

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 806 024**

51 Int. Cl.:

A61B 3/16 (2006.01)

A61B 3/107 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **31.05.2011 E 11168232 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.05.2020 EP 2397068**

54 Título: **Análisis de la presión intraocular**

30 Prioridad:

28.10.2010 DE 102010049634

28.10.2010 DE 102010049633

21.06.2010 EP 10166681

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

16.02.2021

73 Titular/es:

OCULUS OPTIKGERÄTE GMBH (100.0%)

Münchholzhäuser Strasse 29

35582 Wetzlar-Dutenhofen, DE

72 Inventor/es:

KÖST, GERT y

STEINMÜLLER, ANDREAS

74 Agente/Representante:

GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo

ES 2 806 024 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

Análisis de la presión intraocular

La invención se refiere a un procedimiento de análisis oftalmológico para la medición de una presión intraocular en un ojo con un sistema de análisis, así como a un sistema de análisis de este tipo, formado a partir de una instalación de accionamiento, con la cual se deforma una córnea del ojo sin contacto, aplicándose con la instalación de accionamiento una descarga de aire para la deformación de la córnea sobre el ojo, un sistema de observación, con el cual se observa y se registra la deformación de la córnea, registrándose con el sistema de observación imágenes seccionadas de la córnea no deformada y deformada, y una instalación de análisis, con la cual se deriva de las imágenes seccionadas de la córnea la presión intraocular, derivándose en la instalación de análisis a partir de las imágenes seccionadas de la córnea una propiedad de material de la córnea.

Este tipo de procedimientos y sistemas de análisis son lo suficientemente conocidos y sirven en primer lugar para una medición lo más precisa posible, libre de contacto, de una presión intraocular en un ojo. Para ello se usa por ejemplo un tonómetro de no contacto, con la ayuda del cual se aplica una descarga de aire sobre el ojo a examinar, seleccionándose una intensidad de la descarga de aire de tal modo que la córnea del ojo se hunde configurándose una superficie cóncava. Antes de alcanzarse un máximo de una deformación de la córnea o antes de plegarse la córnea en dirección hacia la lente del ojo, la córnea forma brevemente una superficie plana, la cual se denomina como llamado primer punto de aplanamiento. Tras el desvío máximo de la córnea y un desplegado de la misma al estado original, la córnea experimenta precisamente un segundo punto de aplanamiento de este tipo. Mediante una relación de una presión de la descarga de aire con un desarrollo temporal del aplanamiento de la córnea es posible entonces ahora determinar una presión intraocular. Los valores de medición determinados con el tonómetro de no contacto se relacionan con valores de medición de comparación, los cuales se determinaron con un tonómetro de medición relativamente exacta o tonómetro de contacto, de manera que como resultado puede derivarse una presión interior del ojo aproximada a la presión intraocular real.

No obstante, una presión intraocular medida con un tonómetro de no contacto no es aún lo suficientemente exacta con respecto a una medición de presión con un tonómetro de aplanamiento, dado que una medición es falseada entre otras, por la córnea. Para mejorar una exactitud de medición, se ha intentado por lo tanto tener en consideración la influencia de la córnea en la medición, por ejemplo mediante una medición de grosor o una medición de radios de córnea antes del inicio de la medición de tonómetro de no contacto. Es conocido también tener en consideración un módulo de elasticidad o módulo de Young como una propiedad de material biomecánica de la córnea y corregir la correspondiente medición con un correspondiente factor de cálculo. A este respecto se parte en todas las mediciones, también en el caso de diferentes ojos, de que el módulo de elasticidad es siempre igual de grande y de este modo constante. Se parte además de ello de que una córnea presenta un módulo de elasticidad igual de grande en todas las zonas de la córnea. Una incorporación de este tipo de un módulo de elasticidad en una medición de tonómetro de no contacto tiene la desventaja de que esta propiedad de material o este valor característico sirve para la caracterización de una carga por tracción, tal como no se produce en una medición de tonómetro de no contacto. Un módulo de elasticidad varía además de ello de ojo a ojo individualmente y también en dependencia de las respectivas zonas de córnea dentro de la córnea misma. Una incorporación de este tipo de valores característicos de material y un cálculo del resultado de medición no pueden conducir por lo tanto aún a resultados de medición satisfactoriamente exactos.

Es conocido además de ello incorporar las propiedades biomecánicas de una córnea durante una medición de tonómetro de no contacto en ésta o determinar éstas de este modo ya durante la medición. Para ello se aplica una descarga de aire sobre la córnea, determinándose una presión de bomba durante el desarrollo de la medición mediante un sensor de presión de forma continua. Se detectan ópticamente además de ello un desarrollo temporal de la medición, así como un primer y un segundo punto de aplanamiento de la córnea. Una presión intraocular puede derivarse ahora por ejemplo mediante una determinación de las presiones predominantes en el momento del primer y del segundo aplanamiento, en particular dado que las fuerzas necesarias para la curvatura de la córnea durante el plegado o desplegado de la córnea se suponen igual de altas y de este modo se compensan mutuamente. Como consecuencia resulta una presión intraocular a partir de un valor medio de la fuerza usada para el plegado y el desplegado de la córnea, aplicada a través de la descarga de aire.

Alternativamente es conocido determinar una histéresis entre el primer y el segundo punto de aplanamiento y derivar o corregir en dependencia de la medición de histéresis la presión intraocular. Durante la medición de histéresis se detectan ópticamente el primer y el segundo punto de aplanamiento y se relaciona con el desarrollo temporal de una curva de presión de una bomba, esto quiere decir, que para cada punto de aplanamiento se determina un valor temporal correspondiente, así como un valor de presión. Dado que un plegado de la córnea o la llegada al primer punto de aplanamiento se producen con un valor de presión más alto que un desplegado o la llegada al segundo punto de aplanamiento, esta diferencia de presión puede usarse para la determinación de la histéresis como una propiedad de material de la córnea.

En este procedimiento de medición es desventajoso que un movimiento de la córnea producido por una descarga de aire, está sometido a efectos dinámicos, los cuales pueden falsear este tipo de medición de tiempo/presión, en particular dado que los efectos dinámicos no pueden tenerse en consideración en las medición de tonómetro de no

contacto descritas. Para evitar este tipo de oscilaciones no deseadas de la córnea, se minimiza al máximo posible una velocidad de la descarga de aire para no falsear un resultado de medición mediante un movimiento de córnea no deseado. Es necesario además de ello establecer una sincronización entre el inicio de la descarga de aire y la medición de tiempo requerida. Mediante una bomba mecánica, usada para la configuración de una descarga de aire, como por ejemplo una bomba de émbolo, esta sincronización temporal puede no obstante, por ejemplo como consecuencia de inercia o fricción, no alcanzarse con precisión y de este modo falsearse el resultado de medición. La descarga de aire, tal como ya se ha mencionado, también se supervisa en presión, esto quiere decir, que se influye según sea necesario en el desarrollo de la medición. De este modo tras una superación del primer punto de aplanamiento se reduce o desconecta la descarga de aire para evitar un hundimiento excesivo de la córnea. Para ello es necesaria no obstante también una supervisión de presión continua de la presión de bomba, así como una supervisión de un desarrollo temporal de la misma en relación con los momentos del primer y del segundo aplanamiento, lo cual tiene como consecuencia una incorporación de una serie de posibles fuentes de error que falsean una medición. En general los procedimientos y sistemas de análisis conocidos del estado de la técnica, con medición de presión y tiempo paralelas, dependientes entre sí, con detección simultánea de los puntos de aplanamiento, aún son comparativamente no precisos con respecto a una medición con un tonómetro de contacto.

Del documento US 2005/0030473 A1 se conoce un procedimiento para la medición de una presión intraocular mediante un aparato de análisis oftalmológico. Durante el cálculo de una presión intraocular se usa en particular un factor de corrección, el cual ha de describir una resistencia de la córnea contra un desvío y que varía en dependencia de un grosor y de propiedades viscoelásticas de la córnea. Puede derivarse además de ello una correspondiente rigidez de la córnea de una fuerza aplicada con un tonómetro de no contacto sobre la córnea o derivarse una descarga de aire y una superficie de aplanamiento generada debido a ella. Se registra una deformación del ojo con una cámara de alta velocidad, la cual está dispuesta lateralmente junto al ojo. Dado que la córnea es transparente pueden obtenerse imágenes seccionadas laterales de la córnea.

El artículo "Understanding eye deformation in non-contact tonometry" divulgado en el marco de la "EMBS Annual International Conference, New York, 30.8. - 3.9.2006", describe una grabación de video lateral de una córnea de un ojo deformada con un tonómetro de no contacto. En particular se menciona una influencia de una rigidez de la córnea en los resultados de medición. Es conocido además de ello, que un movimiento de la totalidad del ojo puede detectarse en un límite exterior de la córnea.

La presente invención se basa por lo tanto en el objetivo de proponer un procedimiento de análisis oftalmológico para la medición de una presión intraocular en un ojo, así como un sistema de análisis de este tipo, con el cual pueda lograrse una exactitud de medición comparativamente mejorada.

Este objetivo se soluciona mediante un procedimiento de análisis oftalmológico con las características de la reivindicación 1 y un procedimiento de análisis con las características de la reivindicación 13.

En el caso del procedimiento de análisis oftalmológico de acuerdo con la invención, para la medición de una presión intraocular en un ojo con un sistema de medición, el sistema de análisis comprende una instalación de accionamiento, con la cual se deforma la córnea del ojo sin contacto, aplicándose con la instalación de accionamiento una descarga de aire para la deformación de la córnea sobre el ojo, un sistema de observación, con el cual se observa y registra la deformación de la córnea, registrándose con el sistema de observación imágenes seccionadas de la córnea no deformada y deformada, y una instalación de análisis, con la cual se deriva a partir de las imágenes seccionadas de la córnea la presión intraocular, derivándose en la instalación de análisis a partir de las imágenes seccionadas de la córnea una propiedad de material de la córnea, derivándose una deformación máxima de la córnea a partir de las imágenes seccionadas de la córnea, derivándose como una propiedad de material un diámetro d_1 de una primera superficie de aplanamiento de la córnea y un diámetro d_2 de una superficie de deformación que se desvía de la primera superficie de aplanamiento, de la córnea, con una deformación máxima de la córnea en relación con el ápex de la córnea, encontrándose la primera superficie de aplanamiento en la zona del plano de aplanamiento ortogonalmente con respecto a un eje óptico del ojo o a un eje de aparato del sistema de análisis, correspondiéndose el diámetro d_2 con una separación de dos puntos opuestos entre sí de un plano de sección longitudinal de la córnea en dirección del eje óptico, representando los puntos respectivamente los puntos más próximos dirigidos hacia el sistema de análisis en el plano de sección longitudinal, derivándose la presión intraocular teniendo en consideración los diámetros d_1 y d_2 de la córnea, derivándose la presión intraocular mediante comparación del diámetro d_2 en relación con el diámetro d_1 con valores memorizados en una base de datos.

Durante la deformación de la córnea mediante la descarga de aire se produce un aplanamiento completo de la córnea, configurándose la primera superficie de aplanamiento con el diámetro d_1 . La superficie de aplanamiento es esencialmente plana y se encuentra en la zona de un plano de aplanamiento ortogonalmente con respecto a un eje óptico del ojo o a un eje de aparato de un sistema de análisis. Durante la deformación de la córnea se configura en la córnea una cavidad cóncava, la cual se diferencia esencialmente de la primera superficie de aplanamiento. Una comparación de la superficie de deformación que se desvía de la primera superficie de aplanamiento, de la cavidad, con la primera superficie de aplanamiento permite una definición de la propiedad de material de la córnea, dado que la superficie de deformación se configura en dependencia de la propiedad de material. La propiedad de material no se refiere por lo tanto a ninguna propiedad de material conocida en general, sino que se basa solo en una definición

de dos geometrías que se desvían una de la otra, de la córnea deformada. Una medida de referencia para el desvío es a este respecto la primera superficie de aplanamiento o el diámetro d_1 de la primera superficie de aplanamiento. Debido a que la comparación se produce con el diámetro d_n de la superficie de deformación de la córnea, puede llevarse a cabo la comparación de manera particularmente sencilla. El diámetro d_n puede determinarse en particular en caso de un movimiento de deformación de la córnea tras pasar la primera superficie de aplanamiento o un primer punto de aplanamiento, de manera particularmente sencilla, dado que entonces la superficie de deformación adopta una forma cóncava. Está previsto además de ello que la superficie de deformación o el diámetro d_n se use en un determinado periodo de tiempo de la deformación en relación con la primera superficie de aplanamiento o también con otro punto que pueda ser medido o una posición de la córnea, durante la deformación, para la definición de la superficie de deformación de la córnea que se desvía. Se memorizan y comparan además de ello el desvío determinado y los valores relativos de los diámetros correspondientes en una base de datos. De este modo se conoce para los valores memorizados en la base de datos, una presión interior del ojo objetiva o también un valor de corrección correspondiente, de modo que la presión intraocular objetiva del ojo medido se deriva teniéndose en consideración la propiedad de material definida geoméricamente de la córnea.

Ha de tenerse en cuenta además de ello que en el caso del procedimiento no ha de ser necesaria una medición de la presión de una presión de bomba. De este modo cada medición a voluntad de una presión intraocular puede llevarse a cabo siempre con la misma presión de bomba constante. Dado que aquí no ha de producirse ninguna variación de la altura de la presión de bomba o ninguna sincronización temporal de la presión de bomba, pueden excluirse una serie de fuentes erróneas y llevarse a cabo una medición particularmente exacta. Por lo demás la propiedad de material determinada de este modo, de la córnea, puede aprovecharse también en el marco de la cirugía ocular refractiva, para adaptar por ejemplo en caso de una intervención con LASIK a las correspondientes propiedades de córnea.

Es ventajoso además de ello, cuando una presión de bomba para la generación de la descarga de aire se desarrolla en relación con una duración de la misma en forma de una curva de campana. De este modo la presión de bomba puede actuar para cada medición individual de forma idéntica y por completo sin influencias, en forma de una descarga de aire en la córnea. La curva de campana puede presentar a este respecto, entre otras, una forma simétrica.

También una presión de bomba máxima para la generación de la descarga de aire puede ser igual en mediciones anteriores y posteriores. De este modo puede permitirse una buena capacidad de comparación de diferentes mediciones. La presión de bomba máxima puede ser por ejemplo de 70 mm Hg.

Para poder corregir aún así dado el caso una presión de bomba o para comprobar un desarrollo de presión deseado, puede medirse una presión de bomba para la generación de la descarga de aire al alcanzarse el punto de aplanamiento de la córnea. Una bomba puede disponer por ejemplo de un sensor de presión, el cual permita una supervisión de la presión de bomba durante la totalidad de la medición. Debido a ello pueden excluirse posibles errores en lo que se refiere a la presión de bomba durante la medición y asegurarse una continuidad de mediciones sucesivas.

Para la derivación de la propiedad de material puede medirse también un intervalo de tiempo entre inicio y final de la deformación de la córnea. De este modo pueden asignarse en particular todas las imágenes seccionadas registradas respectivamente a un determinado momento de la medición, debido a lo cual resulta comprensible un desarrollo temporal de la deformación. En particular puede determinarse con exactitud un momento del primer y del segundo aplanamiento de la córnea, y de este modo una separación temporal. De esta manera también la determinación de este intervalo de tiempo puede ser suficiente para la determinación de la correspondiente propiedad de material. Puede aprovecharse además de ello para la derivación de la propiedad de material un intervalo de tiempo de la totalidad de la deformación de la córnea.

Para la derivación de la propiedad de material puede medirse también una velocidad de la córnea movida. Cuando en particular el desarrollo temporal de una deformación de la córnea se conoce, pueden examinarse de este modo también una dinámica de la deformación, para evaluar en particular efectos dinámicos en la deformación en lo que se refiere a la correspondiente propiedad de material. Una reverberación de la córnea por ejemplo en caso de una descarga de aire de este modo ya no puede actuar a modo de falseamiento en el resultado de medición, cuando la reverberación se tiene en consideración en la medición. También de este modo puede seleccionarse discrecionalmente una velocidad de una descarga de aire en relación con por lo demás efectos dinámicos no deseados para una medición. También es posible concluir a partir de la velocidad medida una profundidad de hundimiento o amplitud máxima, dado que entre estas magnitudes existe una relación funcional.

Para determinar con aún mayor precisión la propiedad de material, se deriva de acuerdo con la invención para la derivación de la propiedad de material una deformación máxima de la córnea a partir de las imágenes seccionadas de la córnea. Como consecuencia puede determinarse una profundidad de hundimiento máxima de la córnea a partir de las imágenes seccionadas de la córnea, pudiendo comprobarse de forma complementaria también un momento de la deformación máxima de la córnea al menos en relación con uno de los puntos de aplanamiento.

Para la derivación de la propiedad de material se determina de acuerdo con la invención un diámetro d_2 de una

- superficie de deformación de la córnea en caso de una deformación máxima de la córnea en dirección de un eje óptico o eje de aparato. La deformación máxima de la córnea puede determinarse a partir de una serie de imágenes seccionadas de la córnea deformada. De este modo es posible definir para cada medición un momento de la deformación o una geometría de la córnea, que puedan servir como una magnitud de comparación con respecto a la primera superficie de aplanamiento de la córnea. También el diámetro d_2 puede determinarse entonces sencillamente debido a que éste se define como una separación de dos puntos opuestos en un plano de sección longitudinal de la córnea en el estado de la deformación máxima, representando los puntos respectivamente los puntos más próximos dirigidos hacia el sistema de análisis. Estos puntos pueden extraerse de una imagen seccionada y representan como consecuencia el diámetro d_2 de la deformación máxima o deformación de la córnea.
- 5
- 10 Opcionalmente puede medirse también para la derivación de la propiedad de material al alcanzarse un punto de aplanamiento de la córnea una magnitud de una superficie de aplanamiento plana. Puede tenerse en consideración por ejemplo una magnitud de la superficie de aplanamiento o su diámetro y/o su forma como un indicador para una rigidez de la córnea. Pueden usarse también los respectivos radios que se unen a la superficie de aplanamiento, de la córnea, como un indicador adicional.
- 15 Para la derivación de la propiedad de material puede determinarse una relación entre el diámetro d_1 de la primera superficie de aplanamiento de la córnea y un diámetro d_3 de una segunda superficie de aplanamiento de la córnea. Durante una deformación de la córnea mediante la descarga de aire se produce un plegado de la córnea configurándose la primera superficie de aplanamiento hasta llegar a una deformación máxima de la córnea con una cavidad cóncava, así como a continuación un desplegado de la córnea configurándose la segunda superficie de aplanamiento en su mayor medida plana, hasta la llegada a la forma original de la córnea. La segunda superficie de aplanamiento representa de este modo un punto de referencia geométrico bien reconocible en las imágenes seccionadas, que puede usarse para la definición de la propiedad de material mediante una comparación con la primera superficie de aplanamiento. En particular mediante un posible desvío de los diámetros de las superficies de aplanamiento puede definirse o determinarse una propiedad de material de la córnea.
- 20
- 25 La propiedad de material de la córnea puede determinarse con mayor precisión aún cuando se deriva una amplitud de la deformación de las imágenes seccionadas de la córnea. De este modo puede comprenderse fácilmente el desarrollo geométrico exacto de la deformación. Esto quiere decir, que puede registrarse en cualquier momento de la deformación la forma geométrica existente en este momento, de la deformación, de manera que puede detectarse el desarrollo geométrico a modo de una película de la deformación. Puede detectarse de este modo por ejemplo también bien una reverberación de la córnea tras un desplegado o un segundo punto de aplanamiento.
- 30
- 35 Para una derivación aún más exacta de la propiedad de material puede derivarse una curvatura de la córnea no deformada y/o deformada a partir de las imágenes seccionadas de la córnea. Dado que las imágenes seccionadas de la córnea describen también una geometría de la misma, en particular antes de aplicarse la descarga de aire, puede incorporarse la geometría de la córnea en relación con la correspondiente propiedad de material de la córnea en el cálculo de la presión intraocular objetiva. Esto quiere decir que los radios de curvatura o una curvatura de la córnea en una superficie de córnea exterior y/o interior pueden derivarse a partir de las imágenes seccionadas mediante procesamiento de imágenes. A este respecto pueden entrar los radios de curvatura de la córnea deformada como un factor de corrección y por ejemplo el grosor de la córnea de la córnea deformada en la medición y usarse como un indicador para una propiedad de material.
- 40
- 45 La propiedad de material de la córnea puede diferenciarse más aún cuando la deformación de la córnea se continúa mediante una oscilación libre de la córnea, y cuando como propiedad de material adicional se determina entonces la oscilación libre de la córnea. Una oscilación de la córnea tras la aplicación de la descarga de aire y alcanzar la forma original de la córnea se diferencia por regla general en diferentes ojos. De este modo puede definirse la oscilación de la córnea como una propiedad de material adicional de la córnea, mediante la cual puede corregirse una presión intraocular. Como consecuencia puede estar previsto registrar mediante el sistema de observación imágenes seccionadas de la córnea más allá de la deformación propiamente dicha, para determinar la oscilación o la oscilación libre de la córnea.
- Una oscilación libre de la córnea puede determinarse fácilmente debido a que se mide una frecuencia y/o amplitud de la oscilación libre. De este modo resulta posible recurrir a la frecuencia y/o a una magnitud de amplitud y la reducción durante una oscilación para la definición de la propiedad de material adicional.
- 50
- 55 Puede derivarse además de ello como una propiedad de material adicional una rigidez de la córnea. El concepto de la rigidez no ha de entenderse entonces explícitamente como un módulo de elasticidad o módulos de Young, sino como una propiedad de material, la cual está caracterizada por una sollicitación por presión que actúa sobre el ojo o que hace frente a la misma, es decir, el caso de carga realmente existente en una medición de tonómetro. La rigidez es de este modo una magnitud central dependiente de la dirección, del material de la córnea. La rigidez está determinada además de ello por el material de la córnea mismo y no por otras influencias externas. También actúan en el material de la córnea tensiones intrínsecas, las cuales influyen en la rigidez de la córnea.
- De este modo puede determinarse durante una única medición mediante aplicación de una descarga de aire de acuerdo con un procedimiento tonométrico convencional, una primera presión intraocular. En paralelo a ello puede

derivarse de la deformación de la córnea, la cual se registra durante la deformación por parte del sistema de observación, la rigidez de la córnea. Dado que la rigidez de la córnea tiene una influencia esencial en un comportamiento de deformación de la córnea o la medición de la primera presión intraocular del ojo, puede tenerse en consideración la influencia de la córnea en la medición de la primera presión intraocular. De este modo puede corregirse la primera presión intraocular medida anteriormente, a razón de la influencia de la córnea sobre la medición, de manera que se deriva una presión intraocular objetiva como resultado de la medición. La rigidez de la córnea es a este respecto en esencial aproximadamente una función lineal de la primera presión intraocular subjetiva medida, del ojo, así como de una amplitud para la amplitud máxima medida de la deformación de la córnea. En un grado de la función de la rigidez puede estar reproducida la presión intraocular subjetiva por ejemplo sobre un eje de ordenadas y la amplitud máxima de la deformación en un eje de abscisas, presentando la rigidez entonces esencialmente una forma de una recta con pendiente negativa. En dependencia del valor de medición para el eje de abscisas y el eje de ordenadas resulta en caso de valores de medición cambiantes en esencial un desplazamiento en paralelo de las rectas, de lo cual resultan respectivamente diferentes rigideces. La presión intraocular objetiva se deriva de la rigidez determinada o puede deducirse de las rectas de la rigidez a partir de un punto de corte del valor para la presión intraocular subjetiva o del valor para la amplitud máxima con las rectas para la rigidez. Durante la medición puede determinarse siempre de nuevo la rigidez de la córnea como una propiedad de material para cada medición, lo cual quiere decir, que no se parte, tal como es conocido del estado de la técnica, de una propiedad de material constante para cualquier ojo. Alternativamente pueden usarse también en lugar de las amplitudes, los diámetros de la superficie de aplanamiento y de la superficie de deformación, en el grafo, y emplearse de forma análoga.

Puede ser particularmente ventajoso además de ello cuando durante la medición o el proceso de deformación de la córnea se registra una serie o pluralidad de imágenes seccionadas de la córnea. De este modo resulta posible seguir en detalle una deformación de la córnea y derivar mediante un procesamiento de imágenes de las imágenes seccionadas a partir del desarrollo de deformación la correspondiente propiedad de material o una presión intraocular objetiva.

Puede derivarse además de ello como una propiedad de material adicional independiente de la presión intraocular una tensión de la córnea, pudiendo visualizarse tensiones en el material de la córnea. La propiedad de material adicional puede estar definida en el presente contexto como una propiedad, la cual reside en el material independientemente de influencias exteriores. Una propiedad estructural es una propiedad, la cual está influida por influencias exteriores en el material o también por una forma del material. De este modo puede estar previsto visualizar tensiones de la córnea mediante el registro de las imágenes seccionadas. A este respecto puede diferenciarse entre tensiones, las cuales se presentan independientemente de una presión intraocular, en dependencia de una presión intraocular y condicionadas por la deformación de la córnea en el material de la córnea. Esta diferenciación resulta posible debido a que a través del registro de las imágenes seccionadas pueden registrarse y visualizarse tensiones de la córnea no deformada y a continuación tensiones de la córnea deformada. En dependencia del tipo, de la intensidad, dirección o distribución de las tensiones en las imágenes seccionadas de la córnea, puede corregirse y derivarse la presión intraocular teniéndose en cuenta la tensión. Una corrección de la presión intraocular es posible en particular también mediante una comparación de una relación de las tensiones de la córnea no deformada y de la deformada en un punto definido o en una posición de la córnea deformada. En un paso adicional del procedimiento puede estar previsto comparar las tensiones visualizadas con tensiones visualizadas memorizadas en una base datos, para corregir la presión intraocular. De este modo puede ser conocido para los valores memorizados en la base de datos, una presión interior del ojo objetiva o también un valor de corrección correspondiente, de modo que la presión intraocular objetiva del ojo medido puede derivarse teniéndose en consideración las tensiones de la córnea.

Como una imagen seccionada puede usarse respectivamente una representación óptica de tensión de la córnea. Una representación óptica de tensión permite una visualización sencilla de una distribución de tensión en cuerpos transparentes, pudiéndose representar fácilmente una distribución y tamaño de la tensión mecánica en puntos de la córnea, o también en otras zonas transparentes del ojo, y evaluar mediante procesamiento de imágenes. En particular pueden visualizarse a este respecto en el plano de la imagen seccionada tensiones que hagan su aparición. Las tensiones que se extienden transversalmente con respecto al plano de la imagen seccionada no se tienen entonces en consideración, no siendo esto tampoco necesariamente obligatorio para la corrección de la presión intraocular.

De manera particularmente sencilla puede derivarse a partir de líneas de tensión de la representación óptica de tensión la propiedad de material adicional de la córnea. Las líneas de tensión pueden reconocerse particularmente bien visualmente y resulta entonces también posible diferenciar entre la propiedad de material de la córnea. En el caso de las líneas de tensión puede diferenciarse entre isocromáticas e isoclinas, siendo las isocromáticas líneas de tensión con diferencia de tensión principal constante y representando las isoclinas trayectorias de tensión de la córnea bajo una carga dada. De este modo pueden diferenciarse a partir de una pluralidad de imágenes seccionadas obtenidas durante una deformación de la córnea, líneas de tensión cambiantes debido a la carga debida a la descarga de aire, de la córnea, y debido a una forma de la córnea misma en estas líneas de tensión presentes, que no cambian esencialmente en relación con la córnea.

El sistema de análisis puede estar configurado entonces a modo de un polariscopio, pudiendo comprender el

sistema de observación entonces una instalación de iluminación y una instalación de cámara, las cuales presentan respectivamente un polarizador. Puede ser suficiente entonces por ejemplo prever en la instalación de iluminación un correspondiente filtro de polarización y en la instalación de cámara un filtro de polarización, para poder visualizar tensiones en el material de la córnea.

- 5 La medición puede continuar mejorándose debido a que a diferentes zonas de la córnea se asignan respectivamente propiedades de materiales que se diferencian entre sí. De este modo, en caso de grosor asumido igual, de la córnea, las propiedades de material pueden variar en diferentes zonas de una sección transversal de la córnea o en relación con una zona de superficie de la córnea o ser diferentes entre sí.

10 En una forma de realización ventajosa del procedimiento de análisis el sistema de observación puede comprender una cámara y una instalación de iluminación en una disposición de Scheimpflug, pudiendo registrarse entonces mediante la cámara las imágenes seccionadas. Esto quiere decir que la cámara puede estar dispuesta en relación con un eje óptico de una instalación de iluminación de hueco para la iluminación del ojo en una disposición de Scheimpflug, de modo que puede registrarse una imagen en sección transversal iluminada del ojo con la cámara. Una cámara puede usarse por ejemplo también como una cámara de alta velocidad, la cual puede registrar al menos 15 4000 imágenes por segundo. El eje óptico de la instalación de iluminación de hueco también puede caer en un eje óptico del ojo o coincidir con éste. Preferentemente puede extenderse entonces también una dirección de actuación de la descarga de aire coaxialmente con respecto al eje óptico de la instalación de iluminación de hueco.

20 El sistema de análisis oftalmológico de acuerdo con la invención, para la medición de una presión intraocular comprende una instalación de accionamiento, con la cual puede deformarse una córnea del ojo sin contacto, pudiendo aplicarse con la instalación de accionamiento una descarga de aire para la deformación de la córnea sobre el ojo, un sistema de observación, con el cual puede observarse y registrarse la deformación de la córnea, pudiendo registrarse con el sistema de observación imágenes seccionadas de la córnea no deformada y/o deformada, y una instalación de análisis, con la cual puede derivarse a partir de las imágenes seccionadas de la córnea la presión 25 intraocular, derivándose en la instalación de análisis a partir de las imágenes seccionadas de la córnea una propiedad de material de la córnea, derivándose una deformación máxima de la córnea a partir de las imágenes seccionadas de la córnea, derivándose como una propiedad de material un diámetro d_1 de una primera superficie de aplanamiento de la córnea y un diámetro d_2 de una superficie de deformación de la córnea que se desvía de la primera superficie de aplanamiento en el caso de la deformación máxima de la córnea en relación con el ápex de la córnea, encontrándose la primera superficie de aplanamiento en la zona del plano de aplanamiento ortogonalmente 30 con respecto a un eje óptico del ojo o a un eje de aparato del sistema de análisis, correspondiéndose el diámetro d_2 con una separación de dos puntos opuestos entre sí de un plano de sección longitudinal de la córnea en dirección del eje óptico, representando los puntos respectivamente los puntos más próximos dirigidos hacia el sistema de análisis en el plano de sección longitudinal, derivándose la presión intraocular teniéndose en consideración los diámetros d_1 y d_2 de la córnea, pudiendo derivarse la presión intraocular mediante comparación del diámetro d_2 35 determinado en relación con el diámetro d_1 con valores memorizados en una base de datos. En lo que se refiere a los efectos ventajosos que resultan del sistema de análisis de acuerdo con la invención, se remite a la descripción del procedimiento de análisis oftalmológico de acuerdo con la invención.

A continuación, se explica con más detalle una forma de realización preferente de la invención haciendo referencia a los dibujos adjuntos.

40 Muestran:

Las **Figs. 1a** hasta **1e**: una deformación de una córnea de un ojo durante una medición en una vista en sección longitudinal;

La **Fig. 2**: una representación de diagrama de presión y tiempo de bomba durante una medición;

La **Fig. 3**: una representación de diagrama de presión intraocular medida y deformación de la córnea;

45 Las **Figs. 4a** hasta **4b**: una visualización de tensiones en el material de la córnea.

Las **Figs. 1a** hasta **1e** muestran estados de deformación seleccionados de una córnea 10 de un ojo 11 durante una medición individual de una presión interior de ojo mediante un sistema de análisis no representado en este caso. Las representaciones son respectivamente representaciones en sección longitudinal a lo largo de un eje óptico 12 del ojo 11. La **Fig. 2** es una representación de diagrama con un tiempo t en el eje de abscisas y una presión de bomba p en el eje de ordenadas. La presión de bomba se desarrolla independientemente del uso de un sistema de observación o de una cámara Scheimpflug no representados en este caso con una instalación de iluminación de hueco a modo de una curva de campana 13 simétrica que comienza con una presión P_0 en un punto de inicio T_0 de la bomba hasta llegar a una presión de bomba máxima P_2 en el momento T_2 y cayendo de nuevo hasta llegar a la presión de bomba P_0 en un punto final T_4 . La descarga de aire entregada mediante el inicio de la bomba T_0 sobre la córnea 10 conduce 50 a una primera deformación de la córnea 10 que puede ser registrada mediante el sistema de observación, directamente tras el momento A_0 . La **Fig. 1a** representa la forma de la córnea 10 aún no deformada en el momento A_0 . Con presión de bomba en aumento se produce en el momento A_1 un aplanamiento completo de la córnea 10 de acuerdo con la **Fig. 1b**, configurándose, tal como se representa en este caso, una superficie de aplanamiento 14 con

un diámetro d_1 , que es esencialmente plana y se encuentra en un plano de aplanamiento 15. La córnea está entonces retirada o hundida a razón de una medida X_1 del ápex 16 de la córnea 10. Opcionalmente y no de forma necesaria, puede determinarse en caso de este llamado primer punto de aplanamiento en el momento A_1 una presión de bomba P_1 en el momento coincidente T_1 . Tras alcanzarse la presión de bomba P_2 se produce una deformación máxima de la córnea 10 en el momento A_2 en correspondencia con la representación de la **Fig. 1c**. Un punto 17 que determina una deformación máxima está alejado a este respecto a razón de una medida X_2 del ápex 16 de la córnea 10. Se trata en este caso por lo tanto de un desvío máximo de una amplitud de la deformación. En el caso de esta amplitud máxima de la deformación se configura y detecta un diámetro d_2 de una superficie de deformación cóncava 18. El diámetro d_2 está definido por una separación de dos puntos opuestos de un plano de sección longitudinal de la córnea 10, representando los puntos respectivamente los puntos más próximos dirigidos hacia el sistema de análisis, de la córnea 10. Posteriormente se produce un movimiento de retorno o una oscilación de la córnea 10, alcanzándose en el momento A_3 el llamado segundo punto de aplanamiento de acuerdo con la representación de la **Fig. 1d**. En este caso se detecta igualmente un diámetro d_3 , así como una separación X_3 . También es posible opcionalmente determinar una presión de bomba P_3 en el momento T_3 coincidente. Tras el retorno de la presión de bomba al valor de origen P_0 en el momento T_4 la córnea 10 llega en el momento A_4 igualmente de nuevo a su posición de partida representada en la **Fig. 1e**. En correspondencia con la descripción anterior de una medición individual de una presión intraocular de un ojo se determinan los estados de deformación representados en las **Figs. 1a** hasta **1e**, de la córnea 10, que se caracterizan por los respectivos momentos caracterizados con A_0 hasta A_4 . A este respecto se detectan en particular independientemente de una presión de bomba p intervalos temporales de los correspondientes momentos A_0 hasta A_4 , así como las medidas y profundidades de hundimiento X_1 , X_2 y X_3 , derivándose a partir de estas magnitudes centrales una rigidez de la córnea 10. Una presión intraocular medida se corrige entonces mediante un valor determinado por la rigidez de la córnea, de manera que se emite una presión intraocular objetiva como resultado de la medición.

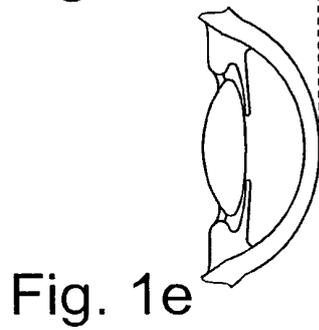
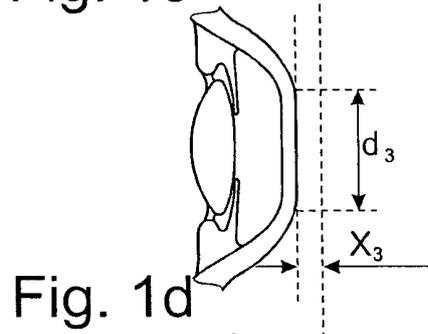
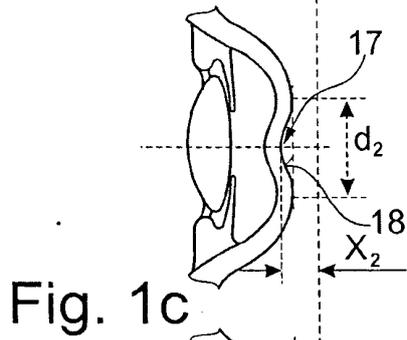
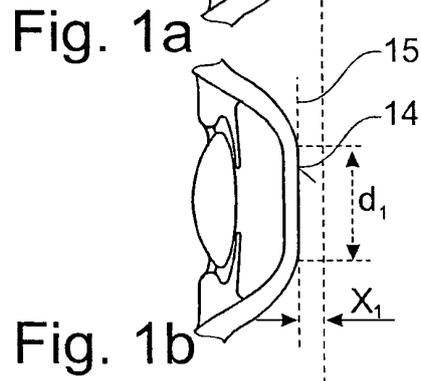
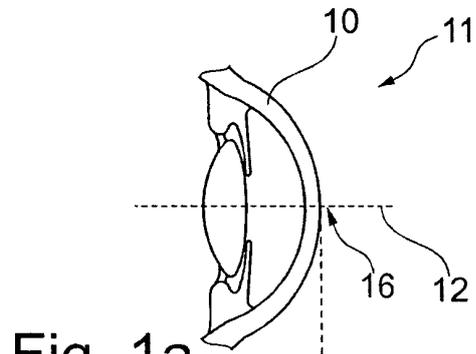
La **Fig. 3** muestra una representación de diagrama con una presión intraocular medida, subjetiva, en el eje de ordenadas y un desvío de una amplitud de una deformación máxima de la córnea 10 en el eje de abscisas. En el caso de por ejemplo una presión intraocular subjetiva en P_{s1} y una amplitud a_1 , la cual se corresponde con la separación X_2 , resulta una rigidez S_1 como una función esencialmente lineal con pendiente negativa. La rigidez S_1 puede desviarse no obstante también de una función lineal y estar configurada como una línea con un radio de curvatura comparativamente grande. Una presión intraocular subjetiva P_{o1} puede desprenderse como una variable por parte de la recta definida por la rigidez S_1 . De manera análoga a ello resulta en el caso de una presión P_{s2} y un desvío a_2 un desplazamiento paralelo de la recta con una rigidez S_2 , de lo cual puede derivarse de nuevo una presión intraocular objetiva P_{o2} . Alternativamente pueden usarse también en lugar de las amplitudes a_1 y a_2 los diámetros d_1 y d_2 en el diagrama y usarse de forma análoga.

Las **Figs. 4a** hasta **4b** muestran los estados de deformación de la córnea 10 del ojo 11 de forma análoga a las **Figs. 1a** y **1b**. A diferencia de ello se visualizan en las **Figs. 4a** y **4b** tensiones en el material de la córnea. De este modo pueden verse en particular líneas de tensión 19 en el material de la córnea 10, que presentan tensiones principales a lo largo y transversalmente del eje óptico 12. La **Fig. 4a** muestra de este modo tensiones en el ojo 11 en un estado de reposo de la córnea 10 y la **Fig. 4b** tensiones en el ojo 11 de la córnea 10 deformada que se diferencian esencialmente de las tensiones en el estado de reposo. Una comparación de la tensión basada en las líneas de tensión 19 permite de este modo una definición de una propiedad de estructura y/o de material de la córnea, que puede usarse para la corrección de una presión intraocular medida y con ello para la derivación de una presión intraocular objetiva.

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento de análisis oftalmológico para la medición de una presión intraocular en un ojo (11) con un sistema de análisis, formado a partir de una instalación de accionamiento, con la cual se deforma una córnea (10) del ojo sin contacto, aplicándose con la instalación de accionamiento una descarga de aire para la deformación de la córnea
 5 sobre el ojo, un sistema de observación, con el cual se observa y se registra la deformación de la córnea, registrándose con el sistema de observación imágenes seccionadas de la córnea no deformada y deformada, y una instalación de análisis, con la cual se deriva de las imágenes seccionadas de la córnea la presión intraocular, derivándose en la instalación de análisis a partir de las imágenes seccionadas de la córnea una propiedad de material de la córnea,
 10 **caracterizado porque**
 se deriva una deformación máxima de la córnea a partir de las imágenes seccionadas de la córnea, derivándose como una propiedad de material un diámetro d_1 de una primera superficie de aplanamiento (14) de la córnea y un diámetro d_2 de una superficie de deformación (18) de la córnea, que se desvía de la primera superficie de aplanamiento, en la deformación máxima de la córnea en relación con el ápex (16) de la córnea, encontrándose la
 15 primera superficie de aplanamiento en la zona de un plano de aplanamiento (15) ortogonalmente con respecto a un eje óptico (12) del ojo o a un eje de aparato del sistema de análisis, correspondiéndose el diámetro d_2 con una separación de dos puntos opuestos de un plano de sección longitudinal de la córnea en dirección del eje óptico, representando los puntos respectivamente los puntos más próximos dirigidos hacia el sistema de análisis en el plano de sección longitudinal, de la córnea, derivándose la presión intraocular teniendo en consideración los diámetros
 20 d_1 y d_2 de la córnea, derivándose la presión intraocular mediante comparación de los valores relativos de los correspondientes diámetros con valores memorizados en una base de datos.
2. Procedimiento de análisis según la reivindicación 1,
caracterizado porque,
 una presión de bomba para la generación de la descarga de aire se desarrolla en relación con una duración de la
 25 misma en forma de una curva de campana (13).
3. Procedimiento de análisis según la reivindicación 1 o 2,
caracterizado porque,
 una presión de bomba máxima para la generación de la descarga de aire es igual en mediciones anteriores y
 posteriores.
- 30 4. Procedimiento de análisis según una de las reivindicaciones anteriores,
caracterizado porque,
 una presión de bomba para la generación de la descarga de aire se mide al alcanzar un punto de aplanamiento de la córnea (10).
- 35 5. Procedimiento de análisis según una de las reivindicaciones anteriores,
caracterizado porque,
 se mide una velocidad de la córnea (10) movida, midiéndose la velocidad para derivar la propiedad de material.
6. Procedimiento de análisis según una de las reivindicaciones anteriores,
caracterizado porque,
 40 al alcanzarse un punto de aplanamiento de la córnea (10) se mide un tamaño de una superficie de aplanamiento (14, 18) plana, midiéndose el tamaño para derivar la propiedad de material.
7. Procedimiento de análisis según una de las reivindicaciones anteriores,
caracterizado porque,
 se determina una relación entre el diámetro d_1 de la primera superficie de aplanamiento (14) de la córnea (10) y un
 45 diámetro d_3 de una segunda superficie de aplanamiento de la córnea, determinándose la relación para derivar la propiedad de material.
8. Procedimiento de análisis según una de las reivindicaciones anteriores,
caracterizado porque,
 se deriva una amplitud de un desarrollo de deformación geométrico de la córnea (10) a partir de las imágenes
 seccionadas de la córnea, derivándose la amplitud para derivar la propiedad de material.
- 50 9. Procedimiento de análisis según una de las reivindicaciones anteriores,
caracterizado porque,
 se deriva una curvatura de la córnea (10) no deformada y/o deformada a partir de las imágenes seccionadas de la córnea, derivándose la curvatura para derivar la propiedad de material.
- 55 10. Procedimiento de análisis según una de las reivindicaciones anteriores,
caracterizado porque,
 la deformación de la córnea (10) se continúa mediante una oscilación libre de la córnea, y que se determina como una propiedad de material adicional la oscilación libre de la córnea.

11. Procedimiento de análisis según la reivindicación 10,
caracterizado porque,
se miden una frecuencia y/o amplitudes de la oscilación libre.
- 5 12. Procedimiento de análisis según una de las reivindicaciones anteriores,
caracterizado porque,
el sistema de observación comprende una cámara y una instalación de iluminación en una disposición de Scheimpflug, registrándose mediante la cámara las imágenes seccionadas.
- 10 13. Sistema de análisis oftalmológico para la medición de una presión intraocular en un ojo (11), comprendiendo una
instalación de accionamiento, con la cual puede deformarse una córnea (10) del ojo sin contacto, pudiendo aplicarse
con la instalación de accionamiento una descarga de aire para la deformación de la córnea sobre el ojo, un sistema
de observación, con el cual puede observarse y registrarse la deformación de la córnea, pudiendo registrarse con el
sistema de observación imágenes seccionadas de la córnea no deformada y deformada, y una instalación de
análisis, con la cual puede derivarse de las imágenes seccionadas de la córnea la presión intraocular, estando
configurada la instalación de análisis para derivar a partir de las imágenes seccionadas de la córnea una propiedad
15 de material de la córnea, **caracterizado por que,**
se deriva una deformación máxima de la córnea a partir de las imágenes seccionadas de la córnea, derivándose
como una propiedad de material un diámetro d_1 de una primera superficie de aplanamiento (14) de la córnea y un
diámetro d_2 de una superficie de deformación (18) de la córnea, que se desvía de la primera superficie de
aplanamiento, en la deformación máxima de la córnea en relación con el ápex (16) de la córnea, encontrándose la
20 primera superficie de aplanamiento en la zona de un plano de aplanamiento (15) ortogonalmente con respecto a un
eje óptico (12) del ojo o a un eje de aparato del sistema de análisis, correspondiéndose el diámetro d_2 con una
separación de dos puntos opuestos de un plano de sección longitudinal de la córnea en dirección del eje óptico,
representando los puntos respectivamente los puntos más próximos dirigidos hacia el sistema de análisis en el plano
de sección longitudinal, de la córnea, derivándose la presión intraocular teniendo en consideración los diámetros
25 d_1 y d_2 de la córnea, pudiendo derivarse la presión intraocular mediante comparación de los valores relativos de los
correspondientes diámetros con valores memorizados en una base de datos.



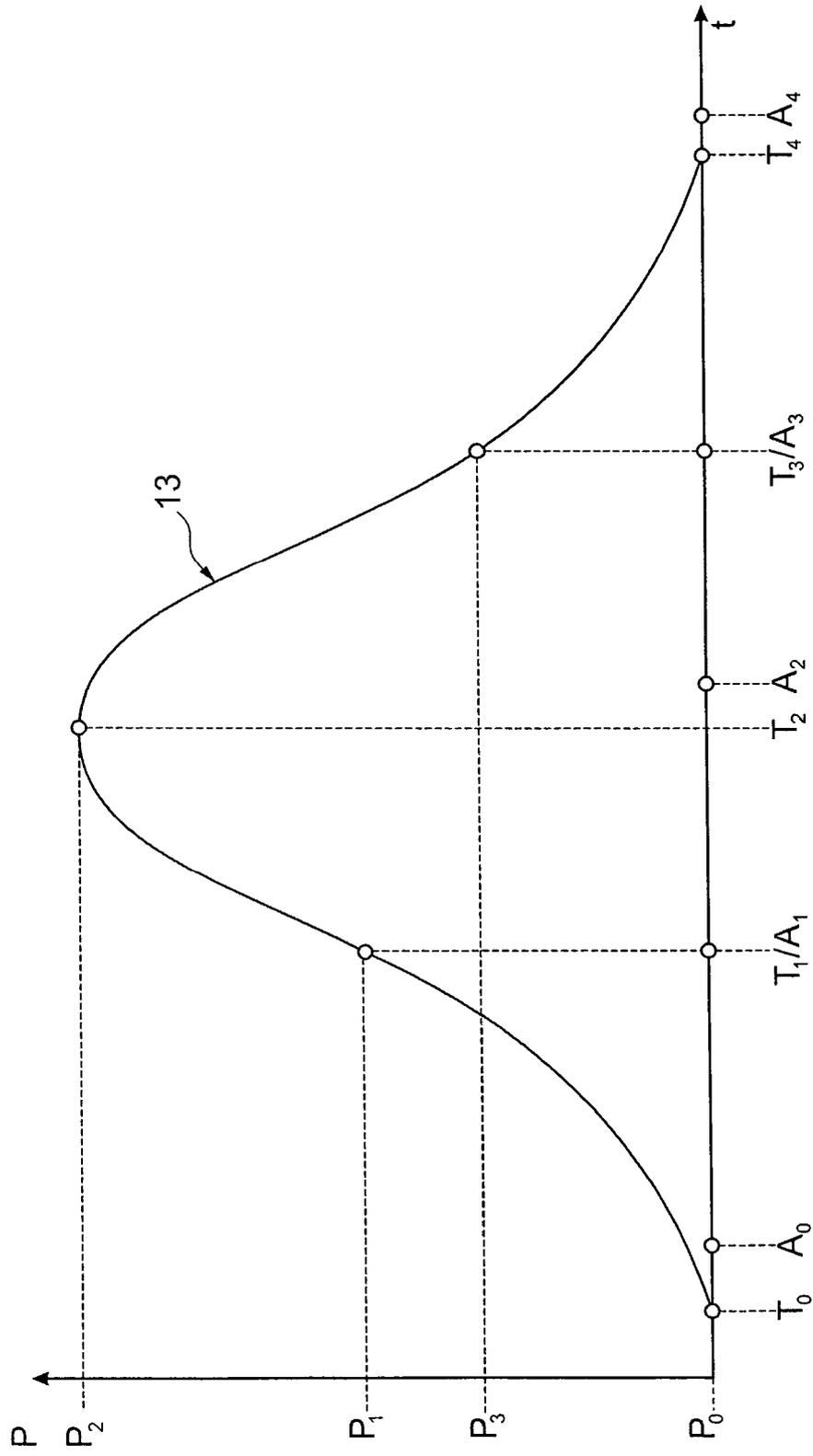


Fig. 2

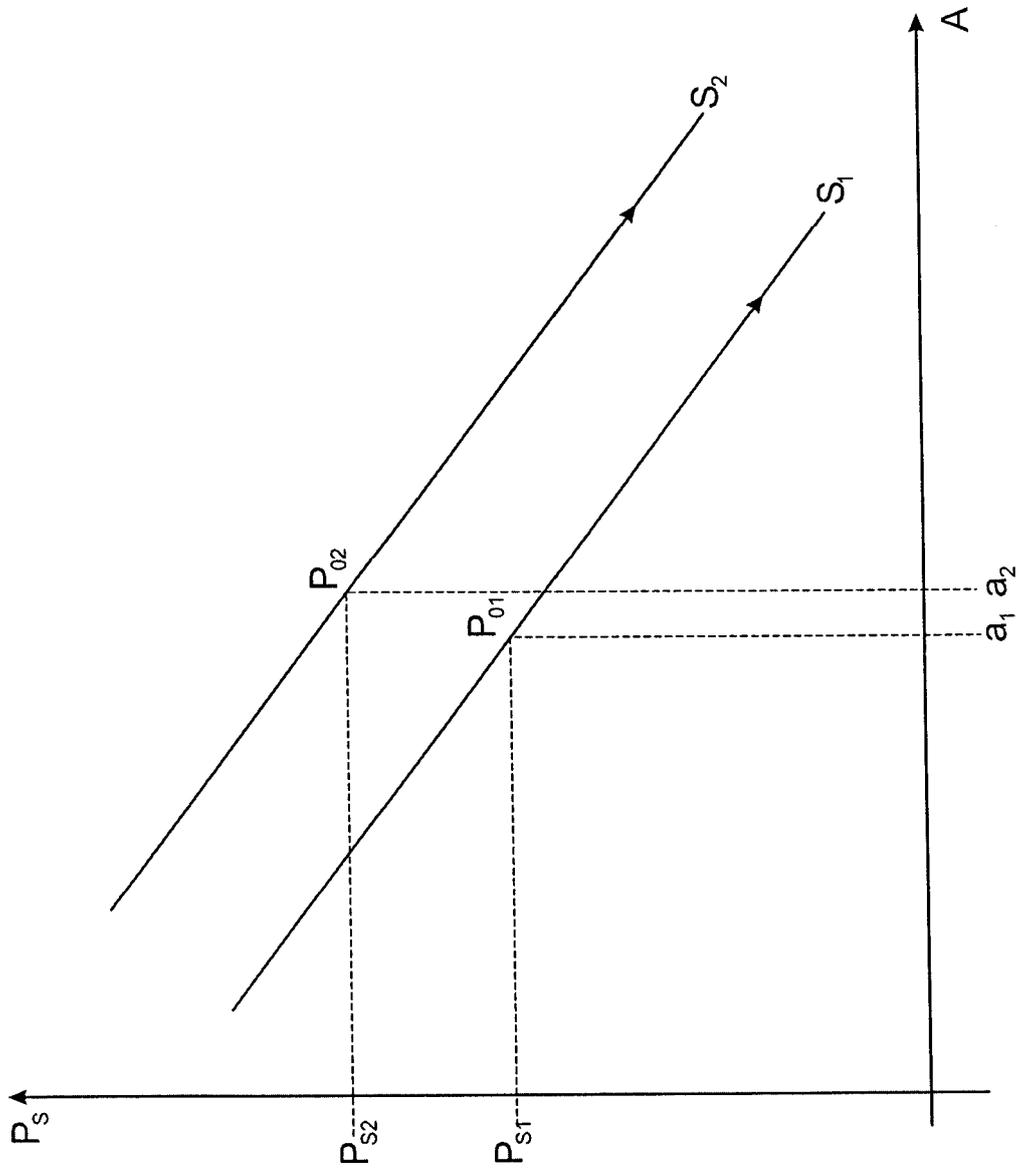


Fig. 3

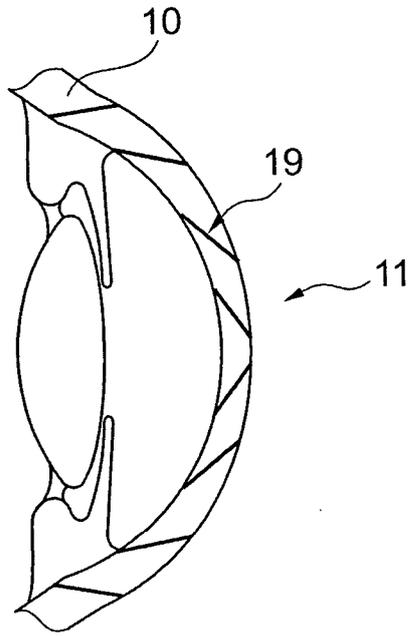


Fig. 4a

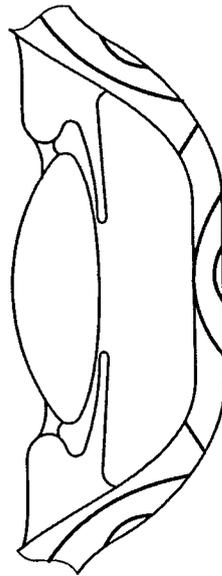


Fig. 4b