(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 684 787**

(51) Int. Cl.:

A61B 3/16 (2006.01)
A61B 3/103 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(86) Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **30.01.2015 PCT/IB2015/000092**

(87) Fecha y número de publicación internacional: **06.08.2015 WO15114446**

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.01.2015 E 15708570 (5)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **23.05.2018 EP 3099217**

(54) Título: **Tonómetro de contacto de compresión y refracción no invasivo para medir la presión en la cámara posterior y/o la cámara vítrea del ojo**

(30) Prioridad:

31.01.2014 PL 40703914

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
04.10.2018

(73) Titular/es:

PIOTR NOGAL "TWOJE OCZY" (100.0%)
Ujezdziec Wielki 77
55-100 Trzebnica, PL

(72) Inventor/es:

NOGAL, PIOTR

(74) Agente/Representante:

LINAGE GONZÁLEZ, Rafael

ES 2 684 787 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Tonómetro de contacto de compresión y refracción no invasivo para medir la presión en la cámara posterior y/o la cámara vítrea del ojo

La invención es un tonómetro de contacto de compresión y refracción no invasivo para medir la presión intraocular de la cámara anterior y/o la cámara vítrea del ojo utilizada en diagnósticos médicos. La presión intraocular en el ojo cuando aumenta constituye un factor etiopatogénico para numerosos desórdenes humanos oftalmológicos y sistémicos.

El espacio interior del globo ocular lleno de humor acuoso se divide anatómica y fisiológicamente en dos cámaras. La cámara anterior del ojo es un espacio definido anatómica y fisiológicamente por la córnea (parte delantera), el iris y la lente en la proyección de la pupila desde la parte posterior. La cámara posterior del ojo es un espacio limitado por la lente y el iris desde la parte delantera, lateralmente por el cuerpo ciliar y por el vítreo desde la parte posterior. El humor acuoso, que condiciona la presión intraocular, se produce en la cámara posterior y pasa a través de la pupila, entre el iris y la lente, hacia la cámara anterior del ojo, desde donde fluye hacia las venas. El punto de contacto entre el iris y la lente en el borde pupilar constituye una válvula de reducción de presión, cuya estanqueidad está condicionada por un gradiente de presión entre la cámara anterior y posterior del ojo. Se producen situaciones fisiopatológicas asociadas con el bloqueo de la válvula ("bloqueo pupilar"), en el que el gradiente de presión, que condiciona el flujo entre las cámaras, aumenta significativamente. La presión en la cámara posterior y la cámara vítrea crece significativamente, mientras que la presión en la cámara anterior permanece relativamente baja, lo cual hace que las mediciones de presión en la cámara anterior sean inadecuadas para la medición de la presión en la cámara posterior y la cámara vítrea. Teniendo en cuenta la falta de limitaciones anatómicas y fisiológicas significativas para la presión intraocular entre la cámara posterior y la cámara vítrea, se puede suponer que la presión del humor acuoso en la cámara posterior siempre es igual a la presión del humor vítreo contiguo, que como es más denso que el humor acuoso, bajo la presión del humor acuoso en la cámara posterior, afecta a las paredes internas del globo ocular, en la proyección de la cámara vítrea, con la misma fuerza con la que le afecta el humor acuoso. Se puede concluir que la medición de la presión en la cámara posterior y el vítreo puede tener lugar objetivamente de acuerdo con el principio de Imbert-Fick como consecuencia de la impresión en la pared del globo ocular en cualquier lugar hasta la parte posterior desde la base del iris en la proyección de la cámara posterior y el vítreo en esta pared. Sin embargo, prácticamente, la impresión debe tener lugar más allá de la proyección de la corona ciliar; ocurre 2 mm hacia la parte posterior del limbo corneal (la tensión variable del músculo ciliar condiciona la rigidez de la pared del globo ocular en este punto de una manera sin unidades), más allá del área de los músculos extraoculares; 5,5 mm hacia la parte posterior del limbo corneal (la impresión en los cuerpos y los accesorios es causada por su contracción y hace que la medición sea inadecuada a la rigidez de la pared del globo ocular debajo de ellos) y teóricamente más allá del disco del nervio óptico (sin acceso a este punto o al nervio que sale del globo ocular), que teniendo en cuenta la condición de medición supuesta como una medida no invasiva para el globo ocular y la cuenca del ojo, determina el área de impresión más conveniente en la proyección de la parte plana del cuerpo ciliar, que se encuentra a 2-6 mm del limbo corneal, y cuando se cumplen las condiciones mencionadas anteriormente, 2-5 mm hacia la parte posterior del limbo corneal, que además permite evitar la impresión en la proyección de la base del vítreo. La ubicación frontal de la impresión teniendo en cuenta la circunferencia del globo ocular permite obtener la deformación de la córnea con mucha menos fuerza de presión que con la impresión en el área alrededor de la circunferencia o en la parte posterior de la misma.
En los tonómetros usados previamente, el valor de la presión intraocular en el globo ocular se estimó basándose en la medición de este parámetro en la cámara anterior. El documento DE 10 2004 019804 describe un tonómetro de compresión de contacto no invasivo estándar para medir la presión intraocular del bulbo ocular de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1. Si bien es obvio que teniendo en cuenta el bloqueo pupilar, un aumento anormal de la presión intraocular en la cámara posterior del ojo y la cámara vítrea puede alcanzar valores de decenas y más mmHg con la presión normal en la cámara anterior y activar los mecanismos fisiopatológicos, ocasionando amenazas graves para la salud del ojo (por ejemplo, glaucoma de ángulo cerrado y abierto), así como de todo el sistema (migrañas). Por lo tanto, es necesario construir un dispositivo que permita medir la presión intraocular de la cámara posterior del ojo.

En los tonómetros previamente construidos se prestó atención a la construcción del dispositivo de medición más preciso que, teniendo en cuenta sus limitaciones anatómicas del punto de medición en el globo ocular en el ojo y la falta de un procedimiento de medición eficaz desde el punto de vista del diagnóstico, evaluaría la presión intraocular en el ojo basándose en la medición de este parámetro en la cámara anterior del ojo. En tonómetros de contacto de impresión (tonómetro de aplanación Goldmann, tonómetro de Perkins y Pascal y tonómetro de Schiotz) y tonómetros de impresión sin contacto (tonómetro de soplo de aire sin contacto, analizador de respuesta ocular) que funcionan de acuerdo con el principio de Imbert-Fick, se aplica fuerza externa durante la medición a la córnea, cuyos cambios de parámetros secundarios a esta fuerza son medidas y se relativizan de acuerdo con la presión en el ojo detrás de la córnea, que teniendo en cuenta el gradiente de presión entre las cámaras, solo permite la medición de la presión intraocular en la cámara anterior del ojo. Además, en la mayoría de los dispositivos conocidos, las lecturas del valor de la presión intraocular solo son posibles en situaciones en las que la parte central de la córnea está en buenas condiciones y por lo tanto es imposible en situaciones patológicas relacionadas con algunos trastornos de la parte central de la córnea (p. ej., úlcera corneal central o queratoprótesis). En todos los tonómetros de contacto

oftalmológicos conocidos, el contacto entre el dispositivo y la córnea tiene lugar durante la medición - el elemento de contacto/medición comprime la córnea desde la cual se lee la medición. Proporciona la posibilidad de daño e infección de la córnea durante la medición. En un tipo diferente de tonómetro (tonómetro Diaton) se toma la medida, comprimiendo el globo ocular con una vara de medir libre en la proyección de la corona ciliar a través del escudo del párpado superior. Hasta ahora, ha sido el único tonómetro registrado que puede medir la presión más allá de la córnea. Los valores de la presión intraocular se estiman basándose en la relativización de la presión intraocular de acuerdo con la pulsación de las paredes del globo ocular que se produce como resultado de la naturaleza pulsátil del flujo de humor acuoso desde el ojo a través de las venas, condicionado por valores variables de respiración, frecuencia cardíaca y presión arterial. La reflexión del lápiz óptico a través del escudo del párpado superior está condicionada por la fuerza del reflejo de ondas pulsátiles de la pared del globo ocular, que depende de numerosos factores, no solo de la presión intraocular, que se está midiendo. Indirectamente, la medición se refiere a la presión de todo el globo ocular sin la posibilidad de evaluar cómo afecta a las cámaras individuales del ojo. Además, en este caso, la medición se realiza a través de la piel, los músculos y el protector del párpado, que constituyen una división flexible que, dependiendo de su estado, puede afectar a la precisión de la medición. En este caso, la precisión de la medición también puede verse afectada por la tensión del músculo ciliar dentro del globo ocular, así como por la presión sanguínea, los parámetros de frecuencia cardíaca y respiración, que proporcionan componentes adicionales que afectan al valor de amplitud de la pulsación del globo ocular que se mide. El tonómetro de "descarga de aire" sin contacto para aplanar la córnea (la medición afecta a la cámara anterior) utiliza una descarga de aire dirigida a la córnea altamente inervada, que en muchos casos proporciona una imprecisión en la medición y aún requiere anestesia local de la córnea considerando la tensión instintiva del músculo orbicular, o el hecho de que los pacientes se alejan del dispositivo. Mientras que otros tonómetros de contacto usados anteriormente (Schiotz, Goldmann, Perkins, Pascal) fuerzan a la persona que realiza las mediciones a realizar anestesia local teniendo en cuenta el contacto el dispositivo con la córnea altamente inervada, que proporciona problemas para realizar mediciones en pacientes alérgicos al fármaco, o limitaciones organizativas del proceso de diagnóstico. Los únicos tonómetros descritos anteriormente que miden la presión intraocular solo en la cámara posterior del ojo resultan ser implantes electrónicos experimentales y muy costosos para la cámara posterior del ojo con receptores de presión, que envían los valores de presión medidos a los receptores fuera del globo ocular. Más que nada, requiere la implantación de dicho equipo en el ojo violando la continuidad de la pared del globo ocular, que en el caso de penetración en la cámara posterior a través de la parte plana del cuerpo ciliar aumenta el riesgo de complicaciones graves en todos los casos, p. ej. endoftalmitis y ceguera posterior.

El objetivo de la invención es proporcionar una solución que elimine fallos previos en la condición técnica. El propósito de la invención es suministrar un tonómetro que mida de forma no invasiva para el globo ocular la presión intraocular en la cámara posterior del ojo y la cámara vítrea, lo cual permite que la medición se realice de una manera más sencilla y minimice significativamente el riesgo de complicaciones relacionadas con el daño de la continuidad de los recubrimientos de globo ocular, especialmente en el segmento posterior, así como reducir los costes de producción del dispositivo y la propia medición. El objetivo de la invención es suministrar un tonómetro que pueda utilizarse sin condiciones diagnósticas especiales en un paciente con afecciones agudas, en el que se sospeche un aumento de la presión intraocular en la cámara posterior del ojo y la cámara vítrea, cuando la presión de la cámara anterior es normal, como una razón para condiciones agudas, por ejemplo, en el diagnóstico de migraña.

La invención es un tonómetro de compresión y refracción de contacto no invasivo para medir la presión intraocular de la cámara posterior del ojo y la cámara vítrea, caracterizado por una cabeza (1) con un actuador de compresión (5) conectado a pinzas de compresión (8) y brazos de compresión (11) con dos patas de compresión simétricos (14), en forma de media luna para que su curvatura de la superficie de contacto con la pared del globo ocular corresponda a la curvatura que ocurre en el globo ocular más allá de la córnea, beneficiosamente 3-5 mm hacia la parte posterior del limbo corneal (12), comprimiendo el globo ocular beneficiosamente en la dirección de las 3 y las 9 en punto; además tiene un motor de compresión (5) conectado por un conector bifásico con un medidor óptico (10) y un medidor de Newton (7) con interruptores separados (3) y (4) de un modo de funcionamiento de actuador de compresión (5). Beneficiosamente, el medidor óptico que mide el astigmatismo corneal es un queratómetro o un querato-refractómetro. Beneficiosamente, la cabeza (1) se establece en relación con el ojo utilizando actuadores de distancia (17) controlados por un ordenador (15). Beneficiosamente, el medidor óptico está equipado en un sensor de distancia de córnea (12) que envía una señal al ordenador (15) a través de un conector cuando la cabeza se acerca al ojo utilizando actuadores de distancia (17). Beneficiosamente, la señal del medidor óptico (10) y el medidor de Newton (7) es recibida por un dispositivo de registro (6) y (9), que envía la señal al ordenador (15). Beneficiosamente, el modo de funcionamiento del actuador (5) activa el interruptor (2). Beneficiosamente, la señal del ordenador (15) se envía a través del conector (16) a los actuadores de distancia (17). Beneficiosamente, el tonómetro tiene un medidor óptico (18) con un paquímetro y un tonómetro de presión en la cámara anterior del ojo. Beneficiosamente, los datos con respecto a los valores de paquimetría y presión en la cámara anterior del ojo se introducen manualmente. Beneficiosamente, las patas de compresión (14) son de un solo uso o están cubiertos con superposiciones de un solo uso.

El tonómetro es el primer dispositivo de compresión utilizado en el globo ocular, ya que los brazos de compresión emparejados realizan impresiones simétricas dirigidas concéntricamente a ambos lados del globo ocular, lo cual ocasiona su compresión. El tonómetro es un dispositivo de contacto que como primer dispositivo utiliza deformación

corneal medible, al haber comprimido la pared del globo ocular más allá de la córnea, para medir la presión intraocular a una distancia segura hacia la parte posterior del limbo corneal. En ninguno de los tonómetros usados previamente se utilizó la medición del astigmatismo corneal inducido por la compresión del globo ocular. En el dispositivo, la fuerza externa (impresión) aplicada sobre el globo ocular en contacto más allá de la córnea (unos milímetros hacia la parte posterior del limbo), permanece dentro de la pared del globo ocular conectada anatómicamente a la cámara posterior del ojo y la cámara vítrea, lo cual permite medir la presión intraocular en las cámaras. Las lecturas sin contacto de los cambios ópticos corneales (conectados anatómicamente con la cámara anterior) tienen lugar con la compresión más allá de su área de una manera relativizada de acuerdo con su deformación, como la parte frontal de la pared del globo ocular, que está condicionada por la deformación de la córnea no comprimida directamente proporcional a la compresión de la pared conectada anatómicamente y fisiológicamente con otro espacio interno del ojo (la cámara posterior y la cámara vítrea), que constituye anatómica y fisiológicamente una parte externa integral de la pared del globo ocular como la córnea. En la solución, las lecturas de los valores de la presión intraocular en la cámara posterior y la cámara vítrea requieren solo el estado óptimo de la porción periférica de la córnea, ya que la deformación cilíndrica corneal, inducida por la fuerza aplicada y luego medida, se puede medir con un reflejo desde el limbo corneal usando un medidor óptico que puede medir la proximidad de los puntos de medición corneales en un eje particular en tales situaciones. El dispositivo garantiza una medición más precisa, ya que los brazos de compresión emparejados se colocan contra la pared del globo ocular de forma directa y de contacto con el punto seleccionado con precisión correspondiente a la proyección de la cámara posterior y la cámara vítrea en la pared del globo ocular entre la proyección de las fijaciones del músculo extraocular desde el exterior en la pared y la proyección del cuerpo ciliar con el músculo ciliar desde el interior en la pared (la proyección de la parte plana del cuerpo ciliar se comprime beneficiosamente) o en una solución diferente la pared del globo ocular en la proyección de la cámara vítrea. Por lo tanto, la medición no depende de la condición de otras partes anatómicas que la pared del globo ocular y está dirigida a la presión de la cámara posterior y la cámara vítrea, cuya separación no es realmente significativa para el diagnóstico; la presión, si aumenta, en estas dos cámaras es casi igual. Por lo tanto, en la cámara posterior del ojo, la presión es más alta que en la cámara anterior del ojo, lo cual condiciona el flujo de humor acuoso desde la cámara posterior a la cámara anterior, también debido al hecho de que la pared externa de la cámara anterior, la córnea, es mucho más flexible que la pared externa rígida de la cámara posterior del ojo, la esclerótica; el valor de presión intraocular en la cámara anterior tiene un efecto insignificante en el valor de presión en la cámara posterior medida con el dispositivo. Con el fin de reducir un posible error de cálculo de presión en la cámara posterior del ojo de acuerdo con la rigidez excesiva de la pared de la cámara anterior, como la córnea que se somete a la medición, el dispositivo puede equiparse con una lente con un paquímetro y un tonómetro corneal sin contacto, que mide la presión en la cámara anterior y el grosor de la córnea antes de medir la presión en la cámara posterior y la cámara vítrea, y en caso de dificultades con la medición del grosor de la córnea y el presión en la cámara anterior del ojo, permite introducir valores de paquimetría y valores de presión de la cámara anterior manualmente en el ordenador, habiendo realizado mediciones de paquimetría y presión en la cámara anterior con otro medidor independiente del dispositivo, antes de medir la presión en la parte posterior cámara con el dispositivo. En una versión diferente del dispositivo sin el tonómetro sin contacto de la cámara anterior del ojo y el paquímetro, el dispositivo permite introducir datos en el ordenador del dispositivo manualmente. Permite además aclarar la medición gracias a una fórmula relevante, calculando el coeficiente de rigidez corneal, condicionado por su grosor y la presión en la cámara anterior del ojo. Esta fórmula también se carga en un programa que calcula el valor real de la presión intraocular en la cámara posterior del ojo y la cámara vítrea del ojo usando un ordenador interno. El dispositivo asegura que la córnea permanezca segura, ya que el contacto de los brazos de impresión afecta el área del globo ocular a unos pocos milímetros de la parte posterior de la córnea, y la aproximación de la cabeza al ojo está sujeta al control. El dispositivo es completamente no invasivo para el globo ocular; no penetra en la pared del globo ocular como los implantes de cámara posterior propuestos que miden su presión. El dispositivo afecta de manera impresionante la pared del globo ocular más allá de la córnea, lo cual permite reducir el riesgo de que se reduzca el posible daño e infección durante la medición. El dispositivo permite el uso de un medidor que mide el valor del astigmatismo corneal en relación con el área adyacente al limbo corneal, gracias a la posibilidad de medir la proximidad de los puntos de medición de reflejos desde el limbo corneal en el eje horizontal y la distancia de dichos puntos en el eje vertical, que se corresponde con el aumento del valor del astigmatismo corneal de la compresión secundaria a simétrica del globo ocular en el eje horizontal (a la inversa de la compresión en el eje vertical) y permite realizar mediciones a pesar de patologías de la parte central de la córnea, prótesis corneal y después de cirugías de la córnea corrigiendo defectos de visión o después de lesiones del parte central de la córnea.

El dispositivo también permite situaciones excepcionales, condicionadas por la falta de posibilidad de anestesia superficial (por ejemplo, alergia al anestésico) para realizar mediciones gracias al hecho de que la conjuntiva del globo ocular, contra la cual se colocan los brazos de compresión, está tan poco inervada que incluso sin la anestesia es posible la medición. El tonómetro, gracias al hecho de que dicha función de compresión y una función de lectura de medición se dividen en dos elementos principales acoplados que funcionan en diferentes lugares del globo ocular (el elemento de compresión con el medidor de Newton, contacto en relación al globo ocular más allá de la córnea y el medidor óptico, sin contacto en relación con el globo ocular dentro de la córnea), permite evitar por completo la desinfección mediante el uso de capas de un solo uso instaladas en las patas de compresión, o el uso de un pata de compresión de un solo, que prácticamente elimina el riesgo de infección. Una medición adecuada con el tonómetro proporciona la precisión del diagnóstico y efectividad del tratamiento de numerosas enfermedades oftalmológicas y sistémicas condicionadas por el aumento de la presión en la cámara posterior del ojo y la cámara vítrea del ojo.

Hasta ahora, midiendo la presión en la cámara anterior del ojo, se declaró que corresponde a la presión en la cámara posterior del ojo y la cámara vítrea del ojo, donde la presión aumentada tiene la mayor importancia en ocasionar o intensificar patologías (por ejemplo, compresión de las fibras del nervio óptico en el glaucoma). Si bien resulta que el desarrollo del autor de la invención con respecto al mecanismo de intensificación del bloqueo pupilar (del bloqueo relativo a bloqueo absoluto) y el aumento de la presión en la cámara posterior y la cámara vítrea del ojo con la presión normal o disminuida en la cámara anterior del ojo arroja nueva luz sobre el problema de la necesidad incondicional de medir la presión en la cámara posterior y la cámara vítrea del ojo como la única medida diagnóstica efectiva para el diagnóstico de numerosas afecciones oftalmológicas (por ejemplo, glaucoma), así como otras afecciones (por ejemplo, migrañas). La invención se presenta en el ejemplo mostrado en un dibujo en el que la Fig. 1 presenta un tonómetro de compresión y refracción de contacto no invasivo para la presión intraocular de la cámara posterior del ojo, la Fig. 2 presenta una variante del tonómetro mencionado anteriormente con un medidor óptico con paquímetro y tonómetro de impresión (sin contacto) para la presión en la cámara anterior del ojo.

Ejemplo 1

El elemento principal del dispositivo es la cabeza (1) movible axialmente en relación con el cuerpo gracias a los actuadores de distancia (17), que colocan la cabeza axialmente más cerca o más lejos del ojo, y controlada por una señal del ordenador del tonómetro (15). El cabezal (1) está equipado con las siguientes partes principales: un interruptor de modo de funcionamiento (2) de actuador de impresión (5), un interruptor automático (3) del funcionamiento del actuador de impresión, controlado con una señal del medidor óptico (10), un interruptor automático (4) del modo de funcionamiento del actuador de compresión (5), controlado con una señal del medidor de Newton (7), un actuador de compresión (5), un dispositivo (6) que registra la señal del medidor de Newton (7) , enviando datos de medición al ordenador del tonómetro (15), con el medidor de Newton (7) que mide la fuerza de compresión obtenida del actuador de compresión (5), pinzas de compresión (8) conectadas a los brazos de compresión (11), un dispositivo (9) que registra la señal desde el medidor óptico (10) enviando datos de medición al ordenador del tonómetro (15), el medidor óptico del tonómetro (10), los brazos de compresión (11) y las patas de compresión (14). El ordenador del tonómetro (15) recibe una señal del dispositivo de registro (6) y (9) y envía la señal mediante un conector (16) a los actuadores de distancia (17). El dispositivo permite introducir datos, sus nuevos cálculos y exportar datos a otros receptores.

El tonómetro funciona mediante impresión de acuerdo con el principio Imbert-Fick en relación con la cámara posterior del ojo (13) y la cámara vítrea del ojo, comprimiendo la pared del globo ocular en la proyección de la cámara posterior del ojo (13) y la cámara vítrea del ojo con patas de compresión simétricas dobles (14) que funcionan concéntricamente y deforman cilíndricamente la córnea (12), como la pared ópticamente significativa del globo ocular relacionada con la cámara anterior, pero que constituye una parte integral de la pared del globo ocular deformado, por lo tanto, deformado menos que el punto impreso, pero relativamente a la impresión. Ocasiona un cambio de la refracción de la córnea (12) con sujeción a la medición mediante el medidor óptico del tonómetro (10). El actuador de compresión activado (5) conectado con pinzas de compresión (8) y brazos de compresión (11) con dos patas de compresión simétricos (14) libera la fuerza de compresión centrípeta del globo ocular en ambos lados detrás del limbo corneal (13) 3-5 mm en las direcciones de las 3 y las 9 en punto. Causa la compresión del globo ocular y su deformación, lo cual induce astigmatismo corneal medido por el medidor óptico del dispositivo (10) (Fig. 1), o en una variante diferente del tonómetro, mediante un medidor óptico (18) con paquímetro y tonómetro de impresión sin contacto que mide la presión en la cámara anterior del ojo (Fig. 2).

El elemento de compresión ("pinzas de compresión") (8) acoplado con el actuador de compresión (5) que lo acciona conectado por conectores con interruptores (3, 4) del modo de funcionamiento del actuador (5) en situaciones cuando:

- el interruptor de conector (3) con el medidor óptico (10) después de medir el valor supuesto y el valor logrado del astigmatismo corneal, secundario en relación con la compresión del globo ocular, desconecta el actuador de compresión (5) y la compresión adicional en el globo ocular,

- el interruptor de conector (4) con el medidor de Newton (7) conectado al actuador de compresión (5) desconecta el actuador de compresión (5) y la compresión adicional en el globo ocular en el caso de medir la fuerza de compresión apropiada para la presión intraocular superior al valor límite superior supuesto de la presión intraocular (80-100 mmHg) en relación con el cual obtener la supuesta deformación cilíndrica de la córnea ya no es segura para el estado del revestimiento de globo ocular, mientras que el valor de presión es suficiente para el diagnóstico.

La cabeza (1) del dispositivo puede equiparse con un medidor óptico (18) del tonómetro con un paquímetro y un tonómetro de impresión sin contacto de la presión en la cámara anterior del ojo, que antes de medir la presión en la cámara posterior (13) y la cámara vítrea del ojo mediante el dispositivo, mide el grosor de la córnea (12) y la presión intraocular en la cámara anterior del ojo. En una versión diferente de la invención, el dispositivo no está equipado con un tonómetro adicional con paquímetro. En ambas versiones, es posible introducir manualmente el valor del grosor de la córnea (12) y la presión de la cámara anterior, medidos con un paquímetro y un tonómetro separados

de la cámara anterior del ojo que se somete a mediciones con el dispositivo. Por diseño, es posible medir dos valores de astigmatismo (por ejemplo, 0,5D y 2,0D) o dos valores de fuerza (por ejemplo, 50 uN y 100 uN), lo cual permite calcular el coeficiente de rigidez de la pared del globo ocular. Es posible introducir el resultado de paquimetría de un ojo particular en el ordenador. Estas acciones permiten aclarar adicionalmente los cálculos de presión en la cámara posterior del ojo (13) gracias a una fórmula, calculando el coeficiente de resistencia de la córnea (12) a la deformación, condicionado por la presión en la cámara anterior del ojo, como así como por la rigidez de las paredes del globo ocular.

El cálculo de la presión intraocular en la cámara posterior (13) y la cámara vítrea del ojo, o todo el globo ocular (en caso de buena comunicación entre cámaras, p. ej., iridectomía, iridectomía con láser) tiene lugar en el ordenador del tonómetro (15) basándose en dos procedimientos de medición: mediante un medidor de Newton (7) que mide la fuerza liberada por el actuador de impresión (5) necesaria para obtener el valor inicialmente supuesto de astigmatismo corneal mediante el medidor óptico del tonómetro (10) o el medidor óptico del tonómetro (10) que mide el valor del astigmatismo corneal obtenido por la impresión del globo ocular utilizando el actuador de impresión (5) con la fuerza inicialmente supuesta controlada por el medidor de Newton (7). El cálculo final se basa en el principio Imbert-Fick, que dice que con la superficie de impresión supuesta en la pared del globo ocular y la fuerza conocida de la impresión, podemos medir la presión en el globo ocular. En el dispositivo, la superficie de impresión está constituida por la suma de las superficies de los dos patas de compresión (14), y la fuerza de impresión es medida por el medidor de Newton (7), midiendo la fuerza liberada por el actuador de compresión (5). Teniendo en cuenta las limitaciones anatómicas del globo ocular en la cuenca del ojo humano, no es posible comprimir el globo ocular en ambos lados de su circunferencia y, por lo tanto, la medición se relativiza en relación con el astigmatismo corneal, secundario a la impresión simétrica bilateral de la pared del globo ocular ("compresión") en su hemisferio anterior, medido por el medidor óptico.

Ejemplo 2

Después de ajustar los soportes que estabilizan el dispositivo delante del ojo a la zona frontal y cigomática (huesos sobre el ojo y debajo del ojo), la persona que realiza las mediciones bloquea los soportes estabilizadores para eliminar la posibilidad de que el cuerpo del dispositivo se mueva en relación con el ojo durante las mediciones, ya que podría dar como resultado la falsificación del resultado o daño del ojo causado por los elementos de medición móviles considerando su movimiento adicional e incontrolado en relación con el globo ocular.

La activación del dispositivo en el modo de preparación da como resultado que el cabezal de medición (1) se extraiga junto con los brazos de compresión (11) y la lente del medidor óptico (10) con el sensor de distancia a la distancia supuesta desde la parte superior del córnea (12). También da como resultado el ajuste de los brazos de compresión abiertos (11) a tal distancia y bajo tal ángulo en relación con el globo ocular, que después de la activación del modo de medición se colocarán contra la pared del globo ocular en la proyección de la cámara posterior del ojo (13) y/o en la proyección de la cámara vítrea del ojo en la distancia estimada y supuesta hasta la parte posterior del limbo corneal (12).

Al cambiar el dispositivo al modo de medición, se restablece el astigmatismo corneal inicial potencial medido (12), diagnosticado por el medidor óptico antes de la medición y luego en el movimiento centrípeto de los brazos de compresión (11) y el contacto de las patas de compresión (14) con el globo ocular en las direcciones de las 3 y las 9 en punto de 3-5 mm hasta la parte posterior del limbo corneal (12). Las patas de compresión (14) pueden ser de un solo uso o cubiertas con capas de un solo uso que permiten realizar mediciones sin desinfectar los elementos de contacto en relación con el ojo en el dispositivo (los soportes estabilizadores requieren una posible desinfección o capas de un solo uso, ya que permanecen en contacto con la piel alrededor del área frontal y cigomática (los huesos sobre el ojo y debajo del ojo).

Los brazos de compresión (11) se acercan más gracias al funcionamiento del actuador de compresión (5) conectado a ellos, lo cual provoca una recesión del globo ocular y su compresión en el eje horizontal, induciendo astigmatismo corneal (12) medido por el medidor óptico (10) del dispositivo.

El cable que alimenta el actuador de impresión (5) desde la fuente de alimentación está conectado con dos conectores (con interruptores (3), (4) uno para cada conector), de los cuales el primero (3) está conectado con el medidor óptico (1), y el segundo (4) con el medidor de Newton (7) que mide la fuerza liberada por el actuador de compresión (5). Lograr el nivel supuesto del astigmatismo corneal, medido por el medidor óptico (1), da como resultado la desconexión del modo de funcionamiento del actuador de compresión (5) mediante el primer interruptor (3). Si por alguna razón (por ejemplo, presión intraocular demasiado alta que hace imposible obtener el astigmatismo supuesto, o la falta de lecturas de astigmatismo mediante el medidor óptico), el funcionamiento del actuador de compresión (5) no se desconectó, lo cual daría lugar a compresión posterior del globo ocular, el segundo interruptor (4), conectado con el medidor de Newton (7), determinando la fuerza mediante el medidor de Newton (7), desconecta el modo de funcionamiento del actuador de compresión (5) y detiene la compresión adicional de los brazos (11) con las patas de compresión (14) en el globo ocular.

Los brazos de compresión (11) comprimen el globo ocular utilizando la fuerza centrípeta para lograr el astigmatismo inicial (p. ej. 0,5D) y el astigmatismo objetivo (p. ej. 2,0D), lo cual permite aumentar la precisión de la medición recalculando el coeficiente de rigidez de las paredes del globo ocular mediante la referencia del resultado a la tabla desarrollada basándose en mediciones realizadas en grupos de control; los valores del coeficiente de rigidez de las paredes del globo ocular calculados de esta forma se introducen en el programa del ordenador interno (15), calculando la presión en la cámara posterior del ojo (13) y la cámara vítrea del ojo, que justo después de la medición permite que el resultado se muestre en un panel LCD del dispositivo.

REIVINDICACIONES

1. Un tonómetro de compresión y refracción de contacto no invasivo para medir la presión intraocular de la cámara posterior del ojo y/o la cámara vítrea del ojo, caracterizado por el hecho de que está equipado con un cabezal (1) con un actuador de compresión (5) conectado por pinzas de compresión (8) y brazos de compresión (11) con dos patas de compresión simétricas (14) en forma de media luna, de forma tal que su curvatura y superficie de contacto con la pared del globo ocular corresponden a la curvatura del globo ocular más allá del área corneal, beneficiosamente 3-5 mm hacia la parte posterior del limbo corneal (12), comprimiendo el globo ocular, beneficiosamente en las direcciones de las 3 y 9 en punto; además está equipado con un actuador de compresión (5) conectado por un conector bifásico con un medidor óptico (10) y un medidor de Newton (7) con los interruptores (3) y (4) del modo de funcionamiento del actuador de compresión (5) separado para cada uno de ellos.

2. El tonómetro de acuerdo con la reivindicación 1 se caracteriza por el hecho de que su medidor óptico, que mide el astigmatismo corneal, es un queratómetro o un queratorefractómetro.

3. El tonómetro de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado por que el cabezal (1) se establece en relación con el ojo usando actuadores de distancia (17) controlados por el ordenador (15).

4. El tonómetro de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado por que el medidor óptico está equipado con un sensor de distancia desde la córnea (12), que envía una señal al ordenador (15) a través de un conector cuando la cabeza se acerca al ojo con el uso de actuadores de distancia (17).

5. El tonómetro de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado por que la señal del medidor óptico (10) y del medidor de Newton (7) es recibida por el dispositivo de registro (6) y (9), que envía la señal al ordenador (15).

6. El tonómetro de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado por que el interruptor (2) activa el modo de funcionamiento del actuador (5).

7. El tonómetro de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado por que la señal desde el ordenador (15) a los actuadores de distancia (17) es enviada por el conector (16).

8. El tonómetro de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado por que está equipado con el medidor óptico (18) con un paquímetro y un tonómetro para medir la presión en la cámara anterior del ojo.

9. El tonómetro de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado por que los datos relativos a los valores de la presión en la cámara anterior del ojo y la paquimetría se introducen manualmente.

10. El tonómetro de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado por que las patas de compresión (14) son de un solo uso o están cubiertas con capas de un solo uso.

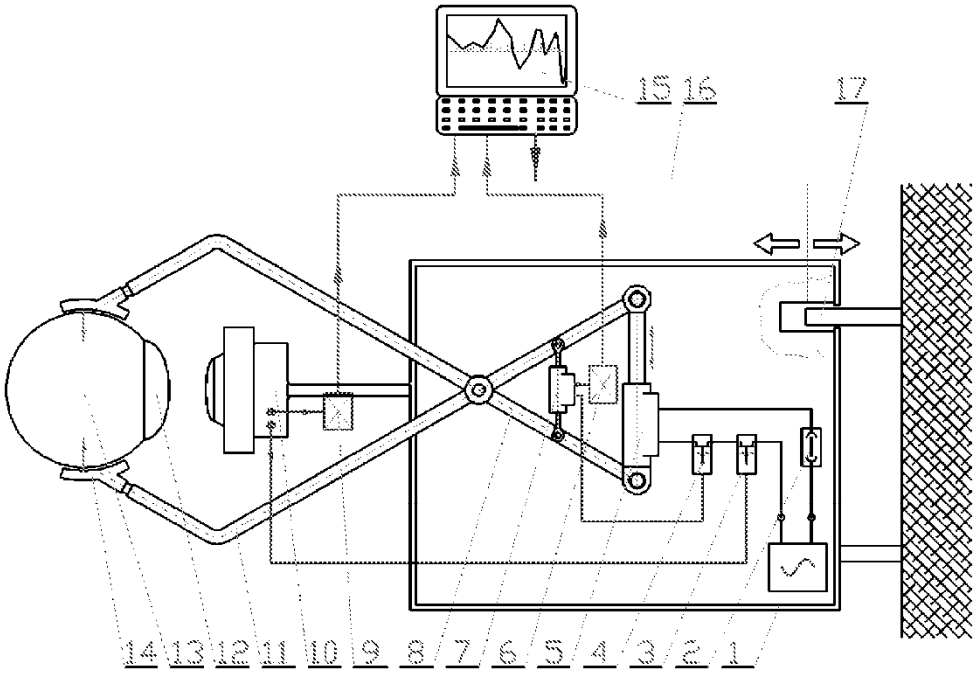

Fig. 1

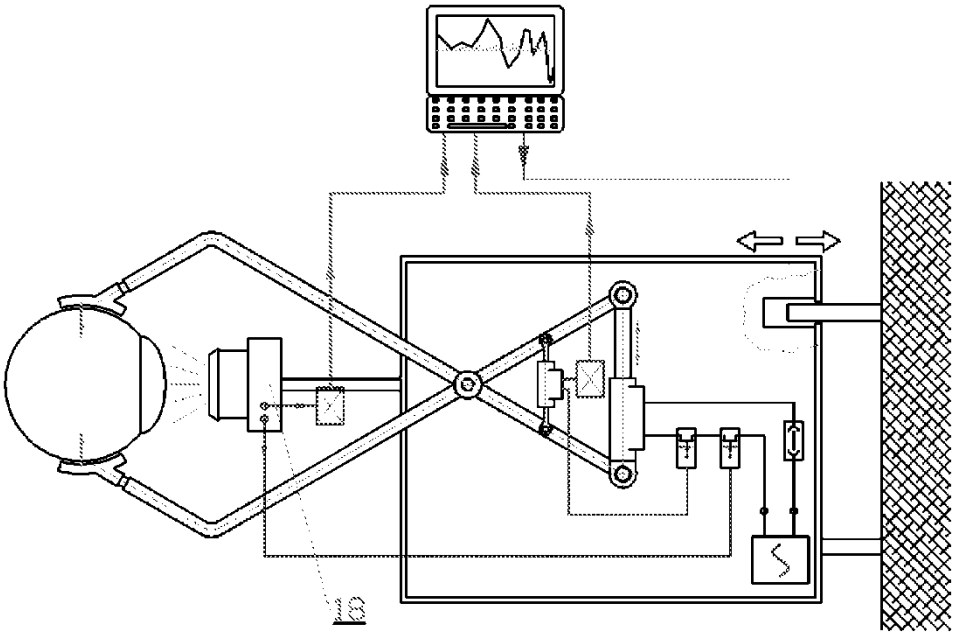

Fig. 2