

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 576 033**

51 Int. Cl.:

A61F 9/01 (2006.01)

A61F 9/008 (2006.01)

B23K 26/08 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.05.2009 E 09776651 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.05.2016 EP 2434998**

54 Título: **Sistema para oftalmología con cirugía láser**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
05.07.2016

73 Titular/es:

**WAVELIGHT GMBH (100.0%)
Am Wolfsmantel 5
91058 Erlangen, DE**

72 Inventor/es:

**KITTELMANN, OLAF y
VOGLER, KLAUS**

74 Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 576 033 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 oftalmología con cirugía láser.

5 La presente invención se refiere a un sistema para oftalmología con cirugía láser.

En la cirugía oftalmológica refractiva se modifican, mediante intervenciones en el ojo del paciente, las propiedades de refracción del ojo para la corrección de problemas de visión. Aquí tiene una gran importancia el llamado procedimiento LASIK (en inglés, *Laser-In situ-Keratomeiosis*), en la cual se practica, en primer lugar, un corte superficial de la córnea a través del cual se forma un disquito de tapa, el denominado colgajo (en inglés, "flap"). Éste puede ser abatido hacia el lado con el fin de poner al descubierto el tejido de la córnea situado debajo, el estroma. A continuación se retira por ablación con un láser (con frecuencia un láser excímero) tejido del estroma de acuerdo con un perfil de ablación determinado de manera individual para el paciente. Después de abate de vuelta el colgajo; la herida cicatriza relativamente rápido.

15 Para la realización de un corte de colgajo durante la LASIK se sustituyó, recientemente, el microqueratomo mecánico utilizado con anterioridad por un láser de fs, es decir un láser el cual genera radiación láser pulsada con duraciones de impulso en el margen de los femtosegundos. Para un corte entre tejidos la radiación láser debe estar en el rango de longitudes de onda de transmisión de la córnea, es decir por encima de aproximadamente 300 nm. Al mismo tiempo la densidad de energía en el foco del rayo debe ser suficientemente grande como para generar una ruptura óptica en el estroma, la llamada fotodisrupción. Su zona de actuación está limitada de forma local al diámetro del foco. Para generar un corte superficial debe ser movido por ello el foco del rayo, uno tras otro, de acuerdo con un modelo de exploración determinado, por encima de un gran número de puntos contiguos, usualmente solapados entre sí, en la superficie de corte o el plano de corte deseado.

25 Las ventajas de una incisión láser con respecto a un corte de la córnea realizado de manera mecánica con un microescalpelo conducen a una extensión que va en aumento de la utilización de láseres de femtosegundos durante operaciones LASIK y otros tratamientos en los cuales hay que practicar cortes en la córnea.

30 Durante la realización de un corte de colgajo mediante un láser de femtosegundos se consigue, en la mayoría de los casos, el corte mediante un alineamiento definido con exactitud de microdisrupciones de femtosegundos estrechamente contiguas. Para ello se dirige el foco del rayo, por ejemplo a lo largo de una trayectoria de línea sinuosa que describe meandros, en el plano del corte de colgajo que hay que generar (el denominado escaneo lineal). Esto corta el llamado lecho del colgajo. A continuación se practica un corte de borde final a lo largo del borde deseado del colgajo. De este modo se define el borde del colgajo.

35 Los impulsos láser individuales son posicionados, en un plano perpendicular a la dirección del rayo (designado usualmente como dirección x-y), por ejemplo mediante un escáner de espejo, de forma precisa en el punto deseado de la córnea. De forma alternativa a la utilización de un escáner de espejo se puede utilizar, por ejemplo, un escáner de cristal, con el fin de dar lugar a la desviación x-y deseada del rayo láser.

40 La calidad de un corte que hay que practicar mediante radiación láser de fs se ve influida por el mantenimiento con precisión de parámetros relevantes tales como la energía de impulso, el diámetro del foco, el plano del foco así como la distancia de lugares de foco (Spots) contiguos. Estos parámetros se pueden optimizar bien por separado para diferentes guías de corte. En caso de un corte de colgajo se puede distinguir, por ejemplo, entre dos formas de guía de corte, es decir el corte de lecho de colgajo, que corta el lecho del colgajo, y que lo cubre, por ejemplo, mediante trayectorias de escaneo lineales, dispuestas ampliamente paralelas con dirección de movimiento cambiante, y el corte de borde periférico, que es frecuentemente necesario para la separación del colgajo con respecto al estroma.

50 El curso de la trayectoria de una trayectoria de escaneo, a lo largo de la cual es movido el rayo láser, puede no ser a veces óptima para la generación deseada de una fotodisrupción atérmica (fría) en cada punto a lo largo de la trayectoria de escaneo. Independientemente del curso de la trayectoria se pueden producir condensaciones locales de los puntos de luz láser. Por ejemplo, puede aparecer durante un escaneo lineal que describe meandros, con el cual debe ser cortado el lecho de un colgajo, en la zona de los arcos de inversión de los segmentos lineales individuales, una acumulación de los puntos de luz por unidad de longitud o de superficie en comparación con el número de puntos de luz en la zona de los segmentos de trayectoria rectilíneos. Esta acumulación o condensación está condicionada por la inercia del escáner, en especial en caso de utilización de un escáner de espejo, en los puntos de retroceso en los cuales se invierte la dirección de escaneo. Los puntos de foco contiguos no están entonces ya, posiblemente, separados con claridad unos de otros, sino que están tan próximos entre sí que ya no se puede excluir una lesión térmica del tejido de la córnea como consecuencia de una irradiación de energía local elevada. De todos modos el resto de la zona del colgajo, es decir el lecho propiamente dicho, puede ser óptimo el resultado de corte con los parámetros de rayo escogidos.

65 La publicación EP 1 977 725 A1 describe un dispositivo para la cirugía ocular refractiva con un láser de femtosegundos pulsado, en el cual se posicionan – por ejemplo para la generación de un corte de la córnea – para

evitar una estructura de rejilla regular, que provoca efectos de abovedamiento indeseados, de tal manera focos que la distancia entre focos contiguos varían en gran medida. Los impulsos láser secuenciales en este momento de los puntos de foco son guiados en líneas.

5 La publicación EP 0 770 370 A2 describe un dispositivo para la ablación fotoespaltativa de tejido de la córnea y da a conocer en este contexto el borrado de un rayo láser cuando en una trayectoria de escaneo que describe meandros el foco de rayo cae sobre zonas situadas fuera de la región de tratamiento deseada.

10 La publicación US 2008/0212623 A1 describe un dispositivo para la preparación de una lámina intracorneal mediante radiación láser. Para ello se genera tanto un corte anterior así como un corte posterior en cada caso en dos partes, es decir una parte central circular y una parte exterior anular conectada a ella. En las zonas centrales se puede trabajar aquí con una energía menor que en las zonas exteriores.

15 La publicación WO 2005/058216 A1 y la DE 10 2005 014 760 A1 dan a conocer moduladores con los cuales se puede debilitar impulsos individuales, en secuencias de impulsos láser.

20 Por consiguiente, un problema que se plantea la presente invención es el de crear una solución mediante técnica de equipos la cual haga posible reducir el peligro de lesiones térmicas del tejido del ojo durante la práctica de incisiones en el tejido del ojo mediante radiación láser de impulsos cortos.

25 Para la solución de este problema la invención prevé un sistema para oftalmología con cirugía láser según la reivindicación 1. La invención parte, por consiguiente, del conocimiento de que a lo largo de la trayectoria de escaneo de un rayo láser pueden existir zonas en las cuales, condicionada por el curso de la trayectoria, pueda aparecer una entrada de energía incrementada referida a la superficie, para parámetros de radiación por lo demás invariables. El peligro de ello resultante de una lesión térmica lo enfrenta la invención gracias a que reduce de manera selectiva, en zonas predeterminadas de la trayectoria de escaneo, la entrada de energía referida a la superficie mediante borrado adecuado de impulso láser seleccionados. El borrado se utiliza para una parte de los impulsos en la zona de trayectoria en cuestión. Por ejemplo, es posible borrar únicamente uno de cada dos, uno de cada tres o, en general, uno de cada n-ésimo impulso en la zona de trayectoria en cuestión. Borrado significa que el impulso láser en cuestión es completamente bloqueado o desviado y absorbido de manera adecuada, de manera que, esencialmente, no llegue nada de él sobre el tejido del ojo.

35 Independientemente de que se borren impulsos elegidos, quedan preferentemente invariables, a lo largo de la totalidad de la trayectoria de escaneo, aquellos parámetros de radiación tales como la tasa de repetición de los impulsos emitidos por la fuente o/y el tamaño del punto de luz (diámetro del foco).

40 El control de la unidad de modulador por parte de la unidad de control tiene lugar, de manera adecuada, de forma dependiente del lugar, es decir dependiendo del lugar o de la zona a lo largo de la trayectoria de escaneo o de la muestra de desviación del rayo, en la que se encuentra en ese momento el foco del rayo. El control puede tener lugar, de manera alternativa o adicional, en relación con la velocidad de la radiación láser con respecto al tejido del ojo, con una variación de la velocidad mencionada – es decir de la aceleración – o con una energía de impulso de la radiación láser.

45 De esta forma es posible, dependiendo de informaciones acerca del foco del rayo láser, adaptar adecuadamente la energía de impulso emitida hacia el tejido del ojo. Esto puede tener lugar, como se ha mencionado ya, dependiendo del lugar o de la posición. De forma alternativa o adicional se puede aplicar una modulación adecuada, dependiendo de una muestra de movimiento asignada a la muestra de desviación del rayo – como por ejemplo un perfil de velocidad del foco de rayo láser – o, por ejemplo, dependiendo de informaciones que son puestas a disposición por parte de la unidad de escáner u de otros componentes del sistema.

50 En el caso de la muestra de desviación de los rayos de línea sinuosa, que se compone a partir de una pluralidad de trayectorias lineales rectas que se extienden rectilíneamente, sustancialmente en paralelo unas junto a otras, tiene lugar en las zonas del borde de la geometría de corte una inversión de la dirección de movimiento de aprox. 180°. En estos puntos de la muestra de desviación del rayo, que se designan aquí como arcos de inversión, aparece, a causa de una inercia inherente del escáner, una ralentización de la velocidad de escaneo. En caso de una tasa de repetición que permanece esencialmente invariable de la fuente de láser, es decir en caso de una tasa de impulsos constante, resulta, en caso de una reducción de la velocidad de escaneo, una entrada de energía aumentada en el tejido del ojo por unidad de superficie. Un borrado de impulsos individuales o de secuencias de impulsos completas en la zona de los arcos de inversión, causado por la unidad de control, puede actuar en contra de una carga térmica perjudicial resultante, posiblemente, de la entrada de energía incrementada.

55 Una forma de realización prevé que la unidad de modulador comprenda un componente de rejilla óptico con eficiencia de difracción variable. La difracción producida por el componente de rejilla puede o bien borrar por completo del rayo láser, conduciéndolo por completo a una trampa de rayos en su caso existente.

60 La unidad de modulador comprende, preferentemente, un modulador acústico-óptico o uno electroóptico. Con un

modulador de este tipo se puede interrumpir, por ejemplo, la radiación láser con mucha rapidez y a lo largo de un intervalo de tiempo breve definido, con el fin de evitar una superposición local indeseada de varios impulsos de radiación láser en el mismo lugar.

5 La invención se explica a continuación con mayor detalle sobre la base de los dibujos adjuntos, en los que:

la Fig. 1 muestra un ejemplo de forma de realización esquemático de un sistema según la invención para oftalmología de cirugía láser,

10 la Fig. 2 muestra una primera muestra de escaneo según la invención, a título de ejemplo, para un corte de colgajo,

la Fig. 3 muestra una segunda muestra de escaneo, a título de ejemplo, que no se según la invención, para un corte de colgajo, y

15 la Fig. 4 muestra una tercera muestra de escaneo, a título de ejemplo, que no es según la invención, para un corte de colgajo.

20 El sistema mostrado en representación de bloques esquemática en la Fig. 1, designado en general mediante 100, es un sistema láser adecuado para la generación de una incisión entre tejidos en el ojo de un paciente. Un corte de colgajo intracorneal para la generación de un colgajo LASIK constituye un ejemplo posible y preferido de una incisión para la cual es adecuado el sistema láser 100. Sin embargo, no está excluido generar mediante el sistema láser 100 otras formas de una incisión en el tejido del ojo.

25 El sistema láser 100 comprende un oscilador láser 110, el cual emite espontáneamente impulsos láser con una duración en el rango de los femtosegundos y una tasa de repetición determinada. El oscilador láser 110 puede ser, por ejemplo, un oscilador láser de estado sólido. Los impulsos emitidos por el oscilador láser 110 atraviesan una disposición de preamplificador 120, la cual aumenta la potencia de impulso de los impulsos. La disposición de preamplificador 120 da lugar, al mismo tiempo, a una extensión temporal de los impulsos. Los impulsos láser tratados previamente de esta manera son reducidos, acto seguido, mediante un llamado Pulse-Picker 130, en cuanto a su tasa de repetición. El oscilador láser 110 suministra, por ejemplo, impulsos con una tasa de 10 MHz o superiores. Esta tasa se reduce, con la ayuda del Pulse-Picker 130, hasta por ejemplo 200 kHz. Los impulsos reducidos de esta manera en cuanto a su tasa de repetición son introducidos en un amplificador de potencia 140, que genera la energía de impulso necesaria para la aplicación de los impulsos todavía temporalmente extendidos. Antes de que los impulsos amplificados de esta manera sean suministrados a un compresor de impulsos finales 150 poseen, por regla general, una longitud de impulso superior a un picosegundo, la cual es comprimida por el compresor de impulsos finales 150 de nuevo a la anchura de impulso de fs corta, de por ejemplo menos de 500 fs, posibilitada por la anchura de banda del oscilador 110 y los medios de amplificación. En el caso del compresor de impulsos finales 150 puede tratarse, por ejemplo, de un compresor de rejilla.

40 Los componentes 110, 120, 130, 140 y 150 se pueden considerar, de forma conjunta, como una fuente de láser en el sentido de la invención.

45 La secuencia de impulsos láser de fs generada de esta manera atraviesa a continuación un modulador de impulsos 170 el cual está formado como modulador acústico-óptico o como modulador electroóptico. En general el modulador de impulsos 170 puede contener elementos ópticamente activos discretos que hacen posible un borrado o una modulación rápidos de la energía de los impulsos láser. Un modulador acústico-óptico puede ofrecer, por ejemplo, tiempos de conmutación de menos de 10 μ s hasta por ejemplo 2 μ s, con un tiempo muerto de aproximadamente de 10 hasta 100 μ s.

50 Al modulador de impulsos 170 está asignada en la Fig. 1 una trampa de haz (Beam Dump) 180, la cual sirve para absorber eventuales impulsos que haya que borrar, que no deben llegar al objetivo que hay que tratar. Los impulsos de este tipo que hay que borrar pueden ser dirigidos por el modulador de impulsos 170 hacia la trampa de haz 180, de manera que ya no estén contenidos en la trayectoria de los rayos posterior del rayo láser dirigido hacia el objetivo.

55 Después del modulador 170 el rayo láser llega a una disposición de escaneo y de enfoque 160, representada aquí como un bloque común, la cual desvía el rayo láser en un plano (plano x-y) perpendicular con respecto a la dirección del rayo, a la medida de una muestra de escaneo o de desviación del rayo predeterminada, y lo enfoca en la dirección del rayo (dirección z) sobre el lugar objetivo deseado. El lugar objetivo está situado, en el caso de un tratamiento del ojo, en el tejido del ojo y en especial en el tejido de la córnea. La muestra de desviación del rayo define para los impulsos láser consecutivos la posición de cada impulso en el plano x-y. Dicho con otras palabras, fija una trayectoria (o varias trayectorias), a lo largo de la cual hay que mover el rayo láser para, finalmente, obtener la incisión deseada.

65 La disposición de escaneo y enfoque 160 puede contener, por ejemplo, un escáner de espejo x-y con dos espejos

de desviación que se pueden accionar galvanométricamente, que se pueden girar alrededor de ejes perpendiculares entre sí para la exploración de rayo, y un objetivo F-theta para el enfoque de rayo.

5 El modulador de impulsos 170 y la disposición de escaneo y de enfoque 160 están acoplados con una unidad de control 190 controlada mediante programa. Ésta contiene, en una memoria de programa no representada con mayor detalle, un programa de control que da lugar, en caso de procesamiento por parte de la unidad de control 190, a un control tal del modulador de impulsos 170 y de la disposición de escaneo y de enfoque 160 que el rayo láser es enfocado en el plano objetivo deseado, es movida en correspondencia con la muestra de desviación de rayo deseada sobre el plano objetivo y, partes de la muestra de desviación del rayo predeterminadas definidas en el programa de control, por lo menos una parte de los impulsos láser es debilitada en cuanto a la energía o es borrada por completo mediante el modulador de impulsos 170.

15 El rayo láser emitido por la disposición de escaneo y de enfoque 160 está dirigido, en el caso de ejemplo mostrado, sobre una córnea 300 de un ojo 302 humano y es guiado allí con su foco en un plano de corte 304 intracorneal (plano o no plano). Este plano de corte 304 está representado como una línea, en la representación de corte estilizada presente del ojo 302. Una explicación detallada de la guía del corte así como de la forma de funcionamiento del modulador 170, en relación con la guía del corte, resulta de la descripción de la Fig. 2 que viene a continuación.

20 La Fig. 2 muestra una sección de la córnea 300 humana, en la cual debe realizarse un corte de colgajo según un primer esquema de corte de colgajo 305 según la invención. El esquema de corte de colgajo 305 está representado únicamente de forma esquemática, en especial las relaciones de tamaño no corresponden en determinadas circunstancias a las relaciones reales. Además el esquema de corte de colgajo 305 está indicado únicamente por secciones, con el fin de mantener clara la representación en su totalidad.

25 Para la realización del corte de colgajo se enfocan impulsos láser en los puntos 310, 315 de la córnea 300 indicados mediante círculos, de manera que se forman microdisrupciones. La radiación láser generada por el sistema 100 es guiada, mediante un escáner de alta velocidad, por encima de la superficie de la córnea 300. La córnea presenta, por regla general, una curvatura superficial que debe designarse, en primera aproximación, como esférica. Para la realización de un corte de colgajo es usual, por ejemplo, aplanar la superficie de la córnea que hay que tratar mediante el ejercicio de una presión/aspiración de una caperuza. El enfoque de la radiación láser de femtosegundos tiene lugar dentro de un plano 304 (ver la Fig. 1), el cual discurre esencialmente perpendicular con respecto al eje de visión del ojo, de manera que se forma un grosor de colgajo esencialmente uniforme. El rayo láser es guiado dentro de este plano a lo largo de curvas de trayectoria determinadas.

35 En una primera parte del esquema de corte 305 se genera el corte de lecho de colgajo superficial. Para ello se guía el rayo láser a lo largo de una trayectoria de escaneo 320 esencialmente recta en una primera dirección de movimiento 335 y se cambia su dirección de movimiento, al superar el radio de corte de colgajo deseado, a una segunda dirección de movimiento 345 y es guiado a continuación de nuevo a lo largo de una recta de forma paralela y a una cierta distancia 325 con respecto a la primera recta de escaneo 320, de manera que la totalidad de la superficie del corte de colgajo es explorada, en forma de retícula o de meandros con direcciones de movimiento 335, 345 cambiantes.

45 Dentro de las líneas de escaneo 320 individuales los lugares del foco 315 se alinean casi de manera equidistante con una distancia 327 entre sí, dado que la tasa de impulsos y la velocidad de escaneado a lo largo de las líneas 320 son mantenidas constantes. Las líneas de escaneado 320 individuales están dotadas de tal manera con una distancia 325 entre sí que resulta, junto con la distancia 327 de los lugares de foco 315 individuales dentro de la línea de escaneo, en total un corte superficial. En los bordes dentro de los arcos de inversión 330 de la muestra de corte de colgajo la dirección de movimiento del rayo láser varía, por ejemplo, en aproximadamente 180°. En estos arcos de inversión 330 resulta, como consecuencia de la inercia del escáner, una velocidad relativa ralentizada entre el rayo láser y la superficie de la córnea, de manera que muchos de los lugares de foco 315 están situados, en cuanto a su lugar, muy próximos o coinciden. Esto se muestra en una distancia de lugar de foco 322 claramente más pequeña dentro de los arcos de inversión 330 comparada con la distancia de lugar de foco 327 a lo largo de las secciones de tramo de escaneo 320. estas zonas 330 están sometidas, por consiguiente, a una lesión térmica potencial.

60 Para completar el corte de colgajo se lleva a cabo, según el corte superficial representado mediante las líneas 320, un corte del borde a lo largo de una trayectoria 340, por ejemplo, esencialmente circular. Para el corte del borde puede ser necesaria o ventajosa otra densidad de foco comparada, por ejemplo, con la del corte de lecho de colgajo. Correspondientemente es la distancia 324 de los lugares de foco 310 a lo largo de la curva de trayectoria de corte del borde 340 más pequeña en el ejemplo de forma de realización de la Fig. 2 que la distancia 327 de los lugares de foco a lo largo de las curvas de trayectoria 320 esencialmente lineales. El corte del borde 340 está interrumpido en un punto 350, que sirve como bisagra del colgajo al desprender y abrir la zona de la córnea separada, el cual se designa también como Hinge. Durante la apertura se separan las zonas 330 potencialmente lesionadas térmicamente a lo largo de la línea 340 y se encuentran entonces fuera del colgajo.

Una primera posibilidad según la invención, con el fin de reducir la lesión térmica mencionada en los puntos de inversión 330, consiste en interrumpir la emisión de la radiación láser a la córnea mediante un control adecuado del modulador 170 acústico-óptico, cuando los lugares de foco caen fuera de la línea de corte del borde 340 (imaginada en primer lugar).

5 Esta situación está representada en el arco de inversión 334. Aquellos lugares de foco 315 o las microdisrupciones conectadas con ellos, que caerían en la zona 334 sobre la córnea 300 o que serían borrados, están representados como círculos no rellenos. Con mayor exactitud se bloquea, en este ejemplo de forma de realización, la trayectoria de los rayos láser mediante el modulador 170 en la zona situada fuera del borde del colgajo, de manera que
10 únicamente inciden impulsos individuales sobre la córnea 300. Este borrado de impulsos láser puede tener lugar, por ejemplo, dependiendo de una señal de lugar, de velocidad o de aceleración suministrada por la unidad de escaneo 160. Dado el caso la generación y/o suministro de señal pueden tener lugar mediante otros módulos o componentes independientes de la unidad de escaneo. El borrado puede tener lugar además, dado el caso, también mediante un control o programación puramente temporal de la guía del rayo láser o teniendo en cuenta otras señales adecuadas.
15 Gracias a esta medida se mantiene parcialmente libre, como se puede reconocer en la Fig. 2, la zona del borde 334 de microdisrupciones inducidas por el rayo láser y se excluye una lesión térmica en esta zona.

Una estrategia alternativa o en caso dado en combinación con la posibilidad representada más arriba para evitar una lesión térmica consiste en una modulación de la energía de impulsos de femtosegundos individuales durante la guía del corte en la córnea. Esto está representado en la zona de inversión 332 de la Fig. 2. En lugar de mantener, como en la zona 334, la densidad de lugar de los lugares de foco individuales en media estadística esencialmente de manera aproximada dentro de una zona deseada, se reduce la energía en la zona 332, que es emitida a la córnea como microdisrupciones mediante los impulsos láser individuales en forma de los lugares de foco 317. Para la representación los círculos, que representan los lugares de foco de la radiación láser, están representados como
20 círculos 317 con un radio menor. Para alcanzar una cesión de energía menor el modulador 170 acústico-óptico no es conmutado de un estado On a un estado de Off absoluto. Más bien se pueden ajustar, para en principio cualquier impulso de la secuencia de impulsos de femtosegundos energía de impulso individuales, las cuales se pueden adaptar a la utilización concreta en cuanto a la magnitud y la secuencia. Al mismo tiempo pueden realizarse tiempos de conmutación que pueden modular impulsos individuales para una tasa de repetición de hasta aprox. 1 MHz. En el presente caso se ajusta o se regula, para los impulsos que están situados fuera de la zona del corte de colgajo, una energía de impulso constantemente más pequeña. Sin embargo, es también imaginable un curso de energía de impulso adaptado al curso presumido o real de la velocidad o de la aceleración. Además es imaginable disponer el arco de inversión 332 no fuera del lecho de colgajo sino dentro del corte de borde para de este modo conseguir un acortamiento temporal de la totalidad del proceso de corte de colgajo prescindiendo de un escáner por encima de la zona de corte del borde real. Con el esquema de corte de colgajo 305 representado en la Fig. 2 se pueden realizar formas de colgajo discretionales, lo que puede ser ventajoso en especial en caso de aberraciones de orden superior de la geometría de la córnea como, por ejemplo, el astigmatismo.
25
30
35

En la Fig. 3 está representada otra forma alternativa, que no es según la invención, de la generación del corte de colgajo. En lugar de un escaneo lineal, en forma de meandro, de la zona de corte de colgajo está prevista, en el esquema de corte de colgajo 400 de la Fig. 3, una guía de escaneo de forma espiral. La representación del esquema de corte es de nuevo únicamente esquemática, es decir que las relaciones de tamaño y distancia no son, como en la Fig. 2, a escala y puede divergir en la realidad del esquema representado. Además, como también en la Fig. 2, la guía de corte es incompleta. En especial en la zona periférica del corte en espiral hay que situar, en una guía de corte real, aún más impulsos.
40
45

La guía de corte tiene lugar, en el presente ejemplo de forma de realización, a lo largo de una trayectoria espiral 420, que se desarrolla desde la zona central 405 de la córnea 300 hacia fuera hacia zonas 430 periféricas, en el presente caso en sentido horario, a lo largo de la dirección de movimiento, indicada mediante una flecha 407 en la Fig. 3. Los lugares de foco 415 individuales se sitúan, a lo largo de la trayectoria 420 en forma de espiral, mediante una tasa de pulso continua. El perfil de velocidad de lo largo de la trayectoria espiral 420 generado por el escáner se compone de una componente de velocidad lineal-radial así como de una de rotación. En caso de una componente de rotación constante (es decir, de una velocidad angular constante) y de una componente radial constante reina, para una tasa de impulsos constante, en la zona central 405 una densidad de lugares de foco claramente superior a lo largo de la curva de trayectoria 420 que en zonas periféricas 430, dado que en la zona periférica 430 la velocidad en la trayectoria es mayor a causa de la velocidad de rotación constante. Esto se pone de manifiesto por una distancia punto de foco 432 menor en la zona central 405 comparada con la distancia de lugar de foco 434 en la zona periférica 430.
50
55

Si bien el esquema de corte de colgajo 400 tiene la ventaja de que, en caso de la dirección de movimiento 407 descrita desde el centro 405 hacia las zonas periféricas 430, el corte de lecho de colgajo superficial puede ser transformado de manera continua en el corte de borde de colgajo. Existe, sin embargo, por otro lado, el peligro de una lesión térmica en la zona central de la córnea 300, lo que puede ser especialmente desventajoso allí. También en caso de un desarrollo de la trayectoria espiral en una dirección de movimiento inversa, es decir desde la zona del borde 430 periférica del colgajo hacia dentro, al interior de la zona central 405, existe el mismo peligro, dado que hay que utilizar aquí también un potencia de impulso mixto la cual es para la zona periférica 430, para una frecuencia de
60
65

impulso temporalmente fija, tendencialmente demasiado baja y, en la zona central 405 de la córnea 300, eventualmente, demasiado alta.

5 Con el fin de conseguir una entrada de energía más uniforme por unidad de superficie se modula de tal manera, según una forma de realización, la energía que hay que ceder al tejido del ojo de la córnea 300, en los lugares de foco 415, que en la zona central 405 de la córnea la entrada de energía es menor que en la zona periférica 430. Esto está indicado en la Fig. 3 mediante un radio, que aumenta desde la zona central 405 hacia la zona periférica 430, de los círculos que representan lugares de foco 415. Por consiguiente se reduce, desde dentro 405 hacia fuera 430, la densidad de lugares de foco, mediante la potencia de impulso que aumenta la entrada de energía por lugar de foco, a que dan lugar las microdisrupciones desencadenadas, es mayor y compensa por consiguiente la densidad de lugares de foco que se reduce a una entrada de energía por unidad de superficie que queda, esencialmente, dentro de una zona deseada. La compensación mediante el modulador 170 puede ser controlada temporalmente mediante una unidad de control de acuerdo con una función matemática definida con anterioridad, si bien puede disponer un circuito de regulación el cual regule la potencia de impulso, por ejemplo, dependiendo de la posición radial del dispositivo de escaneo 160.

De forma alternativa a un control o regulación de la potencia de impulso a lo largo de la curva de trayectoria espiral 420 se puede controlar o regular, en un esquema de escaneo de trayectoria espiral, una densidad de impulsos constante a lo largo de una curva de trayectoria mediante borrado de impulsos láser. Esto está representado de manera esquemática en la Fig. 4. Para evitar repeticiones se tratan, en la descripción de la Figura 4, únicamente las diferencias esenciales con respecto a las formas de realización de las Figs. 2 y 3, descritas con anterioridad. En la Fig. 4 está representado un esquema de corte de colgajo 500, que no es según la invención, comparable con el esquema de la forma de realización de la Fig. 3. Éste genera, mediante una muestra de desviación del rayo de forma espiral a lo largo de una curva de trayectoria 520, un corte de colgajo mediante aplicación de impulsos láser 515. Para mantener esencialmente constante la distancia de foco de los impulsos láser 515 en la curva de trayectoria 520 del escáner espiral se varía (en lugar de una variación de la frecuencia de repetición de impulsos de la fuente láser o en lugar en una variación de la energía de impulso láser), mediante borrado de impulsos láser 525 individuales, la tasa de impulsos de la radiación láser que incide sobre el tejido del ojo, de acuerdo con la siguiente ecuación:

$$s_f = const \sim \frac{d_i}{f_i} \dots \frac{d_a}{f_a} \quad f_i \ll f_a \quad \text{da} \quad d_i \ll d_a$$

35 dado que
siendo

f_i = tasa de impulsos en la zona espiral interior
 f_a = tasa de impulsos en la zona espiral exterior, y
40 s_f = distancia de punto de luz en la curva de trayectoria.

d_i = diámetro de la curva de trayectoria en la zona central;
 d_a = diámetro de la curva de trayectoria en una zona exterior.

45 Por consiguiente resulta en una zona central 505, mediante el borrado de tres de cuatro impulsos y, en una zona periférica 530, mediante borrado de uno de cada dos impulsos, una densidad de lugar de foco aproximadamente uniforme a lo largo de la totalidad de la zona de corte de lecho de colgajo de la córnea 300. Los valores numéricos y las relaciones de tamaños aquí representados no son, en determinadas circunstancias, fieles a la realidad o a escala y sirven únicamente para la representación esquemática. En una forma de realización concreta pueden divergir notablemente las relaciones de impulso-respecto-a-borrado reales de los valores representados de manera simplificada.

55 En total se puede evitar, por consiguiente, mediante un borrado correlacionado mediante programa o mediante una modulación selectiva de la potencia de impulso de la radiación láser, la acumulación local, relacionada con consecuencias negativas, o incluso la superposición de varios impulsos láser de f_s en la zona de los puntos de inversión, en caso de un procedimiento de corte de colgajo lineal en forma de retícula o una secuencia excesivamente densa de impulsos láser de f_s en un procedimiento de escaneo en forma de espiral. La fuente láser funciona en todos los casos sin perturbación con parámetros de rayo fijos y optimizados tales como energía de impulso, duración de impulso así como divergencia y producto de parámetros de rayo, con lo cual la calidad de corte queda optimizada de manera uniforme.

La invención puede ser utilizada también para otras utilidades de láser de f_s en la oftalmología. Por ejemplo, se pueden utilizar esquemas de corte similares para la queratoplastia lamelar y penetrante como, por ejemplo, en una extracción lenticular o similar.

REIVINDICACIONES

1. Sistema (100) para oftalmología con cirugía láser, que comprende

- 5 - una fuente (110) de radiación láser pulsada con unos parámetros de radiación, que están ajustados para la generación fotodisruptiva de una incisión en la córnea,
- un escáner (160) para desviar la radiación láser,
- 10 - una unidad electrónica de control (190), que está prevista para controlar el escáner de acuerdo con una geometría de corte predeterminada para generar un colgajo corneal, comprendiendo la geometría de corte un corte de lecho que define el lecho del colgajo, así como un corte de borde que define el borde del colgajo,

15 caracterizado por que para el corte de lecho, se define una muestra de desviación de los rayos de línea sinuosa con una pluralidad de trayectorias lineales (320) que se extienden rectilíneamente unas junto a otras y una pluralidad de arcos de inversión (334) que conectan, en cada caso, por el lado del extremo un par de trayectorias lineales contiguas, estando los arcos de inversión situados fuera del borde del colgajo, y por que

20 el sistema comprende una unidad de modulador (170) para modular los impulsos láser emitidos por la fuente (110), estando la unidad de control (190) prevista asimismo para controlar la unidad de modulador (170) de tal manera que una parte de los impulsos láser esté suprimida en las partes de la muestra de desviación de los rayos de línea sinuosa que se encuentran fuera del borde del colgajo.

25 2. Sistema según la reivindicación 1, en el que la unidad de modulador (170) comprende un modulador acústico-óptico o electroóptico.

30 3. Sistema según una de las reivindicaciones anteriores, en el que la unidad de modulador (170) comprende un componente de rejilla óptico con eficiencia de difracción variable.

4. Sistema según una de las reivindicaciones anteriores, en el que una trampa de haz (180) está asociada con la unidad de modulador (170).

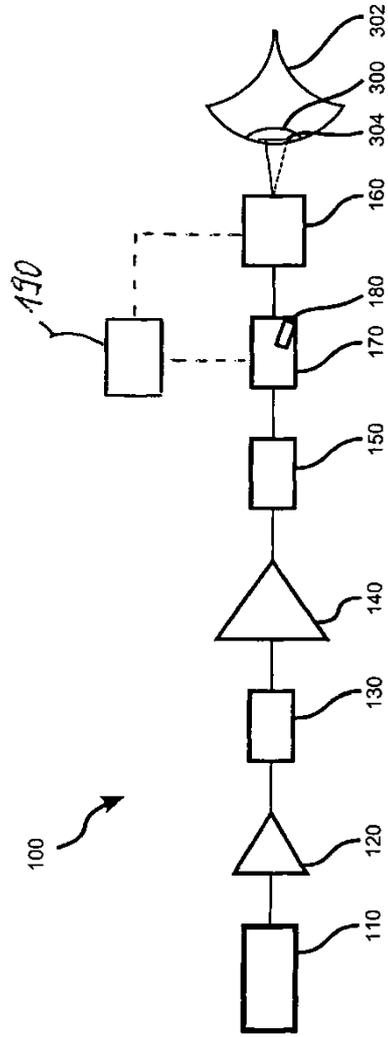


Fig. 1

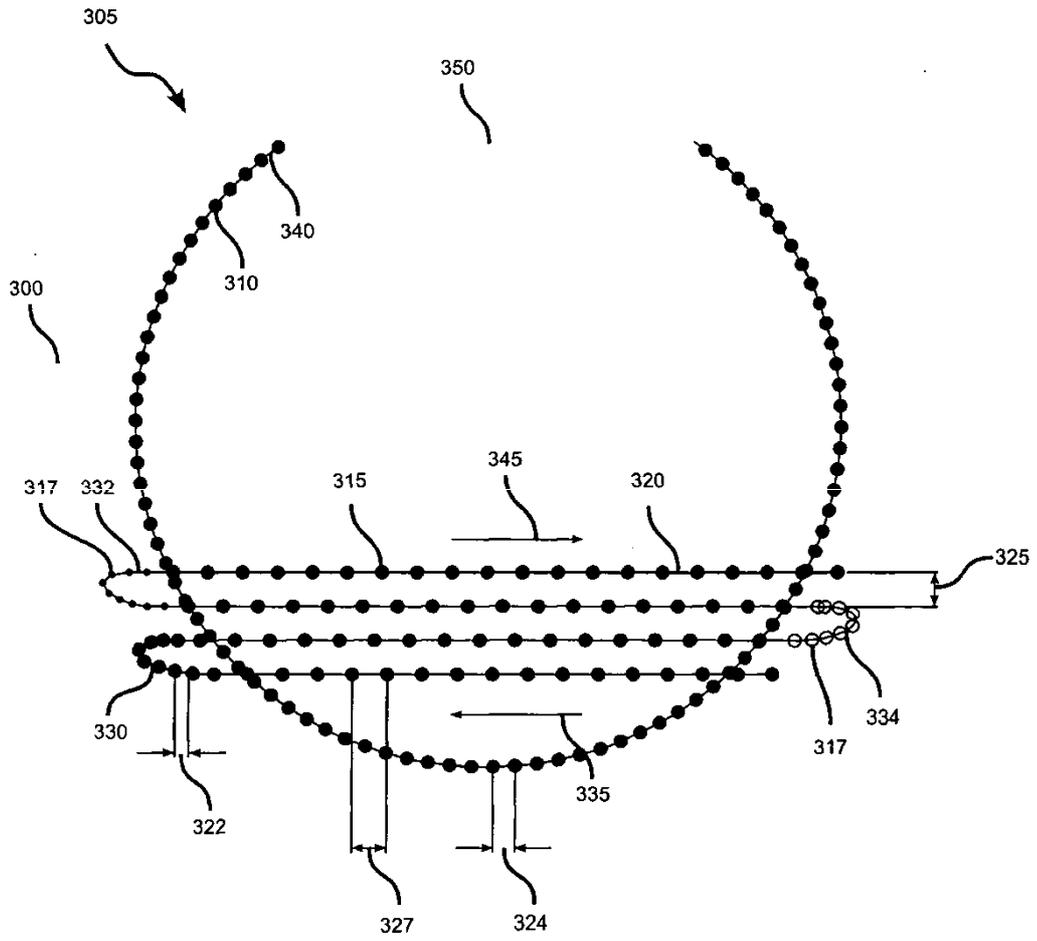


Fig. 2

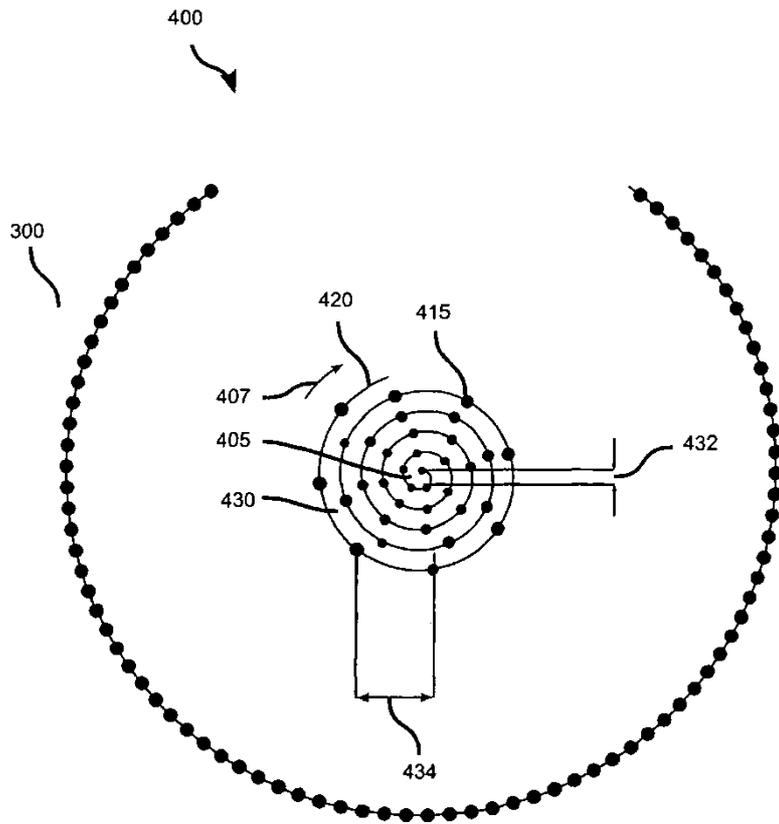


Fig. 3

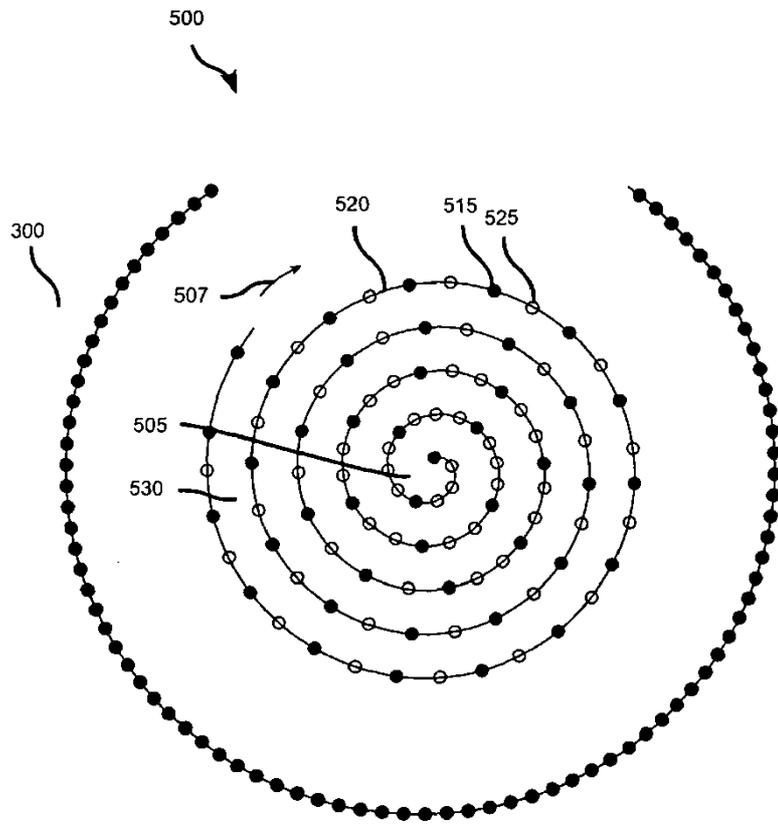


Fig. 4