

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 685 308**

51 Int. Cl.:

A61F 9/008 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **13.03.2008** **E 16150814 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.06.2018** **EP 3050544**

54 Título: **Dispositivo y procedimiento para el procesamiento de material mediante radiación láser**

30 Prioridad:

11.04.2007 DE 102007017119

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

08.10.2018

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**BISCHOFF, MARK;
MÜHLHOFF, DIRK y
STOBRAWA, GREGOR**

74 Agente/Representante:

ROEB DÍAZ-ÁLVAREZ, María

ES 2 685 308 T3

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

DESCRIPCIÓN

Dispositivo y procedimiento para el procesamiento de material mediante radiación láser

5 La presente invención se refiere a un dispositivo para el procesamiento de material mediante radiación láser, con una fuente de radiación láser que emite radiación láser pulsada para la interacción con el material, una óptica que concentra la radiación láser de procesamiento pulsada en el material sobre un centro de interacción, un dispositivo de escaneo que regula la posición del centro de interacción en el material, interaccionando cada pulso láser de procesamiento en una zona que rodea el centro de interacción asociado a él con el material, de modo que en las
10 zonas de interacción se separa el material, y un dispositivo de control que excita el dispositivo de escaneo y la fuente de radiación láser, de modo que en el material se origina una superficie de corte mediante alineamiento yuxtapuesto de las zonas de interacción.

La invención se refiere además a un procedimiento para el procesamiento de material no quirúrgico mediante
15 radiación láser, en el que se genera radiación láser de procesamiento pulsada, se focaliza para la interacción en el material sobre centros de interacción, y se regula la posición de los centros de interacción en el material, interaccionando cada pulso láser de procesamiento en una zona alrededor del centro de interacción asociado a él con el material y en las zonas de interacción se separa el material y se genera una superficie de corte en el material mediante el alineamiento yuxtapuesto de zonas de interacción.

20 Estos dispositivos, así como procedimientos correspondientes para el procesamiento de material son especialmente apropiados para configurar superficies de corte curvadas dentro de un material transparente. Superficies de corte curvadas dentro de un material transparente se generan, por ejemplo, en procedimientos quirúrgicos por láser y allí en particular en intervenciones quirúrgicas oculares. A este respecto, la radiación láser de tratamiento se concentra
25 en el tejido, es decir, por debajo de la superficie de tejido sobre un centro de interacción. En una zona de interacción situada alrededor se separan de este modo capas de material. La zona se corresponde en general con el punto focal. Habitualmente la energía de pulso láser se selecciona de modo que en la zona de interacción se origina una rotura óptica en el tejido.

30 En el tejido después de la rotura óptica se desarrollan varios procesos temporalmente unos tras otros, que se inician por el pulso de radiación láser. La rotura óptica genera en primer lugar una burbuja de plasma en el material. Esta burbuja de material crece tras la generación por el gas que se dilata. A continuación, el gas generado en la burbuja de plasma se absorbe de nuevo por el material circundante y la burbuja desaparece de nuevo. Este proceso dura sin embargo mucho más que la generación de la burbuja misma. Si se genera un plasma en una superficie límite de
35 material, que también se puede situar dentro de la estructura de material, entonces se produce una remoción de material de la superficie límite. Entonces se habla de fotoablación. En una burbuja de plasma, que separa las capas de material conectadas anteriormente, se trata habitualmente de fotodisrupción. Por sencillez todos estos procesos semejantes se resumen aquí bajo el término de interacción, es decir, este término incluye no sólo la rotura óptica, sino también otros efectos que separan el material.

40 Para una elevada exactitud de un procedimiento quirúrgico por láser es imprescindible garantizar una elevada localización del efecto de los rayos láser y evitar en lo posible daños colaterales en el tejido adyacente. Por tanto, en el estado de la técnica es habitual aplicar la radiación láser de forma pulsada, de modo que el valor umbral necesario para el desencadenamiento de una rotura óptica para la densidad de energía se sobrepasa sólo en los
45 pulsos individuales. El documento US-A-5984916 muestra al respecto claramente que la extensión espacial de la zona de interacción sólo depende entonces esencialmente de la duración de pulso, en cuanto se sobrepasa una longitud de pulso de 2 ps. En el caso de algunos 100 fs el tamaño de la zona de interacción casi es independiente de la duración de pulso. Una elevada concentración del rayo láser en combinación con pulsos muy cortos, es decir, por debajo de 1 ps, permite por consiguiente introducir la zona de interacción con exactitud puntual en un material.

50 El uso de radiación láser pulsada semejante se ha impuesto en los últimos tiempos de forma especial para la corrección quirúrgica por láser de la ametropía en la oftalmología. Las ametropías del ojo se basan con frecuencia por ello en que las propiedades de refracción de la córnea del ojo y lente no provocan un enfoque óptimo sobre la retina. Este tipo de pulsación también es el objeto de la invención aquí descrita.

55 El documento mencionado US-A-5984916 y también el documento US-A-2004/0243111 describe un procedimiento para la generación de cortes mediante generación apropiada de roturas ópticas, de modo que en el efecto final se influye de forma dirigida en las propiedades de refracción de la córnea. Una pluralidad de roturas ópticas se pone junto a otras de modo que la superficie de corte dentro de la córnea del ojo aísla un volumen parcial en forma de
60 lente. El volumen parcial en forma de lente separado del tejido de córnea restante se extrae luego de la córnea a

través de un corte que abre lateralmente. El aspecto del volumen parcial está seleccionado de modo que tras la toma se modifican la forma y por consiguiente las propiedades de refracción de la córnea, de modo que se produce la corrección de ametropía deseada. La superficie de corte requerida a este respecto está curvada y circunscribe el volumen parcial, lo que hace necesaria una regulación tridimensional del foco. Por ello se combina una desviación bidimensional de la radiación láser con regulación de foco simultánea en una tercera dirección espacial. Esto se subsuma aquí bajo el término "escaneo", "regulación" o "desvío".

El documento WO-A-2003/082146 describe el uso de radiación láser para la separación de láminas de córnea.

10 En la construcción de la superficie de corte mediante alineamiento yuxtapuesto de roturas ópticas en el material, la generación de una rotura óptica discurre mucho más rápida que la duración hasta que se absorbe un plasma generado por ello de nuevo en el tejido. Por la publicación A. Heisterkamp et al., Der Ophthalmologe (El oftalmólogo), 2001, 98:623-628, se conoce que tras la generación de una rotura óptica en la córnea del ojo en el punto focal en el que se ha generado la rotura óptica, se origina una burbuja de plasma que se puede unir con burbujas adyacentes formando macroburbujas. La publicación expone que la agrupación de burbujas de plasma crecientes disminuye la calidad de corte. Por ello allí se propone un procedimiento genérico, en el que las burbujas de plasma individuales no se generan directamente unas junto a otras. En lugar de ello en una vía espiral entre roturas ópticas generadas de forma consecutiva se deja un hueco que se llena en un segundo paso por la espiral con roturas ópticas y las burbujas de plasma resultantes de ello. Por consiguiente, se impide una agrupación de burbujas de plasma adyacentes durante el crecimiento y mejorarse la calidad de corte.

Para conseguir una buena calidad de corte, el estado de la técnica usa así sucesiones determinadas en las que se generan las roturas ópticas. Así se debe impedir una agrupación de burbujas de plasma crecientes. Dado que naturalmente se pretende un corte en el que los menos puentes posibles conecten el material o tejido, en último término las burbujas de plasma generadas se deben unir en cualquier caso formando una superficie de corte. En caso contrario quedarían conexiones de material y el corte sería incompleto. El documento DE 102005039833 A1 propone bajar la energía de pulso láser por debajo del umbral de rotura y emitir varios pulsos láser de forma superpuesta y temporalmente directamente unos tras otros en el tejido.

30 La invención tiene por ello el objetivo de generar cortes de buena calidad en el material, sin estar comprometido a sucesiones determinadas en la introducción de pulsos láser.

La invención está definida en las reivindicaciones independientes.

35 En una primera variante de un dispositivo, el dispositivo de control excita la fuente de radiación láser y el dispositivo de escaneo, de modo que los centros de interacción adyacentes se sitúan a una distancia local entre sí a $\leq 10 \mu\text{m}$. En la primera variante de un procedimiento, los centros de interacción adyacentes se sitúan a una distancia local a $\leq 10 \mu\text{m}$.

40 En una segunda variante de un dispositivo, la fluencia F del pulso se sitúa para cada centro de interacción respectivamente por debajo de 5 J/cm^2 . En la segunda variante de un procedimiento, la fluencia F se sitúa para las zonas de interacción respectivamente por debajo de 5 J/cm^2 .

En una tercera variante de un dispositivo, el dispositivo de control excita la fuente de radiación láser y el dispositivo de escaneo, de modo que la superficie de corte presenta dos secciones adyacentes a lo largo del eje óptico y éste ilumina al menos parcialmente en un intervalo temporal $t \leq 5 \text{ s}$ con pulsos láser. En la tercera variante de un dispositivo, la superficie de corte presenta dos secciones adyacentes a lo largo del eje óptico y éstas se someten a pulsos láser al menos parcialmente en un intervalo temporal $t \leq 5 \text{ s}$.

50 Las variantes parten del conocimiento de que las zonas de interacción en el material se influyen de forma recíproca. El efecto de un pulso de radiación láser depende así de en qué medida han tenido lugar acciones láser ya anteriores en el entorno del centro de interacción. De ello dedujeron los inventores que la energía de pulso requerida para la generación de una rotura óptica o para provocar una separación de material depende de la distancia al centro de interacción siguiente. Las variantes usan todo este conocimiento.

55 La minimización de la distancia entre los centros de interacción, p. ej. la distancia entre la posición focal de roturas ópticas adyacentes, según la variante 1 posibilita una disminución de la energía de pulso de procesamiento. El parámetro que describe la energía de pulso es la fluencia, es decir, la energía por superficie o densidad superficial de energía. La variante 1 con una distancia por debajo de $10 \mu\text{m}$ menciona así un aspecto del conocimiento a atribuir por primera vez a los inventores.

Otro aspecto consiste en que ahora la fluencia del pulso láser de procesamiento se disminuye claramente. La variante 2 atiende así el mismo aspecto que la variante 1, pero ahora no prescribe ningún límite superior para la distancia, sino para la fluencia.

5

Las variantes mencionadas presentan condiciones marco para la generación de un corte mediante la introducción de radiación láser pulsada, teniendo en cuenta las condiciones marco las repercusiones del pulso introducido directamente adyacente. Para la duración de pulso se aplica aquí la enseñanza del documento US-A-5984916, es decir, pulsos por debajo de 1 ps, preferentemente algunos 100 fs, p. ej. 300 – 500 fs. En tanto que las variantes definen un límite superior de la distancia, se considera la distancia al centro de interacción siguiente localmente. Dado que una superficie de corte se genera en general por una pluralidad de centros de interacción sucesivos, bajo la distancia también se puede entender para la simplificación el valor promedio de la distancia entre focos láser para un pulso láser individual en el material. Cuando la rejilla esencialmente bidimensional a lo largo de una superficie de corte de centros de interacción no es simétrica, con la distancia también se puede considerar la distancia promedio característica. En el estado de la técnica es común usar una fuente de radiación láser pulsada y modificar una parte de la fuente de radiación láser emitida por ella, de modo que no desencadena ningún efecto de procesamiento en el material. Sólo una parte del pulso de radiación láser sirve entonces para el procesamiento. En tanto que se usa para la descripción aquí presente del término “pulso de radiación láser”, “pulso láser” o “pulso”, siempre se considera un pulso láser de procesamiento, es decir, un pulso de radiación láser que está previsto o configurado o es apropiado para la interacción con el material.

El coste en aparatos disminuye mediante las variantes, ya que disminuye la potencia pico de pulso. Debido a la distancia reducida de los centros de interacción aumenta la frecuencia de repetición de pulsos, cuando la duración de procesamiento se mantiene constante. Además, en el caso de roturas ópticas se generan burbujas de plasma más pequeñas, por lo que el corte se vuelve más fino. En el estado de la técnica siempre se ha trabajado con distancias comparablemente más grandes de los centros de interacción y la fluencia de los pulsos se ha seleccionado correspondientemente elevada, a fin de obtener de forma segura las roturas ópticas y correspondientemente grandes burbujas de plasma adaptadas a las distancias.

Una fluencia más baja también reduce al mismo tiempo el peligro para las personas en el procesamiento de material. En procedimientos quirúrgicos oculares esto tiene una importancia esencial. A este respecto, resulta ser una ventaja especial que ahora se puede trabajar con láseres de la clase de peligro 1M, mientras que en el estado de la técnica era necesaria la clase láser 3. Esta clase exige que el personal, por ejemplo, un médico o una enfermera, lleven gafas de protección, lo que según la naturaleza se considera como inquietante por los pacientes. Tales medidas de protección ya no son necesarias con el láser ahora posible según la invención de la clase 1M.

Por ello como perfeccionamiento está previsto igualmente un dispositivo para el procesamiento de material mediante radiación láser, con una fuente de radiación láser emisora, que emite la radiación láser pulsada para la interacción con el material, una óptica que concentra la radiación láser pulsada en el material sobre un centro de interacción, un dispositivo de escaneo que regula la posición del centro de interacción en el material, interaccionando cada pulso láser de procesamiento con el material en una zona que rodea el centro de interacción asociado a él, de modo que en las zonas de interacción se separa el material, y con un dispositivo de control que excita el dispositivo de escaneo y la fuente de radiación láser, de modo que en el material se origina una superficie de corte mediante alineamiento yuxtapuesto de las zonas de interacción, usándose un láser de una clase de peligro por debajo de 3, preferentemente un láser de clase de peligro 1M. La indicación de la clase de peligro se refiere a la norma internacional IEC 60825-1 en la versión en vigor el 13 de octubre de 2005. Análogamente (como perfeccionamiento) está previsto un dispositivo para el procesamiento de material mediante radiación láser, con una fuente de radiación láser, que emite radiación láser pulsada para la interacción con el material, una óptica que concentra la radiación láser pulsada a lo largo de un eje óptico en el material sobre un centro de interacción, un dispositivo de escaneo que regula la posición del centro de interacción en el material, interaccionando cada pulso láser con el material en una zona que rodea el centro de interacción asociado a él y en las zonas de interacción se separa el material, y con un dispositivo de control que excita el dispositivo de escaneo y la fuente de radiación láser, de modo que en el material se origina una superficie de corte mediante alineamiento yuxtapuesto de zonas de interacción, usándose un láser de una clase de peligro por debajo de 3, preferentemente un láser de la clase de peligro 1M. Esto también se ofrece como perfeccionamiento para cada uno de los dispositivos mencionados o para cada uno de los procedimientos mencionados. En tanto que no está expuesto explícitamente, esto es válido a continuación para cada configuración, perfeccionamiento o realización ventajosa descrita.

Los ensayos realizados por los inventores mostraron que una rotura óptica sólo comienza por encima de un valor umbral M determinado, que depende de la distancia a entre centros de interacción adyacentes según la ecuación M

= $3,3 \text{ J/cm}^2 - (2,4 \text{ J/cm}^2) / (1 + (a/r)^2)$. Sólo con una fluencia de pulso por encima del valor umbral M se garantiza una rotura óptica por cada pulso láser individual. A este respecto, el parámetro r que aparece en la ecuación representa un alcance promedio conocido experimentalmente de la influencia de zonas de interacción adyacentes. Aquí en función de la aplicación pueden estar presentes oscilaciones, de modo que es posible una variación del valor entre 3 y 10 μm , preferentemente es válido $r = 5 \mu\text{m}$.

El límite superior mencionado para la variante 2 de la fluencia de pulsos también se referirá en un perfeccionamiento a la dependencia mencionada del valor umbral de la distancia entre dos centros de interacción adyacentes. Por ello es preferible un perfeccionamiento en el que la fluencia se sitúa en una energía excedente de cómo máximo 3 J/cm^2 por encima del valor umbral M. La región definida de este modo proporciona una calidad de corte especialmente buena, simultáneamente está garantizado el comienzo de una rotura óptica. Si la energía excedente se aumentase aún más, se generarían de forma innecesaria grandes burbujas de plasma y se empeoraría la calidad del corte.

Pero para la generación del corte ahora ya no se debe trabajar forzosamente con roturas ópticas. Con la energía de la radiación láser pulsada, que se sitúa por debajo de un valor umbral para el comienzo de una rotura óptica, también se puede producir una separación de material y por consiguiente una formación de la superficie de corte según el conocimiento de los inventores, cuando se superponen zonas de interacción. Por ello está previsto un perfeccionamiento en el que la distancia local entre los centros de interacción de dos pulsos consecutivos es menor que el tamaño de foco d, de modo que se superponen de forma mutua los volúmenes de material sometidos de forma consecutiva a la radiación láser, es decir, las zonas de interacción. Gracias a esta configuración se produce una separación de material sin formación de burbujas de plasma, lo que conduce a un corte especialmente liso.

Ventajosamente también se puede disminuir entonces la fluencia del pulso láser por debajo del valor umbral ya mencionado, dado que mediante la superposición de zonas de interacción se consigue en conjunto por tanto un efecto separador de tejido. El pulso láser individual ya no genera entonces de forma segura una rotura óptica; sólo la superposición de las zonas de interacción provoca la separación del tejido. Esto permite energías de pulso que se sitúan en órdenes de magnitud por debajo de los habituales hasta ahora, al mismo tiempo se aumenta de nuevo la calidad del corte, ya que se solapan temporalmente las zonas de interacción generadas de forma consecutiva. La distancia entre los centros de interacción va sólo de cero hasta el diámetro del foco, que se sitúa por ejemplo entre 1 y 5 μm , cuando se observa el diámetro $1/e^2$ ($e =$ número de Euler).

Esta generación de corte provoca un corte muy fino, dado que debido a la distancia reducida o la energía de pulso reducida se trabaja o se puede trabajar con burbujas de plasma correspondientemente pequeñas o incluso totalmente sin ellas. Pero también puede ser desventajosa una superficie de corte fina, por ejemplo, cuando un operario debe reconocer al menos parcialmente ópticamente la superficie de corte. Éste es el caso por ejemplo en la cirugía láser según el procedimiento femto-LASIK. El volumen parcial aislado allí por la acción de la radiación láser, que se debe retirar del tejido a través de un corte lateral, se libera habitualmente de puentes residuales eventuales respecto al material circundante por un operador en primer lugar mediante una espátula. Para ello el operador empuja la espátula en la bolsa generada por el corte que abre lateralmente y saca el volumen parcial con la espátula. En el caso de una superficie muy fina, es decir lisa, puede ocurrir que el operador ya no pueda ver desde fuera el desarrollo de la superficie de corte en el material. Por tanto, no sabe dónde se sitúa el borde del volumen parcial y no puede conducir la espátula de forma segura. Para la solución de esta problemática está previsto un procedimiento del tipo mencionado al inicio, en el que la superficie de sección se divide en al menos dos superficies parciales y se genera una superficie con parámetros de funcionamiento que generan una superficie de corte más burda, es decir rugosa. En un dispositivo genérico, el dispositivo de control realiza la excitación correspondiente de la fuente láser y el dispositivo de escaneo. Preferentemente esta superficie de corte más burda se pone en el borde, que de este modo se puede reconocer por el usuario y no desempeña ningún papel para la calidad de la superficie de corte, p. ej. en la cirugía ocular. Las dos superficies parciales se diferencian así con vistas al menos a un parámetro que influye en la finura de la superficie de corte. Un parámetro posible es, por ejemplo, la fluencia de los pulsos láser usados o la distancia local entre los centros de interacción. Otro el tipo de la perforación todavía explicada a continuación.

Si se combina este enfoque, que se puede realizar en principio de diferente modo y manera y no está limitado a las variantes aquí explicadas, con una de las variantes de la invención mencionadas, es conveniente que el dispositivo de control excite la fuente de radiación láser y el dispositivo de escaneo, de modo que la superficie de corte esté formada a partir de al menos una primera y una segunda superficie de corte parcial, realizándose la primera superficie de corte parcial con una excitación de la fuente de radiación láser y del dispositivo de escaneo según uno de los conceptos mencionados anteriormente y la segunda superficie parcial con una excitación de la fuente de radiación láser, que provoca una fluencia de pulso por encima de 3 J/cm^2 , preferentemente por encima de 5 J/cm^2 . A este respecto también se puede ajustar naturalmente a $> 10 \mu\text{m}$, ya que las burbujas de plasma son luego grandes.

La última superficie parcial presenta entonces automáticamente la estructura más burda deseada y le facilita al usuario u operador el reconocimiento de la superficie de corte. El procedimiento análogo prevé correspondientemente que la segunda superficie de corte parcial se genere con uno de los procedimientos según la invención con una fluencia de pulso por encima de 3 J/cm^2 , preferentemente por encima de 5 J/cm^2 .

5

Convenientemente se seleccionará la superficie parcial más burda, de modo que rodea la superficie parcial más fina, de modo que el operador puede reconocer adecuadamente el borde de la superficie de corte y no se originan las desventajas para la ilustración óptica (en el caso de la cirugía ocular) en el ojo tratado.

10 El conocimiento que sirve de base a la invención muestra además que con una distancia decreciente entre los centros de interacción cae el valor umbral que es necesario para la consecución segura de una rotura óptica.

El análisis realizado por los inventores mostró además que el aspecto de las burbujas de plasma generadas, que se originan como resultado de la interacción de los pulsos láser con el material o tejido, puede estar sujeto a una modificación temporal, según indicó también la publicación de Heisterkamp et al. Pero mientras que esta publicación se concentra en impedir que un centro de interacción se sitúe cerca de una burbuja de plasma recién desarrollada, la variante 3 alude ahora a que la deformación de una macroburbuja no repercute en la calidad de corte. Si en un material o tejido deformado se pusiese en una posición determinada una rotura óptica adicional, entonces se desplazaría la posición del centro de interacción en el material o tejido, en tanto que la deformación se reduce por relajación. Por ello en la tercera variante está previsto mantener bajo el tiempo entre la aplicación de la energía láser en dos áreas que se influyen potencialmente del material o tejido, de modo que es menor que un tiempo característico para la formación de macroburbujas. Éste se sitúa en aproximadamente 5 s. Este modo de proceder sólo se requiere naturalmente cuando están presentes dos secciones de la superficie de corte adyacentes a lo largo del eje óptico, ya que sólo entonces una deformación, que se ha generado gracias a la generación de una sección de superficie de corte, puede repercutir sobre la configuración de la otra sección de superficie de corte adyacente a lo largo del eje óptico.

Este modo de proceder es especialmente significativo en la generación de un volumen parcial en el procedimiento femto-LASIK. Este volumen parcial también designado como lenticula se genera mediante una sección posterior y una anterior de la superficie de corte, de modo que la superficie de corte circunscribe en total la lenticula. No obstante, generar la sección anterior y posterior conjuntamente dentro del tiempo característico para la formación de macroburbujas puede traer consigo requerimientos relativamente elevados en la velocidad de desvío del dispositivo de escaneo y obliga a distintas vías de escaneo determinadas. Esto se puede evitar preferentemente cuando se divide la sección posterior y la anterior en superficies parciales y se selecciona la secuencia de procesamiento de estas superficies parciales.

En una configuración las dos superficies se subdividen en superficies parciales anulares. Ya que en una lenticula la superficie parcial central influye mucho más intensamente en la calidad óptica que las regiones de borde, en primer lugar, se genera el corte conforme a la superficie parcial central de la sección posterior y luego de la de la sección anterior, de modo que las superficies parciales se forman temporalmente de forma directamente adyacente. Luego se corta la superficie parcial anular de la sección posterior y a continuación de la sección anterior. Este principio también se puede realizar con muchas superficies parciales a voluntad. Los límites prácticos se producen porque para el cambio entre la sección anterior y posterior siempre se debe modificar el foco láser a lo largo del eje óptico, lo que ocupa por motivos técnicos la mayor parte del tiempo en el desvío.

45

En este modo de proceder es importante atender a que el diámetro de cada superficie parcial posterior anular o circular debe ser algo mayor que el diámetro de la superficie parcial anterior correspondiente generada a continuación. Esto garantiza que la sección parcial posterior a generar como siguiente haga imposible no sólo burbujas de ruptura situadas de forma anterior, que actúan como centros de dispersión. La medida mínima, alrededor de la que debe ser mayor el corte parcial posterior que el corte parcial anterior asociado, se deduce a partir de la apertura numérica de la óptica de concentración.

50

Otra posibilidad de estrechar el intervalo temporal por debajo del tiempo característico consiste en generar la sección posterior con una espiral que va desde fuera hacia dentro de los centros de interacción, y la sección anterior con una espiral que discurre desde dentro hacia fuera. Por consiguiente, se garantiza que se formen secciones adyacentes a lo largo del eje óptico al menos en la región central dentro del intervalo temporal de 5 s. Este procedimiento se puede aplicar naturalmente a las divisiones de superficie parcial ya mencionadas.

55

Por ello es preferible que el dispositivo de control excite la fuente de radiación láser, así como el dispositivo de escaneo, de modo que las secciones adyacentes al eje óptico se iluminen al menos parcialmente directamente de

60

forma temporalmente consecutiva mediante el alineamiento yuxtapuesto de los centros de interacción.

- Se puede desistir de forma consciente de una separación completa de dos regiones de material, en tanto que en el procesamiento de material en la superficie de corte se dejan más o menos puentes de material distribuidos de forma uniforme. Estos puentes de material se ocupan de que el material sólo esté perforado en la superficie de corte y todavía esté conectado entre sí a través de los puentes de material. El patrón de perforación define la superficie de corte. El tamaño y número de los puentes de material se puede seleccionar en función de la aplicación. La introducción de los pulsos láser se controla o realiza de modo que las zonas de interacción no se cierren completamente alrededor de las roturas ópticas. La interacción de un impulso láser individual con el material define una zona de interacción espacial en el orden de magnitud del foco láser, en el que se produce una separación local del material. Mediante el alineamiento yuxtapuesto con huecos de tales zonas de interacción ahora se configura por consiguiente una perforación, la cual está caracterizada por la obtención de puentes de material entre zonas de interacción adyacentes. La perforación pasa a una separación cuando desaparecen todos estos puentes de material, lo que se puede realizar mediante la superposición espacial de zonas de interacción adyacentes. Una perforación, en la que se mantienen además los puentes de material, tiene la ventaja de que el médico realiza manualmente la separación real, el proceso de separación queda transferido así a su decisión consciente. De esta manera tiene la posibilidad de no separar una perforación que por algún motivo tampoco se corresponde siempre con su terapia pretendida.
- 20 El mantenimiento consciente de puentes de material mediante perforación del tejido en una superficie de corte sin configuración completa de la superficie de corte tiene además la ventaja de que en el caso de una posición no deseada de la superficie de corte preparada de este tipo todavía no está concluida una separación del tejido, es decir, no está presente una separación definitiva indeseada de zonas de material, en particular capas de tejido.
- 25 Además, se mostró de forma sorprendente que la configuración de una superficie de corte sólo perforada y la separación subsiguiente de los puentes de material conduce de modo y manera manual en conjunto a una superficie de corte más lisa, precisamente ya que no aparece una concrescencia de zonas de interacción. Por consiguiente, se usan de forma especialmente preferida las variantes explicadas anteriormente de la introducción de pulsos láser, situándose ahora los centros de pulsos láser de modo que no todas las zonas de interacción están unidas, sino que al menos entre algunas zonas de interacción se mantienen puentes de material. La disminución de energía de pulso posible por ello tiene la ventaja de que las zonas de interacción y en particular las burbujas de plasma son especialmente pequeñas en el caso del uso en el tejido, p. ej. la córnea del ojo, de modo que después del tronzado de los puentes de material se produce una superficie de corte más lisa que cuando se configuró la superficie de corte sin puentes de material. La calidad óptica configurada por perforación y separación manual posterior es así mejor que en la separación completa de capas de tejido o regiones de material mediante zonas de interacción situadas estrechamente unas junto a otras o que se superponen fuertemente. Este conocimiento es sorprendente ya que en el estado de la técnica hasta ahora siempre se parte de que se requiere una configuración de superficie de corte lo más libre posible de puentes de material y se disminuiría la calidad óptica al mantener puentes de material. El nuevo conocimiento inventivo se puede usar de forma especialmente conveniente, de manera que en regiones en las que se requiere una elevada calidad de la superficie de corte, quedan más puentes de material o más estables que en otras regiones. El número y/o espesor de los puentes de material se puede variar así en función de la región. En este caso se puede usar de forma especialmente conveniente el control mencionado al inicio, así como todavía a continuación con juegos de datos que predeterminan diferentes parámetros de funcionamiento para regiones individuales del material/tejido a procesar.
- 45 En el caso de la cirugía ocular se conoce aislar un volumen en forma de lente, también designado como lentícula, en la córnea mediante configuración de una superficie de corte para la corrección refractiva y retirarlo de la córnea. A este respecto la práctica usual es cortar en primer lugar la superficie de la lentícula situada más alejada del vértice de córnea y luego la más próxima del vértice de córnea. El primer corte también se designa como corte de lentícula, el segundo como corte de flap, acercándose esta designación a la cirugía convencional, asistida por microqueatomo. El cirujano pliega hacia abajo la lama de cornea aislada por el corte de flap y retira la lentícula. Si se configura la superficie de corte, según puede estar prevista también en el marco de esta invención, con puentes de material, es decir, mediante un patrón de perforación que define la superficie de corte, es conveniente configurar los puentes de material en el lado de corte de lentícula de forma más estable y/o más numerosa que en el lado superior de la lentícula, es decir, en el corte de flap. Luego el cirujano puede abatir hacia el lado la lama aislada por el flap y no se debe temer que la lentícula se adhiera a la lama. Por ello es conveniente provocar en la cirugía ocular refractiva un aislamiento de una lentícula gracias a las superficies de corte configuradas mediante perforación, configurándose diferentemente los puentes de material en la superficie posterior y la anterior de la lentícula, de modo que la lentícula se adhiere más intensamente a su superficie posterior que en la anterior.

La configuración de la superficie de corte mediante perforación se puede generar en principio con cada configuración de superficie de corte apropiada mediante introducción de radiación láser pulsada. Las variantes y configuraciones aquí descritas en otro punto de la incorporación de pulsos láser se pueden usar naturalmente de forma especialmente ventajosa, no obstante, no condición previa.

5

Lo análogo es válido para la configuración del procedimiento según la invención.

La invención se explica a continuación todavía más en detalle a modo de ejemplo en referencia a los dibujos. En los dibujos muestra:

10

Fig. 1 un instrumento quirúrgico láser para el tratamiento ocular,

Fig. 2 un dibujo esquemático del efecto de la radiación láser sobre la córnea del ojo en el instrumento de la fig. 1,

Fig. 3 una representación esquemática para ilustrar la generación y aislamiento de un volumen parcial con el instrumento de la fig. 1,

15

Fig. 4 un dispositivo deflector del instrumento de la fig. 1,

Fig. 5 un diagrama de bloques de la estructura del instrumento de la fig. 1,

Fig. 6 una relación entre la distancia de los centros de las roturas ópticas, que se generan por el instrumento de la fig. 1, y la energía de pulso, estando marcadas las regiones de funcionamiento posibles para el instrumento de la fig. 1,

20

Fig. 7 una representación similar a la fig. 6,

Fig. 8 una vista en planta esquemática de la córnea del ojo para ilustrar la posición de las burbujas de plasma generadas o de la superficie de corte provocada por ello,

Fig. 9 una representación en sección a través de la representación de la fig. 8 según la línea A1-A1,

Fig. 10 una representación esquemática para la disposición de varias zonas de interacción durante la generación de

25

la superficie de corte con un instrumento según la fig. 1,

Fig. 11 y 12 representaciones similares a la fig. 10 para modos de funcionamiento modificados y

Fig. 13a, b y 14 una vista en planta y en sección de una superficie de corte, que se ha configurado con un instrumento según la fig. 1.

30

En la fig. 1 se muestra un instrumento quirúrgico láser para el tratamiento de un ojo 1 de un paciente, sirviendo el instrumento quirúrgico láser 2 para la realización de una corrección refractiva. El instrumento 2 emite para ello un rayo láser de tratamiento 3 sobre el ojo del paciente 1, cuya cabeza está fijada en un reposacabezas 4. El instrumento quirúrgico láser 2 es capaz de generar un rayo láser pulsado 3, de modo que se puede realizar el procedimiento descrito en el documento US-A-5984916. El rayo láser de tratamiento 3 se compone p. ej. de pulsos

35

láser de fs con una frecuencia de repetición de pulso entre 10 y 500 kHz. En el ejemplo de realización, los grupos constructivos del instrumento 2 se controlan por una unidad de control integrada.

El instrumento quirúrgico láser 2 presenta, según está representado esquemáticamente en la fig. 2, una fuente de radiación S, cuya radiación se concentra en la córnea 5 del ojo 1. Mediante el instrumento quirúrgico láser 2 se remedia una ametropía del ojo 1 del paciente, dado que se retira material de la córnea 5 de modo que se modifican las propiedades de refracción de la córnea en la medida deseada. A este respecto, el material se toma del estroma de la córnea, que se sitúa por debajo del epitelio y la membrana de Bowman y por encima de la membrana de Decement y el endotelio.

40

45

La retirada de material se realiza en tanto que en la córnea las capas de tejido se separan mediante la concentración del rayo láser pulsado 3 de alta energía mediante un telescopio 6 regulable en un foco 7 que se sitúa en la córnea 5. Cada pulso de la radiación láser pulsada 3 genera a este respecto una rotura óptica en el tejido, que inicia de nuevo una burbuja de plasma 8. De este modo la separación de la capa de tejido comprende un área mayor que el foco 7 de la radiación láser 3, aunque sólo se alcanzan las condiciones para la obtención de la rotura en el foco 7. Mediante

50

el desvío apropiado del rayo láser 3 se generan ahora muchas burbujas de plasma 8 durante el tratamiento. Esto está representado esquemáticamente en la fig. 3. Las burbujas de plasma forman entonces una superficie de corte 9 que circunscribe un volumen parcial T del estroma, a saber, el material a retirar de la córnea 5. Debido al alineamiento yuxtapuesto de las burbujas de plasma 8 a causa del desplazamiento constante del foco 7 del rayo láser pulsado 3 concentrado se forma la superficie de corte 9.

55

El instrumento quirúrgico láser 2 actúa mediante la radiación láser 3, como una cuchilla quirúrgica, que, sin lesionar la superficie de la córnea 5, separa directamente capas de material en el interior de la córnea 5. Si se conduce un corte 16 mediante generación adicional de burbujas de plasma 8 hasta la superficie de la córnea, un material de la córnea 5 aislado por la superficie de corte 9 se puede extraer lateralmente en la dirección de la flecha 17 y por

60

consiguiente retirar.

A este respecto, el desplazamiento de foco se realiza por un lado en una forma de realización mediante la unidad de desvío 10 representada esquemáticamente en la fig. 4, que desvía el rayo láser 3 que incide sobre el ojo 1 en un eje óptico H alrededor de dos ejes situados perpendicularmente entre sí. La unidad de desvío 10 usa para ello un espejo de línea 11 así como un espejo de imagen 12, lo que conduce a dos ejes de desvío espaciales situados uno tras otro. El punto de cruce del eje óptico H con el eje de desvío es entonces el punto de desvío correspondiente. Por otro lado, para el desplazamiento del foco se regula de forma apropiada el telescopio 6. De este modo el foco 7 se puede regular en un sistema de coordenadas x/y/z representado esquemáticamente en la fig. 4 a lo largo de tres ejes ortogonales. La unidad de desvío 10 regula el foco en el plano x/y, permitiendo que el espejo de línea regule el foco en la dirección x y el espejo de imagen en la dirección y. El telescopio 6 actúa por el contrario sobre la coordenada z del foco 7. Por consiguiente, se consigue en conjunto un desvío tridimensional del foco 7.

Debido a la curvatura de la córnea, que es de entre 7 y 10 mm, el volumen parcial T también debe estar curvado correspondientemente. La curvatura de la córnea requiere por consiguiente una del plano de corte. Ésta se provoca mediante excitación apropiada de la unidad de desvío 10 y del telescopio 6.

La fig. 5 muestra un diagrama de bloques simplificado del instrumento quirúrgico láser 2 para la cirugía refractiva en el ojo humano 1. Sólo están representados los grupos constructivos más importantes: un laser de fs que sirve como fuente de radiación S, que se compone de un oscilador de fs V así como una o varias etapas de amplificación 13 y después del que está dispuesto aquí todavía un compresor o pre-compresor 14; un modulador de pulsos láser 15, que se somete a la radiación láser por el láser S; la unidad de desvío 10, realizada aquí como escáner; un objetivo que materializa el telescopio 6 para la concentración en el tejido a procesar, y la unidad de control 17.

El láser S genera pulsos láser con una duración en el rango fs. Los pulsos láser llegan en primer lugar al modulador de pulsos láser 15, que (de la manera todavía a describir) influye en los pulsos láser según una señal de control de la unidad de control 17. A continuación al menos los pulsos láser de tratamiento llegan al escáner 10 y a través del objetivo 6 al ojo del paciente 1. Allí se concentran y generan roturas ópticas en el foco 7. El modulador ajusta la energía de los pulsos láser, es decir, la fluencia de los pulsos láser individuales. Como modulador se puede usar un AOM o también un modulador electroóptico (EOM), una célula de Pockels, un elemento de cristal líquido (elemento LC), un elemento de conmutación de fibra óptica o un elemento de debilitamiento variable, por ejemplo, filtro de grises.

El instrumento quirúrgico láser 1 puede trabajar ahora en distintos tipos de funcionamiento, que pueden estar implementados respectivamente de forma autónoma en sí o en combinación y que se refieren a la energía o fluencia F de cada pulso láser o la distancia local con la que se alinean de forma yuxtapuesta los pulsos láser para la generación de la superficie de corte 9. En particular se pueden controlar de forma dirigida las combinaciones de energía (energía de pulso) o fluencia (fluencia de pulso) y la distancia local con la que se alinean de forma yuxtapuesta los impulsos e implementarse así distintos tipos de funcionamiento.

Opcionalmente es ventajoso almacenar una o varias combinaciones mencionadas semejantes como juegos de parámetros fijos en una base de datos, a la que tiene acceso el instrumento, y hacerlas recuperables de nuevo. De este modo se puede recuperar el juego de parámetros correspondiente antes o después de un procesamiento de material y usarse para el control descrito. Un juego de parámetros no debe estar asociado forzosamente a un proceso de procesamiento de material determinado. Mejor dicho, entre otros es ventajoso cambiar el tipo de funcionamiento en función del tiempo de procesamiento deseado y/o del lugar de procesamiento y/o de la calidad de procesamiento. En el material procesado existen entonces p. ej. regiones que se procesan según un juego de parámetros previsto para ello.

A este respecto, la selección de los juegos de parámetros se puede realizar de forma automático o manual por el usuario. Igualmente es posible dejar que el usuario no seleccione directamente los juegos de parámetros, sino derivar el o los juegos de parámetros más favorables de las distintas entradas del usuario y ajustarlos automáticamente durante el procesamiento. Otra variante consiste en recuperar el juego de datos almacenado y modificarlo eventualmente en función de los valores de entrada del usuario y/u otros valores de medición antes de que se aplique.

En la fig. 6 está trazado un valor umbral M como curva, que reproduce cada pulso láser como relación entre una distancia a, en la que se alinean de forma yuxtapuesta los centros de interacción de los pulsos láser individuales en la córnea del ojo 5, y la fluencia F. Sólo en el caso de una fluencia por encima del valor umbral se origina una rotura óptica con burbuja de plasma subsiguiente.

Los registros circulares dibujados en la curva proceden de mediciones experimentales y representan puntos de medición. Las mediciones se realizaron con una longitud de pulso de 300 fs y un diámetro de punto del foco 7 de 3 μm .

5 El instrumento 1 se puede hacer funcionar en un área de funcionamiento 18 según la fig. 6, que se puede definir por distintas condiciones de borde. Las diferentes definiciones se corresponden con diferentes variantes de la invención. Todas las variantes usan el uso del valor umbral M para la fluencia F como función de la distancia a. Esta dependencia se da aproximadamente mediante la fórmula siguiente: $M = 3,3 \text{ J/cm}^2 - (2,4 \text{ J/cm}^2) / (1 + (a/r)^2)$, siendo r un parámetro que reproduce el alcance promedio de la influencia y se sitúa entre 3 y 10 μm , preferentemente 5 μm .

10 En una primera variante el instrumento 1 trabaja a una distancia a de los focos láser 7, es decir, de los centros de interacción, que se sitúa por debajo de un valor máximo $a_{\text{max}} = 10 \mu\text{m}$. Desde este valor cae claramente la curva para el valor umbral M hacia distancias a más bajas, de modo que es posible trabajar con una fluencia F claramente reducida.

15 En una segunda variante se trabaja con un límite superior F_{max} para la fluencia F. El valor para ello es 5 J/cm^2 .

20 En una combinación de la primera y de la segunda variante es válido tanto $a \leq a_{\text{max}}$ como también $F \leq F_{\text{max}}$. Las distancias entre los centros de interacción, así como la fluencia de los pulsos láser se sitúan así dentro del área establecida a partir de las superficies parciales 18.1 y 18.2 a explicar todavía. Dado que el instrumento quirúrgico láser 1 genera, en ambas variantes en sí como también en combinación de estas dos variantes, respectivamente roturas ópticas en el material, por ejemplo, de la córnea 5, la fluencia F se sitúa siempre por encima del valor umbral M, dado que sólo por encima de este valor umbral cada pulso láser genera de forma segura una rotura óptica 8.

25 Una tercera variante modifica ahora la segunda variante de manera que la fluencia F de cada pulso láser sobrepasa el valor umbral M sólo como máximo en una energía excedente que se sitúa entre 3 y 3,5 J/cm^2 . La fluencia F se mantiene entonces por debajo de la línea de puntos de la fig. 6, que separa entre sí las regiones 18.1 y 18.2. Naturalmente también la tercera variante se puede combinar con la primera variante, por lo que la fluencia F y distancia a se sitúan en el área rayada 18.2.

30 En otra configuración el instrumento quirúrgico láser 1 trabaja con pulsos láser, que no generan cada uno de forma asegurada una rotura óptica 8. Para conseguir por tanto una separación de material, los centros de interacción están alineados de forma yuxtapuesta a una distancia a que es menor que el diámetro d del foco láser, es decir, menor que el tamaño de las zonas de interacción. Este modo de proceder se muestra más en detalle en la fig. 10 – 12.

35 La fig. 10 muestra en un ejemplo unidimensional la disposición de los centros de interacción Z, que se corresponden con la posición del punto focal (teórico). Cada interacción se genera por un pulso láser, en donde el foco p. ej. está limitado en difracción y tiene el diámetro d, por ejemplo 3 μm , según se adopta en la fig. 7. Los centros de interacción, es decir, el centro de la radiación láser concentrada se desplaza ahora de modo que las zonas de interacción 20, 21, 23 y 24 cubiertas de forma adyacentes se superponen respectivamente con su vecino directo. Por consiguiente, hay regiones de superposición 25, 26, 27 que están cubiertas respectivamente por dos zonas de interacción. La energía introducida en una zona de interacción se sitúa por debajo del valor umbral M, de modo que cada una de las zonas de interacción 20 – 24 por sí no provoca de forma asegurada una rotura óptica. Pero debido al solapamiento se consigue por tanto un efecto separador de material. Así es esencial para este modo de trabajo que la distancia entre las coordenadas de los centros de interacción sea menor que la extensión d de las zonas de interacción. En la fig. 10 se puede ver claramente que la distancia entre las coordenadas individuales X1, X2, X3 y X4 se corresponde aproximadamente con la mitad del diámetro d de las zonas de interacción 20 – 24, por lo que se produce un solapamiento sencillo.

50 La fig. 11 muestra un escalonamiento más estrecho de las zonas de interacción, de modo que en el efecto final se produce un solapamiento cuadruplicado de las zonas de interacción. Esto permite una disminución adicional de la fluencia F.

55 La fig. 12 ilustra que la representación de las figuras 10 y 11 sólo están representadas por sencillez de forma unidimensional, es decir, sólo teniendo en cuenta la coordenada X. Un desplazamiento en la dirección y de las zonas de interacción que se superponen mutuamente en la dirección x consigue solapamientos adicionales, de modo que, pese al solapamiento sólo sencillo en y para sí en la dirección x, según el espaciado en la dirección y se consigue un solapamiento triple o quíntuple de las zonas de interacción. La elección de las distancias en la dirección x o dirección y permite aquí factores de solapamiento cualesquiera (2, 3, 4, 5, 6, 7, ...).

60

Como resultado el instrumento 1 trabaja en la región de funcionamiento 19, que está caracterizada porque la distancia entre dos centros de interacción consecutivos es menor que la extensión de las zonas de interacción o el tamaño del punto focal y porque la fluencia F se sitúa por debajo del valor umbral M requerido para la generación de roturas ópticas.

5

De forma práctica una distancia entre los focos láser o centros de interacción de aproximadamente 3 – 5 μm ha resultado ser muy apropiada para generar cortes de alta calidad con energía de pulso lo más baja posible y requerimiento de tiempo limitado.

- 10 En un instrumento quirúrgico láser 1, que genera cortes muy finos, por ejemplo, cuando se usan los valores de fluencia bajos explicados para los pulsos láser, el corte tampoco es directamente visible después de la generación, ya que aparecen burbujas de plasma o gas que son más pequeñas y efímeras que durante el funcionamiento fuera de la región 18, o ya que no se originan burbujas en absoluto (durante el funcionamiento en la región 19). Entonces puede estar dificultada la preparación del corte aislado, por ejemplo, mediante una espátula. Un procedimiento manual usado para muchas aplicaciones, en el que con una espátula u otras herramientas se perforan los puentes restantes que todavía no se han separado completamente en la superficie de corte, puede ser muy difícil en el caso de un corte liso.
- 15

- Para evitarlo el aparato de control 17 del instrumento quirúrgico láser 1 realiza por ejemplo la disección de corte representado en las fig. 8 y 9. La superficie de corte se disecciona en superficies de sección parcial de diferente finura. Estas superficies de corte parciales se cortan con diferente lisura, de modo que existen regiones en las que la superficie de corte es más visible que en otras.
- 20

- La fig. 8 muestra una vista en planta de la córnea del ojo 5 del ojo del paciente 1 y la fig. 9 una representación en sección a lo largo de la línea A1-A1 de la fig. 8. Según se puede ver, la superficie de corte 9 está puesta de modo que aísla el volumen parcial T, según ya se indicó esquemáticamente en la fig. 3. La superficie de corte 9 se compone ahora de una sección anterior F y una sección posterior L. La sección anterior F se conduce a través de un corte 16 que abre lateralmente hacia una abertura de borde S, que conduce a la superficie de la córnea. El volumen parcial T en forma de lente se sitúa así después de la realización de la superficie de corte 9 con las secciones F, L, 16 y S en una bolsa formada por la abertura de borde S.
- 25
- 30

- Por consiguiente, un operador puede palpar esta bolsa con una espátula u otro instrumento quirúrgico, a fin de tronzar los puentes de tejido eventuales entre el volumen parcial T en forma de lente y el resto de la córnea 5, la sección anterior F como también la sección posterior L está diseccionada respectivamente en dos regiones parciales. Una región nuclear F1 o L1, que es esencialmente circular, se rodea respectivamente por una región de borde anular F2 o L2. En la región nuclear, que se sitúa cerca del eje visual óptico, se trabaja ahora con tamaño de burbuja de plasma pequeño, es decir, con una conducción de corte fina. Esto se puede realizar, por ejemplo, mediante el funcionamiento en las regiones 18 o 19 de las fig. 6 y 7. En la región de borde (anular) L2 y F2 se genera por el contrario un corte comparablemente más burdo, por ejemplo, en tanto que se trabaja de forma consciente fuera de las regiones 18 o 19, de modo que se originan burbujas de plasma relativamente grandes. La superficie de corte es por consiguiente mucho más rugosa en estas regiones de borde y se puede reconocer fácilmente por el operador.
- 35
- 40

- Preferentemente los diámetros de las regiones centrales F1 y L1 son más grandes que el diámetro de pupila P del ojo tratado. De este modo las regiones de borde F2 y L1 procesadas con una conducción de corte más rugosa se sitúan fuera de la región de la córnea 5 usada para la percepción óptica y no repercuten de forma molesta. La finalidad de la disección de las secciones L y F consiste en conseguir mediante procesamiento diferente al mismo tiempo el aspecto de máxima exactitud de corte como también buena manejabilidad gracias a la visibilidad del corte en la región de borde.
- 45

50

- Si se trabaja para la separación de material con burbujas de plasma, la energía de los pulsos láser se sitúa por encima del valor umbral M. El aspecto de las burbujas, que son el resultado de la absorción de la energía láser en el tejido, está sujeto a una modificación temporal, según se ha mencionado ya. A una primera fase de la generación de la burbuja individual se une una fase de la aglomeración de burbujas, en la que varias burbujas individuales se unen formando macroburbujas mayores. Como última fase se apunta finalmente la disipación, en la que el contenido de gas de las macroburbujas se absorbe por el tejido circundante, hasta que las burbujas han desaparecido finalmente de nuevo completamente. Las macroburbujas tienen ahora la molesta propiedad de deformar el tejido circundante. Si en el tejido deformado en una posición determinada se pone otro centro de interacción como inicio de una burbuja de plasma, así se modifica la posición del centro de interacción y por tanto la posición de la separación de tejido provocada por ello, en cuanto comienza la fase de disipación y se relaja el tejido deformado (al menos
- 55
- 60

parcialmente). Dado que las macroburbujas sólo se forman tras un intervalo de tiempo característico y no están presentes ya directamente tras la introducción de la energía de pulso láser, para una variante del instrumento quirúrgico láser 1 está previsto que el tiempo entre la aplicación de la energía láser en dos regiones que se influyen potencialmente del tejido se mantenga tan bajo que sea menor que una duración temporal característica, que se requiere para la formación de las macroburbujas.

En el caso del aislamiento del volumen parcial T en forma de lente, las regiones que se influyen de forma perturbadora entre sí de las secciones posterior y de la anterior de la superficie de corte 9 se sitúan en la región del eje visual óptico. Si se genera el corte en la sección anterior F de la superficie de corte 9 primeramente en un instante en el que la sección posterior L mecanizada procesada ya presenta macroburbujas, la superficie de corte de la sección anterior F se sitúa en el tejido deformado. El resultado sería una ondulación indeseada de la superficie de corte 9 en la sección anterior F después de la relajación del tejido. El instrumento quirúrgico láser 1 genera por ello la superficie de corte en la sección anterior F y en la sección posterior L en un intervalo temporal que es menor que la duración temporal característica en la que se originan las macroburbujas. Esta duración temporal se sitúa típicamente en aproximadamente 5 s.

Una posibilidad de materializarlo consiste en dividir la sección anterior y la posterior en superficies parciales correspondientes y cambiar en la generación de superficies de corte entre las superficies parciales de la sección posterior y anterior, de modo que al menos en la región central no se sobrepasa la duración temporal característica durante la generación de las superficies parciales, posteriormente y anteriormente. Otra posibilidad consiste en un alineamiento yuxtapuesto apropiado de los centros de interacción. Así, por ejemplo, en primer lugar, la sección posterior L se puede cortar con una espiral que conduce desde fuera hacia dentro respecto al eje visual óptico y directamente a continuación la sección anterior F con una espiral que va hacia fuera desde el eje visual. Luego al menos en una región nuclear alrededor del eje visual, las interacciones generadas se sitúan dentro de la ventana de tiempo predeterminada por la duración temporal característica, de modo que no se produce una influencia de macroburbujas en el procesamiento de la sección anterior.

En el caso de la división de las superficies parciales, que efectúa el instrumento quirúrgico láser 1 de forma controlada por el dispositivo de control 17, se toma la molestia de que una región posterior a procesar no se perturbe por una superficie anterior o zona de interacción ya procesada, que actúa como centro de dispersión.

La generación de superficies de corte también se puede configurar en una modificación y/o complementación de los conceptos descritos de manera que no se realice una separación completa de las capas de material o tejido, sino sólo una perforación que fija la geometría de la superficie de corte. Esto se muestra esquemáticamente en la vista en planta en las figuras 13a y 13b. La superficie de corte 9 no separa aquí completamente, sino que se compone de regiones 30, en las que el tejido está separado, y puentes de material 31 en los que todavía no se realizó una separación de tejido. Para ello se puede usar cada introducción apropiada de la radiación láser, en particular es posible seleccionar de forma apropiada las distancias, energías y grados de solapamiento, etc. de los pulsos láser. A este respecto, el tipo de la perforación puede resultar lo más diferente. Son concebibles patrones regulares de puentes de material 31 entre las regiones (perforaciones) separadas 30, como también puentes de material 31 dispuestos de forma irregular. La fig. 13b muestra una configuración de superficie de corte a modo de ejemplo, en la que las regiones 30 se sitúan unas junto a otras a la manera del empaquetado de esferas más denso, en cuyos espacios intermedios se mantienen los puentes de material 31. Por consiguiente, mediante la introducción apropiada de los pulsos láser se puede formar un patrón regular o irregular con puentes de material 31, pudiéndose seleccionar dentro de la superficie de corte por secciones diferentes tipos de la perforación, es decir, diferente posición, grosor y/o frecuencia de los puentes de material.

La figura 14 muestra una representación en sección similar a la figura 9, estando configuradas ahora tanto la superficie posterior L como también la superficie anterior F por perforaciones, es decir, regiones 30 en las que el tejido está separado, de forma alterna con puentes de material 31. La figura 14 muestra además a modo de ejemplo que en la superficie posterior L son más gruesos los puentes de material que en la superficie anterior F. Si el cirujano pliega hacia abajo por ello la lama formada por la superficie anterior F para la retirada de la lente, se garantiza que la lente L se suelte en primer lugar de la superficie anterior F del tejido y no de la superficie posterior L. Esto le permite al cirujano tomar la lente de forma sencilla.

Naturalmente la perforación mostrada en las figuras 13a, 13b y 14 para la configuración de la superficie de corte también se puede combinar con la configuración de superficie de corte convencional, que separa completamente, pudiéndose preferir en la cirugía ocular que dentro del tamaño de pupila habitual se realice en general una perforación en la geometría de superficie de corte, dado que entonces es mejor la calidad óptica.

Las formas de corte, divisiones de superficie, etc. explicadas se efectúan por el instrumento quirúrgico láser bajo el control del dispositivo de control 17. El dispositivo de control 17 provoca el funcionamiento del instrumento quirúrgico láser 1 también con las características del procedimiento aquí descritas.

- 5 En tanto que se explican anteriormente configuraciones del instrumento quirúrgico láser, éstas pueden ser realizadas solas como también en combinación, según la realización concreta del instrumento quirúrgico 1. El instrumento 1 también se puede usar en lugar de un uso en la cirugía láser también para el procesamiento de material no quirúrgico, por ejemplo, en la generación de fibras ópticas o el procesamiento de materiales flexibles.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo para el procesamiento de material mediante radiación láser, con una fuente de radiación láser (S) que es apropiada para emitir radiación láser pulsada (3) para la interacción con el material (5), una óptica (6) que concentra la radiación láser de procesamiento pulsada (3) en el material (5) sobre un centro de interacción (7), un dispositivo de escaneo (10) que regula la posición del centro de interacción en el material (5), en el que cada pulso láser de procesamiento interacciona con el material (5) en una zona (8) que rodea el centro de interacción (7) asociado a él, de modo que en las zonas de interacción (8) se separa el material (5), y un dispositivo de control (17) que excita el dispositivo de escaneo (10) y la fuente de radiación láser (S), de modo que en el material (5) se origina una superficie de corte (9) gracias a una pluralidad de zonas de interacción (8), **caracterizado porque** el dispositivo de control (17) define la superficie de corte (9) que comprende una sección anterior (F) así como una posterior (L) y excita el dispositivo de escaneo (10) y la fuente de radiación láser (S), de modo que las zonas de interacción (8) se generan en la sección posterior L a lo largo de una espiral que conduce desde fuera hacia dentro.
- 15 2. Dispositivo según la reivindicación 1, **caracterizado porque** las zonas de interacción (8) se generan a continuación en la sección anterior F a lo largo de una espiral que va hacia fuera.
3. Procedimiento para el procesamiento de material no quirúrgico mediante radiación láser, en el que se genera radiación láser pulsada (3), se concentra para la interacción en el material (5) sobre los centros de interacción (7), y se regula la posición de los centros de interacción (7) en el material (5), en el que cada pulso láser de procesamiento interacciona con el material (5) en una zona (8) que rodea el centro de interacción (7) asociada a él, de modo que en las zonas de interacción (8) se separa el material (5), y se genera una superficie de corte (9) en el material (5) mediante alineamiento yuxtapuesto de las zonas de interacción (8), **caracterizado porque** el dispositivo de control (17) la superficie de sección (9) comprende una sección anterior (F) así como una posterior (L) y las zonas de interacción (8) se generan en la sección posterior L a lo largo de una espiral que conduce desde fuera hacia dentro.
- 20 4. Procedimiento según la reivindicación 3, **caracterizado porque** las zonas de interacción (8) se generan a continuación en la sección anterior F a lo largo de una espiral que va hacia fuera.
- 30 5. Procedimiento para la facilitación de juegos de datos, en el que los juegos de datos predeterminan diferentes parámetros de funcionamiento para regiones individuales del material a procesar para un dispositivo para el procesamiento de material, que presenta
- 35 - una fuente de radiación láser (S) que emite radiación láser pulsada (3) para la interacción con el material (5),
 - una óptica (6) que concentra la radiación láser de procesamiento pulsada (3) en el material (5) sobre un centro de interacción (7), un dispositivo de escaneo (10) que regula la posición del centro de interacción en el material, en el que cada pulso láser de procesamiento interacciona con el material (5) en una zona (8) que rodea el centro de interacción (7) asociado a él, de modo que en las zonas de interacción (8) se separa el material (5), y
- 40 - un dispositivo de control (17) que excita el dispositivo de escaneo (10) y la fuente de radiación láser (S), de modo que en el material (5) se origina una superficie de corte (9) mediante una pluralidad de zonas de interacción (8),
- caracterizado porque**
- 45 los juegos de datos para el dispositivo de control (17) definen la superficie de corte (9) que comprende una sección anterior (F) así como una posterior (L) y controlan el dispositivo de control (17) para la excitación del dispositivo de escaneo (10) y de la fuente de radiación láser (S), de modo que las zonas de interacción (8) se generan en la sección posterior L a lo largo de una espiral que conduce desde fuera hacia dentro.
- 50 6. Procedimiento según la reivindicación 5, **caracterizado porque** los juegos de datos predeterminan las zonas de interacción (8) a continuación en la zona anterior F a lo largo de una espiral que va hacia fuera.

FIG 1

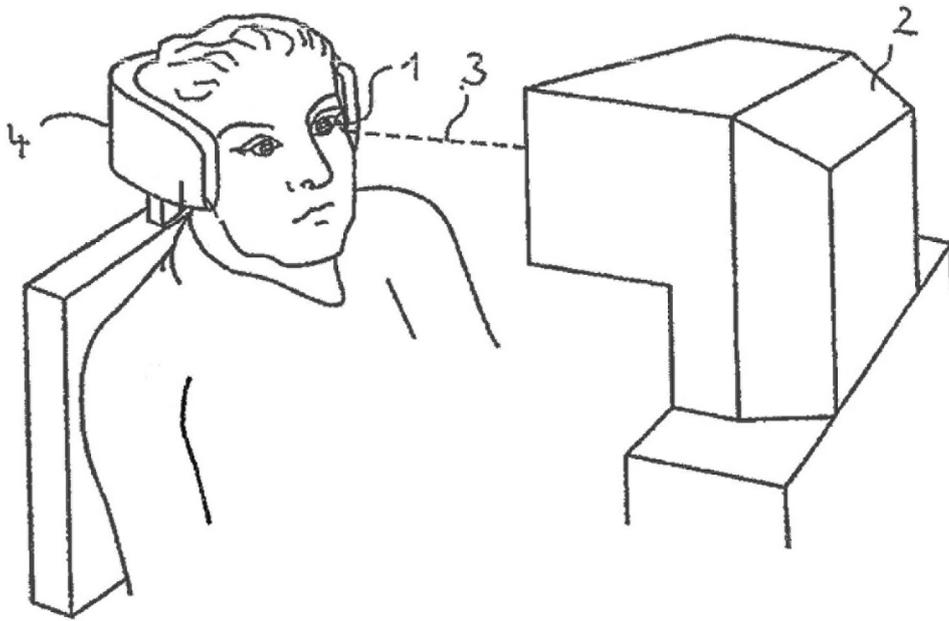


FIG 2

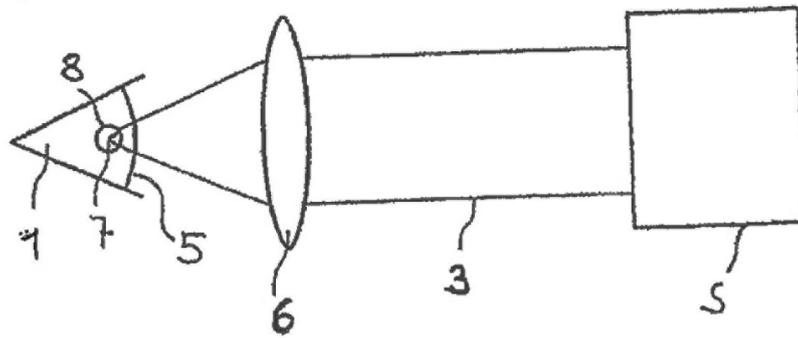


FIG 3

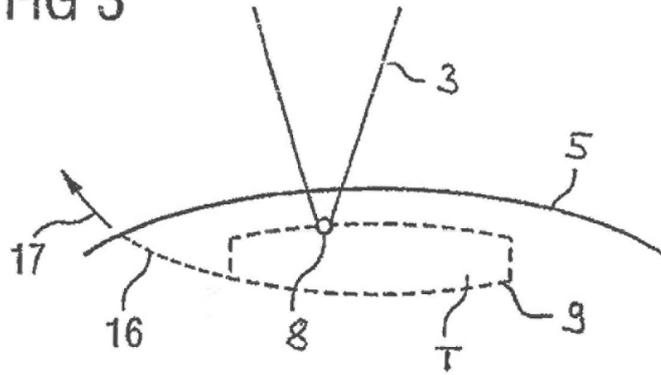


FIG 4

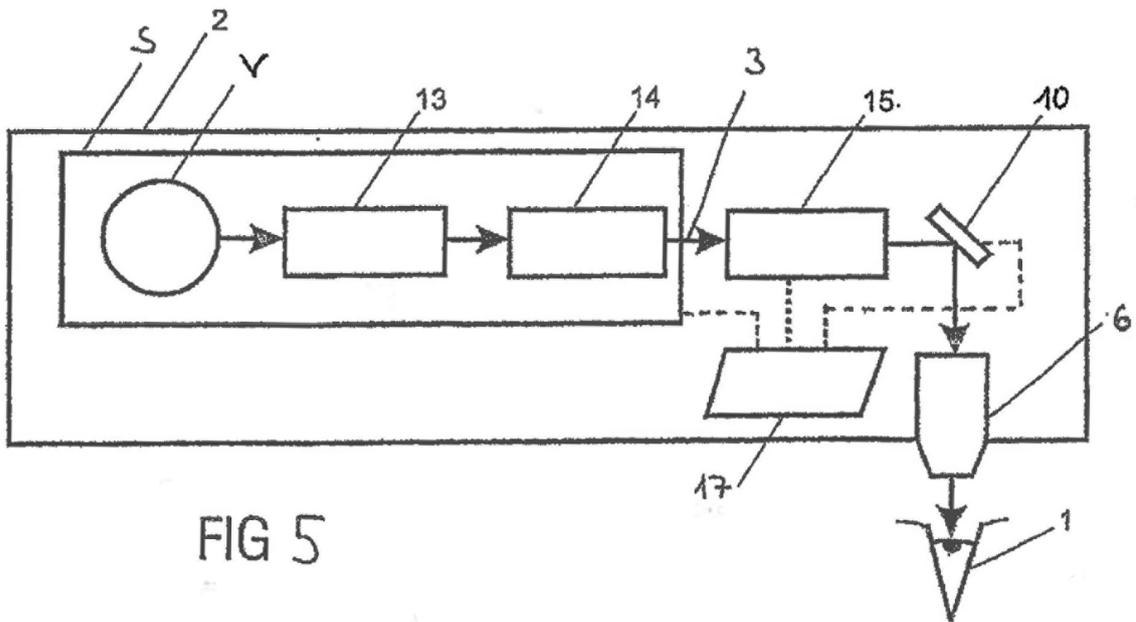
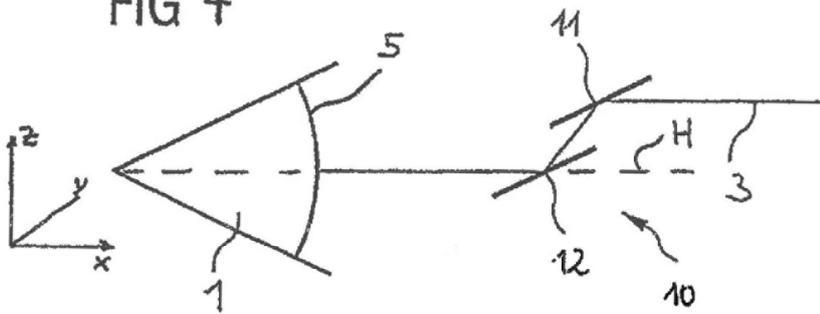


FIG 5

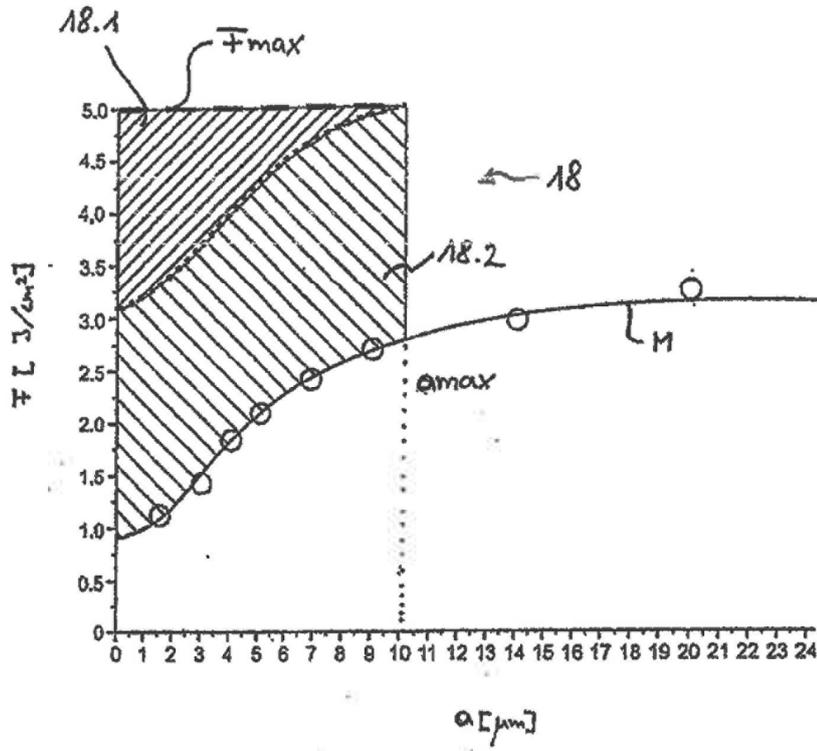


Fig. 6

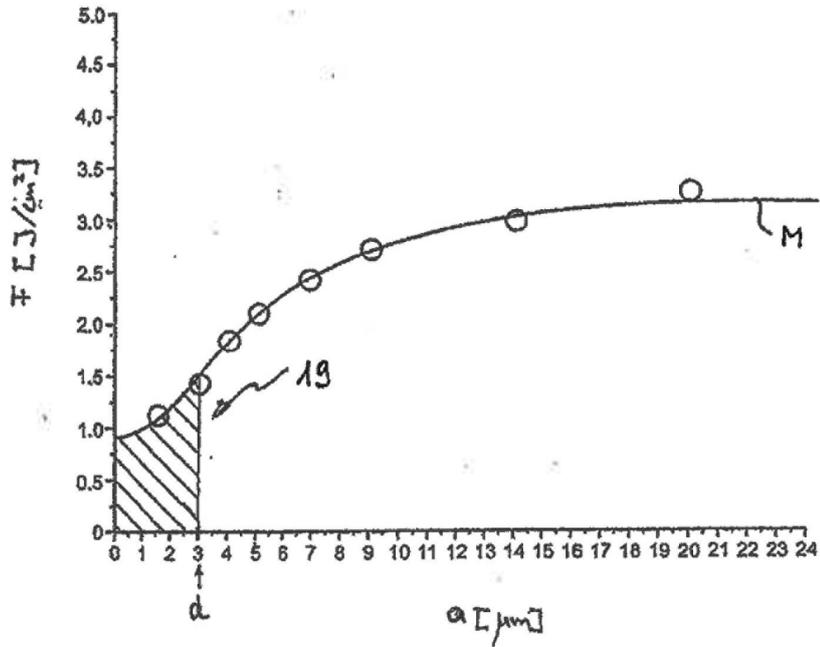


Fig. 7

Fig. 8

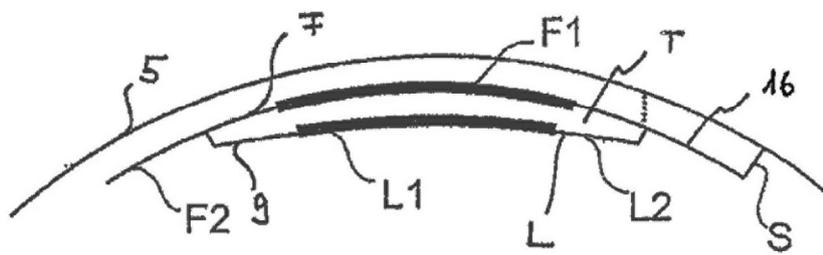
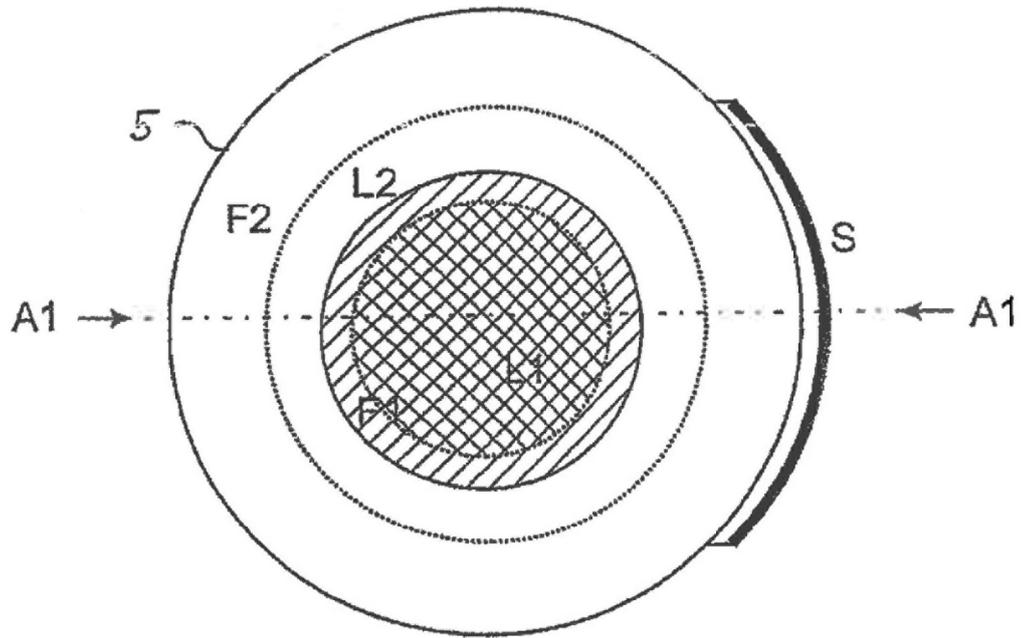


Fig. 9

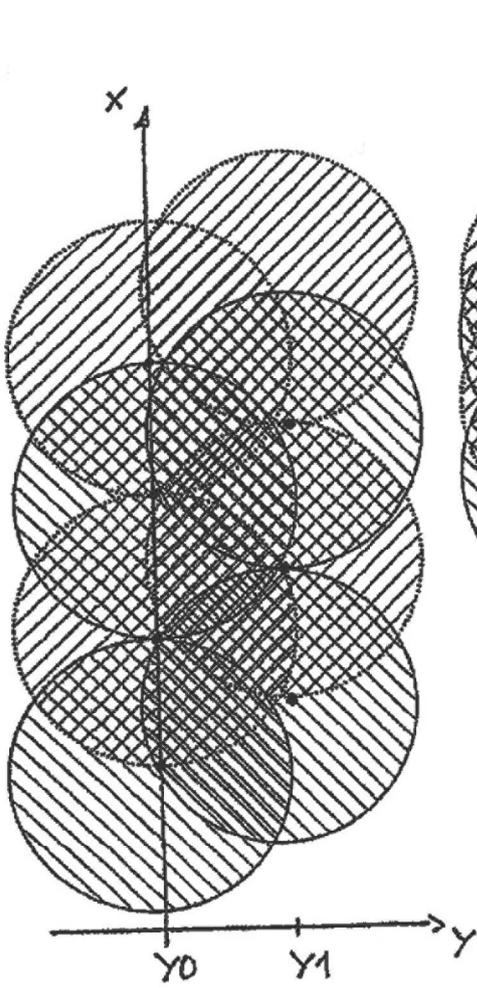


Fig. 12

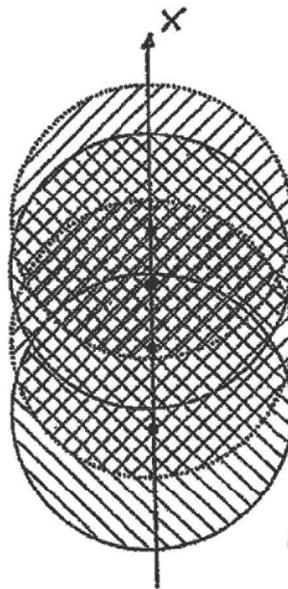


Fig. 11

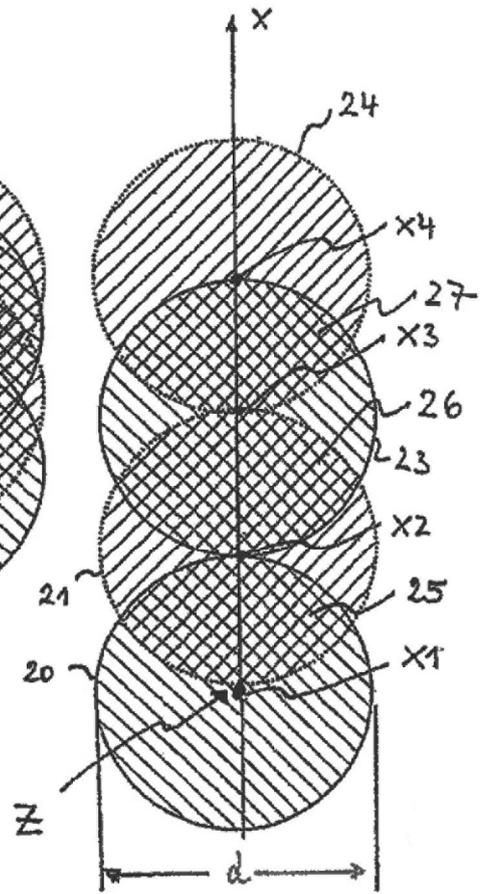


Fig. 10

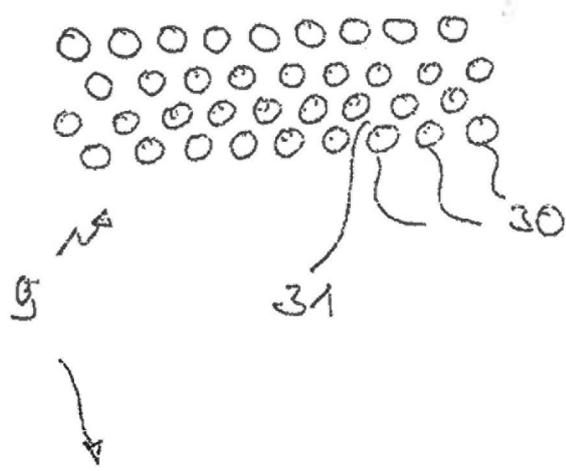


Fig. 13a

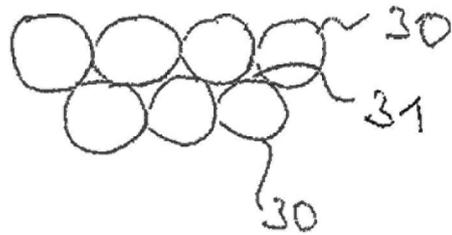


Fig. 13b

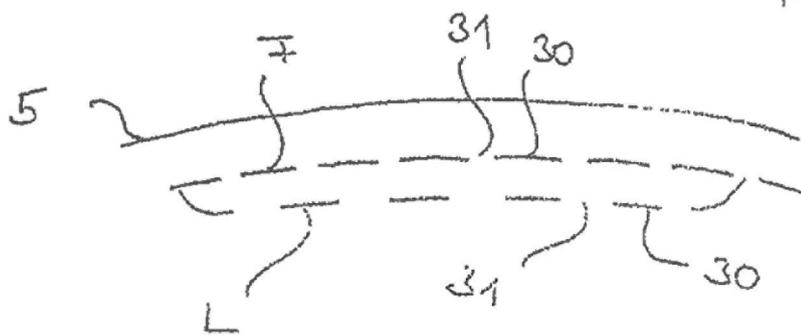


Fig. 14