

S U P E R F I C I E O C U L A R
S U P E R F I C I E O C U L A R
S U P E R F I C I E O C U L A R
S U P E R F I C I E O C U L A R
S U P E R F I C I E O C U L A R

Tonometría: nuevas Tecnologías para nuevas situaciones

Dr. José Pinós Rajadel

Unidad de Glaucoma (Hospital General Universitario de Valencia)

ÍNDICE

1. Introducción.....	3	7. Tonometría de rebote.....	13
2. Situación actual.....	6	8. Tonometría de contorno.....	15
3. Desarrollos tecnológicos actuales en Tonometría		9. Analizador de respuesta ocular (ORA).....	17
4. Glaucoma Tools.....	8	10. Conclusiones.....	20
5. Tonometría de Fosfenos.....	10		
6. Tonometría transpalpebral.....	11	■ Bibliografía.....	21

Resumen

La creciente población de intervenidos de cirugía refractiva corneal hace que las clásicas estimaciones de los creadores de la tonometría no sean hoy válidas, provocando importantes errores en los resultados.

Recientes estudios multicéntricos masivos han demostrado que la paquimetría corneal central es un parámetro fundamental a considerar, que no puede ni debe ser ignorado en la valoración del glaucoma.

El oftalmólogo debe saber obtener la mejor medida posible de la Presión Intraocular (PIO) y, sobre todo, debe interpretarla en su justo término. Existe un amplio desacuerdo entre los investigadores acerca de los algoritmos de corrección adecuados y suficientemente validados.

Mientras la situación se encuentra en este estado, los oftalmólogos clínicos no pueden utilizar los datos obtenidos de forma fiable. Las nuevas tecnologías, que hoy presentamos, permitirán concretar de forma precisa la presión intraocular “real” sin tener que depender de factores de corrección de utilidad práctica compleja.

1. INTRODUCCIÓN

Cuando en la reunión anual de 1826 de la British Medical Association, Sir William Bowman insistió en la importancia de la medida de la tensión ocular para el diagnóstico de las enfermedades del ojo, explicó a todos los asistentes que era preciso determinarla “cuando el paciente se queja de visión defectuosa... debemos comprobar desde el primer momento la tensión a la que se encuentra el ojo... Es suficientemente fácil estimar la tensión del ojo, aunque hay formas correctas e incorrectas de hacer una cosa tan simple... Como médicos que somos, nuestro tacto es ya un sentido educado, y un poco de práctica debe bastar para aplicarlo de forma exitosa al ojo”.¹

Laboratorios Thea publica íntegramente los manuscritos recibidos de sus legítimos autores, sin introducir modificaciones en los mismos, y por ello no se hace responsable de las opiniones e informaciones contenidas en los artículos.

Edita: Domènec Pujades. © Artículo: Dr. José Pinós Rajadel. © Revista Laboratorios Thea.

Todos los derechos reservados. No se permite reproducir, almacenar en sistemas de recuperación de la información ni transmitir alguna parte de esta publicación, cualquiera que sea el medio empleado (electrónico, mecánico, fotocopia, grabación, etc.), sin el permiso previo del titular de los derechos de la propiedad intelectual.

Impresión: Eurográfica Sant Vicenç - Depósito legal: B-26698/2007. ISSN: 1887-8342

Poco después, la tonometría digital se impuso como una habilidad que todo oftalmólogo debía dominar.

Pero esta no es, ni con mucho, la primera referencia a la tonometría.

En el siglo X, el cirujano árabe At-Tabari ya menciona que la presión elevada del ojo es causa de enfermedad y la determina palpando sobre el párpado superior cerrado. Luego tenemos noticia de Sams-ad-Din, médico de El Cairo, que también la valoraba mediante la palpación sobre el párpado cerrado.

Al aparecer los primeros tonómetros mecánicos a finales de los 1800, la mayor parte de oftalmólogos los consideraron inútiles, ya que veían su estimación digital mucho más refinada. En 1860, Donders fue el primero en diseñar un tonómetro que estimaba (no medía ni de lejos) la presión ocular. (Figura 1.) Este tonómetro se apoyaba sobre la esclerótica produciendo una indentación en su curvatura, midiendo la relación de esta indentación sobre el plano de la superficie de referencia. Las medidas se tomaban en 1/20 de pulgada.

El modelo de Albrecht von Graefe de Berlín (1863) era mucho más aparatoso y se apoyaba sobre la frente del paciente, para luego indentar la esclerótica. (Figuras 2 y 3.)



Fig. 1. Tonómetro de Donders (1860).

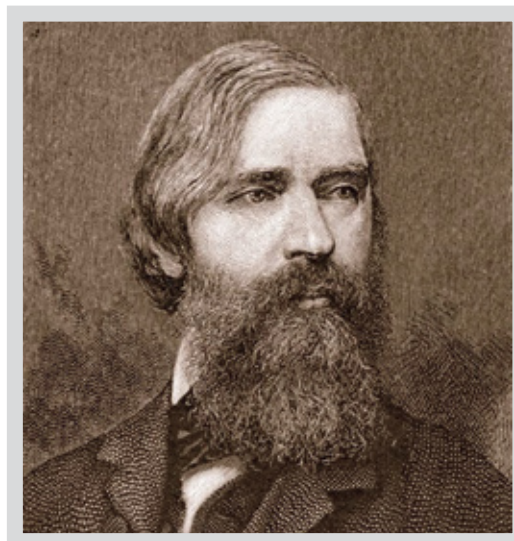


Fig. 2. Albrecht von Graefe (1828-1870).



Fig. 3. Tonómetro de Von Graefe (1863).

El tonómetro de Lazerat (1880) fue el primero en considerar la presión aplicando una indentación directamente sobre la córnea.

En 1867, Adolf Weber diseñó el primer tonómetro de aplanación. No obstante, no causó gran impacto y la mayoría de oftalmólogos continuaron con el método de la indentación corneal o escleral, que fue el estándar hasta más allá de los 1900. En 1872, oftalmólogos del prestigio de Snellen y Landolt criticaron de forma severa los nuevos procedimientos, recomendando el uso de la palpación.

Con posterioridad, en 1885, Alexei Maklakov presentó su versión de la tonometría de aplanación, que es la base de la actual tonometría de aplanación, y que aún se usa (poco), con pocas variaciones. (Figura 4.) En este tipo de tonómetro la fuerza de aplanación es fija (depende del peso usado) y varía el área de aplanación, que se determina mojando el peso con un colorante que luego se traspasa a un papel secante, donde luego se compara con una tabla de áreas de diferente tamaño para calcular la presión.



Fig. 4. Tonómetro de Maklakov (1892).

Hjalmar Schiøtz fue el diseñador del primer tonómetro realmente útil en la clínica oftalmológica diaria.

El tonómetro de indentación de Schiøtz (1905) tiene un mecanismo sencillo (como todas las cosas interesantes) y relativamente preciso. Rápidamente se convirtió en el procedimiento estándar para la medida de la presión ocular. (Figura 5.)

Quedaba pendiente el tema de la rigidez escleral, ya que, aunque pequeño, el volumen de desplazamiento provocado por el tonómetro de indentación de Schiøtz influye de forma importante en la determinación de la presión ocular.



Fig. 5. Tonómetro de Schiøtz (1905).

El desarrollo por Hans Goldmann en Berna del tonómetro de aplanación en 1954 terminó con este problema. (Figura 6.) El tonómetro de Goldmann desplaza un volumen de fluido mínimo, con lo que la variación en la rigidez escleral es prácticamente inapreciable.²



Fig. 6. Hans Goldmann (1899-1991).

La tonometría de aplanación de Goldmann es el estándar de medida actual, ya que solventó la práctica totalidad de los problemas de medida presentados hasta el momento.

Pero, aunque solucionó muchos de los problemas, aún quedan más...

2. SITUACIÓN ACTUAL

Aunque hoy sabemos que la Presión Intraocular (PIO) no es la causa del glaucoma, y la consideramos como un factor de riesgo importante pero no único, en la génesis de la enfermedad sigue siendo el parámetro más importante no sólo para el diagnóstico, sino para el control de la progresión de la enfermedad y de su respuesta a nuestro tratamiento.

Por lo tanto, es indispensable que nos fijemos de los resultados que obtenemos con nuestras medidas.

El estándar actual de tonometría es la tonometría de aplanación de Goldmann, realizada en una lámpara de hendidura.

Desde el estudio de Leydhecker en 1958,³ que midió la PIO a 10.000 sujetos normales, mediante un tonómetro de Schiötz, consideramos que la PIO estadísticamente normal varía de 9 a 21 mmHg (media: 15.50 ± 2.57 mmHg). Este valor presenta fluctuaciones normales diarias y estacionales. La distribución de la PIO en la población normal se comporta como una campana de Gauss asimétrica, desplazada levemente hacia los valores más elevados. En las edades medias la asimetría de la distribución es aún mayor. Más de un 3% de la población de sujetos sanos presentan una PIO superior a 21 mmHg, sin apreciarse ningún tipo de lesión glaucomatosa en sus nervios ópticos.

Cuando Hans Goldmann² diseñó la tonometría de aplanación, admitió que la modificación de la Ley de Maklakov-Fick, también llamada Ley de Imbert-Fick, era aplicable de forma prácticamente absoluta al ojo humano.

Esta ley dice que una fuerza externa (F) aplicada contra una esfera es igual a la presión en el interior de la misma (P) multiplicada por el área (A) aplanada por dicha fuerza.

Ley de Imbert-Fick

$$F = P * A$$

La aplicación de la Ley de Imbert-Fick al diseño teórico de la tonometría de aplanación presenta varios problemas:

- Está pensada para esferas perfectas. La córnea es esférica y no una esfera geoméricamente perfecta, siendo más curva en el área central y más plana en la periferia.
- Está pensada para membranas infinitamente finas. La córnea tiene un grosor definido de aproximadamente 550 μm , y la variación de grosor en el área de medida interfiere de forma sustancial en los resultados de la medición.
- Está pensada para membranas secas. La córnea está cubierta por la película lagrimal, que ejerce una tensión superficial dinámica sobre ella y sobre el cono de aplanación.
- Está pensada para esferas perfectamente elásticas y flexibles. Los tejidos oculares no satisfacen este criterio, ya que presentan una rigidez propia significativa, independiente de la PIO.
- Está pensada para esferas con propiedades elásticas homogéneas. La córnea, el limbo esclero-corneal y la esclerótica no comparten, ni de lejos, similares propiedades biomecánicas.⁴⁻⁶

Goldmann pensó que las variaciones en la paquimetría corneal central eran bastante raras, excepto en determinadas alteraciones corneales, y aceptó una paquimetría central “estándar” de 500 μm , aunque reconoció que, al menos teóricamente, el grosor corneal podría influir en las medidas obtenidas.

Goldmann aceptó que, aplanando un área corneal externa de un diámetro de 3.06 mm, las fuerzas de atracción al cono de aplanación, el volumen de líquido desplazado y la rigidez tisular prácticamente se neutralizaban. Por tanto estableció el área de aplanación en esta medida, que es la que hoy, 52 años después, seguimos usando como estándar.^{7,8}

En la actualidad, el volumen de pacientes intervenidos con cirugía refractiva corneal ablativa es enorme y aumenta día a día. En todos estos individuos el control tonométrico no podrá realizarse con métodos convencionales como la tonometría de aplanación de Goldmann, ya que el grosor corneal central dará cifras de PIO, que pueden ser infraestimadas de forma importante.

Por suerte, y como en El Señor de los Anillos, nos encontramos en “la calma que precede a la tempestad”. La mayor parte de los pacientes intervenidos son individuos jóvenes, que en su mayoría aún no han entrado en el grupo de edad en el que el glaucoma es muy frecuente..., pero ya llegarán.

Disponemos de un período de tranquilidad en el que el número de pacientes intervenidos que padecen glaucoma es relativamente moderado, pero en un futuro próximo este número aumentará de forma considerable.

En este tiempo debemos desarrollar y adaptar la tecnología para que la medida de la PIO pueda seguir siendo un parámetro fiable en el control del glaucoma, u olvidarnos de ella y buscar otras opciones de control (vg. campimetrías rápidas o análisis morfológicos del nervio óptico).

3. DESARROLLOS TECNOLÓGICOS ACTUALES EN TONOMETRÍA

Ante esta situación, están apareciendo nuevas tecnologías, o adaptaciones de tecnologías previas, que buscan obtener medidas de la PIO lo más reales posibles, no afectadas por los cambios corneales, o de forma más sencilla, para permitir el uso de los dispositivos por los propios pacientes, o aportándonos valores añadidos, con nuevos parámetros, como la APO (Amplitud de Pulso Ocular) o la histéresis corneal.

A continuación revisaremos algunas de las recientes opciones de las que ya disponemos en la actualidad.

4. GLAUCOMA TOOLS

Existen multitud de algoritmos de corrección y fórmulas de cálculo que permiten adaptar la medida de PIO obtenida mediante tonometría convencional a la supuesta PIO real, modificada por factores diversos (fundamentalmente el grosor o la elasticidad corneal).

Hace ya unos años, en el 2002, desarrollé un programa en Visual Basic que permite el cálculo de la PIO ajustada al grosor corneal obtenido después de la cirugía refractiva con LASIK. (Figura 7.)



Fig. 7. Pantalla de arranque del programa Glaucoma Tools 2.0 desarrollado por José Pinós. Desde ella se puede acceder a las diferentes opciones del software [Cálculo de la PIO objetivo según los criterios de la Sociedad Europea de Glaucoma; Ajuste de la PIO tras Cirugía refractiva con LASIK; Análisis morfológico del disco óptico y configuración del Sistema].

Este conjunto de utilidades informáticas calcula la PIO objetivo para un paciente dado según los criterios de la Sociedad Europea de Glaucoma (que siguen vigentes en la actualidad), obtiene la estimación de la PIO ajustada tras cirugía LASIK y facilita el análisis morfológico del disco óptico, con la adaptación de las medidas obtenidas en la lámpara de hendidura con multitud de lentes de exploración de diferentes aumentos.

En el módulo del software que nos ocupa se puede, aplicando los algoritmos de corrección disponibles entonces (fundamentalmente basados en la ya clásica ecuación de Charles R. Munneryn de cálculo de la profundidad de ablación corneal en cirugía refractiva láser según zonas ópticas y equivalentes esféricos), ajustar la PIO obtenida mediante tonometría de aplanación de Goldmann o con el TonoPenXL.^{9, 10} (Figura 8.) En la fórmula desarrollada por Munneryn la profundidad de ablación (en micras) por dioptría de cambio refractivo es igual al cuadrado de la zona óptica de ablación (en milímetros), dividido por tres. Por ejemplo, para una zona óptica de 6 mm la ablación por dioptría corregida sería de 12 micras ($6^2/3= 12$). No debemos confundir la zona óptica con la zona de transición, ya que al añadir la zona de transición hace que la zona óptica sea algo más profunda.



Fig. 8. Ventana del programa Glaucoma Tools 2.0 de Ajuste de PIO tras Cirugía refractiva con LASIK. En ella se pueden introducir los datos conocidos del paciente para calcular la estimación de la PIO, según las dos fórmulas, sencilla o completa.

Nunca olvidemos que lo que obtenemos con este tipo de fórmulas es una estimación de la profundidad de ablación y no un resultado exacto. Se aplican dos fórmulas diferentes, con dependencia de los datos disponibles.

Si conocemos la profundidad de la ablación realizada y el tamaño de la zona óptica (porque hemos sido nosotros quienes hemos realizado el procedimiento) podemos usarlos en una fórmula completa, obteniendo unos resultados más ajustados según los métodos al uso.

Si no disponemos de estos datos (porque el paciente fue intervenido en otro lugar), podemos, no obstante, incluso con una estimación del equivalente esférico corregido (creencia del defecto refractivo previo por el paciente), obtener una estimación de la PIO real usando una fórmula sencilla en la que según estos datos se calcula la ablación corneal realizada.¹¹

Los resultados deben ser tomados como lo que son, estimaciones teóricas de la supuesta PIO real calculadas según fórmulas desarrolladas por autores diversos, y que no deben, en ningún caso, ser consideradas como la verdad absoluta e irrefutable, pudiendo orientar al oftalmólogo en el tratamiento de su paciente, pero no representar un axioma definitivo que establezca su criterio.

5. TONOMETRÍA DE FOSFENOS

Cuando la gente se acercaba a la pequeña mesa situada a la salida del día de Subespecialidad de Glaucoma del Congreso de la Academia Americana de Oftalmología celebrado en Dallas el 21 de octubre de 2000, el comercial insistía: “No, no son bolígrafos; son tonómetros”.

Siete años después, el tonómetro de fosfenos sigue estando en pequeñas mesas y no ha acabado de consolidarse como una opción cómoda, y sobre todo barata (*o no tanto ya que está a la venta por aproximadamente 100 \$*), de medir la PIO.

El monitor de presión ocular Proview™, inventado por Bernard B. Fresco, un optometrista de Toronto y comercializado por Bausch & Lomb, se basa en el principio de que una presión aplicada sobre la esclerótica, a través del párpado, genera un fenómeno visual entóptico percibido por el paciente como un fosfeno. Un fosfeno es un fenómeno óptico interno debido a la persistencia retiniana que se traduce por la sensación de ver una luz o por la aparición de manchas en el campo visual. Los fosfenos pueden ser causados por la estimulación mecánica, eléctrica o magnética de la retina o del córtex visual, así como por la destrucción de células a cualquier nivel del sistema visual.

La presión umbral para la creación de un fosfeno nos puede aportar una estimación de la PIO.

El PROVIEW es un tonómetro basado en este principio que fue aprobado por la FDA. Consiste en un pequeño instrumento de tamaño similar al de un bolígrafo, con un mecanismo interno de resorte. La punta del tonómetro se presiona sobre el párpado superior cerrado, y la presión ejercida se lee en una escala lateral en el instrumento, cuando el paciente percibe el fosfeno. (Figura 9.)

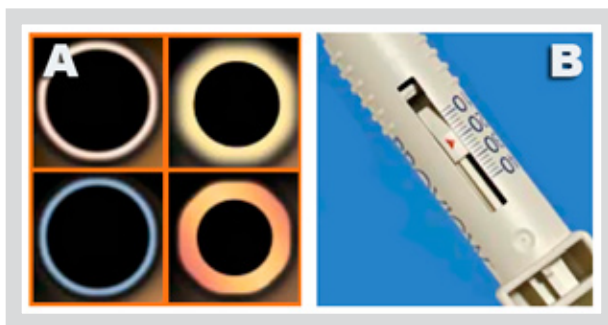


Fig. 9. Tonómetro ProView™ de fosfenos.
A: Varias modalidades de la percepción de fosfenos provocados por el tonómetro.
B: Escala de lectura de la PIO en el tonómetro ProView.

El método del fosfeno presenta varias ventajas teóricas sobre la tonometría de Goldmann:

- Es sencillo. Puede ser usada sin un aprendizaje complicado (incluso lo puede aprender el propio paciente y medirse la PIO en su domicilio).
- Es barato.
- No requiere uso de anestésicos, fluoresceína.

- No requiere el contacto directo con la córnea. Puede ser útil en pacientes con anomalías corneales (vg. queratoplastias, edema corneal, astigmatismos elevados, cicatrices corneales o cirugía refractiva previa).

El fabricante lo recomienda para que el paciente se mida la PIO y pueda aportar al oftalmólogo curvas diarias de presión, e incluso gráficas de evolución a lo largo del tiempo, en plantillas que se le suministran junto con el aparato; que puede ser comprado a través de Internet por quien lo desee. Así el aparato puede servir para que el paciente ansioso pueda realizar cuantas medidas de su PIO estime razonables.¹²⁻¹⁴

Sin embargo, la precisión del instrumento es objeto de duda justificada.^{15, 16} Está demostrado que, aunque la medida del PROVIEW es bastante reproducible entre casos y pacientes, no se correlaciona de forma significativa con la PIO, presentando grandes discrepancias.

La PIO medida en 86 pacientes con tonometría de Goldmann, TONOPENXL y PROVIEW fue posteriormente relacionada con las paquimetrías centrales¹⁷, demostrando que la PIO obtenida con el PROVIEW fue significativamente menor que la medida con los otros dos métodos, y que las variaciones en la paquimetría no contribuyeron a estas diferencias, existiendo gran cantidad de falsos positivos.¹⁷

A día de hoy, el tonómetro de fosfenos no ha sido comercializado en España, por algo será...

6. TONOMETRÍA TRANSPALPEBRAL

El tonómetro transpalpebral DIATON TGDc-01 “PRA”[®], comercializado por BiCOM Inc. y manufacturado por la empresa de la Federación Rusa, Ryazan State Instruments, recientemente aprobado por la FDA en el 2006, es un pequeño dispositivo portátil (de tamaño similar al TONOPENXL) que permite la medida de la PIO a través del párpado superior, sin necesidad de anestesia tópica, recomendado, según los fabricantes y la dirección científica de Arcady Nesterov, académico de la Academia Rusa de Ciencias Médicas, para las medidas de screening masivo de población, en niños o pacientes de difícil movilización, o las realizadas por los propios pacientes en su domicilio. (Figura 10.)

Esta modalidad tonométrica recupera la palpación a través del párpado superior para determinar la presión del ojo. La palpación a través del párpado nos da una estimación muy variable de la PIO, y en la oftalmología actual prácticamente está abandonada, ya que existe gran cantidad de factores que pueden influirla (tono palpebral, dureza de la placa tarsal, espasmos musculares, posición relativa del globo ocular, etc.), sin descartar la enorme subjetividad de la misma (para cada oftalmólogo la misma PIO, puede ser hipertensión, normal o hipotensión)¹⁸⁻²⁰.

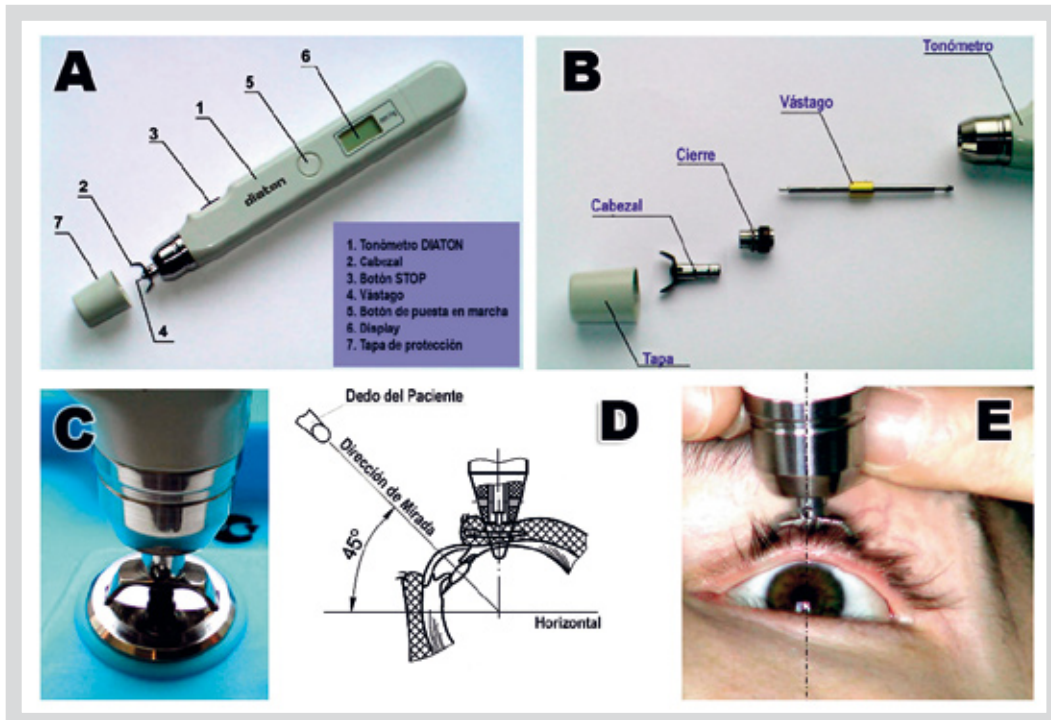


Fig. 10. Tonómetro transpalpebral Diaton TGDc-01®. A: Partes del tonómetro TGDc-01. B: Despiece del mecanismo de apoyo y medida de PIO. C: Calibración del tonómetro. D: Esquema de la posición de medida (Es crítico que la posición de mirada del paciente sea aproximadamente de 45°). E: Medida de la PIO usando el tonómetro TGDc-01.

No obstante, la PIO fluctúa, existiendo tres tipos de oscilaciones a considerar:

- Pulsación ocular. Con una amplitud de 0.50 a 2.50 mmHg.
- Fluctuación respiratoria. Varía de 0.00 a 1.00 mmHg.
- Ondas de tercer orden de Traube-Hering (oscilaciones en la presión y velocidad de flujo sanguíneos con una frecuencia aproximada de 6 a 10 ciclos por minuto), que varían de 0.00 a 2.50 mmHg.

Las fluctuaciones rítmicas de llenado sanguíneo y los cambios casuales de tono muscular explican las diferencias en las sucesivas medidas durante una tonometría.

El tonómetro transpalpebral usa un principio balístico dinámico para basar la medida en la reacción elástica durante la proyección sobre el párpado superior de un objeto (vástago metálico) de peso conocido en caída libre. Para neutralizar la influencia del tono palpebral se comprime un área de un diámetro de 1.50 mm, para hacer que el párpado en realidad actúe como un mecanismo de transmisión de la fuerza externa ejercida.

La medida se efectúa de forma prácticamente instantánea, con lo que podemos desechar las fluctuaciones de PIO, por los ritmos cíclicos o casuales, que tanto afectan a la tonometría de aplanación. Según el fabricante se acepta un error en la medida de ± 2 mmHg cuando la PIO está entre 5 y 20 mmHg, y de ± 10 mmHg si la PIO se encuentra entre 20 y 60 mmHg, lo que supone un margen de error amplio, sobre todo en la franja de PIOs que más nos interesa.

Entre las ventajas de la tonometría transpalpebral se encuentran:

- El paciente no ve la aproximación del tonómetro, con lo que no aumenta el tono de la musculatura palpebral en el momento de la medida, lo que incrementa la PIO.
- No existe contacto del tonómetro con la superficie ocular externa. La transmisión de infecciones (bacterias, virus, etc.), debida a una mala esterilización del cono de aplanación, no es un problema.
- No existe problema para la medida en casos de erosiones corneales, conjuntivitis, etc. Por otro lado, no nos permite la medida en caso de enfermedades palpebrales, cicatrices, etc. o lesiones esclerales o conjuntivales en la zona de medida.
- No se ve influenciada por el grosor corneal (vg. Pacientes intervenidos de cirugía refractiva corneal, queratoconos, edemas corneales, etc.).²¹
- No es preciso el uso de anestésicos tópicos.

Comparando cuatro sistemas de tonometría, el de aplanación de Goldmann, el TonopenXL, el de rebote y el transpalpebral en 103 sujetos, sanos y glaucomatosos, demostraron una buena correlación entre los tres primeros, mientras que la tonometría transpalpebral demostró cifras consistentemente menores.²² De acuerdo a lo anterior, la tonometría transpalpebral no ha demostrado de forma fehaciente la precisión de su medida de la PIO, quedando por tanto en espera de estudios clínicos que la demuestren de forma segura e inequívoca, debiendo ser considerado únicamente una herramienta de screening para uso por personal cualificado.²³

7. TONOMETRÍA DE REBOTE

La tonometría de rebote se ha publicitado como un sistema fácil de medir la PIO sin necesidad de usar anestésicos, con lo que sería de especial interés en médicos generales, ópticos u optometristas, o incluso los propios pacientes, o en casos difíciles de tomar la medida, como en niños, adultos no cooperadores o deficientes psíquicos. Incluso existe una versión del tonómetro iCARE® especial para oftalmología veterinaria para su uso en animales, que incluye diferentes tablas para adaptarlo a la especie estudiada (gatos, perros, caballos).²⁴ (Figura 11.)



Fig. 11. Tonómetro iCare®. Uso en oftalmología veterinaria para la determinación de la PIO en animales, sin necesidad de anestésicos locales.

El tonómetro de rebote iCARE[®] ha sido desarrollado por la empresa finlandesa Tiolat (Figura 12). El principio de la tonometría de rebote se parece mucho al de la tonometría por vibración y al del tonómetro de Krakau.²⁵



Fig. 12. Tonómetro de rebote iCare[®] de Tiolat.

El sistema principal consiste en el conjunto de dos vástagos coaxiales que soportan y proyectan un pequeño tubo magnetizado contra la córnea y detectan la deceleración del mismo causada por el tejido corneal. (Figura 13.)



Fig. 13. Tonómetro iCare[®]. Detalle del mecanismo de medida.

Un imán móvil induce el cambio de voltaje en los dos extremos generando un campo magnético de un voltaje predeterminado, que es detectado por el sensor del tonómetro. La inversa de la velocidad de frenado del vástago parece correlacionarse bien con la PIO.

Los vástagos usados miden 24 mm de longitud, pesan 11 mg y son desechables. La punta del vástago está cubierta por una pequeña esfera plástica de 1 mm de diámetro, para minimizar los daños corneales. La tonometría de rebote ha demostrado una adecuada reproducibilidad en la medida de PIO en animales. Las medidas apenas se afectan por la distancia inicial del dispositivo a la córnea (rango: 3 a 5 mm), o por el ángulo de impacto (<25° con respecto al eje óptico).²⁶

Martínez de la Casa estudió la tonometría de rebote en doce sujetos normales y 85 glaucomatosos o hipertensos oculares (147 ojos en total), demostrando que la tonometría de rebote es un método reproducible de medida de la PIO en humanos, pero que tiende a sobreestimar la PIO comparada con la tonometría de aplanación de Goldmann, sobre todo en córneas gruesas.²⁷

Fernandes comparó la tonometría de rebote con la de Goldmann en una población de 46 sujetos normales, demostrando que sobreestima la PIO una media de 1,34 mmHg. Ambos tonómetros se ven afectados de forma similar por los cambios en la paquimetría corneal central.²⁸ Se recomienda el tonómetro iCARE[®] como herramienta de screening, cuando el de Goldmann no pueda ser usado, ya que es capaz de estimar la PIO con un error de ± 3 mmHg en el 80% de los casos estudiados.²⁹

Comparada con la tonometría de Perkins, el tonómetro iCARE[®] permite medir la PIO de forma rápida y no invasiva, pero debiendo tener en cuenta que se produce una moderada sobreestimación de la PIO. La investigación del tonómetro en poblaciones de pacientes glaucomatosos con PIO elevada debe ser comprobada para asegurar la fidelidad de las medidas en este tipo de ojos.

8. TONOMETRÍA DE CONTORNO

La Tonometría Dinámica de Contorno (TDC) de Pascal fue desarrollada en 2004 por la empresa suiza Zeimer Ophthalmic Systems y es distribuido en España por OftalTech. (Figura 14.)

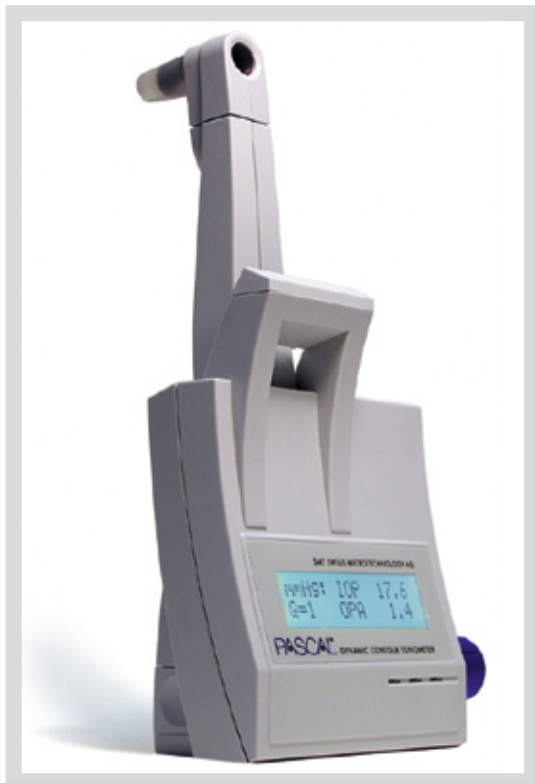


Fig. 14. Tonómetro de Contorno Pascal, de Zeimer Ophthalmic Systems.

La TDC consiste en un método de medida continua transcorneal de la PIO, en el que se usa un cono de contacto de 7 mm de diámetro no plano, si no con una concavidad que simula la curvatura anterior de la córnea. En la pieza de medida se encuentra dispuesto un sensor piezorresistivo de presión en estado sólido. Apretando la pieza sobre el área corneal central medimos PIO directamente en la superficie externa de la córnea, porque cuando los contornos, corneal y del cono de medida, coinciden, las presiones en los dos lados son teóricamente iguales.³⁰ (Figura 15.)

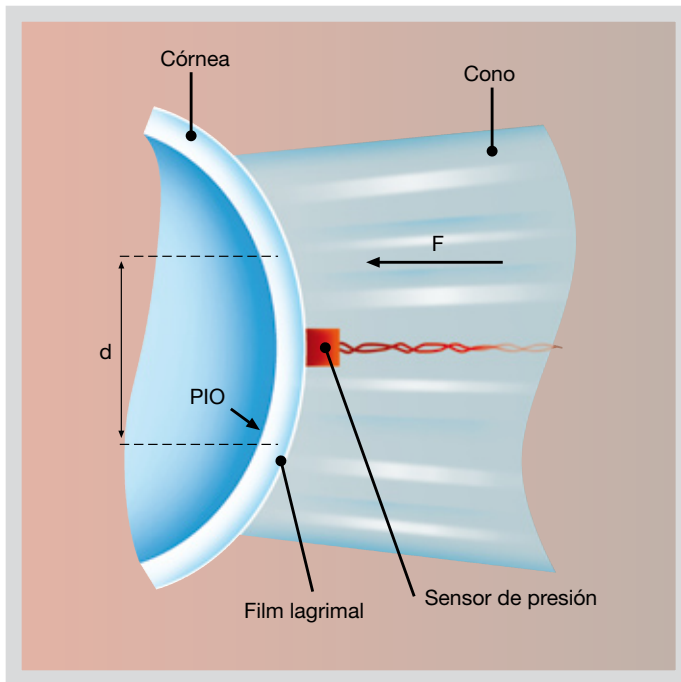


Fig. 15. Tonómetro de Contorno Pascal – Diagrama del cono cóncavo de contacto corneal con el sensor piezorresistivo de estado sólido.

Se toman 100 medidas de PIO por segundo y se promedian sobre las fluctuaciones del pulso ocular, calculando las diferencias de rango de PIO durante el ciclo cardíaco. Durante el proceso de medición, un sonido variable emitido por el dispositivo avisa al médico sobre la calidad de las medidas que está obteniendo.

La PIO medida por la tonometría de contorno se define como la PIO diastólica media durante el período de tiempo en el que el tonómetro está en contacto con la córnea. La PIO medida con TDC suele ser moderadamente más elevada que en la tonometría de Goldmann.³¹

La TDC también calcula otros dos valores: Q (Q:Quality), que nos determina la calidad de la medida realizada y la amplitud de pulso ocular (OPA: Ocular Pulse Amplitude).

El valor de Q oscila entre 1 y 5.1 es un resultado perfecto, 2 y 3 son resultados medios que pueden ser usados, mientras que los valores de Q de 4 o 5 son deficientes y no deberían ser considerados. El valor de Q varía mucho, sobre todo al iniciarse en la medida de la PIO con este tonómetro.³²

En cuanto a la OPA, si sumamos el valor de OPA obtenido a la PIO diastólica, el resultado es la PIO sistólica; es decir, estamos midiendo la fluctuación de la PIO. El valor real de esta medida no está claro en la actualidad. Valores bajos de OPA pueden relacionarse con una perfusión ocular deficiente y podrían suponer un factor de riesgo en la progresión del glaucoma.^{33, 34} De todas formas, en la actualidad no podemos obtener información válida de esta medida.³⁵

La TDC muestra mayor precisión absoluta y relativa en ojos de cadáver que la tonometría de Goldmann y la neumotonometría.^{36, 37} En 258 ojos normales, a los que se les realizó paquimetría, TDC, neumotonometría y tonometría de Goldmann, quedó demostrado que la TDC y neumotonometría no se relacionaban significativamente con las medidas obtenidas en la paquimetría. La tonometría de Goldmann se relacionaba de forma significativa con la paquimetría.

En la mayoría de estudios, la TDC es menos dependiente de la paquimetría que la tonometría de Goldmann, el TONOPENXL³⁸⁻⁴⁰ o la tonometría mediante chorro de aire en ojos normales y en ojos después de cirugía refractiva LASIK.⁴¹⁻⁴³

En ojos sometidos a queratoplastia penetrante, la TDC demostró medidas significativamente más elevadas que la tonometría de Goldmann; siendo además muy complicado proceder a la medida por la presencia de las suturas corneales, que impiden un contacto correcto con la superficie anterior.⁴⁴

Dos inconvenientes importantes de la TDC es que necesita un período de aprendizaje (lo que quizás no lo haga válido para su uso por personal no cualificado) y el requerimiento de un tiempo de contacto córnea-tonómetro excesivo. Esta situación puede ocasionar daños en el epitelio corneal, con microerosiones en pacientes poco cooperadores o si el tonómetro lo utiliza personal no preparado para ello.

9. ANALIZADOR DE RESPUESTA OCULAR (ORA)

Las propiedades biomecánicas de la córnea afectan la medida de la PIO de forma crítica, pero hasta ahora sólo nos hemos centrado en el grosor corneal central o, en todo caso, en la topografía, haciendo únicamente adaptaciones geométricas a los resultados.

La córnea presenta un mecanismo mucho más complejo en la vida real y deberíamos considerar otros factores que le son propios, entre ellos, de manera fundamental, la elasticidad tisular.

El Analizador de Respuesta Ocular (OCULAR RESPONSE ANALYZER – ORA), comercializado por REICHERT OPHTHALMIC INSTRUMENTS, determina las propiedades biomecánicas de la córnea usando la relación entre una fuerza aplicada sobre ella y el desplazamiento que ésta produce en el tejido. (Figura 16.)

Un chorro de aire colimado, rápido y corto, similar al usado por los tonómetros de no contacto, genera una presión sobre la cara anterior de la córnea. Para distinguir

entre las propiedades biomecánicas de la córnea y la PIO, el ORA usa un método que elimina la potencial interferencia entre los dos factores. Se usan medidas pareadas, una medida cuando la córnea se deforma y otra cuando recupera su forma previa, ya que una medida única no puede determinar las propiedades biomecánicas corneales y la PIO de forma simultánea.

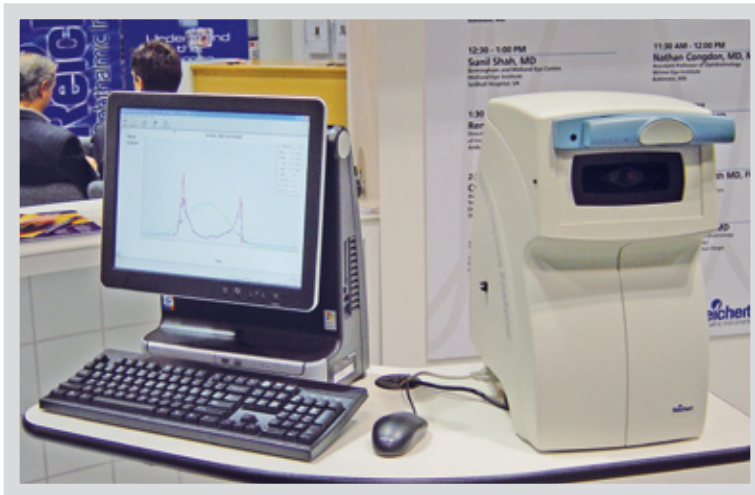


Fig. 16. Analizador de Respuesta Ocular (Ocular Response Analyzer – ORA), de Reichert Ophthalmic Instruments.

La diferencia entre la PIO entre cada una de estas medidas bidireccionales es lo que llamamos histéresis corneal.⁴⁵ (Figura 17.)

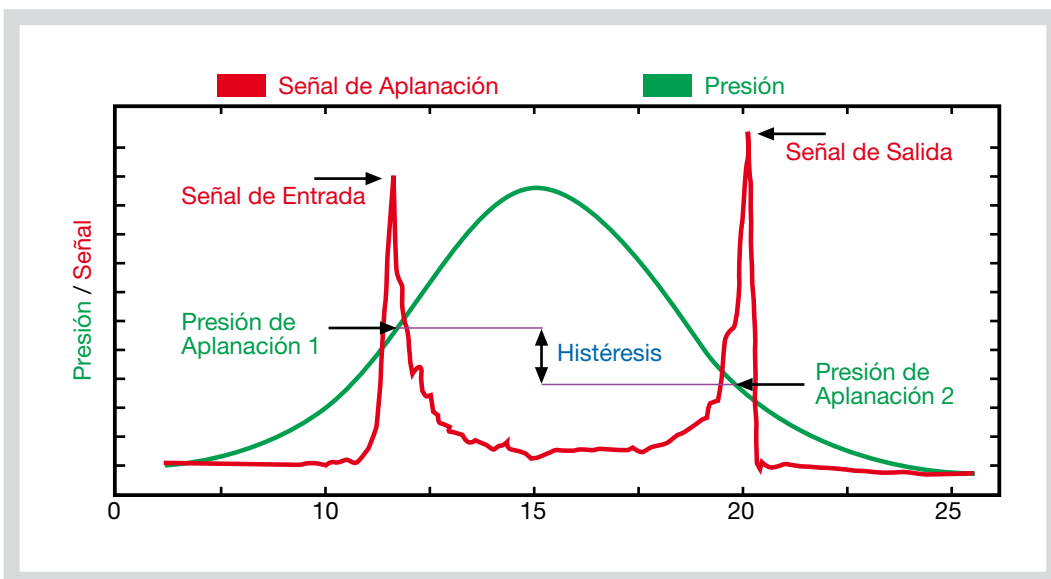


Fig. 17. Curva de respuesta obtenida con el Analizador de Respuesta Ocular (ORA). En ella se aprecia la evolución de la PIO en el tiempo, tras la aplicación de un chorro de aire rápido y de corta duración. La histéresis corneal es la diferencia entre las PIO de entrada y salida.

De este proceso obtenemos dos parámetros adicionales: la PIO compensada a la córnea (IOPcc: IOP Corneal-Compensated), medida menos afectada por las propiedades corneales, y el Factor de Resistencia Corneal (CRF: Corneal Resistance Factor), que nos mide la “resistencia” global de la córnea que viene determinada por la resistencia elástica y viscosa de la misma. La confirmación alegada por el fabricante de que la compensación corneal de la PIO tiene una utilidad real está pendiente de confirmación clínica.

Un estudio propio de la compañía fabricante sobre 30 ojos normales midiendo la PIO con tonometría de Goldmann y ORA demostró que la histéresis corneal es independiente de la PIO. Medidas en diferentes poblaciones de pacientes^{46, 47} indican que la histéresis corneal varía de forma importante y que sólo se relaciona de forma pobre con la paquimetría corneal central.^{48, 49}

La histéresis corneal en niños es similar a la reportada en la población adulta. No se ha demostrado correlación alguna con la edad. En presencia de nistagmus es prácticamente imposible medir la PIO con el OCULAR RESPONSE ANALYZER.

Una histéresis corneal baja significa que la córnea es menos capaz de absorber la energía del pulso de aire que le lanzamos. Los ojos normales que presentan histéresis significativamente más bajas de la media pueden ser ojos de riesgo para desarrollar alteraciones corneales. De hecho, después de cirugía refractiva con LASIK hay una reducción en todos los casos de la histéresis corneal, que se debería no sólo a la reducción del grosor corneal en sí misma, sino a un debilitamiento de la estructura biomecánica por la creación del flap anterior.⁵⁰

Se ha demostrado que una histéresis baja constituye un indicador independiente de daño glaucomatoso y de la futura progresión del mismo.^{51, 52} En pacientes con glaucoma de tensión normal o baja, la histéresis corneal suele ser inferior a la media, debiendo comprobarse en un futuro que guarda una relación significativa, ya que sería un parámetro muy útil para la predicción de la evolución.

No obstante, los estudios comparativos sobre este aparataje suelen estar de acuerdo en que la PIO suele ser más elevada en el Analizador de Respuesta Ocular. Las lecturas del ORA son más altas que en la tonometría de Goldmann de forma estadísticamente significativa (Diferencia media PIO ORA vs PIO Goldmann: 7.2 ± 3.5 mmHg).⁴⁹

Una importante limitación del OCULAR RESPONSE ANALYZER es que requiere personal especializado para la interpretación de los resultados obtenidos. Otra de las limitaciones (relativa) es que el aparato toma la medida en un intervalo de tiempo corto, por lo que las variaciones en la amplitud de pulso ocular (la OPA de la tonometría de contorno) no puede ser evaluada.

10. Conclusiones

Los efectos de la paquimetría corneal central y del resto de propiedades corneales sobre la tonometría provocan una situación compleja. Existe tanta variación individual que de hecho incluso córneas con idéntica paquimetría corneal central tienen comportamientos biomecánicos muy diferentes.

Otros factores hasta ahora ignorados, individuales para cada ojo, afectan de forma hoy desconocida la medida de la PIO que obtenemos en la clínica diaria.

Las nuevas tecnologías intentan comprender la influencia del grosor y elasticidad corneal y de otros parámetros en la medida de la PIO y llevarán en un futuro a un cambio en nuestra percepción actual de la PIO en el glaucoma.

En un futuro próximo contaremos con tecnologías basadas en otros principios físicos, como la tonometría por vibración, Eric System (Eric Technologies, empresa canadiense), en la que se hace pasar un sonido o vibración a través de ambos ojos con los párpados cerrados, con el que cada estructura tisular vibra en una frecuencia diferente. Para ello, utilizamos un tonómetro de no contacto binocular que usa la técnica de modulación angular (por modulación de frecuencia o de fase, indistintamente) mediante ondas sónicas o luminosas de alta frecuencia para determinar la PIO. Si medimos las impedancias resultantes, se puede establecer la relación resistencia a la vibración-PIO, sin alterar ni ser modificada en absoluto por las propiedades de la córnea.

En la actualidad sólo obtiene una estimación grosera de la PIO, no sirviendo ni para autotonometría, pero ya mejorará...

Pero en el día de hoy, el algoritmo o nomograma de corrección "total" para calcular la PIO real aún no ha sido desarrollado.

Sin embargo, tenemos suficiente información para saber que la medida de la paquimetría corneal central es crítica en los casos de sospecha de glaucoma o hipertensión ocular para conseguir un diagnóstico adecuado y prescribir el tratamiento (o no) correcto.

■ BIBLIOGRAFÍA ■

1. Bowman, W., 1826 *British Medical Association Annual Meeting Lecture*. *Br Med J*, 1852: p. 377-382.
2. Goldmann, H. and T. Schmidt, *Über applanationstonometrie*. *Ophthalmologica*, 1957. 134: p. 221-242.
3. Leydhecker, W., K. Akiyama, and H. Neumann, *Der intraokulare Druck gesunder menschlicher Augen*. *Klin Monatsbl Augenheilkd*, 1958. 133: p. 662.
4. Hjortdal, J., *Regional elastic performance of the human cornea*. *J Biomech*, 1996. 29: p. 931-942.
5. Woo, S., A. Kobayashi, and W. Schlegel, *Nonlinear material properties of intact cornea and sclera*. *Exp Eye Res*, 1972. 14: p. 29-39.
6. Wiegand, W., B. Schroeder, and A. Hager, [Theoretical basis of goldmann applanation tonometry]. *Klin Monatsbl Augenheilkd*, 2005. 222(7): p. 552-7.
7. Draeger, J., [Correction factors for applanation tonometry]. *Klin Monatsbl Augenheilkd*, 2005. 222(10): p. 822.
8. Tesser, P.M., *Applanation area in Goldmann applanation tonometry*. *Arch Ophthalmol*, 2006. 124(11): p. 1664; author reply 1664.
9. Kohlhaas, M., et al., [Applanation tonometry in "normal" patients and patients after LASIK]. *Klin Monatsbl Augenheilkd*, 2005. 222(10): p. 823-6.
10. Maloney, R.K., *Misleading tonometry after LASIK*. *J Cataract Refract Surg*, 2001. 27(5): p. 650.
11. Sanchis-Gimeno, J.A., et al., *Goldmann tonometry after hyperopic laser in situ keratomileusis: comparison between retreated and nonretreated patients*. *Cornea*, 2004. 23(7): p. 674-9.
12. Lievens, C.W., et al., *Effect of Proview self-tonometry on pharmaceutical compliance*. *Clin Exp Optom*, 2006. 89(6): p. 381-5.
13. Choudhary, N.S., et al., *Precision and accuracy of Proview tonometer: clinical implications for self-tonometry*. *J Glaucoma*, 2005. 14(6): p. 515; author reply 515.
14. Vogt, R. and G.I. Duncker, [Usability of self-tonometry under ambulatory conditions to obtain daily profiles of intraocular pressure at home]. *Klin Monatsbl Augenheilkd*, 2005. 222(10): p. 814-21.
15. Álvarez, T., S. Gollance, and G. Thomas, *The Proview phosphenetometer fails to measure ocular pressure accurately in clinical practice*. *Ophthalmology*, 2004. 111: p. 1077-1085.
16. Meyer, M.W., et al., [Intraocular Pressure Measurements with the Proview™ Self-Tonometer in Comparison of Goldmann Applanation Tonometry in Healthy and Glaucomatous Eyes.]. *Klin Monatsbl Augenheilkd*, 2006. 223(11): p. 899-903.
17. Herse, P., A. Hans, and J. Hali, *The Proview eye pressure monitor: Influence of clinical factors on accuracy and agreement with the Goldmann tonometer*. *Ophthalmic Physiol Opt*, 2005. 25: p. 416-420.
18. Sandner, D., et al., *Measurement of the intraocular pressure with the "transpalpebral tonometer" TGDc-01 in comparison with applanation tonometry*. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*, 2005. 243(6): p. 563-9.
19. Losch, A., et al., *Transpalpebral measurement of intraocular pressure using the TGDc-01 tonometer versus standard Goldmann applanation tonometry*. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*, 2005. 243(4): p. 313-6.
20. García Resua, C., et al., *Clinical evaluation of the new TGDc-01 "PRA" palpebral tonometer: comparison with contact and non-contact tonometry*. *Optom Vis Sci*, 2005. 82(2): p. 143-50.
21. Amm, M. and J. Hedderich, [Transpalpebral tonometry with a digital tonometer in healthy eyes and after penetrating keratoplasty]. *Ophthalmologie*, 2005. 102(1): p. 70-6.
22. Van der Jagt, L.H. and N.M. Jansonius, *Three portable tonometers, the TGDc-01, the ICARE and the Tonopen XL, compared with each other and with Goldmann applanation tonometry**. *Ophthalmic Physiol Opt*, 2005. 25(5): p. 429-35.
23. Troost, A., et al., *Transpalpebral tonometry: reliability and comparison with Goldmann applanation tonometry and palpation in healthy volunteers*. *Br J Ophthalmol*, 2005. 89(3): p. 280-3.
24. Leiva, M., C. Naranjo, and M. Peña, *Comparison of the rebound tonometer ICare to the applanation tonometer (TonoPenXL) in normotensive dogs*. *Veterinary Ophthalmology*, 2006. 9(1): p. 17-21.
25. Krakau, C., *A vibration tonometer*. *Ophthalmic Res*, 1970. 1: p. 129-139.
26. Kontiola, A., et al., *The induction/impact tonometer: a new instrument to measure intraocular pressure (IOP) in the rat*. *Exp Eye Res*, 2001. 73: p. 781-785.
27. Martínez-de-la-Casa, J.M., et al., *Reproducibility and clinical evaluation of rebound tonometry*. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2005. 46(12): p. 4578-80.
28. Fernández, P., J. Díaz-Rey, and A. Queirós, *Comparison of the Icare rebound tonometer with the Goldmann tonometer in a normal population*. *Ophthalmic Physiol Opt*, 2005. 25: p. 436-440.
29. Cervino, A., *Rebound tonometry: new opportunities and limitations of non-invasive determination of intraocular pressure*. *Br J Ophthalmol*, 2006. 90(12): p. 1444-6.

30. Stuckey, G.C., *Application of physical principles in the development of tonometry. Clin Experiment Ophthalmol*, 2004. 32(6): p. 633-6.
31. Schneider, E. and F. Grebn, *Intraocular pressure measurement-comparison of dynamic contour tonometry and goldmann applanation tonometry. J Glaucoma*, 2006. 15(1): p. 2-6.
32. Castillo, B.V., Jr., *Teaching applanation tonometry. Ophthalmology*, 2006. 113(9): p. 1688 e1-2.
33. Vulsteke, C., et al. *Correlation between ocular pulse amplitude and visual field defects. in The Belgian Ophthalmic Society Annual Meeting. 2005.*
34. Hoffmann, E.M., F.H. Grus, and N. Pfeiffer, *Intraocular pressure and ocular pulse amplitude using dynamic contour tonometry and contact lens tonometry. BMC Ophthalmol*, 2004. 4: p. 4.
35. Kaufmann, C., et al., *Ocular pulse amplitude in healthy subjects as measured by dynamic contour tonometry. Arch Ophthalmol*, 2006. 124(8): p. 1104-8.
36. Kniestedt, C., M. Nee, and R. Stamper, *Accuracy of dynamic contour tonometry compared with applanation tonometry in human cadaver eyes of different hydration states. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*, 2004. 243: p. 359-366.
37. Kniestedt, C., M. Nee, and R.L. Stamper, *Dynamic contour tonometry: a comparative study on human cadaver eyes. Arch Ophthalmol*, 2004. 122(9): p. 1287-93.
38. Kotecha, A., et al., *The relative effects of corneal thickness and age on Goldmann applanation tonometry and dynamic contour tonometry. Br J Ophthalmol*, 2005. 89(12): p. 1572-5.
39. Kaufmann, C., L.M. Bachmann, and M.A. Thiel, *Comparison of dynamic contour tonometry with goldmann applanation tonometry. Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2004. 45(9): p. 3118-21.
40. Viestenz, A., A. Langenbacher, and A. Viestenz, *[Reproducibility of dynamic contour tonometry. Comparison with TonoPenXL and Goldmann applanation tonometry - a clinical study on 323 normal eyes]. Klin Monatsbl Augenheilkd*, 2006. 223(10): p. 813-9.
41. Liu, L., et al., *Measurement of intraocular pressure after LASIK by dynamic contour tonometry. J Huazhong Univ Sci Technol Med Sci*, 2006. 26(3): p. 372-3, 377.
42. Najman-Vainer, J., R.J. Smith, and R.K. Maloney, *Interface fluid after LASIK: misleading tonometry can lead to end-stage glaucoma. J Cataract Refract Surg*, 2000. 26(4): p. 471-2.
43. Duba, I. and A.C. Wirthlin, *Dynamic contour tonometry for post-LASIK intraocular pressure measurements. Klin Monatsbl Augenheilkd*, 2004. 221(5): p. 347-50.
44. Viestenz, A., et al., *[Evaluation of dynamic contour tonometry in penetrating keratoplasties]. Ophthalmologe*, 2006. 103(9): p. 773-6.
45. Medeiros, F.A. and R.N. Weinreb, *Evaluation of the influence of corneal biomechanical properties on intraocular pressure measurements using the ocular response analyzer. J Glaucoma*, 2006. 15(5): p. 364-70.
46. Luce, D., *Determining the in vivo biomechanical properties of the cornea with an Ocular Response Analyzer. J Cataract Refract Surg*, 2005. 31: p. 156-162.
47. Kirwan, C., M. O'Keefe, and B. Lanigan, *Corneal hysteresis and intraocular pressure measurement in children using the reichert ocular response analyzer. Am J Ophthalmol*, 2006. 142(6): p. 990-2.
48. Herndon, L., *Measuring intraocular pressure adjustments for corneal thickness and new technologies. Curr Opin Ophthalmol*, 2006. 17: p. 115-119.
49. Martínez-de-la-Casa, J.M., et al., *Ocular response analyzer versus Goldmann applanation tonometry for intraocular pressure measurements. Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2006. 47(10): p. 4410-4.
50. Pepose, J.S., et al., *Changes in corneal biomechanics and intraocular pressure following LASIK using static, dynamic, and noncontact tonometry. Am J Ophthalmol*, 2007. 143(1): p. 39-47.
51. Congdon, N.G., et al., *Central corneal thickness and corneal hysteresis associated with glaucoma damage. Am J Ophthalmol*, 2006. 141(5): p. 868-75.
52. Kotecha, A., et al., *Corneal thickness- and age-related biomechanical properties of the cornea measured with the ocular response analyzer. Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2006. 47(12): p. 5337-47.