inexacta y solamente orientativa.

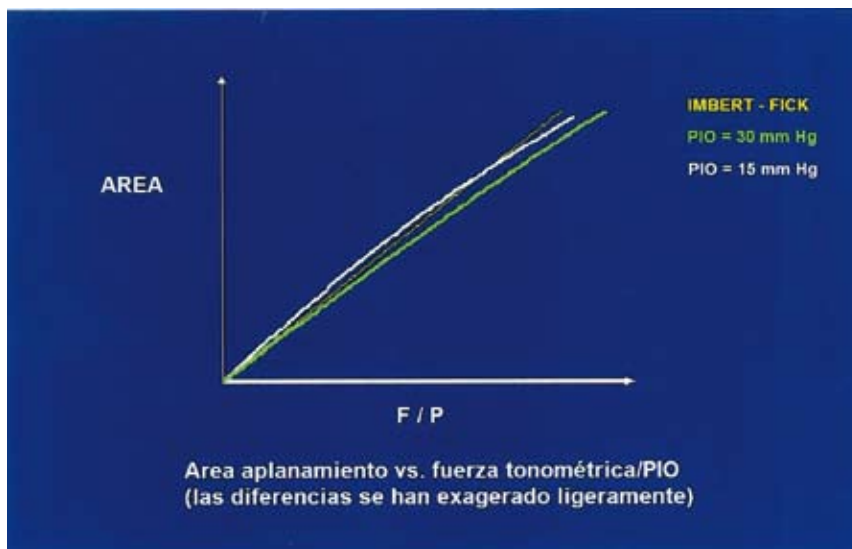


Figura 1. Comparación del principio de Imbert-Fick y con la determinación experimental para dos valores de PIO exactos. El principio de Imbert-Fick es válido para valores bajos de A y F/P.

El primer método indirecto objetivo para determinar la PIO fue la tonometría de indentación. Con el tonómetro de Schiötz un émbolo produce una indentación de la córnea cuya profundidad y volumen dependen de la PIO y de la rigidez escleral. El desplazamiento del émbolo se transmite mediante una aguja a una escala numerada de 0 a 20. El peso del émbolo es de 5,5 g., pudiendo aumentarse a 7,5, 10 y 15 g. El valor de la rigidez escleral puede determinarse realizando dos lecturas con dos pesos diferentes; mediante un nomograma y tablas de conversión

se obtiene el valor de la PIO. Otras tablas relacionan una única lectura con la PIO para un ojo con rigidez escleral media.

TONOMETRÍA DE APLANACIÓN

PRINCIPIO DE IMBERT-FICK

A finales del siglo XIX, Imbert² y Fick³ analizaron las fuerzas que actúan en un ojo simplificado. Su modelo equiparaba el ojo a una esfera ideal, seca y de paredes infinitamente finas, flexibles y elásticas. Determina-

ron que la presión en su interior (**P**) es igual a la fuerza necesaria para aplanar su superficie (**F**) dividida por el área de aplanamiento (**A**).

$$P = F / A$$

Para poder aplicar este principio a la determinación de la PIO se tiene que tener presente que:

- El ojo humano no es una esfera ideal.
- No está seco. El menisco lagrimal disminuye el valor medido de PIO por tensión superficial.
- La córnea tiene un espesor medio de aproximadamente 0,5 mm y tiene su propia elasticidad y rigidez.
- Es un principio empírico que no se ajusta totalmente a la realidad. Es válido para un rango bajo de valores de A y de P/F (Figura 1).

APLANACIÓN CON FUERZA CONSTANTE

Las primeras técnicas de tonometría de aplanación usadas (Tonómetro de Maklakow, Tonomat) aplican una fuerza fija. Así la PIO es inversamente proporcional al área de aplanamiento. La gran fuente de error es la difícil determinación del diámetro aplanado. Actualmente está en desuso.

ÁREA DE APLANACIÓN CONSTANTE

Tonometría de Goldmann (TG)

Goldmann⁴, basándose en sus estudios sobre ojos de cadáveres, modificó el Principio de Imbert-Fick para poder aplicarlo de forma realista al ojo humano. Incorporó la influencia de la lágrima y de la córnea a ese principio, siendo la ecuación resultante:

$$P + E = F / A + S$$

En donde **P** es la presión intraocular, **F** la fuerza necesaria para aplanar su superficie, **A** el área de aplanamiento, **E** el módulo de elasticidad corneal y **S** la fuerza de atracción por tensión superficial de la lágrima.

Goldmann encontró que, para córneas de espesor normal (0,5 mm), los factores E y S se cancelaban para valores de A entre 4,9 y 12,5 mm² (de 2,5 a 4,0 mm de diámetro)

(Figura 1). La ecuación se simplificaba otra vez a:

$$P = F / A$$

Y escogió un diámetro de contacto constante de 3,06 mm (área de 7,35 mm²), porque entonces la PIO en mm Hg es diez veces la fuerza de contacto aplicada en gramos.

Así, el tonómetro de Goldmann se basa en el principio de Imbert-Fick con aplanamiento de un área constante. Va instalado en la lámpara de hendidura y calibrado para que la PIO pueda ser leída en un dial graduado (Figura 2).

Al hacer la medición, el tonómetro en contacto con el ápice corneal desplaza la fluoresceína instalada previamente hacia los bordes (Figura 3) y la imagen observada es la de dos coronas semicirculares debido al diseño del tonómetro (incorpora un biprisma). Si el diámetro aplanado es de 3,06 mm, los bordes internos de las coronas semicirculares se encuentran en contacto (Figura 4). En

ese momento la PIO es directamente proporcional a la fuerza que ha sido necesario aplicar para conseguirlo.

Aunque existen diversas técnicas de tonometría con área de aplanamiento constante (tonómetro de Perkins, Tono-Pen, tonómetro de Draeger, ...), todas se basan en la TG, siendo considerada ésta el "estándar de oro". Se utiliza de preferencia en la mayoría de los centros hospitalarios, además de ser fiable y con poca variabilidad interobservador.^{5,6}

FUERZA Y ÁREA DE APLANACIÓN VARIABLES

Neumotonómetro (TNC) (tonometría de no contacto)

Los neumotonómetros son tonómetros de no contacto automatizados y computarizados; el aplanamiento se consigue con un chorro de aire procedente del eyector situado frente al ojo examinado.

Un colimador produce un haz de rayos paralelos a partir de un LED. Un detector está situado en una posición simétrica del colimador respecto al eje de simetría del ojo.

Cuando la córnea no está aplanada, los rayos paralelos incidentes se reflejan en un haz divergente. Hay



Figura 2. Tonómetro de Goldmann con dial calibrado para la lectura de la PIO.

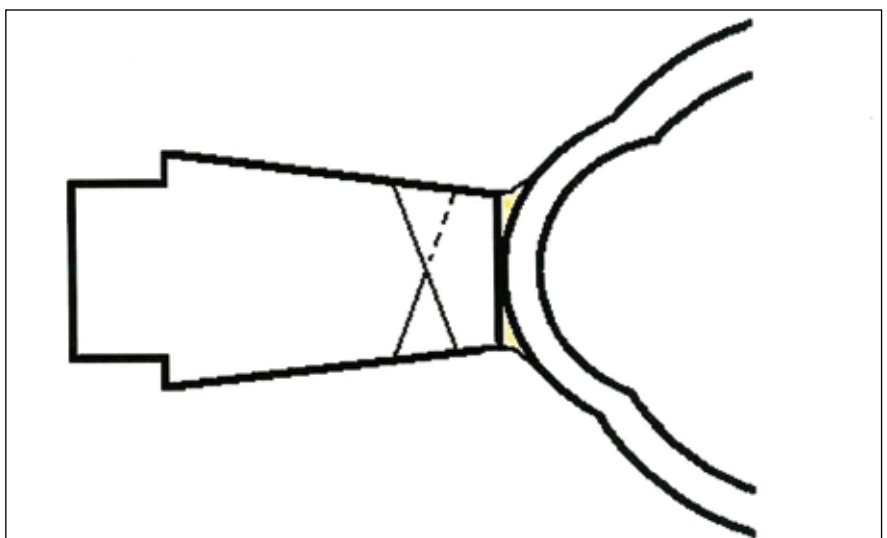


Figura 3. El tonómetro de Goldmann desplaza hacia la periferia la fluoresceína dando lugar a una corona circular de color verde fluorescente al iluminar con luz azul.

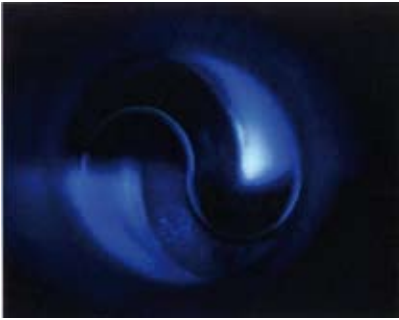


Figura 4. El biprisma incorporado en el tonómetro de Goldmann desdobra la corona circular de la figura 3 en dos semicoronas. Cuando éstas entran en contacto por los bordes internos el área aplanada es de 7.35 mm². Ahí se realiza la lectura de la PIO.

pocos rayos que llegan al detector y la señal eléctrica de éste es baja. Cuando, por efecto del chorro de aire, la córnea está plana los haces reflejados alcanzan al detector obteniéndose la máxima señal. Si la presión es excesiva, la concavidad central que se forma en la córnea desvía los haces luminosos y reduce la señal del detector (**Figura 5**).

El resultado de la PIO se calcula en función de la presión del chorro necesaria para maximizar la señal, del tiempo que tarda en producirse la aplanación de la córnea y de la intensidad de la señal registrada en el detector.⁷⁸

Se recomienda realizar varias lecturas consecutivas y tomar el promedio de los valores obtenidos porque se pueden producir variaciones significativas.

Los estudios comparativos entre el TNC y la TG han encontrado que el primero da mediciones válidas cuan-

do la PIO obtenida está en valores considerados normales, pero son poco fiables en la toma de presiones altas.^{9,10} Además, existen diferencias significativas entre TNC de distintos fabricantes.¹¹

Para poder equiparar las mediciones del TNC con las de la TG hay que tener presente las propiedades corneales, que veremos a continuación.

CONSIDERACIONES SOBRE LAS PROPIEDADES CORNEALES

ESPESOR CORNEAL CENTRAL

El espesor corneal central (ECC) es indicativo de la composición estructural, hidratación y estado metabólico de la córnea. Parece ser independiente de la edad, del sexo y de las dimensiones biométricas del globo ocular, pero existen diferencias interraciales. Los afroamericanos son los que tienen córneas más delgadas. Dentro de la población caucásica el ECC tiene una distribución normal con una gran desviación estándar (sobre $544 \pm 34 \mu\text{m}$, difiere según los estudios).¹²⁻¹⁶

Ya se ha mencionado que el principio de Imbert-Fick presupone paredes finas y que Goldmann asumió un espesor corneal de 0,5 mm. Pero éste indicó que una variación en el espesor corneal podía afectar a la lectura de la PIO, aunque no indicó la magnitud del posible error.

En la tonometría de aplanación se tiene que aplanar no sólo la superficie corneal anterior sino también la su-

perficie corneal posterior. Y la fuerza a aplicar es proporcional al espesor corneal (en córneas gruesas se sobreestima la medida de la PIO y en córneas delgadas se infravalora). Diversos estudios demuestran una correlación significativa entre el ECC y los niveles de PIO.¹⁴⁻¹⁸

Ehlers¹² fue el primero en aplicar un factor de corrección en función del ECC; modificando la PIO en 0,7 mm Hg por cada 10 μm de ECC a partir de un ECC de 520 μm . Otros autores confirman la influencia del ECC y proponen diversas correcciones.^{14,15,18} Actualmente la PIO obtenida mediante la TG se modifica en función del ECC con el factor de corrección tabulado en la **Tabla 1**.¹⁹

Diversos estudios han comprobado que el TNC da una medición de PIO superior a la que se obtiene con la TG en córneas gruesas e inferior en córneas delgadas (sin corregir en función del ECC en todos los casos) (**Tabla 2**)¹⁶ (**Figura 6**)⁹. También han comprobado que estas discrepancias de medición de la PIO entre los dos instrumentos son causadas por el ECC: los valores de ECC afectan más a la medición realizada con el TNC.^{9,10,16, 20, 21} Esta situación da lugar, con el TNC, a más falsos positivos (ECC alto) y también más falsos negativos (ECC bajo).

Para corregir estas discrepancias y poder equiparar las mediciones entre la TG y el TNC, sería conveniente aplicar un factor de corrección por ECC más fuerte que el tabulado en la **Figura 6**. Para las mediciones realizadas con el TNC se debería corregir 1 mm Hg por cada 10 μm . de diferencia de ECC partiendo de un ECC de 510 μm .²¹

CURVATURA CORNEAL

Existe una correlación entre las medidas de la PIO y las medidas queratométricas: a menor radio corneal mayor lectura de PIO,^{9,20} pero esta correlación puede ser no estadísticamente significativa.^{1,20,22}

Pero la medición de la PIO sí se ve afectada por el astigmatismo corneal. Se considera que 4 dioptrías

Tabla 2. Medias de PIO por grupos de espesor corneal central. TNC (tonometría de no contacto). TG (tonometría de Goldmann).

Paquimetría	TNC mmHg	TG mmHg	N.º de ojos
445-510 μm	13,9 DE 3	14,2 DE 2,5	80
511-575 μm	15,3 DE 3	15,4 DE 3	279
576-660 μm	17,3 DE 3	16,6 DE 3	82
Valor de p*	0,000	0,000	
**440-510-511-575	<0,001	0,002	
**440-510-576-660	<0,001	<0,001	
**511-575-576-660	<0,001	<0,001	

* Test de Kruskal-Wallis diferencias en los grupos.

** U de Mann-Whitney diferencias 2 a 2.

DE: desviación estándar.

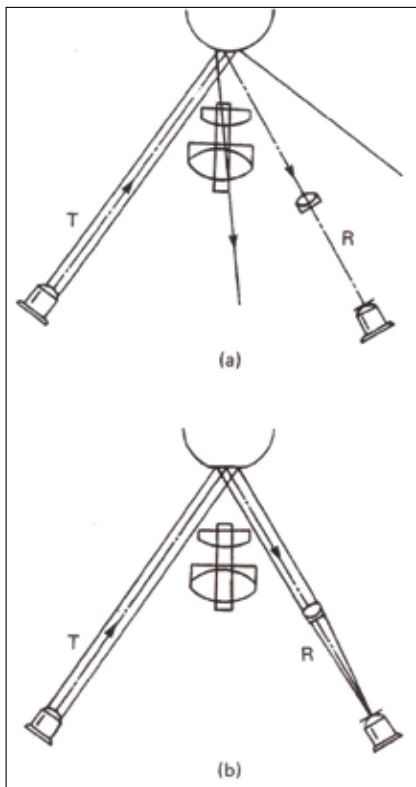


Figura 5. Esquema del funcionamiento del neumotonómetro. T: colimador que produce un haz de rayos paralelos. R: detector. En (a) la córnea no está aplanada y dispersa la luz del colimador, pocos son los rayos que llegan al detector. En (b) la córnea está aplanada por el chorro de aire del eyector, obteniéndose el máximo de señal en el detector.

de astigmatismo corneal modifican la lectura de la PIO con TG en 1 mm Hg. Goldmann diseñó el biprisma rotatorio para poder hacer mediciones en el meridiano corneal más curvo y en el más plano. La lectura de la PIO sería el promedio de estas dos mediciones. De forma alternativa, se puede tomar la PIO a 45° de los ejes principales para compensar el error de lectura.

La incidencia de la curvatura corneal en las mediciones de PIO con el TNC no difiere de la que afecta a la TG; ambas mediciones no son significativamente diferentes, aunque el TNC tiende a dar medidas más altas (principalmente en córneas de menor radio).^{9,16,20}

PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DE LA CÓRNEA

La resistencia corneal a la aplanación varía, además de con el espesor

y la curvatura, con otras propiedades biomecánicas de la córnea. Mencionaremos la elasticidad corneal y la histéresis por ser las propiedades biomecánicas que últimamente se están analizando.

También haremos unas consideraciones de cómo afecta la cirugía refractiva corneal en la medición de la PIO.

Elasticidad corneal

La elasticidad de un material se mide con el módulo de Young (o módulo de elasticidad), siendo el cociente entre el esfuerzo y la deformación.

El módulo de Young de la córnea varía de 0.1 a 0.9 MPa en una población normal²³, siendo el intervalo de confianza del 95% de 0.17 a 0.40 MPa. La media es de 0.29±0.06 MPa.²⁴ Existe una relación lineal entre la tonometría de aplanación y el módulo de Young corneal de 23 mm Hg por cada MPa. Esto implica que el valor obtenido de PIO mediante la tonometría de aplanación podría verse modificado hasta en un ± 5.35 mm Hg si tomamos los extremos del intervalo de confianza anterior.²⁴ Este factor de corrección es incluso superior al que ya se utiliza para el ECC.

Histéresis corneal

La histéresis corneal es una medida de la distensibilidad corneal, es decir, de la capacidad del tejido de absorber y disipar la energía, resultado de las propiedades viscoelásticas de la córnea. Es una característica biológi-

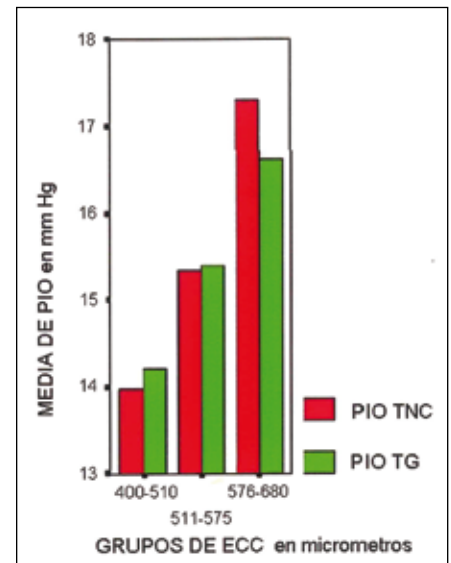


Figura 6. Gráfico de niveles de PIO con TNC (tonometría de no contacto) y con TG (tonometría de Goldmann) por grupos de ECC (espesor corneal central).

ca, permanece constante en los ojos de un mismo paciente, pero difiere significativamente de una a otra persona.

Está relacionada con el estado de las fibras de colágeno corneales e indirectamente con el ECC. Puede llegar a influir en la medición de la PIO con un factor de ±2.3 mm Hg.^{25,26}

Está adquiriendo importancia desde la aparición del Analizador de Respuesta Ocular (ORA; Reichert Ophthalmic Instruments). Se trata de un neumotonómetro en que el chorro de aire aplicado a la córnea primero la aplanará y llega a una ligera concavidad y, después, cortado el flujo de

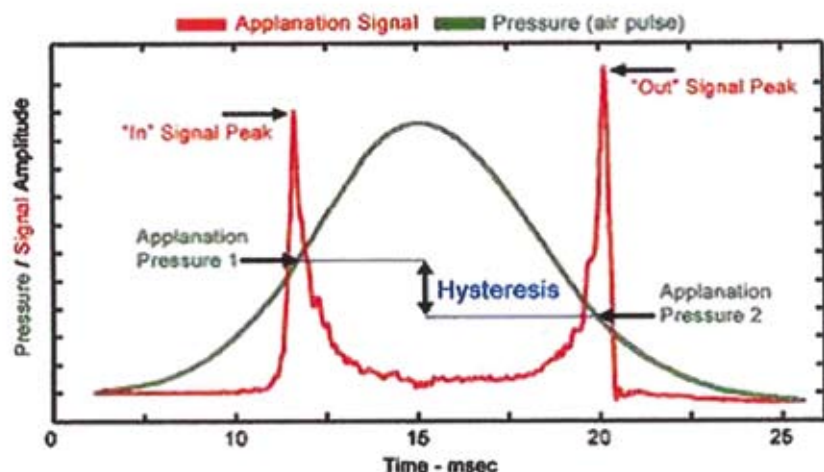


Figura 7. Histéresis corneal. Gráfico y morfología normal de la señal de medida del ORA.



Figura 7. Histéresis corneal. Gráfico y morfología normal de la señal de medida del ORA.

aire, la córnea se recupera pasando por una segunda aplanación. El detector define los dos momentos de aplanación y los relaciona con la presión del eyector. Debido a la amortiguación viscosa de la córnea, las dos aplanaciones se dan con dos valores diferentes de presión. La histéresis corneal es la diferencia entre esas dos aplanaciones (Figura 7)²⁷. Además, el ORA da un valor tonométrico independiente del ECC y la curvatura corneal.

Córneas con cirugías refractivas previas

Cada vez más pacientes están siendo sometidos a cirugía refractiva corneal: LASIK, epiLASIK, LASEK, PRK... En estos ojos los parámetros corneales se modifican y estos cambios afectan a las mediciones de su PIO.

En general, tras la cirugía refractiva corneal se produce una disminución

muy significativa en la lectura de la PIO²⁷⁻²⁹ (de alrededor del 30% del valor inicial de la PIO). Esta reducción está asociada a la disminución del grosor y del volumen inducido por la cirugía, así como a la extensión del tratamiento realizado (ya que afecta a la elasticidad corneal). Puede ser del orden de 0.5 mmHg por dioptría miópica corregida.²⁹

Se han determinado ecuaciones de regresión para calcular la PIO postoperatoria "real" en función del ECC y de la queratometría.¹⁹ Aunque estas ecuaciones son estadísticamente significativas, su coeficiente de regresión no es lo suficientemente elevado para po-

der ser consideradas suficientemente precisas.

CONCLUSIONES

Conocer los principios físicos en los que se basa la tonometría de aplanación ayuda a modular los valores de PIO obtenidos y así aproximarlos a los reales (los que se podrían obtener canulando el ojo y midiendo con un manómetro).

En consecuencia, el valor obtenido de PIO en la tonometría de aplanación se tiene que modificar en función de las propiedades corneales del ojo en el que se hace la medición. Y la modificación difiere según la técnica de tonometría realizada. ●

BIBLIOGRAFÍA

- Kohlhass M, Boehm AG, Spoerl E, Pürsten A, Grein HJ, Pillunat LE. Effect of central corneal thickness, corneal curvature, and axial length on applanation tonometry. *Arch Ophthalmol*. 2006 Abr; 124(4):471-6.
- Imbert, A. Theorie sur ophthalmotonometre. *Arch Ophthalmol (Paris)*, 1885; 5:358-363.
- Fich, A. Ueber Messung des Druckes im Auge. Aech fur Die Gesamte Physiologie des Menschen & der Thiere, 1888; 42:86-90.
- Goldmann H, Schmidt TH. Über applantations-tonometrie, *Ophthalmologica* 1957; 134:221-242.
- Pérez Camacho F, Gutiérrez Sevilla MA, Royo Sans M. Curso breve de lámpara de hendidura, oftalmoscopia, tonometría, funduscopia y gonioscopia, *Actas de la Sociedad Española de Enfermería Oftalmológica*, 2004; (1)
- Bucci M. Tonometría. Ventajas e inconvenientes de los diferentes instrumentos, *Glaucomaworld*, 1997 Oct; (8)
- Plagwitz KU, Lemke K. New measuring method of non-contact tonometry, *Klin Monatsbl Augenheilkd* 1999 Ene; 214 (1): 40-3.
- Kempf R, Kurita Y, Iida Y, Kaneko M, Mishima HK, Tsukamoto H, Sugimoto E. Understanding eye deformation in non-contact tonometry. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2006; 1:5428-31.
- Sánchez-Tocino H, Bringas-Calvo R, Iglesias-Cortijas D. Estudio comparativo entre el neumotonómetro de no contacto Canon TX-10 y el tonómetro de Goldmann. *Arch Soc Esp Oftalmol* 2005 Nov;80 (11)
- Lawson-Kopp W, DeJong A, Yudovitch L, Williams S, Kohl P, Volton RL. Clinical evaluation of Keeler Pulsair 3000 non-contact tonometer. *Optometry*, 2002 Feb; 73(2):81-90
- Brencher HL, Kohl P, Reinke AR, Volton RL. Clinical comparison of air-puff and Goldmann tonometers. *J Am Optom Assoc*, 1991 May; 62(5):395-402
- Ehlers H, y otros. Applanation tonometry and central corneal thickness, *Acta Ophthalmol* 1975; 53:34-43.
- Argus, W. Ocular hypertension and central corneal thickness. *Ophthalmol*, 1995; 102:1810-1812.
- Stodmeister R. Applanation tonometry and correction according to corneal thickness. *Acta Ophthalmol Scand*. 1998 Jun;76(3):319-24.
- Doughty MJ, Zaman ML. Human corneal thickness and its impact on intraocular pressure measures: a review and meta-analysis approach. *Surv Ophthalmol*. 2000 Mar-Apr;44(5):367-408.
- Sánchez-Tocino H, Bringas-Calvo R, Iglesias-Cortijas D. Correlación entre presión intraocular, paquimetría y queratometría en una población normal. *Arch Soc Esp Oftalmol* 2007 May; 82(5):267-72.
- Ehlers N, Hansen FK, Aasved H. Biometric correlations of corneal thickness. *Acta Ophthalmol (Copenh)*. 1975 Sep;53(4):652-9.
- Gunvant P, O'Leary DJ, Baskaran M, Broadway DC, Watkins RJ, Vijaya L. Evaluation of tonometric correction factors. *J Glaucoma* 2005 Oct; 14(5):337-43.
- Noticias de investigación. Una fórmula matemática puede ayudar en el control de la PIO tras cirugía LASIK. *Gaceta Óptica*, 2005 Oct; 397:34-35.
- Matsumoto T, Makino H, Uozato H, Saishin M, Miyamoto S. The influence of corneal thickness and curvature on the difference between intraocular pressure measurements obtained with a non-contact tonometer and those with a Goldmann applanation tonometer. *Nippon Banka Gakkai Zasshi*. 2000 May; 104(5): 317-23.
- Gräf M. Significance of the corneal thickness in non-contact tonometry. *Klin Monatsbl Augenheilkd*. 1991 Sep; 199(3): 183-6.
- Li Q, Li M, Fan Z, Wang N. The influence of central corneal thickness and corneal curvature and axial length on the measurement of intraocular pressure. *Yan Ke Xue Bao*, 2002 Set; 18(3):176-80.
- Liu J, Roberts CJ. Influence of corneal biomechanical properties on intraocular pressure measurement. *Quantitative analysis. Journal of Cataract & Refractive Surgery* 2005 Ene; 31(1):146-155
- Hamilton KE, Pye DC. Young's modulus in normal corneas and the effect on applanation tonometry. *Optom Vis Sci*, 2008 Jun; 85(6):445-450.
- Broman AT, Congdon NG, Bandoen-Roche K, Quigley HA. Influence of corneal structure, corneal responsiveness, and other ocular parameters on tonometric measurement of intraocular pressure. *J Glaucoma*. 2007 Oct-Nov;16(7):581-8.
- Hager A, Schroeder B, Sadeghi M, Grossherr M, Wiegand W. The influence of corneal hysteresis and corneal resistance factor on the measurement of intraocular pressure. *Ophthalmologie*. 2007 Jun;104(6):484-9
- Benítez del Castillo J, Belda JI. Glaucoma y cirugía refractiva. Sevilla: Sociedad Española de Oftalmología, 2008
- Bilbao-Calabuig R. PIO y LASIK. *Arch Soc Esp Oftalmol*, 2004 Ago; 79(8)
- Montés-Micó R, Charman WN. Intraocular pressure after excimer laser myopic refractive surgery. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2001 May; 21(3):228-35