

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 380 076**

51 Int. Cl.:
A61B 18/18 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 96 Número de solicitud europea: **08726727 .4**
96 Fecha de presentación: **11.03.2008**
97 Número de publicación de la solicitud: **2129315**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **09.12.2009**

54 Título: **Trabeculoplastia por láser según un modelo guiado por ordenador**

30 Prioridad:
13.03.2007 US 906992 P
10.03.2008 US 45634

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
08.05.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
08.05.2012

73 Titular/es:
Topcon Medical Laser Systems, Inc.
3130 Coronado Drive
Santa Clara, CA 95054, US

72 Inventor/es:
PALANKER, Daniel, V.

74 Agente/Representante:
Pons Ariño, Ángel

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).

ES 2 380 076 T3

DESCRIPCIÓN

Trabeculoplastia por láser según un modelo guiado por ordenador

5 Solicitudes relacionadas

Esta solicitud reivindica el beneficio de la patente de EE. UU. nº 208/0319427, presentada el 13 de marzo de 2007.

Campo de la invención

10 La presente invención se refiere al tratamiento del glaucoma, a saber, a la trabeculoplastia a base de láser y, más particularmente, a una trabeculoplastia por láser guiada por ordenador.

Antecedentes de la invención

15 Se sabe que el glaucoma es un grupo de enfermedades oftálmicas potencialmente debilitantes asociadas con un riesgo elevado de ceguera. Estas afecciones incluyen, entre otras: glaucoma de ángulo abierto, glaucoma de ángulo cerrado, glaucoma neovascular, glaucoma de presión normal, glaucoma por exfoliación y pigmentario. Es común a todas estas afecciones de glaucoma la incapacidad del ojo para equilibrar suficientemente la secreción de humor
20 acuoso desde el cuerpo ciliar con su eliminación a través del entramado trabecular (TM), de modo que se eleva la presión intraocular (PIO). La hipertensión ocular asociada con el glaucoma produce una degeneración gradual de las células ganglionares de la retina, cuyas ramificaciones axonales forman el nervio óptico. A medida que las células ganglionares mueren, la visión se va perdiendo lentamente, por lo general partiendo desde la periferia del campo de visión. A menudo, la pérdida de visión no se nota hasta que se ha producido un daño significativo en el nervio.

25 La pérdida de visión por glaucoma es irreversible. Las cifras recientes de prevalencia procedentes del Instituto Nacional de Salud y de la Organización Mundial de la Salud sobre el glaucoma indican que el glaucoma es la segunda causa principal de ceguera en EE. UU. y la primera causa principal de ceguera evitable. Se ha estimado que más de 3 millones de estadounidenses tienen glaucoma, pero sólo la mitad de ellos sabe que lo tienen; la
30 mayoría de los cuales sufre lo que se conoce como glaucoma de ángulo abierto. Aproximadamente 120.000 de estas personas están ciegas por glaucoma, lo que representa el 9 %-12 % de todos los casos de ceguera. El glaucoma es el responsable de más de 7 millones de consultas médicas anuales en EE. UU. En términos de beneficios para la Seguridad Social, pérdida de ingresos por impuestos y gastos en atención sanitaria, se ha estimado que el coste anual para el gobierno de EE. UU. solo es de más de 1500 millones de \$. En todo el mundo, se sospecha que el
35 número de casos de glaucoma es de aproximadamente 65 millones. Aunque el glaucoma como tal no se puede prevenir, sus consecuencias se pueden evitar si la enfermedad se detecta y se trata precozmente.

Hoy en día existen una variedad de opciones terapéuticas disponibles para tratar el glaucoma. Normalmente, la
40 intervención quirúrgica invasiva (trabeculotomía) se usa como último recurso. El tratamiento de primera línea es el uso de fármacos para disminuir la PIO. No obstante, los fármacos no funcionan para muchos pacientes. Actualmente, la preponderancia de estos casos de glaucoma de ángulo abierto se aborda mediante tratamientos con láser, tales como trabeculoplastia por láser de argón (TLA) y trabeculoplastia selectiva por láser (TSL). Los
45 procedimientos tanto de TLA como de TSL requieren la colocación de aproximadamente 50 puntos láser separados de forma uniforme por 180 grados de arco en el entramado trabecular (TM) de un paciente. Para la TLA y la TSL son típicos los diámetros de los puntos de 50 μm y 400 μm , respectivamente. Normalmente, los tratamientos de TLA implican únicamente 180 grados del entramado trabecular (TM) de un paciente, mientras que la TSL a menudo se libera en la totalidad de la circunferencia para un total de 100 puntos. Estos dos tratamientos son tediosos y requieren tiempo tanto del paciente como del médico, ya que los puntos de tratamiento con láser se aplican manual y
50 secuencialmente. Tanto la TLA como la TSL tratan el TM con luz que es predominantemente absorbida por la melanina de su interior. No obstante, la principal diferencia entre la TSL y la TLA es la duración del pulso de la luz terapéutica. La TSL usa pulsos cortos (unos pocos nanosegundos) para confinar sustancialmente espacialmente el calor producido en las partículas de melanina diana, que es la razón por la cual la TSL se considera un tratamiento "selectiva" o "subvisible", mientras que la TLA usa pulsos más largos (100 ms) que causan un daño térmico difuso en el propio TM y se conoce como un tratamiento estándar o "coagulativo".

55 El diagrama en un ojo se muestra en la Figura 1 e incluye una córnea 1, un iris 2, una cámara anterior 3, una pupila 4, un cristalino 5, un cuerpo ciliar 6, un entramado trabecular TM 7, conjuntiva 8, esclerótica 9 y un ángulo 10. El flujo del fluido se muestra con las flechas en la Figura 1. Como se puede observar en esta figura, el tratamiento óptico del TM requeriría la entrada de luz en el ojo a un ángulo de entrada muy llano.

60 En la patente de EE. UU. nº 5.549.596, Latina divulga un procedimiento para el daño selectivo de las células pigmentadas intraoculares que implica el uso de irradiación láser, al tiempo que evita las células no pigmentadas y

las estructuras colagenosas dentro del área irradiada. Este procedimiento es útil para el tratamiento del glaucoma (TSL), el melanoma intraocular y el edema macular. Latina divulga el procedimiento básico de tratamiento selectivo usando láseres pulsados. No obstante, el alineamiento secuencial y los pulsos individuales es tedioso y requiere tiempo. Además, dado que el tratamiento de TSL no produce cambios visibles en el TM, el alineamiento preciso del siguiente punto con respecto al área tratada previamente es difícil.

En las patentes de EE. UU. números 6.059.772 y 6.514.241, Hsia, y col. divulgan un aparato y un procedimiento no invasivos para tratar el glaucoma de ángulo abierto en un ojo humano mediante ablación térmica de una región objetivo del TM usando radiación pulsada con una longitud de onda entre 350-1300 nm, una energía de 10-500 mJ y una duración del pulso de 0,1-50 μ s. Aquí se usan pulsos ligeramente más largos que los empleados en la TSL. No obstante, Hsia y col. no abordan tampoco los efectos tediosos y que requieren tiempo del alineamiento y liberación de pulsos individuales.

En la patente de EE. UU. n° 6.682.523, Shadduck divulga un sistema de tratamiento no invasivo del entramado trabecular de un paciente para tratar el glaucoma. El sistema y la técnica aplica energía directamente al medio dentro de los espacios obstruidos en el TM de un paciente para aumentar el flujo acuoso de salida a través de la irradiación láser de cuerpos microimplantables (partículas nanocristalinas) portadores de un cromóforo exógeno que se sitúan en las regiones más profundas del TM. Esto produce microcavitación inducida termoelásticamente que sirve para eliminar los residuos y las acumulaciones en el interior. Este enfoque es similar al de Latina en cuanto a que requiere el uso de pulsos cortos, por lo que debería considerarse un tratamiento "selectivo". No obstante, al contrario que Latina, usa un cromóforo exógeno. La elección de la longitud de onda de la fuente de luz del tratamiento ya no depende de la absorción de melanina, sino que, en su lugar, estará principalmente influida por la absorción de este cromóforo exógeno. No obstante, Shadduck tampoco aborda los efectos tediosos y que requieren tiempo del alineamiento y liberación de pulsos individuales.

La Figura 2 muestra un montaje típico de lente gonioscópica usado para acceder al TM. Actualmente, dichos montajes de lentes tienen que redirigir la luz al interior del ojo a ángulos de entrada muy llanos para que la luz llegue al TM. Este montaje incluye un espejo gonioscópico 14 para reflejar la luz en el ojo a ángulos de entrada llanos.

Una solución propuesta es el sistema y procedimiento de barrido óptico de la solicitud publicada de EE. UU. 2005/0288745 A1. Esta solicitud publicada divulga un dispositivo de barrido usado junto con un montaje de lente de contacto oftálmica para proyectar patrones de luz sobre el entramado trabecular, como se ilustra en la Fig. 17 de dicha solicitud (reproducido en la Fig. 3 del presente documento). En la realización mostrada, el espejo gonioscópico 62 dentro de la lente de contacto 60 está hecho para que rote junto con la salida del escáner 48 bajo el control del controlador 22 para permitir un tratamiento completo de 360 grados del entramado trabecular. No obstante, algunos médicos prefieren tener un control más directo sobre la rotación del espejo (es decir, control manual junto con la visualización del tejido diana antes de cada aplicación de los patrones de tratamiento). Además, puede ser difícil mantener el alineamiento del haz de láser con el entramado trabecular en todas las posiciones angulares del espejo gonioscópico en rotación.

De acuerdo con esto, existe la necesidad de un tratamiento simple y de patrón flexible (multilocalización) del entramado trabecular de un paciente, en el que el médico tenga el control directo de la rotación del espejo gonioscópico, al tiempo que el sistema proporciona guía visual para garantizar que los patrones de la luz de tratamiento se puedan juntar sin solaparse o con huecos excesivos con independencia de su visibilidad.

Sumario de la invención

Los problemas y necesidades mencionados anteriormente se abordan proporcionando un sistema de barrido óptico que imparte una rotación angular predeterminada al patrón de alineamiento/tratamiento, de modo que rotando un espejo gonioscópico para realinear angularmente el patrón con el tejido diana termina juntando automáticamente los patrones de barrido adyacentes de modo que lindan de forma adyacente uno con otro.

De acuerdo con un primer aspecto de la invención se proporciona un sistema de barrido óptico para realizar tratamiento en el tejido ocular diana de un paciente, tal como se reivindica en la reivindicación 1.

De acuerdo con un segundo aspecto de la invención se proporciona un sistema de barrido óptico para realizar tratamiento en el tejido ocular diana de un paciente, tal como se reivindica en la reivindicación 2.

Otras características y objetos de la presente invención se pondrán de manifiesto a partir de una revisión de la memoria descriptiva, reivindicaciones y figuras adjuntas.

Breve descripción de las Figuras

La Fig. 1 es una vista transversal lateral del ojo de un paciente.

La Fig. 2 es una vista transversal lateral de un montaje de lente gonioscópica en contacto con el ojo del paciente.

5 La Fig. 3 es una vista esquemática de un sistema de barrido óptico de la técnica anterior.

La Figura 4 es una vista esquemática del sistema de barrido óptico usado para implementar la presente invención.

10 La Fig. 5A es una vista transversal lateral de un patrón de luz de alineamiento y/o de tratamiento aplicándose a tejido de TM.

La Fig. 5B es una vista del patrón de luz de alineamiento y/o de tratamiento aplicándose al tejido del TM, desde la perspectiva de la visualización por el médico del tejido diana.

15 La Fig. 6A es una vista desde arriba que ilustra la posición de un patrón de la luz de tratamiento sobre el espejo gonioscópico y sobre el tejido de TM y los puntos de tratamiento formados de este modo.

20 La Fig. 6B es una vista del patrón de la luz de tratamiento aplicándose al tejido del TM, desde la perspectiva de la visualización por el médico del tejido diana.

La Fig. 7A es una vista desde arriba que ilustra la nueva posición del patrón de la luz de alineamiento sobre el espejo gonioscópico siguiendo la rotación predeterminada.

25 La Fig. 7B es una vista correspondiente del patrón de la luz de alineamiento aplicándose al tejido de TM, desde la perspectiva de la visualización por el médico del tejido diana, que ilustra el alineamiento erróneo angular del patrón de la luz de alineamiento con respecto al tejido del TM.

30 La Fig. 8A es una vista desde arriba que ilustra la rotación del espejo gonioscópico a una nueva posición en respuesta a la rotación predeterminada del patrón de la luz de alineamiento.

35 La Fig. 8B es una vista correspondiente del patrón de la luz de alineamiento aplicándose al tejido del TM, desde la perspectiva de la visualización por el médico del tejido diana, que ilustra el realineamiento angular del patrón de la luz de alineamiento con respecto al tejido del TM mediante la rotación mencionada anteriormente del espejo gonioscópico.

La Fig. 9A es una vista desde arriba que ilustra la aplicación de un patrón de luz de tratamiento aplicándose al tejido TM y los puntos de tratamiento formados de este modo.

40 La Fig. 9B es una vista del patrón de la luz de tratamiento alineada adecuadamente aplicándose al tejido del TM, desde la perspectiva de la visualización por el médico del tejido diana.

La Fig. 10A es una vista desde arriba que ilustra la nueva posición del patrón de la luz de alineamiento sobre el espejo gonioscópico después de la siguiente rotación predeterminada.

45 La Fig. 10B es una vista correspondiente del patrón de la luz de alineamiento aplicándose al tejido de TM, desde la perspectiva de la visualización por el médico del tejido diana, que ilustra el alineamiento erróneo angular del patrón de la luz de alineamiento con respecto al tejido del TM.

50 La Fig. 11A es una vista desde arriba que ilustra la rotación del espejo gonioscópico a una nueva posición en respuesta a la rotación predeterminada del patrón de la luz de alineamiento.

55 La Fig. 11B es una vista del patrón de la luz de alineamiento aplicándose al tejido del TM, desde la perspectiva de la visualización por el médico del tejido diana, que ilustra el realineamiento angular del patrón de la luz de alineamiento con respecto al tejido del TM mediante la rotación del espejo gonioscópico.

La Fig. 12A es una vista desde arriba que ilustra la aplicación de un patrón de luz de tratamiento aplicándose al tejido TM y los puntos de tratamiento formados de este modo.

60 La Fig. 12B es una vista del patrón de luz de tratamiento aplicándose al tejido del TM, desde la perspectiva de la visualización por el médico del tejido diana.

La Fig. 13 es una vista desde arriba que ilustra los patrones resultantes de los puntos de tratamiento que se forman

para lindar adyacentes entre sí, que abarcan aproximadamente 180 grados de arco en el TM.

Las Figs. 14A-14B son diagramas que ilustran la geometría del sistema y las posiciones del haz láser durante el barrido usado para liberar los patrones de luz.

5 Las Figs. 15A-15B son diagramas que ilustran la geometría del sistema, incluido el arco del TM, como se ve en el ángulo de visión θ mediante el espejo gonioscópico 62, usado para ver el tejido diana y liberar los patrones del haz de luz.

10 La Fig. 16 es una vista que ilustra un patrón de haz de luz con forma de arco formado por 6 columnas, cada una de ellas consistente en 3 puntos desplazados verticalmente.

La Fig. 17 es una vista que ilustra un patrón con forma de arco compuesto por 3 líneas continuas desplazadas verticalmente.

15 **Descripción detallada de las realizaciones preferentes**

La presente invención usa un sistema de barrido con guía por ordenador para aplicar un patrón P de puntos S sobre el entramado trabecular (TM), en el que el alineamiento del patrón mediante el sistema de barrido sobre el TM garantiza que los patrones consecutivos se juntan sin solaparse o sin un hueco excesivo, para proporcionar un patrón continuo de luz de tratamiento alrededor del TM. El sistema de barrido usa muchos de los mismos componentes básicos, como se muestra en la Fig. 3 (y se describe en la solicitud de EE. UU. publicada 2005/0288745 A1), excepto que la rotación del espejo gonioscópico está controlada manualmente por el médico y la geometría del sistema y una rotación precisa del patrón de alineamiento/tratamiento mediante el sistema de barrido están configurados para proporcionar al médico guía visual necesaria para garantizar que el espejo gonioscópico rota la cantidad deseada entre aplicaciones consecutivas del patrón, lo que tendrá como resultado la unión de patrones P distintos de luz extremo con extremo sin solaparse o sin huecos excesivos.

El sistema de barrido guiado por ordenador se ilustra en la Figura 4. La luz de alineamiento se crea usando una fuente de luz de alineamiento 20, que puede controlarse mediante electrónica de control 22 a través de un dispositivo de entrada/salida 24. Asimismo, la luz terapéutica se puede crear usando la fuente de luz terapéutica 26. Las fuentes de luz 20 y 26 pueden ser cualquier dispositivo de láser en estado gaseoso o sólido, o incluso diodos emisores de luz. Las fuentes de luz 20/26 son, preferentemente, dispositivos distintos porque normalmente producen luz a diferentes longitudes de onda y niveles de potencia, no obstante, podrían combinarse en una única fuente de luz que produce luz de alineamiento y terapéutica con longitudes de onda diferentes o idénticas. La luz de alineamiento de la fuente 20, preferentemente, es visible para el ojo (no obstante, si se emplea un esquema de visualización alternativo, como imágenes en infrarrojos, puede ser no visible). La luz terapéutica de la fuente 26 también puede ser visible, pero no necesita serlo. Si la fuente de luz terapéutica 26 produce luz visible, también se puede usar para producir el patrón de alineamiento en lugar de la fuente de luz de alineamiento 20 (p. ej., simplemente reduciendo su potencia de salida durante el alineamiento del sistema cuando en la vía de visualización no hay filtros de seguridad para el ojo). Asimismo, si la fuente de luz terapéutica 26 produce luz no visible, se puede usar para el alineamiento de un modo similar con un esquema de imagen no visible (p. ej., usando una cámara de infrarrojos, un oftalmoscopio láser de barrido etc.).

La salida de luz desde la fuente de luz terapéutica 26 se encuentra primero un espejo 30 que refleja una porción fija de la luz terapéutica a un fotodiodo 32 para medir su potencia por motivos de seguridad. Después, la luz terapéutica se encuentra con un obturador 34, un espejo 36 y un espejo 38. El obturador 34 sirve fundamentalmente para controlar la liberación de la luz terapéutica y se puede usar para cerrar y/o generalmente bloquear la luz terapéutica. El espejo 36 es un espejo giratorio opcional y el espejo 38 se usa para combinar la luz terapéutica con la luz de alineamiento desde la fuente de luz 20 para formar un haz de luz de alineamiento/terapéutica combinadas 46, en el que la luz de alineamiento de la fuente 20 se puede ajustar de modo que coincida con la luz terapéutica más adelante. Cabe destacar que la luz de alineamiento y la luz terapéutica no tienen que producirse de forma simultánea y, en ese caso, el espejo 36 combina en realidad los recorridos del haz para estos dos haces de luz (es decir, la luz de alineamiento/terapéutica 46 contiene sólo la luz de alineamiento a ciertos tiempos y la luz terapéutica a otros tiempos.). Se usa un espejo 40 para reflejar una porción de la luz de alineamiento y terapéutica combinadas en un fotodiodo 42 para la medición adicional (y también proporciona monitorización redundante del estado del obturador 34).

Se puede usar una lente 44 para acondicionar la luz de alineamiento/terapéutica combinadas 46 antes de su entrada en un montaje de escáner 48. La lente 44 puede ser una lente sencilla o una lente compuesta. Si la lente 44 es una lente compuesta, puede configurarse como un montaje de lente con zoom que ajusta el tamaño de los puntos S y, por tanto, del patrón P. Otra lente 50 se puede colocar a una longitud focal del punto medio óptico del montaje del

escáner 48 para producir un barrido telecéntrico (no obstante, esto es opcional). Para los sistemas que incluyen una lente 50, un barrido telecéntrico sirve para maximizar la velocidad del barrido, siempre que los elementos ópticos restantes sean lo bastante grandes como para contener todo el barrido. La mayoría de las lentes de contacto oftálmicas disponibles actualmente demandan una entrada telecéntrica.

5 Después, la luz 46 se encuentra con el espejo 52, que refleja la luz hacia la diana. El espejo 52 incluye un recubrimiento de reflexión alta cuyo espectro coincide con las salidas de la luz de alineamiento y terapéutica, aunque permite que la luz de visualización procedente de la diana la atraviese de modo que se puede visualizar el área diana a través del espejo 52. Preferentemente, el recubrimiento se construiría para equilibrar los blancos de la transmisión a través del espejo 52, en el que el recubrimiento es más complicado y hace que los colores parezcan más naturales en lugar de un resultado rosado al usar un recubrimiento de filtro de corte verde. La lente 50 también se puede usar para obtener imágenes del punto medio óptico del montaje del escáner 48 sobre el espejo 52, para minimizar el tamaño del espejo 52 en un intento de incrementar el ángulo sólido global subtendido por el dispositivo de visualización. Cuando el espejo 52 es pequeño, se puede colocar directamente en el recorrido de visualización sin mucha alteración. El espejo 52 también se puede colocar en el centro de un aparato de imagen binocular, tal como un biomicroscopio de lámpara de hendidura Zeiss, sin alterar la visualización. La visualización se puede conseguir viendo directamente la retina a través del espejo 52 o creando una imagen de vídeo de la luz atravesando el espejo 52 que se va a mostrar en un monitor remoto o una interfaz de usuario gráfica 54 como se muestra en la Figura 4.

20 El montaje de barrido 48 incluye, preferentemente, dos elementos ópticos 56 y 58 (p. ej., espejos, lentes, elementos de difracción, cuñas rotatorias etc.), que se pueden inclinar o desplazar individualmente de un modo ortogonal para desviar (deflexión) el haz óptico 46 y, en última instancia, dirigirlo hacia el entramado trabecular TM, en el que se va a disponer finalmente formando patrones P sobre el mismo. Por ejemplo, los elementos ópticos 56/58 pueden ser espejos montados sobre galvanómetros, solenoides, accionadores piezoeléctricos, motores, servos, motores u otro tipo de accionadores para desviar el haz 46 inclinando los espejos. Por supuesto, se pueden usar escáneres bidimensionales de un único elemento, tales como deflectores acústico-ópticos, matrices de fase óptica o dispositivos de microespejos. Como alternativa, los espejos podrían tener potencia óptica (p. ej., tener una curvatura en la superficie), de modo que se pueda desviar el haz mediante la traslación de los espejos. O, los elementos ópticos 56/58 podrían ser lentes, que desvían el haz mediante un movimiento de traslación de las lentes. Otras técnicas de barrido con haz de luz 46 sin montaje de escáner 48 incluyen mover las fuentes de luz 20/34 mismas directamente y usar un único elemento óptico móvil (incluyendo un espejo móvil 52). Si los elementos ópticos 56/58 tienen potencia óptica entonces se pueden añadir elementos ópticos de compensación (no mostrados) para producir una imagen, en oposición a una iluminación simple, sobre el entramado trabecular TM.

35 El haz de luz 46 escaneado mediante el escáner 48 y reflejado por el espejo 52 se enfoca sobre el entramado trabecular mediante un montaje de lente oftálmica 60 que incluye espejo(s) gonioscópico(s) 62 que reflejan la luz 46 en el ojo a ángulos muy llanos. El montaje de lente oftálmica puede también incluir una o más lentes, tal como una lente de contacto 61, que se coloca directamente sobre el ojo.

40 La posición y naturaleza del patrón P se pueden controlar además mediante el uso de una pantalla táctil, una palanca de mando u otro dispositivo 64, que permita la selección de la anchura angular, la forma, el número de puntos y el espaciado de los puntos en el patrón P. La disposición última del patrón P sólo está limitada por la óptica del sistema y, por supuesto, cualquier idiosincrasia de un paciente que pudiera servir para perturbarla. El montaje de la lente oftálmica 60 puede ser un montaje de tipo contacto o no contacto (p. ej., que tenga un elemento óptico que toca o no toca el ojo del paciente).

La fuente de luz 20 puede abrirse o cerrarse mediante órdenes de la electrónica de control 22 a través de un dispositivo de entrada y salida 24 para producir puntos discretos o simplemente fluye continuamente (CW) para crear barridos continuos como medio para producir el patrón P de la luz de alineamiento. Asimismo, la electrónica de control 22 controla la posición de la óptica de barrido 56/58 y, por tanto, en última instancia, la del patrón P de la luz terapéutica. De este modo, el patrón P, o cualquiera de sus elementos, puede formarse para ser percibido por el usuario como intermitente. Además, la percepción de puntos discretos y parpadeantes se puede conseguir simplemente mediante barridos rápidos entre elementos del patrón P para limitar la cantidad de luz registrada por el usuario en dichos espacios intermedios.

55 Como se ha divulgado, la presente invención es adecuada para usar con fuentes de luz pulsada o CW. En el caso de una fuente de luz CW, la duración equivalente del pulso viene determinada por el tiempo de permanencia de la luz escaneada sobre el tejido diana, lo que permite al tejido experimentar un "pulso" de luz incluso cuando la propia fuente no ha sido pulsada en realidad. El ajuste del tamaño del punto S, la velocidad de barrido V y, por tanto, el tiempo de permanencia en el tejido, permite una serie de posibilidades de exposición que sólo están unidas por la velocidad de los elementos de barrido.

Las Figs. 5A-5B ilustran la aplicación de un patrón P de la luz de alineamiento 70 sobre el TM visto desde el lado (Fig. 5A) y desde la perspectiva de la visualización del médico a través del montaje de la lente 60 (Fig. 5B). El patrón P en este ejemplo incluye seis columnas de tres puntos en cada una (alineadas verticalmente adyacentes entre sí). Las seis columnas de puntos están orientadas en una línea (que puede tener una ligera forma de arco para coincidir con la forma del arco del TM visto a través del montaje de la lente de contacto). Antes del tratamiento, el patrón P se proyecta sobre el espejo 62 (y se refleja sobre el TM) usando la luz de alineamiento 70, de modo que el médico pueda ver visualmente dónde se va a aplicar el patrón P de tratamiento sobre el TM. El médico puede rotar el montaje de la lente 60 (es decir, rotar el espejo gonioscópico) de modo que la longitud del patrón P se alinee con la longitud de la banda oscura en la imagen que es el TM (alineadas juntas angularmente), como se ilustra en la Fig. 5B. Una vez que el patrón P de la luz de alineamiento 70 está adecuadamente alineado con el TM el médico activa una entrada 64 (p.ej., presiona el interruptor de pie) y el sistema láser de barrido aplica rápidamente un patrón P de luz de tratamiento 72. El patrón se solapa con el patrón P de la luz de alineamiento 70 usada para alinear el sistema, lo que tiene como resultado la aplicación de la luz de tratamiento en un patrón P de puntos 72 sobre el TM mediante el espejo 62 para dar como resultado puntos de tratamiento 74 sobre el TM, como se ilustra en las Figs. 6A y 6B.

Después, el sistema de barrido imparte una rotación predeterminada (es decir, induce un ángulo de rotación RA) al patrón P, como se muestra en las Figs. 7A y 7B, que produce un error de alineamiento de la longitud del patrón P con respecto a la longitud de la banda oscura que es el TM. A medida que el médico rota el espejo gonioscópico 62, el patrón P proyectado sobre el TM rotará con respecto al TM y se desplazará a lo largo del arco del TM en el plano del iris. El médico puede rotar el espejo (p. ej., en el sentido de las agujas del reloj en este ejemplo) hasta que la longitud del patrón P de la luz de alineamiento 70 se alinea de nuevo con la longitud del TM (alineamiento angular), como se muestra en las Figs. 8A y 8B. La rotación del espejo gonioscópico afecta a dos coordenadas del patrón de luz respecto al TM: 1) El alineamiento angular vertical del patrón con respecto al TM, como se muestra en las Figuras 7B y 8B, y 2) en posición horizontal del patrón a lo largo del arco del TM en el plano del iris, como se muestra en las Figuras 6A y 9A. El alineamiento angular vertical es visible para el médico y se usa para encontrar una posición angular adecuada del espejo gonioscópico. Las etapas de rotación en el sistema de barrido del patrón se han diseñado de modo que la posición horizontal correcta del patrón a lo largo del arco del TM en el plano del iris se consigue de forma automática cuando el ángulo vertical está alineado adecuadamente. En otras palabras, el ángulo de rotación impartido sobre el patrón P por el sistema de barrido se fija de un modo tal que, dada la geometría del sistema, el patrón P linda de forma adyacente con el patrón previo del punto de tratamiento 74 sobre el TM formado en la etapa de tratamiento previa una vez que el espejo se ha rotado al punto en el que el patrón P está alineado de nuevo con el TM. Por tanto, cuando el patrón P de la luz de tratamiento 72 se aplica con el espejo 62 en su nueva posición, el patrón de tratamiento P produce nuevos puntos de tratamiento 74 sin solapamientos y sin espacios, o con pocos espacios, con respecto a los puntos de tratamiento 74 formados previamente, como se muestra en las Figs. 9A y 9B. Por tanto, para los fines de la presente divulgación, patrones sucesivos que "lindan adyacentes" entre sí significa que los patrones están colocados sobre el TM sin solapar o sin (o una cantidad fija y deseada) espacios de separación entre ellos.

Después, el sistema de barrido imparte otra rotación predeterminada sobre el patrón P, como se muestra en las Figs. 10A y 10B. De nuevo, el médico rota el espejo para alinear el patrón P de la luz de tratamiento 70 con el TM, como se muestra en las Figs. 11A y 11B, de modo que el patrón P de la luz de tratamiento 72 aplicada con el espejo 62 en esta nueva posición se junta de nuevo con los puntos de tratamiento 74 formados previamente de modo que lindan adyacentes entre sí, como se muestra en las Figs. 12A y 12B. Este proceso se repite hasta que se trata la cantidad deseada de la circunferencia del TM (p. ej., en este ejemplo 180 grados), como se muestra en la Fig. 13.

Con esta técnica, el médico visualiza cada patrón P sobre el TM antes de aplicar el tratamiento y controla directamente la rotación del espejo con la guía del sistema (es decir, el ángulo de rotación RA impartido sobre el patrón P). La guía del sistema facilita que el médico junte múltiples patrones P de luz de tratamiento de modo que lindan adyacentes entre sí, sin la necesidad de visualizar los puntos de haz reales sobre el TM del patrón de tratamiento anterior.

Las Figs. 14A y 14B ilustran la geometría del sistema usado para asegurar que la rotación deseada del espejo 62 se consigue una vez que el patrón de alineamiento 70 está alineado con el TM. En general, el patrón P está centrado sobre el espejo gonioscópico 62, que en sí mismo puede estar desviado con respecto a la pupila. El eje de rotación del espejo coincide con el eje óptico del ojo (centrado sobre la pupila). El ángulo de rotación RA del espejo entre las sucesivas aplicaciones de patrones e tratamiento 72 se define como:

$$RA = \alpha + \beta$$

en la que α (el tamaño angular de la zona de tratamiento sencilla sobre el TM) se define como:

$$\alpha = 2 \cdot L/D,$$

y

y β (desplazamiento de 1 punto) se define como:

$$\beta = 2 \cdot p / D$$

Las variables de estas ecuaciones se definen del siguiente modo: L es una anchura del patrón P a lo largo del arco del TM, D es el diámetro de la base del iris (entramado trabecular) y p es el espaciado del punto (es decir, espacios entre las columnas de puntos en el TM, que dicta el espacio entre los patrones P adyacentes). Estas ecuaciones y valores son usados por la electrónica de control para rotar el patrón P entre barridos de tratamiento en un ángulo de RA, de modo que el alineamiento del patrón de nuevo con el TM proporciona el alineamiento rotacional adecuado del espejo 62 para alcanzar un barrido realmente o casi sin solapamiento y sin huecos.

Dado que el TM se ve a través de la lente gonioscópica en algún ángulo θ (es decir, el ángulo de visión), como se muestra en las Figuras 15A-B, el TM parece tener una ligera forma de arco. Por tanto, un ejemplo de una forma de arco del patrón P se muestra en la Fig. 16, en la que el patrón P está formado por puntos en columnas verticales de 3 puntos que apenas se tocan unos con otros, con las columnas de puntos desplazadas en cuanto a la altura que tienen como resultado una forma de arco global (es decir, las últimas columnas de puntos están desplazadas una cantidad Z menor que las columnas de puntos en el centro del patrón P). La cantidad Z dependerá del ángulo de visión (θ) proporcionado por el espejo gonioscópico de acuerdo con la fórmula siguiente:

$$Z = 0,5D(1 - \cos(L/D)) \cdot \cos\theta,$$

en la que D es el diámetro de la base del iris (entramado trabecular) y θ es el ángulo de incidencia (visión y aplicación del patrón) con respecto a una perpendicular del plano del iris.

Un ejemplo no limitante de parámetros de sistema es el siguiente: RA = 22°, y el patrón P incluye 8 columnas que consisten en 3 puntos cada una. El tamaño del punto es 100 μm , la separación lateral de los puntos es 1 diámetro de punto y la separación vertical (a través del TM) es 0 (es decir, los puntos están, como poco, tocándose).

Además de comprender una matriz de puntos, los patrones podrían también incluir líneas de barrido láser continuo. El tiempo de exposición en el modo de barrido en línea se determina dividiendo el diámetro del haz por su velocidad sobre el tejido.

Cabe entenderse que la presente invención no se limita a la(s) realización(es) descrita(s) anteriormente e ilustrada(s) en el presente documento, sino que abarca cualquiera y todas las variaciones dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas. Por ejemplo, aunque el montaje de la lente oftálmica se describe como rotado por el médico para rotar el espejo de su interior, en vez de esto, el médico podría rotar de forma manual sólo una porción (p. ej., el propio espejo) del montaje de la lente oftálmica. Además, se muestran los patrones y se describen como aplicados de forma consecutiva (es decir, los patrones contiguos aplicados en orden). No obstante, los patrones se podrían aplicar aleatoriamente o de un modo interpuesto, de modo que los patrones no adyacentes se puedan aplicar primero, seguidos de patrones que rellenan los huecos de modo que una vez hecho, los patrones contiguos lindan adyacentes entre sí aunque se apliquen otros patrones por medio.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de barrido óptico para realizar tratamiento en un tejido ocular diana de un paciente, que comprende:

- 5 una fuente de luz para producir un haz de luz (46);
- un dispositivo de barrido (48) para desviar el haz de luz para producir un patrón de haz de luz del haz de luz;
- 10 un montaje de lente oftálmica que tiene un elemento óptico de reflexión (52) para reflejar el patrón del haz de luz sobre el tejido ocular diana, en el que el montaje de lente oftálmica se puede rotar manualmente para alinear angularmente el patrón del haz de luz con el tejido ocular diana; y
- 15 electrónica de control (22) para controlar el dispositivo de barrido para aplicar el patrón del haz de luz sobre el elemento óptico de reflexión en las orientaciones angulares primera y segunda separadas por un ángulo RA predeterminado;
- en el que después de aplicar el patrón del haz de luz al elemento óptico de reflexión en la primera orientación angular, la electrónica de control se configura para aplicar el patrón del haz de luz en el tejido ocular diana en la primera orientación angular,

20 **que se caracteriza p orque** el montaje de lente oftálmica se puede rotar manualmente y, después de aplicar el patrón del haz de luz en el tejido ocular diana en la primera orientación angular, la electrónica de control se configura para aplicar el patrón del haz de luz sobre el elemento óptico de reflexión en la segunda orientación angular para proporcionar guía visual para rotar manualmente el montaje de la lente oftálmica para aplicar el patrón del haz de luz

25 en el tejido ocular diana en la segunda orientación angular, y

en el que los patrones del haz de luz aplicados en el tejido diana en las orientaciones angulares primera y segunda, que también están alineadas angularmente con el tejido diana a través de la rotación del elemento óptico de reflexión, lindan adyacentes entre sí sobre el tejido diana.

30 2. El sistema de la reivindicación 1, en el que el tejido ocular diana es entramado trabecular dentro del ojo de un paciente, y en el que el ángulo RA predeterminado se define como:

$$RA=2L/D+2p/D,$$

35 en la que L es una anchura del patrón del haz de luz sobre el tejido ocular diana, D es un diámetro del entramado trabecular y p es un espaciado deseado entre patrones del haz de luz que lindan adyacentes sobre el tejido diana.

40 3. El sistema de la reivindicación 1, en el que patrón del haz de luz comprende una o más líneas continuas.

4. El sistema de la reivindicación 1, en el que patrón del haz de luz comprende una pluralidad de puntos de luz discretos.

45 5. El sistema de la reivindicación 4, en el que patrón del haz de luz comprende una pluralidad de columnas de los puntos de luz, en el que en cada columna se incluyen al menos dos de los puntos de luz.

6. El sistema de la reivindicación 1, en el que patrón del haz de luz tiene forma de arco.

50 7. El sistema de la reivindicación 6, en el que el tejido ocular diana es entramado trabecular dentro del ojo de un paciente, y un centro del arco está desplazado más arriba de los extremos del arco por una distancia z definida como:

$$Z=0,5D(1-\cos(L/D))\cdot\cos\theta,$$

55 en la que D es un diámetro de del entramado trabecular, L es una longitud del patrón del arco y θ es un ángulo de incidencia del patrón del haz de luz con respecto a una perpendicular del plano del iris del paciente.

8. El sistema de la reivindicación 1, en el que la fuente de luz está adaptada para producir luz de alineamiento y luz terapéutica en el haz de luz.

60

9. El sistema de la reivindicación 8, en el que la fuente de luz incluye un primer dispositivo productor de luz para producir la luz de alineamiento y un segundo dispositivo productor de luz separado del primer dispositivo productor de luz para producir la luz terapéutica.
- 5 10. El sistema de la reivindicación 8, en el que el patrón del haz de luz incluye un patrón de alineamiento de la luz de alineamiento y un patrón terapéutico de la luz terapéutica.
11. El sistema de la reivindicación 10, en el que el patrón de alineamiento proporciona una indicación visual de una localización del patrón terapéutico sobre el tejido ocular diana.
- 10 12. Un sistema de barrido óptico para realizar tratamiento en un tejido ocular diana de un paciente, que comprende:
- una fuente de luz para producir un haz de luz (46);
- 15 un dispositivo de barrido (48) para desviar el haz de luz para producir un patrón de haz de luz del haz de luz;
- estando el sistema de barrido óptico dispuesto para su uso con un montaje de lente oftálmica que tiene un elemento óptico de reflexión (52) para reflejar el patrón del haz de luz sobre el tejido ocular diana, en el que el montaje de la lente oftálmica se puede rotar manualmente para alinear angularmente el patrón del haz de luz con el tejido ocular diana; y
- 20 el sistema de barrido óptico comprende además electrónica de control (22) para controlar el dispositivo de barrido para aplicar el patrón del haz de luz sobre el elemento óptico de reflexión en las orientaciones angulares primera y segunda separadas por un ángulo RA predeterminado;
- 25 en el que después de aplicar el patrón del haz de luz al elemento óptico de reflexión en la primera orientación angular, la electrónica de control se configura para aplicar el patrón del haz de luz en el tejido ocular diana en la primera orientación angular,
- 30 **que se caracteriza porque**, después de aplicar el patrón del haz de luz en el tejido ocular diana en la primera orientación angular, la electrónica control se configura para aplicar el patrón del haz de luz sobre el elemento óptico de reflexión en la segunda orientación angular para proporcionar guía para rotar manualmente el montaje de la lente oftálmica para aplicar el patrón del haz de luz en el tejido ocular diana en la segunda orientación angular, y
- 35 en el que los patrones del haz de luz aplicados en el tejido ocular diana en las orientaciones angulares primera y segunda lindan adyacentes entre sí sobre el tejido ocular diana.

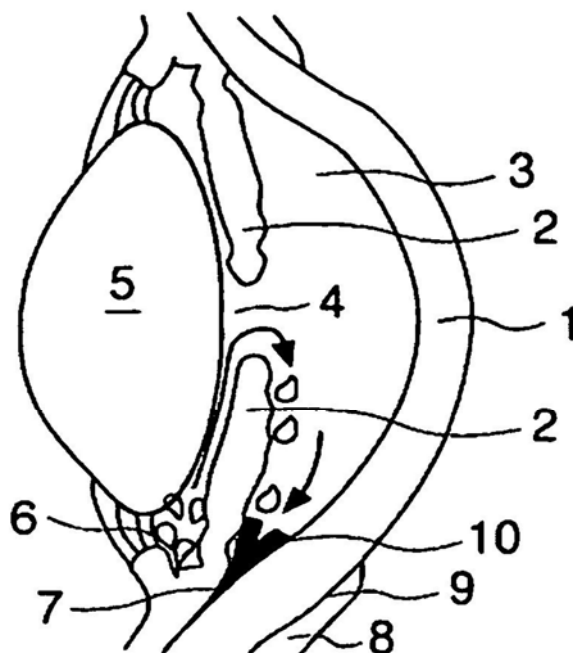


FIGURA 1

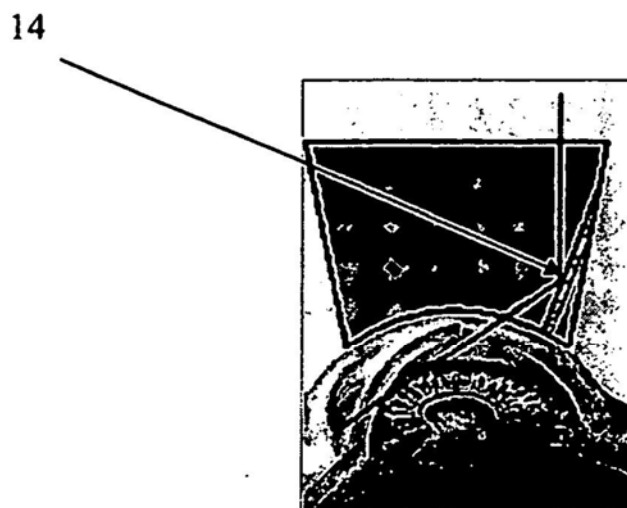


FIGURA 2
(técnica anterior)

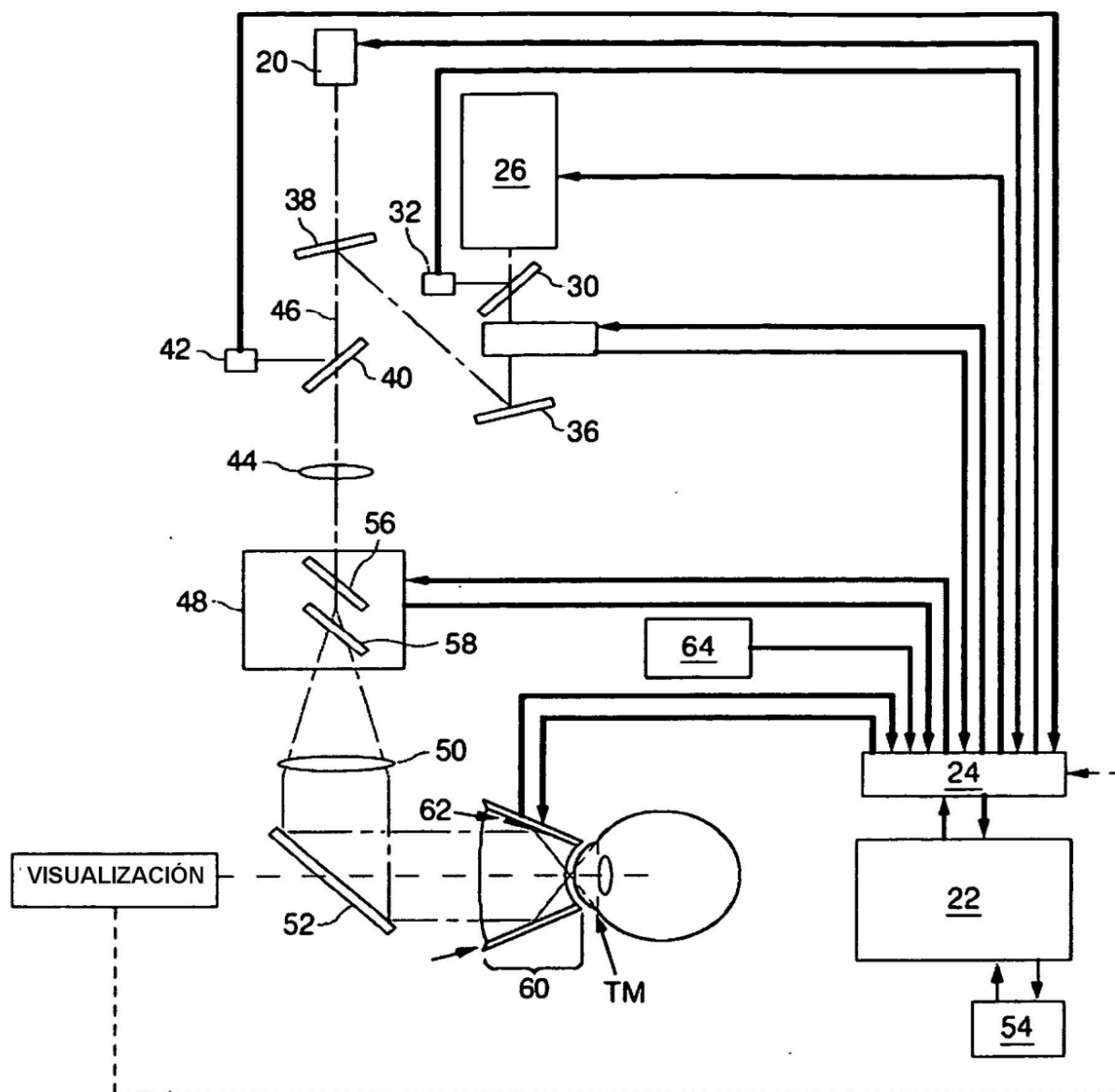


FIGURA 3
(Técnica anterior)

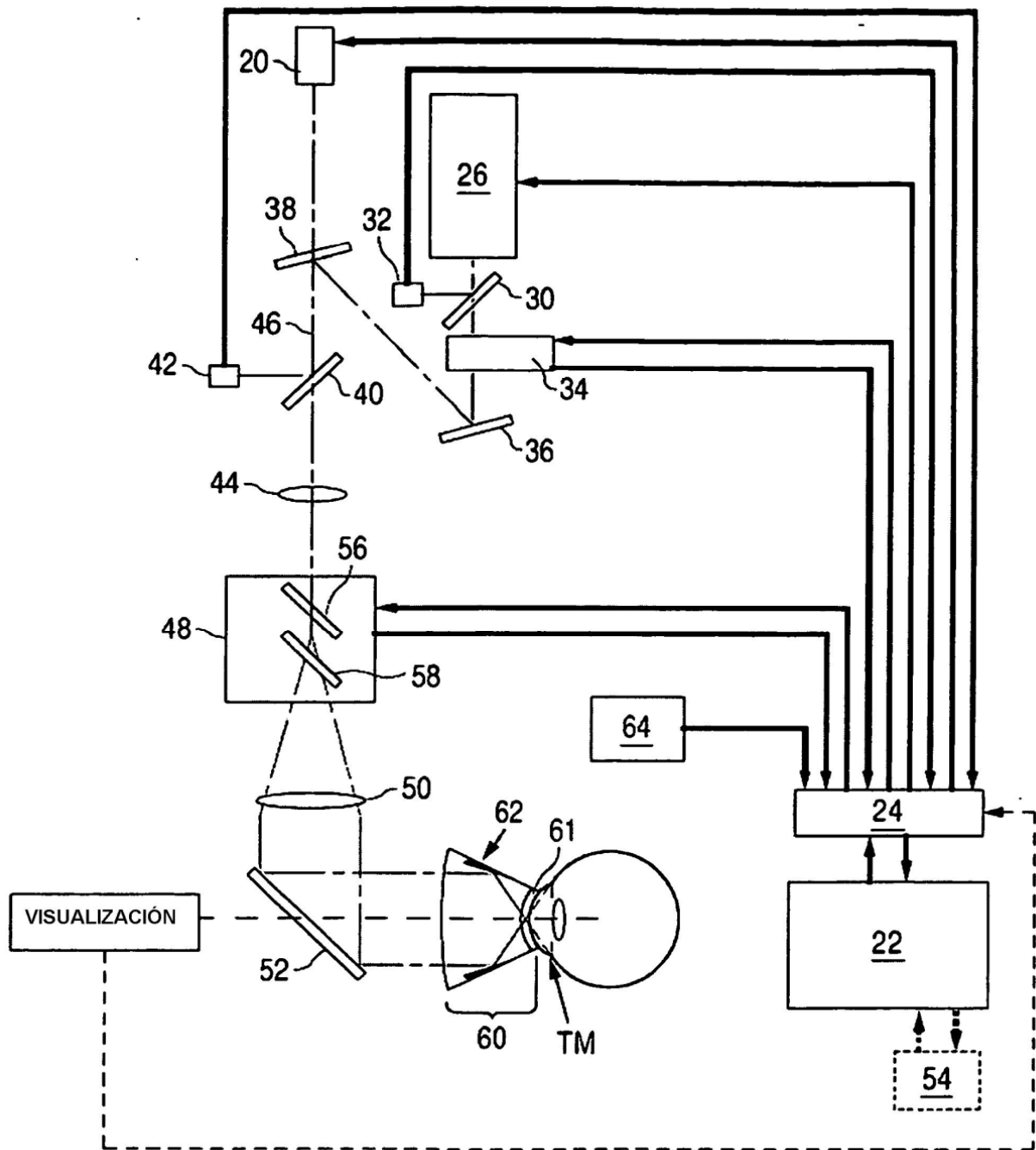


FIGURA 4



FIGURA 5A

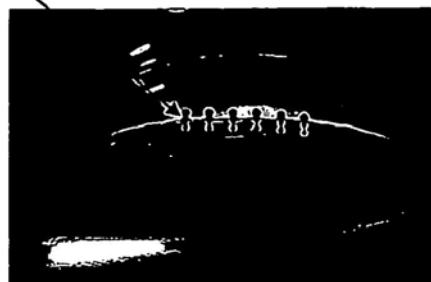


FIGURA 5B

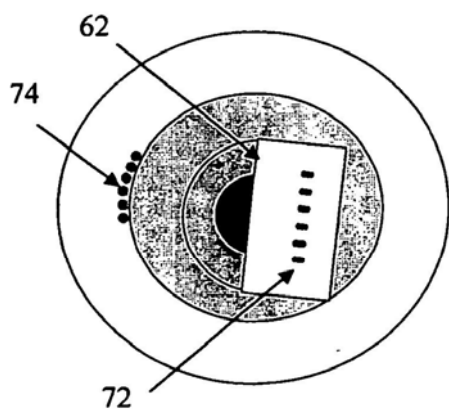


FIGURA 6A

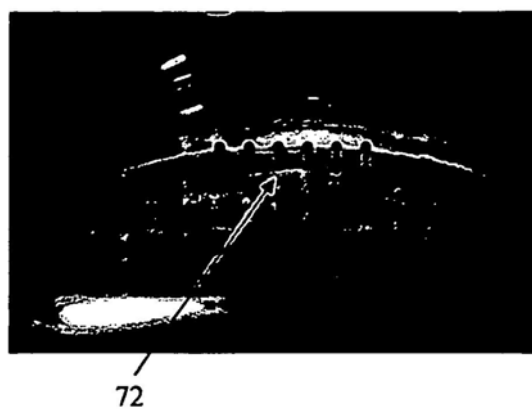


FIGURA 6B

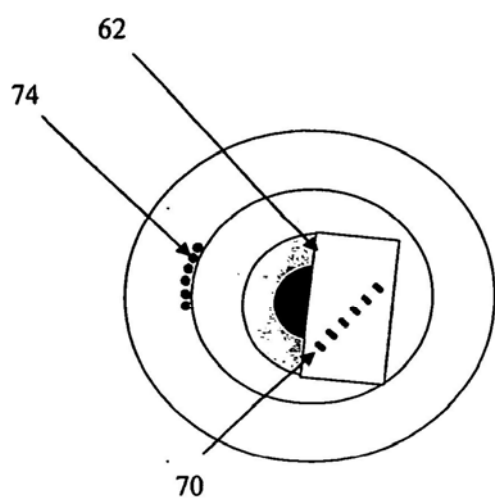


FIGURA 7A

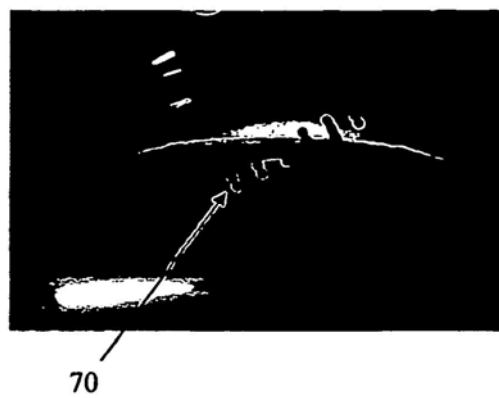


FIGURA 7B

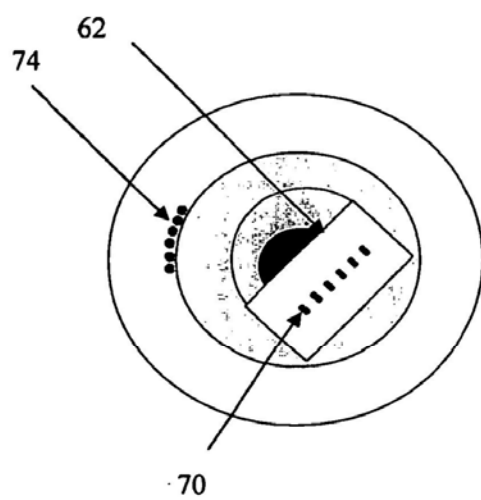


FIGURA 8A

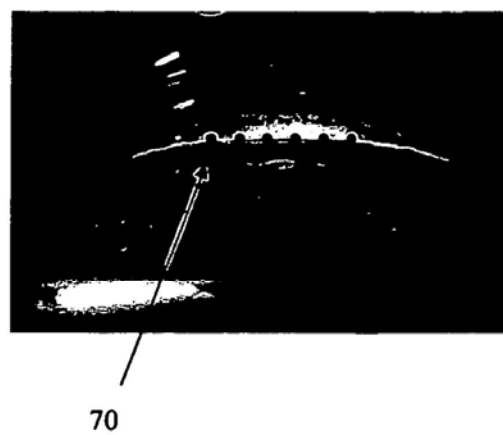


FIGURA 8B

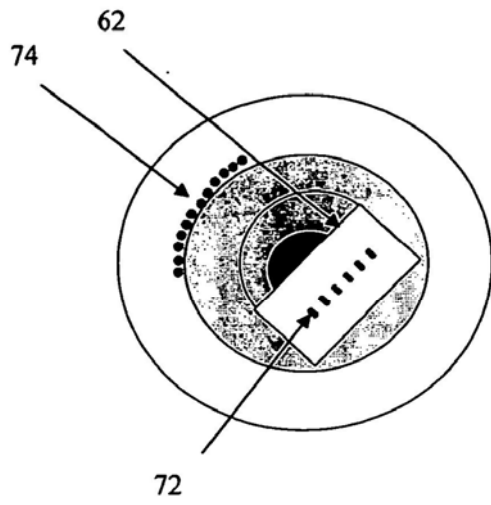


FIGURA 9A

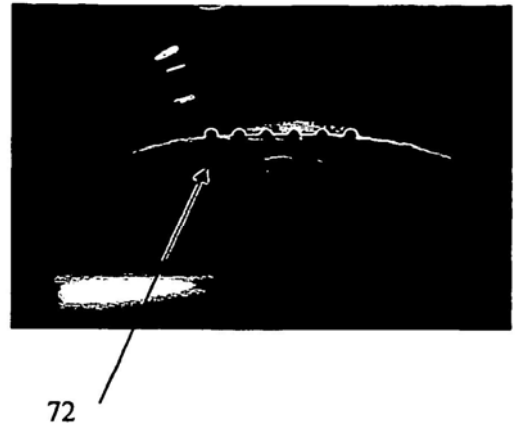


FIGURA 9B

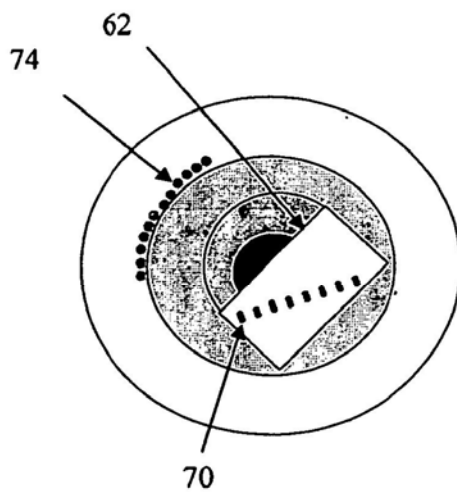


FIGURA 10A

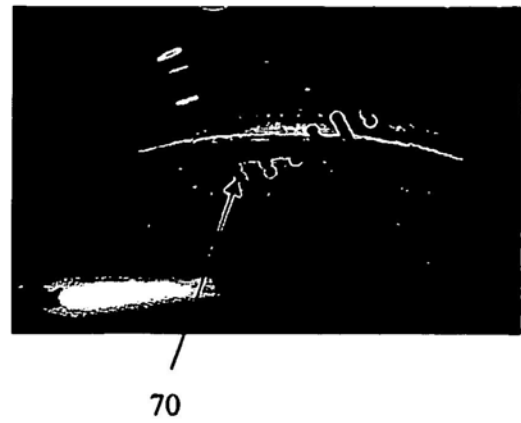


FIGURA 10B

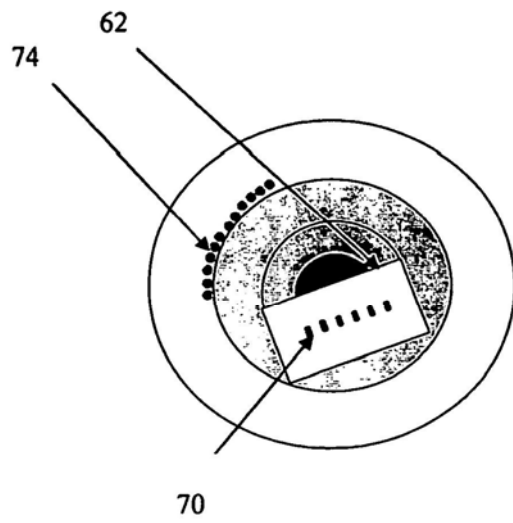


FIGURA 11A

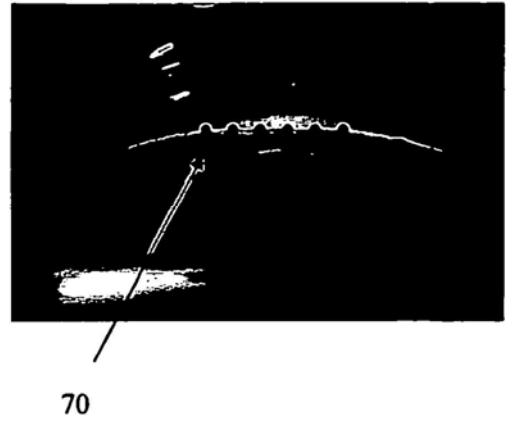


FIGURA 11B

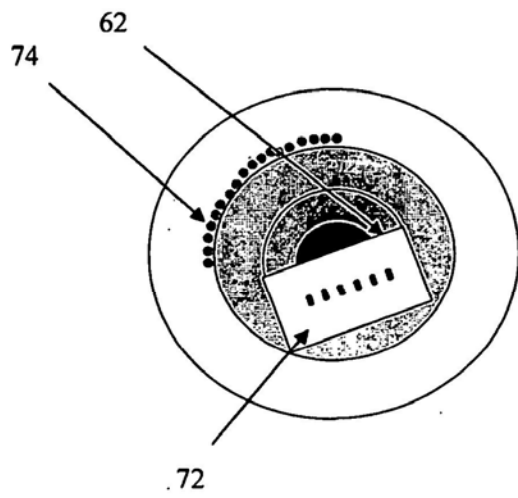


FIGURA 12A

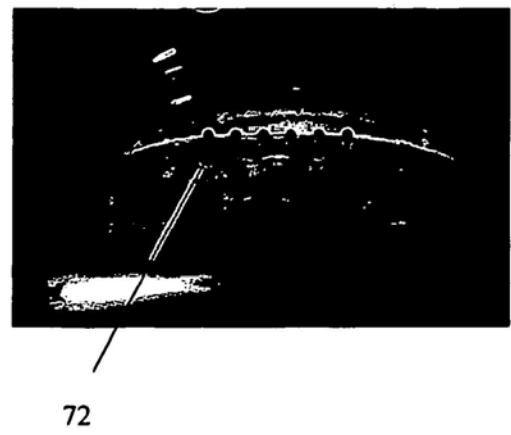


FIGURA 12B

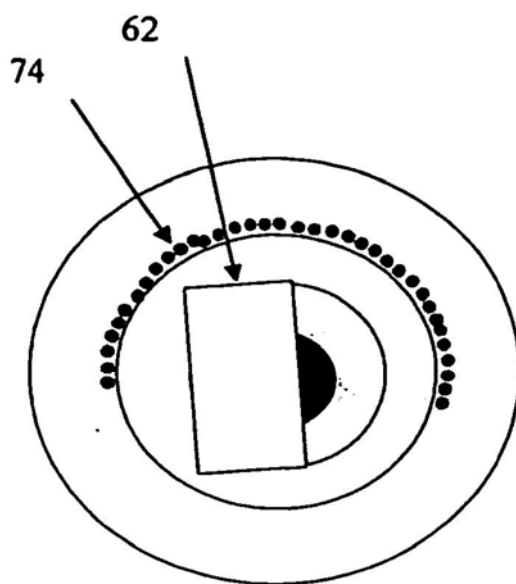


FIGURA 13

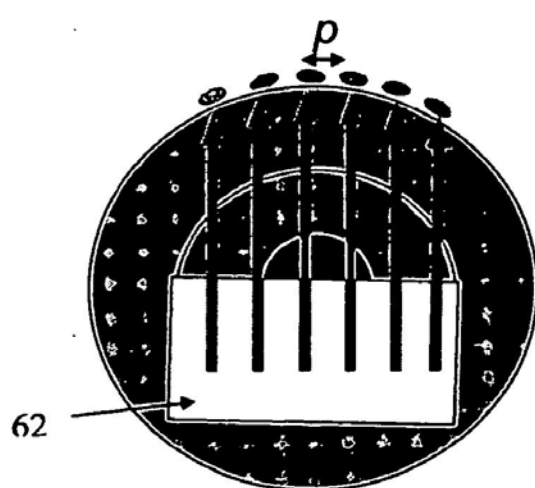


FIGURA 14A

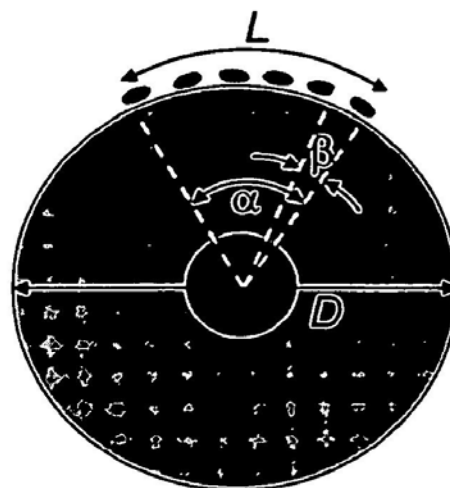


FIGURA 14B

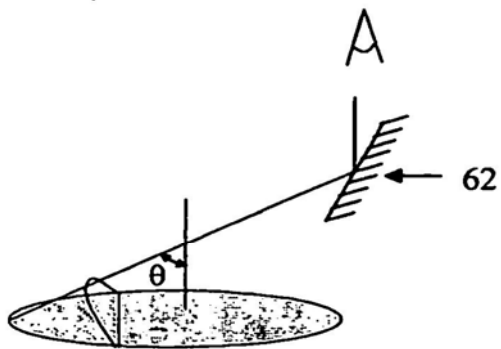


FIGURA 15A

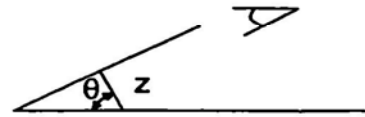


FIGURA 15B

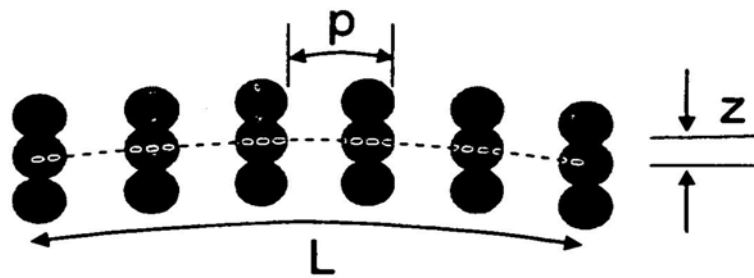


FIGURA 16



FIGURA 17.