



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 367 315**

51 Int. Cl.:  
**A61F 9/009** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **06013828 .6**

96 Fecha de presentación : **04.07.2006**

97 Número de publicación de la solicitud: **1889588**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **20.02.2008**

54 Título: **Elemento de contacto con el ojo mejorado.**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**02.11.2011**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**02.11.2011**

73 Titular/es: **WAVELIGHT GmbH**  
**Am Wolfsmantel 5**  
**91058 Erlangen, DE**

72 Inventor/es: **Triebel, Peter;**  
**Kittelmann, Olaf y**  
**Vogler, Klaus**

74 Agente: **Curell Aguilá, Marcelino**

**ES 2 367 315 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**

Elemento de contacto con el ojo mejorado.

5 La presente invención se refiere a una lente de aplanación o placa de aplanación mejorada para una operación oftalmológica.

10 La radiación láser pulsada se utiliza en la cirugía ocular, por ejemplo, para practicar cortes en la córnea (córnea) o para la retirada (ablación) de tejidos de la córnea. La radiación láser irradiada da lugar en el tejido de la córnea a un proceso fotodisruptivo, que conduce a la separación de tejido o a la retirada de material de tejido. Los tratamientos de la córnea de este tipo tienen lugar, por ejemplo, en el ámbito de los procedimientos refractivos para la reducción o la eliminación total de ametropías del ojo, en las cuales la córnea es formada de nuevo y, gracias a ello, se modifican sus propiedades de refracción.

15 El procedimiento refractivo dominante de la cirugía de la córnea es el denominado LASIK (Laser in situ Keratomileusis). En el mismo, se corta, ya sea de forma mecánica (mediante una cuchilla de corte oscilante en un llamado microqueratomo) o de forma óptica (mediante radiación láser, p. ej. así llamados sistemas láser de femtosegundos), una pequeña tapa de la córnea, que cuelga con una parte de su borde todavía de la córnea. A continuación está tapa, que se designa usualmente también como Flap, es abatida hacia el lado, con lo cual se hace accesible el estroma situado debajo de ella. Con radiación láser se retira entonces a medida tejido de estroma según un perfil de ablación determinado para cada paciente. La tapa es de nuevo abatida posteriormente, con lo cual la herida puede cicatrizar relativamente rápido y se puede alcanzar, en el tiempo más breve, la potencia visual mejorada.

25 Un microqueratomo láser de femtosegundos comprende una fuente láser de femtosegundos, un escáner, el cual desvía el rayo láser de la fuente láser de femtosegundos de forma sucesiva sobre la zona de tratamiento, una óptica de enfoque y una placa de aplanación o lente de aplanación, la cual está dispuesta en la córnea del ojo. Un sistema de este tipo se describe, por ejemplo, en la patente US nº 5.549.632.

30 Durante la utilización de un microqueratomo de femtosegundos el corte LASIK en la córnea se genera mediante una alineación aproximadamente superficial entre sí de un gran número de fotomicrodisrupciones en el estroma de la córnea. Las fotomicrodisrupciones son generadas por impulsos láser de femtosegundos los cuales de forman mediante intensidades muy grandes ( $I > 10^{11}$  W/cm<sup>2</sup>) de un rayo láser de femtosegundos, que es generado por una fuente láser de femtosegundos, y que son conducidos hasta la córnea por una trayectoria óptica del rayo con espejos de desviación dimensionada de manera adecuada, un telescopio de ensanchamiento, un escáner de alta velocidad y un objetivo de enfoque de corta distancia focal altamente preciso con una apertura numérica (NA > 0,20) suficientemente grande.

40 Con el fin de conseguir un corte LASIK preciso con estos impulsos de femtosegundos, la posición espacial de la zona del foco del impulso de femtosegundos debe estar determinada con una exactitud de aproximadamente 5 µm en todas las direcciones del espacio en el tejido de la córnea. También el tamaño de la zona de foco y la posición de las zonas de foco de los impulsos siguientes de la radiación láser de femtosegundos deben alcanzar, dentro de un orden de magnitud con la misma exactitud, es decir de aproximadamente 5 µm, los valores y posiciones predeterminados, con el fin de conseguir un corte LASIK seguro y cualitativamente de alta calidad con el sistema láser de femtosegundos.

50 Para un buen resultado del tratamiento es necesario un diámetro d lo más pequeño posible de la zona de foco para conseguir, con una energía láser E lo más pequeña posible, para una fluencia fijada, es decir densidad de energía, F (F = E/A) una rotura óptica inducida por láser segura (LIOB; Laser Induced Optical Breakdown). Al mismo tiempo el valor umbral F<sub>th</sub> se supera con seguridad para una rotura óptica inducida por láser ya para una energía de impulso láser pequeña. Gracias a ello se puede evitar un daño de la córnea y del iris por parte de los impulsos láser de femtosegundos con mucha energía y con gran potencia.

55 Para una rotura óptica inducida por láser se necesita una fluencia comprendida entre aproximadamente 2 J/cm<sup>2</sup> y aproximadamente 3 J/cm<sup>2</sup>. Fotomicrodisrupciones pequeñas, estrechamente contiguas, precisas localizadas a la misma profundidad (diámetro de la zona de foco d<sub>f</sub>) proporcionan además la mejor calidad de corte, es decir la menor rugosidad, en el procedimiento LASIK de femtosegundos. Para ello, es necesario sobrepasar el valor umbral LIOB:

60 
$$F = \frac{E}{A} = \frac{E}{0,25 \pi d_f^2} \geq F_{th} \approx 2...3 \text{ J/cm}^2 .$$

Cabe reconocer que la fluencia es inversamente proporcional al cuadrado del diámetro del foco y, por consiguiente, para un diámetro menor de la zona de foco, la fluencia será también, para una energía de impulso láser E menor,

mayor que el valor umbral  $F_{th}$  para una rotura óptica inducida por láser.

Teóricamente, un impulso láser de femtosegundos puede ser enfocado, en el mejor de los casos, a un valor con el orden de magnitud del diámetro de rotura  $d_A$  de la función de Airy. Se cumple que:

$$d_A \approx 2,44 \frac{\lambda}{D} f ;$$

de la que resulta, en el mejor de los casos, un diámetro de foco  $d_F \approx d_A$  mínimo:

$$d_A \approx d_F \approx 2,44 \frac{\lambda}{D} f ;$$

en la que  $f$  es la distancia focal del objetivo de enfoque,  $\lambda$  la longitud de onda de la radiación láser de femtosegundos y  $D$  la apertura o el diámetro del rayo láser sobre la lente de enfoque.

Esto presupone, de todos modos, un rayo láser casi perfecto (en el modo fundamental o una onda plana) y un enfoque limitado en cuanto a la difracción a través de un objetivo sin aberración con la distancia focal  $f$ .

Por ello, es necesario imponer elevadas exigencias a la calidad óptica de los componentes de la totalidad del recorrido de los rayos, que recorre la radiación láser de femtosegundos. Además de una elevada transmisión total, que minimiza la pérdida de energía de los impulsos de femtosegundos en el recorrido hacia el lugar de tratamiento, es decir el ojo o la córnea, estos imponen exigencias especialmente elevadas a la libertad de aberración de los componentes ópticos utilizados. Además, es necesaria una deformación o menor posible del frente de ondas de la radiación láser. Ésta se expresa típicamente mediante la planitud, la homogeneidad y la conducción óptica sin distorsión del rayo láser de femtosegundos en forma de fracciones de la longitud de onda, por ejemplo  $\lambda/n$ . Se sobrentiende que los componentes ópticos más costosos y complejos del recorrido del rayo láser de femtosegundos, por ejemplo el telescopio de ensanchamiento y el objetivo de enfoque, se especifican con esta elevada libertad de aberración. Aunque también los espejos de desviación utilizados en el recorrido del rayo así como los espejos de desviación utilizados en el escáner deben cumplir las exigencias de una gran planitud y una pequeña deformación del frente de ondas del impulso láser de femtosegundos.

Un frente de ondas deformado por un elemento óptico discrecional no se puede corregir sin más mediante otro elemento óptico e impide el enfoque mejor posible deseado, es decir "nítido", el cual en el caso de un frente de ondas deformado no se puede alcanzar tampoco ya con una óptica de enfoque cualitativamente de buena calidad.

En el procedimiento de LASIK de femtosegundos se utilizan usualmente como interfase con el ojo del paciente así llamadas sujeciones de anillo de aspiración las cuales son sujetadas, mediante una depresión, por succión al ojo del paciente. Gracias a ello, el ojo es acoplado con un dispositivo que comprende un vidrio de contacto, por ejemplo una llamada placa de aplanación o lente de aplanación, que está en contacto con la córnea. Gracias a ello, el ojo se encuentra en una posición definida con respecto al objetivo de enfoque del rayo láser de femtosegundos.

Además, cabe tener en cuenta que el vidrio de contacto forma un plano de referencia con respecto a la cual se puede orientar la posición del foco del rayo láser de femtosegundos. Esta orientación es importante, en especial, para la dirección Z, es decir para la posición de la profundidad del foco más allá del vidrio de contacto en la córnea, para poder llevar a cabo un corte LASIK justo a la profundidad deseada, por ejemplo de aproximadamente 120  $\mu\text{m}$  con una precisión de profundidad correspondiente de menos de  $\pm 10 \mu\text{m}$ , como se describe por ejemplo en la patente US nº 6.899.707 B2.

El vidrio de contacto utilizado puede estar formado esférico o plano. Un vidrio de contacto formado como placa de aplanación plana facilita el mantenimiento de una profundidad de foco unitaria del rayo láser de femtosegundos pero aumentan, debido a la aplanación de la curvatura de la córnea, la presión del ojo de forma notablemente mayor, es decir en más de aproximadamente 100 mm Hg (0,133 bar), que un vidrio de contacto formado como lente de aplanación curvada de forma esférica, que imita la curvatura natural de la córnea, lo que trae consigo sin embargo una mayor complejidad para el control de la profundidad de foco individual, por ejemplo mediante un desplazamiento rápido de la distancia focal del objetivo de enfoque en el eje Z.

La patente US nº 6.899.707 B2 describe una lente de aplanación con una transmisión de más del 90% en un intervalo de longitud de onda comprendido entre 275 nm y 2500 nm. La patente US nº 6.730.074 B2 propone una lente de contacto cuya curvatura corresponde a la curvatura de la córnea. Durante el tratamiento LASIK se desplaza el punto del foco en la dirección Z, con el fin de compensar los efectos de curvatura. La patente US nº 6.342.053 B1 propone un dispositivo de conformación transparente a la luz acoplado al ojo del paciente. El radio de curvatura del dispositivo de conformación transparente a la luz corresponde, aproximadamente, a la forma emetrópica deseada de la zona delantera de la córnea. Por ejemplo, se pondera la radiación infrarroja sobre tejido de la córnea, para hacer que el tejido, para una temperatura suficiente, se encoja. Con ello, se forma de nuevo la córnea y la nueva forma de la córnea corresponde a la curvatura de la zona orientada hacia el ojo del dispositivo de conformación transparente

a la luz.

El documento US 2002/0103481 A1 da a conocer que en operaciones oftalmológicas es importante que los puntos de foco presenten el diámetro de punto correcto y la forma correcta. Para ello el rayo láser debe estar lo más libre posible de aberraciones. En particular, en operaciones láser oftalmológicas, las cuales afectan la córnea, introduce la geometría esférica de la córnea aberraciones ópticas, las cuales están separadas de las aberraciones que son generadas por el sistema óptico del láser y que se diferencian de estas. Estas aberraciones, causadas por la córnea, perturban de forma significativa la definición de los puntos de foco de un rayo láser, mientras que el rayo es enfocado sobre una posición dentro del tejido de la córnea. A causa de la geometría esférica de la superficie delantera de la córnea aparecen una aberración esférica y un coma. Se propone que se puede conseguir, de manera efectiva, una refracción aplanar de la superficie delantera de la córnea mediante allanado de la superficie delantera. En una configuración de la córnea de este tipo el rayo no presenta aberraciones las cuales, en caso contrario, aparecerían en la transición hacia la superficie esférica original de la córnea. Se propone además, para la reducción de la aberración de la córnea, la superficie de la córnea, allanar la superficie de la córnea mediante una lente de aplanación.

Otros ejemplos de vidrios de contacto, es decir placas de aplanación o lentes de aplanación, se encuentran en el documento EP 1 034 755 A1, en el documento EP 1 034 757 A, en la patente US nº 6.623.476 B2, en la patente US nº 6.999.707 B2, en la patente US nº 5.549.632, en la patente US nº 6.325.792 y en el documento WO 2005/079717 A1.

La invención se plantea el problema de crear un elemento de contacto mejorada para el ojo de un paciente.

El problema se resuelve mediante un elemento de contacto del ojo óptico según la reivindicación 1, el cual es, por lo menos en parte, transparente a la luz y el cual está formado de manera que durante su utilización está en contacto con la córnea, generando el elemento de contacto con el ojo óptico un error de frente de ondas de cómo máximo aproximadamente  $\lambda/2$ , preferentemente como máximo aproximadamente  $\lambda/4$ , de forma altamente preferida de cómo máximo aproximadamente  $\lambda/10$ , en un intervalo de longitud de onda  $\lambda$  del rayo de luz (3) que lo atraviesa de aproximadamente 1000 nm hasta aproximadamente 1200 nm, presentando el elemento óptico de contacto con el ojo (4b) un índice de refracción comprendido entre aproximadamente 1,35 y aproximadamente 1,4. El elemento de contacto con el ojo óptico puede ser una llamada placa de aplanación o lente de aplanación.

Con el fin de conseguir un corte seguro con un microqueratomo láser de femtosegundos se imponen elevadas exigencias a la calidad del rayo de una fuente láser de femtosegundos, una óptica de enfoque y una óptica de ensanchamiento, que recorre la radiación láser de femtosegundos. De todos modos el experto en la materia no ha incorporado hasta ahora el último elemento, pero no menos esencial, es decir el elemento de contacto con el ojo, en la trayectoria óptica de los rayos, en la consideración acerca de la calidad óptica. Se sobreentiende que este elemento, relativamente sencillo, puede empeorar la calidad del frente de ondas, mantenida con anterioridad con medios complejos, todavía de tal manera durante el paso del impulso láser de femtosegundos, que la posibilidad de enfoque de la radiación láser de femtosegundos se resiente notablemente con ello y, en determinadas condiciones, no se forma ninguna rotura óptica inducida mediante láser y/o ningún plasma en la córnea, no consiguiéndose consecuentemente el corte LASIK o consiguiéndose, únicamente, con una pero calidad o debiendo ser generado con una energía de impulso de femtosegundos notablemente mayor.

El elemento óptico de contacto genera el error de frente de ondas de cómo máximo aproximadamente  $\lambda/2$ , preferentemente de cómo máximo aproximadamente  $\lambda/4$ , de forma muy preferida de cómo máximo aproximadamente  $\lambda/10$ , en un intervalo de longitud de onda del rayo de luz que lo atraviesa comprendido entre aproximadamente 1000 nm y aproximadamente 1200 nm. Una fuente láser de femtosegundos típica genera impulsos láser con una longitud de onda de por ejemplo aproximadamente  $1035 \pm 10$  nm. Por lo menos en este intervalo debe presentar, en una forma de realización, el elemento óptico de contacto con el ojo el menor error de frente de ondas, pudiendo resultar para una longitud de onda de aproximadamente 520 nm aproximadamente el error de frente de ondas doble.

El elemento óptico de contacto con el ojo tiene un índice de refracción  $\eta_1$  comprendido entre aproximadamente 1,35 y aproximadamente 1,40, preferentemente entre aproximadamente 1,36 y 1,38, de forma muy preferida de aproximadamente 1,37. El índice de refracción  $\eta_2$  de la córnea es de aproximadamente 1,37 y, si el índice de refracción del elemento óptico de contacto con el ojo presenta un índice de refracción similar, la calidad y/o la intensidad del rayo de luz o del rayo láser no es reducido en la transición desde el elemento óptico de contacto con el ojo hacia la córnea.

Las pérdidas debidas a la reflexión R se calculan de la manera siguiente:

$$R = \left( \frac{\eta_2 - \eta_1}{\eta_2 + \eta_1} \right)^2;$$

Para  $\eta_2 \approx \eta_1$ , resulta que casi no aparecen pérdidas debidas a la reflexión.

El elemento óptico de contacto con el ojo puede ser biocompatible. Los materiales biocompatibles no tienen influencia negativa sobre el ojo. El elemento óptico de contacto con el ojo puede presentar una capa biocompatible en la zona la cual entra en contacto con el ojo durante la utilización. La capa biocompatible puede presentar, por ejemplo, proteínas.

El elemento óptico de contacto con el ojo puede presentar una gran resistencia con respecto a los impulsos láser de femtosegundos. Esto es importante en especial a causa de la gran densidad de energía de los impulsos láser. La gran resistencia frente a intensidad de radiación elevada (nivel de Damage alto), por ejemplo frente a impulsos láser de femtosegundos, se puede conseguir, por ejemplo, mediante una elevada transmisión del elemento óptico de contacto con el ojo. El elemento óptico de contacto con el ojo puede presentar, por ejemplo, vidrio del tipo BK7. El vidrio del tipo BK7 con un grosor de 10 mm puede presentar, en un intervalo de longitud de onda comprendido entre aproximadamente 370 nm y aproximadamente 1700 nm, una transmisión de más de aproximadamente el 90%, resultando para un grosor menor del vidrio una transmisión más alta. El elemento óptico de contacto con el ojo puede presentar también vidrio de cuarzo (fused silica).

El elemento óptico de contacto con el ojo puede presentar un plástico óptico. Gracias a ello el elemento óptico de contacto con el ojo resulta relativamente económico a pesar de su gran calidad.

Otro aspecto de la invención se refiere a un sistema láser de femtosegundos, el cual comprende una fuente láser de femtosegundos y el elemento de contacto con el ojo descrito con anterioridad. El sistema láser de femtosegundos puede comprender además un escáner, con por lo menos un espejo de desviación para el posicionamiento del rayo láser de femtosegundos sobre un lugar de tratamiento sobre el ojo de un paciente, y una óptica de enfoque, para en enfoque del rayos láser de femtosegundos.

La invención se describe a continuación de forma más detallada haciendo referencia a los dibujos adjuntos, en los que

la figura 1 muestra una vista esquemática, muy simplificada, de un microqueratomo de femtosegundos,

la figura 2 muestra la posición y el diámetro de las zonas de foco en el caso de un elemento óptico de contacto del ojo convencional, y

la figura 3 muestra la posición y el diámetro de las zonas de foco en el caso de un elemento óptico de contacto con el ojo según la invención.

La figura 1 muestra un microqueratomo de femtosegundos con una fuente láser de femtosegundos 10, la cual genera un rayo láser de femtosegundos 11 con un error de frente de ondas pequeño. El rayo láser de femtosegundos es desviado, mediante un primer espejo de desviación 12 y un segundo espejo de desviación 14 de un escáner óptico, de manera que se puede alcanzar un punto discrecional situado en la zona de tratamiento sobre la córnea 6 de un ojo de un paciente 18. El rayo láser de femtosegundos 11 desviado por el primer espejo de desviación 12 y por el segundo espejo de desviación 14 es enfocado por una óptica de enfoque 16 y entra en un elemento de contacto 4b óptico según la invención. El elemento óptico de contacto con el ojo 4b según la invención aplanar la córnea 6. Gracias a ello, se puede mantener una distancia definida entre la óptica de enfoque 16 y la córnea 6. Durante la salida del rayo láser de femtosegundos 11 del elemento de contacto óptico se forma, aproximadamente en la zona de foco del rayo láser de femtosegundos 11, es decir aproximadamente en el plano de la distancia focal del objetivo de enfoque 16, una rotura óptica inducida por láser. Gracias a que se dirige un gran número de rayos láser de femtosegundos 11 de forma sucesiva sobre la zona de tratamiento en la córnea 6 se forma una corte superficial en el interior de la córnea 6 del ojo 18.

La figura 2 muestra el recorrido de las ondas en un elemento de contacto con los ojos 4a convencional. Un rayo láser de femtosegundos 1 de una gran calidad es dirigida sobre una lente de enfoque 2 de buena calidad la cual, por ejemplo, presenta un error de frente de ondas de  $\lambda/10$ . La lente de enfoque 2 concentra el rayo láser de femtosegundos 1 incidente para dar un rayo láser de femtosegundos 3 enfocado, el cual presenta todavía una gran calidad. En el contexto de esta invención gran calidad de un rayo láser significa un error de frente de ondas pequeño. El rayo láser de femtosegundos enfocado incide sobre un elemento de contacto con el ojo 4a convencional, por ejemplo una placa de aplanación o lente de aplanación. Los elementos de contacto con el ojo convencionales generan, por ejemplo, un error de frente de ondas de  $2,2\lambda$ . Debido a la baja calidad óptica del elemento de contacto con el ojo convencional, se forma un error de frente de ondas 7a. El diámetro las zonas de foco 5a que se generan a partir del rayo láser de femtosegundos 3 enfocado es por ello mucho mayor que el diámetro teórico que se puede alcanzar sobre la base de la función de Airy. Además, las zonas de foco 5a se encuentran, debido a los errores de frente de ondas que se forman en el elemento de contacto con el ojo convencional, a profundidades de foco  $h_a$  diferentes y/o no unitarias.

Debido al diámetro relativamente grande de las zonas de foco 5a se necesita una energía de impulso mayor, para

alcanzar la rotura óptica inducida por láser para un corte en la córnea. Además, no se consigue el resultado de tratamiento óptimo, es decir la calidad de corte, dado que las zonas de foco 5a se encuentran a una profundidad  $h_a$  diferente y/o no unitaria y por ello se forma un corte láser de femtosegundos con una gran rugosidad.

5 La figura 3 muestra un error de frente de ondas en un elemento óptico de contacto con el ojo según la invención. La figura 3 es similar a la figura 2 y los componentes y elementos de las figuras similares se caracterizan con los mismos signos de referencia.

10 El rayo láser de femtosegundos 1 de gran calidad, es decir con un error de frente de ondas pequeño, es concentrado mediante una lente de enfoque 2, que genera un error de frente de ondas de aproximadamente  $\lambda/10$ , para dar un rayo láser de femtosegundos 3 enfocado con un error de frente de ondas menor. El rayo láser de femtosegundos 3 enfocado recorre un elemento óptico de contacto con el ojo 4b, que genera un error de frente de ondas de cómo máximo aproximadamente  $\lambda/2$ , preferentemente como máximo aproximadamente  $\lambda/4$ , a lo sumo preferentemente como máximo aproximadamente  $\lambda/10$ . Debido a este error de frente de ondas pequeño generado por el elemento  
15 óptico de contacto con el ojo 4b según la invención, los frentes de ondas 7b continúan teniendo una gran calidad. Las zonas de foco, que se generan por el rayo láser de femtosegundos 3 enfocado, en las zonas de foco de la córnea presentan por ello el diámetro mínimo que resulta de la función de Airy. Además, las zonas de foco se encuentran a una profundidad  $h_b$  aproximadamente constante en la córnea 6, y la rugosidad del corte es pequeña.

20 Las simulaciones han dado como resultado que en el caso de un rayo láser de femtosegundos, con una longitud de onda de  $1035 \text{ nm} \pm 2,5 \text{ nm}$  y un elemento óptico de contacto con el ojo convencional, que genera un error de frente de ondas de  $2,2\lambda$ , resulta un radio de la zona de foco  $\geq 30 \text{ }\mu\text{m}$ . El centro de las zonas de foco se encontraría, en el caso del aire, a una distancia de  $220 \text{ }\mu\text{m}$  de la superficie límite entre el elemento óptico de contacto con el ojo y el aire. En el caso de un elemento óptico de contacto con el ojo convencional se forma un error de frente de ondas PV  
25 ("peak-valley") en el plano de foco de  $1,41\lambda$ .

En las mismas condiciones resulta, en el caso de un elemento óptico de contacto con el ojo ideal, que genera un error de frente de ondas de  $0\lambda$ , un radio de  $\leq 15 \text{ }\mu\text{m}$  para la zona de foco. En el aire el centro de la zona de foco estaría situado a una distancia de  $380 \text{ }\mu\text{m}$  de la superficie límite entre el elemento óptico de contacto con el ojo y el  
30 aire. Resulta un error de frente de ondas PV del rayo láser de únicamente  $0,62\lambda$  en la zona de foco.

En la simulación anterior el elemento de contacto con el ojo 4b según la invención presentó un grosor de 7 mm, es se formó a partir de una placa planoparalela con el material BK7. El rayo de entrada tenía un diámetro de 15 mm con una onda plana de tipo gaussiano. El campo de tratamiento tenía un diámetro de 6 mm. El objetivo de enfoque comprendía dos lentes divergentes y una lente de enfoque. No se tuvieron en cuenta tolerancias de fabricación ni  
35 esféricos del objetivo de enfoque. La longitud del foco del objetivo en el aire fue de 38 mm, partiendo del último plano principal.

La simulación constituye únicamente una demostración aproximada de la influencia de la calidad del frente de ondas del elemento de contacto óptico. En el caso de sistemas reales con un objetivo de enfoque preciso, es decir no un objetivo sencillo con tres lentes como en la presente simulación sencilla, la influencia de la calidad media del frente de ondas del elemento de contacto óptico es claramente mayor, dado que con dispositivos ópticos mejores se pueden alcanzar de hecho diámetros de foco de  $d_f \approx 5 \text{ }\mu\text{m}$ . El resultado de la influencia de una placa de aplanación no optimizada sería, con un diámetro de foco de  $d_f \geq 30 \text{ }\mu\text{m}$ , claramente pero. El campo de escaneo, en la práctica  
45 mayor, de aproximadamente 10 a 12 mm aumenta, con una fuerte tendencia, las diferencias durante el utilización de un elemento de contacto óptico con una buena corrección de error de frente de ondas frente a un elemento de contacto óptico con una mala corrección de error de frente de ondas.

La invención tiene la ventaja de que el diámetro de las zonas de foco presenta aproximadamente el valor mínimo teóricamente posible, con lo cual se necesita únicamente una energía de impulso de femtosegundos menor para la generación de una rotura óptica inducida por láser. El elemento óptico de contacto con el ojo según la invención hace posible, además, cortes de mayor calidad, dado que el centro de las zonas de foco se encuentra a una distancia definida con respecto al elemento óptico de contacto con el ojo.

**REIVINDICACIONES**

- 5 1. Elemento óptico de contacto con el ojo (4b), que es por lo menos parcialmente transparente y que está formado para que durante su utilización esté en contacto con la córnea, generando el elemento óptico de contacto con el ojo (4b) un error de frente de ondas de como máximo aproximadamente  $\lambda/2$  en un intervalo de longitud de onda  $\lambda$  del rayo de luz (3) que lo atraviesa de aproximadamente 1000 nm hasta aproximadamente 1200 nm, caracterizado porque el elemento óptico de contacto con el ojo (4b) presenta un índice de refracción comprendido entre aproximadamente 1,35 y aproximadamente 1,40.
- 10 2. Elemento óptico de contacto con el ojo (4b) según la reivindicación 1, caracterizado porque el elemento óptico de contacto con el ojo (4b) genera un error de frente de ondas de como máximo aproximadamente  $\lambda/4$  en un rayo de luz (3) que lo atraviesa.
- 15 3. Elemento óptico de contacto con el ojo (4b) según la reivindicación 1 ó 2, caracterizado porque el elemento óptico de contacto con el ojo (4b) genera un error de frente de ondas de como máximo aproximadamente  $\lambda/10$  en un rayo de luz (3) que lo atraviesa.
- 20 4. Elemento óptico de contacto con el ojo (4b) según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque el elemento óptico de contacto con el ojo (4b) es biocompatible.
5. Elemento óptico de contacto con el ojo (4b) según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque el elemento óptico de contacto con el ojo (4b) se puede esterilizar.
- 25 6. Elemento óptico de contacto con el ojo (4b) según una de las reivindicaciones 1 a 5, caracterizado porque el elemento óptico de contacto con el ojo (4b) presenta un plástico óptico.
7. Sistema láser de femtosegundos (8), que comprende una fuente láser de femtosegundos (10) y un elemento óptico de contacto con el ojo (4b) según una de las reivindicaciones 1 a 6.

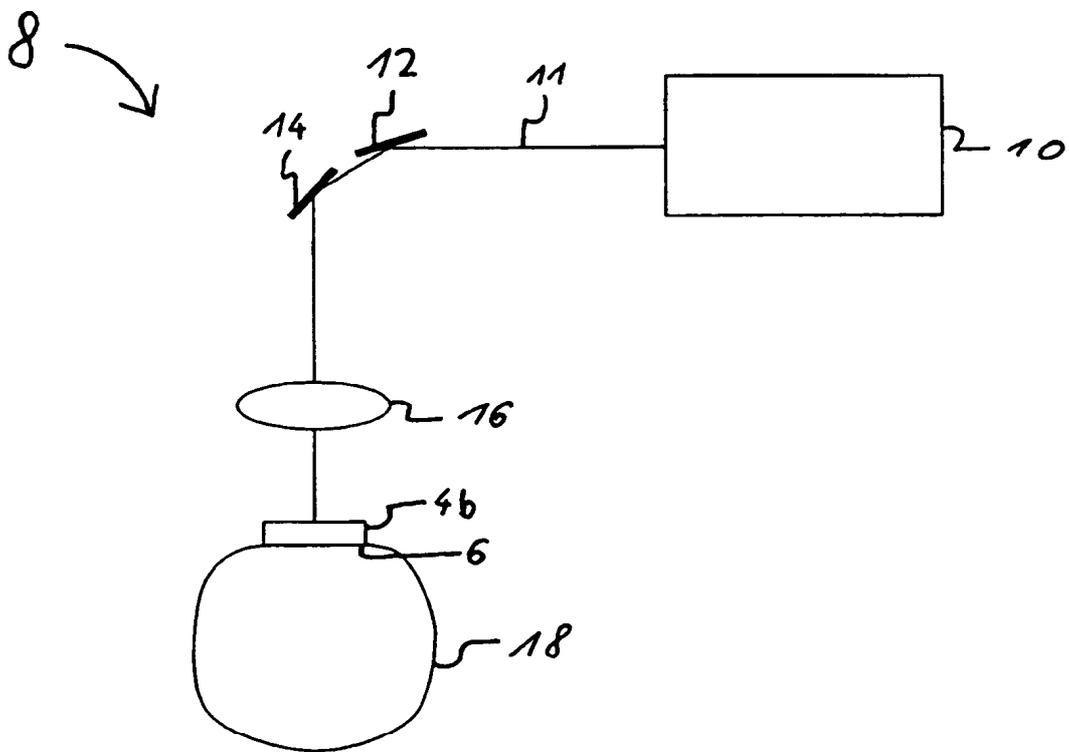


Fig. 1

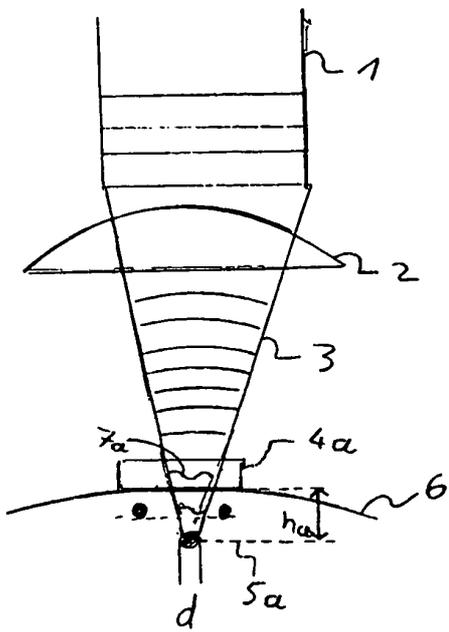


Fig. 2

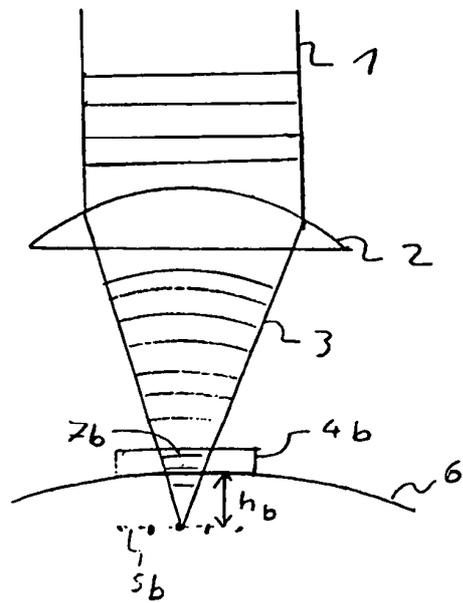


Fig. 3