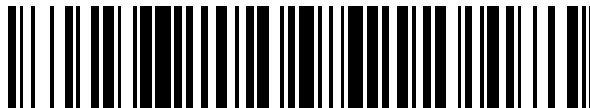


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 656 866**

51 Int. Cl.:

**A61F 9/008** (2006.01)

**A61F 9/009** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.07.2004 E 09172932 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.10.2017 EP 2138138**

54 Título: **Sistema para configurar superficies de corte curvadas en un material transparente**

30 Prioridad:

**25.07.2003 DE 10334110**

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

**28.02.2018**

73 Titular/es:

**CARL ZEISS MEDITEC AG (100.0%)  
GÖSCHWITZER STRASSE 51-52  
07745 JENA, DE**

72 Inventor/es:

**MÜHLHOFF, DIRK;  
GERLACH, MARIO;  
STICKER, MARKUS;  
LANG, CARSTEN;  
BISCHOFF, MARK y  
BERGT, MICHAEL**

74 Agente/Representante:

**ROEB DÍAZ-ÁLVAREZ, María**

**ES 2 656 866 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

Sistema para configurar superficies de corte curvadas en un material transparente

5 Se describe un procedimiento para configurar superficies de corte curvadas en un material transparente, en particular en la córnea del ojo, mediante generación de disrupciones ópticas en el material mediante radiación láser enfocada en el material, ajustándose el punto focal de manera tridimensional para formar la superficie de corte mediante disposición en fila de las disrupciones ópticas, y realizándose el ajuste del punto focal en una primera dirección espacial con velocidad máxima más baja, que en las dos direcciones espaciales restantes. La invención se refiere a un sistema para configurar superficies de corte curvadas en un material transparente, en particular en la

10 córnea del ojo, con una fuente de radiación láser, que enfoca la radiación láser en el material y provoca en ese lugar disrupciones ópticas, estando previsto un dispositivo de exploración, que ajusta el punto focal de manera tridimensional, y un dispositivo de control, que controla el dispositivo de exploración, para formar la superficie de corte mediante la disposición en fila de las disrupciones ópticas en el material y presentando el dispositivo de exploración para el ajuste del punto focal en una dirección espacial una óptica ajustable.

15 Las superficies de corte curvadas dentro de un material transparente se generan en particular en procedimientos quirúrgicos con láser y allí en particular en el caso de intervenciones quirúrgicas oftalmológicas. En este caso la radiación láser de tratamiento dentro del tejido, es decir, por debajo de la superficie de tejido se enfoca de tal manera que aparecen disrupciones ópticas en el tejido.

20 En el tejido tienen lugar en este caso varios procesos consecutivos en el tiempo que se inician mediante la radiación láser. Si la densidad de potencia de la radiación supera un nivel umbral se produce una disrupción óptica que en el material genera una burbuja de plasma. Esta burbuja de plasma crece tras la aparición de la disrupción óptica mediante gases en expansión. Si la disrupción óptica no se mantiene entonces el gas generado en la burbuja de plasma se absorbe por el material circundante, y la burbuja desaparece de nuevo. No obstante este proceso dura mucho más que la aparición de la burbuja en sí. Si se genera un plasma en una superficie límite de material que puede estar situada perfectamente también dentro de una estructura de material, entonces se realiza una remoción de material de la superficie límite. Se habla entonces de fotoablación. En el caso de una burbuja de plasma, que separa capas de material anteriormente unidas, se habla habitualmente de fotodisrupción. Por motivos de simplicidad todos los procesos de este tipo se resumen bajo el término disrupción óptica, es decir este término incluye no solo la disrupción óptica propiamente dicha sino también los efectos que resultan de la misma en el material.

Para una precisión elevada de un procedimiento quirúrgico con láser es imprescindible garantizar una localización elevada del efecto de los rayos láser, y evitar en la medida de lo posible daños colaterales en los tejidos colindantes. Por lo tanto en el estado de la técnica es habitual aplicar la radiación láser de manera pulsada. De modo que el valor umbral necesario para la activación de una disrupción óptica para la densidad de potencia solamente se supera en los impulsos individuales. El documento US 5.984.916 muestra claramente a este respecto que la región espacial de la disrupción óptica (en este caso de la interacción generada) depende en gran medida de la duración del impulso. Un enfoque elevado del rayo láser en combinación con impulsos muy cortos permite con ello insertar la disrupción óptica de manera muy precisa en un material.

35

La utilización de la radiación láser pulsada se ha impuesto recientemente en particular en la oftalmología para la corrección de la ametropía con cirugía láser. La ametropía del ojo del ojo con frecuencia se debe a que las propiedades de refracción de la córnea y lente no provocan ningún enfoque óptimo sobre la retina.

45

El documento US 5.984.916 mencionado así como el documento US 6.110.166 describen procedimientos genéricos para la generación de corte mediante la generación adecuada de disrupciones ópticas, de manera al fin y al cabo se puede influir de manera dirigida en las propiedades de refracción de la córnea. Una multitud de disrupciones ópticas se colocan en fila de manera que dentro de la córnea del ojo se aísla un volumen parcial en forma de lente. El volumen parcial en forma de lente separado del resto de tejido de córnea se extrae entonces a través de un corte desde la córnea que se abre lateralmente. La forma del volumen parcial se selecciona de manera que tras la extracción, la forma y con ello las propiedades de refracción de la córnea han variado tanto que se provoca la corrección de ametropía deseada. Las superficies de corte exigidas son curvadas, lo que hace necesario un desplazamiento tridimensional del foco. Por ello se combina una desviación bidimensional de la radiación láser con desplazamiento de foco simultáneo en una tercera dirección espacial.

50

55

La desviación bidimensional de la radiación láser al igual que el ajuste de foco es del mismo modo determinante para la exactitud, con la que puede generarse la superficie de corte. Al mismo tiempo la velocidad de ajuste, que puede alcanzarse al mismo tiempo repercute en la rapidez con la que puede generarse la superficie de corte, exigida. Se aspira a una generación rápida de superficie de corte no solo por anhelo de comodidad o de ahorro de tiempo, ante el trasfondo de que, en operaciones oftalmológicas, aparecen movimientos del ojo de manera inevitable una rápida generación de superficie de corte requiere adicionalmente la calidad óptica del resultado alcanzado o baja las exigencias de seguimientos eventuales de movimientos del ojo.

60

El documento US 5993438 describe una generación de superficie de corte con guía de punto focal a lo largo de una espiral circular. El documento WO 94/09849 así como el documento US 6325792 divulgan ablación elíptica para la corrección de ametropía

65

Por lo tanto la invención se basa en el objetivo de configurar un sistema del tipo mencionado al principio de modo que para la generación de una superficie de corte sea necesario el menor tiempo posible.

Este objetivo se resuelve de acuerdo con la invención con un sistema de acuerdo con la reivindicación 1.

5 De acuerdo con la invención, en la generación de las disrupciones ópticas se emplean trayectorias cuyas curvas de nivel sirven de base de la superficie de corte que va a generarse. Las curvas de nivel se refieren en este caso a la dirección espacial del sistema en la que se da la velocidad de ajuste más lenta. Por ello es posible Dejar el foco en esta dirección espacial casi invariable durante un espacio de tiempo más largo, y la velocidad de ajuste superior en las dos direcciones espaciales restantes puede aprovecharse sin límite. Se obtiene en conjunto una generación de superficie de corte rápida. Las curvas de nivel pueden obtenerse de manera conveniente mediante corte de la superficie de corte curvada con plano en perpendicular a la primera dirección espacial. Cuanto más exactos sean los planos de las curvas de nivel en perpendicular a la primera dirección espacial de manera más constante puede mantenerse el ajuste en la primera dirección espacial durante una curva de nivel.

10 La radiación láser se ajusta para ello al menos con respecto a las dos direcciones espaciales, que están situadas en perpendicular al plano de la curva de nivel considerando el curso de la curva de nivel. En este caso por un lado es posible que el punto focal dentro de ciertas tolerancias siga exactamente la curva de nivel respectiva. En este caso el punto focal describe trayectorias cerradas situadas concéntricamente, estando ajustado para cada trayectoria el foco en la primera dirección espacial debidamente de diferente modo. En lugar de trayectorias cerradas que siguen exactamente a las curvas de nivel dentro de determinadas tolerancias también es posible, unir las curvas de nivel entre sí de manera continua. El punto focal se mueve en este caso a lo largo de una curva de nivel realizándose las curvas de nivel individuales no como trayectorias cerradas sino curvas de nivel adyacentes están unidas entre sí mediante una transición móvil de manera que en conjunto el punto focal se mueve en una única trayectoria continua. Se origina por ello una serie de disrupciones ópticas situadas en una trayectoria cerrada, que forman la superficie de corte. Mediante esta disposición en fila ininterrumpida de curvas de nivel puede alcanzarse preferentemente que el punto focal en cada caso se mueva hacia una pieza residual, por completo a lo largo de la curva de nivel, y en la pieza residual mediante ajuste del punto focal en la primera dirección espacial se provoque una transición a la siguiente curva de nivel. Este planteamiento tiene la ventaja de que que las exigencias del ajuste en la primera dirección espacial se rebajen de nuevo dado que también durante la transición entre dos curvas de nivel se generan disrupciones ópticas para formar la superficie de corte. La imagen de curva de nivel dependerá en este caso de la topografía es decir de la curvatura de la superficie de corte. En el caso de una superficie de corte curvada en esfera se obtienen curvas de nivel circulares concéntricas. Dado que en el caso de correcciones de la óptica oftalmológica regularmente debe corregirse también un cierto astigmatismo, sin embargo una superficie de corte curvada en esfera es más bien la excepción, en cambio una superficie elipsoide o toroidal es normal en la mayoría de los casos. Para una superficie elipsoide de este tipo las curvas de nivel están configuradas de acuerdo con la invención como elipses (concéntricas en caso favorable). Preferentemente la elipticidad se sitúa entre 1,0 y 1,1 o incluso 1,2.

En una forma tal las curvas de nivel también forman la base de la guía del punto focal de tal manera que el punto focal desviado sigue a una espiral elipsoide, es decir una espiral situada sobre la superficie lateral de la superficie de corte curvada.

La elipticidad de las elipses o de la espiral elipsoide puede depender en este caso de la forma de la superficie de la córnea. Por elipticidad debe entenderse la relación del eje principal grande de una elipse con respecto a su eje principal pequeño.

Para procedimientos sin contacto se trabaja con la topografía de superficie natural, en el empleo cristal de contacto la forma de este cristal de contacto juega un papel importante. En este caso existe una ventaja del planteamiento con el empleo de un cristal de contacto, dado que la topografía con cristal de contacto comprimido está bien definida. Un cristal de contacto plano representa un caso límite matemático, y el concepto de la exploración de curvas de nivel lleva en este caso a la degeneración de las trayectorias, aunque estas también pueden denominarse aún cerradas. Para el caso más interesante también desde el punto de vista aplicativo de un cristal de contacto curvado resulta una dependencia de la topografía de la superficie, por ejemplo de la elipticidad de la curvatura del cristal de contacto. Esto se aplica también, cuando la curvatura es puramente esférica, Dado que igualmente se regula una forma elipsoide para la superficie de corte. No obstante la elipticidad en la mayoría de los casos no es igual en todo el campo de procesamiento sino que a menudo muestra una dependencia radial.

En principio para la elipticidad resulta la siguiente relación.

$$e(z) = \frac{\sqrt{R_a^2 - (R_a - z)^2}}{\sqrt{R_b^2 - (R_b - z)^2}},$$

designando  $R_a$  y  $R_b$  los radios de curvatura de la superficie en la dirección de los ejes principales de la elipse y siendo  $z$  la distancia del punto de procesamiento (de la curva de nivel) del vértice de la córnea. Dado que  $z$  entonces es una función del parámetro radial del campo de procesamiento (distancia respecto eje óptico), es conveniente seleccionar la dependencia radial ya mencionada de la elipticidad como  $e(z) = e(z(r))$ .

La ecuación citada anteriormente es válida para el ojo con el que no se ha entrado en contacto dado que también en ese lugar como ya se ha mencionado en la mayoría de los casos se presenta una forma de elipsoide. Al presionar contra un cristal de contacto por lo general se produce una deformación que se considera en el cálculo. En este caso además de las coordenadas esféricas  $R, \varphi, \alpha$  en el sistema ocular natural y en el sistema de cristal de contacto (coordenadas cubiertas) el radio de curvatura externo de la córnea  $R_{CV}$  y el radio de curvatura del cristal de contacto  $R_G$  juegan un papel importante. Una forma sencilla y compacta de las ecuaciones de transformación para esta transformación de presión es:

$$\varphi' = \varphi$$

$$\alpha' \cdot R' = \alpha \cdot R$$

$$R_G - R' = R_{CV} - R$$

Otros complementos que en las ecuaciones llevan a términos de corrección, son posibles naturalmente y parcialmente también útiles. Sin embargo el planteamiento heurístico divulgado en la presente memoria solamente se modifica por ello, por lo tanto sigue siendo válido en principio. Las relaciones mencionadas posibilitan un cálculo sencillo de las trayectorias, lo que también incluye el cálculo de la elipticidad. Una etapa particularmente importante en los algoritmos para el cálculo es la transformación directa e inversa anteriormente indicada entre sistema ocular natural y sistema de cristal de contacto.

La elipticidad de las trayectorias para un cristal de contacto con un radio de curvatura, que corresponde aproximadamente al del ojo humano, asciende normalmente a menos de 1,4 (eje principal grande 10% más largo que el eje principal pequeño). La elipticidad en el caso de una corrección cilíndrico-esférica con -2dpt y 1dpt por ejemplo asciende solo a aproximadamente 1,03 en la región de campo central cerca del eje óptico y crece con la distancia del eje óptico hasta la trayectoria externa en aproximadamente 10%. Para una forma de realización practicable la variabilidad de la elipticidad o una modificación correspondiente de una trayectoria circular ideal no es un impedimento en el caso de la corrección de ametropía de orden superior, puede tomarse por lo tanto como constante en una primera aproximación.

Las distancias entre las curvas de nivel que forman la base del control se dan de forma natural mediante las distancias de los planos, que están generadas mediante un corte matemático con la superficie de corte curvada de las curvas de nivel. Para asegurar que la pluralidad de disrupciones ópticas configure una superficie de corte continua debe atenderse al hecho de que la distancia máxima de las curvas de nivel no supere un valor límite. Por lo tanto de manera conveniente debe preferirse que se seleccionen distancias de las curvas de nivel en la primera dirección espacial de manera que las distancias entre curvas de nivel adyacentes no superen un valor límite. En este caso como medida que debe comprobarse puede emplearse tanto la distancia en la imagen de curva de nivel como también la distancia en el espacio tridimensional. Dado que en la cirugía ocular las superficies de corte curvadas para la corrección óptica dentro de ciertos límites en aproximación con frecuencia suficiente bastan para una geometría esférica o de elipsoide para una simplificación puede bastar el que las distancias en la primera dirección espacial se seleccionen de manera que las distancias medias de las curvas de nivel sean constantes y en particular estén por debajo de un nivel umbral que naturalmente sea más bajo que el valor límite anteriormente citado. En el caso de superficies de corte en forma de elipsoide en la imagen de curva de nivel puede evaluarse de manera simplificada la distancia de curvas de nivel adyacentes en el semieje largo para asegurar que las disrupciones ópticas están situadas de manera suficientemente ajustada.

En operaciones oftalmológicas a veces puede ser necesaria también la corrección de aberraciones superiores mediante la eliminación de un volumen de la córnea. La superficie de corte necesaria para ello presenta por consiguiente entonces también disposiciones de curvatura superiores. Si se quiere reproducir estas formas mediante curvas de nivel directamente a veces se produce una imagen de curva de nivel muy compleja, que requiere un ajuste complejo y rápido en las dos direcciones espaciales restantes en el recorrido de una curva de nivel. Para tales casos es conveniente en la determinación de las curvas de nivel ignorar las disposiciones de curvatura superiores de la superficie de corte curvada y después mientras que el punto focal se ajusta hacia las dos direcciones espaciales restantes según la curva de nivel, modificar el desplazamiento en la primera dirección espacial según la influencia de las disposiciones de curvatura superiores. La corrección de aberraciones superiores se modula por lo tanto entonces en la primera dirección espacial, por ejemplo en la dirección z en un movimiento básico que corresponde a la superficie de corte curvada sin aberraciones superiores.

En muchas correcciones oftalmológicas debido a las circunstancias fisiológicas es ventajoso para la corrección de ametropía extraer un volumen que esté situado con respecto al eje óptico del ojo en una región limitada circularmente. Esto se aplica también, cuando son necesarias correcciones de astigmatismo. Para tales casos es ventajoso explorar mediante las curvas de nivel una elipse en las regiones marginales en las que la elipse sobresalga más allá de la región circular deseada, pero controlar la radiación láser (por ejemplo mediante un

interruptor óptico o un diafragma o mediante acoplamiento con la fuente de radiación láser) de manera que en ese lugar no se provocan disrupciones ópticas. Mediante una desaparición gradual de este tipo de regiones marginales de la elipse puede asegurarse que la superficie de corte cuadrada (astigmática) se genere solamente en una región circular.

5 En el sistema de acuerdo con la invención el ajuste del punto focal puede provocarse con un dispositivo de exploración, que para el ajuste en la primera dirección espacial (habitualmente dirección z) presenta un objetivo con zoom variable configurado preferentemente como telescopio adaptable y para las otras dos direcciones espaciales (habitualmente direcciones x- e y) dos espejos basculantes con ejes de giro cruzados.

10 Para la configuración de superficies de corte curvadas provocada mediante medios ópticos es ventajoso cuando la superficie del material, en particular la superficie delantera de la córnea, tiene una forma conocida. Esto facilita el guiado del punto focal. Adicionalmente es conveniente, fijar el material que va a procesarse en particular la córnea del ojo, en el espacio dado que puede renunciarse entonces a seguimientos de rayo a veces complicados. En ambos puntos de vista es conveniente, colocar sobre el material un cristal de contacto que de a la superficie de material una forma determinada. Esta forma se tiene en cuenta entonces en la determinación de las curvas de nivel. Esto puede realizarse en particular por que la transformación de coordenadas mencionada al principio, que se realiza mediante la presión contra el cristal de contacto se acepta en el control.

20 El uso de un cristal de contacto es ventajoso tanto para el procedimiento descrito como para el sistema de acuerdo con la invención. En el sistema la forma otorgada por el cristal de contacto a la superficie del material en el dispositivo de control es conocida o se introduce en este adecuadamente de manera el dispositivo de control en la selección de las curvas de nivel toma como base la forma de superficie del material.

25 La invención se explica con más detalle a continuación con referencia al dibujo a modo de ejemplo. En el dibujo muestra

La figura 1 una representación en perspectiva de un paciente durante un tratamiento de cirugía con láser con un instrumento de cirugía con láser,

La figura 2 el enfoque de un haz de rayos en el ojo del paciente en el instrumento de la figura 1,

30 La figura 3 una representación esquemática para la explicación de una superficie de corte generada durante el tratamiento con cirugía láser con el instrumento de la figura 1,

La figura 4 un sistema de desviación del instrumento de cirugía con láser de la figura 1,

La figura 5 una imagen de curva de línea a modo de ejemplo que sirve de base en el control del dispositivo de desviación de la figura 4,

35 La figura 6 un fragmento de una imagen de curva de línea similar a la de la figura 5 para ilustrar la transición entre curvas de nivel consecutivas,

La figura 7 similar a la figura 6 con una posibilidad adicional para una transición entre curvas de nivel,

las figuras 8a y 8b un ejemplo adicional para una imagen de curva de nivel junto con funciones de control correspondientes para el sistema de desviación de la figura 4,

40 La figura 9 una vista en planta desde arriba a una región de corte en la realización de una operación oftalmológica para la corrección de ametropía,

La figura 10 una representación similar a ya figura 2 en el uso de un cristal de contacto,

La figura 11 en la determinación de las curvas de nivel magnitudes relevante y

las figuras 12 y 13 las magnitudes de la figura 11 con y sin cristal de contacto.

45 En la figura 1 se muestra un instrumento de cirugía con láser para el tratamiento de un ojo 1 de un paciente sirviendo el instrumento de cirugía con láser 2 para la realización de una corrección refractiva. El instrumento 2 emite para ello un rayo láser de tratamiento 3 en el ojo del paciente 1 cuya cabeza está fijada a un arnés de cabeza 4. El instrumento de cirugía con láser 2 es capaz de generar un rayo láser 3 pulsado de manera que puede realizarse el procedimiento descrito en el documento US 6.110.166.

50 El instrumento de cirugía con láser 2 presenta para ello como se muestra esquemáticamente en la figura 2 una fuente de radiación S cuya radiación se enfoca en la córnea 5 del ojo 1, Mediante el instrumento de cirugía con láser 2 se elimina una ametropía del ojo 1 del paciente al retirarse de la córnea 5 material de manera que que las propiedades de refracción de la córnea se modifican en una medida deseada. El material se elimina en este caso del estroma de la córnea que está situado por debajo del epitelio y de la membrana de Bowman por encima de la membrana de Descemet y del endotelio.

60 La retirada de material se realiza al separarse capas de tejido en la córnea mediante enfoque del rayo láser 3 pulsado con alta energía mediante un telescopio 6 objetivo en un foco 7 situado en la córnea 5. Cada impulso de la radiación láser 3 pulsada genera en este caso una disrupción óptica en el tejido, que inicia una burbuja de plasma 8. Por ello la separación de capas de tejido comprende una zona mayor que el foco 7 de la radiación láser 3. Mediante desviación adecuada del rayo láser 3, ahora durante el tratamiento, se disponen en fila muchas burbujas de plasma 8. Las burbujas de plasma 8 dispuestas unas junto a otras forman entonces una superficie de corte 9, que circunscribe un volumen parcial T del estroma, concretamente el material de la córnea 5 que va a retirarse.

65

El instrumento de cirugía con láser 2 actúa mediante la radiación láser 3 como una cuchilla quirúrgica, que sin dañar la superficie de la córnea 5, separa directamente capas de material en el interior de la córnea 5. Si el corte mediante generación adicional de burbujas de plasma 8 se guía hasta la superficie de la córnea 5, Puede extraerse lateralmente y por tanto retirarse un material de la córnea 5 aislado a través de la superficie de corte 9.

5 La generación de la superficie de corte 9 mediante el instrumento de cirugía con láser 2 se muestra esquemáticamente en la figura 3. Mediante disposición en fila de las burbujas de plasma 8 a consecuencia de un desplazamiento continuo del foco 7 del rayo láser 3 pulsado enfocado se forma la superficie de corte 9.

10 El desplazamiento de foco se realiza en este caso por un lado en una forma de realización mediante la unidad de desviación 10 representada esquemáticamente en la figura 4 que desvía el rayo láser 3 que incide en un eje de incidencia principal H en el ojo 1 alrededor de dos ejes situados perpendiculares entre sí. La unidad de desviación 10 usa para ello un espejo de líneas 11 así como un espejo de imágenes 12, lo que lleva a dos ejes de desviación dispuestos espacialmente el uno detrás del otro. El punto de cruce del eje de radiación principal con el eje de desviación es entonces el punto de desviación respectivo. Para el desplazamiento de foco por otro lado el telescopio 6 se ajusta adecuadamente. Por ello el foco 7 puede ajustarse en el sistema de coordenadas x/y/z representado esquemáticamente en la figura 4 a lo largo de tres ejes ortogonales. La unidad de desviación 10 ajusta el foco en el plano x/y, permitiendo el espejo de líneas ajustar el foco en la dirección x y el espejo de imágenes en la dirección y. El telescopio 6 en cambio actúa en las coordenadas z del foco 7.

20 Si una superficie de corte 9 como en la figura 3 está abombada en la misma dirección que la superficie de la córnea, entonces esto puede alcanzarse con una óptica cuya curvatura de campo de imagen sea similar a la curvatura de la córnea sin que la guía del foco 7 deba tenerlo en cuenta.

25 Debido a la curvatura de la córnea que asciende entre 7 y 10 mm, el volumen parcial T también es debidamente curvado. La curvatura de la córnea actúa por lo tanto en forma de una curvatura de campo de imagen. Esta se considera mediante control adecuado de la unidad de desviación.

30 Para la generación de la superficie de corte 9 a partir de su curvatura se determina una imagen de curva de nivel 16, tal como se represente a modo de ejemplo en la figura 5 en el plano x/y. La imagen de curva de nivel 16 se compone de una pluralidad de curvas de nivel 17 concéntricas, que une puntos de las mismas coordenadas z de la superficie de corte 9. La imagen de curva de nivel 16 se obtuvo, al determinarse a partir de la superficie de corte curvada 9 los puntos, por ejemplo filtrarse que tienen al menos aproximadamente una coordenada z determinada. Esto corresponde a una etapa matemática de la superficie de corte curvada 9 con un plano x/y con la coordenada z respectiva. Las coordenadas z se seleccionaron en este caso para la generación de las curvas de nivel 17 individuales de la imagen de curva de nivel 16 de la figura 5 de manera que las distancias de las curvas de nivel 17 adyacentes en la imagen de curva de nivel 16 no superen un valor límite predeterminado. Este valor límite está establecido mediante la distancia máxima permitida de dos burbujas de plasma 8 que se admite para alcanzar una superficie de corte continua.

40 Para generar la superficie de corte 9 ahora el foco 7 se ajusta de manera correspondiente a las curvas de nivel 17 mediante la unidad de desviación 10, regulando la óptica de zoom 6 para cada curva de nivel 17 la coordenada z correspondiente para el foco 7. Mientras que el foco 7 discurre a través de una curva de nivel 17, el telescopio 6 permanece regulado de manera fija. Únicamente durante las transiciones 18 dibujadas con línea discontinua en la figura 5 entre curvas de nivel adyacentes se realiza un ajuste.

50 La figura 6 muestra un fragmento de la imagen de curva de nivel 16. Cada curva de nivel 17 tiene un recorrido desde el foco 7 en este caso como curva cerrada casi por completo, no superando la distancia entre inicio y final de una curva de nivel 17 la distancia máxima permitida definida mediante el valor límite entre dos burbujas de plasma 8. Al final de cada curva de nivel 17 (en la figura 6 están indicadas tres curvas de nivel 17.1, 17.2 y 17.3) se realiza una transición 18 mediante ajuste del telescopio 6 hacia la siguiente curva de nivel en cada caso. Entre las curvas de nivel 17.1 y 17.2 está situada por ello una transición 18.1, entre las curvas de nivel 17.2 y 17.3 una transición 18.2. Esto continua para todas las curvas de nivel. A través de la transición seleccionada de esta manera se consigue por un lado que el valor límite para la distancia máxima permitida entre dos burbujas de plasma 8 no se supere, por otro lado las curvas de nivel 17 pueden escribirse como pista continua.

60 En la figura 6 las transiciones 18 están situadas esencialmente en líneas de plegado de la superficie de corte curvada 9. La figura 7 muestra a este respecto otras transiciones 18.1 a 18.3, en las que se realiza una transición móvil entre el final de una curva de nivel y el comienzo de la curva de nivel directamente adyacente. Como aclaración se ha dibujado con línea discontinua la continuación no seguida por el foco 7 de las curvas de nivel correspondientes en la figura 7. Como puede verse en el final de una curva de nivel 17 se lleva a cabo una transición móvil a la siguiente curva de nivel mediante control adecuado del espejo de líneas 11 así como del espejo de imágenes 12. Al mismo tiempo el telescopio 6 se ajusta sincrónicamente durante las transiciones 18.1, 18.2 y 18.3 alcanzadas por ello.

65 Por ello a diferencia de en la transición de la figura 6, en la que las curvas de nivel transcurren en dirección

circundante contraria, se produce un giro en el mismo sentido alrededor de las curvas de nivel, que de manera similar a una espiral se disponen en fila. A diferencia de una espiral real, sin embargo, exceptuando la transición 18 la curva de nivel transcurre a través del foco 7 y el cambio de una curva de nivel a la siguiente se realiza a través de un pequeño intervalo angular del giro en lugar de continuamente durante un giro de 360°.

5 La figura 8a muestra un ejemplo adicional para una imagen de curva de nivel 16, que en este caso se forma a partir de curvas de nivel 17 elípticas concéntricas. Para esta imagen de curva de nivel, para cada curva de nivel 17 está previsto el control de espejo de líneas 11 y espejo de imágenes 12 en el tiempo representado esquemáticamente en la figura 8b, que en la presente memoria se controlan con funciones de control  $F_y$  y  $F_x$ , que cumplen la ecuación  
 10  $\sin\varphi$  o  $A \cdot \sin(\varphi+\alpha)$  y  $\cos\varphi$  o  $R \cdot \cos(\varphi+\alpha)$  (con  $\varphi$  parámetro angular de la curva de nivel,  $\alpha$  parámetro  $R$  que actúa sobre la posición angular del eje principal de elipse con respecto al eje  $y$ , y  $A$  parámetro que influye en la elipticidad, aplicándose en la mayoría de los casos  $R=1$ ).

15 Dado que en el caso de una imagen de curva de nivel que no es circular la superficie de corte 9, vista en la dirección  $z$  comprendía una región que no es circular, lo que desde el punto de vista oftalmológico no es deseable, en una forma de realización en el caso de tales imágenes de curva de nivel sin simetría rotacional en regiones, que están situadas fuera de una zona circular, la fuente de radiación  $S$  se controla de manera que que en el material 5 no genera ninguna disrupción óptica, es decir ninguna burbuja de plasma 8. Esto se muestra en la figura 9 mediante diferentes rayados. En la región 19 circular con rayas diferentes desde arriba a la izquierda hacia abajo a la derecha  
 20 la fuente de radiación  $S$  puede generar burbujas de plasma 8. En las regiones 20 que sobresalen más allá de estas, en las que la imagen de curva de nivel 16 abandona la región circular 19 deseada, la fuente de radiación  $S$  en cambio está desconectada o al menos con un funcionamiento, en el que no pueden aparecer burbujas de plasma 8.

25 Hasta el momento el instrumento de cirugía con láser 2 así como el procedimiento realizado por ello se describe en relación con un concepto que deja invariable la forma de la superficie delantera de la córnea del ojo para la intervención. Sin embargo la anterior descripción se aplica también para planteamientos que colocan sobre la córnea del ojo 5 un cristal de contacto. La estructura que se presenta en una manera de proceder de este tipo se muestran esquemáticamente en la figura 10 que corresponde esencialmente a la figura 2 de manera ya no se tratarán  
 30 adicionalmente los elementos descritos en la misma. No obstante, a diferencia de la figura 2 sobre la córnea del ojo 5 se coloca ahora un cristal de contacto 21 que con su superficie interna 22 otorga a la superficie delantera de la córnea del ojo 5 un perfil determinado. A diferencia de la manera de proceder anteriormente descrita, Ahora al determinar las trayectorias, por ejemplo de las curvas de nivel, ya no se toma como base la curvatura de la córnea del ojo 5 en el estado libre es decir natural, , sino la forma predeterminada mediante la superficie interna 22 del cristal de contacto 21.

35 Sin cristal de contacto 21 las relaciones geométricas en el ojo 1 se representan como en la figura 11. La córnea del ojo 5 está curvada con respecto al centro del ojo  $Z$  de manera aproximadamente esférica, de manera mediante un radio de curvatura  $R_{Cv}$  así como la posición del centro  $Z$  en el eje óptico  $OA$  tiene una posición determinada de manera inequívoca. Las coordenadas de un punto en el que un foco de láser 7 llega a situarse para generar una  
 40 burbuja de plasma 8, pueden indicarse por tanto o en coordenadas cilíndricas (radio  $r$  del eje óptico  $OA$ , distancia  $z$  desde el plano de punto de vértice y ángulo  $\varphi$ ) o en coordenadas radiales (radio  $r$  del centro del ojo  $Z$ , ángulo  $\varphi$  y  $\alpha$ ) de manera inequívoca. En ambos sistemas de coordenadas las curvas de nivel o las trayectorias, en las que se ajusta el foco 7 se calculan y se indican, pudiendo describirse matemáticamente en coordenadas cilíndricas trayectorias elípticas de manera particularmente sencilla.

45 Si ahora en el ojo se coloca un cristal de contacto 21 se presentan las relaciones mostradas en la figura 13, mientras que el cristal de contacto 21 con su superficie interna 22 no deforme la córnea del ojo. El cristal de contacto en este caso está curvado de manera esférica siendo el radio de curvatura  $R_G$  mayor que el radio de curvatura  $R_{Cv}$  de la córnea del ojo. Si ahora se presiona el cristal de contacto 21 en el ojo 1, la córnea del ojo 5 se deforma desde una esfera a una elipsoide; se regulan las relaciones representadas esquemáticamente en la figura 12. La presión  
 50 provoca por tanto la deformación del ojo, que está en contacto de una manera más ceñida al menos en una región alrededor del eje óptico  $OA$  con la superficie interna 22 del cristal de contacto 21, que sin presión

55 Dado que ahora varían las relaciones geométricas, el proceso de la presión con respecto a la descripción matemática de los lugares de los puntos focales 7 y con ello de las trayectorias puede reunirse en una transformación de coordenadas, que también se denomina "transformación de presión". Las coordenadas transformadas se refieren entonces de manera conveniente al punto centra  $M$  del cristal de contacto curvado preferentemente de manera esférica, Dado que el cristal de contacto se emplea habitualmente también para la fijación del ojo 1, es decir, esta unido de manera firme con el instrumento 2 En este caso se produce la doble función  
 60 del cristal de contacto (conformación y fijación espacial).

Se ajustan entonces trayectorias elípticas. La elipticidad de las trayectorias depende de la forma de este cristal de contacto. Por elipticidad debe entenderse la relación del eje principal grande de una elipse respecto a su eje principal  
 65 pequeño.

Un cristal de contacto plano representa un caso límite matemático, y el concepto de la exploración de curvas de nivel

lleva en este caso a la degeneración de las trayectorias, aunque estas también pueden denominarse aún cerradas. Para el caso más interesante desde el punto de vista aplicativo también d de un cristal de contacto curvado resulta una dependencia de la topografía de la superficie, por ejemplo de la elipticidad de la curvatura del cristal de contacto. La elipticidad además en la mayoría de los casos no es igual en todo el campo de procesamiento, sino que muestra una dependencia radial-

En principio para la elipticidad e:

$$e(z) = \frac{\sqrt{R_a^2 - (R_a - z)^2}}{\sqrt{R_b^2 - (R_b - z)^2}},$$

designando  $R_a$  y  $R_b$  los radios de curvatura de la superficie de la córnea en la dirección de los ejes principales de la elipse y  $z$  la distancia del punto de procesamiento (de la curva de nivel) del vértice de la córnea. Dado que  $z$  en el sistema de coordenadas cilíndrica seleccionado ( $z$ , distancia del vértice de córnea;  $r$ , distancia respecto al eje óptico;  $\varphi$ ) es entonces una función del parámetro radial  $v$  del campo de procesamiento es conveniente describir la dependencia radial de la elipticidad mediante  $e(z) = e(z(r))$ .

La ecuación anteriormente citada sirve principalmente para el ojo con el que no se ha entrado en contacto. Al presionar contra un cristal de contacto por lo general se produce una deformación que se considera en el cálculo., En este caso el radio de curvatura externo de la córnea  $R_{Cv}$  y el radio de curvatura del cristal de contacto  $R_G$  juegan un papel importante. Una forma sencilla y compacta de la transformación es:

$$\varphi' = \varphi$$

$$\alpha' \cdot R' = \alpha \cdot R$$

$$R_G - R' = R_{Cv} - R$$

Otros complementos que en las ecuaciones llevan a términos de corrección, son posibles naturalmente y parcialmente también útiles. Sin embargo el planteamiento anterior solamente se modifica por ello por lo tanto sigue siendo válido en principio. Las relaciones mencionadas posibilitan el cálculo sencillo de las trayectorias, lo que también incluye el cálculo de la elipticidad. Una etapa particularmente importante en los algoritmos para el cálculo es la transformación directa e inversa entre sistema ocular natural y sistema de cristal de contacto.

La elipticidad de las trayectorias para un cristal de contacto con un radio de curvatura, que corresponde aproximadamente al del ojo humano, asciende normalmente a menos de 1.2 (eje principal grande 10% más largo que el eje principal pequeño). La elipticidad en el caso de una corrección cilíndrico-esférica con -2dpt y 1dpt por ejemplo asciende solo a aproximadamente 1,03 en la región de campo central cerca del eje óptico y crece con la distancia del eje óptico hasta la trayectoria externa en aproximadamente 10%. Para un planteamiento la variabilidad de la elipticidad o una modificación correspondiente de una trayectoria circular ideal no es un impedimento en el caso de la corrección de ametropía de orden superior, puede tomarse por lo tanto como constante en una primera aproximación.

Ha de destacarse de nuevo que el uso de acuerdo con la invención de curvas de nivel puede aplicarse tanto para planteamiento con o también sin cristal de contacto(plano o curvado), no obstante en el uso de un cristal de contacto se omite cualquier necesidad de seguimiento y no existe ninguna inseguridad en cuanto a la topografía de la superficie presente.

Si no se emplea ningún cristal de contacto, la topografía de la superficie puede determinarse con procedimientos y sistemas adecuados y a continuación, (de manera análoga) se considera al igual que la topografía fijada mediante el proceso de presión en el procedimiento.

Si la forma de la superficie de cristal de contacto no puede describirse mediante una esfera, sino que sigue a otra función de superficie espacial, por ejemplo una paraboloide De manera análoga a la transformación indicada anteriormente puede indicarse una ley de transformación que sin embargo siga las mismas ideas de la física.



REIVINDICACIONES

1. Sistema para configurar una superficie de corte (9) elipsoidal en la córnea del ojo (5), con una fuente de radiación láser (S), que enfoca la radiación láser (3) hacia la córnea del ojo (5) y provoca en este lugar disrupciones ópticas (8), estando previstos un dispositivo de exploración (6, 10), que ajusta el punto focal (7) de manera tridimensional, y un dispositivo de control (2), que controla el dispositivo de exploración (6, 10) para formar la superficie de corte (9) mediante la disposición en fila de las disrupciones ópticas (8) en la córnea del ojo (5) y presentando el dispositivo de exploración (6, 10) para el ajuste del punto focal (7) en una primera dirección espacial (z) una óptica ajustable (6) **caracterizado por que** el dispositivo de control (2) controla el dispositivo de exploración (6, 10) de manera que el dispositivo de control basa la guía del punto focal (7) en curvas de nivel elípticas con una elipticidad mayor de 1,0, de manera que el punto focal (7) está guiado a lo largo de una espiral elipsoide situada en la superficie de corte elipsoidal.

2. Sistema de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado por que** las curvas de nivel son elípticas con una elipticidad menor igual a 1,2.

3. Sistema de acuerdo con una de las reivindicaciones de sistema anteriores, **caracterizado por que** mediante un cristal de contacto (21) se otorga a la superficie de la córnea del ojo (5) una forma determinada y por que el dispositivo de control (2) considera la forma determinada en la espiral elipsoide.

4. Sistema de acuerdo con una de las reivindicaciones de sistema anteriores, **caracterizado por que** el cristal de contacto (21) es curvado y por que el dispositivo de control (2) considera la forma determinada en la espiral elipsoidal, al considerarse una deformación de la córnea del ojo (5) provocada por el cristal de contacto (21) mediante una transformación de coordenadas, que dice así

$$\varphi' = \varphi$$

$$\alpha' \cdot R' = \alpha \cdot R$$

$$R_G - R' = R_{Cv} - R$$

siendo  $\alpha, \varphi, R$  coordenadas esféricas antes de la deformación de la córnea del ojo (5),  $\alpha', \varphi', R'$  coordenadas esféricas después de la deformación de la córnea del ojo (5),  $R_{Cv}$  un radio de curvatura externo de la córnea del ojo (5) no deformada y  $R_G$  un radio de curvatura del cristal de contacto (21).

5. Sistema de acuerdo con una de las reivindicaciones de sistema anteriores, **caracterizado por que** el dispositivo de control (2) desconecta la radiación láser (3) con respecto a la generación de disrupciones ópticas (B), mientras que la curva de nivel (17) discorra fuera de una región teórica del material (5), en la que la superficie de corte (9) debe generarse, siendo en particular la región teórica (19) circular vista a lo largo de la primera dirección espacial (z).

6. Sistema de acuerdo con una de las reivindicaciones de sistema anteriores, **caracterizado por** un dispositivo para la desconexión momentánea o debilitamiento del rayo láser (3).

7. Sistema de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado por que** la óptica ajustable presenta una disposición telescópica (6).

8. Sistema de acuerdo con una de las reivindicaciones de sistema anteriores, **caracterizado por que** el dispositivo de exploración (6, 10) presenta dos espejos basculantes (11, 12) con ejes de giro cruzados, para provocar el ajuste hacia las dos direcciones espaciales restantes (x, y).

9. Sistema de acuerdo con una de las reivindicaciones de sistema anteriores, **caracterizado por que** el dispositivo de control (2) en disposiciones de curvatura superiores de la superficie de corte (9) determina las curvas de nivel (17) mediante corte de una superficie de corte (9) curvada corregida con respecto a disposiciones de curvatura superiores con planos en perpendicular a la primera dirección espacial (z).

10. Sistema de acuerdo con la reivindicación 9, **caracterizado por que** el dispositivo de control (2) modifica el desplazamiento en la primera dirección espacial (z) según la influencia de las disposiciones de curvatura superiores, mientras que ajusta el punto focal (7) hacia las dos direcciones espaciales restantes (x, y) según las curvas de nivel (17), que están asociadas a la superficie de corte (9) corregida sin disposiciones de curvatura superiores.

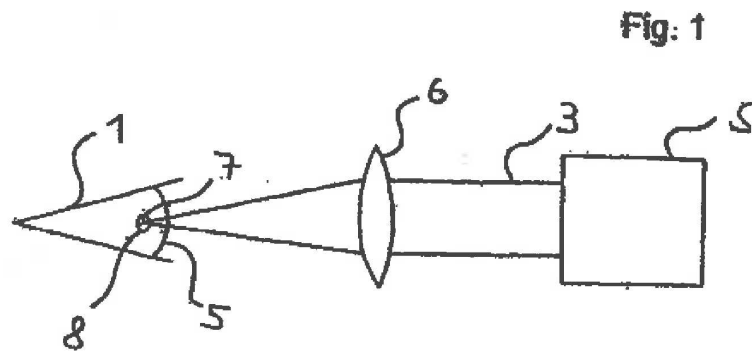
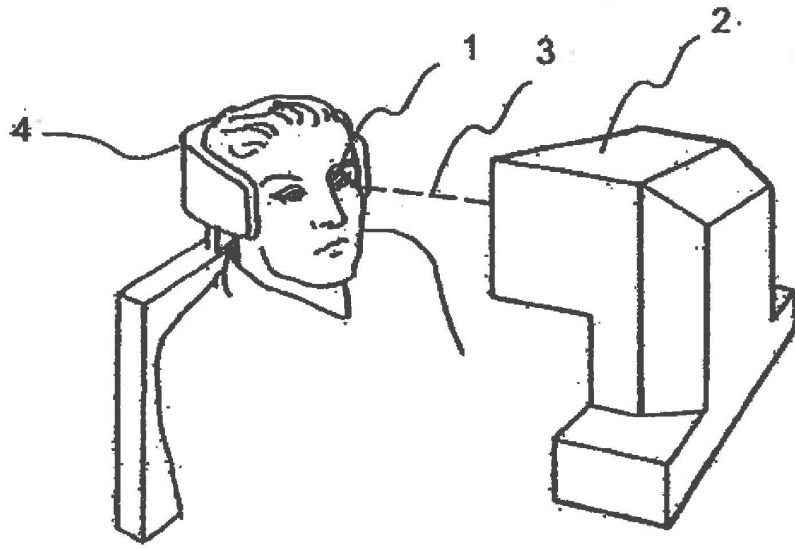


FIG.2

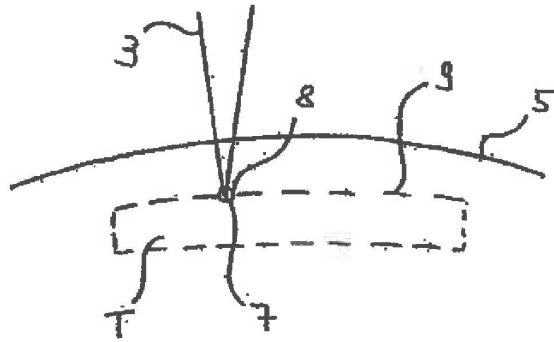


FIG.3

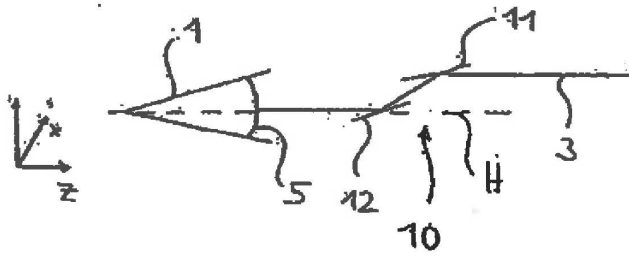


FIG.4

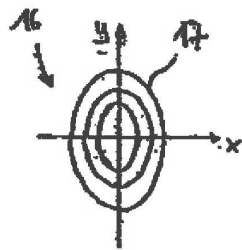


FIG.8a

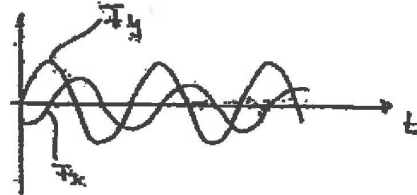


FIG.8b

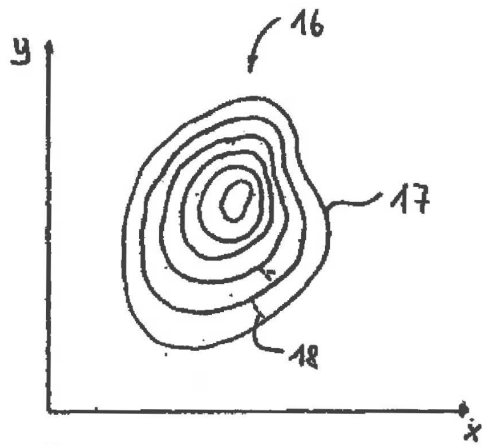


FIG. 5

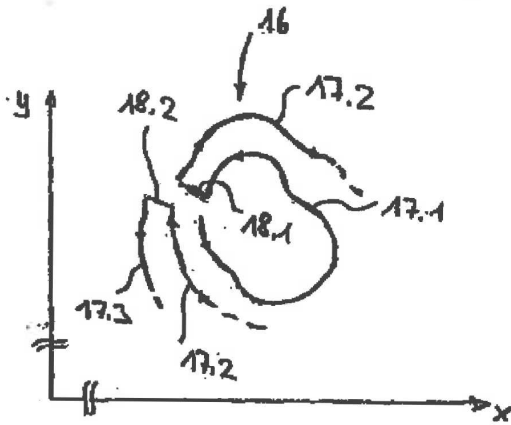


FIG. 6

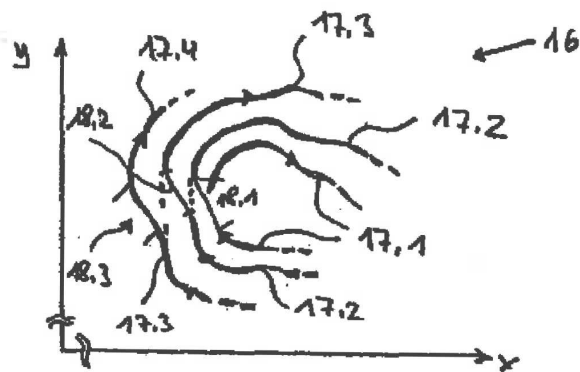


FIG. 7

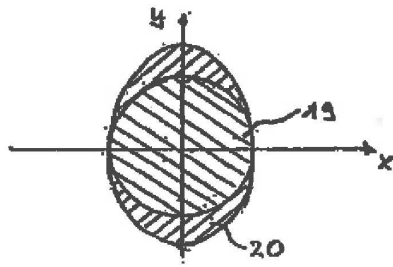


FIG. 9

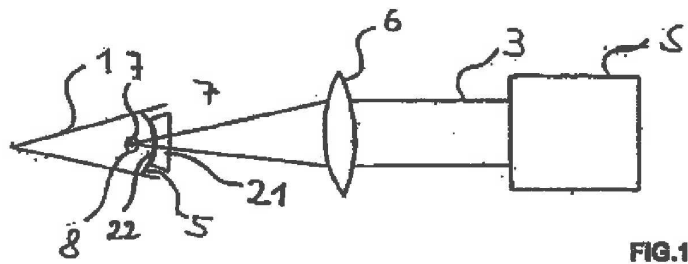


FIG. 10

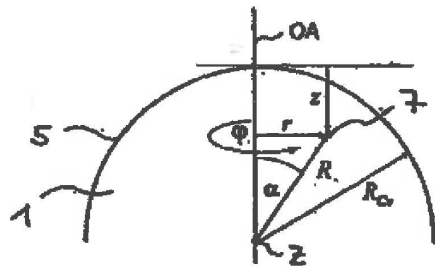


FIG. 11

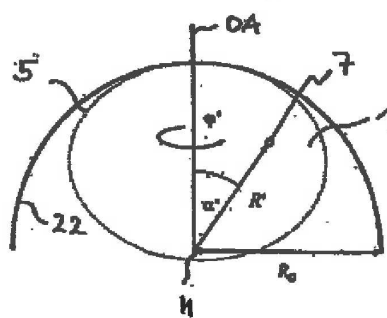


FIG. 12

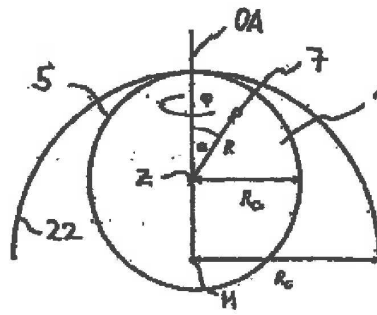


FIG. 13