

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 371 408**

51 Int. Cl.:

**A61F 9/01**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **05026259 .1**

96 Fecha de presentación: **01.12.2005**

97 Número de publicación de la solicitud: **1792592**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **06.06.2007**

54 Título: **DISPOSICIÓN PARA LA REALIZACIÓN DE TRATAMIENTOS QUIRÚRGICOS DEL OJO CON LÁSER.**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**02.01.2012**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**02.01.2012**

73 Titular/es:  
**WAVELIGHT GMBH  
AM WOLFSMANTEL 5  
91058 ERLANGEN, DE**

72 Inventor/es:  
**Donitzky, Christof y  
Vogler, Klaus, Dr.**

74 Agente: **Curell Aguilá, Mireya**

**ES 2 371 408 T3**

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

**DESCRIPCIÓN**

Disposición para la realización de tratamientos quirúrgicos del ojo con láser.

5 La presente invención se refiere a una disposición para la realización de tratamientos quirúrgicos del ojo con láser.

En la cirugía oftalmológica, se utiliza radiación láser pulsada de diferentes longitudes de onda. Diferentes procesos operatorios o diferentes tipos de tratamiento pueden requerir longitudes de onda diferentes, o dicho de otra manera para un proceso operatorio o para un tipo de tratamiento una longitud de onda puede ser más adecuada, mientras que para otro proceso operatorio u otro tipo de tratamiento es más adecuada otra longitud de onda. Para la práctica de cortes en la córnea es usual, por ejemplo, utilizar radiación láser de la banda infrarroja de onda corta, aproximadamente en la banda comprendida entre 1.000 nm y 1.100 nm. Los cortes de este tipo pueden ser necesarios, por ejemplo durante una operación LASIK, para la generación de un pequeño disco de córnea (Flap) abatible o, en el marco de un trasplante de córnea. Por el contrario la radiación láser de la banda ultravioleta se utiliza con frecuencia para la retirada selectiva de material de la córnea o de otras estructuras de tejido del ojo, por ejemplo en caso de una nueva conformación de la córnea para la eliminación de una ametropía o durante la retirada de zonas dañadas en el tejido de la córnea. Para la retirada de material es típica, por ejemplo, una longitud de onda de 193 nm, la cual se puede generar mediante un láser excímero, por ejemplo un láser ArF.

20 En algunos casos una operación comprende varios procesos los cuales exigen en cada caso la utilización de radiación láser de longitudes de onda distintas. Las operaciones LASIK comprende, por ejemplo, por regla general la práctica de un corte en la córnea, para lo cual se utiliza usualmente radiación infrarroja de onda corta, y la nueva conformación de la córnea que tiene lugar a continuación mediante ablación, para lo cual se utiliza normalmente radiación UV. Usualmente los consultorios operatorios en los cuales se llevan a cabo las operaciones LASIK de este tipo, están equipados con dos sistemas láser completamente separados, es decir uno con un láser IR y otro con un láser UV. Cada uno de los sistemas láser está equipado al mismo tiempo con todos los componentes y funciones, con el propósito de trabajar de manera autosuficiente, es decir independientemente de cualquier otro sistema láser. Esto significa que cada sistema láser contiene un suministro de energía de funcionamiento propio, un control propio, sus propios sistemas ópticos para la formación y guía del rayo así como, en su caso, una refrigeración propia.

30 Se puede imaginar con facilidad que los sistemas láser de este tipo son conjuntos de aparatos que tienen un tamaño considerable. Debido a sus dimensiones exteriores y a su peso están montados de manera permanente en los consultorios operatorios, y ello separados espacialmente entre sí, motivo por el cual el paciente debe ser desplazado entre pasos operatorios en los cuales hay que utilizar los diferentes sistemas láser. Esto es desfavorable, en especial debido a que los tratamientos oculares deben ser llevados a cabo de la mejor manera en un procedimiento continuo, ininterrumpido, y ello en un tiempo lo más breve posible. El desplazamiento del paciente en medio de la intervención quirúrgica es extremadamente incómodo para el paciente y representa un riesgo adicional ya que en este momento ya no puede ver con el ojo que hay que tratar. Para el operador el desplazamiento del paciente es una interrupción indeseada en el flujo de la operación, la cual puede, menoscabar su concentración y puede poner con ello en riesgo el resultado de la operación.

45 La patente US nº 5.144.630 da a conocer un sistema con un láser de estado sólido y convertidores de frecuencia adicionales. Estos convertidores de frecuencia pueden constar de uno o varios cristales no lineales. Las longitudes de onda especiales se pueden elegir mediante divisores de haz y ser suministrados al blanco mediante un sistema de suministro. En una forma de realización se generan longitudes de onda en la banda del infrarrojo cercano, la banda verde y en la banda ultravioleta. En otra forma de realización se generan longitudes de onda en la banda del infrarrojo.

50 El documento EP 1 537 841 A2 da a conocer un sistema médico con un láser variable.

El documento US 2005/0085800 A1 da a conocer un láser de bombeo el cual excita una primera fuente de rayo láser y una segunda fuente de rayo láser, las cuales constan ambas de un láser Ti:zafiro. Una conversión de frecuencia del rayo láser Ti:zafiro posibilita que se utilice una banda inferior a 210 nm, gracias a que el rayo láser Ti:zafiro sin convertir es doblado con 840 nm o gracias a que se mezcla una frecuencia de suma secuencial de 750 nm con un rayo de menos de 200 nm.

60 El documento US 2001/0037105 A1 describe como un rayo láser con una longitud de onda de 1.064 nm es convertido, mediante un cristal de duplicación, en un rayo verde y es convertido, a continuación, mediante mezcla a una longitud de onda de 213 nm.

El documento US 2002/0095142 da a conocer cristales de borato de litio (LBO) y de Borato de cesio-litio (CLBO) para convertir un rayo láser con una longitud de onda de 1.064 nm a una longitud de onda de 213 nm.

65 La invención se plantea el problema de proporcionar una disposición para la realización de tratamientos láser quirúrgicos del ojo que pueda ofrecer un desarrollo simplificado de la operación y, como consecuencia de ello, una mayor seguridad de buenos resultados del tratamiento.

El problema se resuelve mediante un dispositivo según la reivindicación 1.

5 Una disposición de este tipo comprende una fuente de radiación láser que proporciona una radiación láser pulsada con una primera longitud de onda así como medios convertidores de frecuencia, los cuales están dispuestos para, con la utilización de la radiación láser de la primera longitud de onda, generar radiación láser pulsada de por lo menos otra longitud de onda, estando la disposición en disposición de emitir radiación de tratamiento, opcionalmente, de por lo menos dos longitudes de onda diferentes.

10 Debido a que una disposición de tratamiento puede proporcionar, opcionalmente, radiación láser de longitudes de onda diferentes, ya no es necesario un desplazamiento del paciente entre diferentes pasos de la operación, que exigen estas longitudes de onda. El desarrollo de la operación se simplifica y acorta con ello, lo que favorece a la calidad del tratamiento. Además, la disposición de tratamiento según la invención una superficie de instalación menor que sistemas láser separados. La invención posibilita también sinergias dado que, a diferencia de sistemas  
15 láser separados, se necesita únicamente una unidad de suministro de energía de funcionamiento, una unidad de control y, en su caso, también únicamente un equipo de refrigeración para la única fuente de radiación láser.

Según una forma de realización, la disposición puede estar dispuesta emitir radiación de tratamiento, opcionalmente, de la primera longitud de onda o por lo menos de una longitud de onda adicional generada por los medios convertidores de frecuencia. Según otra forma de realización, los medios convertidores de frecuencia pueden estar dispuestos, por el contrario, para generar, con la utilización de radiación láser de la primera longitud de onda, radiación láser pulsada de por lo menos dos longitudes de onda más, diferentes entre sí, pudiendo la disposición emitir, opcionalmente, radiación de tratamiento de dos de estas longitudes de onda adicionales.

25 La primera longitud de onda está comprendida, preferentemente, entre aproximadamente 800 nm y aproximadamente 1.200 nm, por ejemplo entre aproximadamente 1.000 nm y aproximadamente 1.100 nm o, incluso, entre aproximadamente 1.030 nm y aproximadamente 1.070 nm. La por lo menos una longitud de onda generada por los medios convertidores de frecuencia está comprendida, por el contrario, entre aproximadamente 190 nm y aproximadamente 380 nm. En especial los medios convertidores de frecuencia pueden estar dispuestos para  
30 convertir la primera longitud de onda a una longitud de onda comprendida entre aproximadamente 190 nm y aproximadamente 215 nm y/o una longitud de onda comprendida entre 340 nm y aproximadamente 360 nm. Otras longitudes de onda preferidas son aproximadamente 193 nm y aproximadamente 347 nm.

La duración de pulso de la radiación de tratamiento emitida es, generalmente, una de las longitudes de onda que se pueden generar en la disposición, en especial en todas las longitudes de onda, preferentemente la banda de los atto-, femto- o picosegundos. Si la disposición emitir radiación de tratamiento pulsado en la banda infrarroja, en especial en la banda de longitudes del infrarrojo inferior (por ejemplo, entre 800 nm y 1.200 nm), se aspira para la duración de impulso de la radiación de tratamiento a un valor comprendido entre aproximadamente 50 fs y aproximadamente 800 fs, preferentemente entre aproximadamente 100 fs y aproximadamente 500 fs, de forma  
40 altamente preferida entre aproximadamente 100 fs y aproximadamente 300 fs. En caso de radiación de tratamiento emitida en la banda de longitudes de onda ultravioleta (por ejemplo, entre 190 nm y 380 nm) se selecciona preferentemente, por el contrario, una duración de impulso de a lo sumo aproximadamente 500 ps, preferentemente de a lo sumo aproximadamente 10 ps y de forma altamente preferida entre aproximadamente 100 fs y aproximadamente 500 fs. Es imaginable que duraciones de impulso diferentes para la radiación de tratamiento de longitudes de onda diferentes. En este caso la disposición puede abarcar componentes para la prolongación y/o  
45 compresión de impulsos, que se pueden utilizar en caso necesario. Los componentes de este tipo son suficientemente conocidos en el mundo profesional y no hay que explicarlos con mayor detalle en la presente memoria.

50 La disposición según la invención puede comprender medios para el enfoque de la radiación de tratamiento o en una córnea. El diámetro del foco es al mismo tiempo, en el caso de radiación de tratamiento emitida con una longitud de onda comprendida entre aproximadamente 800 nm y aproximadamente 1.200 nm o entre aproximadamente 340 nm y aproximadamente 360 nm, preferentemente, a lo sumo de aproximadamente 10  $\mu$ m, mejor incluso como máximo de aproximadamente 5  $\mu$ m. En el caso de radiación de tratamiento emitida con una longitud de onda comprendida  
55 entre 190 nm y aproximadamente 215 nm, el diámetro del foco es preferentemente, por el contrario, de a lo sumo aproximadamente 1 mm, mejor incluso de a lo sumo aproximadamente 0,2 mm. Las longitudes de onda en la banda infrarroja así como las comprendidas entre aproximadamente 340 nm y aproximadamente 360 nm son muy adecuadas para la práctica de cortes en la córnea, por ejemplo para la generación de Flaps, mientras que las longitudes de onda comprendidas entre aproximadamente 190 nm y aproximadamente 215 nm son especialmente  
60 adecuadas para la nueva conformación de la córnea mediante fotoablación. La disposición según la invención está por ello dispuesta preferentemente para, en el marco de un tratamiento de corte de la córnea, emitir radiación de tratamiento con una longitud de onda comprendida entre aproximadamente 800 nm y aproximadamente 1.200 nm o entre aproximadamente 340 nm y aproximadamente 360 nm, si bien en el marco de un tratamiento para la nueva conformación de la córnea, radiación de tratamiento con una longitud de onda comprendida entre aproximadamente  
65 190 nm y aproximadamente 215 nm.

La tasa de repetición de impulso de la radiación de tratamiento emitida puede estar situada, por ejemplo, entre aproximadamente 5 kHz y aproximadamente 500 kHz, preferentemente entre aproximadamente 10 kHz y aproximadamente 300 kHz. Evidentemente no está excluido utilizar tasa de repetición de impulso superiores a 500 kHz hasta el margen de los MHz, incluso hasta el margen de dos dígitos de los MHz, por ejemplo aproximadamente 20 MHz.

Si la longitud de onda de la radiación emitida está en la banda infrarroja, en especial en la banda infrarroja inferior, la energía de impulso de la radiación de tratamiento está comprendida, por ejemplo, entre aproximadamente 100 nJ y aproximadamente 100 μJ, preferentemente entre aproximadamente 1 μJ y aproximadamente 10 μJ. Para longitudes de onda de la radiación de tratamiento emitida situadas en la banda ultravioleta la energía de impulso de la radiación de tratamiento puede estar comprendida, por ejemplo, entre aproximadamente 0,1 nJ y aproximadamente 100 μJ y valer, en especial, no más de unos pocos μJ.

La fluencia, es decir la densidad de energía de un impulso, de la radiación de tratamiento puede estar comprendida, en especial para longitudes de onda en la banda ultravioleta, por ejemplo entre aproximadamente 20 mJ/cm<sup>2</sup> y aproximadamente 5 J/cm<sup>2</sup>, debiendo estar ajustada, para longitudes de onda en la banda comprendida entre 190 y 215 nm, una fluencia comprendida preferentemente entre 50 mJ/cm<sup>2</sup> y 500 mJ/cm<sup>2</sup>, mientras que para longitudes de ondas correspondientes a la banda entre 340 y 360 nm, habría que ajustar preferentemente una fluencia entre 0,5 J/cm<sup>2</sup> y 2 J/cm<sup>2</sup>.

La invención se continúa explicando a continuación a partir del único dibujo adjunto. Este representa, de manera esquemática, un diagrama de bloques de un ejemplo de realización de una disposición de tratamiento según la invención.

La disposición de tratamiento comprende una fuente de radiación láser 10, la cual emite radiación láser pulsada con duraciones de impulso en la banda de los femtosegundos. La longitud de onda de la radiación emitida por la fuente de radiación láser 10 está en la banda infrarroja de onda corta, preferentemente entre 1.000 nm y 1.080 nm, por ejemplo para 1.040 nm ó 1.064 nm. En el caso de la fuente de radiación láser 10 se puede tratar de un láser de fibras sendo imaginables, evidentemente, otros tipos de láser. En el camino óptico de la radiación emitida por la fuente de radiación láser 10 se muestra, de manera esquemática, una disposición de conversión de frecuencia 12, la cual está en disposición de llevar a cabo una conversión de frecuencia de radiación infrarroja a la banda UV, es decir a por lo menos una longitud de onda en la banda comprendida entre 190 nm y 380 nm. La disposición de convertidor de frecuencia 12 puede generar, preferentemente, por lo menos una longitud de onda comprendida entre 190 nm y 215 nm, por ejemplo 193 nm, en caso deseado también opcionalmente otra longitud de onda comprendida entre 340 nm y 360 nm, por ejemplo 347 nm.

La disposición de tratamiento puede emitir radiación láser pulsada opcionalmente de por lo menos dos longitudes de onda diferentes. Una de las longitudes de onda emitidas es, preferentemente, una longitud de onda comprendida entre 190 nm y 215 nm. La otra longitud de onda que se puede emitir puede ser directamente la longitud de onda IR de la fuente de radiación láser 10 y/o una longitud de onda comprendida entre 340 nm y 360 nm. Si hay que emitir radiación de tratamiento con la longitud IR de la fuente de radiación láser 10, es necesaria una conversión de frecuencia mediante una disposición de convertidor de frecuencia 12. La disposición de convertidor de frecuencia 12 puede estar montada para ello de tal manera en la disposición de tratamiento que se pueda mover, dependiendo de los deseos, como una unidad o un módulo al interior del camino óptico de la radiación láser emitida por la fuente de radiación láser 10 y se pueda volver a mover fuera de él, como se indica en la figura mediante una flecha doble 14. La disposición de convertidor de frecuencia 12 puede ajustarse al mismo tiempo a lo largo de una trayectoria rectilínea i a lo largo de una trayectoria orientable. Una guía precisa del movimiento de la disposición de convertidor de frecuencia 12 se puede garantizar mediante medios de guía no representados con mayor detalle. Por ejemplo, la disposición de convertidor de frecuencia 12 se puede mover a mano o mediante una unidad de accionamiento electromotriz. Medios de tope o de enclavamiento o/y un dispositivo sensor propio pueden facilitar al mismo tiempo un posicionamiento exacto de la disposición de convertidor de frecuencia 12 a lo largo de su trayectoria de ajuste.

Si la disposición de tratamiento debe emitir, opcionalmente, radiación de tratamiento de dos longitudes de onda UV diferentes, entonces la disposición de convertidor de frecuencia 12 puede comprender, por ejemplo, dos unidades de convertidor, cada una de las cuales puede convertir la longitud de onda IR generada por la fuente de radiación láser 10 en cada caso en una de las longitudes de onda UV y las cuales, si así se desea, se pueden mover o bien una o la otra en el camino óptico de la radiación láser proporcionada por la fuente de radiación láser 10. En un caso como éste es imaginable acoplar las dos unidades de convertidor mecánicamente entre sí, siendo dependiendo de la posición de la disposición de convertidor de frecuencia 12 a lo largo de su trayectoria de ajuste o bien una o bien la otra de las unidades de convertidor activa o, posiblemente, ninguna de las dos. Evidentemente es también posible que las dos unidades de convertidor se puedan mover, independientemente una de otra, al y fuera del camino óptico de la radiación láser.

Para la generación de la una o de varias longitudes de onda UV a partir de la longitud de onda IR proporcionada por la fuente de radiación láser 10, la disposición de convertidor de frecuencia 12 puede contener componentes ópticos conocidos en el mundo profesional como, por ejemplo, generadores/osciladores ópticos paramétricos, generadores

de frecuencias de suma y generadores para segundos, terceros, cuartos o quintos armónicos o/y hacer uso de esquemas especiales para la formación de frecuencias de suma. Los conceptos relativos a la conversión de frecuencia son bien conocidos por el experto en la materia, motivo por el cual no hay que entrar a este respecto con mayor detalle.

5 La disposición de tratamiento comprende además una unidad de suministro de energía de funcionamiento 16, la cual alimenta con energía de funcionamiento la fuente de radiación láser 10, una unidad de control 18 así como, en caso deseado, otros componentes de la disposición de tratamiento. Una unidad de refrigeración 20 prevista  
10 opcionalmente puede dar lugar a una refrigeración de la fuente de radiación láser 10. La unidad de control 18 controla el funcionamiento de la fuente de radiación láser 10 así, en caso deseado, una unidad de desviación 22, dispuesta, en la trayectoria de los rayos, después de la disposición de convertidor de frecuencia 12 y una unidad de enfoque 24 conectada posteriormente. La unidad de desviación 22 (designada también como escáner) permite una  
15 dirección de tal manera de la radiación láser que la zona objetivo deseada es barrida por ejemplo en línea consecutivas. La unidad de enfoque 24 enfoca la radiación láser sobre un punto de destino corneal o intraocular de un ojo que hay que tratar, el cual está indicado esquemáticamente mediante 26. Una unidad de cálculo 28 calcula los datos necesarios para la realización del tratamiento láser como, por ejemplo, un perfil de ablación o un perfil de corte y suministra estos datos a la unidad de control 18, la cual sobre la base de los datos controla correspondientemente el funcionamiento de los componentes 10 o/y 22 o/y 24.

20 Se sobreentiende que la disposición de tratamiento puede contener adicionalmente otros componentes ópticos para la conducción de la radiación láser como, por ejemplo, mediante un espejo de desviación 30.

La fuente de radiación láser 10, la disposición de convertidor de frecuencia 12, la unidad de desviación 22 así como la unidad de enfoque 24 están alojadas, preferentemente, en una carcasa, de manera que en total resulta una  
25 disposición de tratamiento compacta, que se puede utilizar de forma diversa. En caso deseado pueden estar albergados también los restantes componentes de la disposición de tratamiento, en especial, la unidad de control 18, la unidad de cálculo 28, la unidad de suministro de energía de funcionamiento 16 así como la unidad de refrigeración 20, por lo menos en parte, en la misma carcasa con la fuente de radiación láser 10. De manera alternativa, pueden estar alojadas en una o varias carcasas, las cuales pueden estar conectadas sin embargo de manera fija con la  
30 carcasa que contiene la fuente de radiación láser 10.

Como alternativa a un montaje que se puede mover de manera lineal u orientable de la disposición de convertidor de frecuencia 12 es imaginable montarse de formas inmóvil y prever, entre la fuente de radiación láser 10 y la  
35 disposición de convertidor de frecuencia 12, una disposición de espejo de desviación ajustable, dependiendo de cuya posición o/y orientación se puede continuar condicionando la radiación láser emitidas por la fuente de radiación láser 10 o bien hacia la disposición de convertidor de frecuencia 12 o se puede hacer que pase delante de ésta. Una disposición de espejo de desviación de este tipo imaginable puede comprender, por ejemplo, por lo menos un espejo de desviación que se puede mover hacia dentro y de nuevo hacia fuera, de forma lineal o a lo largo de otra  
40 trayectoria, hacia y desde la trayectoria de los rayos, de la radiación láser emitida por la fuente de radiación 10, y/o por lo menos un espejo de desviación que se pueda orientar.

Los impulsos de tratamiento emitidos, en último extremo, por la disposición de tratamiento - designados en el dibujo mediante 32 - pueden tener por ejemplo parámetros como los que vienen a continuación. Para una longitud de onda  
45 en la banda comprendida entre 1.000 nm y 1.100 nm la longitud de impulso puede estar comprendida entre 50 fs y 800 fs, preferentemente entre 100 fs y 500 fs, en especial entre 100 fs y 300 fs. La energía de impulso puede estar comprendida entre 100 nJ y 100 µJ, preferentemente entre 1 µJ y 10 µJ. Al mismo tiempo se aspira, para evitar burbujas de cavitación excesivamente grandes, a una sección transversal de foco lo más pequeña posible, por ejemplo con un diámetro de a lo sumo 10 µm, preferentemente de a lo sumo 5 µm. La tasa de repetición de impulso puede estar entre 5 kHz y 500 kHz, preferentemente entre 20 kHz y 300 kHz. Para tasas de repetición de impulsos  
50 comparativamente elevadas de este tipo es posible una práctica muy rápida de un corte de la córnea.

Si la disposición de tratamiento se hace funcionar en el modo de conversión de frecuencia y si la longitud de onda de los impulsos de tratamiento 32 está correspondientemente en la banda UV, entonces la energía de los impulsos está  
55 comprendida, preferentemente, entre aproximadamente 0,5 nJ y aproximadamente 5 µJ. La tasa de repetición de impulsos puede estar en el margen de tres cifras de kHz hasta el margen de los MHz. La energía de impulso y la tasa de repetición de impulso son ajustados de forma adecuada de tal manera entre sí que la energía integrada es suficiente para superar el umbral de ablación del tejido que hay que tratar.

En caso de utilización de impulsos de tratamiento 32 con longitudes de onda UV es imaginable fundamentalmente  
60 utilizar duración de impulso más largas, que las que son generadas por la fuente de radiación láser 10. La disposición de tratamiento puede estar dotada para ello con componentes conocidos por el mundo profesional para la dilatación de impulsos, pudiendo estar contenidos estos componentes, por ejemplo, en la disposición de convertidor de frecuencia 12 o estar albergados en un módulo de prolongación de impulsos separado, si bien acoplado con la disposición de convertidor de frecuencia 12, de manera que se utilicen únicamente en caso de  
65 conversión de frecuencia de la longitud de onda IR generada por la fuente de radiación láser 10. Evidentemente es también posible prescindir de medios de dilatación de impulsos de este tipo, de manera que tanto en la banda IR como también en la banda UV se utilicen duraciones de impulso iguales en la banda de los femtosegundos.

**REIVINDICACIONES**

1. Disposición de corte de la córnea y ablación de la córnea para la realización de tratamientos quirúrgicos con láser del ojo, con
- 5 - una fuente de radiación láser (10) que proporciona una radiación láser pulsada de una primera longitud de onda;
  - unos medios convertidores de frecuencia (12), los cuales están dispuestos para generar, con la utilización de radiación láser de la primera longitud de onda, radiación láser pulsada de por lo menos otra longitud de onda;
  - 10 - una unidad de desviación (22), la cual desvía la radiación láser de la primera o las restantes longitudes de onda;
  - una unidad de enfoque (24), que enfoca la radiación láser de la primera o las restantes longitudes de onda sobre un punto de destino corneal;
  - 15 - una unidad de cálculo (28); y
  - una unidad de control (18);
- 20 estando dispuesta la disposición para emitir radiación de tratamiento (32), de manera opcional, de la primera longitud de onda o por lo menos de otras longitudes de onda generadas por convertidores de frecuencia, caracterizada porque
- 25 la unidad de cálculo (28) transmite a la unidad de control un perfil de corte, si se lleva a cabo un corte en la córnea, o un perfil de ablación, si se lleva a cabo una ablación en la córnea, y la unidad de control (18) controla la unidad de desviación (22) y/o la unidad de enfoque (24) de acuerdo con el perfil de corte o el perfil de ablación.
2. Disposición de corte de la córnea y ablación de la córnea según la reivindicación 1, caracterizada porque los medios convertidores de frecuencia están dispuestos para generar, con la utilización de por lo menos dos longitudes de onda más, diferentes entre sí, radiación láser pulsada y porque la disposición está dispuesta para emitir radiación de tratamiento (32) de manera opcional de dos longitudes de onda más generadas por los medios convertidores de frecuencia.
- 30 3. Disposición de corte de la córnea y ablación de la córnea según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque la primera longitud de onda está comprendida entre aproximadamente 800 nm y aproximadamente 1.200 nm, preferentemente entre aproximadamente 1.000 nm y aproximadamente 1.100 nm, de forma altamente preferida entre aproximadamente 1.030 nm y aproximadamente 1.070 nm, y porque dicha por lo menos otra longitud de onda restante está comprendida entre aproximadamente 190 nm y aproximadamente 380 nm.
- 40 4. Disposición de corte de la córnea y ablación de la córnea según la reivindicación 3, caracterizada porque una longitud de onda generada por los medios convertidores de frecuencia está comprendida entre aproximadamente 190 nm y aproximadamente 215 nm, preferentemente en aproximadamente 193 nm.
- 45 5. Disposición de corte de la córnea y ablación de la córnea según la reivindicación 3 ó 4, caracterizada porque otra longitud de onda generada por los medios convertidores de frecuencia está comprendida entre aproximadamente 340 nm y aproximadamente 360 nm, preferentemente en 347 nm.
- 50 6. Disposición de corte de la córnea y ablación de la córnea según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque la duración de impulso de la radiación de tratamiento (32) de por lo menos una de las longitudes de onda está en el rango de los atto-, femto- o picosegundos.
7. Disposición de corte de la córnea y ablación de la córnea según una de las reivindicaciones 3 a 6, caracterizada porque la unidad de enfoque (24) está dispuesta de tal manera que diámetro del foco en el caso de radiación de tratamiento emitida de una longitud de onda comprendida entre aproximadamente 800 nm y aproximadamente 1.200 nm o entre aproximadamente 340 nm y aproximadamente 360 nm es como máximo de aproximadamente 10 µm, preferentemente de cómo máximo 5 µm, y/o porque el diámetro del foco en el caso de radiación de tratamiento emitida con una longitud de onda comprendida entre aproximadamente 190 nm y aproximadamente 215 nm es de cómo máximo aproximadamente 1 mm, preferentemente de cómo máximo aproximadamente 0,2 mm.
- 60 8. Disposición de corte de la córnea y ablación de la córnea según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque presenta unos medios de compresión de impulsos y/o unos medios de extensión de impulsos.

