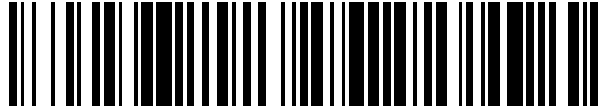


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 475 215**

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: **30.03.2012 E 12162494 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **30.04.2014 EP 2529662**

54 Título: **Procedimiento de análisis oftalmológico y sistema de análisis**

30 Prioridad:

**31.05.2011 DE 102011076793**

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

**10.07.2014**

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:

**CARPINTERO LÓPEZ, Mario**

**ES 2 475 215 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

Procedimiento de análisis oftalmológico y sistema de análisis

5 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 por un equipo de activación con el que se deforma una córnea del ojo sin contacto, aplicándose con el equipo de activación un golpe de aire para la deformación de la cornea sobre el ojo, un sistema de observación con el que se observa y se registra la deformación de la cornea, tomándose con el sistema de observación imágenes de corte de la cornea no deformada y deformada, y un equipo de análisis con el que se deduce la presión intraocular a partir de las imágenes de corte de la córnea.

10 Tales procedimientos y sistemas de análisis son suficientemente conocidos y sirven sobre todo para una medición sin contacto lo más precisa posible de una presión intraocular en un ojo. Para esto se usa, por ejemplo, un tonómetro sin contacto, con cuya ayuda se aplica un golpe de aire sobre el ojo a examinar, seleccionándose una intensidad del golpe de aire de tal manera que la córnea del ojo se introduce mediante presión con configuración de una forma superficial cóncava. Antes de alcanzar un máximo de una deformación de la córnea o antes de un plegado de la córnea al interior en dirección del cristalino, la córnea configura brevemente una superficie plana que se denomina el llamado primer punto de aplanamiento. Después de la máxima desviación de la córnea y un plegado de vuelta de la misma al estado original, la córnea atraviesa un segundo punto de aplanamiento del mismo tipo. Ahora, mediante una relación de una presión del golpe de aire con una evolución en el tiempo del aplanamiento de la córnea es posible establecer una presión intraocular. Los valores de medición establecidos con el tonómetro sin contacto se relacionan con valores de medición comparativos que se han establecido con un tonómetro de aplanamiento o tonómetro de contacto que mide de forma relativamente precisa, de tal manera que como un resultado se puede deducir una presión interna ocular aproximada a la presión intraocular real.

15 Sin embargo, una presión intraocular medida con un tonómetro sin contacto todavía no es suficientemente precisa frente a una medición de presión con un tonómetro de aplanamiento, ya que una medición, entre otras cosas, se falsea por la córnea. Para mejorar una precisión de la medición, por tanto, se ha intentado incluir las propiedades biomecánicas de una córnea durante una medición con tonómetro sin contacto en la misma o establecer las mismas ya durante la medición. Para esto se aplica un golpe de aire sobre una córnea, registrándose una presión de bomba durante el transcurso de la medición mediante un captador de presión de forma continua. Además se registra una evolución en el tiempo de la medición y se detectan ópticamente un primer y un segundo punto de aplanamiento de la córnea. Ahora, una presión intraocular se puede deducir, por ejemplo, mediante una determinación de las presiones existentes en el momento del primer y del segundo aplanamiento, en particular ya que las fuerzas necesarias para el doblamiento de la córnea se asumen como igual de grandes durante el plegado al interior o al exterior de la córnea y, por tanto, se anulan mutuamente. Por consiguiente resulta una presión intraocular a partir de un valor medio de la fuerza aplicada para el plegado al interior y el plegado al exterior de la córnea, aplicada mediante el golpe de aire.

25 Como alternativa se sabe cómo determinar una histéresis entre el primer y el segundo punto de aplanamiento y deducir o corregir, a base de la medición de histéresis, la presión intraocular. En estos procedimientos de medición es desventajoso que un movimiento, causado por un golpe de aire, de la córnea esté sometido a efectos dinámicos que pueden falsear tales mediciones de tiempo/presión, en particular ya que los efectos dinámicos no se pueden tener en cuenta en las mediciones de tonómetro sin contacto descritas.

30 Por tanto, en su totalidad los procedimientos y sistemas de análisis conocidos por el estado de la técnica con medición de presión y tiempo paralela dependiente entre sí con detección simultánea de los puntos de aplanamiento frente a una medición con un tonómetro de contacto todavía son comparativamente imprecisos. Incluso cuando no se tiene en cuenta las posibles fuentes de error que se han mencionado anteriormente de imprecisiones, en tales mediciones con tonómetro sin contacto evidentemente todavía aparecen otros efectos que falsean una medición.

35 Por el documento DE 20 2005 002 562 U1 es conocido un tonómetro sin contacto con el que se puede deformar sin contacto una córnea de un ojo mediante un golpe de aire. Además, el tonómetro sin contacto comprende un sistema de observación con el que se puede registrar la deformación de la córnea mediante una cámara de Scheimpflug. De este modo se pueden tomar imágenes de corte de la córnea no deformada y deformada, deduciéndose a partir de las imágenes de corte mediante un equipo de análisis la presión intraocular.

40 Por el documento EP 2 397 068 A1 es conocido asimismo un tonómetro sin contacto con una cámara de Scheimpflug para la toma de imágenes de corte. En este caso está prevista una deducción de la presión intraocular teniendo en cuenta una propiedad de material de la córnea. La propiedad de material resulta a partir del tamaño de una primera superficie de aplanamiento en comparación con otras superficies de deformación de la córnea.

45 55 El documento US 2005/0030473 A1 se refiere a un tonómetro sin contacto, en el que una medición de una presión interna del ojo se corrige, entre otras cosas, mediante inclusión de una rigidez de una córnea.

Por tanto, la presente invención se basa 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 que se pueda

conseguir una precisión comparativamente mejorada de la medición.

Este objetivo se resuelve mediante un procedimiento de análisis oftalmológico con las características de la reivindicación 1 y un sistema de análisis con las características de la reivindicación 14.

5 En el procedimiento de análisis oftalmológico de acuerdo con la invención para la medición de una presión intraocular en un ojo con un sistema de análisis, el sistema de análisis comprende un equipo de activación con el que se deforma sin contacto una córnea del ojo, aplicándose con el equipo de activación un golpe de aire para la deformación de la córnea sobre el ojo, un sistema de observación con el que se observa y registra la deformación de la córnea, tomándose con el sistema de observación imágenes de corte de la córnea no deformada y deformada, y un equipo de análisis con el que se deduce la presión intraocular a partir de las imágenes de corte de la córnea, corrigiéndose las imágenes de corte tomadas de la córnea deformada en relación con una imagen de corte tomada de la córnea no deformada, corrigiéndose respectivamente las imágenes de corte de la córnea deformada en relación con la imagen de corte de la córnea no deformada con un desplazamiento paralelo en el espacio en dirección de un eje visual del ojo o un eje de aparato del sistema de análisis, deduciéndose la presión intraocular teniendo en cuenta la corrección.

15 Sorprendentemente, durante una observación de un sistema global del ojo durante una medición con tonómetro sin contacto se constató que entre una imagen de corte tomada de la córnea no deformada e imágenes de corte de la córnea deformada existen diferencias en relación con una posición relativa. De este modo, mediante la aplicación del golpe de aire sobre la córnea del ojo se aplica una fuerza que causa un movimiento de todo el ojo. Ya que en las mediciones con tonómetro sin contacto conocidas por el estado de la técnica se observa únicamente una zona anterior del ojo, no se puede tener en cuenta un movimiento del sistema global del ojo durante la deducción de la presión intraocular, lo que conduce a un falseamiento de los valores de medición establecidos. Por tanto, según el procedimiento de análisis de acuerdo con la invención está previsto corregir las imágenes de corte tomadas de la córnea deformada, que están falseadas por un movimiento del sistema global del ojo en relación con una imagen de corte de la córnea no deformada, en el correspondiente error y deducir solo entonces la presión intraocular a partir de las imágenes de corte tomadas de la córnea deformada y no deformada. De este modo se puede excluir eficazmente una fuente de error no tenida en cuenta hasta ahora durante una medición de la presión intraocular mediante un tonómetro sin contacto y se consigue una precisión sustancialmente mejorada de la medición.

20 De acuerdo con la invención, una corrección de las imágenes de corte de la córnea deformada se realiza al corregirse respectivamente las imágenes de corte de la córnea deformada en relación con la imagen de corte de la córnea no deformada con un desplazamiento en el espacio. Un movimiento causado por el golpe de aire del sistema global del ojo en una dirección opuesta al equipo de activación, por consiguiente, causa un desplazamiento paralelo en el espacio de todo el ojo en dirección de un eje visual o eje de aparato del sistema de análisis. El error que aparece por ello durante una medición se puede corregir de forma particularmente sencilla mediante un establecimiento del desplazamiento. Entonces únicamente es necesario corregir las imágenes de corte de la córnea deformada, respectivamente, en el desplazamiento en el espacio en relación con las imágenes de corte de la córnea no deformada.

30 De este modo puede estar previsto que la imagen de corte de la córnea no deformada se use como un punto de referencia para las imágenes de corte de la córnea deformada. Por consiguiente, se puede corregir una divergencia en el espacio de las imágenes de corte de la córnea deformada, causada por un movimiento del sistema global del ojo, del punto de referencia o de al menos una imagen de corte de la córnea no deformada. La imagen de corte de la córnea no deformada o una posición a obtener a partir de esto de la córnea no deformada, por consiguiente, sirve como un punto de referencia para la divergencia en el espacio de la córnea deformada así como del sistema global del ojo.

45 Una corrección de este tipo se puede continuar mejorando cuando se tiene en cuenta una función del desplazamiento. Es decir, un movimiento de todo el ojo en relación con un periodo de tiempo de una deformación de la córnea no tiene que tener su recorrido obligatoriamente en paralelo y de forma lineal con respecto a la deformación de la córnea. De este modo, por ejemplo, en una corrección se puede tener en cuenta que un movimiento de todo el ojo en relación con un movimiento de la córnea, a causa de las diferencias de las respectivas masas, comienza de forma retrasada y tampoco al alcanzar un máximo de deformación de la córnea ha alcanzado todavía un máximo de un posible desplazamiento. Además, se puede tener en cuenta que el movimiento del sistema global del ojo en relación con un periodo de tiempo de deformación de la córnea no tiene un recorrido lineal, ya que después del golpe de aire sobre el ojo ya una órbita ocular que aloja al ojo opone una resistencia al movimiento del ojo.

55 También se puede medir una sección de tiempo entre el comienzo y el final de la deformación de la córnea. De este modo, en particular todas las imágenes de corte tomadas respectivamente se pueden asignar a un momento determinado de la medición, por lo que se puede reproducir una evolución en el tiempo de la deformación. En particular se puede determinar con precisión un momento del primer y segundo aplanamiento de la córnea y, por tanto, una separación en el tiempo. De este modo, también el establecimiento de esta sección de tiempo se puede usar para la determinación del respectivo valor de corrección. Además, para deducir el valor de corrección se puede recurrir a una sección de tiempo de toda la deformación de la córnea.

- También se puede medir una velocidad de la córnea movida. Cuando en particular es conocida la evolución en el tiempo de una deformación de la córnea, entonces también se puede examinar una dinámica de la deformación o del desplazamiento para valorar, en particular, efectos dinámicos durante la deformación en relación con la corrección necesaria. Por ejemplo, una vibración posterior de la córnea en caso de un golpe de aire ya no puede tener un efecto de falseamiento sobre un resultado de medición cuando se tiene en cuenta la vibración posterior durante la medición. De este modo, también una velocidad de un golpe de aire se puede hacer elegible a discreción en relación con efectos dinámicos por lo demás indeseados para una medición. También es posible deducir a partir de la velocidad medida una profundidad de introducción a presión o máxima amplitud de la deformación y del desplazamiento, ya que entre estas magnitudes existe una relación funcional.
- Es posible una corrección particularmente precisa cuando se mide un desplazamiento de un globo ocular. De este modo, un movimiento del sistema global del ojo se puede registrar por completo y, por tanto, corregirse.
- También es posible medir un desplazamiento de un fondo de ojo. Por ejemplo, mediante un interferómetro u otro dispositivo de medición adecuado se puede determinar una longitud de ojo o una distancia de un fondo de ojo o un punto de una retina del ojo en relación con el dispositivo de medición. Durante la deformación de la córnea mediante el golpe de aire, entonces se puede medir de forma continua esta separación, por lo que se puede establecer un desplazamiento de la retina como consecuencia del golpe de aire. De este modo se puede medir de forma relativamente precisa en esencia un movimiento del sistema global del ojo.
- Para esto, además es posible deducir en solitario o adicionalmente a las modificaciones que se han descrito anteriormente del procedimiento, un desplazamiento a partir de las imágenes de corte de la córnea deformada y no deformada. Cuando se toma una serie de imágenes de corte de la córnea deformada, mediante una evolución de la deformación que resulta a partir de las imágenes de corte se puede constatar si se produce un desplazamiento del ojo como consecuencia del golpe de aire y qué magnitud tiene este desplazamiento.
- Este desplazamiento se puede establecer a partir de múltiples puntos de referencia en una zona marginal de las imágenes de corte opuesta a un eje visual o eje de aparato. En una zona marginal de una toma de imagen de corte, por ejemplo, en una zona de transición hacia una esclerótica del ojo, se realiza una deformación sustancialmente menor de la córnea como consecuencia del golpe de aire. Más bien se puede producir aquí una deformación resultante de una comparación de las imágenes de corte por un desplazamiento de la respectiva zona de la córnea como consecuencia de un movimiento del sistema global del ojo. Cuando es conocida una posible influencia o parte de un desplazamiento en una deformación de la zona marginal de la córnea, la misma se puede tener en cuenta para la corrección de las imágenes de corte de la córnea deformada.
- Además, es ventajoso que se establezca un desplazamiento máximo. De este modo se puede constatar de forma sencilla en qué momento de la deformación de la córnea se consigue un desplazamiento máximo del sistema global del ojo. A estos valores de medición también se puede recurrir para una corrección aún más precisa de las imágenes de corte tomadas de la córnea deformada.
- Además, se tiene que tener en cuenta que en el procedimiento de acuerdo con la invención no es necesaria una medición de presión de una presión de bomba. De este modo se puede llevar a cabo cualquier medición discrecional de una presión intraocular siempre con la misma presión constante de bomba. Ya que en este caso no se tiene que realizar ninguna variación de una altura de la presión de bomba o una sincronización de tiempo de la presión de bomba, se puede excluir una serie de posibles fuentes de error y se puede llevar a cabo una medición particularmente precisa.
- Además, es ventajoso que una presión de bomba para la generación del golpe de aire en relación con una duración de tiempo del mismo tenga su recorrido en forma de una curva de campana. De este modo, la presión de bomba para cada medición individual puede actuar de forma idéntica y por completo sin influencias en forma del golpe de aire sobre la córnea. A este respecto, la curva de campana puede presentar, entre otras cosas, una forma simétrica.
- También puede ser igual una máxima presión de bomba para la generación del golpe de aire en mediciones anteriores y posteriores. De este modo se puede posibilitar una capacidad de comparación particularmente buena de distintas mediciones. La máxima presión de bomba puede ascender, por ejemplo, a 70 mm Hg.
- Para poder corregir a pesar de esto, dado el caso, una presión de bomba o para poder comprobar una evolución de presión deseada, se puede medir una presión de bomba para la generación del golpe de aire al alcanzar un punto de aplanamiento de la córnea. Por ejemplo, una bomba puede disponer de un sensor de presión que posibilita la supervisión de la presión de la bomba durante toda la medición. Por ello se pueden excluir posibles errores en relación con la presión de bomba durante la medición y se puede asegurar una continuidad de mediciones sucesivas.
- Para determinar de forma aún más precisa un valor de corrección, se puede deducir una máxima deformación de la córnea a partir de las imágenes de corte de la córnea. Por consiguiente, se puede establecer una máxima profundidad de introducción a presión de la córnea a partir de las imágenes de corte de la córnea, pudiéndose constatar de forma complementaria también un momento de la máxima deformación de la córnea al menos en relación con uno de los puntos de aplanamiento.

La corrección necesaria de las imágenes de corte de la córnea se puede determinar de forma aún más precisa cuando se deduce una amplitud de la deformación de la córnea a partir de las imágenes de corte de la córnea. De este modo se puede seguir fácilmente la evolución geométrica precisa de la deformación y del desplazamiento. Es decir, en cualquier momento de la deformación se puede registrar la forma geométrica existente en este momento de la deformación, de tal manera que la evolución geométrica de la deformación se puede registrar a modo de una película de la deformación. Por ejemplo, también se puede registrar de este modo bien una vibración posterior de la córnea después de un pliegado hacia fuera o un segundo punto de aplanamiento.

Opcionalmente, también al alcanzar un punto de aplanamiento de la córnea se puede medir un tamaño de una superficie de aplanamiento plana. Por ejemplo, se puede tener en cuenta un tamaño de la superficie de aplanamiento o su diámetro y/o su forma como un indicador para un punto de recorrido de la deformación de la córnea.

Además, puede estar previsto que la superficie de deformación o la superficie de aplanamiento en una sección de tiempo determinada de la deformación en relación con otro punto medible o un desplazamiento de la córnea durante la deformación se use para la definición del desplazamiento de la córnea o de las imágenes de corte como consecuencia de un movimiento ocular. Además, la desviación establecida y los valores relativos de la respectiva posición se pueden almacenar en un banco de datos y se pueden comparar. De este modo, para los valores almacenados en el banco de datos puede ser conocida una presión interna del ojo objetiva o incluso un valor de corrección correspondiente, de tal manera que la presión intraocular objetiva del ojo medido se puede deducir teniendo en cuenta el desplazamiento de la córnea o de todo el ojo.

El desplazamiento de las imágenes de corte de la córnea se puede diferenciar adicionalmente cuando se continúa la deformación de la córnea por una vibración libre de la córnea y cuando se realiza una corrección adicional de la vibración libre de la córnea. Por consiguiente, puede estar previsto tomar mediante el sistema de observación imágenes de corte de la córnea más allá de la deformación en sí de la córnea para establecer una vibración al exterior o la vibración libre de la córnea.

En una forma de realización ventajosa del procedimiento de análisis, el sistema de observación puede comprender una cámara y un equipo de iluminación en una disposición de Scheimpflug, pudiéndose tomar entonces mediante la cámara las imágenes de corte. Es decir, la cámara puede estar dispuesta en relación con un eje óptico de un equipo de hendidura para la iluminación del ojo en una disposición de Scheimpflug, de tal manera que se puede tomar una imagen de corte transversal iluminada del ojo con la cámara. Una cámara se puede usar, por ejemplo, también como una cámara de alta velocidad que puede tomar al menos 4000 imágenes por segundo. El eje óptico del equipo de hendidura puede caer también en un eje visual del ojo o coincidir con el mismo. Preferentemente, entonces también una dirección de acción del golpe de aire puede tener su recorrido coaxialmente con respecto al eje óptico del equipo de hendidura.

El sistema de análisis oftalmológico de acuerdo con la invención para la medición de una presión intraocular en un ojo comprende un equipo de activación, con el que se puede deformar sin contacto una córnea del ojo, pudiéndose aplicar con el equipo de activación un golpe de aire para la deformación de la córnea sobre el ojo, un sistema de observación con el que se puede observar y registrar la deformación de la córnea, pudiéndose tomar con el sistema de observación imágenes de corte de la córnea no deformada y deformada, y un equipo de análisis con el que a partir de las imágenes de corte de la córnea se puede deducir la presión intraocular, corrigiéndose las imágenes de corte tomadas de la córnea deformada en relación con una imagen de corte tomada de la córnea no deformada, corrigiéndose respectivamente las imágenes de corte de la córnea deformada en relación con la imagen de corte de la córnea no deformada con un desplazamiento paralelo en el espacio en dirección de un eje visual del ojo o un eje de aparato del sistema de análisis, deduciéndose la presión intraocular teniendo en cuenta la corrección.

Resultan otras formas de realización ventajosas del sistema de análisis a partir de las descripciones de las características de las reivindicaciones dependientes relacionadas con la reivindicación de procedimiento 1.

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

Muestran:

Las **Figuras 1a a 1c**: una deformación de una córnea de un ojo durante una medición en una vista del corte longitudinal.

La **Figura 2**: una representación del diagrama de presión y tiempo de bombeo durante una medición.

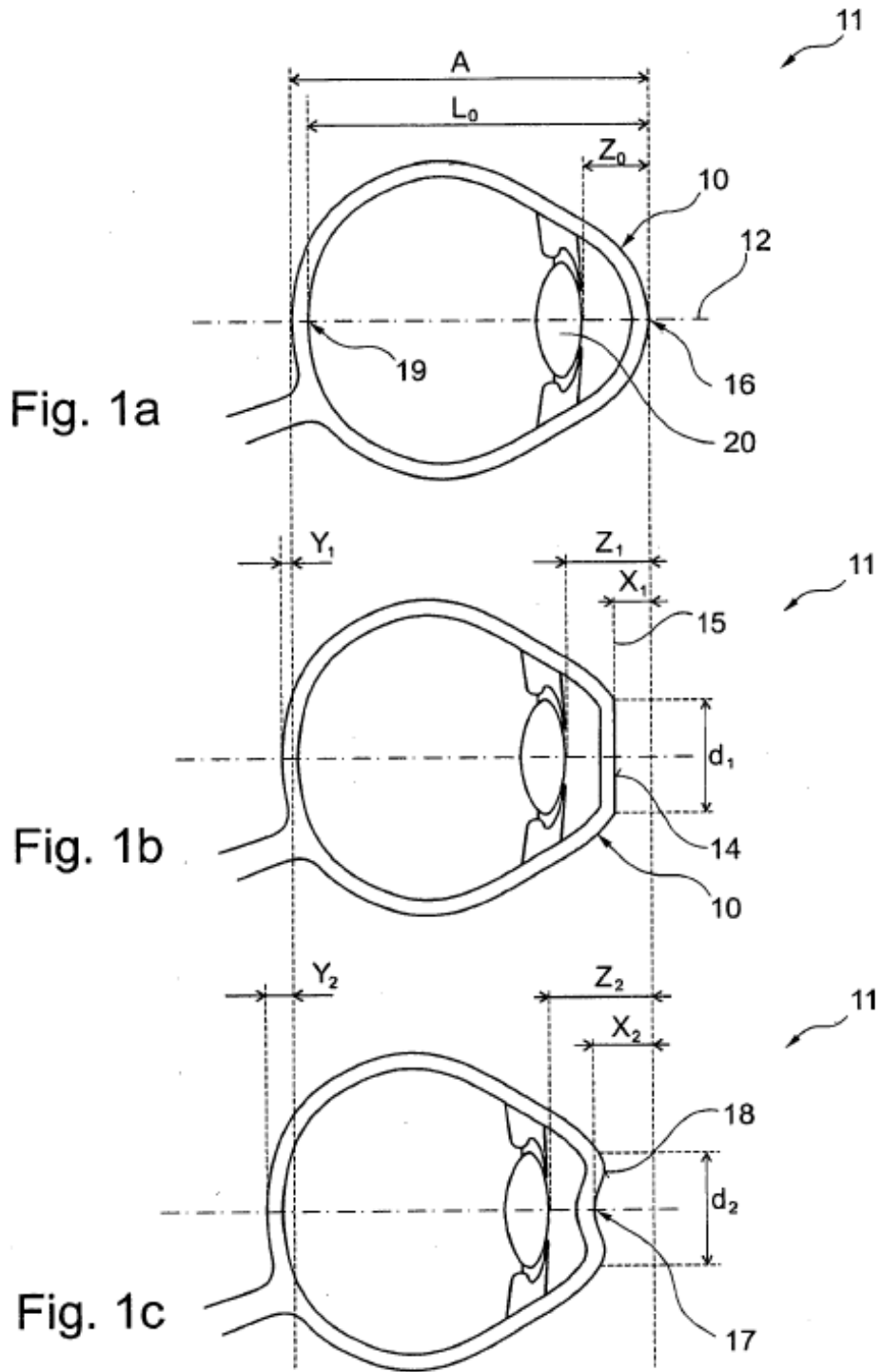
Las **Figuras 1a a 1c** muestran estados seleccionados de deformación de una córnea 10 de un ojo 11 durante una medición individual de una presión interna del ojo mediante un sistema de análisis no representado en este caso. Las representaciones son, respectivamente, representaciones de corte longitudinal a lo largo de un eje visual 12 del ojo 11. La **Figura 2** es una representación de diagrama con un tiempo  $t$  sobre el eje de abscisa y una presión de bomba  $p$  sobre el eje de ordenada. La presión de bombeo tiene su recorrido, independientemente del empleo de un sistema de observación no representado en el presente caso o una cámara de Scheimpflug con un equipo de

hendidura, a modo de una curva de campana 13 simétrica, comenzando con una presión  $P_0$  con un punto de inicio  $T_0$  de la bomba hasta una máxima presión de bomba  $P_2$  en el momento  $T_2$  y cayendo de nuevo hasta la presión de bomba  $P_0$  en un punto final  $T_4$ . El golpe de aire emitido por el arranque de la bomba en  $T_0$  sobre la córnea 10 conduce a una primera deformación, que se puede registrar mediante el sistema de observación, de la córnea 10 directamente después del momento  $A_0$ . La **Figura 1a** representa la forma de la córnea 10 todavía no deformada en el momento  $A_0$ . Con presión creciente de la bomba se produce en el momento  $A_1$  un aplanamiento completo de la córnea 10 de acuerdo con la **Figura 1b**, configurándose, como se representa aquí, una superficie de aplanamiento 14 con un diámetro  $d_1$  que es esencialmente plano y que se encuentra en un plano de aplanamiento 15. La córnea entonces está alejada o introducida a presión una medida  $X_1$  del ápice 16 de la córnea 10. Opcionalmente y de manera no necesaria, en este denominado primer punto de aplanamiento en el momento  $A_1$  se puede establecer una presión de bomba  $P_1$  en el momento  $T_1$  coincidente. Después de alcanzar la presión de bomba  $P_2$  se produce una máxima deformación de la córnea 10 en el momento  $A_2$  de forma correspondiente a la representación en la **Figura 1c**. A este respecto, un punto 17 que determina una máxima deformación está alejado una medida  $X_2$  del ápice 16 de la córnea 10. Por tanto, en este caso se trata de una máxima desviación de una amplitud de la deformación. En esta máxima amplitud de la deformación se configura y registra un diámetro  $d_2$  de una superficie de deformación 18 cóncava. El diámetro  $d_2$  está definido por una separación de dos puntos opuestos de un plano de corte longitudinal de la córnea 10, representando los puntos, respectivamente, los puntos de la córnea 10 dirigidos más próximos al sistema de análisis. A continuación se produce un movimiento de retorno o una vibración al exterior de la córnea 10, alcanzándose en el momento  $A_3$  el denominado segundo punto de aplanamiento que aquí no está representado con más detalle. Opcionalmente también es posible determinar una presión de bomba  $P_3$  en el momento  $T_3$  coincidente. Después del retroceso de la presión de bomba al valor original  $P_0$  en el momento  $T_4$ , la córnea 10 en el momento  $A_4$  vuelve de nuevo a su ubicación de partida representada en la **Figura 1a**. De forma correspondiente a la anterior descripción de una medición individual de una presión intraocular de un ojo se establecen los estados descritos de deformación de la córnea 10, que están caracterizados por los respectivos momentos indicados con  $A_0$  a  $A_4$ . A este respecto, en particular independientemente de una presión de bomba  $p$  se registran intervalos de tiempo de los respectivos momentos  $A_0$  a  $A_4$  así como las medidas o profundidades de introducción a presión  $X_1$  y  $X_2$ . Como se puede observar además en las **Figuras 1a a 1c**, el ojo 11 presenta una longitud de ojo  $A$  y una separación del ápice 16 hasta una retina 19 a lo largo del eje visual 12 con una longitud  $L_0$ . Además se puede medir una longitud  $Z_0$  del ápice 16 hasta un cristalino 20. Una medición de la longitud  $Z_0$  se puede medir, por ejemplo, mediante una cámara en una disposición de Scheimpflug y una longitud  $L_0$  con un interferómetro. Durante la deformación de la córnea 10 mediante el golpe de aire, tal como se muestra en la **Figura 1b**, se produce un desplazamiento de todo el ojo 11 en una órbita ocular, no representada en este caso, a lo largo del eje visual 12 en de la longitud  $Y_1$ . Ya que la córnea 10 se deforma de manera mensurable en de la profundidad de introducción a presión  $X_1$ , resulta una deformación real de la córnea 10 en relación con el ápice 16 correspondiente a la ecuación  $X_{\text{corrección}} = X_1 - Y_1$ . Por consiguiente, la imagen de corte mostrada en la **Figura 1b** se corrige en la longitud  $Y_1$  para usar la imagen de corte corregida para deducir la presión intraocular. Durante la posterior deformación de la córnea 10 hasta la profundidad de introducción a presión  $X_2$  se realiza un desplazamiento asimismo más extenso del ojo 11 en la longitud  $Y_2$ . La imagen de corte mostrada en la **Figura 1c** del ojo 11 deformado entonces, tal como se ha descrito anteriormente, se desplaza o corrige en la longitud  $Y_2$  a lo largo del eje visual 12. Adicionalmente o como alternativa puede estar previsto llevar a cabo de forma análoga una corrección de las respectivas imágenes de corte mediante las diferencias de las longitudes  $Z_0$ ,  $Z_1$  y  $Z_2$ .

Mediante un uso de imágenes de corte corregidas de este modo del ojo 11 deformado o de la córnea 10 es posible excluir una sustancial fuente de error durante la deducción de la presión intraocular a partir de las imágenes de corte de la córnea y obtener, de este modo, un resultado de medición de una presión intraocular más preciso en relación con los procedimientos de medición conocidos por el estado de la técnica.

## REIVINDICACIONES

1. Procedimiento de análisis oftalmológico para la medición de una presión intraocular en un ojo (11) con un sistema de análisis, formado por un equipo de activación con el que se deforma sin contacto una córnea (10) del ojo, aplicándose con el equipo de activación un golpe de aire para la deformación de la córnea sobre el ojo, un sistema de observación con el que se observa y registra la deformación de la córnea, tomándose con el sistema de observación imágenes de corte de la córnea no deformada y deformada, y un equipo de análisis con el que se deduce la presión intraocular a partir de las imágenes de corte de la córnea, **caracterizado porque** las imágenes de corte tomadas de la córnea deformada se corrigen en relación con una imagen de corte tomada de la córnea no deformada, corrigiéndose respectivamente las imágenes de corte de la córnea deformada en relación con la imagen de corte de la córnea no deformada en un desplazamiento paralelo en el espacio en dirección de un eje visual (12) del ojo o un eje de aparato del sistema de análisis, deduciéndose la presión intraocular teniendo en cuenta la corrección.
2. Procedimiento de análisis de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado porque** la imagen de corte de la córnea no deformada (10) se usa como un punto de referencia para las imágenes de corte de la córnea deformada.
3. Procedimiento de análisis de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, **caracterizado porque** se tiene en cuenta una función del desplazamiento.
4. Procedimiento de análisis de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado porque** se mide un desplazamiento de un globo ocular.
5. Procedimiento de análisis de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado porque** se mide un desplazamiento de un fondo de ojo (19).
6. Procedimiento de análisis de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado porque** un desplazamiento se deduce a partir de las imágenes de corte de la córnea (10) deformada y no deformada.
7. Procedimiento de análisis de acuerdo con la reivindicación 6, **caracterizado porque** el desplazamiento se establece a partir de múltiples puntos de referencia en una zona marginal de las imágenes de corte opuesta al eje visual (12) o al eje de aparato.
8. Procedimiento de análisis de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado porque** se establece un desplazamiento máximo.
9. Procedimiento de análisis de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado porque** una presión de bomba para la generación del golpe de aire tiene un recorrido en relación con una duración de tiempo del mismo en forma de una curva de campana (13).
10. Procedimiento de análisis de acuerdo con la reivindicación 9, **caracterizado porque** una máxima presión de bomba para la generación del golpe de aire es igual en mediciones anteriores y posteriores.
11. Procedimiento de análisis de acuerdo con la reivindicación 9 o 10, **caracterizado porque** se mide una presión de bomba para la generación del golpe de aire al alcanzar un punto de aplanamiento de la córnea (10).
12. Procedimiento de análisis de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado porque** se deduce una máxima deformación de la córnea (10) a partir de las imágenes de corte de la córnea.
13. Procedimiento de análisis de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado porque** el sistema de observación comprende una cámara y un equipo de iluminación en una disposición de Scheimpflug, tomándose mediante la cámara las imágenes de corte.
14. Sistema de análisis oftalmológico para la medición de una presión intraocular en un ojo (11) que comprende un equipo de activación, con el que se puede deformar sin contacto una córnea (10) del ojo, pudiéndose aplicar con el equipo de activación un golpe de aire para la deformación de la córnea sobre el ojo, un sistema de observación con el que se puede observar y registrar la deformación de la córnea, pudiéndose tomar con el sistema de observación imágenes de corte de la córnea no deformada y deformada, y un equipo de análisis con el que se puede deducir la presión intraocular a partir de las imágenes de corte de la córnea, **caracterizado porque** las imágenes de corte tomadas de la córnea deformada se corrigen en relación con una imagen de corte tomada de la córnea no deformada, corrigiéndose respectivamente las imágenes de corte de la córnea deformada en relación con la imagen de corte de la córnea no deformada en un desplazamiento paralelo en el espacio en dirección de un eje visual (12) del ojo o un eje de aparato del sistema de análisis, deduciéndose la presión intraocular teniendo en cuenta la corrección.





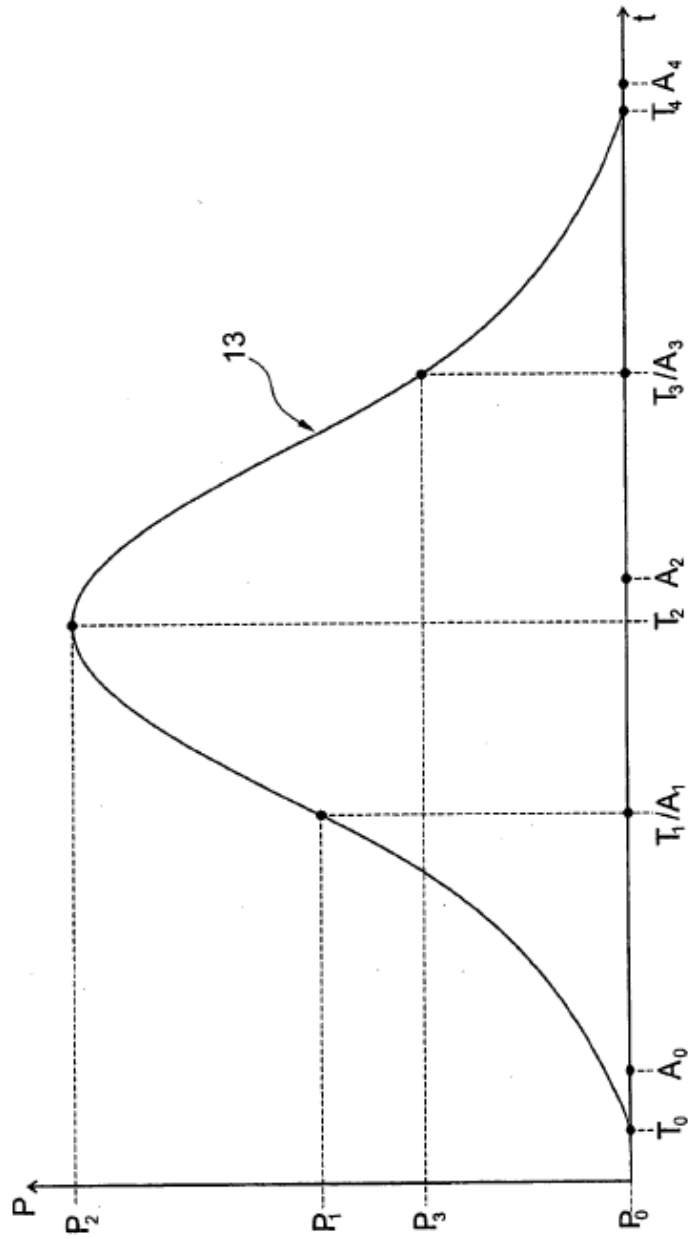


Fig. 2