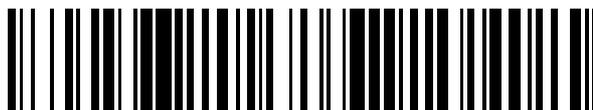


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 670 408**

51 Int. Cl.:

A61F 9/01 (2006.01)

A61F 9/009 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **21.01.2010 PCT/EP2010/050700**

87 Fecha y número de publicación internacional: **29.07.2010 WO10084162**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **21.01.2010 E 10716495 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **07.03.2018 EP 2389148**

54 Título: **Dispositivo y procedimiento para generar datos de control para la corrección operativa de la ametropía de un ojo**

30 Prioridad:

21.01.2009 DE 102009005482

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

30.05.2018

73 Titular/es:

**CARL ZEISS MEDITEC AG (100.0%)
Göschwitzer Strasse 51-52
07745 Jena, DE**

72 Inventor/es:

**STOBRAWA, GREGOR y
BISCHOFF, MARK**

74 Agente/Representante:

ROEB DÍAZ-ÁLVAREZ, María

ES 2 670 408 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

Dispositivo y procedimiento para generar datos de control para la corrección operativa de la ametropía de un ojo

5 La invención se refiere a un procedimiento para generar datos de control, que está configurados para controlar un dispositivo de procesamiento por láser para la corrección operativa de la ametropía de un ojo, estando predeterminada un área de corrección, que debe generarse en la córnea para eliminar un volumen y que no presenta simetría de rotación con respecto a la dirección de incidencia principal, y generándose en el procedimiento los datos de control basados en el área de corrección de tal manera que el dispositivo de procesamiento por láser en funcionamiento genera el área de corrección como superficie de corte en la córnea, y el área de corrección que no presenta simetría de rotación se adapta a un contorno circular - visto en la dirección de incidencia principal de la radiación láser.

15 La invención se refiere además a un dispositivo para generar datos de control, que están configurados para controlar un dispositivo de procesamiento por láser para la corrección operativa de la ametropía de un ojo, estando predeterminada un área de corrección, que debe generarse en la córnea para eliminar un volumen como superficie de corte y que no presenta simetría de rotación con respecto a la dirección de incidencia principal, y generando el dispositivo los datos de control basados en el área de corrección de tal manera que el dispositivo de procesamiento por láser en funcionamiento genera el área de corrección en la córnea, y el dispositivo durante la generación de los datos de control adapta el área de corrección que no presenta simetría de rotación a un contorno circular - visto en la dirección de incidencia principal de la radiación láser.

25 La manera clásica de corregir la ametropía del ojo humano son las gafas. Sin embargo, entretanto también se utiliza cada vez más la cirugía refractiva, que mediante la modificación de la córnea del ojo provoca una corrección de la ametropía. A este respecto, el propósito de los métodos operatorios es modificar de manera dirigida la córnea, para influir así en la refracción de la luz. Para ello se conocen diferentes métodos operatorios. El más extendido es actualmente la denominada queratomileusis *in situ* por láser, que también se abrevia como LASIK. A este respecto, en primer lugar se desprende en un lado una lámina de córnea de la superficie de la córnea y se pliega hacia un lado. El desprendimiento de esta lámina puede tener lugar por medio de un microqueratomo mecánico, o también por medio de un denominado queratomo láser, tal como se comercializa por ejemplo por Intralase Corp., Irvine, EE.UU. Después de desprender la lámina y plegarla hacia un lado, en la operación de LASIK está previsto el uso de un láser excímero, que aplanar mediante ablación el tejido de córnea liberado de esta manera. Después de que el volumen que se encuentra en la córnea se haya vaporizado de esta manera, se pliega de vuelta la lámina de córnea de nuevo sobre el sitio original.

35 El uso de un queratomo láser para liberar la lámina es ventajoso, dado que con ello se reduce el peligro de infección y se aumenta la calidad de corte. En particular, la lámina puede producirse con un grosor mucho más constante. El corte también es potencialmente más liso, lo que reduce alteraciones ópticas posteriores debidas a esta superficie de límite que queda también tras la operación. Para la generación del corte se generan una serie de interrupciones ópticas en puntos predeterminados de tal manera que de ese modo se configura la superficie de corte. En el caso del queratomo láser, la superficie de corte forma la lámina que debe plegarse hacia un lado antes de la utilización de la ablación láser.

45 En el método de LASIK convencional se vaporiza tejido de córnea liberado, lo que también se denomina "pulido" de la córnea por medio de radiación láser. A este respecto, la eliminación de volumen, que es necesaria para una corrección de la ametropía, se ajusta para cada elemento superficial de la córnea liberada mediante el número de los pulsos de láser y su energía. Por ello, en el método LASIK para el láser de ablación se prevé un denominado archivo de impacto, que para los diferentes puntos en la córnea del ojo establece con qué frecuencia debe dirigirse el rayo láser hacia puntos definidos en la córnea y con qué energía. A este respecto, la eliminación de volumen se determinó de manera heurística, no en última instancia dado que depende en gran medida del efecto de ablación del rayo láser, por tanto de la longitud de onda, fluencia, etc. de la radiación utilizada. También desempeña un papel el estado de la córnea del ojo; en este caso debe mencionarse en particular el contenido de humedad de la córnea del ojo. El documento WO 96/11655 describe un dispositivo y un procedimiento para el método LASIK. A este respecto se indica en particular una fórmula, que a partir del radio de curvatura de la córnea antes de la operación y de la corrección de dioptrías deseada calcula el radio de curvatura de la córnea que debe alcanzarse. Un cálculo similar se describe en el documento EP 1153584 A1 - igualmente para la ablación de córnea por medio de LASIK. El documento US 2005/0107775 A1 describe perfiles de ablación.

60 El documento US 5993438 propone eliminar un volumen de la córnea mediante vaporización y absorción en la córnea.

El documento WO 2005/092172 da a conocer cómo pueden transformarse mediciones de potencia de refracción, que se determinaron en un plano, a otro plano. El documento menciona que esta manera de proceder puede usarse para diferentes tratamientos oculares, en particular para la ablación asistida por láser.

65

Un procedimiento de cirugía óptica a base de láser adicional consiste en no vaporizar el volumen de córnea que debe eliminarse, sino aislarlo mediante un corte por láser. Es decir, el volumen ya no se somete a ablación, sino que se aísla en la córnea mediante una superficie de corte tridimensional y por consiguiente puede retirarse. Para tales procedimientos no pueden usarse los valores experimentales que se desarrollaron para el pulido de la córnea por medio de radiación láser de ablación. En lugar de esto se requieren datos de control para el funcionamiento del láser para aislar el volumen de córnea que debe eliminarse. En el documento US 6110166 y el documento US 7131968 B2 se describe un procedimiento de cirugía óptica de este tipo. A este respecto, en el documento US 6110166 se muestran diferentes formas volumétricas, y se menciona que el experto en la técnica puede seleccionar el volumen adecuado.

El documento DE 102006053118 A1 describe la generación de datos de control para la corrección de la ametropía por aislamiento de volumen.

Por el documento DE 102006053120 A1 y el documento DE 102006053119 A1 de Carl Zeiss Meditec AG se conoce partir, durante la generación de tales datos de control, de datos de ametropía que indican la potencia de refracción de unas gafas aptas para la corrección de la ametropía. También se conoce por este documento, que describe por consiguiente un procedimiento genérico y un dispositivo genérico, usar datos, que también provocan una corrección del astigmatismo o correcciones de órdenes de aberración superiores. El planteamiento conocido por el documento DE 102006053120 A1 consigue mediante el uso de datos de ametropía, que están concebidos para una corrección por gafas convencional, una simplificación considerable en la medición ocular preoperatoria, dado que la generación de datos de corrección por gafas forma parte de la práctica diaria en la oftalmología. Sin embargo, esta simplificación conlleva también una cierta limitación de los posibles resultados de corrección, porque obligatoriamente solo pueden conseguirse correcciones, que también sería posibles con unas gafas normales. A este respecto, también debe tenerse en cuenta que correcciones, tal como son posibles por ejemplo con gafas progresivas, se excluyen para el planteamiento según el documento DE 102006053120 A1, dado que tales correcciones siempre parten de que el eje visual según la dirección visual atraviesa el cristal de las gafas en diferentes puntos, lo que hace posible implementar diferentes propiedades ópticas de las gafas para diferentes direcciones visuales (por ejemplo al leer dirigiendo la vista más bien hacia abajo o al ver de lejos a una distancia). Esto no puede aplicarse a la córnea en la cirugía refractiva, dado que mediante el movimiento del ojo la córnea del ojo se mueve naturalmente también al variar la dirección visual. Es decir, a diferencia de un cristal de gafas, no hay ninguna modificación del punto de paso del eje óptico a través de la córnea, cuando rota el globo ocular. Es decir, en consecuencia, el planteamiento conocido por el documento DE 102006053120 A1 solo puede usar datos de corrección de ametropía para gafas comparativamente sencillos como variable de entrada en los datos de control - con la consecuencia de posibilidades de corrección limitadas correspondientemente.

Por el documento DE 10334110 A1 de Carl Zeiss Meditec AG se conocen un procedimiento y un dispositivo del tipo mencionado al principio. A este respecto se genera una superficie de corte, que delimita al menos parcialmente el volumen que debe separarse para la corrección de la ametropía, porque el punto focal de la radiación láser se regula a lo largo de trayectorias circulares que siguen curvas de nivel o a lo largo de una espiral, que está orientada en tales curvas de nivel. A este respecto, los planos, en los que se definen las curvas de nivel, o en base a los cuales se define la espiral, se orientan en perpendicular a la dirección de incidencia principal de la radiación láser de procesamiento. Con ello se consigue que la regulación del punto focal a lo largo del eje óptico, que se realiza habitualmente mediante un objetivo de aumento regulable o similar, tenga un efecto lo más reducido posible sobre la velocidad de exploración de la trayectoria. Dado que esta regulación del punto focal es por regla general mucho más lenta que la desviación transversalmente a la dirección de incidencia principal de la radiación láser de procesamiento, de ese modo se obtiene en general una rápida generación de la superficie de corte.

Este documento describe que en correcciones de la ametropía, que van más allá de una corrección esférica, por ejemplo corrigen también un astigmatismo, se necesitan en consecuencia superficies de corte no esféricas, por ejemplo superficies de corte en forma de un elipsoide. En este contexto, el documento DE 1 0334110 A1 describe que a una superficie de corte de este tipo se le puede conferir en el sentido de visión a lo largo de la dirección de incidencia principal de la radiación un contorno circular, cuando la radiación láser de procesamiento se desactiva en secciones, que van más allá de un contorno circular de este tipo. La Figura 11 muestra las relaciones que existen a este respecto. A este respecto, se muestra una representación en corte a través de una córnea 5, en la que se aísla un volumen 18 y se prepara para su retirada. A este respecto, el volumen 18 se define mediante una superficie de corte anterior (superficie de colgajo 19) generada esencialmente en paralelo a la superficie delantera de la córnea y una superficie de corte posterior (superficie de lenticulo 20). En la parte inferior de la Figura 11 se representa una vista en planta 33 de la superficie de lenticulo 20. Establece la curvatura que tiene el lado delantero de la córnea 15 tras la retirada del volumen 18. La Figura 11 muestra un caso en el que debe realizarse una corrección de astigmatismo, por lo que la superficie de lenticulo 20 es un elipsoide. Por tanto, en la parte superior de la Figura 11 se representan dos líneas de corte 20.1 y 20.2 para la superficie de corte 20, que corresponden a los ejes principales H1 y H2 de la superficie del elipsoide. En la vista en planta 33, el volumen 18 tiene un contorno circular. Además, la superficie de lenticulo con forma de elipsoide 20 se genera mediante una trayectoria en forma de espiral 32, a lo largo de la que se regula la posición del punto focal de la radiación láser de procesamiento, es decir sobre la que se encuentran los centros de los pulsos de rayo láser que provocan el efecto de procesamiento en la córnea 5. Para conseguir un contorno circular de la superficie de lenticulo 20, la radiación láser de procesamiento se extingue

en regiones de la espiral 32, que se encuentran fuera del contorno circular, es decir se modifica de tal manera que allí no se produce ningún efecto de procesamiento. Entonces, mediante una superficie de borde lenticular en forma de camisa cónica circular sencilla 30 puede producirse la unión entre la superficie de lentículo 20 y la superficie de colgajo 19. En la vista en planta 33 de la superficie de lentículo 20 esto se ilustra mediante una zona de borde lenticular rayada de manera cruzada 31, que llega hasta una profundidad tal en la córnea del ojo, que en general está aislado el volumen 18 mediante la superficie de colgajo 19, la superficie de lentículo 20 y la superficie de borde lenticular 30.

Es decir, la invención se refiere al concepto de realizar una corrección de los defectos ópticos de formación de imágenes del ojo humano porque por medio de radiación láser se consigue en la córnea del ojo una separación de un volumen de tejido, que tiene que eliminarse entonces de la córnea. De ese modo se consigue una variación selectiva de la potencia de refracción de la córnea del ojo. Esta variación tiene lugar localmente, es decir en la región de la córnea, de la que se retira el volumen de tejido. A este respecto, habitualmente se toma como orientación la pupila del ojo.

La retirada del volumen separado modifica la geometría, concretamente la curvatura de la superficie de la córnea. Por tanto, para que se alcance una corrección deseada de la ametropía, el volumen separado y que debe retirarse tiene que presentar propiedades especiales en cuanto a su forma.

Siguiendo el procedimiento de LASIK clásico, el volumen separado se circunscribe habitualmente mediante tres superficies de límite. Una superficie de límite anterior se configura a una distancia constante bajo la córnea del ojo. Esto es entonces especialmente sencillo, cuando la córnea se aplatana con una lente de contacto plana. Dado que esta superficie de corte se encuentra en la parte más delantera en el sentido, se denomina superficie anterior o siguiendo el procedimiento de LASIK conocido superficie de colgajo.

Además, el volumen está delimitado por una superficie de corte más profunda, que se denomina superficie de corte posterior o, dado que el volumen puede interpretarse como lentículo, superficie de lentículo. Para ello, se presta atención a que el volumen que debe retirarse en total varíe la curvatura de la superficie delantera de la córnea. Una de las dos superficies, en la mayoría de los casos la posterior, tiene por regla general una geometría, que es decisiva para la corrección de la ametropía.

En principio podría pensarse en diseñar la superficie anterior y la posterior de tal manera que tengan una línea de corte común. Por un lado, esto no es posible en el caso de una corrección de la hipermetropía, dado que en ese caso el volumen que debe retirarse tiene que ser más delgado en el centro, es decir en la región del eje visual, que en el borde. Por otro lado, por motivos operativos también se desea garantizar de una corrección de la miopía un cierto grosor mínimo del volumen en el borde, para poder retirarlo fácilmente. Por tanto, la superficie anterior y la superficie posterior se unen a través de una denominada superficie de borde lenticular.

Mediante estas tres superficies de corte se hace que pueda retirarse el volumen separado, dado que entonces el volumen está rodeado completamente o casi completamente por las superficies de corte. La situación absoluta y la extensión relativa de las superficies en la córnea establecen la zona, dentro de la que se produce el efecto óptico tras la retirada del volumen separado entre estas superficies. En este caso se toma como orientación, como ya se ha mencionado, la pupila. Este planteamiento conduce a que las dos superficies de corte, concretamente la superficie de corte anterior y la posterior, de las que una o ambas pueden ser ópticamente eficaces, tengan que unirse para dar un volumen cerrado, que tiene que tener una situación adecuada dentro de la córnea. Dado que también existen condiciones límite por la técnica del aparato, por ejemplo los posibles grados de libertad de las desviaciones de rayo láser, así como también condiciones límite aplicativas, tal como por ejemplo efectos de regresión durante el proceso curativo, la manipulabilidad quirúrgica del volumen de tejido que debe retirarse, una duración de tiempo tolerable máxima para la generación de superficies de corte, etc., el problema de los valores límite que resulta en general es bastante complejo.

La invención se basa en el objetivo de diseñar la definición del volumen cerrado dentro de la córnea de la manera más favorable posible para la aplicación y en particular permitir la unión de las dos superficies de límite ópticamente eficaces, concretamente de la superficie anterior y de la posterior (superficie de colgajo y de lentículo) de tal manera que efectos biofísicos y/o médicos secundarios no influyan desventajosamente en el efecto de corrección óptica pretendido, no presentando al menos una de las superficies simetría de rotación.

Este objetivo se alcanza según la enseñanza de las reivindicaciones 1 y 10, en particular mediante un procedimiento para generar datos de control, que están configurados para controlar un dispositivo de procesamiento por láser para la corrección operativa de la ametropía de un ojo, estando predeterminada un área de corrección, que debe generarse en la córnea para eliminar un volumen y que no presenta simetría de rotación con respecto a la dirección de incidencia principal, y generándose en el procedimiento los datos de control basados en el área de corrección de tal manera que el dispositivo de procesamiento por láser en funcionamiento genera el área de corrección en la córnea, y el área de corrección que no presenta simetría de rotación se adapta a un contorno circular - visto en la dirección de incidencia principal de la radiación láser, previéndose para el área de corrección una región de transición, en la que se adapta de la forma que no presenta simetría de rotación a un borde que presenta simetría de

rotación con respecto a la dirección de incidencia principal, siendo el borde que presenta simetría de rotación circular y encontrándose en un plano, que es perpendicular a la dirección de incidencia principal y que con respecto a la dirección de incidencia principal no es ni más anterior que el punto más anterior ni más posterior que el punto más posterior del área de corrección.

5 Este objetivo se alcanza adicionalmente en particular mediante un dispositivo para generar datos de control, que están configurados para controlar un dispositivo de procesamiento por láser para la corrección operativa de la ametropía de un ojo, estando prevista una superficie de corte, que debe generarse en la córnea para eliminar un volumen y que no presenta simetría de rotación con respecto a la dirección de incidencia principal, y generando el
10 dispositivo los datos de control basados en el área de corrección de tal manera que el dispositivo de procesamiento por láser en funcionamiento genera el área de corrección en la córnea, y el dispositivo durante la generación de los datos de control adapta el área de corrección que no presenta simetría de rotación a un contorno circular - visto en la dirección de incidencia principal de la radiación láser, previendo el dispositivo durante la generación de los datos de control para la superficie de corte una región de transición, en la que el área de corrección se adapta de la forma que
15 no presenta simetría de rotación a un borde que presenta simetría de rotación con respecto a la dirección de incidencia principal, siendo el borde que presenta simetría de rotación circular y encontrándose en un plano, que es perpendicular a la dirección de incidencia principal y que con respecto a la dirección de incidencia principal no es ni más anterior que el punto más anterior ni más posterior que el punto más posterior del área de corrección, no presentando al menos una de las dos superficies simetría de rotación.

20 Para entender la invención es esencial diferenciar las diferentes superficies o superficies de corte, que delimitan el volumen que tiene que retirarse para la corrección de la ametropía. El volumen se delimita con una superficie anterior, que siguiendo el procedimiento de LASIK conocido se denomina superficie de colgajo o superficie anterior. De manera posterior, el volumen se delimita con una superficie posterior o superficie de lenticulo. Al menos una de
25 estas superficies tiene un efecto sobre la curvatura posoperatoria del lado delantero de la córnea, es decir sobre la curvatura del lado delantero de la córnea tras la retirada del volumen. En la descripción proporcionada en este caso se parte por motivos de simplicidad de que en el caso de la superficie eficaz para la corrección se trata de la superficie de lenticulo. Sin embargo, esto no debe interpretarse como limitación. La región eficaz para la corrección de la(s) superficie(s) relevante(s) se denomina zona de corrección. Esta zona de corrección no presenta simetría de rotación en el contexto de esta descripción, dado que también deben corregirse aberraciones superiores, por ejemplo un astigmatismo. La zona de corrección es solo un parte de la superficie eficaz para la corrección (por ejemplo de la superficie de lenticulo). Para la zona de corrección, durante el cálculo de la necesidad de corrección o antes del cálculo de los datos de control se predetermina un área de corrección. Si solo se tiene una única superficie eficaz para la corrección, la geometría superficial del área de corrección es decisiva para la geometría superficial de
35 la córnea tras la intervención operatoria.

El área de corrección tiene, dado que no presenta simetría de rotación, por regla general un borde que no presenta simetría de rotación. A este borde le sigue en la superficie una zona de transición, que continúa el borde que no presenta simetría de rotación del área de corrección de tal manera que toda la superficie de corte tiene en general
40 un borde que presenta simetría de rotación. La superficie de corte relevante para la corrección (por ejemplo la superficie de lenticulo) se compone por tanto de la zona de corrección, que está predeterminada por el área de corrección, y la zona de transición, que amplía el área de corrección a un borde que presenta simetría de rotación.

Mediante la superficie de colgajo y la superficie de lenticulo por regla general todavía no está circunscrito ningún volumen cerrado. Para ello falta todavía la superficie de borde lenticular, que une los bordes que presentan simetría de rotación de la superficie de colgajo y de la superficie de lenticulo. Dado que a este respecto se unen dos bordes que presentan simetría de rotación, la superficie de borde lenticular puede realizarse como superficie de camisa cilíndrica circular o superficie de camisa cónica circular.

50 Para la corrección se predetermina un área de corrección, que en el caso de la corrección de aberraciones superiores, como ya se ha mencionado, no presenta simetría de rotación. A este respecto, la adaptación a un borde que presenta simetría de rotación puede tener lugar por un lado mediante una complementación del área de corrección con la zona de transición. Sin embargo, por otro lado también es posible modificar una región de borde del área de corrección, lo que tiene lugar por regla general porque solo una determinada parte central del área de corrección predeterminada verdaderamente se realiza realmente en la superficie de corte y a esta parte del área de corrección le sigue entonces la zona de transición. Cuál de las dos opciones se selecciona depende exclusivamente de cuánto cubra el área de corrección predeterminada la región de pupila deseada. Si es suficientemente más grande que la región de pupila deseada, en la que debe ser eficaz la corrección óptica, puede seleccionarse la opción mencionada en segundo lugar (modificación de la región de borde del área de corrección). En el otro caso, se
55 añadirá la zona de transición al área de corrección. Sin embargo, en vista de los principios descritos en este caso no existe ninguna diferencia sustancial entre estas dos opciones.

Tampoco existe ninguna diferencia, si se usa solo una superficie eficaz para la corrección o dos. Si se usa solo una superficie eficaz para la corrección, esta es habitualmente la superficie de lenticulo, dado que esta también se genera por regla general la primera. Sin embargo esto no es obligatorio. Si se usa una única superficie eficaz para la corrección (por ejemplo la superficie de lenticulo), la otra superficie (por ejemplo la superficie de colgajo) tiene que
65

- 5 estar a una distancia constante con respecto a la superficie delantera de la córnea, es decir por regla general presentar simetría de rotación, dado que de lo contrario tendría una propiedad eficaz para la corrección. En el caso de dos superficies eficaces para la corrección, es aplicable naturalmente lo dicho en este caso para la forma de realización con solo una superficie eficaz para la corrección en cuanto al diseño de esta superficie eficaz para la corrección igualmente para ambas superficies eficaces para la corrección. Es decir, ambas superficies eficaces para la corrección se dotan de zonas de transición correspondientes (o bien mediante modificación o bien mediante ampliación del borde de la superficie) para conseguir los bordes que presentan simetría de rotación deseados para ambas superficies.
- 10 Es decir, la invención prevé una región de transición (denominada en este caso también zona de transición), que sigue siempre a la delimitación radial de la superficie que no presenta simetría de rotación y continúa esta con un borde que presenta simetría de rotación, que en cuanto al eje de incidencia principal no se encuentra más alto ni más profundo que la verdadera área de corrección.
- 15 Tal como ya se ha expuesto, la corrección refractiva se produce por la geometría de la superficie de corte anterior F_A (superficie de colgajo) y de la superficie de corte posterior F_P (superficie de lentículo) del volumen de tejido que debe extraerse. La forma de ambas superficies F_A , F_P está determinada por la corrección de potencia de refracción $B(r, \varphi)$ (véase por ejemplo el documento DE 102006053120 A1). A este respecto, las extensiones (laterales) radiales $r_{MAX}(F_A, \varphi)$ y $r_{MAX}(F_P, \varphi)$ de estas dos superficies son al menos tan grandes como el radio de la zona de corrección en la que debe tener lugar la corrección de potencia de refracción. La zona de corrección cubre por regla general la zona óptica de la córnea, es decir la zona atravesada por rayos de luz, que contribuyen entonces a la formación de imágenes en la retina. La distancia más pequeña de las dos superficies F_A y F_P a lo largo de estas curvas de borde $r_{MAX}(F_A, \varphi)$ y $r_{MAX}(F_P, \varphi)$ en general no es constante (véase también el documento DE 102007053281 A1).
- 20 A las curvas de borde de la respectiva superficie de delimitación que no presenta simetría de rotación $r_{MAX}(F_A, \varphi)$ y/o $r_{MAX}(F_P, \varphi)$ se añaden regiones de transición constantes \ddot{U}_A y \ddot{U}_P , que pasan entonces a un borde circular. A este respecto, puede también añadirse una región de transición solo a una de las dos superficies.
- 25 Como resultado con ello se consigue que solo tengan que unirse todavía mediante la sección de borde lenticular bordes que presentan simetría de rotación. Para ello puede usarse entonces una superficie de camisa cilíndrica o cónica circular que pueda calcularse de manera sencilla y se genere rápidamente.
- 30 La región de transición puede considerarse básicamente para cualquier tipo de generación de superficies de corte. Resulta especialmente conveniente, tal como se explicará todavía a continuación, la generación de superficies de corte mediante la yuxtaposición de pulsos de radiación láser, que se introducen a lo largo de una trayectoria predeterminada en la córnea. Sin embargo esto no es obligatorio; también se consideran otros tipos de generación de superficies de corte. Con la condición adicional de una velocidad y aceleración limitada estrechamente desde el punto de vista técnico de la regulación del punto focal z de la radiación láser, el procedimiento del denominado escáner de curvas de nivel según el documento WO 002005011547 A1 es adecuado para generar cualquier superficie de corte curvada mediante la yuxtaposición de disparos de láser a lo largo de una trayectoria.
- 35 La zona de transición complementa el área de corrección o adapta la misma de tal manera que tiene un borde que presenta simetría de rotación. Esto puede tener lugar de manera especialmente sencilla porque la región de transición se configura como superficie plana, que se encuentra en perpendicular a la dirección de incidencia principal, a la que sigue el borde del área de corrección, que está guiado hasta el plano, en el que se encuentra la superficie plana, y que complementa el área de corrección en el contorno circular. Siempre que el borde que no presenta simetría de rotación del área de corrección no se encuentre todavía en un plano, en esta variante se complementa la superficie de corte hasta que el borde que no presenta rotación del área de corrección se encuentra en un plano.
- 40 En combinación con una generación de superficies de corte, en la que el punto focal de la radiación láser de procesamiento se regula a lo largo de una trayectoria, se ofrecen diferentes posibilidades de disponer las curvas de trayectoria de tal manera que la adaptación del borde que no presenta simetría de rotación al contorno circular, es decir la región de transición, pueda definirse de manera especialmente sencilla. En una primera variante, para ello se prevé que el dispositivo de procesamiento por láser esté configurado para enfocar radiación láser de procesamiento en la córnea del ojo a lo largo de una dirección de incidencia principal y para regular la situación del punto focal de láser en la córnea, y que se establezca el borde que presenta simetría de rotación, que los datos de control se generen de tal manera que predeterminen una trayectoria, a lo largo de la que debe regularse el punto focal de láser, encontrándose la trayectoria en el área de corrección predeterminada y discurriendo en forma de espiral desde un interior del área de corrección predeterminada hasta su borde, continuando los datos de control en la zona de transición la espiral de tal manera que esta reduce por cada vuelta la distancia entre el borde del área de corrección predeterminada y el borde que presenta simetría de rotación según una función predeterminada, preferiblemente de manera lineal.
- 45 En combinación con una generación de superficies de corte, en la que el punto focal de la radiación láser de procesamiento se regula a lo largo de una trayectoria, se ofrecen diferentes posibilidades de disponer las curvas de trayectoria de tal manera que la adaptación del borde que no presenta simetría de rotación al contorno circular, es decir la región de transición, pueda definirse de manera especialmente sencilla. En una primera variante, para ello se prevé que el dispositivo de procesamiento por láser esté configurado para enfocar radiación láser de procesamiento en la córnea del ojo a lo largo de una dirección de incidencia principal y para regular la situación del punto focal de láser en la córnea, y que se establezca el borde que presenta simetría de rotación, que los datos de control se generen de tal manera que predeterminen una trayectoria, a lo largo de la que debe regularse el punto focal de láser, encontrándose la trayectoria en el área de corrección predeterminada y discurriendo en forma de espiral desde un interior del área de corrección predeterminada hasta su borde, continuando los datos de control en la zona de transición la espiral de tal manera que esta reduce por cada vuelta la distancia entre el borde del área de corrección predeterminada y el borde que presenta simetría de rotación según una función predeterminada, preferiblemente de manera lineal.
- 50 En combinación con una generación de superficies de corte, en la que el punto focal de la radiación láser de procesamiento se regula a lo largo de una trayectoria, se ofrecen diferentes posibilidades de disponer las curvas de trayectoria de tal manera que la adaptación del borde que no presenta simetría de rotación al contorno circular, es decir la región de transición, pueda definirse de manera especialmente sencilla. En una primera variante, para ello se prevé que el dispositivo de procesamiento por láser esté configurado para enfocar radiación láser de procesamiento en la córnea del ojo a lo largo de una dirección de incidencia principal y para regular la situación del punto focal de láser en la córnea, y que se establezca el borde que presenta simetría de rotación, que los datos de control se generen de tal manera que predeterminen una trayectoria, a lo largo de la que debe regularse el punto focal de láser, encontrándose la trayectoria en el área de corrección predeterminada y discurriendo en forma de espiral desde un interior del área de corrección predeterminada hasta su borde, continuando los datos de control en la zona de transición la espiral de tal manera que esta reduce por cada vuelta la distancia entre el borde del área de corrección predeterminada y el borde que presenta simetría de rotación según una función predeterminada, preferiblemente de manera lineal.
- 55 En combinación con una generación de superficies de corte, en la que el punto focal de la radiación láser de procesamiento se regula a lo largo de una trayectoria, se ofrecen diferentes posibilidades de disponer las curvas de trayectoria de tal manera que la adaptación del borde que no presenta simetría de rotación al contorno circular, es decir la región de transición, pueda definirse de manera especialmente sencilla. En una primera variante, para ello se prevé que el dispositivo de procesamiento por láser esté configurado para enfocar radiación láser de procesamiento en la córnea del ojo a lo largo de una dirección de incidencia principal y para regular la situación del punto focal de láser en la córnea, y que se establezca el borde que presenta simetría de rotación, que los datos de control se generen de tal manera que predeterminen una trayectoria, a lo largo de la que debe regularse el punto focal de láser, encontrándose la trayectoria en el área de corrección predeterminada y discurriendo en forma de espiral desde un interior del área de corrección predeterminada hasta su borde, continuando los datos de control en la zona de transición la espiral de tal manera que esta reduce por cada vuelta la distancia entre el borde del área de corrección predeterminada y el borde que presenta simetría de rotación según una función predeterminada, preferiblemente de manera lineal.
- 60 En combinación con una generación de superficies de corte, en la que el punto focal de la radiación láser de procesamiento se regula a lo largo de una trayectoria, se ofrecen diferentes posibilidades de disponer las curvas de trayectoria de tal manera que la adaptación del borde que no presenta simetría de rotación al contorno circular, es decir la región de transición, pueda definirse de manera especialmente sencilla. En una primera variante, para ello se prevé que el dispositivo de procesamiento por láser esté configurado para enfocar radiación láser de procesamiento en la córnea del ojo a lo largo de una dirección de incidencia principal y para regular la situación del punto focal de láser en la córnea, y que se establezca el borde que presenta simetría de rotación, que los datos de control se generen de tal manera que predeterminen una trayectoria, a lo largo de la que debe regularse el punto focal de láser, encontrándose la trayectoria en el área de corrección predeterminada y discurriendo en forma de espiral desde un interior del área de corrección predeterminada hasta su borde, continuando los datos de control en la zona de transición la espiral de tal manera que esta reduce por cada vuelta la distancia entre el borde del área de corrección predeterminada y el borde que presenta simetría de rotación según una función predeterminada, preferiblemente de manera lineal.
- 65 Es decir, la espiral circundante reduce por cada vuelta según una función predeterminada la distancia entre el borde del área de corrección predeterminada y el borde (circular) que presenta simetría de rotación. En las zonas, en las

que la distancia entre el borde que no presenta simetría de rotación del área de corrección y el borde circular es una distancia reducida, las trayectorias se vuelven con ello más estrechas, en regiones en las que existe una distancia comparativamente mayor, las trayectorias se separan más. Mediante el número de vueltas y la elección de la función puede ajustarse de manera especialmente sencilla la distancia mínima o máxima entre arrollamientos en espiral sucesivos.

Si la región de transición se configura, como ya se ha mencionado, como superficie plana, se ofrece que el dispositivo de procesamiento por láser esté configurado para enfocar radiación láser de procesamiento en la córnea del ojo a lo largo de una dirección de incidencia principal y para regular la situación del punto focal de láser en la córnea, y que los datos de control se generen de tal manera que predeterminen una trayectoria, a lo largo de la que debe regularse el punto focal de láser, encontrándose la trayectoria en el área de corrección predeterminada y discurriendo en forma de espiral desde un interior del área de corrección predeterminada hasta su borde, configurándose en la región de transición la trayectoria como círculos concéntricos o espiral que se encuentra en la superficie plana, y para aquellas secciones de los círculos concéntricos o espiral que se encuentra en la superficie plana, que se solaparían en el sentido de visión longitudinalmente con respecto a la dirección de incidencia principal con el área de corrección, los datos de control prevén una desactivación de la radiación láser en cuanto a su efecto de procesamiento.

Es decir, el rayo láser de procesamiento se extingue en aquellas regiones, en las que la espiral o los círculos, que constituyen la superficie plana, se solaparía con el área de corrección, es decir se ajusta de tal manera que allí no se produzca ningún efecto de procesamiento. Esto puede tener lugar mediante el control de un modulador o atenuador adecuado, que se encuentra en el recorrido del rayo, o mediante una iluminación adecuada de la propia fuente de radiación láser. El experto en la técnica conoce por el estado de la técnica medios adecuados para ello, por ejemplo por el documento US 2008/0021443 A1 cuya divulgación se incorpora al presente documento a este respecto de manera completa.

El perfeccionamiento de la invención se basa además en el objetivo de perfeccionar un dispositivo genérico o un procedimiento genérico en el sentido de que puedan generarse datos de control para la corrección operatoria de la ametropía con la menor carga de cálculo posible y al mismo tiempo también puedan implementarse correcciones más complejas.

Este objetivo se alcanza en el perfeccionamiento con un dispositivo para generar datos de control para controlar un dispositivo de láser para la corrección operativa de la ametropía de un ojo de un paciente, estando configurados los datos de control para controlar un dispositivo de láser, que mediante la irradiación de radiación láser en la córnea del ojo separa tejido de córnea, el dispositivo crea los datos de control de tal manera que el dispositivo de láser en el caso del funcionamiento según los datos de control emite la radiación láser de tal manera que está aislado un volumen en la córnea, cuya eliminación de la córnea provoca la corrección deseada de la ametropía, y el dispositivo para determinar los datos de control calcula un radio de curvatura, que tiene la córnea reducida en el volumen, siendo el radio de curvatura R_{CV}^* dependiente del lugar y cumpliendo la siguiente ecuación:

$$R_{CV}^*(r,\varphi) = 1 / ((1/R_{CV}(r,\varphi)) + B_{COR}(r,\varphi) / (n_c - 1)) + F,$$

siendo $R_{CV}(r,\varphi)$ el radio de curvatura local de la córnea antes de eliminar el volumen, siendo n_c el índice de refracción del material de la córnea, siendo F un factor y siendo $B_{COR}(r,\varphi)$ la variación de la potencia de refracción local, necesaria para la corrección deseada de la ametropía en un plano que se encuentra en el vértice de la córnea, habiendo al menos dos radios r_1 y r_2 , para los que es aplicable $B_{COR}(r=r_1,\varphi) \neq B_{COR}(r=r_2,\varphi)$.

Este objetivo se alcanza en el perfeccionamiento con un procedimiento para generar datos de control para controlar un dispositivo de láser para la corrección operativa de la ametropía de un ojo de un paciente, estando configurados los datos de control para controlar un dispositivo de láser, que mediante la irradiación de radiación láser en la córnea del ojo separa tejido de córnea, los datos de control se crean de tal manera que el dispositivo de láser en el caso del funcionamiento según los datos de control emite la radiación láser de tal manera que está aislado un volumen en la córnea, cuya eliminación de la córnea provoca la corrección deseada de la ametropía, y para determinar los datos de control se calcula un radio de curvatura, que tiene la córnea reducida en el volumen, siendo el radio de curvatura R_{CV}^* dependiente del lugar y cumpliendo la siguiente ecuación:

$$R_{CV}^*(r,\varphi) = 1 / ((1/R_{CV}(r,\varphi)) + B_{COR}(r,\varphi) / (n_c - 1)) + F,$$

siendo $R_{CV}(r,\varphi)$ el radio de curvatura local de la córnea antes de eliminar el volumen, siendo n_c el índice de refracción del material de la córnea, siendo F un factor, y siendo $B_{COR}(r,\varphi)$ la variación de la potencia de refracción local, necesaria para la corrección deseada de la ametropía en un plano que se encuentra en el vértice de la córnea, habiendo al menos dos radios r_1 y r_2 , para los que es aplicable $B_{COR}(r=r_1,\varphi) \neq B_{COR}(r=r_2,\varphi)$.

Es decir, la invención proporciona en el perfeccionamiento una variable de control o una variable de medición, en base a la cual puede calcularse de la manera más exacta posible el volumen que debe retirarse y con ello la superficie de corte que aísla este volumen en la córnea. Define una ecuación para el radio de curvatura, que debe

tener la córnea tras la retirada del volumen aislado mediante el dispositivo de tratamiento o el procedimiento. Con esta ecuación puede calcularse de manera analíticamente exacta el volumen que debe retirarse, y en particular la superficie eficaz para la corrección.

5 La ecuación usada en el perfeccionamiento para calcular el volumen que debe retirarse se diferencia, observándola exactamente, del planteamiento que se usó en el documento DE 102006053120 A1. Ahora se usa otra función, que ya no tiene en cuenta la potencia de refracción de unas gafas, que se encuentra a una distancia con respecto al ojo, sino una distribución de potencia de refracción, que varía al menos radialmente escrito en coordenadas circulares. Además, esta distribución de potencia de refracción, con la que se calcula para el volumen que debe retirarse el nuevo radio de curvatura, que debe tener la córnea tras la corrección operatoria, ya no se encuentra a una distancia con respecto a la córnea, sino que indica la necesidad de corrección en un plano, que se encuentra en el vértice de la córnea. La invención retoma el planteamiento analítico del documento DE 102006053120 A1 y se aleja al mismo tiempo de los valores de corrección de gafas usados en el mismo, al introducir ahora una distribución de potencia de refracción que varía radialmente, que reproduce la necesidad de corrección en el plano que se encuentra en el vértice de la córnea.

Con ello es posible, sin que se aumente significativamente el esfuerzo de cálculo, una corrección mucho más extensa de la ametropía. Por ejemplo, en una región central alrededor del eje óptico, por ejemplo en el radio de la pupila fototópica, puede emplearse ahora un valor de corrección, que corresponde al valor de corrección de gafas hasta la fecha, y para diámetros más grandes pueden utilizarse otros valores de potencia de refracción. Con ello puede remediarse una presbicia del ojo de tal manera que en la región central, por ejemplo en el radio de la pupila fototópica se provoca una corrección para la vista de cerca (de manera comparable a unas gafas de lectura) y para diámetros más grandes una corrección para la vista de lejos (de manera comparable a unas gafas de lejos).

25 El volumen o la geometría de la superficie eficaz para la corrección se determina o puede determinarse ahora a través de la ecuación de tal manera que la córnea tiene tras la eliminación del volumen el radio de curvatura definido.

Una definición que puede calcularse de manera especialmente sencilla y sobre todo también fácil de implementar (pero de ningún modo la única) del volumen limita, sin limitación a la primera variante, el volumen mediante una superficie de límite, que está dividida en una superficie parcial anterior y una posterior (superficie de colgajo y superficie de lenticulo), encontrándose la superficie parcial anterior a una distancia constante d_f con respecto a la superficie delantera de la córnea. Los términos "anterior" y "posterior" corresponden a la nomenclatura médica habitual. Una superficie de borde adicional puede ser necesaria (en el caso de corrección de la hipermetropía) o ventajosa, para unir las dos superficies parciales y garantizar al mismo tiempo un grosor de borde mínimo.

Mediante la superficie parcial anterior (superficie de colgajo) que se encuentra a una distancia constante con respecto a la superficie de la córnea, la configuración de esta superficie parcial es especialmente sencilla. Naturalmente, la superficie parcial posterior (superficie de lenticulo) no tiene entonces obligatoriamente una distancia constante con respecto a la superficie delantera de la córnea. La corrección óptica tiene lugar mediante la conformación de la superficie parcial posterior (superficie de lenticulo). Mediante este planteamiento se simplifica considerablemente el esfuerzo de cálculo, dado que una superficie parcial esférica (la superficie parcial anterior) puede calcularse de manera especialmente sencilla y el esfuerzo de cálculo se concentra en la determinación de la superficie parcial posterior (superficie de lenticulo). En un planteamiento de este tipo, la superficie parcial posterior (superficie de lenticulo) tiene un desarrollo de curvatura, que excepto una constante aditiva puede ser idéntico al desarrollo de curvatura de la superficie delantera de la córnea tras la retirada del volumen. En la constante se incorpora la distancia, que mantiene la superficie parcial anterior (superficie de colgajo) con respecto a la superficie delantera de la córnea.

50 La dependencia radial de la distribución de potencia de refracción presente en el perfeccionamiento significa que, visto en coordenadas polares, para todos los ángulos hay al menos dos radios, en los que hay diferentes valores de la distribución de potencia de refracción.

La distribución de potencia de refracción usada puede estar como resultado de un cálculo usando medición de frente de onda o medición de topografía del lado delantero de la córnea de la córnea del ojo. Por consiguiente, la ecuación según la invención, de la que parte el cálculo del volumen de córnea, también prevé un radio de curvatura local de la córnea. El sistema de coordenadas seleccionado a este respecto se refiere preferiblemente al vértice de la córnea.

Si se conoce la topografía $Z_{CV}:R^2 \rightarrow R^3$ (cantidad de todos los puntos $Z_{CV}(r,\varphi)$ que se encuentran en el lado delantero de la córnea), entonces puede determinarse el radio de curvatura local $R_{CV}(z(r,\varphi))$ por ejemplo mediante una mejor adaptación de una superficie esférica con radio R a la superficie Z_{CV} en un radio infinitesimal alrededor del punto $z_{CV}(r,\varphi)$. También puede usarse solo la adaptación de un círculo de curvatura en dirección radial. Entonces es aplicable:

$$R_{CV}(r, \varphi) = \frac{\sqrt{1 + \left(\frac{\partial}{\partial r} z_{CV}(r, \varphi) \right)^2}}{\left| \frac{\partial^2}{\partial r^2} z_{CV}(r, \varphi) \right|}$$

De esta manera se obtiene por medio de la ecuación la distribución deseada del radio de curvatura del lado delantero de la córnea $R_{CV}^*(r, \varphi)$, que debe alcanzarse mediante la corrección refractiva $B_{COR}(r, \varphi)$.

5 El perfil de grosor $\Delta z(r, \varphi)$ del volumen que debe retirarse se determina o puede determinarse ahora de tal manera que la topografía $z_{CV}^*(r, \varphi)$ de la córnea tras eliminar el volumen presenta el radio de curvatura local $R_{CV}^*(r, \varphi)$; a este respecto es aplicable:

10
$$z_{CV}^*(r, \varphi) = z_{CV}(r, \varphi) - \Delta z(r, \varphi).$$

Si se retira un volumen aislado de la córnea, entonces $\Delta z(r, \varphi)$ es siempre positivo. Sin embargo, esto no es una condición necesaria para la corrección. Es igualmente posible modificar la corrección refractiva y asociado con ello la modificación de la curvatura del lado delantero de la córnea mediante la introducción de un volumen adicional en la córnea. En este caso $\Delta z(r, \varphi)$ es entonces siempre negativo. También son posibles casos mixtos, en los que $\Delta z(r, \varphi)$ tiene partes tanto positivas como negativas. En la práctica este es el caso, cuando debe tener lugar, por ejemplo, una corrección refractiva reducida para la vista de lejos en el caso de miopía mediante extracción de tejido y al mismo tiempo una corrección de la presbicia mediante implantación de una pequeña lente en la región central de la zona óptica. En este caso, el grosor del implante puede ser claramente mayor que el grosor del volumen de tejido que debe retirarse para la corrección de la miopía y con ello $\Delta z(r, \varphi)$ tener valores positivos en la región central y negativos en la región de borde.

El perfil de grosor $\Delta z(r, \varphi)$ del volumen se obtiene de la diferencia de las topografías. Si se conoce la topografía deseada tras la corrección $z_{CV}^*(r, \varphi)$, entonces también se determina el perfil de grosor.

El experto en la técnica puede determinar ahora analíticamente o por medio de métodos numéricos adecuados $z_{CV}^*(r, \varphi)$ a partir de $R_{CV}^*(r, \varphi)$ mediante integración doble a través de la superficie. Las dos constantes de integración que se producen a este respecto se seleccionan de tal manera que se genera por ejemplo el diámetro de tratamiento deseado para la corrección refractiva y al mismo tiempo se minimiza el volumen que debe retirarse.

Por tanto, en el perfeccionamiento se prefiere que el dispositivo durante la determinación de los datos de control establezca la variación de potencia de refracción local $B_{COR}(r, \varphi)$ de tal manera que exista un radio característico r_{ch} , para el que la función radial de la variación de potencia de refracción $B_{COR}(r, \varphi)$ es constante por partes, es decir para el que es aplicable $B_{COR}(r < r_{ch}, \varphi = \text{const}) = B_a \neq B_b = B_{COR}(r > r_{ch}, \varphi = \text{const})$.

La distribución de potencia de refracción usada para la corrección puede presentar, como ya se ha mencionado, en determinadas regiones de pupila, por ejemplo una región central así como una región de borde, diferentes valores, para conseguirse una corrección óptica, que también consigue resultados óptimos en el caso de condiciones de visión muy variables o está adaptada óptimamente de manera individual, por ejemplo en el caso de la presbiopía (presbicia).

En particular, en el perfeccionamiento se prefiere que el dispositivo durante la determinación de los datos de control establezca la variación de potencia de refracción local $B_{COR}(r, \varphi)$ de tal manera que exista un radio característico r_{ch} , para el que la función radial de la variación de potencia de refracción $B_{COR}(r, \varphi)$ es constante por partes, es decir para el que es aplicable $B_{COR}(r < r_{ch}, \varphi = \text{const}) = B_a \neq B_b = B_{COR}(r > r_{ch}, \varphi = \text{const})$.

Entre los valores constantes por partes de las variaciones de potencia de refracción puede tener lugar una transición continua. Por tanto, para esta configuración es conveniente en la primera variante, que el dispositivo durante la determinación de los datos de control establezca la variación de potencia de refracción local $B_{COR}(r, \varphi)$ de tal manera que haya dos radios r_a y r_b , para los que la función radial de la variación de potencia de refracción $B_{COR}(r, \varphi)$ es constante por partes, es decir para los que es aplicable $B_{COR}(r < r_a, \varphi = \text{const}) = B_a \neq B_b = B_{COR}(r > r_b, \varphi = \text{const})$, pasando la función radial de la variación de potencia de refracción $B_{COR}(r, \varphi)$ en la región de transición entre r_a y r_b de manera continua de B_a a B_b .

La variación de potencia de refracción local $B_{COR}(r, \varphi)$ puede presentar como caso especial simetrías, que permiten separar las dependencias de coordenadas. Esto posibilita por ejemplo las siguientes representaciones en la generación de valores de control:

$$B_{COR}(r, \varphi) = B_1(r) \cdot B_2(\varphi) \text{ (planteamiento de separación multiplicativo)}$$

$$B_{COR}(r,\varphi) = B_1(r) + B_2(\varphi) \text{ (planteamiento de separación aditivo).}$$

Un caso especial de separación se obtiene cuando la distribución de potencia de refracción no presenta ninguna dependencia angular. Dado que esto es especialmente sencillo desde el punto de vista del cálculo, se prefiere que durante la determinación de los datos de control esté establecida o se establezca independientemente del ángulo la variación de potencia de refracción local.

A este respecto, debe indicarse de manera muy fundamental que la potencia de refracción y el radio de curvatura pueden convertirse uno en otro con una ecuación sencilla. Es aplicable: $B = (n_c - 1)/R$, siendo B la potencia de refracción y R el radio asociado a esta potencia de refracción. Por tanto, en el contexto de la invención es posible en todo momento, cambiar entre el modo de observación o representación de radio y el modo de observación o representación de potencia de refracción. La ecuación que debe usarse durante la determinación de los datos de control en el caso de representaciones de potencia de refracción es:

$$B^*_{CV}(r,\varphi) = \frac{1}{\frac{1}{B_{CV}(r,\varphi) + B_{COR}(r,\varphi)} + \frac{F}{(n_c - 1)}}$$

Siempre que en este caso se habla del radio de la superficie delantera de la córnea, puede usarse de manera completamente análoga también la potencia de refracción, de modo que todas las explicaciones aportadas en este caso en relación con el radio de la superficie delantera de la córnea son aplicables naturalmente de manera análoga también a la representación o modo de observación de potencia de refracción, cuando R se sustituye por B según dicha relación.

Los procedimientos según la invención de todas las variantes para generar los datos de control pueden realizarse sin recurrir a colaboración humana. En particular pueden realizarse por un ordenador, que controlando un programa según la invención realiza el procedimiento según la invención y a partir de especificaciones correspondientes determina los datos de control para el dispositivo de láser. En particular, durante la determinación de los datos de control no es necesaria de ningún modo la colaboración de un médico, dado que con la determinación de los datos de control no está asociada todavía ninguna intervención terapéutica. Esta no tiene lugar hasta que se emplean los datos determinados anteriormente.

Siempre que en esta descripción se describan procedimientos o etapas individuales de un procedimiento para determinar datos de control para la corrección óptica de la ametropía, el procedimiento puede o las etapas individuales del procedimiento pueden realizarse mediante un dispositivo configurado de manera correspondiente. Lo análogo es aplicable a la explicación del modo de funcionamiento de un dispositivo, que realiza etapas de procedimiento. En este sentido, las características de dispositivo y de procedimiento son equivalentes en esta descripción. En particular es posible implementar el procedimiento con un ordenador, en el que se ejecuta un programa según la invención correspondiente.

También pueden combinarse entre sí de cualquier manera las características descritas en este caso, siempre que no se contradigan técnicamente entre sí.

La invención se explicará a continuación todavía más detalladamente a modo de ejemplo haciendo referencia a los dibujos. En los dibujos muestran:

- 45 la Figura 1, una representación esquemática de un dispositivo de tratamiento o de un aparato de tratamiento para la corrección de la ametropía,
- la Figura 2, una representación esquemática en cuanto a la estructura del aparato de tratamiento de la Figura 1,
- 50 la Figura 3, un diagrama esquemático para introducir radiación láser pulsada en el ojo durante la corrección de la ametropía con el aparato de tratamiento de la Figura 1,
- la Figura 4, una representación esquemática adicional del aparato de tratamiento de la Figura 1,
- la Figura 5, una representación esquemática en corte a través de la córnea del ojo con representación de un volumen que debe retirarse para la corrección de la ametropía,
- 55 la Figura 6, un corte a través de la córnea del ojo tras la eliminación del volumen de la Figura 5,
- la Figura 7, una representación en corte similar a la de la Figura 5,
- la Figura 8, una representación esquemática en corte a través de la córnea del ojo para ilustrar la retirada de volumen,
- la Figura 9, un diagrama con posibles desarrollos de una distribución de potencia de refracción, que se usa durante la determinación del volumen que debe retirarse,
- 60 la Figura 10, un diagrama de flujo de la determinación del volumen que debe retirarse,
- la Figura 11, una representación en corte a través de la córnea del ojo para aclarar una superficie de corte anterior así como una posterior en combinación con una vista en planta de la superficie de corte

la Figura 12, posterior, correspondiendo los diseños de superficie de corte al estado de la técnica,
 una representación en corte a través de la córnea del ojo para aclarar una superficie de corte anterior así como una posterior en combinación con una vista en planta de la superficie de corte posterior, estando prevista una zona de transición para adaptar la superficie de corte a un borde circular,
 la Figura 13, una representación similar a la de la Figura 12 para una superficie de corte conformada de otra manera así como un diseño de otro tipo de la superficie de transición,
 la Figura 14, una representación similar a la de la Figura 13 para una superficie de corte que efectúa correcciones superiores,
 la Figura 15, una representación similar a la de la Figura 14, pero para una corrección de la ametropía con lente de contacto de aplanamiento,
 la Figura 16, una representación similar a la de la Figura 15, pero sin zona de transición, y
 la Figura 17, una representación similar a la de la Figura 16, pero con una zona de transición, que se adapta a un borde que no presenta simetría de rotación.

La Figura 1 muestra un aparato de tratamiento 1 para un procedimiento de cirugía óptica, que es similar al descrito en el documento EP 1159986 A1 o el documento US 5549632. El aparato de tratamiento 1 provoca por medio de una radiación láser de tratamiento 2 una corrección de la ametropía en un ojo 3 de un paciente 4. La ametropía puede comprender hipermetropía, miopía, presbicia, astigmatismo, astigmatismo mixto (astigmatismo, en el que en una dirección hay hipermetropía y en una dirección que se encuentra en ángulo recto a la misma hay miopía), defectos esféricos y aberraciones de orden superior. La radiación láser de tratamiento 2 se aplica en la forma de realización descrita como rayo láser enfocado en el ojo 3 pulsado. A este respecto, la duración de pulso se encuentra por ejemplo en el intervalo de los femtosegundos, y la radiación láser 2 actúa por medio de efectos ópticos no lineales en la córnea. El rayo láser presenta, por ejemplo, pulsos de láser cortos de 50 a 800 fs (preferiblemente de 100 - 400 fs) con una frecuencia de repetición de pulso de entre 10 y 500 kHz. Los grupos constructivos del aparato 1 se controlan en el ejemplo de realización descrito mediante una unidad de control integrada, pero que naturalmente también puede estar configurada de manera autónoma.

Antes de la utilización del aparato de tratamiento se mide la ametropía del ojo 3 con uno o varios dispositivos de medición.

La Figura 2 muestra esquemáticamente el aparato de tratamiento 1. Presenta en esta variante al menos dos dispositivos o módulos. Un dispositivo de láser L emite el rayo láser 2 al ojo 3. A este respecto, el funcionamiento del dispositivo de láser L tiene lugar de manera completamente automática, es decir el dispositivo de láser L inicia en respuesta a una señal de inicio correspondiente la desviación del rayo láser 2 y genera a este respecto superficies de corte, que están estructuradas de una manera que todavía se describirá y aíslan un volumen en la córnea del ojo. Los datos de control necesarios para el funcionamiento los recibe el dispositivo de láser L previamente de un dispositivo de planificación P como conjunto de datos de control a través de líneas de control no identificadas más detalladamente. La transmisión tiene lugar antes del funcionamiento del dispositivo de láser L. Naturalmente, la comunicación también puede tener lugar de manera inalámbrica. Alternativamente a una comunicación directa, también es posible disponer la unidad de planificación P separada espacialmente de la unidad de láser L y prever un canal de transmisión de datos correspondiente.

Preferiblemente, el conjunto de datos de control se transmite al aparato de tratamiento 1 y más preferiblemente se bloquea un funcionamiento del dispositivo de láser L, hasta que en el dispositivo de láser L haya un conjunto de datos de control válido. Un conjunto de datos de control válido puede ser un conjunto de datos de control, que es adecuado en principio para su uso con el dispositivo de láser L del dispositivo de tratamiento 1. Sin embargo, adicionalmente la calidad también puede vincularse a que se pasen exámenes adicionales, por ejemplo si en el conjunto de datos de control datos depositados adicionalmente sobre el aparato de tratamiento 1, por ejemplo un número de serie del aparato, o sobre el paciente, por ejemplo un número de identificación del paciente, coinciden con otros datos, que por ejemplo se leen en el dispositivo de tratamiento o se introdujeron por separado, en cuanto el paciente está en la posición correcta para el funcionamiento del dispositivo de láser L.

La unidad de planificación P genera el conjunto de datos de control, que se pone a disposición de la unidad de láser L para la realización de la operación, a partir de datos de medición y datos de ametropía, que se determinaron para el ojo que debe tratarse. Se suministran a la unidad de planificación P a través de una interfaz S y proceden en el ejemplo de realización representado de un dispositivo de medición M, que ha medido previamente el ojo del paciente 4. Naturalmente, el dispositivo de medición M puede transmitir de cualquier manera los datos de medición y de ametropía correspondientes al dispositivo de planificación P.

La transmisión puede tener lugar por medio de chips de memoria (por ejemplo por USB o *pen drive*), memorias magnéticas (por ejemplo disquetes), por radio (por ejemplo WLAN, UMTS, *Bluetooth*) o por cable (por ejemplo USB, Firewire, RS232, CAN-Bus, Ethernet, etc.). Naturalmente lo mismo es aplicable en cuanto a la transmisión de datos entre el dispositivo de planificación P y el dispositivo de láser L.

Una unión por radio o por cable directa del dispositivo de medición M con el dispositivo de tratamiento 1 en cuanto a la transmisión de datos, que puede usarse en una variante, tiene la ventaja de que se descarta el uso de datos de medición y de ametropía erróneos con la mayor seguridad posible. Esto es aplicable en particular cuando el paso del paciente del dispositivo de medición M o los dispositivos de medición al dispositivo de láser L tiene lugar por medio de un dispositivo de soporte (no representado en la figura), que actúa conjuntamente con el dispositivo de medición M o el dispositivo de láser L de tal manera que los respectivos dispositivos reconocen si el paciente 4 está en la respectiva posición para medir o introducir la radiación láser 2. A este respecto, llevando el paciente 4 desde el dispositivo de medición M hasta el dispositivo de láser L puede tener lugar al mismo tiempo también la transmisión de los datos de medición y de ametropía al dispositivo de tratamiento 1.

Mediante medios adecuado se garantiza preferiblemente que el dispositivo de planificación P genera siempre el conjunto de datos de control que pertenecen al paciente 4, y casi se excluye un uso incorrecto de un conjunto de datos de control erróneo para un paciente 4.

El modo de funcionamiento del rayo láser 2 se indica esquemáticamente en la Figura 3. El rayo láser de tratamiento 2 se enfoca en la córnea 5 del ojo 6 por medio de un sistema óptico no identificado más detalladamente. De este modo se genera en la córnea 5 un punto focal, que cubre un punto 6 y en el que la densidad de energía de radiación láser es tan alta que en combinación con la longitud de pulso se produce un efecto no lineal en el ojo. Por ejemplo, cada pulso de la radiación láser pulsada 2 puede generar en el respectivo punto 6 una interrupción óptica en la córnea del ojo 5, que inicia a su vez una burbuja de plasma indicada esquemáticamente en la Figura 3. De este modo, este pulso de láser separará tejido en la córnea 5. En el caso de la generación de una burbuja de plasma, la separación de capas de tejido comprende un sector mayor que el punto 6, que cubre el punto focal de la radiación láser 2, aunque las condiciones para generar la interrupción solo se alcanzan en el punto focal. Para que cada pulso de láser genere una interrupción óptica de cada pulso de láser, la densidad de energía, es decir la fluencia de la radiación láser, tiene que encontrarse por encima de un cierto valor umbral que depende de la longitud de pulso. El experto en la técnica conoce esta relación por ejemplo por el documento DE 69500997 T2.

Alternativamente también puede generarse un efecto de separación de tejido mediante la radiación láser pulsada porque se emiten varios pulsos de radiación láser en una región, solapándose los puntos 6 para varios pulsos de radiación láser. Entonces actúan conjuntamente varios pulsos de radiación láser, para conseguir un efecto de separación de tejido.

Sin embargo, el tipo de separación de tejido, que utiliza el aparato de tratamiento 1, no es más relevante para la siguiente descripción, también cuando en esta descripción se describe radiación láser de tratamiento pulsada 2. Por ejemplo puede usarse un aparato de tratamiento 1, tal como se describe en el documento WO 2004/032810 A2. Un gran número de puntos focales de pulso de láser configuran en el tejido una superficie de corte, cuya forma depende del patrón, con el que están dispuestos/se disponen los puntos focales de pulso de láser en el tejido. El patrón predetermina puntos objetivo para la situación de punto focal, a los que se emite(n) uno o varios pulso(s) de láser, y define la forma y situación de la superficie de corte.

Para realizar ahora una corrección de la ametropía, se retira material por medio de la radiación láser pulsada de un sector dentro de la córnea 5, separando allí capas de tejido, que aíslan el material y entonces posibilitan una retirada de material. La eliminación de material provoca una variación de volumen en la córnea, que tiene como consecuencia una variación del efecto óptico de formación de imágenes de la córnea 5, que está dimensionada exactamente de tal manera que con ello esté corregida/se corrija lo máximo posible la ametropía determinada previamente. Para aislar el volumen que debe retirarse se dirige el punto focal de la radiación láser 2 a puntos objetivo en la córnea 5, por regla general en una región, que se encuentra por debajo del epitelio y de la membrana de Bowman así como por encima de la membrana de Decemet y del endotelio. El aparato de tratamiento 1 presenta para ello un mecanismo para regular la situación del punto focal de la radiación láser 2 en la córnea 5. Esto se muestra esquemáticamente en la Figura 3.

En la Figura 4 solo están incluidos elementos del aparato de tratamiento 1 en la medida que sean necesarios para entender la regulación del punto focal. La radiación láser 2 se focaliza, como ya se ha mencionado, en un punto focal 7 en la córnea 5, y se regula la situación del punto focal 7 en la córnea, de modo que para la generación de superficies de corte en diferentes puntos se introduce energía enfocada a partir de pulsos de radiación láser en el tejido de la córnea 3. La radiación láser 2 se proporciona mediante un láser 8 como radiación pulsada. Un escáner xy 9, que en una variante está implementado mediante dos espejos galvanométricos de desviación esencialmente ortogonales, desvía bidimensionalmente el rayo láser que procede del láser 8, de modo que tras el escáner xy 9 hay un rayo láser desviado 10. Por consiguiente, el escáner xy 9 provoca una regulación de la situación del punto focal 7 esencialmente en perpendicular a la dirección de incidencia principal de la radiación láser 2 en la córnea 5. Para regular la situación de profundidad, además del escáner xy 9 está previsto un escáner z 11, que está configurado por ejemplo como telescopio regulable. El escáner z 11 se encarga de que se modifique la posición z de la situación del punto focal 7, es decir su posición sobre el eje óptico de la incidencia. El escáner z 11 puede estar dispuesto aguas abajo o aguas arriba del escáner xy 9. Es decir, las coordenadas identificadas a continuación con x, y, z se refieren a la desviación de la situación del punto focal 7.

Para el principio de funcionamiento del aparato de tratamiento 1 no es esencial la asociación de las coordenadas individuales a las direcciones espaciales, sin embargo para una descripción más sencilla a continuación se designa con z siempre la coordenada a lo largo del eje óptico de incidencia de la radiación láser 2, y x así como y designan dos coordenadas ortogonales entre sí en un plano en perpendicular a la dirección de incidencia del rayo láser. Naturalmente, el experto en la técnica conoce que también puede tener lugar una descripción tridimensional de la situación del punto focal 7 en la córnea 5 mediante otros sistemas de coordenadas, en particular no tiene que tratarse de un sistema de coordenadas en ángulo recto. Es decir, que el escáner xy 9 desvíe con respecto a ejes en ángulo recto entre sí no es obligatorio, más bien puede usarse cualquier escáner, que esté en la situación de regular el punto focal 7 en un plano, en el que no se encuentra el eje de incidencia de la radiación óptica. Por consiguiente, también son posibles sistemas de coordenadas de ángulos oblicuos.

Además, también pueden usarse sistemas de coordenadas no cartesianas para la descripción o el control de la situación del punto focal 7, tal como se explicará todavía también a continuación. Ejemplos de tales sistemas de coordenadas son coordenadas angulares (también denominadas coordenadas esféricas) así como coordenadas cilíndricas.

Para controlar la situación del punto focal 7, el escáner xy 9 así como el escáner z 11, que implementan conjuntamente un ejemplo concreto de un dispositivo de regulación de punto focal tridimensional, se controlan mediante un aparato de control 12 a través de líneas no identificadas más detalladamente. Lo mismo es aplicable para el láser 8. El aparato de control 3 se encarga de un funcionamiento sincrónico de manera adecuada del láser 8 así como del dispositivo de regulación de punto focal tridimensional, implementado a modo de ejemplo mediante el escáner xy 9 así como el escáner z 11, de modo que la situación del punto focal 7 en la córnea 5 se regula de tal manera que finalmente se aísla un material de determinado volumen, provocándose la eliminación de volumen posterior de una corrección deseada de la ametropía.

El aparato de control 12 trabaja según datos de control predeterminados, que predeterminan los puntos objetivo para la regulación del punto focal. Los datos de control se agrupan por regla general en un conjunto de datos de control. Este predetermina en una forma de realización las coordenadas de los puntos objetivo como patrón, estableciendo la secuencia de los puntos objetivo en el conjunto de datos de control la yuxtaposición de las situaciones de punto focal y con ello finalmente una curva de trayectoria (abreviado en este caso también como trayectoria). El conjunto de datos de control contiene en una forma de realización los puntos objetivo como valores de ajuste concretos para el mecanismo de regulación de situación de punto focal, por ejemplo para el escáner xy 9 y el escáner z. Para la preparación del procedimiento de cirugía óptica, es decir antes de que pueda realizarse el verdadero procedimiento de operación, se determinan los puntos objetivo y preferiblemente también su secuencia en el patrón. Tiene que tener lugar una planificación previa de la intervención operatoria en el sentido de que se determinen los datos de control para el aparato de tratamiento 1, cuya aplicación alcanza entonces una corrección óptima de la ametropía para el paciente 4.

En primer lugar hay que establecer el volumen que debe aislarse y eliminarse posteriormente en la córnea 5. Como ya se describe mediante la Figura 2, para ello se requiere establecer la necesidad de corrección.

En cuanto a la nomenclatura usada en esta descripción debe indicarse que mediante la adición de un asterisco a variables se aclara que se trata de variables, que se obtienen tras una corrección. Con la suposición justificada de que una variación de grosor de la córnea 5 modifica esencialmente el radio de curvatura del lado delantero de la córnea dirigido hacia el aire 15, pero no el radio de curvatura del lado trasero de la córnea dirigido hacia el interior del ojo 16, mediante la eliminación de volumen se modifica el radio de curvatura R_{CV} del lado delantero de la córnea 15. La córnea 5 reducida en el volumen con superficie de la córnea modificada 15^* tiene, debido a la curvatura lateral delantera modificada, un efecto de formación de imágenes variado correspondientemente, de modo que sobre la retina 14 se encuentra un punto focal corregido.

Por tanto, para determinar el patrón de los puntos objetivo se determina la curvatura que debe alcanzarse R^*_{CV} de la superficie delantera de la córnea modificada 15^* .

Con el valor B_{COR} se ajusta ahora la curvatura de la superficie delantera de la córnea modificada 15^* tal como sigue:

$$(1) \quad R_{CV}^*(r, \varphi) = 1 / ((1/R_{CV}(r, \varphi)) + B_{COR}(r, \varphi) / (n_c - 1)) + F,$$

En la ecuación (1), n_c designa la potencia de refracción del material de la córnea. El valor correspondiente se encuentra habitualmente a 1,376; B_{COR} designa una variación de potencia de refracción, que es necesaria para la corrección de la ametropía. B_{COR} depende radialmente. A este respecto, por dependencia radial se entiende que hay dos valores r_1 y r_2 para el radio r , para el que la variación de potencia de refracción en todos los ángulos φ tiene diferentes valores.

Ejemplos de posibles desarrollos de la variación de potencia de refracción se muestran a modo de ejemplo en la Figura 9, que muestra la función B_{COR} en diferentes curvas de ejemplo K_a a K_e como función del radio r .

Ka es el índice de refracción convencional de unas gafas del estado de la técnica según el documento DE 102006053120 A1, sin embargo en la representación de la Figura 9 ya referido al plano del vértice de la córnea. Sin embargo, en dicho estado de la técnica no hay ningún indicio para esta referencia. Se incorporó en este caso solo para una mejor capacidad de comparación con los desarrollos a modo de ejemplo según la invención Kb a Ke. El desarrollo Kb discurre hasta un radio, que se encuentra más allá de un radio r_s , de manera constante y entonces disminuye. A este respecto, el radio r_s es el radio de pupila escotópico, es decir el radio de pupila, que se ajusta durante la visión a oscuras. La variación de potencia de refracción según la curva Kc es contante por partes hasta el valor r_s , teniendo lugar por debajo de un radio r_p , que corresponde al radio de pupila fotópica, un salto de un valor mayor a un valor menor. Una variación de este tipo de la corrección de potencia de refracción a través de la sección transversal de pupila es especialmente ventajosa en el caso de presbiopía. En este caso la visión en la región cercana tiene lugar habitualmente con buena iluminación, por ejemplo al leer. Debido a la buena iluminación, la pupila está entonces por regla general estrechada hasta el radio de pupila fotópica. El valor de corrección de potencia de refracción necesario entonces ajusta una adaptación óptima a la visión de cerca, por ejemplo una distancia de visión óptima de aproximadamente 25 a 70 cm. Por el contrario, para el otro caso extremo, concretamente la visión a oscuras, que está vinculado habitualmente con una vista a lo lejos (por ejemplo al conducir un coche de noche) la pupila está abierta de manera máxima. Entonces también actúan regiones de la pupila en la formación óptica de imágenes, que tienen otro valor (por ejemplo menor) para la corrección de potencia de refracción. El cerebro humano puede corregir una formación de imágenes afectada con defectos ópticos de este tipo (situación de punto focal diferente para el centro de la pupila y regiones de borde de la pupila) durante la percepción óptica. Los desarrollos de corrección de potencia de refracción mostrados en las curvas Kc o Kd permiten por tanto aumentar la región de profundidad de campo mediante una aceptación consciente de un defecto de formación de imagen, dado que el cerebro compensa el defecto de formación de imagen.

A partir del radio de pupila r_s , la corrección de potencia de refracción disminuye entonces adicionalmente. La disminución no de forma escalonada de la corrección del valor de refracción hasta el valor cero es ventajosa desde el punto de vista anatómico. Permite en el borde de la región corregida, es decir en el borde del volumen que debe retirarse, una adaptación del radio lateral delantero de la córnea corregido, que se ajusta debido a la corrección, al radio de curvatura de la córnea original, es decir el radio preoperatorio. Con respecto a la representación de la Figura 5 esto quiere decir que, en la región de borde del volumen que debe retirarse, en la que en la representación de la Figura 5 confluyen los radios R_F y R_L , tiene lugar una equiparación de estos radios. De este modo, en la superficie delantera de la córnea tras la corrección, la transición del nuevo radio lateral delantero de la córnea R_{CV}^* , que existe en la región, en la que se retiró el volumen 18, está equiparado al radio de curvatura de la córnea original R_{CV} . De este modo se mejora en general la corrección óptica, lo que puede conseguirse por primera vez mediante la corrección de potencia de refracción que varía radialmente.

La disminución de la corrección de potencia de refracción al valor cero tiene lugar preferiblemente en una región fuera del radio de pupila adaptado a la oscuridad, es decir en una región de la córnea del ojo no relevante adicionalmente para la visión.

Un desarrollo similar muestra la curva Kd, sin embargo en este caso tiene lugar una transición suave de primer valor de la variación de potencia de refracción por debajo r_p , al segundo valor, que existe en r_s . Además, a modo de ejemplo, el primer valor es en este caso menor que el segundo valor. Naturalmente, este también puede usarse así para la curva Kc, según la necesidad de corrección deseada. Un desarrollo suave, que disminuye de manera continua, lo muestra la curva Ke.

Las variaciones de potencia de refracción dependientes del lugar descritas mediante la Figura 9 con dependencia radial son ejemplos de una variación de potencia de refracción, que se usa durante la determinación del volumen que debe retirarse en la operación.

El factor F expresa el efecto óptico de la variación de grosor, que experimenta la córnea mediante la intervención operatoria y puede considerarse en una primera aproximación como factor constante, que por ejemplo puede determinarse previamente de manera experimental. Para una corrección de alta precisión puede calcularse el factor según la siguiente ecuación:

$$(2) \quad F = (1 - 1/n_c) \cdot \Delta z(r=0, \varphi)$$

A este respecto, $\Delta z(r = 0, \varphi)$ es el grosor central del volumen que debe retirarse.

Para una determinación exacta tiene lugar iterativamente un cálculo de R_{CV}^* , deduciendo en el i-ésimo cálculo a partir de la diferencia $1/R_{CV}^*(r=0, \varphi) - 1/R_{CV}(r=0, \varphi)$ la variable $\Delta z(r=0, \varphi)$ y usando el resultado correspondiente obtenido a partir de esto para la variación de grosor en el (i+1)-ésimo cálculo de R_{CV}^* . Puede hacerse esto hasta que se cumpla un criterio de parada, por ejemplo cuando la diferencia del resultado para la variación de grosor en dos etapas de iteración sucesivas se encuentra por debajo de un límite establecido correspondientemente. Este límite puede establecerse por ejemplo a través de una diferencia constante, que corresponde a una exactitud apropiada para el tratamiento de la corrección de refracción.

A este respecto, también puede realizarse en general el procedimiento representado en la Figura 10. En una etapa S1 se calcula a partir de datos de diagnóstico la topografía de la córnea, como ya se mencionó al principio en la parte general de la descripción. A partir de esta topografía se determina el desarrollo de curvatura radial del lado delantero de la córnea 15. Esta determinación puede, en lugar de los datos de topografía de la etapa S1, llevarse a cabo también directamente a partir de datos de diagnóstico, de modo que o bien a la etapa S1 le sigue la etapa S2, o bien se utilizan directamente datos de diagnóstico, como aclara la Figura 10 mediante la adición "(opcional)". Es decir la etapa S1 es opcional.

En una etapa S3 se determina entonces la potencia de refracción local de la córnea.

A partir de datos de la corrección refractiva deseada, en una etapa S4 se determina la variación de potencia de refracción local B_{COR} necesaria y con esta, a partir de la potencia de refracción local, la potencia de refracción local tras la corrección deseada.

A partir de esta, en la etapa S5 se obtiene el nuevo radio de curvatura local $R^*_{CV}(r, \varphi)$. En lugar del cálculo de la potencia de refracción local B_{CV} en la etapa S3 también puede contarse directamente con la curvatura local R_{CV} de la etapa S2, cuando se usa la ecuación (1) anterior. A este respecto, debe indicarse de manera muy fundamental que la potencia de refracción y el radio de curvatura pueden convertirse uno en otro con una ecuación sencilla. Es aplicable: $B = (n_C - 1)/R$, siendo B la potencia de refracción y siendo R el radio asociado para esta potencia de refracción. Por tanto, en el contexto de la invención es posible en todo momento, cambiar entre el modo de observación o representación de radio y el modo de observación o representación de potencia de refracción. La ecuación que debe usarse durante la determinación de los datos de control en el caso de representaciones de potencia de refracción es:

$$B^*_{CV}(r, \varphi) = \frac{1}{\frac{1}{B_{CV}(r, \varphi) + B_{COR}(r, \varphi)} + \frac{F}{(n_C - 1)}}$$

Siempre que en este caso se habla del radio de la superficie delantera de la córnea, puede usarse de manera completamente análoga también la potencia de refracción, de modo que todas las explicaciones aportadas en este caso en relación con el radio de la superficie delantera de la córnea son aplicables naturalmente de manera análoga también a la representación o modo de observación de potencia de refracción, cuando R se sustituye por B según dicha relación.

Para el volumen, cuya eliminación provoca la variación de curvatura anterior de la superficie delantera de la córnea 15, se establece ahora en una etapa S6 la superficie de límite que aísla el volumen. A este respecto debe tenerse en cuenta qué forma básica debe tener el volumen.

En una primera variante, por medio de métodos numéricos conocidos por el experto en la técnica se define una superficie libre, que circunscribe el volumen, cuya eliminación provoca la variación de curvatura. Para ello a lo largo del eje z se determina el grosor de volumen que es necesario para la modificación de curvatura deseada. A partir de esto se obtiene el volumen como función de r, φ (en coordenadas cilíndricas) y a partir de esto a su vez su superficie de límite.

Por el contrario, un cálculo analítico proporciona la siguiente variante, ya abordada en el documento DE 102006053120 A1, en la que la superficie de límite del volumen está constituida esencialmente por dos superficies parciales, una superficie parcial anterior dirigida hacia la superficie de la córnea 15 y una superficie parcial posterior opuesta. La Figura 5 muestra las relaciones correspondientes. El volumen 18 está delimitado hacia la superficie delantera de la córnea 15 mediante una superficie de corte anterior 19, que se encuentra a una distancia constante d_F por debajo de la superficie delantera de la córnea 15. Esta superficie de corte anterior 19 se denomina en analogía con el queratomo láser superficie de colgajo 19, dado que sirve en el mismo, en combinación con un corte de apertura hacia el borde de la córnea del ojo 5, levantar una lámina en forma de un "colgajo" de la córnea 5 subyacente. Este tipo de extracción del volumen aislado previamente 18 también es posible naturalmente en este caso.

La superficie de corte anterior 19 es preferiblemente esférica, dado que entonces puede indicarse para ella un radio de curvatura, que es un grosor de lámina d_F menor que el radio de curvatura R_{CV} .

De manera posterior, el volumen 18, que debe retirarse de la córnea 5, está delimitado por una superficie de corte posterior 20, que ya puede no estar básicamente a una distancia constante con respecto a la superficie delantera de la córnea 15. Por tanto, la superficie de corte posterior 20 estará configurada de tal manera que el volumen 18 se encuentra en forma de un lenticulo, por lo que la superficie de corte posterior 20 también se denomina superficie de lenticulo. En la Figura 5 está dibujada a modo de ejemplo como superficie igualmente esférica con un radio de curvatura R_L , no coincidiendo naturalmente el centro de esta curvatura con el centro de curvatura de la superficie

delantera de la córnea igualmente esférica 15 en la Figura 5. En el borde, las dos superficies 19, 20 se unen preferiblemente mediante una superficie de borde lenticular, para delimitar completamente el volumen que debe retirarse y al mismo tiempo garantizar un grosor mínimo en el borde.

5 La Figura 6 muestra las relaciones tras la eliminación del volumen 18. El radio de la superficie delantera de la córnea modificada 15* asciende ahora a R_{CV}^* y puede calcularse por ejemplo según las ecuaciones descritas anteriormente. A este respecto, el grosor $d_L = \Delta z(r=0, \varphi)$ del volumen retirado 18 es decisivo para la variación de radio, como aclara la Figura 7. En esta figura, la superficie de lenticulo es esférica de manera simplificada. En consecuencia, como variables adicionales están dibujadas además la altura h_F del casquete definido por la superficie de colgajo 19, la altura h_L del casquete definido por la superficie de lenticulo 20 así como el grosor d_L del volumen que debe retirarse 18.

10 La superficie de lenticulo 20 establece debido a la distancia constante entre la superficie delantera de la córnea 15 y la superficie de colgajo 19 el desarrollo de curvatura de la superficie delantera de la córnea 15* tras la eliminación del volumen 18.

15 Si debe tenerse en cuenta el factor F durante el cálculo, en la etapa S7 se tiene en cuenta además la modificación de la topografía de la córnea, es decir se calcula el grosor central actual. Con el valor que se obtiene de esto para el factor F es posible pasar entonces por las etapas S4 a S6 o S5 a S6 una vez más o varias veces más en forma de una iteración.

20 La configuración mostrada en las figuras del volumen 18 como delimitado mediante una superficie de colgajo 19 con distancia constante con respecto a la superficie delantera de la córnea 15 así como una superficie de lenticulo 20, es solo una variante para delimitar el volumen 18. Sin embargo tiene la ventaja, de que la corrección óptica se establece esencialmente solo mediante una superficie (la superficie de lenticulo 20), de modo que la descripción analítica de la otra superficie parcial de la superficie de límite es sencilla.

25 Hay además márgenes de seguridad óptimos en cuanto a la distancia del volumen con respecto a la superficie delantera de la córnea 15 y la superficie trasera de la córnea 16. El grosor residual d_F entre la superficie de colgajo 19 y la superficie delantera de la córnea 15 puede ajustarse de manera constante a un valor de por ejemplo 50 a 200 μm . En particular puede seleccionarse de tal manera que el epitelio sensible al dolor permanece en la lámina, que está formada por la superficie de colgajo 19 por debajo de la superficie delantera de la córnea 15. Además, la configuración de la superficie de colgajo esférica 19 supone una continuación de los cortes de queratómetros hasta la fecha, lo que es ventajoso para la aceptación del método.

30 Tras generar las superficies de corte 19 y 20 se retira entonces el volumen 18 aislado de esta manera de la córnea 5. Esto se representa esquemáticamente en la Figura 9, que además aclara que las superficies de corte 19 y 20 se generan mediante el efecto del rayo láser de tratamiento que incide en un cono focal 21, por ejemplo mediante la yuxtaposición de burbujas de plasma, de modo que en una forma de realización preferida la superficie de colgajo 19 y la superficie de lenticulo 20 se generan mediante la regulación tridimensional adecuada de la situación de punto focal de la radiación láser pulsada 2.

35 Sin embargo, alternativamente en una forma de realización simplificada, la superficie de colgajo 19 también puede formarse únicamente mediante puntos objetivo, que definen la superficie de corte curvada 19 a una distancia constante con respecto a la superficie delantera de la córnea 15, por medio de radiación láser pulsada y la retirada del volumen 18 tiene lugar mediante ablación láser, por ejemplo mediante el uso de un rayo láser excímero. Para ello, la superficie de lenticulo 20 puede definirse como superficie de límite de la ablación, también cuando esto no sea obligatoriamente necesario. El aparato de tratamiento 1 trabaja entonces como un queratomo láser conocido, sin embargo la superficie de corte 19 se genera en córnea curvada. Las características descritas anteriormente o a continuación son también posibles en tales variantes, en particular en lo que respecta a la determinación de la superficie de delimitación, su definición geométrica y la determinación de parámetros de control.

40 Si se generan tanto la superficie de lenticulo 20 como la superficie de colgajo 19 por medio de radiación láser pulsada, es conveniente configurar la superficie de lenticulo 20 antes de la superficie de colgajo 19, dado que el resultado óptico en la superficie de lenticulo 20 es mejor (cuando no puede alcanzarse en todo caso por primera vez), cuando por encima de la superficie de lenticulo 20 no se producía todavía ninguna modificación de la córnea 5.

45 La Figura 12 muestra una representación, que corresponde en su parte superior al tipo de la vista de la Figura 5. En la parte inferior se muestra una vista en planta 33 de la superficie de lenticulo 20, que en la representación en corte que se encuentra por encima solo se ilustra mediante una línea de corte 20.1.

50 Para aislar el volumen 18 se genera por un lado la superficie de colgajo 19 como la superficie de lenticulo 20 en la córnea del ojo 5 de la manera descrita. A este respecto se genera un área de corrección, que no presenta simetría de rotación, dado que debe corregir aberraciones superiores, es decir no debe variarse la curvatura del lado delantero 15 de la córnea 5 tras la retirada del volumen 18 solo en cuanto a la esfericidad. Esta área de corrección se genera, como muestra la vista en planta 33 de la superficie de lenticulo 20, mediante una espiral 32, que discurre

- desde el interior del área de corrección hacia fuera. La espiral define una curva de trayectoria para la regulación de la situación del punto focal de rayo láser. A este respecto, el centro de la espiral se encuentra preferiblemente (pero no obligatoriamente) en el punto más alto del área de corrección. La espiral se basa en curvas de nivel, con lo que la posición z (posición a lo largo de la dirección de incidencia principal A de la radiación láser) de la situación de punto focal se regula de manera continua. En lugar de un grupo de líneas de escaneado cerradas, que nunca se cortan, hay una línea de escaneado continua. Pueden representarse y generarse de manera sencilla correcciones de potencia de refracción dependientes del lugar locales $B(r, \varphi)$ mediante la modulación de la función radial dependiente del ángulo $r(\varphi)$ mediante una espiral "deformada" radialmente de este tipo.
- La línea de borde de la superficie de lenticulo 20 debe ser una línea circular, que en la dirección z , que como es habitualmente es la dirección de incidencia principal A de la radiación láser de procesamiento, se encuentra en un plano. Para el borde $r_{MAX}(f_p, \varphi)$ de la superficie de lenticulo 20 es entonces aplicable $z = \text{const}$. El área de corrección, que es necesaria para la corrección óptica, está definida en una región de corrección 34. En este caso la curva de trayectoria está representada con un trazo continuo. El borde de esta región de corrección naturalmente no presenta simetría de rotación - pero precisamente porque la espiral se basa en curvas de nivel. Por tanto, en una región de transición 35 tiene lugar una modificación de la espiral de tal manera que dentro de un número limitado de vueltas la distancia de trayectoria dependiente del ángulo se modula de tal manera que el borde que no presenta simetría de rotación del área de corrección se transforma en un círculo. Es decir, la modulación radial se reduce a través de un determinado número de vueltas hasta cero. Por ejemplo, esto puede tener lugar porque el número de vueltas de la espiral en la región de transición se selecciona de tal manera que corresponde al cociente de la diferencia de radios y la distancia deseada de las trayectorias en espiral. A este respecto, la diferencia de radios es la diferencia entre el radio mínimo del área de corrección y el radio del borde circular deseado, que preferiblemente equivale al radio máximo del área de corrección o solo es ligeramente mayor.
- Mediante esta continuación de la espiral en la región de transición 34 se continúa el área de corrección, que es la geometría de superficie de corte en la región de corrección 34, de tal manera que termina en un borde circular. Esto puede reconocerse bien en las relaciones de las representaciones en corte, en las que a modo de aclaración están dibujadas líneas de referencia de puntos y rayas. Además, la continuación del área de corrección en la región de transición está representada en la representación en corte con la misma línea discontinua que las vueltas de espiral correspondientes en la vista en planta 33 de la superficie de lenticulo 20. La representación en corte muestra que los extremos de la superficie de lenticulo 20 se encuentran en un plano. Además son circulares. Por tanto, con una superficie de borde lenticular en forma de camisa cónico circular, sencilla 30 puede producirse la unión entre la superficie de lenticulo 20 y la superficie de colgajo esférica 19.
- A este respecto, no hay ninguna sección de la superficie de borde lenticular 30 o de la superficie de colgajo 19, que se realicen en la córnea y que no sea necesaria para la unión con la superficie de lenticulo 20.
- Para la relación de las formas de realización descritas en este caso es esencial diferenciar entre la región de transición 35 y la región de borde lenticular 31 (correspondientemente a las superficies de corte 36 y 30). La zona de transición adapta el área de corrección que por lo demás no presenta simetría de rotación de tal manera que la superficie de lenticulo 20 tiene en general un borde que presenta simetría de rotación. A este respecto, este borde no es más profundo, es decir más posterior que el del área de corrección (correspondientemente a la línea de corte) pero tampoco más alto, es decir más anterior. Es decir, el plano, en el que se configura el borde circular mediante la región de transición 35, corta el área de corrección o se encuentra al menos en el máximo o mínimo de esta superficie. Es decir, el área de corrección se complementa mediante la zona de transición, pero debe diferenciarse de la superficie de borde lenticular, que como superficie de corte en forma de camisa cónica o cilíndrica circular produce la unión entre dos bordes que presentan simetría de rotación, concretamente el de la superficie de lenticulo 20, que se consiguió mediante la zona de transición 35, y el de la superficie de colgajo 19 (de por sí ya esférica en la forma de realización descrita).
- La Figura 12 muestra una forma de realización, en la que la zona de transición 35 realiza una adaptación continua y lisa, por ejemplo diferenciable, entre la superficie de borde del área de corrección (superficie de corte en la zona de corrección 34) y el borde circular. Sin embargo, un desarrollo liso de este tipo no es necesariamente obligatorio, como muestra la Figura 14.
- En la Figura 13, la zona de corrección 34 está predeterminada en este caso mediante el área de corrección, que está configurada a modo de ejemplo para la corrección del astigmatismo como elipsoide. Por tanto, la representación en corte de la superficie de lenticulo 20 muestra dos cortes 20.1 y 20.2, que corresponden a los semiejes H_1 y H_2 de la superficie de elipsoide en la zona de corrección 34. También se selecciona ahora otra manera de complementar la zona de corrección 34 mediante la zona de transición 35, de tal manera que en general haya un borde que presenta simetría de rotación, es decir circular. A su vez, la superficie de lenticulo 20 se genera mediante una trayectoria en forma de espiral, a lo largo de la que se desvía el punto focal de la radiación láser, tal como puede reconocerse a partir de la vista en planta 33. Si se ha alcanzado el borde de la zona de corrección 34, que, como ya se ha mencionado en la parte general de la descripción, viene dado o bien por el borde del área de corrección predeterminada o bien porque se genera un área de corrección mayor a través de la sección transversal de pupila deseada, el desarrollo en forma de espiral de la trayectoria se cambia a una espiral circular con valor z

constante.

Es decir, en la zona de transición 35 se encuentra una espiral con distancia de trayectoria constante, que se guía desde el radio más pequeño del área de corrección en la zona de corrección 34 hasta el radio del borde que presenta simetría de rotación, que convenientemente se equipara con el mayor radio del borde de la zona de corrección 34. Sin embargo, la zona de transición puede obtenerse dado el caso todavía una cierta adición, es decir el radio del borde que presenta simetría de rotación seleccionarse con una medida de adición mayor, que el mayor radio del área de corrección en la zona de corrección 34.

Sin embargo, al explorar esta espiral con distancia de trayectoria constante se suprime un procesamiento por láser en aquellas secciones de trayectoria, cuya posición se encontraba dentro de la zona de corrección o dentro del borde de la zona de corrección 34. En el caso de un procesamiento por láser mediante radiación láser pulsada, por ejemplo con el concepto del documento DE 10358927 A1, a cuya divulgación se remite a este respecto, los pulsos de radiación láser se vuelven "inocuos" en cuanto a su efecto de procesamiento. En la representación en corte de la Figura 13 se muestra que, mediante la espiral con distancia de trayectoria constante y valor z fijo, la zona de transición 34 da como resultado una continuación de la superficie de corte posterior, que está marcada como superficie de corte de transición 36 y se encuentra en perpendicular a la dirección de incidencia A de la radiación láser. La extensión de esta superficie de corte de transición 36 depende naturalmente de la distancia del borde del área de corrección o zona de corrección que no presenta simetría de rotación 34 con respecto al borde que presenta simetría de rotación. Esto conduce a que la superficie de corte de transición 36 en el lado derecho en la Figura 14 es mucho más larga en la representación en corte que en el lado izquierdo, donde es casi puntual, dado que el borde que presenta simetría de rotación casi se seleccionó igual que el radio máximo de la zona de corrección 34.

La representación en la Figura 14 corresponde esencialmente a la de la Figura 13. Sin embargo, el área de corrección o la zona de corrección 34 no tiene en este caso forma de elipsoide, es decir en la vista en planta 33 no es elíptica, sino que está configurada de manera adecuada para la corrección de aberraciones superiores. Por lo demás, lo dicho anteriormente con respecto a la Figura 13 es aplicable sin limitaciones también a la Figura 14, que muestra que el concepto de la zona de transición de la Figura 13 no tiene que estar unido obligatoriamente con un área de corrección en forma de elipsoide.

La Figura 15 muestra una forma de realización, en la que la córnea 5 se aplanar por medio de una lente de contacto lisa. Por tanto, la superficie de colgajo 19 está configurada como un plano. La zona de borde lenticular 31 también aparece en la vista en planta 33 solo todavía como línea. La zona de transición 35 está configurada de manera análoga a la forma de realización de las Figuras 13 y 14 como espiral lisa con radio de trayectoria constante. Por consiguiente, lo explicado en cuanto a las Figuras 13 y 14 es aplicable en la misma medida.

Es decir, la zona de transición 35 es una espiral plana con distancia de trayectoria constante, que discurre desde el semieje pequeño H1 hasta el semieje grande H2 de la zona de corrección elíptica 34, para llegar al borde circular.

En la forma de realización de la Figura 15, la superficie de borde lenticular está realizada como cilindro circular, en el que se proporciona que el radio de borde de la superficie de colgajo 19 es igual al radio de borde de la superficie de lenticulo 20 y que además los bordes están exactamente uno debajo de otro. Sin embargo, esto no es necesariamente obligatorio. Pueden usarse también diferentes radios, es decir desplazar también los bordes circulares entre sí. Entonces, para la superficie de lenticulo son necesarios cilindros oblicuos circulares o superficies de camisa cónica oblicua.

La Figura 16 muestra una forma de realización que no pertenece a la invención de la primera variante, en la que no se prevé ninguna zona de transición 35. En lugar de esto se configura directamente mediante el borde que no presenta simetría de rotación de la zona de corrección 34 una superficie de borde lenticular que correspondientemente tampoco presenta simetría de rotación 30 con respecto a la superficie de colgajo 19. En el caso de esta superficie se trata entonces de una superficie cilíndrica, cuya generatriz corresponde al borde de la zona de corrección 34.

Igualmente de manera no según la invención de la primera variante se implementa la forma de realización de la Figura 17, en la que está prevista una zona de transición 35, que continúa la zona de corrección 34 mediante reducción de la coordenada z de tal manera que la zona de transición 35, manteniendo el perímetro que no presenta simetría de rotación, se guía directamente hasta la superficie de colgajo 19. Es decir, la zona de transición se genera ahora de tal manera que dentro de un número limitado de vueltas la distancia de trayectoria dependiente del ángulo se modula de tal manera que el borde de la zona de corrección 34 se lleva en cuanto a la coordenada z a la superficie de colgajo 19.

El uso de radiación láser pulsada no es la única manera de cómo puede realizarse la corrección refractiva operatoria. La determinación de datos de control descrita en este caso para el funcionamiento del dispositivo puede usarse más bien para casi cada procedimiento de operación, en el que por medio de un dispositivo se retire con control mediante datos de control un volumen de la córnea del ojo o este se añada, como ya se explicó en la parte general de la descripción.

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento para generar datos de control, que están configurados para controlar un dispositivo de procesamiento por láser (2) para la corrección operativa de la ametropía de un ojo (3), estando predeterminada un área de corrección, que debe generarse en la córnea (5) para eliminar un volumen (18) y que no presenta simetría de rotación con respecto a la dirección de incidencia principal, y en el que en el procedimiento

- los datos de control basados en el área de corrección se generan de tal manera que el dispositivo de procesamiento por láser en funcionamiento genera el área de corrección como superficie de corte (19, 20) en la córnea, y

- el área de corrección que no presenta simetría de rotación se adapta a un contorno circular - visto en la dirección de incidencia principal (A) de la radiación láser,

caracterizado por que

- para el área de corrección se prevé una región de transición (35), en la que se adapta de la forma que no presenta simetría de rotación a un borde que presenta simetría de rotación con respecto a la dirección de incidencia principal (A).

2. Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado por que** el dispositivo de procesamiento por láser (L) está configurado para enfocar radiación láser de procesamiento (2) en la córnea del ojo a lo largo de la dirección de incidencia principal (A) y para regular la situación del punto focal de láser (6) en la córnea (5), y

- se establece el borde que presenta simetría de rotación,

- los datos de control se generan de tal manera que predeterminan una trayectoria (32), a lo largo de la que debe regularse el punto focal de láser (6), encontrándose la trayectoria (32) en el área de corrección predeterminada y discurriendo en forma de espiral desde un interior del área de corrección predeterminada hasta su borde,

- continuando los datos de control en la región de transición (35) la espiral de tal manera que esta por cada vuelta reduce la distancia entre el borde del área de corrección predeterminada y el borde que presenta simetría de rotación según una función predeterminada, preferiblemente de manera lineal.

3. Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado por que** la región de transición (35) se configura como superficie plana, que se encuentra en perpendicular a la dirección de incidencia principal (A) y que sigue al área de corrección y la complementa en el contorno circular.

4. Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 3, **caracterizado por que** el dispositivo de procesamiento por láser (L) está configurado para enfocar radiación láser de procesamiento (2) en la córnea (5) del ojo (3) a lo largo de la dirección de incidencia principal (A) y para regular la situación del punto focal de láser (6) en la córnea, y

- los datos de control se generan de tal manera que predeterminan una trayectoria (32), a lo largo de la que debe regularse el punto focal de láser (6), encontrándose la trayectoria (32) en el área de corrección predeterminada y discurriendo en forma de espiral desde un interior del área de corrección predeterminada hasta su borde,

- configurándose en la región de transición (35) la trayectoria como círculos concéntricos o espiral que se encuentra en la superficie plana, y para aquellas secciones de los círculos concéntricos o espiral que se encuentra en la superficie plana, que se solaparían en el sentido de visión a lo largo de la dirección de incidencia principal con el área de corrección, los datos de control prevén una desactivación de la radiación láser (2) en cuanto a su efecto de procesamiento.

5. Procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones 1-4, **caracterizado por que**

- los datos de control están configurados para controlar un dispositivo de láser (L), que mediante la irradiación de radiación láser (2) en la córnea (5) del ojo (3) separa tejido de córnea,

- los datos de control se crean de tal manera que el dispositivo de láser (L) durante el funcionamiento según los datos de control emite la radiación láser (2) de tal manera que está aislado un volumen (18) en la córnea (5), cuya eliminación de la córnea (5) provoca la corrección deseada de la ametropía, y

- para determinar el área de corrección se calcula

-- o bien un radio de curvatura R_{CV}^* , que tiene la córnea (5) reducida en el volumen (18) y que es dependiente del lugar y que cumple la siguiente ecuación:

$$R_{CV}^*(r, \varphi) = 1 / ((1/R_{CV}(r, \varphi)) + B_{COR}(r, \varphi) / (n_c - 1)) + F,$$

siendo $R_{CV}(r, \varphi)$ el radio de curvatura local de la córnea (5) antes de eliminar el volumen (18), siendo n_c la potencia de refracción del material de la córnea (5), siendo F un factor, y siendo $B_{COR}(r, \varphi)$ la variación de la potencia de refracción local, necesaria para la corrección deseada de la ametropía en un plano que se encuentra en el vértice de la córnea (5),

-- o bien una potencia de refracción B_{CV}^* , que tiene la córnea (5) reducida en el volumen (18) y que es dependiente del lugar y que cumple la siguiente ecuación:

$$B^*_{CV}(r,\varphi) = \frac{1}{\frac{1}{B_{CV}(r,\varphi) + B_{COR}(r,\varphi)} + \frac{F}{(n_C - 1)}}$$

siendo $B_{CV}(r,\varphi)$ la potencia de refracción local de la córnea (5) antes de eliminar el volumen (18), siendo n_C el índice de refracción del material de la córnea (5), siendo F un factor, y siendo $B_{COR}(r,\varphi)$ la variación de la potencia de refracción local, necesaria para la corrección deseada de la ametropía en un plano que se encuentra en el vértice de la córnea (5),

- habiendo al menos dos radios r_1 y r_2 , para los que es aplicable $B_{COR}(r=r_1,\varphi) \neq B_{COR}(r=r_2,\varphi)$.

6. Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 5, **caracterizado por que** durante la determinación de los datos de control para el factor se usa $F = (1 - 1/n_C) \cdot \Delta z(r=0,\varphi)$, siendo $\Delta z(r=0,\varphi)$ el grosor central del volumen (18) que debe aislarse y eliminarse en la córnea (5) y el dispositivo calcula iterativamente el radio de curvatura dependiente del lugar $R_{CV}^*(r,\varphi)$, deduciendo en cada etapa de iteración a partir de la diferencia de los radios de curvatura recíprocos centrales $1/R_{CV}^*(r=0,\varphi)$ y $1/R_{CV}(r=0,\varphi)$ el grosor central $\Delta z(r=0,\varphi)$ del volumen (18) y empleando este valor durante el cálculo de $R_{CV}^*(r,\varphi)$ en la siguiente etapa de iteración.

7. Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 5 o 6, **caracterizado por que** durante la determinación de los datos de control se establece la variación de potencia de refracción local $B_{COR}(r,\varphi)$ de tal manera que hay un radio característico r_{ch} , para el que la función radial de la variación de potencia de refracción $B_{COR}(r,\varphi)$ es constante por partes, es decir para el que es aplicable $B_{COR}(r < r_{ch}, \varphi = \text{const}) = B_a \neq B_b = B_{COR}(r > r_{ch}, \varphi = \text{const})$.

8. Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 5 o 6, **caracterizado por que** durante la determinación de los datos de control se establece la variación de potencia de refracción local $B_{COR}(r,\varphi)$ de tal manera que hay dos radios r_a y r_b , para los que la función radial de la variación de potencia de refracción $B_{COR}(r,\varphi)$ es constante por partes, es decir para los que es aplicable $B_{COR}(r < r_a, \varphi = \text{const}) = B_a \neq B_b = B_{COR}(r > r_b, \varphi = \text{const})$, pasando la función radial de la variación de potencia de refracción $B_{COR}(r,\varphi)$ en la región de transición entre r_a y r_b de manera continua de B_a a B_b .

9. Procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones 5-8, **caracterizado por que** durante la determinación de los datos de control se establece independientemente del ángulo la variación de potencia de refracción local.

10. Dispositivo para generar datos de control, que están configurados para controlar un dispositivo de procesamiento por láser (L) para la corrección operativa de la ametropía de un ojo (3), presentando el dispositivo un ordenador (P) dotado de un programa, al que se le predetermina un área de corrección, que debe generarse en la córnea (5) para eliminar un volumen (18) como superficie de corte (19, 20) y que no presenta simetría de rotación con respecto a una dirección de incidencia principal (A), y en el que

- el ordenador (P) está configurado para generar los datos de control basándose en el área de corrección de tal manera que el dispositivo de procesamiento por láser (L) en funcionamiento genera el área de corrección en la córnea (5), y

- el ordenador (P) está configurado durante la generación de los datos de control para adaptar el área de corrección que no presenta simetría de rotación a un contorno circular - visto en la dirección de incidencia principal (A) de la radiación láser (2),

caracterizado por que

- el ordenador (P) está configurado durante la generación de los datos de control para el área de corrección para prever una región de transición (35), en la que el área de corrección se adapta de la forma que no presenta simetría de rotación a un borde que presenta simetría de rotación con respecto a la dirección de incidencia principal (A).

11. Dispositivo de acuerdo con la reivindicación 10, **caracterizado por que** el dispositivo de procesamiento por láser (L) está configurado para enfocar radiación láser de procesamiento en la córnea (5) del ojo (3) a lo largo de la dirección de incidencia principal (A) y para regular la situación del punto focal de láser (6) en la córnea (5), y

- el ordenador (P) está configurado durante la generación de los datos de control para establecer el borde que presenta simetría de rotación,

- el ordenador (P) está configurado para generar datos de control de tal manera que predeterminan una trayectoria (32), a lo largo de la que debe regularse el punto focal de láser (6), encontrándose la trayectoria (32) en el área de corrección predeterminada y discurriendo en forma de espiral desde un interior del área de corrección predeterminada hasta su borde,

- continuando los datos de control en la región de transición (35) la espiral de tal manera que esta por cada vuelta reduce la distancia entre el borde del área de corrección predeterminada y el borde que presenta simetría de rotación según una función predeterminada, preferiblemente de manera lineal.

12. Dispositivo de acuerdo con la reivindicación 10, **caracterizado por que** el ordenador (P) está configurado durante la generación de los datos de control para definir la región de transición (35) como superficie plana, que se encuentra en perpendicular a la dirección de incidencia principal (A) y que sigue al área de corrección y la complementa en el contorno circular.

5 13. Dispositivo de acuerdo con la reivindicación 12, **caracterizado por que** el dispositivo de procesamiento por láser (2) está configurado para enfocar la radiación láser de procesamiento (2) en la córnea del ojo a lo largo de la dirección de incidencia principal (A) y para regular la situación del punto focal de láser (6) en la córnea (5), y

- 10 - el ordenador (P) está configurado para generar los datos de control de tal manera que predeterminan una trayectoria (32), a lo largo de la que debe regularse el punto focal de láser (6), encontrándose la trayectoria (32) en el área de corrección predeterminada y discurriendo en forma de espiral desde un interior del área de corrección predeterminada hasta su borde,
- 15 - estando configurado el ordenador (P) para generar los datos de control de tal manera que en la región de transición (35) establecen la trayectoria como círculos concéntricos o espiral que se encuentra en la superficie plana, y que para aquellas secciones de los círculos concéntricos o espiral que se encuentra en la superficie plana, que se solaparían con el área de corrección en el sentido de visión a lo largo de la dirección de incidencia principal, prevén una desactivación de la radiación láser (2) en cuanto a su efecto de procesamiento.

20 14. Dispositivo de acuerdo con una de las reivindicaciones 10-13, **caracterizado por que**

- los datos de control están configurados para controlar un dispositivo de láser (L), que mediante la irradiación de radiación láser (2) en la córnea (5) del ojo (3) separa tejido de córnea,

25 - el ordenador (P) está configurado para crear los datos de control de tal manera que el dispositivo de láser (L) durante el funcionamiento según los datos de control emite la radiación láser (2) de tal manera que está aislado un volumen (18) en la córnea (5), cuya eliminación de la córnea (5) provoca la corrección deseada de la ametropía, y

- el ordenador (P) está configurado para determinar los datos de control para calcular

30 -- o bien un radio de curvatura R_{CV}^* , que tiene la córnea (5) reducida en el volumen (18) y que es dependiente del lugar y que cumple la siguiente ecuación:

$$R_{CV}^*(r, \varphi) = 1 / ((1/R_{CV}(r, \varphi)) + B_{COR}(r, \varphi) / (n_c - 1)) + F,$$
 siendo $R_{CV}(r, \varphi)$ el radio de curvatura local de la córnea (5) antes de eliminar el volumen (18), siendo n_c el índice de refracción del material de la córnea (5), siendo F un factor, y siendo $B_{COR}(r, \varphi)$ la variación de la potencia de refracción local, necesaria para la corrección deseada de la ametropía en un plano que se encuentra en el vértice de la córnea (5),

35 -- o bien una potencia de refracción B_{CV}^* , que tiene la córnea (5) reducida en el volumen (18) y que es dependiente del lugar y que cumple la siguiente ecuación:

$$B_{CV}^*(r, \varphi) = \frac{1}{\frac{1}{B_{CV}(r, \varphi) + B_{COR}(r, \varphi)} + \frac{F}{(n_c - 1)}}$$

40 siendo $B_{CV}(r, \varphi)$ la potencia de refracción local de la córnea (5) antes de eliminar el volumen (18), siendo n_c el índice de refracción del material de la córnea (5), siendo F un factor, y siendo $B_{COR}(r, \varphi)$ la variación de la potencia de refracción local, necesaria para la corrección deseada de la ametropía en un plano que se encuentra en el vértice de la córnea (5),

45 - habiendo al menos dos radios r_1 y r_2 , para los que es aplicable $B_{COR}(r=r_1, \varphi) \neq B_{COR}(r=r_2, \varphi)$.

15. Dispositivo de acuerdo con la reivindicación 14, **caracterizado por que** el ordenador (P) está configurado durante la determinación de los datos de control para usar el factor $F = (1 - 1/n_c) \cdot \Delta z(r=0, \varphi)$, siendo $\Delta z(r=0, \varphi)$ el grosor central del volumen (18) que debe aislarse y eliminarse en la córnea (5) y calculando iterativamente el dispositivo el radio de curvatura dependiente del lugar $R_{CV}^*(r, \varphi)$, deduciendo en cada etapa de iteración a partir de la diferencia de los radios de curvatura recíprocos centrales $1/R_{CV}^*(r=0, \varphi)$ y $1/R_{CV}(r=0, \varphi)$ el grosor central $\Delta z(r=0, \varphi)$ del volumen (18) y empleando este valor durante el cálculo de $R_{CV}^*(r, \varphi)$ en la siguiente etapa de iteración.

55 16. Dispositivo de acuerdo con la reivindicación 14 o 15, **caracterizado por que** el ordenador (P) está configurado durante la determinación de los datos de control para establecer la variación de potencia de refracción local $B_{COR}(r, \varphi)$ de tal manera que hay un radio característico r_{ch} , para el que la función radial de la variación de potencia de refracción $B_{COR}(r, \varphi)$ es constante por partes, es decir para el que es aplicable $B_{COR}(r < r_{ch}, \varphi = \text{const}) = B_a \neq B_b = B_{COR}(r > r_{ch}, \varphi = \text{const})$.

60 17. Dispositivo de acuerdo con la reivindicación 14 o 15, **caracterizado por que** el ordenador (P) está configurado durante la determinación de los datos de control para establecer la variación de potencia de refracción local $B_{COR}(r, \varphi)$ de tal manera que hay dos radios r_a y r_b , para los que la función radial de la variación de potencia de

refracción $B_{COR}(r,\varphi)$ es constante por partes, es decir para los que es aplicable $B_{COR}(r < r_a, \varphi = \text{const}) = B_a \neq B_b = B_{COR}(r > r_b, \varphi = \text{const})$, pasando la función radial de la variación de potencia de refracción $B_{COR}(r,\varphi)$ en la región de transición entre r_a y r_b de manera continua de B_a a B_b .

- 5 18. Dispositivo de acuerdo con una de las reivindicaciones 14-17, **caracterizado por que** el ordenador (P) está configurado durante la determinación de los datos de control para establecer independientemente del ángulo la variación de potencia de refracción local.
- 10 19. Producto de programa informático con código de programa, que durante su ejecución en un ordenador (P) realiza un procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones 1-9.

FIG 1

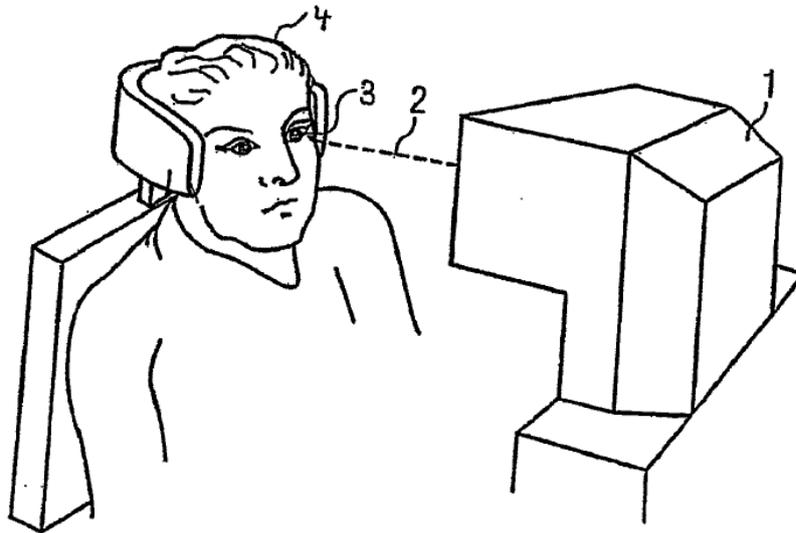


FIG 3

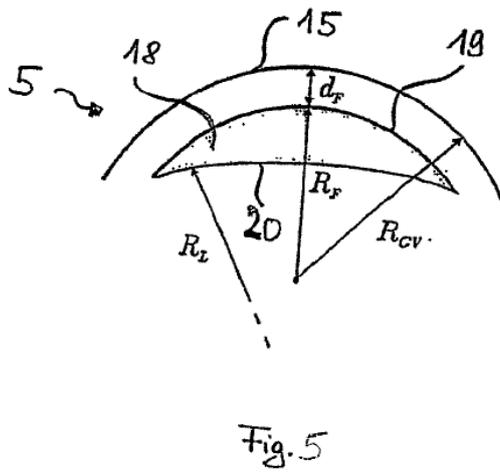
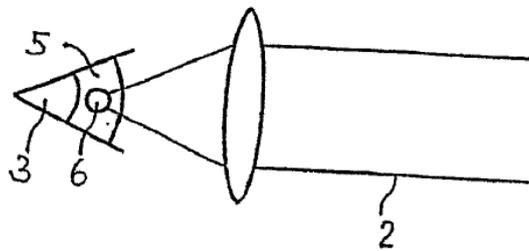


Fig. 5

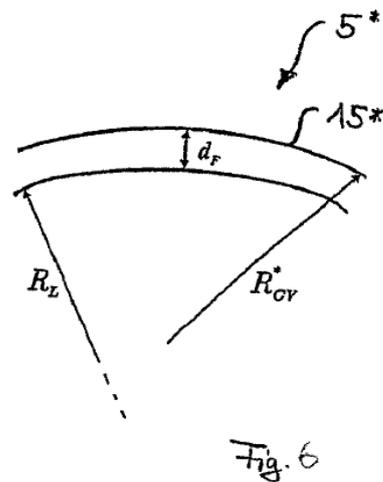


Fig. 6

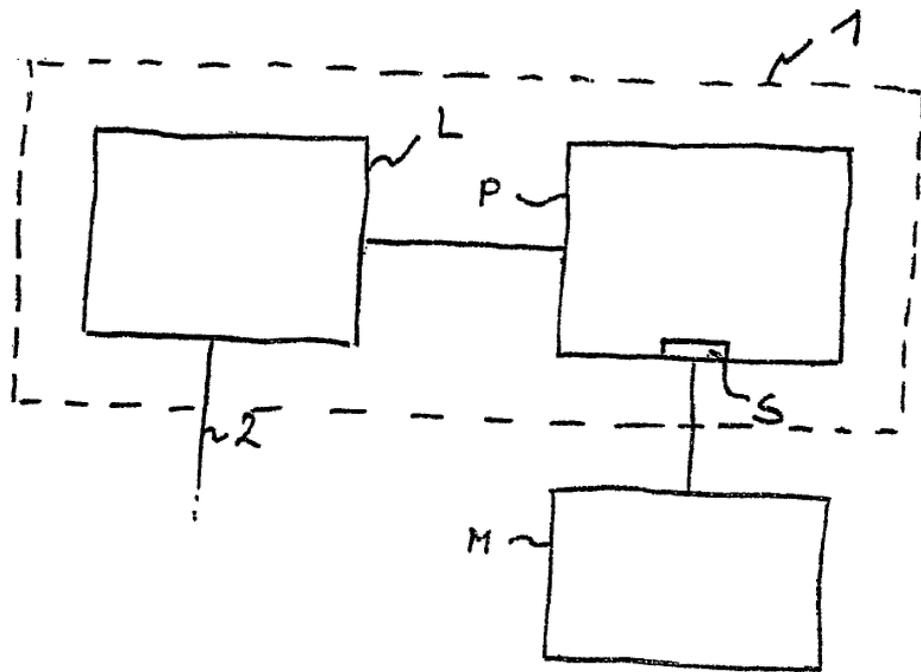


Fig. 2

FIG 4

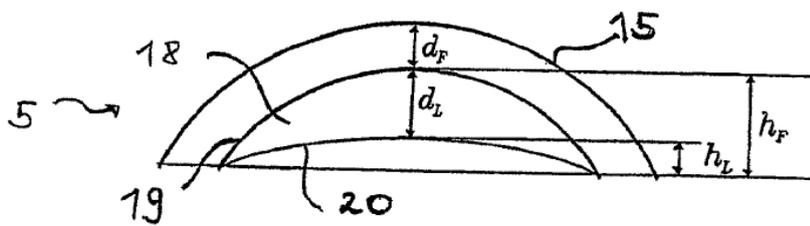
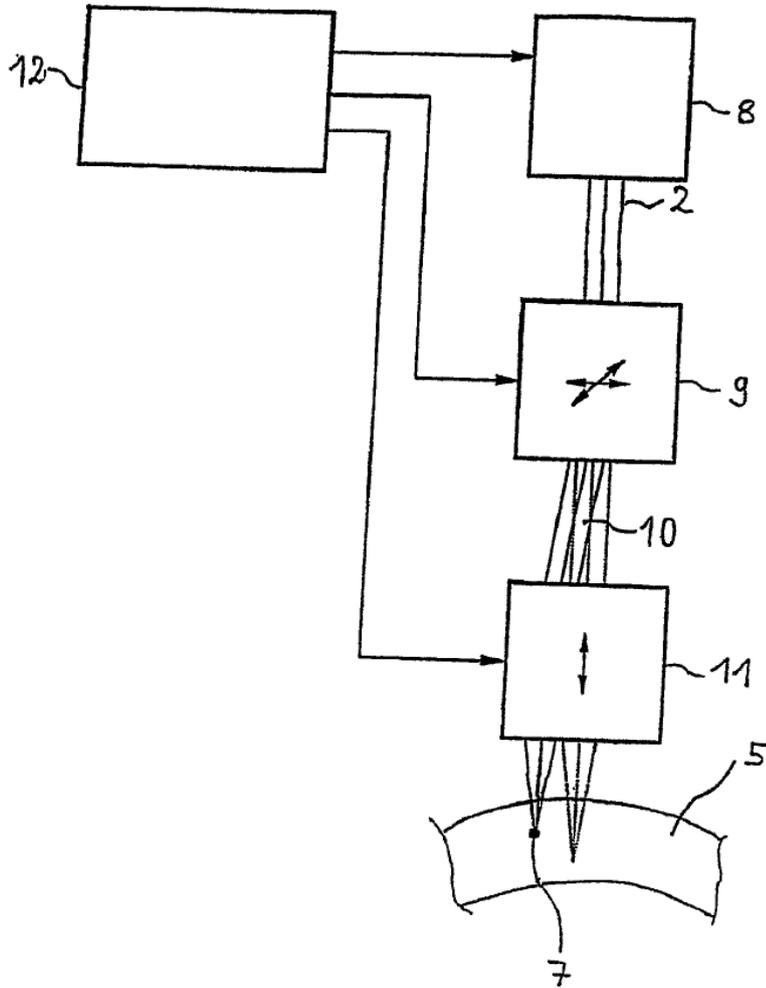
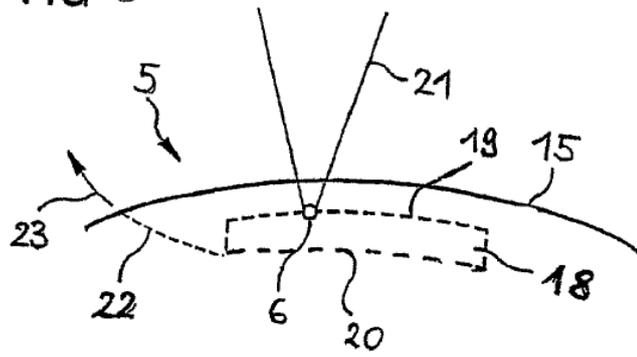


Fig. 7

FIG 8



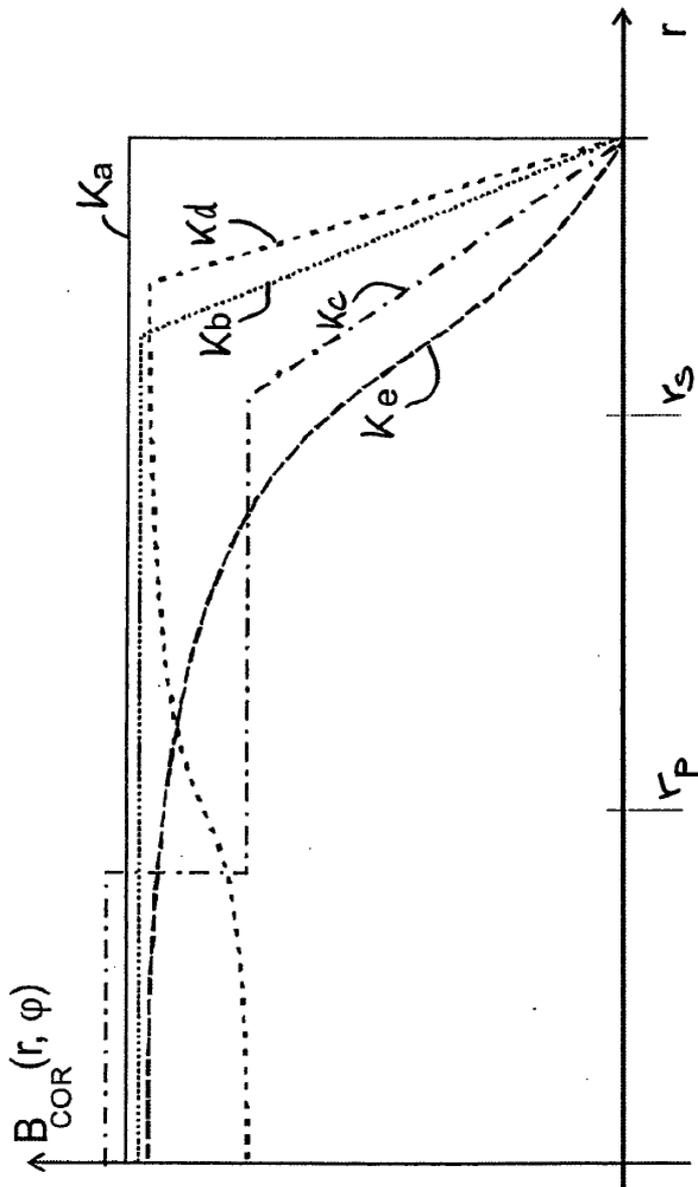
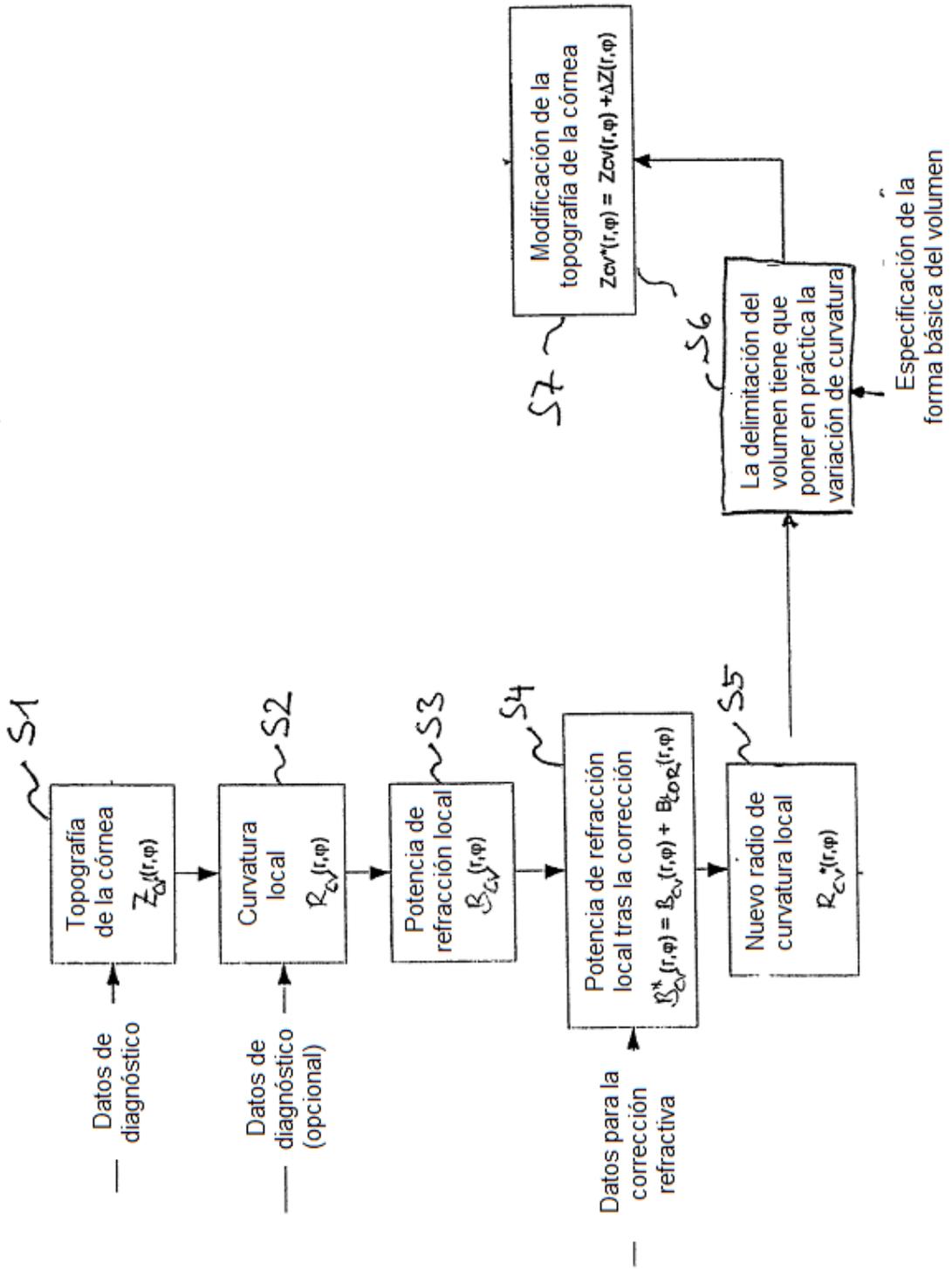


Fig. 9

Fig. 10



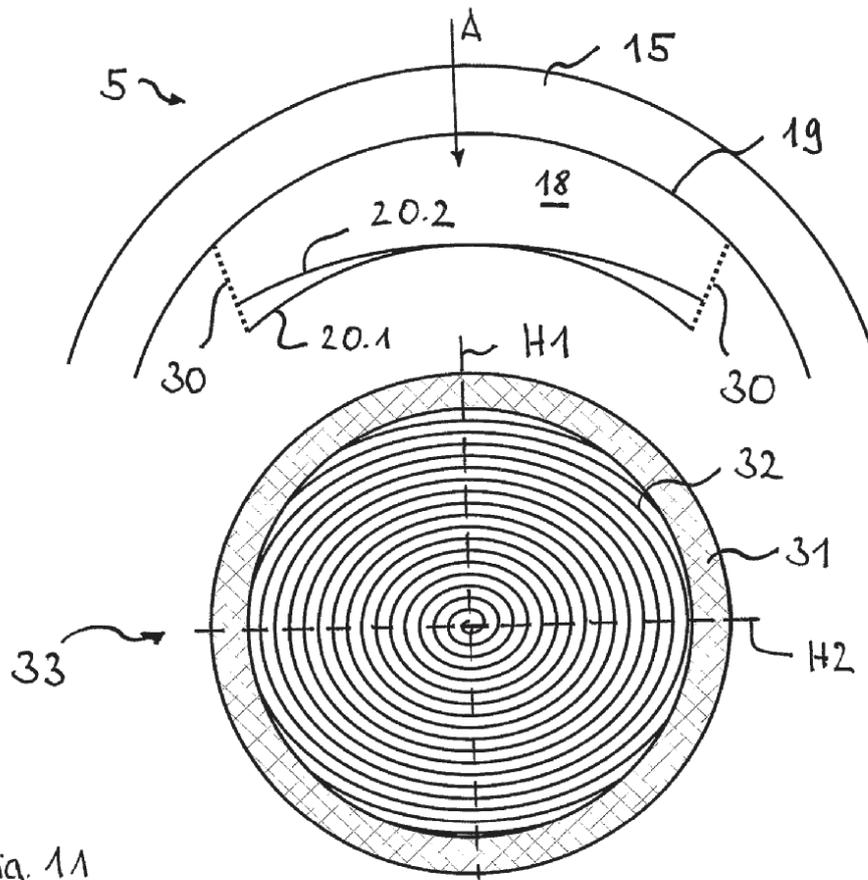


Fig. 11

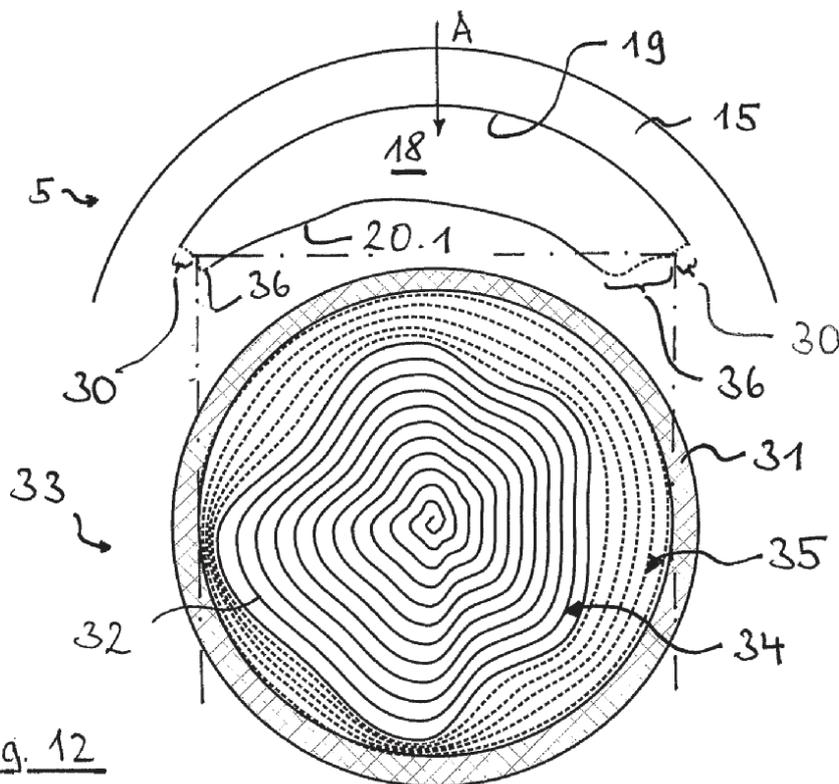


Fig. 12

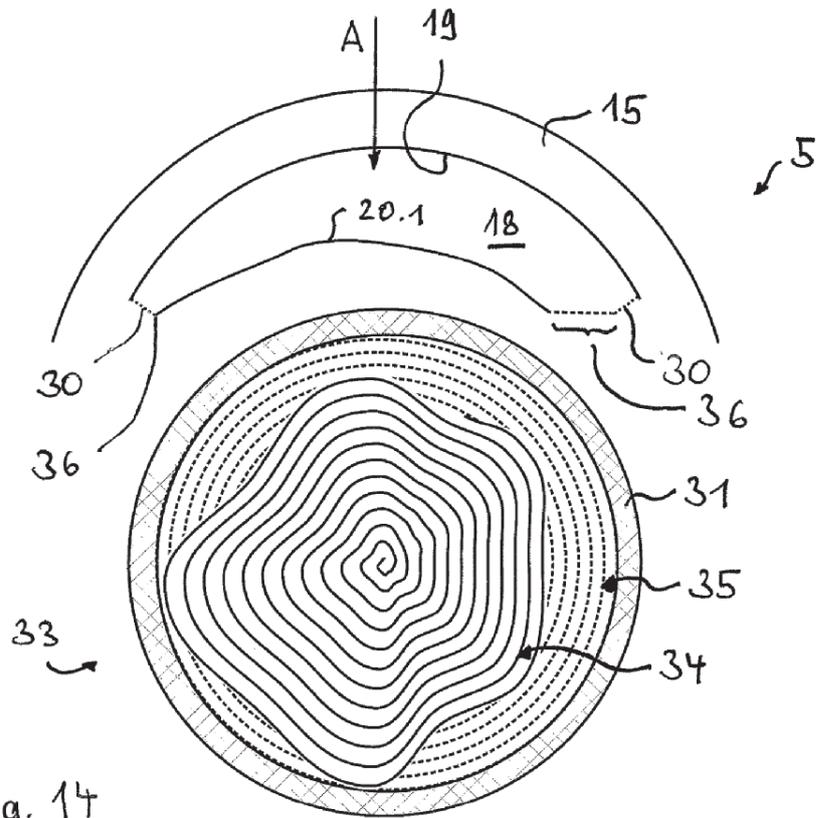


Fig. 14

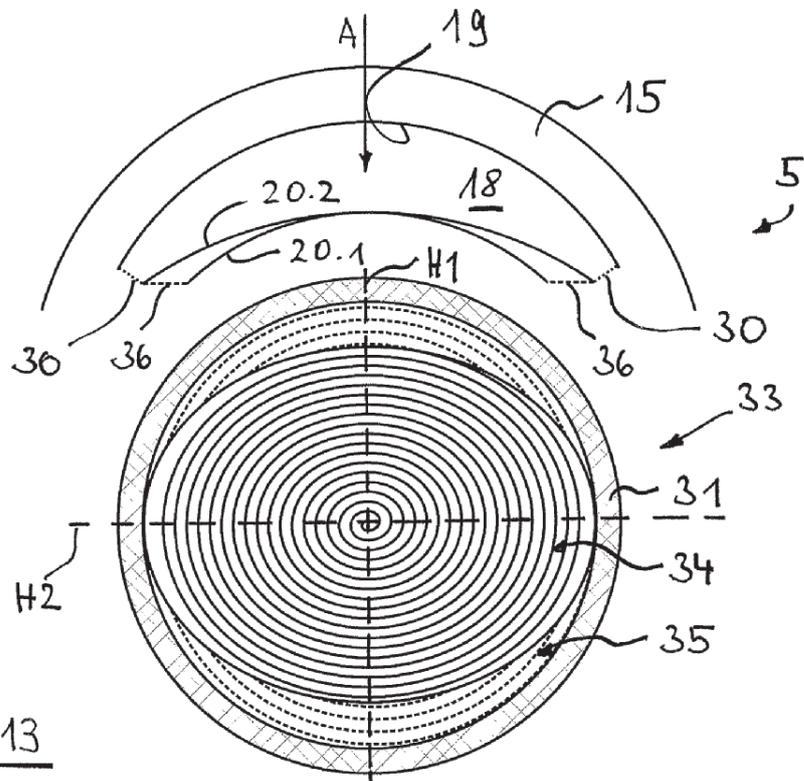


Fig. 13

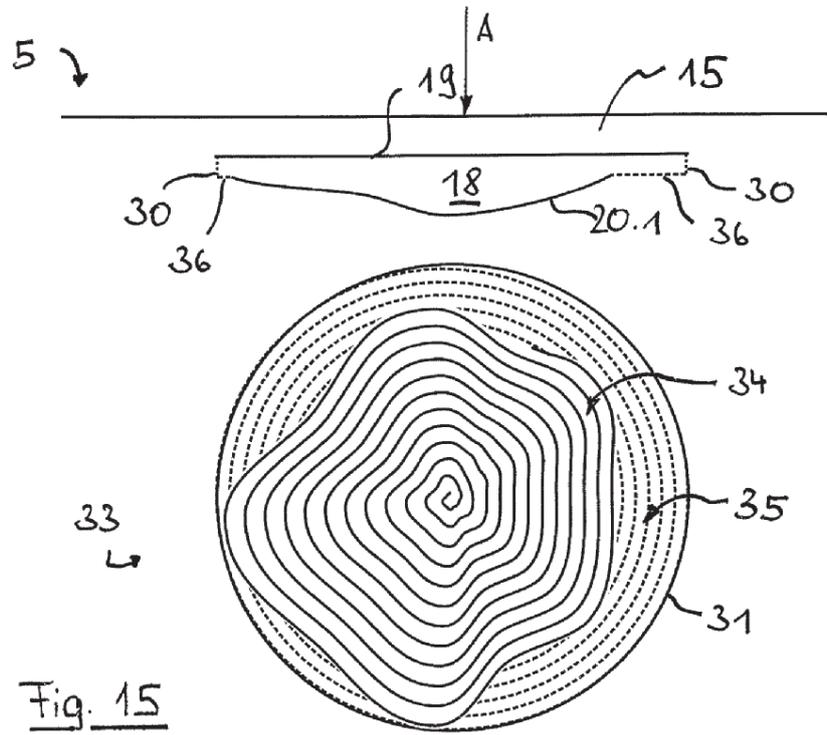


Fig. 15

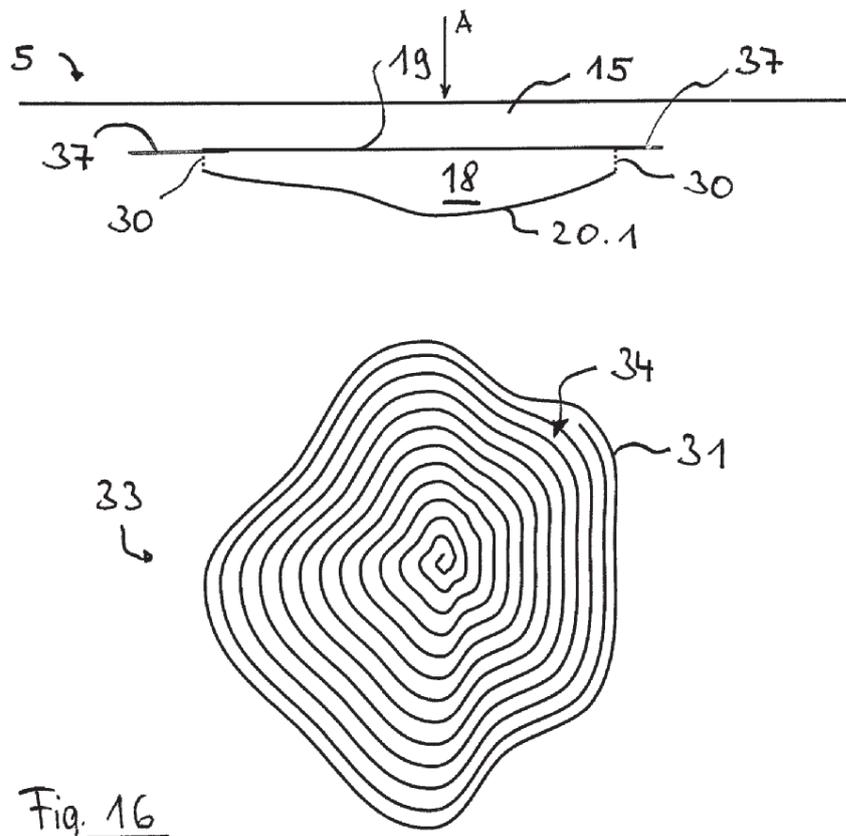


Fig. 16

