

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 674 479**

51 Int. Cl.:

A61F 9/008 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **21.12.2015** **E 15003636 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **09.05.2018** **EP 3047824**

54 Título: **Dispositivo para tratamiento con láser de un ojo humano**

30 Prioridad:

26.01.2015 DE 102015000913

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

02.07.2018

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

MARTIN, PETER

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 674 479 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 para tratamiento con láser de un ojo humano

CAMPO TÉCNICO

5 La presente exposición se refiere en general a la generación de incisiones en una córnea humana por medio de radiación láser pulsada, focalizada. Se refiere en particular a la preparación de un colgajo por LASIK mientras se evita la generación de una así llamada capa de burbujas opaca (OBL).

ANTECEDENTES

10 Frecuentemente, se utiliza una técnica así llamada LASIK (queratomileusis in situ con láser) para corregir defectos de visión del ojo humano (por ejemplo, miopía, hipermetropía o astigmatismo). En este caso, un pequeño disco de cubierta (generalmente denominado como un colgajo) es en primer lugar cortado para separarlo del tejido corneal adjunto, permaneciendo el colgajo conectado al tejido corneal en una región de articulación. Esto permite que el colgajo sea fácilmente plegado para exponer las regiones de tejido de la córnea por debajo, y permite que el colgajo sea fácilmente plegado hacia atrás después de una ablación de las regiones de tejido expuestas por medio de radiación láser UV focalizada. La eliminación de material en el procedimiento de ablación hace que la superficie de la córnea tenga una forma alterada, después de que el colgajo haya sido plegado hacia atrás, y hace así que la córnea, y consiguientemente todo el sistema ocular, tenga un comportamiento refractivo diferente. Mediante la definición apropiada del perfil de ablación, es posible conseguir al menos una reducción significativa en la calidad de defecto visual y, en el mejor de los casos, incluso una corrección casi completa.

20 Para generar incisiones por medio de radiación láser focalizada en material transparente o translúcido (transparente/translúcido para la radiación láser), se utiliza el efecto físico de la así llamada rotura óptica inducida por láser. La rotura da como resultado una foto-disrupción del tejido irradiado en la región del foco de la radiación láser. La interacción de la radiación láser incidente con el tejido corneal irradiado provoca la vaporización local del tejido en el punto focal. Esto puede dar como resultado el desarrollo de gases, que - a menos que disipen hacia fuera - se recogen en cavidades internas o son absorbidos por el tejido corneal adjunto. Se ha encontrado que, si los gases que se desarrollan durante la producción del colgajo permanecen en la córnea en el caso del tratamiento LASIK del ojo humano, esto puede dar como resultado problemas en el procedimiento de ablación posterior. En este caso, los gases pueden dar como resultado el desarrollo de una así llamada capa de burbujas opaca (OBL). El desarrollo de una OBL puede hacer más difícil, o incluso imposible, seguir de modo preciso el ojo por medio de un seguidor de ojo. Ha de observarse en este caso que los sistemas de láser utilizados para la ablación de tejido corneal (como en un tratamiento LASIK) comprenden generalmente un seguidor de ojo, para capturar los movimientos del ojo durante el tratamiento con láser y para guiar la radiación láser de acuerdo con los movimientos capturados. Normalmente, los seguidores de ojo incluyen al menos una cámara, y software de análisis de imágenes apropiado para analizar las imágenes grabadas por la cámara y para capturar cambios en la posición del ojo. En este caso, los rasgos característicos del ojo (por ejemplo, puntos particulares en el iris y/o en el centro de la pupila y/o en el vértice de la córnea y/o en el limbo) son analizados por el software de análisis de imágenes. Se ha encontrado que las acumulaciones de gas (por ejemplo una OBL) que permanecen en la córnea, que han ocurrido durante la producción del colgajo, pueden impedir la captura de tales rasgos característicos del ojo.

40 El documento WO 2014/135218 A1 describe un aparato para crear incisiones en una córnea humana. El aparato comprende una fuente de radiación láser pulsada, un dispositivo escáner para escanear la radiación láser, y un ordenador de control para controlar el dispositivo de escáner basado en un programa de control. El programa de control contiene instrucciones que, cuando son ejecutadas en el ordenador, provocan la creación en la córnea de un corte de colgajo que define un colgajo corneal que está conectado al tejido corneal circundante a través de una articulación y uno o más cortes auxiliares en conexión con el corte del colgajo para eliminar el gas generado durante la creación del corte del colgajo. Uno o más cortes auxiliares definen un primer canal que se extiende desde el corte del colgajo a una superficie anterior de la córnea y a un depósito situado al menos parcialmente más profundo dentro de la córnea que el corte del colgajo. Un trayecto de escaneo del haz láser es definido para describir un patrón en forma de meandro o un patrón espiral.

Otra técnica antecedente es conocida por el documento WO 2011/088848 A1 y WO 2013/004255 A1.

RESUMEN DE REALIZACIONES EJEMPLARES

50 Un objeto de la presente invención es evitar, o al menos reducir, la ocurrencia de una OBL en el caso de producción del colgajo de LASIK por medios de láser.

55 Un aspecto de la presente invención es un aparato para el tratamiento con láser de un ojo humano, que comprende: una fuente de radiación láser pulsada; un dispositivo de control configurado para controlar un foco de la radiación láser en espacio y tiempo para generar una figura de incisión que define: un colgajo corneal conectado al tejido corneal adjunto en una región de articulación y que tiene un lado inferior del colgajo cortado para separarlo del tejido corneal adyacente por una incisión de lecho; un primer canal auxiliar que se extiende desde la región de articulación a una superficie exterior del

ojo y adaptado para eliminar gases que se desarrollan durante la generación de la incisión de lecho; y un segundo canal auxiliar que se extiende a lo largo de un borde de la incisión de lecho, en donde el segundo canal auxiliar está conectado al primer canal auxiliar y se extiende más allá de la región de articulación, en donde el dispositivo de control está configurado para generar el segundo canal auxiliar antes de la incisión de lecho.

5 Incluso antes de que la producción de la incisión de lecho comience, el primer canal auxiliar y el segundo canal auxiliar proporcionan una posibilidad para eliminar gases que se desarrollan durante la producción de la incisión de lecho. Así, durante cada fase de la producción de la incisión de lecho, los gases pueden ser eliminados de la región de la incisión de lecho de una manera simplificada, a través del segundo canal auxiliar, al primer canal auxiliar y hacia la superficie de la córnea.

10 Puede preverse que el segundo canal auxiliar se extienda de manera continua a una región del borde de la incisión de lecho que es opuesta a la región de articulación.

En este caso, el segundo canal auxiliar puede extenderse de manera continua sobre toda la parte del borde de la incisión de lecho que está situada fuera de la región de articulación. Esto mejora la eliminación previamente descrita de los gases al efecto de que, en cada región central de la incisión de lecho se prevea la distancia más corta posible al segundo canal auxiliar.

15 Para una eliminación óptima de gases, puede además preverse que el segundo canal auxiliar forme un canal anular cerrado, que tiene una parte de canal que discurre de manera rectilínea en la región de articulación, y discurre en forma de un arco fuera de la región de articulación. En este caso, la producción de la parte de canal rectilínea puede ser prescrita, al menos parcialmente, por las instrucciones del programa, antes de la producción de la parte arqueada del canal.

20 El segundo canal auxiliar puede tener una altura que es sustancialmente constante a lo largo de su longitud. En este caso, la altura puede describir una diferencia entre una región corneal más profunda y una región corneal menos profunda, comenzando desde la superficie de la córnea. Alternativamente, el segundo canal auxiliar puede tener una altura que varía a lo largo de su longitud.

25 Para la eliminación simplificada de gas a través del segundo canal auxiliar, la altura del segundo canal auxiliar puede corresponder a una pluralidad de zonas de daño, producidas por foto-disrupción, que están dispuestas una por encima de la otra. Como alternativa a esto, puede preverse que la altura del canal del segundo canal auxiliar corresponda solamente a una única zona de daño producida por foto-disrupción. El segundo canal auxiliar puede tener, por ejemplo, una altura de canal no menor de 5 μm o 10 μm o 15 μm . Además, el segundo canal auxiliar puede tener, por ejemplo, una altura de canal no mayor de 35 μm o 30 μm o 25 μm .

30 Puede además preverse que el segundo canal auxiliar alcance a regiones corneales más profundas y a regiones corneales menos profundas, con relación a la incisión de lecho. Como alternativa a esto, la segunda región auxiliar puede alcanzar sólo a regiones corneales más profundas o a regiones corneales menos profundas, con relación a la incisión de lecho.

35 El colgajo definido por la figura de incisión puede tener un borde de colgajo que es cortado para separarlo del tejido corneal adjunto por una incisión lateral situada fuera de la región de articulación, en donde el dispositivo de control está configurado para causar la generación de la incisión lateral después de la incisión de lecho. Como alternativa a esto, el dispositivo de control puede estar configurado para causar la generación de la incisión lateral después del segundo canal auxiliar y antes de la incisión de lecho. La incisión lateral puede estar contigua al segundo canal auxiliar y conducir tan lejos como a la superficie del ojo. En este caso, puede preverse que la incisión lateral esté contigua al segundo canal auxiliar de manera rectilínea.

40 Para mejorar además la eliminación de los gases que se desarrollan durante la generación de la incisión de lecho, el dispositivo de control está configurado para generar la incisión de lecho a través del movimiento del foco a lo largo de una pluralidad de líneas de escaneo rectilíneas, paralelas entre sí, en donde las direcciones de línea de las líneas de escaneo se extienden transversalmente con respecto a un eje de articulación imaginario de la región de articulación. En este caso, las líneas de escaneo pueden discurrir al menos de manera aproximadamente perpendicular con relación al eje de articulación. Así, en particular, los gases en la región del eje de articulación pueden escapar al segundo canal auxiliar y al primer canal auxiliar de una manera simplificada.

45 Además, el dispositivo de control está configurado provocar, para un primer grupo de líneas de escaneo, una progresión del foco desde una línea de escaneo a una línea de escaneo siguiente respectivamente del primer grupo en una primera dirección y, para un segundo grupo de líneas de escaneo, una progresión del foco desde una línea de escaneo a una línea de escaneo siguiente respectivamente del segundo grupo en una dirección opuesta a la primera dirección. En este caso, la primera dirección puede corresponder a un movimiento a lo largo del eje de articulación.

50 Puede preverse que un área de la incisión de lecho esté sustancialmente dividida por el primer y segundo grupos en mitades que están contiguas entre sí en una línea central imaginaria perpendicular al eje de articulación, en donde para cada uno del primer y segundo grupos la progresión del foco es efectuada en una dirección que se aleja de la línea

central.

5 El primer canal auxiliar puede extenderse a profundidades corneales por debajo de la incisión de lecho. La parte de la primera incisión auxiliar que está ubicada más profunda en la córnea, con relación a la incisión de lecho, puede tener una función de un depósito de gas. Los gases que se desarrollan durante la producción de la incisión de lecho pueden ser almacenados temporalmente por el depósito de gas cuando la capacidad de eliminación de la parte del primer canal auxiliar situada menos profundamente en la córnea, con relación a la incisión de lecho, ha sido evacuada. Puede además preverse que el primer canal auxiliar se extienda a profundidades corneales por debajo del segundo canal auxiliar, o que el punto del primer canal auxiliar que está más profundo en la córnea corresponda al punto del segundo canal auxiliar que está más profundo en la córnea.

10 Otro aspecto de la presente invención es un método para el tratamiento con láser de un ojo humano, que comprende las operaciones de: proporcionar radiación láser pulsada; dirigir la radiación láser a una córnea humana que ha de ser tratada; controlar un foco de la radiación láser en espacio y tiempo para generar: un colgajo corneal conectado al tejido corneal adyacente en una región de articulación y que tiene un lado inferior del colgajo cortado para separarlo del tejido corneal adyacente por una incisión de lecho; un primer canal auxiliar que se extiende desde la región de articulación a una superficie exterior del ojo y adaptado para eliminar gases que se desarrollan durante la generación de la incisión de lecho; y un segundo canal auxiliar que se extiende a lo largo de un borde de la incisión de lecho, en donde el segundo canal auxiliar está conectado al primer canal auxiliar y se extiende más allá de la región de articulación, en donde el segundo canal auxiliar es generado antes de la incisión de lecho.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

20 Características, ventajas o elementos adicionales de la presente invención pueden ser recogidos a partir de la siguiente descripción de los dibujos adjuntos, en los que:

La fig. 1 muestra una representación de bloques esquemática de una realización de un dispositivo para el tratamiento por láser de un ojo humano;

Las figs. 2A y 2B muestran realizaciones de una figura de incisión corneal en el tratamiento por láser de un ojo humano; y

25 Las figs. 3A y 3B muestran realizaciones de patrones de escaneo del movimiento del foco de acuerdo con la secuencia de tiempo proporcionada para producir una figura de incisión corneal.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE REALIZACIONES EJEMPLARES

30 La fig. 1 muestra una representación de bloques de una realización de un dispositivo, indicada en general por 10, para el tratamiento con láser de un ojo humano 12. El dispositivo 10 en este caso comprende un dispositivo 14 de control, una disposición 16 de láser y un adaptador 17 de paciente.

35 La disposición 16 de láser comprende una fuente 18 de láser, que genera un haz láser 20 que tiene duraciones de impulso que son, por ejemplo, del orden del femtosegundo. El haz láser tiene una longitud de onda adecuada para producir una rotura óptica inducida por láser en el tejido corneal del ojo 12. El haz láser 20 puede tener una longitud de onda del orden de 300 nm (nanómetros) a 1900 nm, por ejemplo una longitud de onda del orden de desde 300 nm a 650 nm, de 650 nm a 1050 nm, de 1050 nm a 1250 nm, o de 1100 nm a 1900 nm. El haz láser 20 puede adicionalmente tener un diámetro focal de 5 μ m o menos.

40 Un sistema óptico 22 de expansión de haz, un dispositivo de escáner 24, un espejo 26 y un objetivo 28 de focalización están dispuestos por detrás de la fuente 18 de láser en la dirección de propagación del haz láser 20 (indicada por las flechas en la fig. 1). El sistema óptico 22 de expansión de haz sirve para agrandar el diámetro del haz láser 20 generado por la fuente 18 de láser. En la realización mostrada, el sistema óptico 22 de expansión de haz es un telescopio de Galileo, que comprende una lente cóncava (lente que tiene una potencia refractiva negativa), y una lente convexa (lente que tiene una potencia refractiva positiva) que está dispuesta por detrás de la lente cóncava en la dirección de propagación del haz láser 20. Las lentes pueden ser una lente plano-cóncava y una lente plano-convexa, cuyos lados planos están dispuestos enfrentados uno hacia otro. En otra realización, el sistema óptico de expansión puede comprender, como alternativa al telescopio de Galileo, por ejemplo un telescopio de Kepler, que tiene dos lentes convexas.

45 El dispositivo escáner 24 está diseñado para controlar la posición de un foco del haz láser 20 (foco de radiación) en la dirección transversal y en la dirección longitudinal. En este caso, la dirección transversal describe la dirección que es transversal en relación a la dirección de propagación del haz láser 20 (indicada como el plano x-y), y la dirección longitudinal describe la dirección de propagación del haz láser 20 (indicada como la dirección z). Con el propósito de desviar transversalmente el haz láser 20, el dispositivo de exploración 24 puede comprender, por ejemplo, un par de espejos de desviación activados galvanométricamente que pueden ser inclinados alrededor de ejes perpendiculares entre sí. Como alternativa o además de esto, el dispositivo escáner 24 puede tener un cristal electro-óptico u otros componentes adecuados para desviar transversalmente el haz láser 20. El dispositivo escáner 24 puede comprender adicionalmente una lente que es ajustable longitudinalmente o que tiene una potencia refractiva variable, o un espejo

deformable, para influir en la divergencia del haz láser 20 y, consecuentemente, en la alineación longitudinal del foco de radiación. En la realización mostrada, los componentes para controlar la alineación transversal y la alineación longitudinal del foco de radiación están representados como un componente integral. En otra realización, los componentes pueden estar dispuestos separadamente a lo largo de la dirección de propagación del haz láser 20. Así, por ejemplo, un espejo ajustable puede estar dispuesto enfrente del sistema óptico 22 de expansión del haz, en la dirección de propagación, con el propósito de controlar la alineación longitudinal del foco de radiación.

El espejo 26 es un espejo de desviación inmóvil, que está diseñado para dirigir el haz láser 20 en la dirección del objetivo 28 de focalización. Además o como alternativa a esto, pueden disponerse espejos ópticos y/o elementos ópticos adicionales, para desviar y difractar el haz láser 20, en el trayecto del haz.

El objetivo 28 de focalización está diseñado para enfocar el haz de láser 20 sobre la región de la córnea del ojo 12 que ha de ser tratada. El objetivo 28 de focalización en este caso puede ser, por ejemplo, un objetivo F-Theta. El objetivo 28 de focalización está acoplado de manera que se puede separar al adaptador 17 del paciente. El adaptador 17 del paciente comprende un manguito cónico portador 30, que está conectado al objetivo 28 de focalización a través de una formación de acoplamiento (no representada), y un elemento de contacto 32, que está unido al lado inferior más estrecho del manguito portador 30 que mira hacia el ojo 12. El elemento de contacto 32 en este caso puede ser unido al manguito portador 30 de una manera que no se puede separar (ejemplo mediante unión con adhesivo) o de una manera que se puede separar (por ejemplo, mediante conexión roscada). El elemento de contacto 32 tiene un lado inferior, indicado como una superficie 34 de contacto de soporte, que mira hacia el ojo 12. En la realización mostrada, la superficie 34 de contacto de soporte está realizada como una superficie plana. Durante el tratamiento con láser del ojo 12, el elemento de contacto 32 es apretado contra el ojo 12, o el ojo 12 es succionado sobre la superficie 34 de contacto de soporte por presión negativa, de tal manera que al menos la región de la córnea del ojo 12 que ha de ser tratada es aplanada.

El dispositivo de control 14 comprende una memoria 36, en la que al menos está almacenado un programa 38 de control, que tiene instrucciones de programa. La fuente 18 de láser y el dispositivo escáner 24 son controlados por el dispositivo 14 de control de acuerdo con las instrucciones del programa. El programa 38 de control en este caso contiene instrucciones de programa que, cuando son ejecutadas por el dispositivo 14 de control, hacen que el foco de radiación sea movido en tiempo y espacio de tal manera que se produzca una figura de incisión en la córnea del ojo 12 que ha de ser tratada. La figura de incisión puede comprender un colgajo LASIK y canales auxiliares adicionales para evitar una OBL.

Las figs. 2A y 2B muestran realizaciones de una figura de incisión corneal, indicada en general por 40, en un tratamiento con láser del ojo 12. El tratamiento con láser puede ser realizado por medio del dispositivo mostrado en la fig. 1. La fig. 2A muestra una vista superior, y la fig. 2B muestra una vista en sección transversal de la figura de incisión corneal 40.

En la fig. 2A, se ha indicado una región de aplanamiento mediante una línea circular 41 indicada por segmentos de línea largos. La región 41 de aplanamiento describe la región del ojo 12 que se apoya sobre la superficie 34 de contacto del soporte del elemento 32 de contacto y que es aplanada para el tratamiento con láser (véase la fig. 1). La región 41 de aplanamiento puede tener un contorno distinto de un círculo. El contorno está influido, por ejemplo, por diferentes radios de curvatura en las direcciones meridianas principales de la superficie de la córnea.

La figura de incisión 40 representada define un colgajo, que está indicado en general por 42. El colgajo 42 comprende un lado inferior de colgajo, que es cortado para separarlo por una incisión 44 de lecho del tejido corneal adjunto situado más profundo en la dirección longitudinal, comenzando desde la superficie de la córnea, y una funda de colgajo que es cortada para separarla por una incisión lateral 46 del tejido corneal que es contiguo en la dirección transversal.

En la realización mostrada, la incisión 44 de lecho se extiende sobre un segmento circular de un área circular, estando delimitado el segmento circular por una cuerda aproximadamente rectilínea de un círculo y por un arco arqueado del círculo. En otra realización, la incisión 44 de lecho puede extenderse sobre un área circular completa, o la parte de borde arqueada puede ser distinta de un arco de círculo (por ejemplo elíptica). En la realización mostrada, la incisión lateral 46 se extiende a lo largo de toda la parte del borde arqueada de la incisión 44 de lecho. En la región de la parte de borde que se extiende de manera rectilínea de la incisión 44 de lecho, el colgajo 42 está conectado al tejido corneal contiguo en regiones menos profundas, con relación a la incisión 44 de lecho. La región de transición (región de articulación) entre el colgajo 42 y el tejido corneal adjunto forma una articulación que permite que el colgajo 42 se pliegue alrededor de un eje de giro A de tal manera que el tejido corneal más profundo es expuesto para un tratamiento de ablación con láser.

Para el propósito de eliminar gases que se desarrollan durante la producción de la incisión de lecho, la figura de incisión 40 comprende adicionalmente un primer canal auxiliar 48 y un segundo canal auxiliar 50. El recorrido del primer canal auxiliar 48 está fuera del colgajo 42, yéndose desde la región de articulación tan lejos como la superficie del ojo. En este caso, en la realización mostrada, el primer canal auxiliar 48 tiene una anchura W_1 sustancialmente constante. En otra realización, el primer canal auxiliar 48 puede tener, por ejemplo, una anchura mayor en la región de articulación y una anchura menor en la región de la superficie del ojo (o viceversa).

Para que los gases sean eliminados de manera rápida y completa desde la región de la incisión 44 de lecho, está previsto el segundo canal auxiliar 50, mediante el cual los gases llegan al primer canal auxiliar 48 de una manera

5 simplificada. En la realización mostrada, el segundo canal auxiliar 50 discurre continuamente a lo largo de todo el borde de la incisión 44 de lecho. Es por ello posible, en particular, mejorar la eliminación de gases desde las regiones de la incisión 44 de lecho que son producidos más cerca de la parte del borde de la incisión 44 de lecho que está opuesta a la región de articulación. El segundo canal auxiliar 50 en este caso tiene una parte de canal que se extiende de manera rectilínea en la región de articulación, y una parte de canal que se extiende en forma de un arco fuera de la región de articulación. En otra realización, puede preverse que el segundo canal auxiliar 50 no se extienda a lo largo de todo el borde de la incisión 44 de lecho. Puede preverse, por ejemplo, que la parte del canal que se extiende de manera rectilínea del segundo canal auxiliar 50 se extienda solamente dentro de las partes de la región de articulación en las que el primer canal auxiliar 48 no se extiende (como se ha explicado más completamente a continuación con referencia a la fig. 3B).

10 Puede preverse que el segundo canal auxiliar 50 tenga una anchura W_2 que es sustancialmente constante a lo largo de su dirección de extensión. La anchura W_2 puede corresponder a una única zona de daño por foto-disrupción o a una pluralidad de ellas posicionadas una a continuación de la otra. La anchura W_2 puede asumir, por ejemplo, valores de aproximadamente $5\ \mu\text{m}$ o $10\ \mu\text{m}$.

15 La fig. 2B muestra una vista en sección transversal de la figura de incisión corneal 40 en la región 41 de aplanamiento del ojo de acuerdo con la fig. 2A, a lo largo de una línea recta en la dirección de extensión del primer canal auxiliar 48.

20 En la realización mostrada, la incisión 44 de lecho se extiende fuera de la superficie de la córnea a una profundidad corneal sustancialmente constante. La profundidad de la incisión 44 de lecho en este caso corresponde al grosor T deseado del colgajo 42. En este caso, el grosor T puede asumir, por ejemplo, valores del orden de desde $60\ \mu\text{m}$ a $150\ \mu\text{m}$, tal como por ejemplo, $60\ \mu\text{m}$, $80\ \mu\text{m}$, $100\ \mu\text{m}$, $120\ \mu\text{m}$ o $150\ \mu\text{m}$. Como alternativa a esto, el colgajo 42 puede tener, por ejemplo, un grosor menor en la región de articulación y un grosor mayor en la dirección opuesta a decisión de articulación (o viceversa). Puede preverse que la altura de la incisión 44 de lecho corresponda a una única zona de daño producida por foto-disrupción. En este caso, la altura puede ser de aproximadamente $5\ \mu\text{m}$.

25 El segundo canal auxiliar 50 tiene una altura H que es sustancialmente constante a lo largo de su longitud, como se ha indicado por las líneas de trazos mostradas en la fig. 2B. Para simplificar la eliminación de los gases a través del segundo canal auxiliar 50, en la realización mostrada, la altura H del canal corresponde a una pluralidad de zonas de daño, producidas por foto-disrupción, que están dispuestas una por encima de la otra. Así, la altura H del canal puede asumir, por ejemplo, valores no menores de $5\ \mu\text{m}$ o $10\ \mu\text{m}$ o $15\ \mu\text{m}$. Además, la altura H del canal puede corresponder a no más de $35\ \mu\text{m}$ o $30\ \mu\text{m}$ o $25\ \mu\text{m}$. En una realización, puede preverse una altura H del canal que varía a lo largo de la longitud del segundo canal 50.

30 En la realización mostrada, el segundo canal auxiliar 50 alcanza a regiones corneales más profundas y a regiones corneales menos profundas, con relación a la incisión 44 de lecho. En este caso, puede preverse que el segundo canal auxiliar 50 es producido a tal profundidad que la incisión 44 de lecho es contigua al segundo canal auxiliar 50 aproximadamente en la región de la extensión longitudinal central del último. En otra realización, el segundo canal auxiliar 50 puede alcanzar, por ejemplo, sólo a regiones corneales más profundas o sólo a regiones corneales menos profundas, con relación a la incisión 44 de lecho.

35 El primer canal auxiliar 48 se extiende desde la superficie de la córnea a profundidades corneales por debajo de la incisión 44 de lecho (como también se ha presentado en la fig. 2A por la línea de trazos indicada por segmentos cortos de línea). En este caso, puede extenderse, por ejemplo, a regiones que son más profundas en $5\ \mu\text{m}$, $10\ \mu\text{m}$, $15\ \mu\text{m}$, o $20\ \mu\text{m}$. Los gases pueden ser almacenados temporalmente en la parte del primer canal auxiliar 48 situada por debajo de la incisión 44 de lecho. Es así posible, por ejemplo, evitar acumulación de gases en la región de la incisión de lecho cuando la capacidad de eliminación de la parte del primer canal auxiliar 48 situada por encima de la incisión 44 de lecho, ha sido evacuada.

40 El primer canal auxiliar 48 está conectado a la incisión 44 de lecho y al segundo canal auxiliar 50. En la realización mostrada, se ha previsto que el primer canal auxiliar 48 es contiguo al borde de la incisión 44 de lecho en la región de articulación. En otra realización, puede preverse que el primer canal auxiliar 48 no sea contiguo al borde de la incisión 44 de lecho, y esté conectado a la incisión 44 de lecho, por ejemplo, a través de la conexión al segundo canal auxiliar 50.

45 En la realización mostrada, la incisión lateral 46 es contigua al segundo canal auxiliar 50 de manera rectilínea, y conduce tan lejos como a la superficie de la córnea. En una realización alternativa, la incisión lateral 46 puede también conducir oblicuamente a la superficie del ojo. Un ángulo entre el segundo canal auxiliar 50 y la incisión lateral 60 puede asumir valores de entre 140° y 180° , tales como, por ejemplo, 140° , 160° o 180° . La anchura de la incisión lateral 46 puede corresponder a la anchura W_2 del segundo canal auxiliar 50, o ser diferente. La anchura de la incisión lateral 46 puede corresponder, por ejemplo, a una única zona de daño producido por foto-disrupción.

50 Las figs. 3A y 3b muestran realizaciones de diseños de escaneo del movimiento del foco de radiación de acuerdo con la secuencia de tiempo, proporcionada por las instrucciones del programa, para producir la figura de incisión 40 (por ejemplo de acuerdo con las figs. 2A y 2B). La incisión 44 de lecho, el primer canal auxiliar 48 y el segundo canal auxiliar 50 están representados.

En las realizaciones mostradas, las instrucciones de programa proporcionan medios para la producción del primer canal auxiliar 48 antes de la producción del colgajo 42, y a continuación de la producción del segundo canal auxiliar 50. Así, incluso antes de comenzar la producción de la incisión 44 de lecho, existe una posibilidad de eliminar los gases, desarrollados durante la producción de la incisión 44 de lecho, fuera de la región de la incisión 44 de lecho, a la superficie de la córnea.

Con el propósito de producir el primer canal auxiliar 48, el foco de radiación progresa, línea de escaneo por línea de escaneo, fuera de la superficie de la córnea en la dirección de regiones situadas más profundas en la córnea, como se ha indicado por la flecha 60 mostrada en la fig. 3A. Las líneas de escaneo, indicadas por 62, discurren, aproximadamente de forma rectilínea y paralelas entre sí, transversalmente en relación a la dirección de extensión del primer canal auxiliar 48. En otra realización, las líneas 62 de escaneo pueden discurrir en la dirección de extensión del primer canal auxiliar 48. La parte del primer canal auxiliar 48 que se extiende a las profundidades corneales por debajo de la incisión 44 de lecho no está representada, por razones de claridad.

En la realización mostrada en la fig. 3A, el segundo canal auxiliar 50 forma un canal anular cerrado (véase también la fig. 2A). Con este propósito, comenzando desde un extremo de la región de articulación, la parte de canal que discurre de manera rectilínea es producida en primer lugar, y luego es producida la parte de canal que discurre en forma de un arco fuera de la región de articulación, como está marcado por las flechas indicadas por 64.

De manera diferente a la fig. 3A, en la realización mostrada en la fig. 3B el segundo canal auxiliar 50 no discurre dentro de la parte de la región de articulación a la que se extiende el primer canal auxiliar 48. Comenzando desde un primer borde del primer canal auxiliar 48 (marcado por el punto 66), la parte de canal rectilínea en la región de articulación que es contigua en la dirección y negativa es producida en primer lugar, luego se produce la parte de canal que discurre en forma de un arco fuera de la región de articulación, y finalmente se produce una segunda parte del canal del segundo canal auxiliar 50, cuya parte se extiende tan lejos como un segundo borde del primer canal auxiliar 48 (marcado por el punto 68) que está opuesto al primer borde. La dirección en la que el segundo canal auxiliar 50 es producido está indicada por las flechas 70. El primer canal auxiliar 48 está conectado al segundo canal auxiliar 50, al menos en la región de borde (puntos 66, 68).

En otra realización, un movimiento del foco de radiación que difiere de las realizaciones mostradas en las figs. 3A y 3B puede ser proporcionado por las instrucciones de programa. Por ejemplo, el canal anular cerrado de acuerdo con la fig. 3A puede ser producido comenzando desde un punto situado dentro de la parte de la región de articulación a la que se extiende el primer canal auxiliar 48. Además, la dirección del movimiento del foco indicado por las flechas puede ser invertida, al menos parcialmente.

Con el propósito de producir el colgajo 42, se aplica en primer lugar la incisión 44 de lecho. En las realizaciones mostradas en las figs. 3A y 3B, se produce la incisión 44 de lecho, de acuerdo con las instrucciones de programa, por medio de un movimiento del foco de radiación a lo largo de líneas de escaneo rectilíneas y paralelas entre sí, cuya dirección de línea discurre de manera aproximadamente perpendicular con relación al eje de articulación A. De acuerdo con una secuencia de tiempo proporcionada de las instrucciones de programa, se produce en primer lugar una primera línea de escaneo con referencia al control del foco de radiación de acuerdo con la fig. 1, cuya línea de escaneo corresponde aproximadamente a una línea central 72 de incisión de lecho teórica que es perpendicular al eje de articulación A o cuya línea de escaneo es contigua a la línea central 72 en dirección y positiva o negativa. El foco de radiación progresa a continuación desde una línea de escaneo a la línea de escaneo siguiente respectivamente, comenzando desde la línea central de incisión de lecho, en la dirección y positiva o negativa, y después de eso en la dirección y opuesta. Las direcciones de producción están indicadas por las flechas 74 y 76. En una realización alternativa, puede preverse que las partes de la incisión 44 de lecho que alcanzan fuera de la línea central 72 de la incisión de lecho en las direcciones y positiva y negativa son aplicadas de manera aproximadamente simultánea. Con este propósito, por ejemplo, el dispositivo 10 de acuerdo con la fig. 1 podría comprender adicionalmente una disposición para dividir el haz láser 20, y disposiciones suplementarias para controlar el foco de radiación en las direcciones transversal y longitudinal, y para enfocar el haz láser 20.

Además, por ejemplo, puede preverse una secuencia de tiempo para el movimiento del foco de radiación, según la cual progresa el foco de radiación, línea de escaneo por línea de escaneo, comenzando desde un punto de extensión y mínima de la incisión 44 de lecho, en la dirección de extensión y máxima (o viceversa).

En otra realización, puede preverse que la dirección de línea de las líneas de escaneo corresponde, al menos aproximadamente, a la dirección del eje de articulación A. En este caso, la producción de la incisión de lecho puede seguir una secuencia de tiempo del movimiento del foco de radiación, de acuerdo a la cual progresa el foco de radiación, por ejemplo, línea de escaneo por línea de escaneo, de manera creciente en la dirección que se aleja de la dirección de articulación.

Puede preverse que la incisión lateral 46 (no representada) es producida después de la incisión 44 de lecho, o que la incisión lateral 46 es producida después del segundo canal auxiliar 50 y antes de la incisión 44 de lecho. Ha de observarse que no se ha pretendido ninguna limitación cualquiera que fuera a una secuencia de tiempo particular de producción de incisión y producción de canal.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato para el tratamiento con láser de un ojo humano, que comprende:
 - una fuente (18) de radiación láser pulsada;
 - un dispositivo (14) de control configurado para controlar un foco de la radiación láser en espacio y tiempo para generar una figura de incisión (40) que define:
 - un colgajo corneal (42) conectado al tejido corneal adjunto en una región de articulación y que tiene un lado inferior del colgajo cortado para separarlo del tejido corneal adyacente por una incisión (44) de lecho;
 - un primer canal auxiliar (48) que se extiende desde la región de articulación a una superficie exterior del ojo y adaptado para eliminar gases que se desarrollan durante la generación de la incisión (44) de lecho; y
 - un segundo canal auxiliar (50) que se extiende a lo largo de un borde de la incisión (44) de lecho, en donde el segundo canal auxiliar (50) está conectado al primer canal auxiliar (48) y se extiende más allá de la región de articulación, en donde el dispositivo (14) de control está configurado para generar el segundo canal auxiliar (50) antes de la incisión (44) de lecho; y en donde el dispositivo (14) de control está además configurado:
 - para generar la incisión (44) de lecho a través del movimiento del foco a lo largo de una pluralidad de líneas (62) de escaneo rectilíneas, paralelas entre sí, en donde las direcciones de línea de las líneas (62) de escaneo se extienden transversalmente con respecto a un eje de articulación imaginario de la región de articulación; y
 - provocar, para un primer grupo de líneas (62) de escaneo, una progresión del foco desde una línea de escaneo a una línea de escaneo siguiente respectivamente del primer grupo en una primera dirección y, para un segundo grupo de líneas (62) de escaneo, una progresión del foco desde una línea de escaneo a una línea de escaneo siguiente respectivamente del segundo grupo en una dirección opuesta a la primera dirección.
2. El aparato según la reivindicación 1, en el que el segundo canal auxiliar (50) se extiende de manera continua a una región del borde de incisión de lecho que es opuesta a la región de articulación.
3. El aparato según la reivindicación 1 o 2, en el que el segundo canal auxiliar (50) se extiende de manera continua sobre toda la parte del borde de la incisión de lecho que está situada fuera de la región de articulación.
4. El aparato según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el segundo canal auxiliar (50) está configurado para formar un canal anular cerrado, en donde el canal anular tiene una parte de canal que se extiende de manera rectilínea en la región de articulación y se extiende en forma de un arco fuera de la región de articulación.
5. El aparato según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el segundo canal auxiliar (50) tiene una altura que es sustancialmente constante a lo largo de su longitud.
6. El aparato según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el segundo canal auxiliar (50) tiene una altura de canal que corresponde a una pluralidad de zonas de daño, producidas por foto-disrupción, que están dispuestas una por encima de la otra.
7. El aparato según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el segundo canal auxiliar (50) tiene una altura canal no menor de 5 μm o 10 μm o 15 μm y/o tiene una altura de canal no mayor de 35 μm o 30 μm o 25 μm .
8. El aparato según cualquiera de las reivindicaciones 6 a 7, en el que el segundo canal auxiliar (50) tiene una primera parte que se extiende a regiones corneales más profundas que la incisión (44) del hecho y una segunda parte que se extiende a regiones corneales menos profundas que la incisión (44) de lecho.
9. El aparato según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el colgajo (42) tiene un borde de colgajo que es cortado para separarlo del tejido corneal ajunto por una incisión lateral situada fuera de la región de articulación, en donde el dispositivo (14) de control está configurado para generar la incisión lateral después de la incisión (44) de lecho.
10. El aparato según la reivindicación 9, en el que la incisión lateral es contigua al segundo canal auxiliar (50) de manera rectilínea y se extiende a la superficie del ojo.
11. El aparato según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que las líneas (62) de escaneo se extienden al menos de manera aproximadamente perpendicular con respecto al eje de articulación.
12. El aparato según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que un área de la incisión (44) de lecho es sustancialmente dividida por el primer y segundo grupos en mitades contiguas entre sí en una línea central imaginaria perpendicular al eje de articulación, en donde para cada uno del primer y segundo grupos la progresión del foco es efectuada en una dirección que se aleja de la línea central.

13. El aparato según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el primer canal auxiliar (48) se extiende a profundidades corneales por debajo de la incisión (44) de lecho.

FIG 1

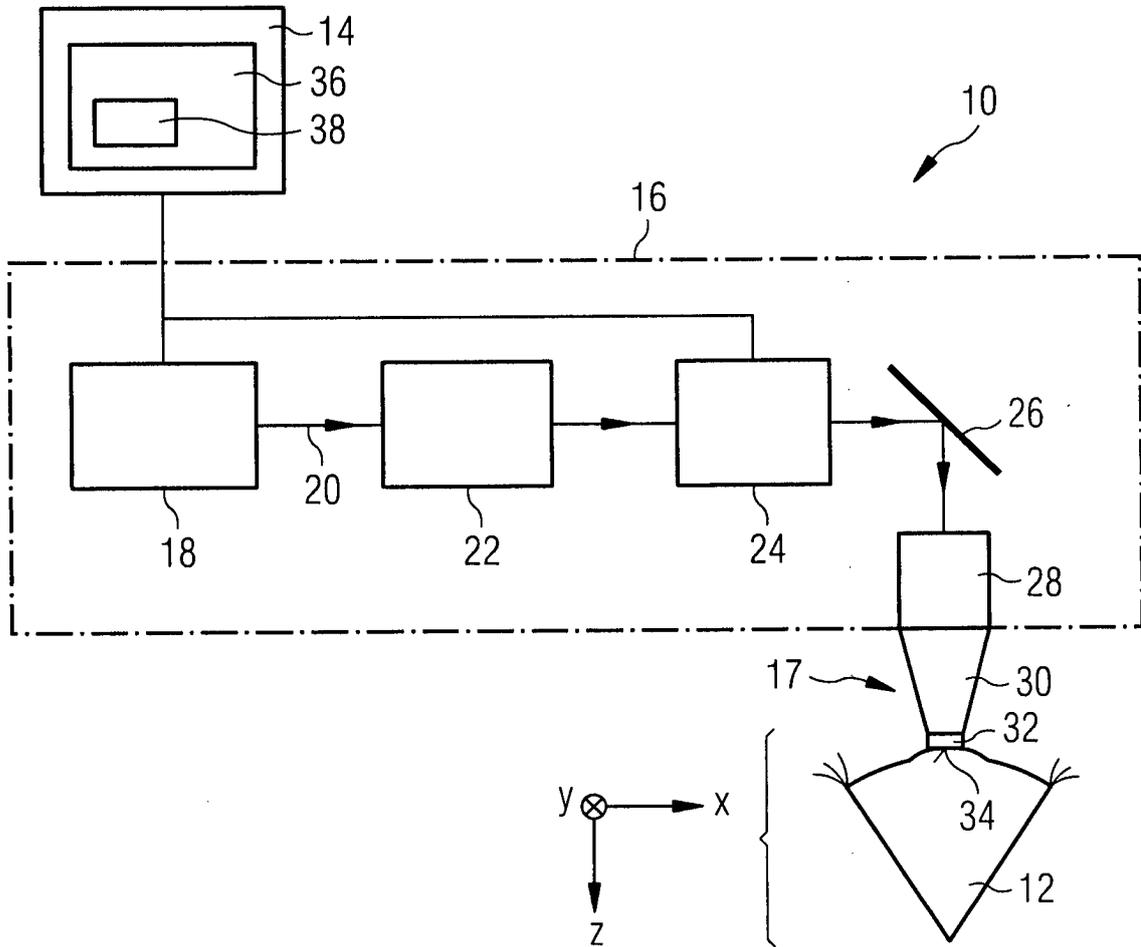


FIG 2A

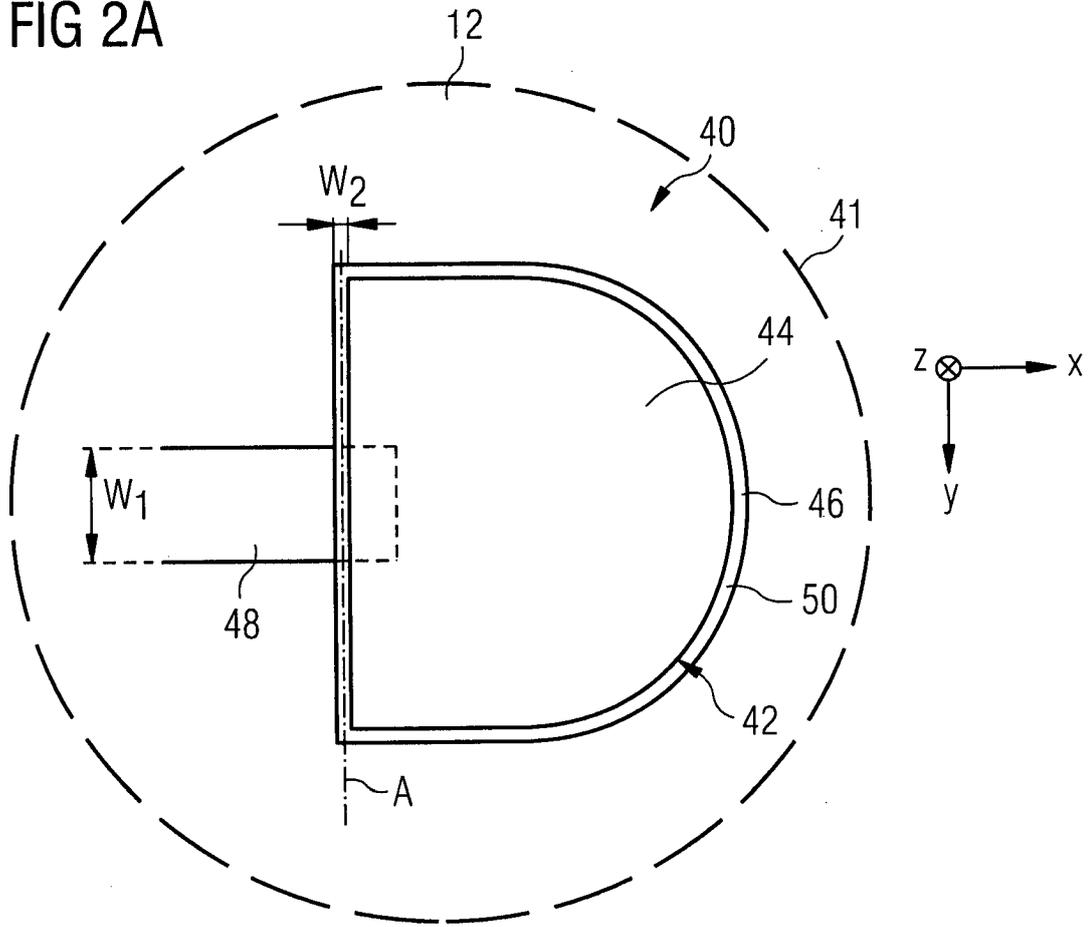


FIG 2B

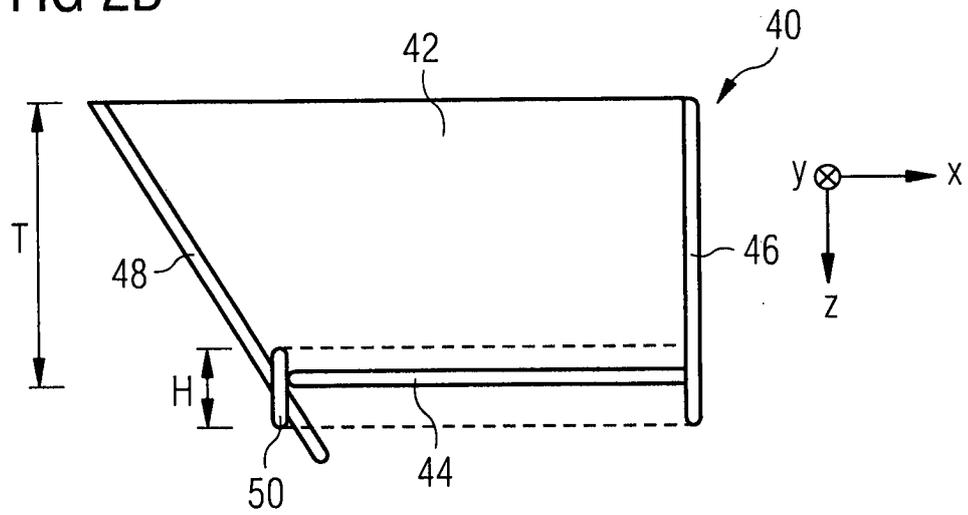


FIG 3A

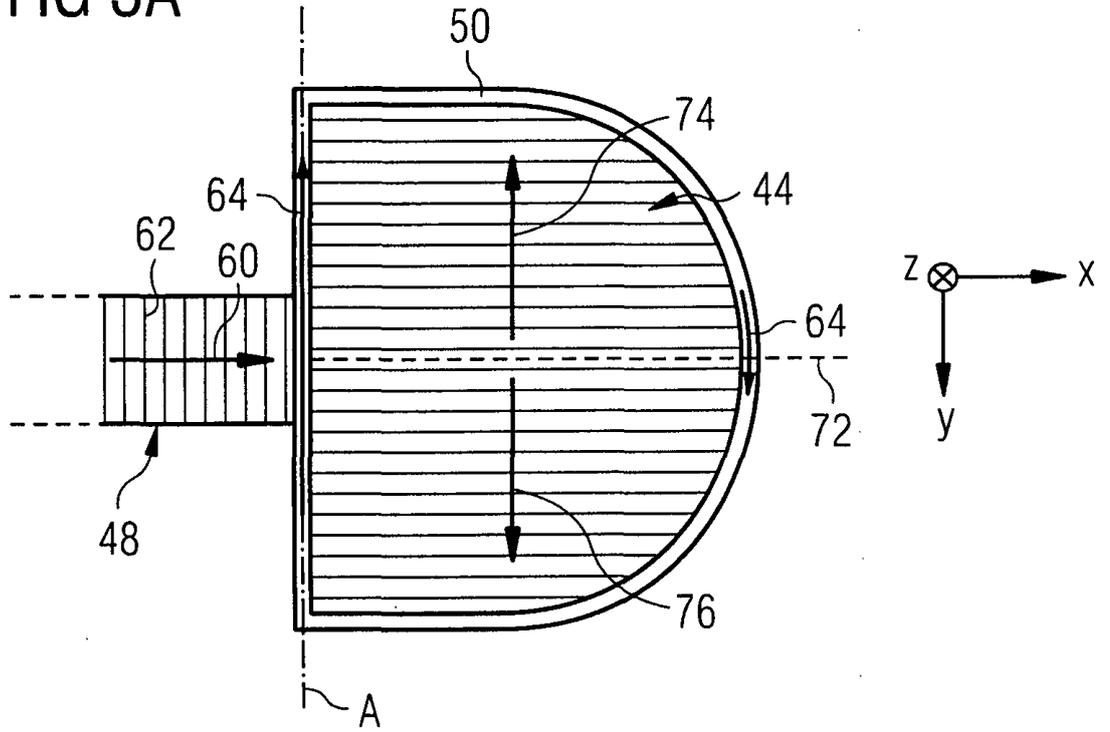


FIG 3B

