



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 289 276**

51 Int. Cl.:
A61B 18/18 (2006.01)
A61F 9/01 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Número de solicitud europea: **03714328 .6**
86 Fecha de presentación : **21.03.2003**
87 Número de publicación de la solicitud: **1487368**
87 Fecha de publicación de la solicitud: **22.12.2004**

54 Título: **Sistema de procesamiento de material mejorado usando un rayo láser.**

30 Prioridad: **23.03.2002 US 367119 P**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
01.02.2008

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
01.02.2008

73 Titular/es: **Intralase Corp.**
9701 Jeronimo
Irvine, California 92618, US

72 Inventor/es: **Kurtz, Ronald, M.;**
Juhasz, Tibor;
Goldstein, Peter;
Hegedus, Imre;
Scholler, Gordon, Scott;
Berg, Alan, W. y
Horvath, Christopher

74 Agente: **García-Cabrerizo y del Santo, Pedro María**

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

DESCRIPCIÓN

Sistema de procesamiento de material mejorado usando un rayo láser.

5 Campo de la invención

La presente invención se refiere de forma general al campo del procesamiento de material con un rayo láser y más particularmente a sistemas y métodos para el procesamiento mejorado de estos materiales. La presente invención es particularmente útil para el procesamiento del material utilizando fotoalteración con láser como mecanismo de acción, particularmente, cuando dicho procesamiento implica el uso de múltiples pulsos láser situados sobre o por debajo de la superficie de un material. Aunque el campo de la invención es muy amplio, es particularmente útil como sistema y método para utilizar un rayo láser para formar una serie de áreas fotoalteradas solapantes dentro de un material para definir una nueva superficie interna de manera que la parte anterior del material puede moverse para tener acceso a una nueva superficie interna del material. Un ejemplo particular de esta aplicación es un tipo de cirugía oftálmica para corregir la visión de un paciente retirando al menos una parte de la capa externa de la córnea. Creando una nueva superficie interna dentro del grueso del tejido corneano, este procedimiento expone el tejido corneano interno y subyacente que puede alterarse para dar una nueva forma a la córnea y mejorar la visión del paciente.

20 Antecedentes de la invención

Hay tres clases principales de interacción láser-material: fotocoagulación, fotoablación y fotoalteración. La fotocoagulación emplea una luz láser de onda continua aplicada para absorber dianas de material, con efectos mediados por efectos primarios y secundarios de daño térmico. Esta técnica es la usada más ampliamente en el ojo para tratar enfermedades retinianas tales como retinopatía diabética y degeneración macular. En la fotoablación, se usan longitudes de onda ultravioleta altamente absorbentes para vaporizar materiales superficiales, principalmente para ataque superficial y aplicaciones quirúrgicas refractivas en la córnea.

La fotoalteración comienza con degradación óptica inducida por láser (LIOB), cuando un pulso láser genera un campo eléctrico de alta intensidad, conduciendo a la formación de una mezcla de electrones libres e iones que constituye el estado de plasma. El plasma caliente se expande desplazando el material que lo rodea. Según el plasma se expande lentamente, el frente de desplazamiento se propaga a través del material como una onda de choque. La onda de choque pierde energía y velocidad según se propaga, relajándose a una onda acústica ordinaria. El plasma que se expande adiabáticamente se recombina rápidamente y se enfría, formando finalmente una burbuja de cavitación. Los constituyentes de la burbuja de cavitación dependen de la constitución del material diana. Para sustratos orgánicos, la burbuja de cavitación está formada principalmente por CO₂, N₂ y H₂O.

Usando un láser de fotoalteración y un sistema de suministro, las fotoalteraciones localizadas pueden situarse en o por debajo de la superficie de un material para producir un procesamiento del material de alta precisión. En un ejemplo de dicho procesamiento de material, pueden crearse superficies internas dentro del material poniendo múltiples pulsos a lo largo de una trayectoria predeterminada. En casos especiales, las superficies pueden representarse como planos situados en cualquier orientación para crear efectos horizontales, verticales u oblicuos.

Usando láseres de fotoalteración, pueden obtenerse resultados variables de la disposición del gas, desechos y otros subproductos de la fotoalteración. En algunos materiales, la fotoalteración da como resultado la formación de gas y vapor de agua. El comportamiento y efectos de éstos y otros subproductos depende de las propiedades del material que los rodea, así como de la influencia de pulsos láser adicionales situados posteriormente en las proximidades. Generalmente, una burbuja de gas se expande de tamaño hacia el área de menor resistencia. Con la expansión, el gas se enfría y los gases constituyentes, tales como vapor de agua, pueden volver al estado líquido. La presencia de gas, líquido, desechos y otros subproductos creados durante la fotoalteración en la región en la que se han situado los pulsos gases adicionales puede provocar resultados variables o indeseados. La presente invención representa una mejora respecto a las técnicas anteriores que utilizan fotoalteración con láser ofreciendo estrategias de eliminación o mitigación contra estas influencias potenciales.

Una aplicación específica de la invención es en el uso de un láser de fotoalteración para la creación de una capa corneana en procedimientos quirúrgicos oftálmicos para corregir errores de visión. La visión deficiente puede ocurrir por muchas razones, y puede ser el resultado de muchas causas. Una causa común para una visión deficiente es el resultado de un estado defectuoso del ojo que ocurre cuando las características refractivas de la córnea no hacen que los rayos paralelos de luz se enfoquen en la retina. Cuando el ojo está descansando, y los rayos de luz se enfocan delante de la retina, la afección se conoce como miopía (es decir, visión de cerca). Por otro lado, cuando los rayos de luz se enfocan detrás de la retina, la afección se conoce como hipermetropía o hiperopia (es decir, visión de lejos). Ambas afecciones miópica e hiperópica dan como resultado grados diversos de visión deficiente. En la mayoría de los casos las afecciones son corregibles.

Habitualmente se usan gafas o lentes de contacto para corregir las afecciones miópicas o hiperópicas. Por diversas razones, sin embargo, muchas personas que padecen estas afecciones prefieren no llevar gafas o lentes de contacto. Las vías alternativas para corregir estas afecciones incluyen procedimientos quirúrgicos conocidos para dar una nueva forma a la córnea de diversas maneras que son eficaces para cambiar sus características refractivas. Por ejemplo, en las Patentes de Estados Unidos 4.665.913 y 4.669.466 de L'Esperance, se describe un sistema láser de fotoablación

del tejido corneano de la superficie anterior del ojo. Otro procedimiento se describe en la Patente de Estados Unidos 4.988.348 de Bille, en la que tejido corneano se retira en primer lugar para corregir la visión, y después la superficie nueva creada se suaviza.

En lugar de retirar y dar una nueva forma a las partes de la parte anterior del ojo para corregir los defectos refractivos, se han desarrollado otros procedimientos usando una técnica denominada fotoalteración intraestromal para retirar el tejido estromal interno. Los ejemplos de dichos procedimientos y sistemas láser se describen en la Patente de Estados Unidos N° 4.907.586 de Bille *et al* y en la Patente de Estados Unidos N° 5.993.438 de Juhasz *et. al*. Otro ejemplo de un procedimiento para la retirada del tejido estromal es el procedimiento descrito en la Patente de Estados Unidos N° 6.110.166 de Juhasz. En este procedimiento, una capa corneana anterior puede definirse usando un láser para crear una serie de áreas fotoalteradas solapantes. El cirujano separa después la capa corneana levantándola, para acceder al tejido corneano subyacente, cuya forma se cambia con un láser de fotoablación. Tal como un láser excimer. La capa corneana se vuelve a colocar después sobre la córnea.

En la práctica anterior, los cirujanos creaban una capa corneana enfocando el rayo láser a un punto de partida en o cerca del centro de la capa corneana a formar. El rayo láser empieza a fotoalterar áreas de tejido en el punto de partida, y se mueve a lo largo de una trayectoria predeterminada, típicamente en un patrón espiral, desde el centro de la capa corneana a una circunferencia predeterminada de la capa corneana. Finalmente, el rayo láser se dirige alrededor de la circunferencia predeterminada para formar un corte periférico desde la capa corneana a la superficie externa de la córnea, véase el documento US-A-6325792, que se considera que representa la técnica anterior más próxima.

Se ha observado en muchos casos que moviendo el rayo láser a lo largo de una trayectoria o patrón predeterminados crea una apariencia turbia temporal, que se cree que es resultado del gas y/o desechos creados durante el proceso de fotoalteración que se dispersa dentro del tejido porque no hay salidas para el gas y los desechos. Este estado es temporal; el gas y/o desechos se absorben finalmente en el tejido circundante después de unos pocos minutos. Aunque este estado no tiene efectos secundarios significativos, la difusión de gas puede influir en la eficacia de los pulsos láser posteriores situados en la trayectoria predeterminada para crear una superficie interna de alta calidad. Tanto la apariencia turbia, como los efectos menos eficaces de los pulsos láser resultantes se consideran indeseables.

Se ha observado también que, en algunos casos y situaciones, mover el rayo láser a lo largo de un patrón predeterminado crea fluido que se dispersa en el tejido e influye en la eficacia de los pulsos láser adicionales situados en la trayectoria predeterminada creando una superficie interna de alta calidad. Este fluido puede dar como resultado irregularidades superficiales que reducen la suavidad de la superficie interna creada recientemente.

De esta manera, hay una necesidad percibida de una trayectoria o patrón predeterminado que no provoquen que se disperse gas y los desechos en el tejido, o que no conduzca a la creación o dispersión de fluido descrita anteriormente, puesto que ambas alteran el carácter y eficacia de los pulsos adicionales situados a lo largo de la trayectoria predeterminada. Como alternativa, incluso si estos efectos del gas y/o fluido no pueden eliminarse, el impacto de estos efectos secundarios negativos puede mitigarse también eligiendo trayectorias predeterminadas específicas. Adicionalmente, existe una necesidad de un método y sistema para implementar estos patrones y trayectorias predeterminadas de fotoalteración deseables.

Un ejemplo específico de un patrón o trayectoria predeterminada deseable implica la creación de un patrón o trayectoria predeterminada secundaria, conectado o adyacente al patrón o trayectoria predeterminada primaria. Este depósito puede controlar los efectos de los subproductos y/o gases de cualquier tipo del patrón de corte. Adicionalmente, existe una necesidad de un método y sistema para implementar el depósito. Junto con dicho depósito o como un enfoque alternativo, las colocaciones del pulso láser específicas y características en el patrón o trayectoria predeterminada primario o secundario pueden elegirse para controlar los efectos de los subproductos y/o gases de cualquier tipo del patrón de corte.

Sumario de la invención

De acuerdo con la presente invención, se ha desarrollado un sistema como se adjunta en la reivindicación 1. Las realizaciones deseables se definen mediante las reivindicaciones dependientes.

Como se pretende para la presente invención, el sistema láser incorpora un rayo de pulsos láser secuenciales. Adicionalmente, se contempla que la duración de los pulsos láser en el rayo esté en intervalos nanosegundos, picosegundos o femtosegundos.

Breve descripción de los dibujos

Las nuevas características de esta invención, así como la propia invención, tanto en su estructura como funcionamiento se entenderán mejor a partir de los dibujos adjuntos, tomados junto con la descripción adjunta, en la que los caracteres de referencia similares se refieren a parte similares, y en la que:

La Figura 1 es una vista en perspectiva de un paciente que se está tratando con un sistema de la presente invención;

La Figura 2 es una vista en perspectiva de un ojo;

La Figura 3 es una vista de sección transversal de la córnea del ojo vista a lo largo de la línea 4-4 de la Figura 2 que muestra la creación de una superficie interna anterior y una superficie interna posterior, o como alternativa, una capa corneana.

La Figura 4 es una vista de sección transversal de la córnea del ojo observada a lo largo de la línea 4-4 de la Figura 2 que muestra la retirada de la superficie interna anterior y que expone la superficie interna posterior, o que muestra como alternativa una retirada de la capa corneana, exponiendo la superficie interna de la cornea;

La Figura 5 es una vista en planta de la córnea del ojo observada en la dirección de la línea 3-3 de la Figura 2 que muestra la trayectoria para el movimiento del rayo láser en un patrón espiral hacia fuera para crear una superficie interna anterior y la superficie interna posterior, o como alternativa, la capa corneana;

La Figura 6 es una vista en planta de la córnea del ojo como se observa en la dirección de la línea 3-3 en la Figura 2 que muestra una trayectoria para el movimiento del rayo láser en un patrón en espiral hacia adentro para crear una superficie interna anterior y la superficie interna posterior, o como alternativa, la capa corneana.

La Figura 7 es una vista en planta de la córnea del ojo observada en la dirección de la línea 3-3 en la Figura 2 que muestra una trayectoria para el movimiento del rayo láser en un patrón de trama para crear una superficie interna anterior y la superficie interna posterior, o como alternativa, la capa corneana.

La Figura 8 es una vista en planta de la córnea del ojo observada en la dirección de la línea 3-3 en la Figura 2 que muestra una trayectoria para el movimiento del rayo láser en un patrón circular concéntrico para crear una superficie interna anterior y la superficie interna posterior, o como alternativa, la capa corneana;

Las Figuras 9a y 9b son vistas en planta de la córnea del ojo observada en la dirección de la línea 3-3 en la Figura 2 que muestra una trayectoria para el movimiento del rayo láser para formar la superficie periférica;

Las Figuras 10a y 10b son vistas en planta que muestran una realización del depósito formado adyacente a un patrón de corte;

La Figura 11 es una vista en planta que muestra la realización de un depósito formado adyacente a un patrón de corte.

Descripción de la realización preferida

Haciendo referencia inicialmente a la Figura 1, se muestra un aparato 10 para generar un rayo láser 12. El rayo láser 12 se dirige al ojo 14 de un paciente 16. Para los propósitos de la presente invención, el aparato 10 puede generar un rayo láser por pulsos 12 que tiene características físicas similares a la de los rayos láser generados por un sistema láser como se describe y reivindica en la Patente de Estados Unidos N° 4.764.930, que se licencia exclusivamente al cesionario de la presente invención. Adicionalmente, la presente invención contempla el uso de un rayo láser por pulsos 12 que tiene pulsos con duraciones tan largas como unos pocos nanosegundos o tan cortas como sólo unos pocos femtosegundos.

En una realización, una unidad láser está controlada por un programa de fotoalteración de la córnea utilizando un rayo láser de energía constante, compuesto por un tren óptico de pulsos con una duración de aproximadamente 600 femtosegundos a una velocidad de repetición de hasta varios cientos de miles de Hz. La energía actual en el tren de pulsos emitidos se determina haciendo girar un atenuador variable, una rueda de atenuación de energía, que funciona bajo el control de un motor gradual.

Los dispositivos de medida de energía se sitúan en la trayectoria óptica entre el atenuador y los obturadores de seguridad. Estos dispositivos miden una fracción constante de la energía transmitida al sistema de suministro óptico. El sistema de suministro óptico está compuesto por un brazo articulado, con movimiento de elevación en el eje Z y de traslación en el eje X y el eje Y, escáneres galvanométricos en los ejes X, Y, y Z, telescopio, lentes de enfoque en el eje Z, espejo giratorio, microscopio y una lente de aplanamiento desechable que es lo que entra en contacto con el ojo del paciente.

El sistema de suministro óptico determina una posición tridimensional en la córnea del paciente a la que el láser se enfoca. Cuando el láser se pulsa, la energía suministrada al punto de enfoque es suficiente para ionizar el tejido (fotoalterado) en un volumen muy pequeño. Ajustando repetitivamente un punto de enfoque y, pulsando el láser da como resultado un plano de resección de tejido.

La Figura 2 muestra la estructura anatómica del ojo 14, y específicamente, que la córnea 18 es anterior a la pupila 20, el iris 22 y la esclerótica 24. Adicionalmente, la Figura 2 indica que el eje óptico 26 del ojo 14 pasa a través de la córnea 18. Por consiguiente, el tejido de la córnea 18 es transparente a la luz visible.

En la Figura 3 puede observarse que la córnea 18 incluye 5 capas anatómicamente definibles de tejido. Yendo de una dirección de anterior a posterior en la Figura 3, las capas del tejido de la córnea son: epitelio 26, membrana de Bowman 28, estroma 30, membrana de Decemet 32 y endotelio 34. La superficie interna anterior 35 y la superficie

interna posterior 38 se crean enfocando el punto focal de un rayo láser en un punto de partida predeterminado 42 y moviendo el punto focal del rayo láser desde el punto de partida 42 a través del tejido estromal en un patrón predeterminado para formar una serie de áreas fotoalteradas solapantes. Como alternativa, una capa corneana 36 pueda crearse de forma similar.

La Figura 4 muestra la superficie interna anterior 35 de la capa corneana 36 retirada parcialmente del ojo. La capa corneana 36 tiene una superficie externa 37 que es la superficie externa de la córnea. La capa corneana 36 puede retirarse completamente del ojo, o puede permanecer unida por una articulación, como se muestra en la Figura 4. La capa corneana 36 puede retirarse, como se muestra en la Figura 4, para exponer la superficie interna de la córnea 39 que se va a someter a fotoablación.

El patrón de movimiento del rayo láser es un aspecto de la presente invención. Haciendo referencia a la Figura 5, en la práctica anterior, los cirujanos que elegían un punto de partida 42 cerca del centro de la capa corneana y movían el rayo láser en un patrón tal y como espiral, efectuando la circunferencia predeterminada. Como se ha mencionado anteriormente, sin embargo, se ha observado en algunos casos que este patrón puede crear una apariencia turbia en el centro de la capa corneana. La apariencia turbia es el resultado de gas y desechos que se crean durante el uso del láser. Debido al patrón en espiral desde el centro hasta la circunferencia, este gas y desechos se quedan 'atrapados' dentro de la córnea, puesto que las salidas para el gas y desechos están limitadas. Esta apariencia turbia es indeseable y puede reducir la eficacia de los pulsos láser adicionales que se sitúen. A la inversa, cuando el gas creado tiene acceso a un depósito creado o de origen natural, el fluido puede alcanzar el área donde se van a situar los pulsos láser adicionales, interfiriendo de esta manera con la separación del tejido y conduciendo a una superficie no uniforme.

La presente invención minimiza la acumulación de gas, fluido, desechos y otros subproductos en el área en la que se van a situar los pulsos láser adicionales o en otras áreas sensibles de material que experimenta el procesado. Haciendo referencia a la Figura 6 para el caso de la córnea, seleccionando un punto de partida 42 por debajo de la superficie de la córnea, sustancialmente próximo a la circunferencia predeterminada 43 de la capa corneana y moviendo el punto focal del rayo láser a lo largo de una trayectoria, tal como un patrón en espiral desde la circunferencia al centro mostrado en la Figura 6, o el patrón de trama mostrado en la Figura 7, o el patrón de círculos concéntricos mostrado en la Figura 8, a un punto de terminación 44, la acumulación de gas y desechos se minimiza en el centro, lo que reduce la apariencia turbia. La circunferencia predeterminada 43 de la capa corneana 36 puede tener sustancialmente la forma de un círculo o un óvalo. Las figuras ilustran diversas realizaciones de creación de un patrón. Las figuras ilustradas no pretenden limitar los patrones.

Observese que en el patrón de círculos concéntricos de la Figura 8, habrá un punto de partida diferente para cada círculo concéntrico. El primer punto de partida 42 está sustancialmente cerca de la circunferencia predeterminada 43 de la capa corneana. Después de que el rayo láser se haya dirigido por una trayectoria circular, llegará a un punto de terminación 46, sustancialmente cerca del primer punto de partida 42. Después, el rayo láser se dirige a un segundo punto de partida 48 y se mueve a lo largo de una trayectoria circular a un segundo punto de terminación 50, sustancialmente cerca del segundo punto de partida 48. Este proceso continúa hasta que el rayo láser se dirige a un punto de partida final 52 y se mueve a lo largo de una trayectoria circular hasta un punto de terminación final 44 sustancialmente cerca del punto de partida final 52.

La trayectoria predeterminada puede estar en un único plano, o puede ser una trayectoria tal como de la superficie interna anterior 35 o superficie interna del tejido estromal 49 que es cóncava o convexa.

Después de que el rayo láser se haya movido a lo largo del patrón predeterminado, el láser se dirige después para formar una superficie periférica 45 alrededor de la circunferencia predeterminada 43 de la capa corneana 36 o en las superficies internas anterior y posterior que conectan con la superficie externa de la córnea 37 a la superficie interna anterior 35 de la capa corneana 36. Formar la superficie periférica 45, mostrada por las líneas discontinuas de las figuras 9a y 9b, se consigue usando el punto focal del rayo láser para crear una serie de áreas fotoalteradas solapantes entre la circunferencia predeterminada en la capa corneana o superficies internas anterior y posterior y la superficie externa de la córnea, y puede realizarse de manera que la superficie periférica 45 esté formando un ángulo respecto a la superficie interna posterior 38 en forman un espacio con forma de cuenco, o puede ser menor de 90°, de manera que la superficie periférica 45 y la superficie interna posterior 38 forman una forma cónica. Para conseguir un ángulo mayor de 90°, el punto focal del rayo láser se dirige en primer lugar alrededor de la circunferencia predeterminada 43 y después se dirige sobre una trayectoria de circunferencias sucesivamente ligeramente mayores, trabajando hacia la superficie externa de la córnea. A la inversa, para conseguir un ángulo de menos de 90° el punto focal del rayo láser se dirige en primer lugar, alrededor de la circunferencia predeterminada 43 y después se dirige sobre una trayectoria de circunferencias sucesivamente ligeramente más pequeñas, trabajando hacia la superficie externa de la córnea. Para conseguir un ángulo de exactamente 90°, el punto focal del rayo láser se dirige en primer lugar alrededor de la circunferencia predeterminada 43 y después se dirige sobre una trayectoria de exactamente la misma circunferencia predeterminada, trabajando hacia la superficie externa de la córnea.

La superficie periférica 45 puede continuar alrededor de toda la circunferencia predeterminada 43 como se muestra en la Figura 9a, o puede interrumpirse antes de que haga una vuelta completa alrededor de la circunferencia predeterminada 43, dejando parte de la capa corneana 36 o superficie interna anterior 35 unida por una articulación 54, formando una solapa, como se muestra en la Figura 9b. Después de formar la superficie periférica 45, el cirujano pue-

de retirar la superficie interna anterior 35 para exponer la superficie interna posterior 38 y acabar el procedimiento. En el aspecto alternativo de la invención, el cirujano puede retirar la capa corneana 36 para exponer la superficie interna del tejido estromal 36 y terminar el procedimiento.

5 Para reducir adicionalmente la acumulación de gas, fluido, desechos y otros subproductos en el patrón primario o trayectoria predeterminada, puede crearse un patrón secundario o depósito periférico o adyacente al patrón primario para permitir la acumulación de gas y desechos del patrón de tratamiento primario. Este depósito puede crearse antes de la creación del patrón principal con cualquier forma y tamaño, y preferiblemente, debe conectar con el patrón principal directamente o a través de canales naturales preexistentes o canales potenciales en la córnea. El gas y los
10 desechos pueden acumularse en este depósito o drenarse periféricamente a través de trayectorias existentes del ojo.

Crear una comunicación fluida (gaseosa) entre del depósito y el patrón principal es preferible, aunque puede no ser necesario. Los canales naturales pueden servir para el mismo propósito.

15 Proporcionando una trayectoria o una trayectoria demasiado fácil para, gas, fluido, desechos y otros subproductos en el patrón primario predeterminado, pueden tener efectos indeseables, porque el fluido puede interferir en la región donde se sitúan los pulsos láser. En una realización, el área total óptima del depósito es aproximadamente el 10% del área total del patrón de corte primario. En otra realización, la distancia pulso a pulso dentro del depósito es mayor de 6 micrómetros y la energía del pulso es menor de 8 microjulios. En otra realización, puede usarse una pequeña conexión
20 entre el patrón principal y el depósito, cuyo tamaño regula adicionalmente la eficacia.

Aumentar el drenaje es una función de aumentar el ángulo del depósito, aumentar el diámetro del depósito y aumentar la profundidad del depósito. Un aumento de la necesidad de drenaje es una función de aumentar el área del patrón de corte principal, una profundidad menos profunda del corte principal y una mayor energía de pulso en el corte principal (que provoca que se produzca más gas). Para aumentar el control del drenaje, el tamaño del
25 depósito disminuye, y la "resistencia interna" del depósito aumenta disminuyendo la energía de pulso y aumentando la separación de los impactos del rayo.

Haciendo referencia a las Figuras 10a y 10b, una realización de un depósito 62 se muestra formada adyacente a un patrón de corte 60. Como se ejemplifica, el patrón primario 60 se realiza como un patrón de trama para la resección horizontal. Sin embargo, pueden usarse otros patrones para el patrón primario. La colocación particular, anchura, profundidad y ángulo del depósito se realizan para acomodar se a las dimensiones particulares del patrón primario. Un depósito 62 (denominado también bolsillo) se realiza adyacente al patrón de corte principal 60 que en este ejemplo tiene un radio de 4,1 mm. El ángulo del depósito es de 120° desde aproximadamente el punto central del ojo. La
30 anchura del depósito es de aproximadamente 300 a 400 μm desde la posición del primer arco 64 a la posición del segundo arco 65. El ángulo preferible del bolsillo (depósito) es de 45-90° y la anchura máxima preferible del bolsillo es de 300 micrómetros. El depósito 62 se forma preferiblemente, en primer lugar, antes de realizar el patrón de corte principal. El fondo del depósito se muestra a aproximadamente en 160 μm desde la superficie de la córnea. La posición del segundo arco se muestra adyacente al limbo 61.
35

Haciendo referencia ahora a la Figura 11, otra realización de un depósito 71 se forma adyacente a un patrón de corte 70. En esta realización, se crea un bolsillo completo de 360° que circunscribe la resección horizontal 70, pero dentro de la circunferencia del limbo 73. En este ejemplo, la anchura del depósito se muestra aproximadamente a 100-200 μm . Preferiblemente, el depósito 71 debe crearse primero, después se crea el patrón primario 70.
40

Una manera para implementar el método descrito es proporcionar una unidad láser con un sistema de ordenador que dirige un punto focal de rayo láser para realizar el método descrito en este documento. El sistema de ordenador incluye un dispositivo de control de entrada para recibir información desde el usuario tal como la selección de un patrón predeterminado para usar en el método, memoria para almacenar una selección de patrones predeterminados, una unidad procesadora acoplada al dispositivo de control de entrada y a la memoria para procesar la información
45 introducida por el usuario para identificar el patrón predeterminado seleccionado, una pantalla de salida para mostrar el progreso del método, una fuente de láser que tiene la capacidad de enfocar y alterar el tejido por debajo de la superficie corneana y un mecanismo de enfoque para la fuente láser que se acopla a la unidad procesadora y pantalla de salida.
50

Otra manera para implementar el método descrito, es proporcionar un programa de software que dirige un punto focal de un rayo láser para realizar los métodos descritos en este documento. Una realización de dicho programa de software es un programa que funciona con un dispositivo de control de entrada y un dispositivo de presentación de salida. El dispositivo de control de entrada puede ser un teclado, un ratón, una pantalla táctil u otro dispositivo de entrada usado con ordenadores. El dispositivo de presentación de salida es un monitor o pantalla de ordenador. El programa de software interacciona con una base de datos para almacenar y recuperar datos y parámetros para el funcionamiento de la unidad láser.
55

El programa de software, además de otras muchas funcionalidades, proporciona la selección o determinación del borde geométrico del patrón de corte, orientación del borde geométrico sobre la córnea, dirección del movimiento del rayo láser, selección del tipo de patrón de corte, y selección de patrones adicionales.
60

Determinación del borde geométrico del patrón. El programa de software usa un borde geométrico definido para la circunferencia de la resección horizontal. El borde ajusta los límites exteriores del patrón de resección horizontal. La aplicación de software puede configurarse para usar únicamente un borde geométrico, tal como un borde circular, como patrón por defecto convencional. Como alternativa, el software puede configurarse para permitir al operario de la

5 unidad láser seleccionar entre un conjunto de bordes geométricos disponibles. Múltiples segmentos de patrón pueden combinarse para crear bordes geométricos especiales o no uniformes, para la creación de depósitos y trayectorias de drenaje. Una interfaz de usuario, típicamente un monitor de visualización, presenta al usuario una selección de bordes geométricos disponibles para resecciones horizontales del tejido corneando. Si el operario quiere seleccionar un borde geométrico diferente, el usuario selecciona un borde diferente para la resección horizontal. Por ejemplo, la

10 aplicación de software puede configurarse para usar un círculo como una forma geométrica por defecto convencional para resección horizontal. El operario de la unidad láser, sin embargo, puede seleccionar un borde geométrico diferente para decidir que un borde diferente, tal como uno ovalado, puede ser más ventajoso para un paciente particular.

Orientación del borde geométrico sobre la córnea. El borde geométrico se muestra sobre una imagen del ojo del

15 paciente. Esta imagen puede ser una imagen real del ojo del paciente, o una imagen del ojo generada por el ordenador. El borde geométrico se sitúa de manera que el centro de la forma geométrica se sitúa por encima del punto central del ojo. El punto central del ojo puede ser el eje visual del ojo en la superficie de la córnea, o el eje simétrico de la córnea, basado en el centro de la pupila.

El operario puede mover, girar y redimensionar el borde geométrico interactuando con la interfaz gráfica del usuario (GUI). La GUI permite al operario orientar gráficamente y situar el borde sobre la parte particular de la

20 córnea en la que se realizará la resección horizontal. La aplicación del software puede mostrar zonas o proporcionar indicadores visuales o audibles si el borde geométrico se sitúa en un área fuera del intervalo de operación del láser. Por ejemplo, el dispositivo puede mostrar un área general en la que puede situarse el borde geométrico. Si la forma

25 geométrica se sitúa en un área no permitida para fotoalteración, entonces la fuente láser no iniciará el rayo láser.

El borde geométrico tiene una parte definida en la que existe una articulación de solapa. La parte predefinida indica donde no ocurrirá la fotoalteración del borde geométrico. La articulación se indica al operario mediante una

30 línea de color diferente y más gruesa que el resto del borde. El operario del láser puede seleccionar gráficamente un lado o lados diferentes o una parte del borde geométrico donde se va a realizar la articulación de la solapa. En otras palabras, el operario puede cambiar la localización de la articulación y/o la longitud de la articulación. El operario puede desear también retirar la solapa corneana totalmente. Para hacer esto, el operario debe seleccionar que no se realice articulación.

Los límites del borde geométrico pueden definirse de manera que la circunferencia del borde geométrico se ajusta a una distancia particular desde el punto central. Por ejemplo, si la forma es un círculo entonces un parámetro para el radio puede predefinirse a 4 mm. El software determinará la circunferencia del punto central. La creación de la

35 resección horizontal permanecerá dentro o cerca de los alrededores de la circunferencia determinada. Si el operario quiere cambiar el radio, entonces la forma geométrica puede redimensionarse gráficamente mediante un dispositivo de entrada. Como alternativa, el valor de distancia al radio puede introducirse mediante un dispositivo de entrada.

40

Controlar los parámetros del pulso láser interno dentro del patrón de exploración. El software puede usarse para alterar los parámetros del patrón interno, tales como la distancia de separación entre pulsos, la energía del pulso y

45 otros, con el fin de alterar o variar la resección o características de acumulación de gas/deshechos/fluido del patrón global o afectar al carácter de las superficies creadas.

Dirigir el movimiento del láser. La aplicación de software permite también controlar el movimiento del impacto del rayo enfocado por el láser. Un valor de distancia al impacto del rayo convencional se usa por la aplicación del

50 software por una fuente de láser particular. El valor de distancia al impacto del rayo es la distancia que el láser se mueve respecto al impacto del rayo realizado anteriormente. Adicionalmente, la aplicación de software usa un valor de separación lineal. Para un patrón de trama, este valor controlará el movimiento sobre la siguiente línea a la que se enfocará el láser. Para un patrón concéntrico se usa un valor de separación lineal para determinar la colocación del siguiente anillo concéntrico respecto al anillo concéntrico anterior.

Seleccionar el tipo de patrón de corte. La aplicación de software proporciona al operario de láser una selección del tipo de patrón de corte. El software utiliza el tipo seleccionado de patrón de corte para instruir el movimiento del

55 rayo láser. En una realización, estos patrones son espirales, concéntricos y de trama. Sin embargo, pueden programarse otros patrones, incluyendo, aunque sin limitación, depósitos variables para movimiento periférico o acumulación de gas o desechos y control de separación del tejido reseccionado, así como características de las superficies creadas. Como alternativa, la aplicación puede tener el tipo de patrón preestablecido, o el tipo de selección de patrón limitado. El patrón espiral generalmente provocará que el láser fotoaltere el tejido corneano en un patrón espiral empezando desde un punto central. Preferiblemente, sin embargo, el patrón espiral empieza en un punto de partida alrededor de la circunferencia predeterminada hasta aproximadamente un punto central. El patrón concéntrico provocará que el

60 láser fotoaltere el tejido corneano en un patrón de anillo concéntrico comenzando con un punto central y después fotoaltere en anillos concéntricos alrededor del punto central. Preferiblemente, sin embargo, el patrón de anillo concéntrico empieza en un punto de partida alrededor de la circunferencia predeterminada hasta aproximadamente un

65 punto central.

ES 2 289 276 T3

Las separaciones del impacto del rayo y/o de línea convencionales pueden variarse dentro de un patrón particular para controlar o influir el carácter de la resección/separación de tejido y/o acumulación o movimiento de gas o desechos, así como el carácter de las superficies creadas.

5 *Seleccionar patrones adicionales.* Adicionalmente, el programa de software puede configurarse para permitir opciones adicionales para resección horizontal. Estas opciones incluyen: repetir el patrón seleccionado de fotoalteración usando la misma orientación, haciendo girar la orientación del patrón seleccionado y repitiendo, después de realizar un primer patrón de resección horizontal, usando un segundo patrón, o patrón intersticial. Un patrón repetido puede usar los mismos o diferentes parámetros del láser, tales como separación del impacto del rayo, energía por pulso y
10 profundidad.

Seleccionar el Depósito y Parámetros de Conexión. La aplicación de software proporciona al operario del láser una selección para crear un depósito o una conexión con un depósito existente. Por ejemplo, por debajo están algunos parámetros que pueden usarse para la creación del depósito o conexión. Los parámetros de patrón primario pueden
15 controlarse para optimizar el uso de una geometría de depósito en particular y estructura interna cambiando la separación de los impactos del rayo, aumentando o disminuyendo la separación de los impactos del rayo o cambiando la geométrica (tamaño o posición) del patrón principal. Esto es útil cuando hay limitaciones a la colocación del depósito.

Por ejemplo, con la creación de una resección horizontal se selecciona un patrón primario de tipo trama, un valor de separación de impacto del rayo se ajusta a 12, el valor de separación de línea se ajusta a 10, el valor de la energía del pulso J se ajusta a 5, y la profundidad se ajusta a 130 micrómetros y el diámetro se ajusta a 8,2 mm. En la creación de un depósito, se selecciona una exploración de arco, con un ángulo de depósito de 120°, un valor de separación de impacto del rayo radial de 9, un valor de separación de impacto del rayo tangencial de 7, la energía de pulso empieza a 9 J y disminuye en rampa hasta 5 J, la profundidad inicial del depósito es de 160 μm , y la profundidad final es de
25 130 μm , la "anchura" del depósito es 300-400 μm .

TABLA 1

| 30 Descripción del parámetro | Valores de ejemplo para el patrón primario | Valores de ejemplo para el patrón secundario o depósito |
|-------------------------------|--|--|
| 35 Energía del pulso láser | 1-10 μJ con capacidad para variar energía sobre el patrón | 1-10 μJ con capacidad para variar energía sobre el patrón |
| 40 Separación del pulso láser | 2-20 micrómetros | |
| Forma | Circular, ovalada | Anillo, Arco, variable |
| Tamaño | 2-10 mm de diámetro | Variable |
| Profundidad | Variable | Variable |
| 45 Localización de inicio | Variable | Variable |

50 *Ejemplo de Patrón de Trama con un Borde Geométrico Circular.* Lo siguiente es un ejemplo de una solapa creada donde se ha seleccionado un patrón de trama para crearlo dentro de borde geométrico circular. Se determina un punto central sobre la córnea. A este punto central se le da un valor de X cero y un valor Y de cero. Parda hacer un corte de trama para una resección horizontal de tejido estromal, el láser enfocado empieza en el radio máximo del borde circular en la localización en el eje Y más positivo. La fuente láser envía un pulso o pulsos láser para fotoalterar el
55 tejido corneano en las coordenadas X/Y actuales a un valor de profundidad en el eje Z (la profundidad del rayo láser enfocado).

Una lente de aplanamiento, un ejemplo de la cual se describe en la solicitud de trámite junto con la presente US 09/772.539, puede usarse para aplanar la superficie de la córnea para disminuir o prevenir aberraciones esféricas y coma. De esta manera, el valor de profundidad en el eje Z (la distancia desde la superficie corneana) a la resección horizontal puede permanecer constante toda la resección horizontal. Usando una lente de aplanado y manteniendo el valor de profundidad en el eje Z constante dará como resultado la resección del tejido corneano de un espesor generalmente uniforme. Cuando se utiliza un dispositivo de lente de aplanado, el valor de profundidad en el eje Z típicamente se ajusta a 160 μm por debajo de la superficie proximal de la lente en contacto con la córnea.
65

Sin el uso de una lente de aplanado o dispositivo similar, la córnea generalmente será esférica. En lugar de un valor de profundidad constante para crear la resección para conseguir un espesor generalmente uniforme de tejido corneano

reseccionado, el valor de profundidad en el eje Z tendrá que controlarse mediante el software. El ojo debe estar fijado en una posición estática. Un dispositivo para leer la simetría y dimensiones del ojo puede usarse para determinar los valores de profundidad en el eje X apropiados. El valor de profundidad en el eje Z se variará a través de la resección para conseguir una resección del tejido corneando de espesor generalmente uniforme.

Para el patrón de trama, el rayo láser fotoalterará el tejido en una trayectoria lineal desde el punto más alto en el eje X al punto más bajo en el eje X. El punto focal del láser se mueve basándose en el valor de separación de impacto del rayo. La separación de impacto del rayo preferiblemente se ajusta de manera que el foco del rayo láser proporciona áreas solapantes de fotoalteración.

El punto focal para fotoalteración se mueve después de forma incremental a una localización en el eje X inferior basado en el valor de separación de línea. Esta vez el láser se sitúa en el punto más bajo en el eje X dentro del borde geométrico para la nueva localización en el eje Y. El láser continúa a través del eje X/Y moviéndose hasta el eje X, y después moviéndose a nueva localización en el eje Y, después moviéndose hacia abajo por el eje X. Una vez que la línea alcanza el valor del eje X menor, del borde geométrico entonces la fotoalteración se detiene.

Si se desea un depósito periférico, puede suministrarse una serie de pulsos antes o después del patrón de trama (o cualquier otro patrón) en cualquier forma u orientación periférica y con cualquier parámetro interespecífico (impacto del rayo, separación de línea, energía) para controlar la acumulación de gas/desechos y el movimiento así como la resección/separación del tejido y características superficiales.

Para una resección vertical (corte lateral), el rayo láser se enfoca dentro de o cerca de la circunferencia del borde geométrico. Típicamente, el rayo láser se enfoca $50\text{ }\mu\text{m}$ desde la circunferencia. El eje Z (o profundidad) del foco láser se ajusta a una posición para enfocar el rayo láser ligeramente por debajo (típicamente $20\text{ }\mu\text{m}$) del plano de la resección horizontal. El ordenador dirige el rayo láser en una trayectoria que sigue la circunferencia del borde geométrico. La velocidad con la que el foco láser atraviesa el círculo depende de la separación de impacto del rayo deseada entre pulsos enfocados de luz. Típicamente para un borde circular, el láser atraviesa la circunferencia de una forma contraria a las agujas del reloj cuando se observan desde la perspectiva del usuario. La fuente del láser presenta una secuencia de pulsos en la circunferencia que inscribe la resección horizontal. Cuando el círculo se ha completado, el eje Z del foco láser se vuelve a situar a una profundidad ligeramente por encima del valor de profundidad del eje Z inicial. El láser atraviesa después la circunferencia siguiendo la misma trayectoria que antes y fotoaltera otra capa de tejido corneano. Este proceso se repite hasta que la superficie de la córnea se ha fotoalterado. Preferiblemente, si se usa una lente de contacto de aplanado para aplanar la córnea, el proceso continúa hasta unos pocos micrómetros dentro de la lente de contacto de aplanado. Utilizando círculos concéntricos para el corte lateral se crea un borde periférico que es generalmente perpendicular al eje X-Y.

Como alternativa, el corte lateral puede hacerse aumentando o disminuyendo por incrementos las circunferencias del borde geométrico. Por ejemplo, dado un borde geométrico circular, un primer corte fotoalterado circular puede realizarse en la superficie interior anterior de la resección horizontal. A continuación, un segundo corte fotoalterado circular puede realizarse con un aumento del radio a una mayor profundidad. Se realizan radios de cortes aún mayores a profundidades menos profundas de forma incremental hasta que el corte lateral se crea a través de la superficie de la córnea. Este tipo de corte creará un borde periférico inclinado con un ángulo mayor de 90° . En otras palabras, el corte circular más externo en la superficie de la córnea tendrá un radio mayor que el corte inicial hecho dentro del tejido corneano.

Otra forma para realizar el corte, es disminuyendo de forma incremental el borde geométrico. En este caso, se realiza un primer corte concéntrico. El siguiente corte será más corto en radio que el primer corte. Se realizan radios de corte en disminución, lo que crea un borde periférico inclinado con un ángulo menor de 90° .

También, con la creación de círculos desplazados verticalmente de tejido fotoalterado el radio de cada círculo sucesivo puede aumentarse incrementalmente en una cantidad fija hasta que se alcanza el radio máximo de la resección vertical.

La articulación es la parte de la circunferencia del borde geométrico donde no se realiza corte. Preferiblemente, el depósito se crea cerca de la localización de la articulación. El rayo láser se dirige a lo largo de la circunferencia del borde geométrico. Sin embargo, una parte continua del borde está diseñada para hacer de solapa. No ocurre fotoalteración a lo largo del borde diseñado como solapa. Por ejemplo, con un borde geométrico circular, la articulación es un arco definido por su posición y ángulo. Cuando el foco láser alcanza una posición predeterminada a lo largo de su trayectoria circular, el movimiento de los rayos láser se detiene e invierte la trayectoria del rayo láser con el siguiente círculo por encima del círculo anterior. Esto se realiza para cada círculo que comprende la resección vertical. De esta manera, una parte de la resección vertical se enmascara creando de esta manera una articulación de solapa. En la realización preferida, el ángulo del depósito y el ángulo de la articulación son sustancialmente iguales.

Aunque el sistema particular para procesamiento de material mejorado usando un rayo láser como se muestra y describe en detalle en este documento es totalmente capaz de obtener los objetos y proporcionar las ventajas indicadas anteriormente en este documento, debe entenderse que es meramente ilustrativo de las realizaciones actualmente preferidas de la invención y que no pretende limitarse a los detalles de construcción o diseño mostrados en este documento distintos de los definidos en las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema basado en ordenador para dirigir un rayo láser (12) a una córnea (18) para crear un área reseccionada de tejido corneano, comprendiendo el sistema:
un dispositivo de control de entrada;
una memoria para almacenar información recibida desde dicho dispositivo de control de entrada;
una unidad procesadora acoplada al dispositivo de control de entrada y a la memoria para procesar la información;
una pantalla de salida para mostrar la información;
una fuente láser para generar un rayo láser (12);
un mecanismo de enfoque acoplado electromecánicamente a la unidad procesadora, y un ordenador que lee el medio almacenado que lleva un programa de software que puede hacerse funcionar mediante la unidad procesadora para controlar dicha fuente de láser y sistema de enfoque, estando configurado dicho programa de software para realizar las etapas de:
proporcionar una selección para crear un patrón de corte secundario configurado como depósito (62, 71) o una conexión con un depósito existente en el tejido corneano;
situar un punto focal del rayo láser y fotoalterar el tejido corneano para crear el patrón de corte secundario;
proporcionar una selección para crear un patrón de corte primario (60, 70) que configura una capa del tejido corneano reseccionado (36);
situar un punto focal del rayo láser en un punto de partida (42) en las proximidades de una circunferencia predeterminada (43) del área de tejido corneano a reseccionar y fotoalterar el tejido corneano en dicho punto de partida (42), con lo que el patrón de corte de primario (60, 70) se corta en el tejido corneano para formar una superficie interna (35, 38), en la que el patrón de corte secundario creado anteriormente se sitúa adyacente o periférico al patrón de corte primario (60, 70) para acumular gas, desechos u otros subproductos creados durante la creación del patrón de corte primario (60, 70); y
mover el punto focal del rayo láser desde el punto de partida (42) a lo largo de una trayectoria predeterminada y fotoalterar el tejido corneano en los impactos del rayo a lo largo de dicha trayectoria para crear un patrón de corte primario (60, 70) de impactos del rayo interconectadas a través de la superficie interna (35, 38) a exponer para formar una capa de tejido corneano reseccionado (36).
2. El sistema basado en ordenador de la reivindicación 1, en el que dicha etapa de mover el punto focal del rayo láser (12) incluye mover el punto focal del rayo láser (12) a lo largo de una trayectoria predeterminada en la forma de un patrón de trama que mueve hacia delante y hacia atrás del tejido estromal localizado dentro de la circunferencia predeterminada (43) desde el punto de partida (42) a un punto de terminación (44) localizado en el lado opuesto de la circunferencia predeterminada (42).
3. El sistema basado en ordenador de la reivindicación 1, en el que dicha etapa de mover el punto focal del rayo láser (12) incluye mover el punto focal del rayo láser (12) a lo largo de una trayectoria predeterminada en la forma de un patrón espiral que se mueve a través del tejido estromal localizado dentro de la circunferencia predeterminada (43) desde el punto de partida (42) hasta el centro de la circunferencia predeterminada (43).
4. El sistema basado en ordenador de la reivindicación 1, en el que dicha etapa de mover el punto focal del rayo láser (12) incluye mover el punto focal del rayo láser (12) a lo largo de una trayectoria predeterminada en forma de una serie de círculos concéntricos que se mueven a través del tejido estromal localizado dentro de la circunferencia predeterminada (43) desde el punto de partida (42) hasta el centro de la circunferencia predeterminada (43).
5. El sistema basado en ordenador de la reivindicación 1, en el que el software realiza adicionalmente la etapa de formar una superficie periférica (45) que se extiende a un ángulo desde la superficie interna (35-58) hasta una superficie externa (37) de la córnea (18) estando formada dicha superficie externa (45) moviendo el punto focal del rayo láser (12) y fotoalterando el tejido a una pluralidad de puntos a lo largo de una trayectoria que se mueve desde las proximidades de la superficie externa de la córnea (18) hasta la superficie interna (35, 38).
6. El sistema basado en ordenador de la reivindicación 5, en el que la etapa de formar la superficie periférica (45) incluye formar dicha superficie periférica (45) a un ángulo mayor de 90° respecto a la superficie interna (35-38).
7. El sistema basado en ordenador de la reivindicación 5, en el que la etapa de formar la superficie periférica (45) incluye formar dicha superficie periférica (45) a un ángulo de menos de 90° respecto a la superficie interna (35, 38).

8. El sistema basado en ordenador de la reivindicación 5, en el que la etapa de formar la superficie periférica (45) incluye mover el punto focal del rayo láser (12) y fotoalterar el tejido a lo largo de una trayectoria que es menor que la circunferencia predeterminada (43) para formar una sección de tejido no alterado que actúa como articulación (54) de la manera que la capa corneana (36) puede elevarse, pero permanece aún unida a la córnea (18).

9. El sistema basado en ordenador de la reivindicación 1, en el que la etapa de mover el punto focal del rayo láser (12) incluye dejar una parte no alterada de tejido estromal a lo largo de la circunferencia predeterminada (43) para formar una articulación (54) para mantener contacto entre la capa corneana (36) y la córnea (18) cuando se expone la superficie interna (35, 38).

10. El sistema basado en ordenador de la reivindicación 1, en el que la etapa de mover el punto focal del rayo láser (12) incluye dirigir el punto focal del rayo láser (12) alrededor de toda de la circunferencia predeterminada (43) de la superficie interna (35, 38) de manera que la capa corneana (36) pueda retirarse completamente de la córnea (18) cuando se expone la superficie interna (35-38).

11. El sistema basado en ordenador de la reivindicación 1, en el que dicho punto de partida (42) está localizado por debajo de una superficie externa (37) de la córnea (18).

12. El sistema basado en ordenador de la reivindicación 1, en el que dicho punto de partida (42) está localizado sobre una superficie externa (37) de la córnea (18).

13. El sistema basado en ordenador de la reivindicación 1, en el que la trayectoria predeterminada está conformada de manera que la circunferencia predeterminada (43) tiene una forma generalmente circular.

14. El sistema basado en ordenador de la reivindicación 1, en el que la trayectoria predeterminada está conformada de manera que la circunferencia predeterminada (43) tiene una forma generalmente ovalada.

15. El sistema basado en ordenador de la reivindicación 1, en el que la trayectoria predeterminada está conformada de manera que la superficie interna (35, 38) es generalmente plana.

16. El sistema basado en ordenador de la reivindicación 1, en el que la trayectoria predeterminada es tal que la superficie interna (35, 38) es generalmente convexa.

17. El sistema basado en ordenador de la reivindicación 1, en el que la trayectoria predeterminada es tal que la superficie interna (35, 38) es generalmente cóncava.

18. El sistema basado en ordenador de acuerdo de una de las reivindicaciones anteriores, en el que el área total del depósito (62, 71) es de aproximadamente el 10% del área total del patrón de corte primario (60, 70).

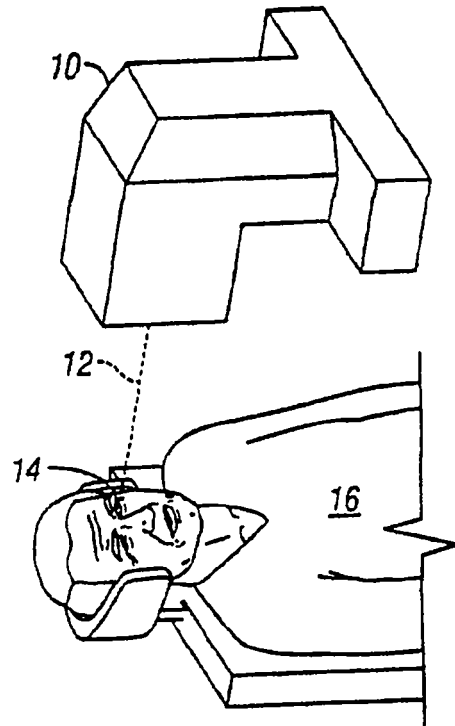


FIG. 1

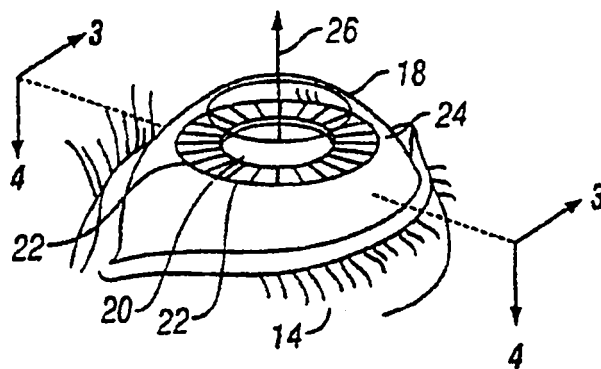


FIG. 2

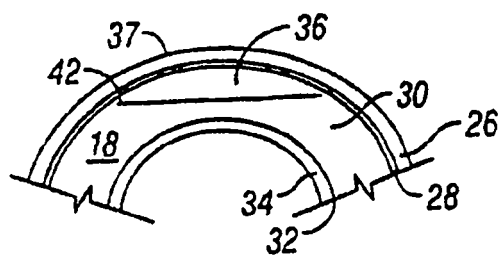


FIG. 3

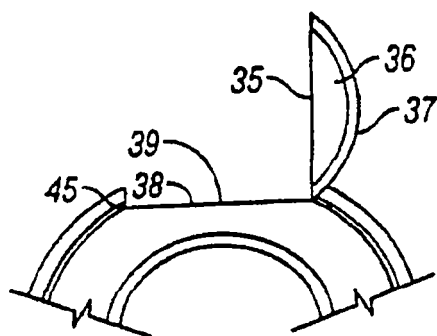


FIG. 4

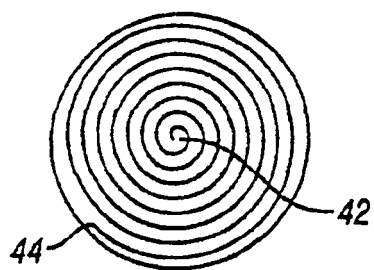


FIG. 5

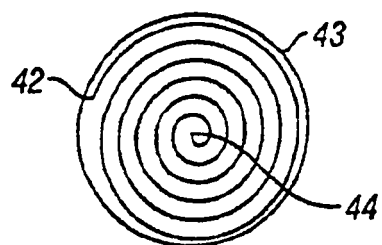


FIG. 6

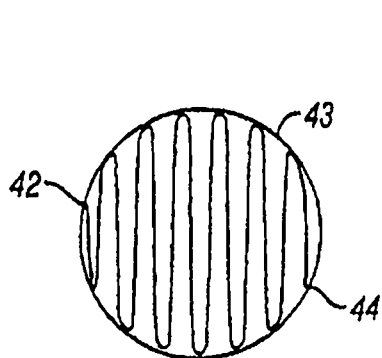


FIG. 7

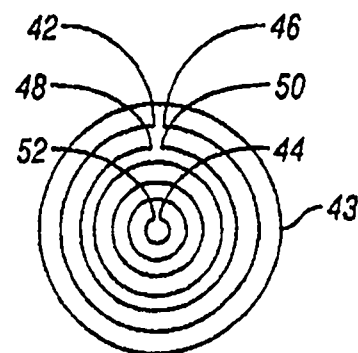


FIG. 8

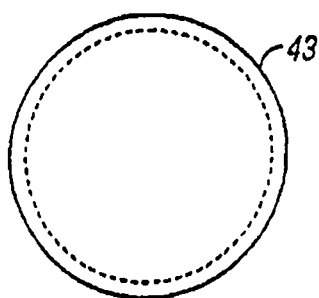


FIG. 9A

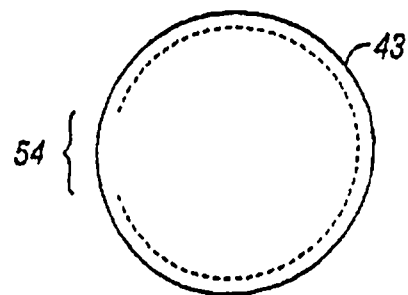


FIG. 9B

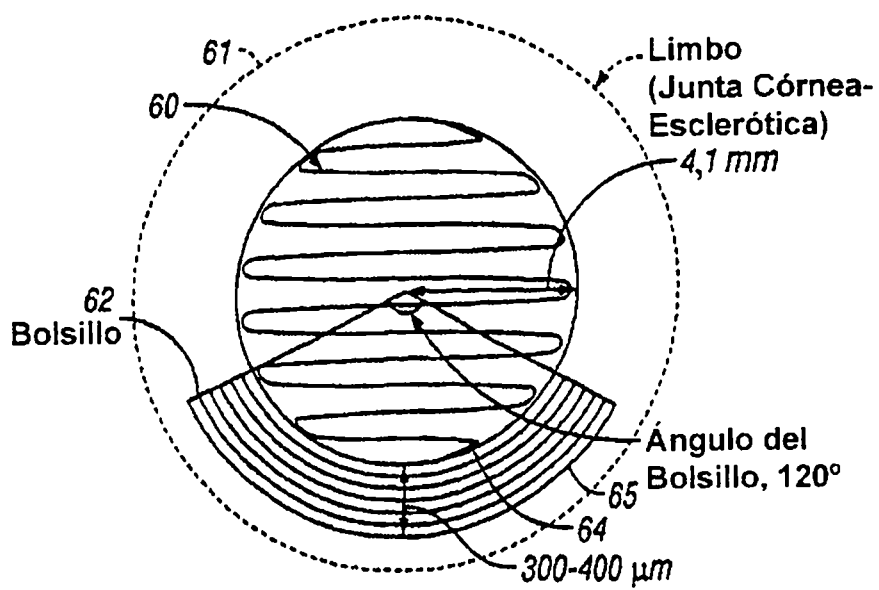


FIG. 10A

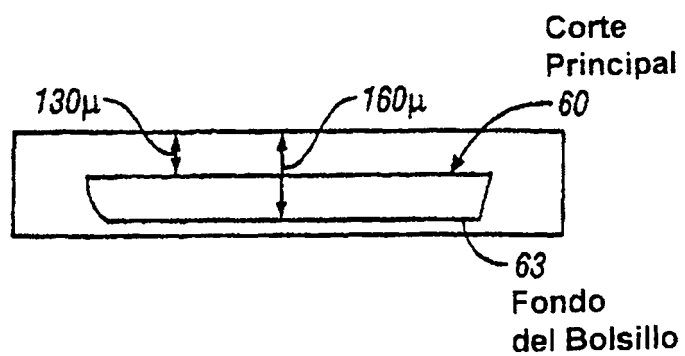


FIG. 10B

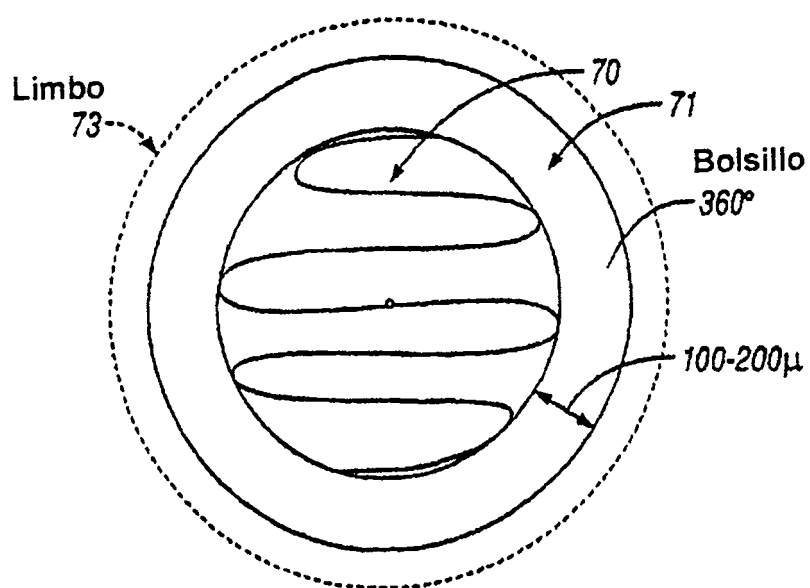


FIG. 11