

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 734 890**

51 Int. Cl.:

A61F 9/008 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **10.10.2011 PCT/EP2011/005061**

87 Fecha y número de publicación internacional: **18.04.2013 WO13053366**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.10.2011 E 11770055 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **15.05.2019 EP 2765965**

54 Título: **Dispositivo y método para cirugía en el ojo humano**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
12.12.2019

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**DONITZKY, CHRISTOF y
VOGLER, KLAUS**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 734 890 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 método para cirugía en el ojo humano

La invención se refiere al tratamiento quirúrgico con láser del ojo humano y, en particular, a la generación de una figura de incisión tridimensional en el estroma corneal.

5 El uso de radiación láser pulsada enfocada con el propósito de generar incisiones en el tejido corneal o en otras partes del tejido del ojo humano ha sido objeto de una intensa investigación en oftalmología humana durante algún tiempo. La técnica anterior puede encontrarse, por ejemplo, en el documento WO 2008/014419 A2, que se refiere en general a cirugía intra-estromal que corrige aberraciones del ojo de bajo orden y de alto orden. Hay ya también instrumentos en el mercado que proporcionan una función de generación de incisiones con radiación láser de dicho tipo. Por lo general, a este respecto, encuentra aplicación la radiación láser de pulso ultra corto con duraciones de pulso dentro, por ejemplo, del intervalo de femtosegundos. Sin embargo, la invención no se limita a esto; en la medida en que la generación de una incisión en el tejido ocular de la córnea también es posible con duraciones de pulso más cortas o más largas, estas también deben ser incluidas por la invención; por ejemplo, duraciones de pulso dentro del intervalo de attosegundos o dentro del intervalo de picosegundos de uno, dos o tres dígitos.

15 Un efecto físico que se utiliza en el curso de la generación de una incisión por medio de radiación láser pulsada es la llamada ruptura o interrupción óptica inducida por láser, que da lugar a una llamada foto-disrupción, cuya magnitud se limita aproximadamente a la magnitud del foco de radiación en el punto de la cintura de la radiación. Como resultado de la yuxtaposición de una pluralidad de dichas foto-disrupciones, se pueden generar diversas incisiones relativamente complejas en el tejido ocular.

20 Una aplicación ejemplar de la generación de una incisión mediante radiación láser pulsada es la llamada LASIK (queratomileusis por láser in situ). En este procedimiento quirúrgico, que generalmente se clasifica como cirugía refractiva, es decir, cirugía dirigida a la eliminación o al menos a la mejora de las propiedades de formación de imágenes defectuosas del ojo, en primer lugar, la córnea humana se abre horizontalmente (desde el punto de vista del paciente reclinado), por lo que aparece una pequeña cubierta (generalmente llamada colgajo en círculos especializados) que se puede plegar a un lado. Después de que el colgajo ha sido retirado a un lado, en el estroma de la córnea que se ha expuesto de esta manera se realiza una así denominada ablación por medio de radiación láser (por ejemplo, radiación de excímero con una longitud de onda de 193 nm), es decir, se elimina tejido estromal de acuerdo con un perfil de ablación adecuado calculado previamente para el paciente. Después de esto la pequeña cubierta se pliega hacia atrás, prosiguiendo el proceso de curación de manera relativamente indolora y rápida. Después de esta intervención, la córnea tiene diferentes propiedades de imagen, a cuyo respecto en el mejor de los casos se logra una eliminación total de la visión defectuosa anterior.

En el procedimiento "clásico" anterior, el corte del colgajo se efectúa con un microqueratomo mecánico, a cuyo respecto, sin embargo, el corte del colgajo usando tecnología láser también se ha contemplado recientemente. Las concepciones existentes para esto proporcionan con frecuencia un aplanamiento (nivelación) de la superficie anterior de la córnea mediante un apoyo contra una superficie de apoyo plana de un elemento de contacto que es transparente a la radiación láser, generándose a continuación el colgajo por una incisión en el lecho situada a profundidad constante y por una incisión lateral que se extiende desde la incisión del lecho hasta la superficie de la córnea. La nivelación de la córnea permite que la incisión en el lecho se ejecute como una incisión bidimensional, para lo cual únicamente se requiere un control de la ubicación del foco de radiación en un plano perpendicular a la dirección de propagación de la radiación (designado en notación convencional como el plano x-y), sin llevar a cabo un control de la ubicación del foco de radiación en la dirección de propagación de la radiación láser (esta dirección se designa, de acuerdo con la notación convencional, como la dirección z). Para la generación de la incisión en el lecho, el foco de radiación se mueve, por ejemplo, a lo largo de una trayectoria de escaneo serpenteante, es decir, una trayectoria tortuosa que se compone de una pluralidad de porciones de trayectoria rectilínea situadas una junto a otra en paralelo que están conectadas entre sí en sus extremos por medio de porciones de nuevo direccionamiento que están curvadas en forma arqueada o angular. Para la generación de la incisión lateral, el foco de radiación se mueve, por ejemplo, a lo largo de una trayectoria helicoidal o espiral que asciende desde la incisión del lecho hasta la superficie de la córnea, o a lo largo de varias trayectorias circulares superpuestas. Dado que a una tasa de repetición del pulso invariable puede disminuir la separación de pulsos de radiación consecutivos en las partes de inversión de la trayectoria de escaneo serpenteante de la incisión del lecho, en el documento PCT/EP 2009/003730 publicado como WO2010/136050 A1, se propone una supresión selectiva de pulsos de radiación que se encuentran en regiones de la trayectoria de escaneo serpenteante que se encuentra fuera de la incisión lateral. Por este medio, se pretende evitar el daño térmico en las partes de inversión de la trayectoria de escaneo serpenteante.

Otra forma de operación en la que se generan incisiones en la córnea por medio de radiación láser pulsada es la extracción del lentículo corneal asistida por láser. En este caso, en el estroma de la córnea se corta un volumen de tejido, que, por ejemplo, tiene la forma de un disco pequeño, que se puede extraer del ojo a través de una incisión auxiliar. Dependiendo de la indicación (por ejemplo, miopía, hipermetropía), el lentículo a extraer puede tener formas variables. Con el fin de cortar el lentículo libre, el procedimiento hasta ahora ha sido frecuentemente tal que, en primer lugar, una incisión inferior que limita el lado inferior del lentículo (lado posterior del lentículo) y, posteriormente, una incisión superior

que limita el lado superior del lentículo (lado anterior del lentículo) se generan en la córnea, ambas incisiones frecuentemente son tridimensionales y cada una requiere un control z del foco de radiación. En ambas incisiones, el foco de radiación se mueve, por ejemplo, a lo largo de una trayectoria de escaneo serpenteante, por lo que en cada punto de la trayectoria de escaneo serpenteante la posición z del foco de radiación se establece en la posición de la incisión en cuestión. Durante la escaneo de la trayectoria de escaneo serpenteante puede ser necesario, por tanto, una y otra vez, ajustar el foco de radiación en la dirección z, a cuyo respecto, bajo ciertas circunstancias, esto puede ser necesario continuamente de pulso de radiación a pulso de radiación.

Con frecuencia, también se puede observar un procedimiento similar en el caso de la generación, mediante tecnología láser, de incisiones de queratoplastia corneal, es decir, incisiones mediante las cuales un trozo de tejido corneal que está enfermo o lesionado y, por lo tanto, ha de ser trasplantado o un trozo de tejido corneal del ojo de un donante que sirve como material donante se corta libremente. A este respecto, se mencionan especialmente las incisiones de queratoplastia endotelial y epitelial. En el caso de las queratoplastias corneales, las incisiones necesarias para la queratoplastia pueden ser considerablemente complejas. Esto da lugar a ajustes en z relativamente frecuentes del foco de radiación si se está intentando generar una incisión tridimensional con una única trayectoria de escaneo serpenteante.

Con vistas al ajuste x-y del foco de radiación, hay disponibles escáneres suficientemente rápidos que, por ejemplo, funcionan con espejos de escáner controlados galvanométricamente. Por otro lado, los escáneres z disponibles, es decir, los escáneres que permiten un desplazamiento del foco en la dirección z, son a menudo lentos en comparación con los escáneres galvanométricos de espejo. Dependiendo de la complejidad de la forma de la incisión que se va a generar, es decir, dependiendo de la magnitud de los desplazamientos del foco z que se han de ejecutar al barrer la superficie que define la incisión, el período de tiempo requerido para la generación de la incisión, y en consecuencia toda la duración de la operación, por lo tanto, puede ser indeseablemente larga.

Contra estos antecedentes, un objeto de la invención es demostrar un dispositivo mediante el cual, en el caso de la generación de una incisión en el tejido ocular de la córnea utilizando tecnología láser, se pueden generar incluso incisiones tridimensionales relativamente complejas en un tiempo aceptablemente corto.

La invención está expuesta en la reivindicación 1. Realizaciones preferidas están esquematizadas en las reivindicaciones dependientes.

De acuerdo con un aspecto según la invención, se proporciona un dispositivo para cirugía en el ojo humano, que incluye un aparato láser para hacer disponible la radiación láser enfocada pulsada, estando controlado el aparato láser por un programa de control de tal manera que por medio de la radiación láser es capaz de generar una figura de incisión en la córnea de un ojo que se ha de tratar, e incluyendo la figura de incisión una primera incisión que limita un volumen de tejido de la córnea que se ha de retirar. La generación de la primera incisión en este caso requiere un control de movimiento del foco de radiación en la dirección de propagación de la radiación. El programa de control está diseñado de tal manera que para la generación de la figura de incisión, el foco de radiación se mueve sucesivamente en una pluralidad de planos superpuestos en los que es posible un movimiento del foco de radiación en cada caso sin control de movimiento en la dirección de propagación de la radiación (dirección z). Para cada plano, el programa de control proporciona, por ejemplo, una trayectoria de escaneo serpenteante del foco de radiación que, al menos en la región de sus puntos de inversión, se extiende fuera del volumen del tejido. El programa de control está diseñado para permitir a través del ojo, en cada plano, al menos dichos impulsos de radiación que sirven para generar la primera incisión. Además, el programa de control está diseñado para suprimir, en al menos una fracción de los planos, en cada caso, al menos una fracción (es decir, un número parcial) de esos pulsos de radiación que son asignados a las regiones de la trayectoria de escaneo serpenteante que están situadas a una distancia de la primera incisión.

La invención se basa en la idea de proporcionar, con el fin de generar una figura de incisión corneal tridimensional, varios planos de escaneo superpuestos (planos de incisión) en los que el foco de radiación se mueve en cada caso a lo largo de una trayectoria de escaneo predeterminada que es independiente de la forma concreta de la incisión, mediante la cual se permiten pulsos de radiación a través de donde se ha de generar una foto-disrupción en el plano en cuestión, es decir, sobre todo donde la incisión que se genera se interseca con el plano. Al mismo tiempo, el dispositivo de acuerdo con la invención tiene una unidad de supresión controlable que hace posible eliminar los pulsos de radiación individuales de forma selectiva, de modo que no alcancen el ojo. La unidad de supresión, que también se puede designar como un interruptor óptico, puede incluir, por ejemplo, un modulador electro-óptico o acústico-óptico o una celda de Pockels. A través de la provisión de un mecanismo de supresión de este tipo, en cada plano los pulsos de radiación pueden suprimirse cuando no se pretende la foto-disrupción, es decir, por ejemplo, fuera de las regiones en las que la incisión ha de ser generada en el volumen y el plano en cuestión, por ejemplo un plano horizontal, la interseca.

Para cada plano, se puede haber predeterminado el mismo patrón de trayectoria de la trayectoria de escaneo, a cuyo respecto se mencionó anteriormente una trayectoria de escaneo serpenteante. Cabe señalar que la invención no está, en principio, limitada a trayectos de escaneo serpenteantes; en lugar de esto, otros tipos de trayectorias de escaneo también son concebibles, con los cuales se pueden aproximar puntos que en sí mismos son arbitrarios en el plano en cuestión, de modo que, cuando sea necesario, se pueda generar una incisión continua de gran área en un plano. Concebible como una alternativa a una trayectoria de escaneo serpenteante es, por ejemplo, un patrón de escaneo en espiral. El patrón de la trayectoria de escaneo es preferentemente el mismo para todos los planos.

En cada plano, la trayectoria de escaneo predeterminada se puede escanear sin control z del foco de radiación. Si la trayectoria de escaneo de un plano solo se barre completamente antes de mover el foco de radiación a otro plano, es posible mantener los desplazamientos z del foco de radiación que son necesarios para la generación de una incisión pequeña, y por lo tanto mantener el retardo de tiempo debido a dichos desplazamientos de foco z dentro de límites aceptables. Se ha demostrado que la ventaja de la velocidad de los escáneres galvanométricos x-y convencionales puede compensar fácilmente el aumento del esfuerzo de escaneo x-y de la invención, de modo que se pueden esperar tiempos de tratamiento más cortos en general. El concepto, según la invención, de la división de la generación de una incisión en varios planos es, además, aplicable a las geometrías de incisión que en sí mismas son arbitrarias.

Según una configuración, el programa de control puede configurarse para permitir el paso al ojo en al menos una fracción de los planos, si se desea en cada plano, en cada caso solo de los impulsos de radiación que sirven para generar la primera incisión. La primera incisión es, como se definió anteriormente, un elemento de la figura de la incisión que define el contorno envolvente del volumen de tejido corneal que se ha de eliminar. La configuración antes mencionada garantiza que, al menos en una fracción de los planos, se generen foto-disrupciones solo cuando la primera incisión interseca el plano en cuestión. Este concepto se puede aplicar a todos los planos, de modo que la figura de la incisión como un todo incluya solo la primera incisión, y en cada plano se generan foto-disrupciones solo en las líneas de intersección entre la superficie de la primera incisión y el plano en cuestión. De esta manera, todo el volumen de tejido que ha de ser retirado se puede recortar como una sola pieza continua de tejido.

Sin embargo, en una configuración alternativa es concebible segmentar el volumen de tejido que se ha de retirar, es decir para subdividirlo en varios (al menos dos), en cada caso, volúmenes parciales extraíbles por separado. Para este propósito, la figura de la incisión puede incluir al menos una incisión adicional que subdivide el volumen del tejido limitado por la primera incisión en volúmenes parciales que están separados uno de otro. El programa de control en este caso está diseñado para permitir el paso a través del ojo, en los planos, al menos de los impulsos de radiación que sirven para generar al menos otra incisión adicional.

Mediante la segmentación del volumen del tejido que se ha de retirar en su totalidad en volúmenes parciales, la retirada del tejido se puede simplificar, ya que las fracciones de volúmenes más pequeños se pueden extraer sucesivamente, por ejemplo, mediante aspiración y/o irrigación, en lugar de tener que extraer un trozo de gran volumen completamente de una vez.

Al menos una incisión adicional puede incluir al menos una segunda incisión que corta el volumen del tejido a lo largo de uno de los planos. Con el fin de generar tal segunda incisión, el programa de control puede proporcionar una transmisión al ojo de todos los pulsos de radiación que inciden, de acuerdo con la trayectoria de escaneo serpenteante, dentro del volumen de tejido limitado por la primera incisión. De esta manera, toda el área rodeada por la primera incisión se puede cortar en el plano en cuestión. Fuera de esta área se prefieren borrar todos los pulsos de radiación. La segunda incisión (o, en general, cada incisión adicional que sirve para la segmentación del volumen del tejido), por lo tanto, solo alcanza preferentemente hasta el contorno exacto del volumen del tejido a eliminar, definido por la primera incisión. Para este propósito, el programa de control puede configurarse para provocar, en un plano para el que la figura de incisión proporciona una segunda incisión, una supresión de todos esos impulsos de radiación que se asignan a regiones de la trayectoria de escaneo serpenteante que se encuentran fuera del volumen del tejido. Sin embargo, dentro del alcance de la invención, en principio no debe excluirse que cause al menos una incisión adicional que sirve para la segmentación del volumen del tejido, no para terminar directamente en la primera incisión, sino en su lugar para extenderla más allá de la primera incisión en unas pocas foto-disrupciones. Por ejemplo, adyacente a la línea de intersección entre la primera incisión y el plano en cuestión, los primeros dos, tres o cuatro pulsos de radiación pueden ser permitidos a través del ojo.

Dependiendo del tamaño del volumen de tejido que se ha de retirar y de la extensión deseada de la segmentación, puede ser útil si al menos una incisión adicional incluye varias segundas incisiones que se superponen en cada caso a una distancia mutua de varios planos.

Alternativa o adicionalmente, al menos una incisión adicional puede incluir al menos una tercera incisión que se extiende transversalmente a los planos. Mediante la transmisión selectiva de pulsos de radiación individuales dentro del volumen del tejido a través de varios planos, es posible generar incisiones que cortan el volumen del tejido, por ejemplo, perpendicularmente a los planos. Dichas incisiones que se extienden transversalmente pueden, en particular, ser útiles cuando el volumen de tejido que se ha de retirar tiene una magnitud relativamente grande en la dirección x-y, de modo que los segmentos con dimensiones x-y aceptablemente más pequeñas pueden formarse por generación de una o más terceras incisiones. Por ejemplo, mediante la generación de un número adecuado de segundas y terceras incisiones, es posible subdividir el volumen de tejido que ha de ser retenido como un todo en forma de cubos.

Ventajosamente, el programa de control está diseñado para barrer los planos con el foco de radiación en el orden de su disposición superpuesta, y solo después del barrido completo de la trayectoria de escaneo serpenteante de un plano para mover el foco de radiación al próximo plano.

De acuerdo con otro aspecto, describimos un proceso para el tratamiento quirúrgico con láser del ojo humano, que comprende:

- hacer disponible radiación láser pulsada con un foco de radiación,
 - generar, mediante la radiación láser, una figura de incisión en la córnea de un ojo que ha de ser tratado, incluyendo la figura de la incisión una primera incisión que limita un volumen del tejido corneal que se ha de extraer, y
- 5 – extraer el volumen del tejido.

La generación de la primera incisión en este caso requiere un control de movimiento del foco de radiación en la dirección de propagación de la radiación (dirección z), comprendiendo la generación de la figura de incisión:

- mover el foco de radiación sucesivamente en una pluralidad de planos superpuestos en donde un movimiento del foco de radiación es posible en cada caso sin control de movimiento en la dirección z o la dirección de propagación de la radiación, por lo que en cada plano el foco de radiación se mueve a lo largo de una trayectoria de escaneo serpenteante que se extiende, al menos en el región de sus puntos de inversión, fuera del volumen del tejido,
- 10
- en cada plano, permitir actuar sobre el ojo al menos a dichos pulsos de radiación que sirven para generar la primera incisión, y
- 15
- en al menos una fracción de los planos, la supresión, en cada caso, de al menos una fracción de esos pulsos de radiación que se asignan a regiones de la trayectoria de escaneo serpenteante que están situadas a una distancia de la primera incisión.

El volumen de tejido que se ha de retirar puede estar situado completamente dentro de la córnea, es decir, la primera incisión puede ser una incisión tridimensional que está cerrada en sí misma. Esta situación puede ocurrir, por ejemplo, en el caso de la extracción del lentículo corneal con el propósito de la corrección refractiva de los defectos de la visión. Alternativamente, el volumen de tejido que se ha de retirar puede llegar hasta la superficie anterior de la córnea o la superficie posterior de la córnea, por ejemplo, en el caso de una queratoplastia corneal epitelial o una queratoplastia corneal endotelial. La primera incisión tiene entonces un borde situado en la superficie anterior de la córnea o en la superficie posterior de la córnea.

20

La invención se explicará con más detalle a continuación sobre la base de los dibujos esquemáticos adjuntos. Están representadas:

25

La fig. 1 en representación de bloques esquemática, elementos de un dispositivo láser para tratamientos quirúrgicos oculares según una realización ejemplar,

La fig. 2a la generación de un lentículo intra-corneal para una corrección de la miopía de acuerdo con una realización ejemplar,

30

La fig. 2b, un patrón de mecanizado ejemplar en un plano de escaneo para la generación de lentículo de acuerdo con la fig. 2a,

La fig. 2c, un patrón de mecanizado ejemplar en otro plano de escaneo para la generación de lentículo de acuerdo con la FIG. 2a,

La fig. 3 esquemáticamente, una generación de lentículo intra-corneal para una corrección de hipermetropía,

35

La fig. 4 esquemáticamente, una generación de lentículo intra-corneal para una corrección de miopía con compensación de coma,

La fig. 5a esquemáticamente, una generación de lentículo intra-corneal para una corrección de miopía con segmentación del lentículo según una realización ejemplar,

La fig. 5b, un patrón de mecanizado ejemplar en un plano de escaneo para la generación de lentículo de acuerdo con la FIG. 5a, y

40

La fig. 5c, un patrón de mecanizado ejemplar en otro plano de escaneo para la generación de lentículo de acuerdo con la FIG. 5a.

El dispositivo láser mostrado en la FIG. 1, indicado en general por 10, incluye una fuente de láser 12 que hace disponible un haz 14 de láser pulsado en el que la duración del pulso de los pulsos de radiación es adecuada para el uso del haz 14 de láser con el fin de generar incisiones en el tejido corneal de un ojo 16 de un paciente que se ha de tratar. Por ejemplo, la duración del pulso de los pulsos de radiación del haz 14 de láser se encuentra dentro del intervalo de femtosegundo o de attosegundo. El haz 14 de láser hecho disponible por la fuente 12 de láser tiene una tasa de repetición de pulsos tal como se desea para la aplicación en cuestión, es decir, la tasa de repetición de los pulsos de radiación emitidos desde el dispositivo láser 10 y dirigidos hacia el ojo 16 corresponde a la tasa de repetición de los pulsos de radiación que están

45

50

disponibles en la salida de la fuente 12 de láser, a menos que, de una manera que dependa del perfil de mecanizado predeterminado para el ojo 16, una fracción de los pulsos de radiación emitidos desde la fuente 12 de láser sea suprimida por medio de un interruptor óptico 18 dispuesto en la trayectoria del haz 14 de láser. Dichos impulsos de radiación suprimidos no llegan al ojo 16.

5 De una manera no mostrada en detalle, pero conocida como tal, la fuente 12 de láser puede incluir, por ejemplo, un oscilador láser (por ejemplo, un oscilador láser de estado sólido), un preamplificador, que aumenta la potencia de pulso de los pulsos de láser emitidos procedentes del oscilador y simultáneamente los estira temporalmente, un selector de pulso posterior, que selecciona pulsos individuales a partir de los pulsos de láser pre-amplificados del oscilador, para así reducir la tasa de repetición a una tasa deseada, un amplificador de potencia, que amplifica los pulsos seleccionados, aún estirados temporalmente, a la energía de pulso necesaria para la aplicación, y un compresor de pulsos, que comprime temporalmente la salida de pulsos del amplificador de potencia a la duración del pulso deseada para la aplicación.

10 El conmutador óptico 18, que también puede designarse como un modulador de pulsos, puede, por ejemplo, diseñarse como un modulador acústico-óptico o como un modulador electro-óptico. En general, el conmutador óptico 18 puede contener elementos ópticamente activos que permiten una supresión rápida de pulsos de láser individuales. El conmutador óptico 18 puede contener, por ejemplo, una trampa de haz indicada esquemáticamente en 20, que sirve para absorber los pulsos de radiación que han de ser suprimidos, que no deben alcanzar el ojo 16. El conmutador óptico 18 puede desviar tales impulsos de radiación para que se supriman de la trayectoria de haz normal de los pulsos de radiación del haz 14 de láser y dirigirlos hacia la trampa 20 de haz.

20 En la trayectoria del haz del haz 14 de láser se disponen otros componentes ópticos que, en el caso ejemplar mostrado, incluyen un escáner z 22, un escáner x-y 24 y también un objetivo 26 de enfoque. El objetivo 26 de enfoque sirve para enfocar el haz 14 de láser sobre una ubicación de mecanizado deseada en o en el ojo 16, en particular en la córnea del mismo. El scanner z 22 sirve para el control longitudinal de la ubicación del punto focal del haz 14 de láser; el escáner x-y 24 sirve, por otra parte, para el control transversal de la ubicación del punto focal. "Longitudinal" se refiere a este respecto a la dirección de propagación del haz; esto se designa en notación convencional como la dirección z. "Transversal", por otro lado, designa una dirección transversal a la dirección de propagación del haz 14 de láser; de acuerdo con la notación convencional, el plano transversal se designa como el plano x-y. Un marco de coordenadas que representa las direcciones x-y-z en la región del ojo 16 se ha dibujado en la FIG. 1 con fines ilustrativos.

25 Para el propósito de la desviación transversal del haz 14 de láser, el escáner x-y 24 puede, por ejemplo, incluir un par de espejos de escáner accionados galvanométricamente que son capaces de ser inclinados alrededor de ejes mutuamente perpendiculares. Por otro lado, el escáner z 22 puede contener, por ejemplo, una lente ajustable longitudinalmente o una lente de potencia refractiva variable o un espejo deformable, con lo cual la divergencia del haz 14 de láser y, por consiguiente, la posición z del foco del haz puede ser influenciada. Por ejemplo, dicha lente o espejo ajustable puede estar contenido en un dispositivo de expansión de haz que no se ha representado en detalle y que expande el haz 14 de láser emitido desde la fuente 12 de láser. El dispositivo de expansión de haz puede, por ejemplo, configurarse como un telescopio de Galileo.

30 El objetivo 26 de enfoque es preferiblemente un objetivo f-theta y está acoplado preferiblemente de manera desmontable en su lado de salida del haz con un adaptador 28 para el paciente que constituye una interfaz de apoyo para la córnea del ojo 16. Para este propósito, el adaptador 28 para el paciente exhibe un elemento 30 de contacto que es transparente a la radiación láser y que en su parte inferior orientada hacia el ojo exhibe una superficie 32 de apoyo para la córnea. En el caso ejemplar mostrado, la superficie 32 de apoyo se realiza como una superficie plana y sirve para nivelar la córnea, presionando el elemento de contacto 30 contra el ojo 16 con la presión apropiada o siendo aspirada por la córnea sobre la superficie 32 de apoyo mediante presión baja. El elemento 30 de contacto, que en el caso del diseño plano-paralelo generalmente se designa como la placa de aplanamiento, se ajusta al extremo más estrecho de un manguito de soporte 34 que se ensancha cónicamente. La conexión entre el elemento 30 de contacto y el manguito de soporte 34 puede ser permanente, por ejemplo en virtud de la unión por adhesión, o puede ser desmontable, por ejemplo en virtud de un acoplamiento roscado. De una manera no representada en detalle, el manguito portador 34 tiene en su extremo más ancho del manguito, que en el dibujo es el extremo superior, estructuras de acoplamiento adecuadas para el acoplamiento al objetivo 26 de enfoque.

35 40 45 50 Se entenderá que el orden del conmutador óptico 18, el escáner z 22, el escáner x-y 24 y el objetivo 26 de enfoque no tienen que ser como se ha representado en la fig. 1. Por ejemplo, el conmutador óptico 18 puede haberse dispuesto fácilmente en la trayectoria del haz aguas abajo del scanner z 22. El orden de estos componentes mostrado en la fig. 1 en este sentido, no debe entenderse de ninguna manera como limitante.

55 La fuente 12 de láser, el conmutador óptico 18 y también los dos escáneres 22, 24 (que, si se desea, también pueden combinarse en una sola unidad estructural) se controlan mediante un ordenador 36 de control que funciona de acuerdo con un programa 40 de control almacenados en una memoria 38. El programa 40 de control contiene instrucciones (código de programa) que llevan a cabo, tras la ejecución por el ordenador 36 de control, dicho control de la ubicación del foco del haz 14 de láser que se encuentra en la córnea del ojo 16 contra el elemento 30 de contacto surge una figura de incisión que corta completamente del tejido corneal circundante un volumen de tejido corneal que ha de ser retirado

dentro del alcance de una extracción de lentículo corneal o de una queratoplastia corneal. Si se desea, esta figura de incisión puede provocar adicionalmente una segmentación de este volumen de tejido en una pluralidad de segmentos de volumen separados individualmente uno de otro.

5 Para una primera realización ejemplar de una extracción de lentículo corneal, ahora se hará referencia a la fig. 2a. La córnea del ojo que se ha de tratar, que está apoyada contra la superficie 32 de apoyo del elemento 30 de contacto, se indica esquemáticamente en 42; su superficie anterior está indicada por 44. Además, se ha dibujado un lentículo intra-estromal 46 que es adecuada para una corrección de la miopía y que está separada del tejido corneal circundante por una incisión tridimensional 48, cerrada en sí misma, y que puede extraerse de la córnea 42 a través de una incisión de acceso que no está representada en detalle. Después de la retirada del lentículo 46, la región corneal anterior ubicada
10 aguas arriba de la cavidad que ha surgido desciende hasta el piso (posterior) de esta cavidad y/o se produce una elevación del piso posterior hacia el lado anterior de la cavidad. Esto se acompaña de un remodelado de la superficie anterior 44 de la córnea, como resultado de lo cual, correspondientemente, se puede eliminar o al menos reducir una miopía del ojo 16 que ha de ser tratado.

15 Para la generación de la incisión 48, que es una primera incisión en el sentido de la invención, el foco del haz del haz 14 de láser del dispositivo láser 10 mostrado en la FIG. 1 se controla de tal manera que pasa sucesivamente a través de una pluralidad de planos (planos de escaneo) y, en cada uno de estos planos, escanea un patrón de escaneado predeterminado que es independiente de la forma concreta del volumen de tejido que ha de ser retirado (aquí: lentículo 46). Donde sea que el patrón de escaneo en el plano en cuestión toque o interseque la superficie de la incisión 48 que ha de ser generada, el conmutador óptico 18 permite la transmisión de pulsos de láser, de modo que se produzca una foto-
20 disrupción en estos puntos. En las regiones restantes del patrón de escaneo, los pulsos de láser son bloqueados, es decir, se suprimen, mediante el conmutador óptico 18, de modo que en estas regiones no llegan al ojo los pulsos del láser y, por consiguiente, no se produzca ninguna foto-disrupción. Una vez que el patrón de escaneo se ha escaneado completamente en un plano, el foco del haz se mueve al siguiente plano adyacente y el procedimiento se repite allí. De esta manera, todos los planos pasan a través del foco del haz sucesivamente. Después del paso total a través de todos
25 los planos, la incisión 48 se ha generado completamente y el lentículo 46 se ha liberado. Convenientemente, los planos son hechos pasar a través, uno tras otro, en la dirección de posterior a anterior, es decir, comenzando en el plano más bajo y yendo hasta el plano situado más cercano a la superficie anterior 44 de la córnea. De esta manera, se pueden evitar los efectos de sombreado que pueden surgir si el haz de láser se enfoca a regiones de tejido más bajas a través de un plano en el que ya se ha realizado una incisión.

30 En la fig. 2a algunos de los planos están indicados en 50₁ a 50₆ con fines ilustrativos únicamente. Un rasgo característico de los planos de escaneo es que en cada plano el foco del haz puede moverse únicamente mediante el control apropiado del escáner x-y 24; pero no se requiere un control del escáner z 22 para un movimiento de foco en el plano en cuestión. En el caso de que se haga uso de un objetivo f-theta para las ópticas 26 de enfoque, es decir, las ópticas de campo plano, los planos en los que se puede mover el foco del haz sin control z son planos x-y planos. Sin embargo, si
35 no se emplean ópticas de campo plano para enfocar el haz 14 de láser, es posible pensar que los planos en los que se mueve el foco del haz, en cada caso de acuerdo con el patrón de escaneo predeterminado, estén curvados.

Dibujados en la fig. 2a, además, hay una pluralidad de círculos negros rellenos 52 que ilustran cada uno una foto-
40 disrupción. Estas foto-disrupciones 52 están situadas en los puntos donde los planos de escaneo 50₁...50₆ intersecan la incisión (prevista) 48. El espaciado de los planos de escaneo consecutivos se elige de tal manera que mediante la yuxtaposición de foto-disrupciones en varios planos se pueda generar una incisión que pase por varios planos de escaneo. En el supuesto de que el tamaño de una foto-disrupción 52 corresponda, al menos en una aproximación aproximada, al diámetro de la cintura (diámetro del foco) del haz 14 de láser, el espaciado mutuo de planos de escaneo consecutivos es, por ejemplo, del orden de magnitud de unos pocos μm , por ejemplo entre 1 μm y 5 μm . Dado un grosor máximo del lentículo 46 de, por ejemplo, alrededor de 100 μm (este es un valor no atípico en el caso de una corrección
45 de miopía por extracción del lentículo intra-estromal), se deben proporcionar al menos unos 20 planos de escaneo, en los que el foco del haz se mueve en cada caso a lo largo del patrón de escaneo predeterminado.

Con vistas a una explicación más detallada de un patrón de escaneo ejemplar, ahora se hará referencia a las figs. 2b y 2c, en las que la fig. 2b es una vista desde arriba en la dirección z de un plano de escaneo en el que el lentículo 46 tiene un diámetro mayor y la fig. 2c es una vista desde arriba en la dirección z de un plano de escaneo en el que el lentículo 46
50 tiene un diámetro menor. De manera ejemplar a este respecto, los planos de escaneo 50₄ para la FIG. 2b y 50₁ para la fig. 2c están indicados.

El patrón de escaneo que se ha utilizado en la realización ejemplar mostrada es una trayectoria 54 de escaneo serpenteante que está compuesta por una pluralidad de porciones 56 de trayectoria rectilínea que se extienden una al lado de la otra en paralelo, que en la región de sus extremos están conectadas por las porciones 58 de inversión para
55 formar un camino tortuoso. Las partes 58 de inversión pueden estar curvadas a la manera de un arco o pueden configurarse de manera angular. De manera similar a la separación mutua de los planos de escaneo, la separación de las porciones de trayectoria rectilínea 56 situadas una junto a la otra es del orden de magnitud del diámetro del foco, de modo que en el plano de escaneo en cuestión una incisión (línea o área) unidimensional o bidimensional que pasa a través de estas porciones 56 de trayectoria puede generarse colocando foto-disrupciones en las porciones 56 de trayectoria adyacentes. Se entenderá que la representación gráfica de la trayectoria 56 de escaneo serpenteante en las
60

figs. 2b y 2c no reflejan proporcionalmente las relaciones de tamaño real. Es expresamente una cuestión de representaciones esquemáticas que sirven simplemente como ilustración.

Las partes 58 de inversión de la trayectoria 54 de escaneo serpenteante se encuentran fuera del lentículo 46 que han de ser generadas; en otras palabras, fuera del volumen del tejido limitado por la incisión 48. Preferentemente, todas las foto-disrupciones se generan solo en tales regiones de la trayectoria 54 de escaneo serpenteante que pertenecen a las porciones 56 de la trayectoria rectilínea. Dado que, en el supuesto de una frecuencia de repetición de pulsos invariable de los pulsos de radiación emitidos desde la fuente de láser 14, el espaciado local de las posiciones focales consecutivas es constante, al menos en las partes 56 de la trayectoria rectilínea, de esta manera se puede evitar un calentamiento indeseable del tejido o separación de tejidos en virtud de un aumento local en la densidad de las foto-disrupciones.

Como en la fig. 2a, en las figs. 2b y 2c, las foto-disrupciones 52 están indicadas por círculos negros rellenos. Los círculos 60 que no están rellenos ilustran, por otra parte, las posiciones focales a lo largo de la trayectoria 54 de escaneo serpenteante en la que los pulsos de radiación están suprimidos. Estas posiciones también pueden designarse como posiciones de supresión. Por razones de claridad de diseño, solo una pequeña fracción de las posiciones 60 de supresión se ha indicado gráficamente. Es fácilmente comprensible que para el propósito de generar la incisión 48 en cada plano de escaneo, se suprime un número considerablemente mayor de pulsos de radiación que los permitidos.

Según la representación en las figs. 2b y 2c, la trayectoria 54 de escaneo serpenteante es idéntica en todos los planos de escaneo, es decir, en particular, la longitud de las porciones 54 de la trayectoria rectilínea a través de los planos de escaneo es la misma. Este no tiene que ser el caso. Dependiendo del diámetro del lentículo 46 en el plano de escaneo en cuestión, es concebible hacer la longitud de las partes 56 de la trayectoria rectilínea más corta o más larga y/o variar el número de partes 56 de la trayectoria rectilínea, con el fin de configurar el patrón de escaneo para que sea más ancho o menos ancho. Sin embargo, el espaciado mutuo de las partes consecutivas 56 de la trayectoria rectilínea sigue siendo el mismo en cada plano de escaneo.

En las siguientes figuras, se muestran otras realizaciones ejemplares en las que elementos idénticos o que actúan de forma idéntica están indicados mediante los mismos símbolos de referencia que en las Figs. 2a a 2c, pero complementados con una letra minúscula. A menos que se indique lo contrario a continuación, con el propósito de dilucidar estos elementos idénticos o que actúan de forma idéntica, se hace referencia a las observaciones anteriores.

La fig. 3 muestra un ejemplo de un lentículo intra-estromal 46a que es adecuado para una corrección de hipermetropía. En contraste con la fig. 2a, donde el lentículo 46 tiene aproximadamente forma de disco y tiene su mayor grosor aproximadamente en el centro, el lentículo 46a de acuerdo con la fig. 3 muestra una sorprendente reducción del grosor en su parte media, llevándose a cabo esta reducción del grosor mediante una configuración cóncava adecuada de la parte posterior de la incisión 48a. La porción anterior de la incisión 48a es, como en la realización ejemplar mostrada en la fig. 2a, configurada para ser convexa. Son posibles, desde luego, formas alternativas del lentículo.

La incisión 48a también se genera de la manera descrita anteriormente para el lentículo 46 mostrado en la fig. 2a, al moverse el foco de radiación en una pluralidad de planos de escaneo superpuestos 50a₁...50a_i, cada uno de los cuales puede ser escaneado únicamente por el control x-y, en cada caso a lo largo de una trayectoria de escaneo predeterminada que es independiente de la forma del lentículo, en particular a lo largo de una trayectoria de escaneo serpenteante, y se permiten pulsos de radiación a través del ojo solo donde la incisión 48a (que han de ser generados) intersequen la trayectoria de escaneo en el plano en cuestión. De lo contrario, los pulsos de radiación son suprimidos.

Como un ejemplo adicional, la fig. 4 muestra un lentículo intra-estromal 46b que ha de ser extraído que está limitado por una incisión 48b cerrada en sí misma y que es adecuada para la corrección de una miopía con un componente comático. Además, hay indicados algunos planos de escaneo 50b₁...50b_i y también algunas foto-disrupciones 52b que se encuentran en estos planos de escaneo. El lentículo 46b está configurado de manera similar al lentículo 46 mostrado en la fig. 2a pero en su parte inferior (posterior) tiene una muesca excéntrica 61b para tener en cuenta el componente comático.

Se comprenderá fácilmente que con el procedimiento descrito de escanear trayectorias de escaneo predeterminadas en sucesión en una pluralidad de planos de escaneo superpuestos, incisiones tridimensionales que son arbitrarias en sí mismas y, por consiguiente, volúmenes de tejido en la córnea que tienen una forma arbitraria en sí mismas, pueden ser cortados libres. A este respecto, el volumen de tejido en cuestión puede estar totalmente profundo dentro del tejido corneal, como en los casos ejemplares mostrados en las Figs. 2a a 4. Alternativamente, el volumen de tejido que ha de ser liberado puede estar limitado por una parte de la superficie anterior de la córnea o por una parte de la superficie posterior de la córnea, como en el caso de una queratoplastia corneal epitelial o endotelial.

En los casos ejemplares anteriores se asumió que las foto-disrupciones se colocan simplemente en la periferia del volumen de tejido a extraer, es decir, en la superficie de la incisión 48, 48a o 48b. En otras palabras, se asumió que el volumen de tejido que ha de ser extraído se retirará quirúrgicamente como un trozo individual de tejido continuo. Esto puede ser inapropiado, particularmente en el caso de volúmenes de tejido relativamente grandes. Por lo tanto, una variante establece que, al pasar a través de los diversos planos de escaneo, se colocan foto-disrupciones no solo en la periferia del volumen de tejido que se va a cortar libremente, sino también dentro de este volumen de tejido, para así

obtener una segmentación por la cual el volumen de tejido se subdivide en varios volúmenes parciales. Con una vista para ilustrar esta variante, ahora se hará referencia de manera ejemplar a las Figs. 5a, 5b y 5c.

Las representaciones en estas figuras se basan en la suposición puramente ejemplar de que el volumen de tejido que ha de ser retirado en su totalidad debe ser adecuado para una corrección de la miopía. Aunque incluso, de acuerdo con la realización ejemplar mostrada en las Figs. 5a a 5c, este volumen de tejido que ha de ser retirado como un todo ya no está presente como un lentículo integral, sino que se ha subdividido en una pluralidad de volúmenes parciales capaz cada uno de poder ser extraído por separado, sin embargo, el volumen de tejido completo se indica con 46c. La incisión que rodea este volumen de tejido 46c se indica por 48c. Hay dibujados en la fig. 5a, además, algunos planos de escaneo ejemplares 50c₁ a 50c₇. En cada uno de estos planos de escaneo (generalmente, en todos los planos de escaneo), el foco del haz se mueve a lo largo del mismo patrón de escaneo, que preferiblemente es también idéntico en términos de tamaño, aquí en una trayectoria de escaneo serpenteante.

En el caso ejemplar mostrado en la fig. 5a, el volumen 46c del tejido está segmentado a la manera de cubos o paralelepípedos rectos, para lo cual en una fracción de los planos de escaneo se genera una incisión que corta completamente el volumen 46c del tejido. En el caso ejemplar mostrado en la fig. 5a, los planos de escaneo 50c₂ y 50c₄ son planos en los que el volumen 46c de tejido es transeccionado completamente. Las incisiones generadas en estos planos son, en cada caso, una segunda incisión en el sentido de la invención; de acuerdo con la fig. 5b (que muestra el plano 50c₂ de manera ejemplar) son generadas por todos los pulsos de radiación que se encuentran dentro del volumen 46c de tejido, es decir, dentro del límite formado por la incisión 48c, que se permite en el plano de escaneo en cuestión. Como resultado, de esta manera, en el plano de escaneo en cuestión, se genera una incisión que llega al menos tan lejos como la incisión 48c y preferiblemente no más lejos de la misma. Esta incisión se indica en la fig. 5b por 62c. Esos impulsos de radiación que en el plano de escaneo en cuestión se encuentran fuera de la incisión 48c son suprimidos completamente de modo preferido. Particularmente en las regiones de inversión 58c de la trayectoria 54c de escaneo serpenteante del plano de escaneo en cuestión, no llegan impulsos de radiación al ojo.

Dependiendo, por ejemplo, del grosor del volumen 46c del tejido, puede ser suficiente generar una incisión 62c en un solo plano de escaneo, o puede ser necesario generar dicha incisión 62c en cada caso en varios planos de escaneo. En el último caso, entre un par de planos de escaneo en los que se genera una incisión 62c en cada caso, se sitúan, en cada caso, varios planos de escaneo en los que no se genera dicha incisión 62c. Por ejemplo, dos incisiones adyacentes 62c pueden estar separadas una de otra en un orden de magnitud de diez o cien planos de escaneo.

En los planos de escaneo restantes, es decir, donde no se genera una incisión 62c, en la realización ejemplar mostrada en las figs. 5a a 5c tal control de paso de los pulsos de radiación se efectúa de manera que dentro del volumen 46c de tejido en cada caso se permita que pase una fracción de los pulsos de radiación, específicamente de tal manera que en los planos de escaneo en cuestión en cada caso surgen una o más líneas de incisión (es decir, una cadena de foto-disrupciones). Tales líneas de incisión se indican en la fig. 5c (que muestra el plano 50c₅ de manera ejemplar) en 64c. En principio, las líneas de incisión 64c se pueden generar en un número arbitrario y con una forma arbitraria. En el caso ejemplar mostrado en la fig. 5c, se proporciona en conjunto una pluralidad de líneas de incisión 64c que juntas forman una cuadrícula. Si dicha cuadrícula de líneas de incisión 64c se genera en varios planos de escaneo superpuestos, se puede obtener una segmentación, por ejemplo, a la manera de cubos o paralelepípedos rectos, del tejido situado dentro del volumen 46c. Las incisiones que surgen en este caso, que están formadas por las líneas de incisión 64c, son, en cada caso, una tercera incisión en el sentido de la invención; estas terceras incisiones se indican en la fig. 5a por 66c. Pueden estar orientados en paralelo a la dirección z, pero si se desea también oblicuamente a la misma.

En la fig. 5a, que sirve únicamente con fines ilustrativos, los planos de escaneo 50c₁, 50c₃, 50c₅ y 50c₇ son dichos planos de escaneo en los que se generan incisiones lineales 64c los que dan como resultado la formación de las incisiones 66c.

Los volúmenes parciales que pueden generarse por tal segmentación del volumen 46 de tejido (segmentación por incisiones 62c y/o 66c) tienen en el plano x-y, por ejemplo, una longitud máxima de borde de desde 0,1 mm a 1 mm, a cuyo respecto se comprenderá que estos valores numéricos no están limitados bajo ninguna circunstancia. Valores numéricos similares pueden, por ejemplo, también suponerse para el tamaño del segmento en la dirección z.

En lugar de una cuadrícula en cruz, como se ha representado en la FIG. 5c y formada a partir de una pluralidad de líneas de incisión 64c que se intersecan entre sí, por ejemplo, en ángulos rectos, es igualmente posible generar en planos de escaneo individuales en cada caso una cuadrícula de líneas que se forma simplemente a partir de líneas de incisión 64c que se extienden una junto a otra a una distancia y no se intersecan entre sí.

La invención permite una fragmentación casi continua de un lentículo corneal deseado mediante la yuxtaposición de una pluralidad de foto-disrupciones (en cada caso generadas por una ruptura o interrupción óptica inducida por láser) en el volumen del lentículo y mediante un pequeño espaciado adecuado de las incisiones que pasan a través del lentículo. (por ejemplo, incisiones 62c, 66c), de modo que el tejido corneal fragmentado, que puede tener una configuración tridimensional que en sí mismo es arbitraria, se puede retirar, por ejemplo, mediante succión, a través de una incisión extremadamente pequeña en el estroma.

Dicha fragmentación foto-disruptiva cuasi continua del lentículo puede obtenerse mediante espaciados adecuados de las

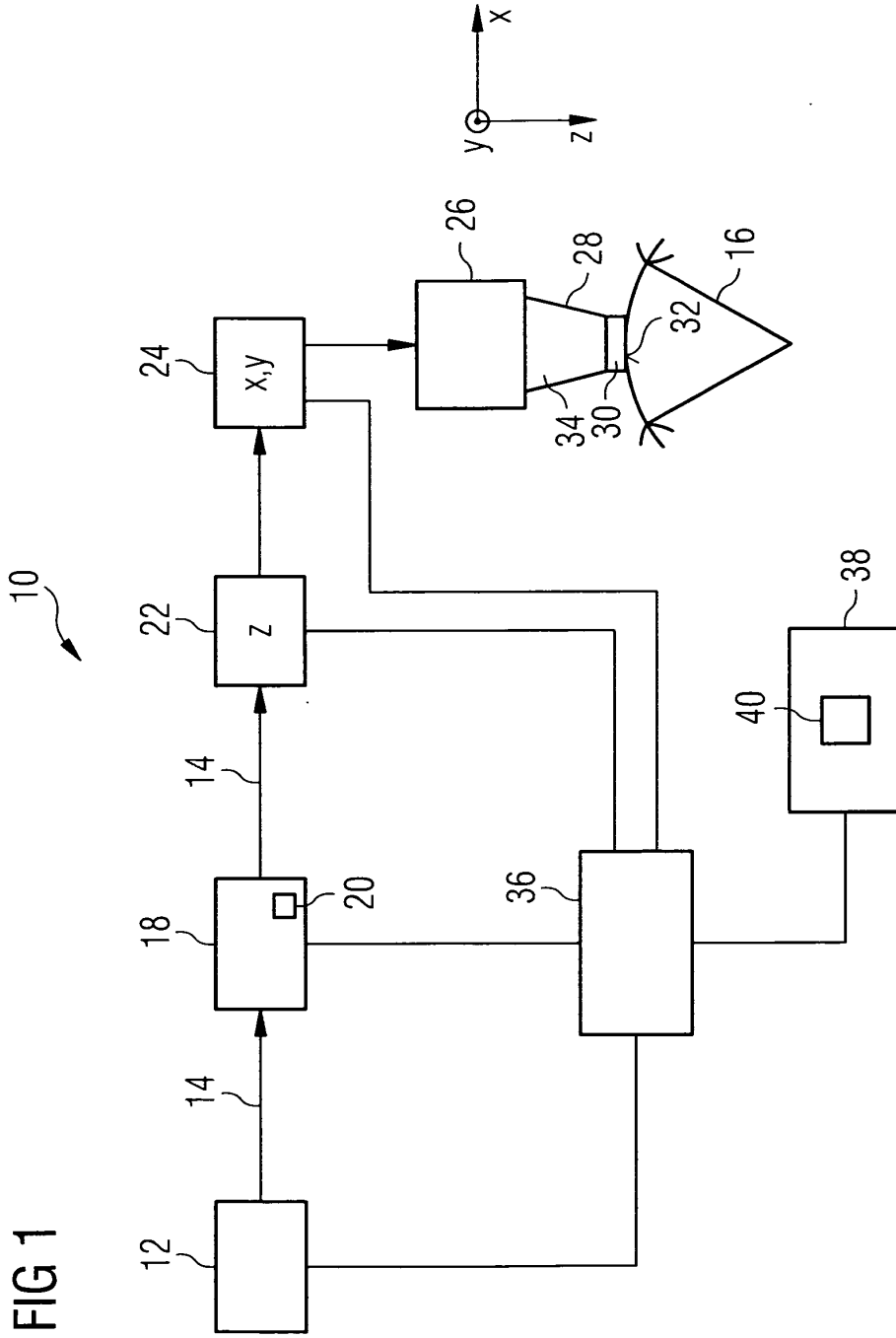
5 posiciones focales y planos de incisión dentro del volumen del lentículo deseado. Mediante cifrado y supresión de los pulsos de láser provistos en el programa de control con el propósito de generar el lentículo, en gran medida se pueden generar contornos de incisión arbitrariamente seleccionables en la córnea. La activación de los pulsos láser puede relacionarse, según una configuración, simplemente a aquellos pulsos láser provistos en el programa de control que definen el contorno del volumen del lentículo (véanse, por ejemplo, las realizaciones de acuerdo con las figs. 2 a 4). Alternativamente, la activación puede relacionarse adicionalmente con tales pulsos de láser que se proporcionan en el programa de control para regiones dentro del contorno del volumen del lentículo y/o fuera de la misma (véase, por ejemplo, la realización de acuerdo con las figs. 5a a 5c).

10

REIVINDICACIONES

- 5 1. Un dispositivo para cirugía en el ojo humano, que incluye un aparato (10) de láser para proporcionar radiación láser enfocada pulsada, siendo controlado el aparato de láser mediante un programa de control (40) de tal manera que mediante la radiación láser es capaz de generar una figura de incisión en la córnea. (42) de un ojo (16) a tratar, incluyendo la figura de la incisión una primera incisión (48) que define un volumen (46) de tejido corneal a retirar,
- en donde la generación de la primera incisión requiere un control de movimiento del foco de radiación en la dirección de propagación de la radiación,
- en donde el programa (40) de control está diseñado de tal manera que para la generación de la figura de incisión, el foco de radiación se mueve sucesivamente en una pluralidad de planos superpuestos (50i...50₆) en los que es posible un movimiento del foco de radiación en cada caso sin control de movimiento en la dirección de propagación de la radiación,
- 10 caracterizado por que para cada plano el programa de control proporciona una trayectoria (54) de escaneo serpenteante del foco de radiación que, al menos en una región de puntos (58) de inversión de la trayectoria de escaneo serpenteante, se extiende fuera del volumen (46) del tejido,
- en donde el programa de control está diseñado para:
- 15 para cada plano, permitir el paso al ojo, de pulsos de radiación que sirven para generar la primera incisión (48);
- y
- para al menos uno de los planos, pulsos de radiación en blanco que son asignados a regiones de la trayectoria (54) de escaneo serpenteante situada a una distancia desde la primera incisión (48), al menos a una de las regiones situadas dentro del volumen (46) de tejido corneal.
- 20 2. Un dispositivo según la reivindicación 1, en el que el programa de control (40) está diseñado para permitir el paso al ojo en al menos un número parcial de los planos, si se desea en cada plano, en cada caso solo tales pulsos de radiación que sirven para generar la primera incisión (48).
- 25 3. Un dispositivo según la reivindicación 1, en el que la figura de la incisión incluye al menos una incisión adicional (62c, 66c) que subdivide el volumen (46c) de tejido limitado por la primera incisión (48c) en volúmenes parciales separados entre sí, en donde el programa de control está diseñado para permitir el paso al ojo, en los planos, al menos de dichos impulsos de radiación que sirven para generar la al menos una incisión adicional.
4. Un dispositivo según la reivindicación 3, en el que al menos una incisión adicional incluye al menos una segunda incisión (62c) que corta el volumen (46c) de tejido a lo largo de uno de los planos.
- 30 5. Un dispositivo según la reivindicación 4, en el que el programa de control está diseñado para llevar a cabo, en un plano para el que la figura de incisión proporciona una segunda incisión (62c), una supresión de todos esos impulsos de radiación que se asignan a regiones de la trayectoria (54c) de escaneo serpenteante que se encuentran fuera del volumen (46c) de tejido.
6. Un dispositivo según la reivindicación 4, en el que la al menos una incisión adicional incluye varias segundas incisiones (62c) que se superponen en cada caso a una distancia mutua de varios planos.
- 35 7. Un dispositivo según una de las reivindicaciones 3 a 6, en el que al menos una incisión adicional incluye al menos una tercera incisión (66c) que se extiende transversalmente a los planos.
8. Un dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, en el que el programa de control (40) está diseñado para barrer los planos con el foco de radiación en el orden de su disposición superpuesta, y solo después del barrido completo de la trayectoria (54) de escaneo serpenteante de un plano para mover el foco de radiación a un próximo plano.

40



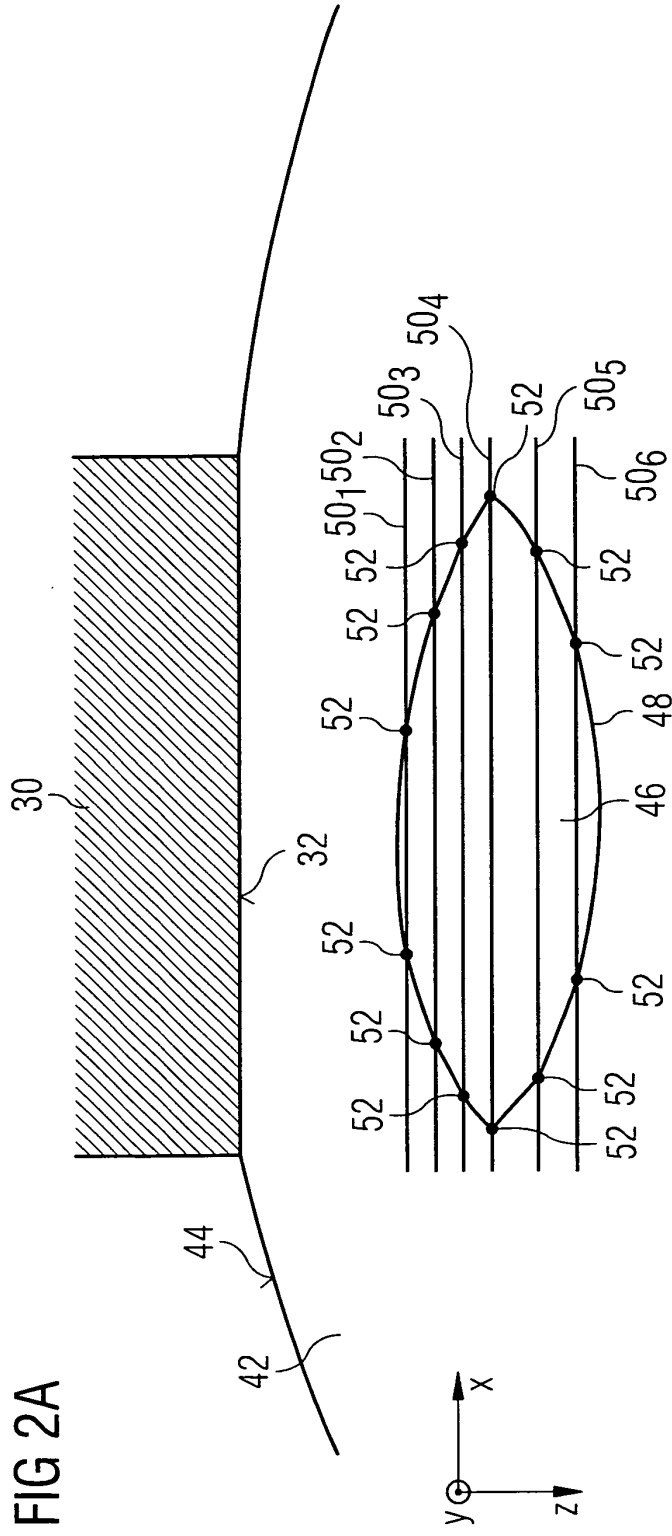


FIG 2B

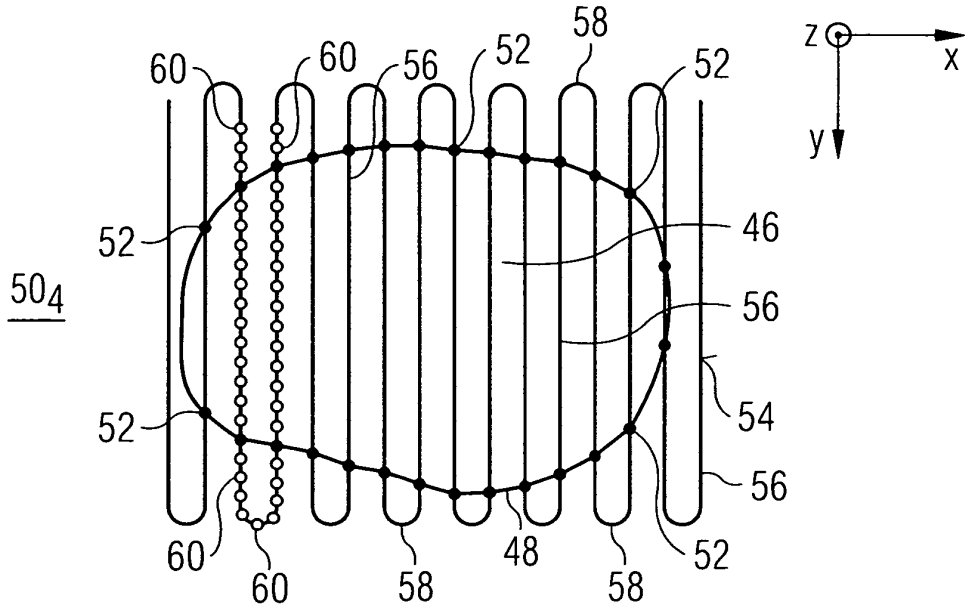
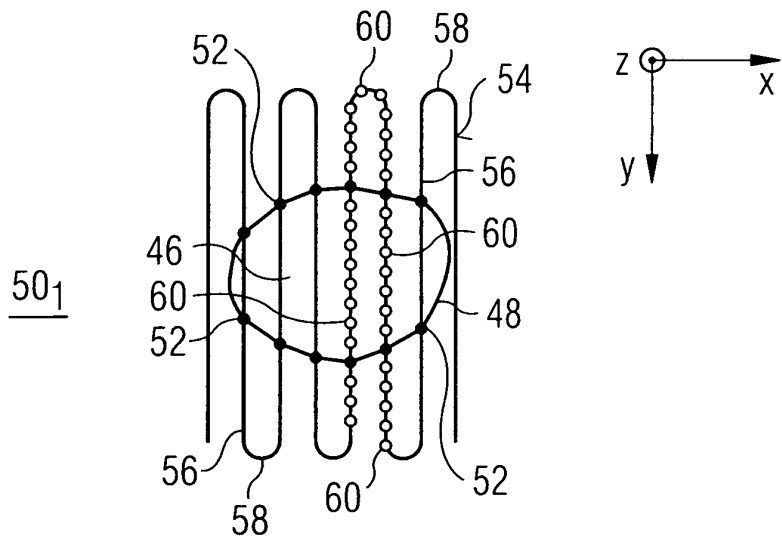


FIG 2C



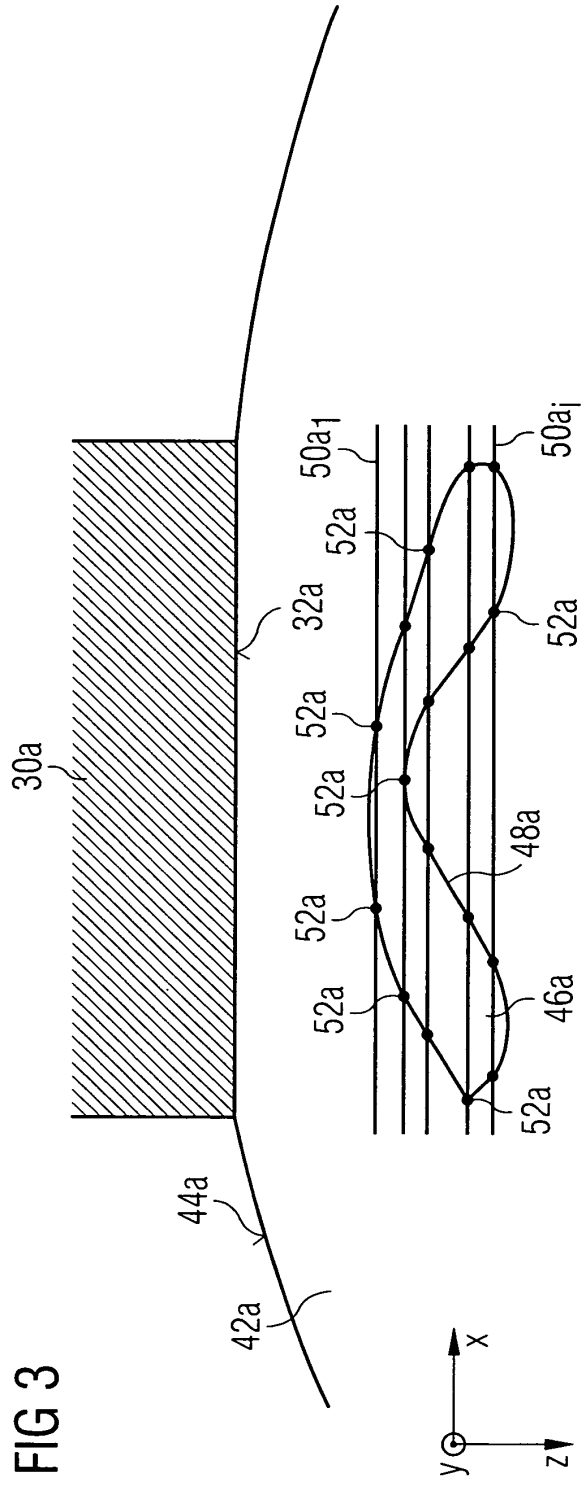


FIG 4

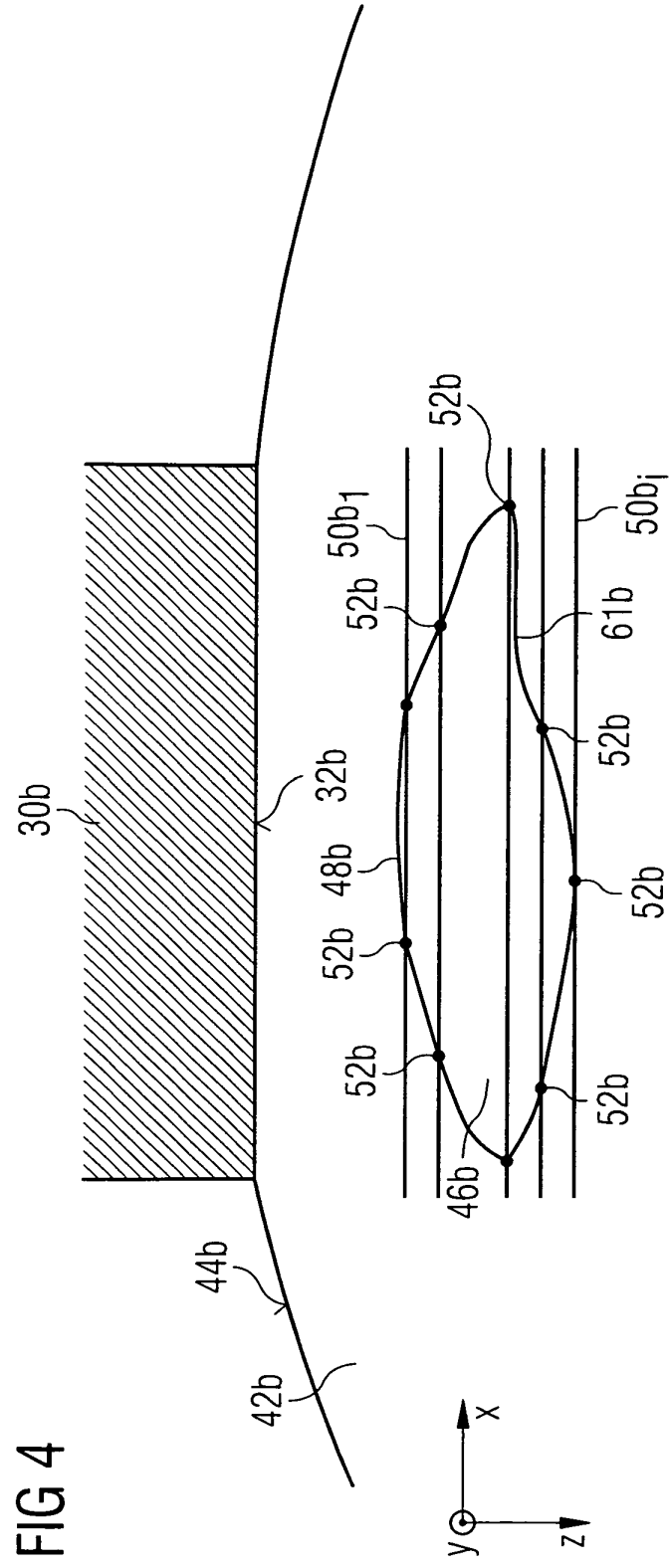


FIG 5A

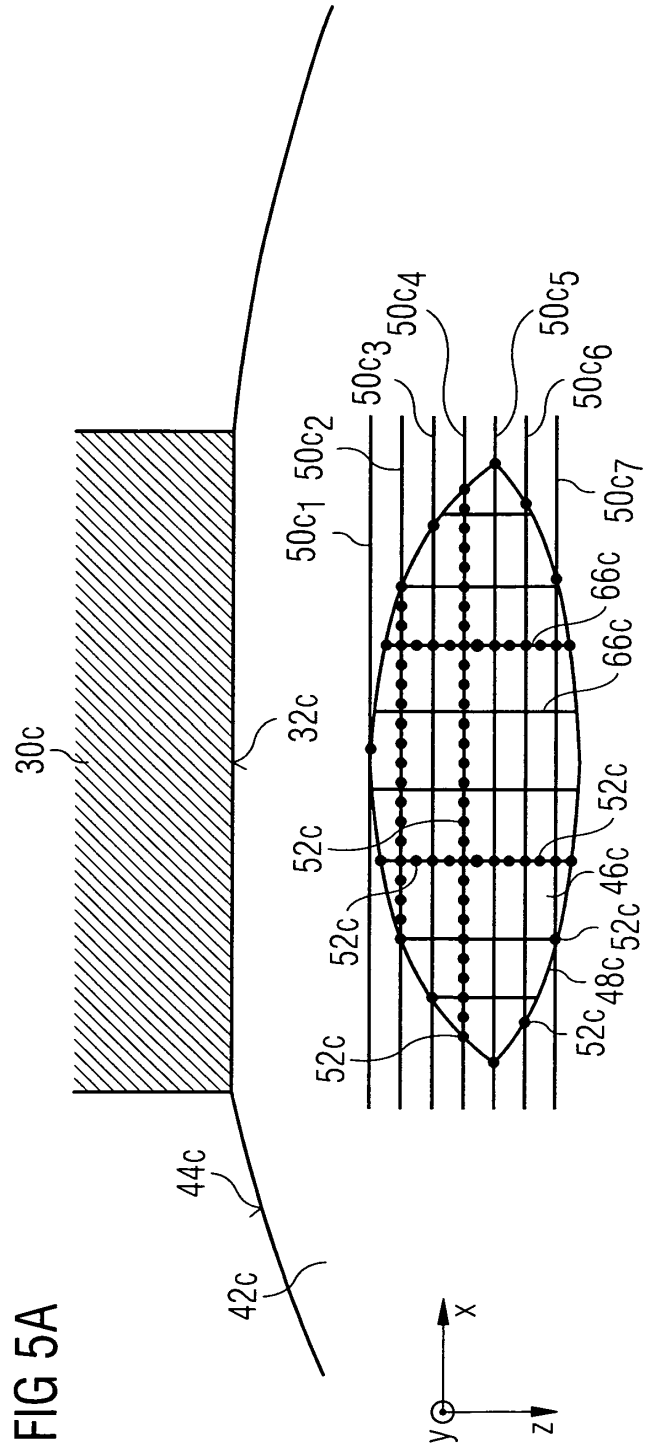


FIG 5B

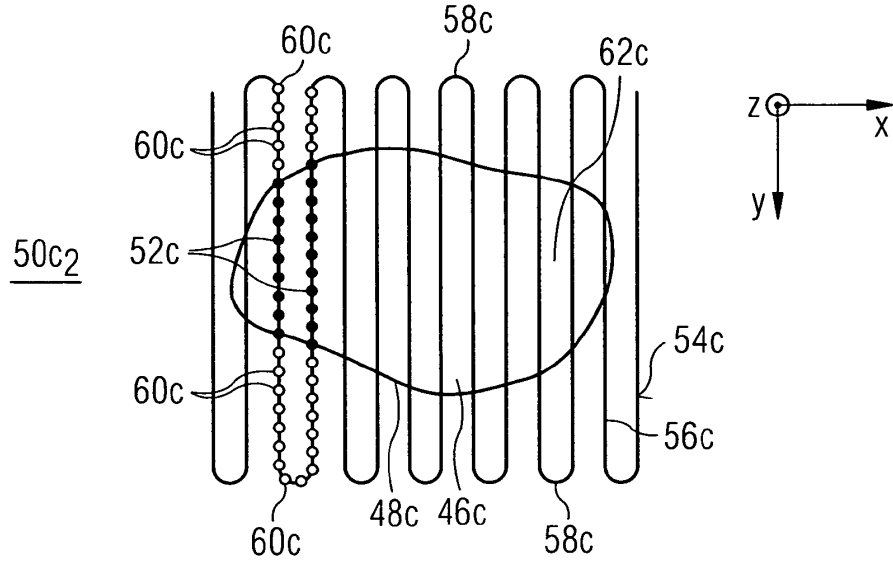


FIG 5C

