

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 542 502**

51 Int. Cl.:

**A61F 9/008** (2006.01)  
**A61B 18/00** (2006.01)  
**A61B 18/20** (2006.01)  
**A61B 18/22** (2006.01)  
**A61B 19/00** (2006.01)  
**A61N 5/06** (2006.01)  
**A61B 3/00** (2006.01)  
**A61B 3/12** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **14.11.2006 E 06827820 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **15.04.2015 EP 1948003**

54 Título: **Aparato para tratamiento fotomédico de puntos múltiples que usa un oftalmoscopio indirecto láser**

30 Prioridad:

**16.11.2005 US 737548 P**  
**08.11.2006 US 595423**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**06.08.2015**

73 Titular/es:

**TOPCON MEDICAL LASER SYSTEMS, INC.**  
**(100.0%)**  
**3130 Coronado Drive**  
**Santa Clara, CA 95054, US**

72 Inventor/es:

**ANDERSEN, DAN, E. y**  
**MORDAUNT, DAVID, H.**

74 Agente/Representante:

**PONS ARIÑO, Ángel**

**ES 2 542 502 T3**

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

## DESCRIPCIÓN

Aparato para tratamiento fotomédico de puntos múltiples que usa un oftalmoscopio indirecto láser

5 **Referencia cruzada a solicitud(es) relacionada**

Esta solicitud reivindica el beneficio de prioridad bajo 35 USC§ 119 (e) de U.S. Serial No. 60/737,548, presentada el 16 de Noviembre, 2005.

10 **Campo de la invención**

La presente invención se refiere en general al tratamiento fototérmico con patrón del tejido de la retina y en particular a dicho tratamiento usando un oftalmoscopio indirecto láser.

15 **Información general**

Las condiciones tales como la retinopatía diabética y la degeneración macular relacionada con la edad están sujetas a tratamiento de fotocoagulación con luz láser. Si bien este tipo de tratamiento con luz láser reduce la velocidad de los daños de la enfermedad de base, tiene su conjunto de problemas. Por ejemplo, debido a que el tratamiento implica exponer el ojo a un gran número de pulsos de luz láser durante un largo período de tiempo (típicamente cada impulso es del orden de 100 ms), el daño puede ser causado a la retina sensorial del paciente debido al calor que se genera. Durante el tratamiento, se genera calor predominantemente en el epitelio pigmentado de la retina (RPE), que es la capa que contiene melanina de la retina directamente debajo de los fotorreceptores de la retina sensorial. Aunque la luz visible se absorbe predominantemente en el RPE, este tipo de tratamiento irreversible daña la retina sensorial suprayacente y afecta negativamente a la visión del paciente.

Un dispositivo de suministro de láser con lámpara de hendidura montada se utiliza comúnmente para este tipo de tratamiento con luz láser. En este dispositivo, la lámpara de hendidura está dispuesta para permitir una fácil iluminación y visualización microscópica del ojo de un paciente sentado. Lámparas de hendidura utilizadas en el tratamiento/ cirugía con láser incluyen conjuntos de iluminador de alto brillo y microscopio montados en un punto de giro compartido. Esta disposición permite que el ángulo de visión del microscopio y el iluminador cambie cuantas veces se desee sin mover el campo de la iluminación o visualización transversalmente.

Los dispositivos de suministro láser con lámpara de hendidura montada tienen sus defectos. Específicamente, ciertas partes del ojo son difíciles de tratar con este tipo de dispositivo. Por ejemplo, la cara anterior de una rotura de la retina es, con mucho, la parte más importante a sellar, ya que es la zona más sometida a la tracción vítrea. Sin embargo, esta zona no es completamente accesible con un sistema de suministro láser con lámpara de hendidura. Además, el dispositivo de suministro de láser con la lámpara de hendidura montada no es muy adecuado para el tratamiento de bebés pequeños o pacientes encamados. Además, es difícil de orientar posición de la cabeza del paciente con los sistemas de lámpara de hendidura montada. Por lo tanto, estos dispositivos tienen una capacidad limitada para tratar a los pacientes con desprendimiento de retina y otras condiciones donde el gas o fluidos densos han sido introducidas en el ojo para asegurar la separación de los tejidos antes de la exposición al láser. Para tratar estas condiciones, la cabeza del paciente está orientada para repositonar el tejido o material de taponamiento.

La figura 1 muestra un oftalmoscopio indirecto láser (LIO), que puede ser utilizado en conjunción con el dispositivo de suministro de láser montado en la lámpara de hendidura para superar estas deficiencias. Como se ilustra, el LIO 1 se lleva en la cabeza del médico usando un casco 2 y se utiliza para tratar trastornos de la retina periférica, particularmente en lactantes o adultos que requieren tratamiento en la posición supina. Se utiliza típicamente en una sala de operaciones o entorno clínico. Tradicionalmente, un LIO 1 se utiliza con una fuente de luz de fibra óptica acoplada 3 conectada a un sistema de descarga de haz y visualización 4 a través de una fibra óptica 5, que es usado por un médico, para entregar puntos de tratamiento de uno a la vez, con el médico moviendo su cabeza y/o la lente oftálmica para repositonar el haz de encuadre antes de la entrega de otro punto de luz de tratamiento. Esto es difícil y tedioso tanto para el paciente como para el médico.

Por consiguiente, existe una necesidad de un enfoque flexible y eficiente en el tiempo para la fotocoagulación de la retina con un LIO que no es proporcionado por métodos o aparatos conocidos.

El documento WO99/53992 describe un sistema de esculpir con láser. El sistema protege una pluralidad de haces se superponen parcialmente hacia una región de material a ser esculpido. El sistema incluye un elemento óptico para la separación de un haz láser en una pluralidad de haces láser.

El documento US2004/0017545 A1 describe un oftalmoscopio láser indirecto binocular. El oftalmoscopio, tiene un elemento óptico para el posicionamiento de un haz láser en un plano óptico sustancialmente en un eje de visión y sustancialmente paralelo al eje de visualización.

65

El documento US 6.096.028 divulga un conjunto de sonda láser para la cirugía láser de puntos múltiples. La sonda proporciona haces láser de puntos múltiples de una sola fuente de haces láser.

### Sumario de la invención

5 La presente invención es un dispositivo mejorado para el tratamiento fototérmico con patrón de tejido de la retina utilizando un oftalmoscopio indirecto láser.

### Petición auxiliar

10 Un aparato para el tratamiento fotomédico o diagnóstico de un tejido diana, comprendiendo el aparato una fuente de luz para generar luz; un casco destinado a ser llevado por un usuario, en el que el casco incluye una entrada para recibir la luz y una salida para la proyección de la luz sobre un tejido diana; caracterizado porque el aparato comprende además un multiplicador de haz posicionado para recibir la luz y que comprende una pluralidad de fibras ópticas para la generación de haces ópticos por separación espacial y temporal de la luz para la proyección de los mismos a través de la salida en el tejido diana en forma de un patrón, en el que el multiplicador de haz es soportado por el casco.

15 Otros objetos y características de la presente invención serán evidentes por una revisión de la memoria descriptiva, reivindicaciones y figuras adjuntas.

### Breve descripción de los dibujos

20 La figura 1 muestra un oftalmoscopio indirecto láser convencional (LIO).

25 La figura 2 muestra un dispositivo convencional de suministro con lámpara de hendidura.

30 La figura 3 es un diagrama esquemático de un sistema fotomédico usando un multiplicador de haz de acuerdo con una primera forma de realización de la invención.

35 Las figuras 4A a 4I ilustran ejemplos de patrones de punto de láser que pueden ser generados por un sistema fotomédico de la invención.

40 Las figuras 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, y 14 son unos diagramas esquemáticos de una primera, segunda, tercera, cuarta, quinta, sexta, séptima, octava, novena, y décima formas de realización de la multiplicador de haz BM.

45 La figura 15 es una segunda realización del sistema fotomédico usando un haz de fibras para suministrar múltiples puntos.

50 La figura 16 es una tercera realización del sistema fotomédico en que la unidad de fibra contiene un multiplicador de fibra.

55 La figura 18 muestra una disposición de fibra de 2 x 2 se puede ajustar para cambiar el tamaño y espaciado del patrón de puntos.

60 Las figuras 19A a 19G muestran formas ejemplares de los puntos que se pueden formar con el sistema fotomédico.

65 La figura 20 es una quinta forma de realización del sistema fotomédico usando un elemento anamórfico AC.

Las figuras 21 y 22 son una representación esquemática del sistema fotomédico 100 que ilustra el aparato LIO.

### Descripción detallada de la invención

55 Se conoce la terapia láser de punto múltiple. Por ejemplo, la patente US No. 4.884.884 por Reis divulga "la multiplicación de haz" por diversos medios. La patente US No. 5.921.981 por Bahmanyar y Jones describe un dispositivo de suministro basado en una lámpara de hendidura y sondas intraoculares sólo para múltiples tratamientos localizados. Las patentes US No. 6.066.128; y 6.096.028 por los mismos inventores cubre sólo las sondas intraoculares. Sin embargo, la terapia de láser de punto múltiple es limitada en la aplicación ya que se realiza utilizando un dispositivo de suministro de lámpara de hendidura (que se muestra en la figura 2), que tiene las desventajas descritas anteriormente. Una forma alternativa de realizar la terapia de láser de punto múltiple es utilizar sondas que se insertan en el ojo. Sin embargo, el uso de sondas no es deseable debido a su capacidad de intrusión.

65 Esta invención se basa en la terapia de láser de punto múltiple utilizando un oftalmoscopio indirecto láser (LIO). Uso del LIO permite realizar la terapia láser de punto múltiple sin inserciones de sondas intrusivas. Por otra parte, debido a que el LIO permite al médico tratar a los pacientes en posición supina, la invención añade flexibilidad a la terapia

láser de punto múltiple.

La figura 3 es un diagrama esquemático de un sistema fotomédico 100 de acuerdo con una primera forma de realización de la invención. El sistema fotomédico 100, que puede utilizarse para el tratamiento o el diagnóstico fotomédico, incluye una CPU 12, un dispositivo de entrada/salida electrónica 14, una unidad de generación de luz 15, y un aparato LIO 16. La unidad de generación de luz 15 está acoplada ópticamente al aparato LIO 16 por una unidad de fibra 42. Un usuario, tal como un médico, usa el aparato LIO 16 para ver un objetivo con su ojo 34 a través de una lente oftálmica 19. En este caso, el objetivo es la retina de un ojo 1 (es decir, el ojo del paciente). El usuario 34 puede ver el ojo 1 directamente o a través de una pantalla, tal como la interfaz gráfica de usuario 36. La CPU 12 está acoplada a la unidad de generación de luz 15 para controlar la generación de luz. Opcionalmente, la CPU 12 también controla el aparato LIO 16. La CPU 12 puede ser un microprocesador, microcontrolador, o cualquier otro tipo de electrónica de control adecuado.

La unidad de generación de luz 15 incluye una fuente de luz 10. La fuente de luz 10 puede ser un láser de estado sólido bombeado por diodos, un láser gaseoso, un láser semiconductor, un diodo emisor de luz, una lámpara de flash, etc. La fuente de luz 10 se controla por la CPU 12 a través de la entrada y salida (I/O) del dispositivo 14 para crear un haz óptico 11, cuya línea central se muestra por líneas de trazos. El haz óptico 11, al ser generado por la fuente de luz 10, se encuentra con espejo M1 que dirige una primera porción del haz óptico 11 a un fotodiodo PD1. El fotodiodo PD1 puede ser sustituido con otros tipos de sensores, según proceda. El fotodiodo PD1 sirve para probar y medir el poder de la luz con fines de seguridad. Una segunda porción de la luz desde el espejo M1 que no se dirige al fotodiodo PD1 va a un obturador S, que actúa como una puerta para el haz óptico 11. El obturador S controla el haz óptico 1 para producir puntos discretos o un suministro continuo del haz óptico para crear un barrido continuo como un medio para producir el patrón deseado. Si el obturador S bloquea la luz, el haz óptico 11 no viaja más lejos. Por otro lado, si el obturador S permite el paso de luz, el haz óptico 11 pasa al espejo M2 y al espejo M3. El espejo M2 es un espejo de giro que puede ser utilizado en conjunción con el espejo M3 para alinear el haz óptico 11 en la unidad de fibra 42.

La terapia de láser de punto múltiple se puede realizar usando un haz de encuadre opcional además de un haz de tratamiento. El haz de encuadre se utiliza para indicar la ubicación del haz en el tejido diana 1. Puede ser coincidente sobre el haz de tratamiento, o proporcionar un contorno (u otra indicación) del área a ser tratada. Cuando se utiliza un haz de encuadre además del haz de tratamiento, el haz óptico 11 generado por la fuente de luz 10 es el haz de tratamiento, y un haz de encuadre separado es producido por una fuente de luz con el objetivo 17. La fuente de luz con el objetivo 17 produce preferentemente luz de una longitud de onda diferente de la fuente de luz 10. Una vez que el haz de tratamiento está alineado con el haz de encuadre, el haz de tratamiento se suministra para el tratamiento del ojo. Cada uno del haz con el objetivo y el haz de tratamiento puede incluir un único punto de luz, varios puntos discretos, o patrón(es) continuo de luz.

El haz de encuadre y el haz óptico pueden ser intercalados activando los haces de luz a encenderse y a apagarse. Cada punto de luz puede ser redondo o tener alguna otra forma. El haz de encuadre y el haz de tratamiento no tienen que ser producidos de forma simultánea. El espejo M3 combina el haz de encuadre con el haz óptico 11 y dirige la luz combinada en la unidad de fibra 42 a través de la lente L1. La lente L1 se utiliza para inyectar el haz óptico 11 en la unidad de fibra óptica 42.

Aunque el uso de un haz de encuadre se contempla como una opción, la presente descripción se centrará en el haz óptico 11 para simplificar la ilustración. Cuando se utiliza un haz de encuadre, el haz óptico 11 que es recibido por unidad de fibra óptica 42 es una combinación del haz de encuadre y el haz de tratamiento.

Si la fuente de luz 10 produce luz visible (o de otra calidad de encuadre), también puede ser utilizada para producir el patrón de alineación, haciendo que una fuente de luz de encuadre separada 17 sea innecesaria. El patrón de alineación coincide con porciones del ojo 1 que posteriormente se iluminan con el haz óptico 11 y asegura que el sistema está correctamente alineado con la porción(es) diana del ojo 1.

El haz óptico 11 se transmite al conjunto de LIO 16 a través de una unidad de fibra óptica 42. Un conjunto del generador de patrón 18, donde la lente L2 actúa como la entrada óptica para recibir el haz óptico, y el espejo M4 actúa como la salida óptica para proyectar el haz sobre el tejido diana, en el aparato LIO 16 recibe el haz óptico 11 y dirige el haz óptico 11 hacia el objetivo - es decir, la retina R del ojo del paciente 1. El haz óptico 11 se centra en el ojo 1 y es percibida por el paciente. Un patrón (que puede ser predeterminado) es dispuesto en la retina del paciente R. La posición y el carácter del patrón pueden ser controlados mediante el uso de un dispositivo de entrada 20 (por ejemplo, un panel de control remoto) o cualquier otra interfaz de usuario, tales como una interfaz gráfica de usuario (GUI) 36. Una persona de habilidad ordinaria en la técnica entendería que la disposición del haz óptico 11 es una función de la óptica del sistema fotomédico 100 y cualquier condición particular del paciente. Las condiciones particulares que puedan afectar a la disposición final de haz óptico 11 incluyen cataratas, heterogeneidades de la retina, y restos intraoculares, entre otros.

Las lentes L2, L3, L4 y del conjunto generador de patrones 18 funcionan para acondicionar y dirigir el haz óptico 11 hacia el ojo del paciente 1. La luz que sale de la primera unidad de fibra óptica 42 encuentra primero la lente L2 y se

convierte, por ejemplo, en colimada antes de entrar en la lente L3. La lente L3 puede ser una sola lente o una lente compuesta, y puede ser configurada como una lente de zoom para ajustar el tamaño intrínseco del haz que comprende el patrón. La luz que sale de la lente L3 pasa a través del multiplicador de haz BM y entra en la lente L4. El multiplicador de haz BM produce un patrón de múltiples puntos o un patrón de escaneado.

5 Cuando el espejo M4 es pequeño, puede ser colocado directamente en la trayectoria de visualización 33 sin mucha perturbación. El espejo M4 también puede ser colocado en el centro de un aparato de formación de imágenes binocular sin perturbar sustancialmente la visualización. La lente L4 también se podría colocar a una longitud focal a distancia desde el punto medio óptico de la óptica de barrido para producir una exploración telecéntrica, tal como se requiere para un rendimiento óptico por ciertas opciones de lente oftálmica 19. En este caso, el espejo M4 tendría que ser suficiente para contener toda la exploración entera, y podría hacerse como un reflector alto espectralmente correspondiente a la salida de las fuentes de luz 10 y 17, si se utiliza. La visualización 34 de la zona objetivo del ojo se lleva a cabo mediante la visualización a través del espejo M4. Un refinamiento adicional sería el de balance de blancos de la transmisión del espejo M4, por lo que es fotópticamente neutral, mediante el uso de un recubrimiento óptico más complicado que hace que la imagen transmitida parezca más natural en lugar de, por ejemplo, rosácea cuando se utiliza un revestimiento de filtro de muesca verde en el espejo M4 como sería necesario si la fuente de luz 10 produce luz verde. El sistema de visualización 98 está contenido en el conjunto de LIO 16, y permite al usuario visualizar la retina R del ojo del paciente 1, preferiblemente con ambos ojos del usuario.

20 En algunas realizaciones, la CPU 12 también controla el movimiento del espejo M4 controlando así la ubicación del haz/patrón en el tejido diana 1. El barrido óptico para formar el patrón se puede crear en un número de maneras diferentes, tales como moviendo la fuente de luz 10, moviendo el espejo M4, utilizando una o más cuñas de rotación, utilizando un deflector(es) acústico-óptico, o un escáner(es) galvanométrico, etc. Preferiblemente, el espejo M4 se puede girar como ya se ha descrito, o en el caso de un espejo con curvatura de la superficie (poder óptico), también puede ser trasladado para producir una desviación óptica. En el caso en que el espejo M4 tenga potencia óptica, puede ser necesaria una compensación de los elementos ópticos (no mostrado) para producir una imagen, a diferencia de la iluminación simple como se muestra. La percepción de ambos puntos discretos y punto de parpadeo puede llevarse a cabo barriendo rápidamente entre los elementos del patrón a fin de limitar la cantidad de luz registrada por el paciente y observada en esos espacios intermedios.

30 El patrón también puede ser usado para fijar al paciente de modo que el paciente mira en una posición fija lejos del eje óptico del sistema de entrega de luz y de visualización del médico, manteniendo así el ojo del paciente quieto, y también proporcionando al médico de un acceso óptico directo a la periferia de la retina. Pequeños movimientos del patrón se pueden utilizar para minimizar el movimiento real del ojo mientras que todavía captar la atención del paciente. Esta técnica puede ser especialmente útil en situaciones tales como el tratamiento de fotocoagulación con láser panretinal donde ligero movimiento del ojo puede ser tolerado. Mover ligeramente el patrón sobre una posición central para atraer la atención del paciente hace que sea fácil para el paciente fijarse en el patrón. Asegurar la fijación es especialmente importante durante procedimientos tales como tratamiento de fotocoagulación láser en rejilla macular, donde la exposición de láser no intencionada a la visión central debe evitarse.

40 La lente oftálmica 19 ayuda en la visualización de la retina del usuario 34 y crea una imagen intermedia ampliada de retina R en la ubicación IP. La lente oftálmica 19 puede luego servir para ayudar a retransmitir el haz/patrón a la retina R. El haz así transmitido al tejido diana 1 se ampliará por la inversa de la ampliación de la imagen de la lente oftálmica 19. La lente oftálmica 19 puede ser una lente de contacto o sin contacto, y también puede ser utilizada en conjunción con la lente L4 para proporcionar planos conjugados de la pupila de tal manera que los pivotes de escaneado sobre iris del paciente, maximizando así campo de exploración de la retina del sistema.

50 Las figuras 4A a 4I ilustran ejemplos de patrones de punto de láser que pueden ser generados por el sistema fotomédico de la invención. Los puntos en un patrón son de igual irradiancia, tamaño, y separación. Las figuras 4A, 4B y 4C muestran matrices lineales (por ejemplo, 2x1, 3x1, 4x1) y las figuras 4D a 4I muestran las matrices de dos dimensiones (por ejemplo, 2x2, 3x2, 4x2, 3x3, 4x3 y 4x4). Otros patrones también se pueden generar, tal como un patrón circular que puede ser utilizado para rodear desgarros retinianos. La distancia de borde a borde de separación entre los puntos varía típicamente 0,5-3 veces el diámetro del punto. Por ejemplo, una distancia de separación de 0,5 veces el diámetro del punto puede ser utilizada para rodear las lágrimas de la retina, mientras que una distancia de separación de 3 veces el diámetro del punto puede ser usado para tratar la degeneración reticular.

60 Hay diferentes maneras en que el multiplicador de haz BM puede producir múltiples puntos. Una forma de producir múltiples puntos es emplear el multiplicador del haz BM en el conjunto de LIO 16 como se muestra en la figura 3. El conjunto de LIO 16 es usado por el usuario 34 (por ejemplo, médico, cirujano) utilizando el hardware de montaje del cabezal convencional. El multiplicador de haz BM puede contener componentes activos y/o pasivos. El multiplicador de haz BM puede o no puede ser controlado por la CPU 12 (por ejemplo, un elemento pasivo, tal como una óptica difractiva podrían ser utilizados). Por lo tanto, en la figura 3, la conexión entre el multiplicador de haz BM y el sistema se muestra con líneas de trazos. El multiplicador de haz puede ser cambiado o ajustado para alterar el patrón de puntos y/o la orientación del patrón. El multiplicador de haz BM puede ser girado para reorientar el patrón. Esto puede realizarse automáticamente a través de la CPU 12. Ópticas adicionales también se pueden utilizar para girar la orientación del patrón, tal como un prisma de Dove, que no se muestra. Alternativamente, multiplicador de haz BM

puede ser incorporado en la unidad de generación de luz 15, y se entrega al conjunto del generador de patrón 18.

El haz se puede multiplicar de forma simultánea, escaneado para producir en última instancia, un patrón de puntos entregados, o ambos. Por lo tanto, como se usa aquí, "la multiplicación del haz" por el multiplicador de haz BM se aplica a la multiplicación de haz simultánea (por ejemplo, al dividir un haz en múltiples subhaces - separación espacial), barrido de haz (por ejemplo, puntos o patrón de haz se proyectan o se forman secuencialmente - separación temporal), o cualquier combinación de los dos. Las figuras 5, 6, 7, y 12 muestran realizaciones del multiplicador de haz BM que genera el patrón principalmente por la exploración. Las figuras 8, 9, 10, 11, 13, y 14 muestran realizaciones del multiplicador de haz BM que genera un patrón principalmente por la división de un haz en múltiples sub-haces. Las figuras 15, 16, y 17 muestran realizaciones del sistema fotomédico 100 que generan el patrón de uso de múltiples fibras conectadas a la unidad de generación de luz 15. La figura 20 muestra una realización del sistema fotomédico 100 que genera anamórficamente el patrón. En las figuras 5-14, la lente L3 no siempre se muestran de forma explícita; sin embargo, una persona de experiencia ordinaria en la técnica entenderá que una lente L3 a veces puede ser necesaria para ajustar el tamaño final del haz óptico en el tejido diana.

La figura 5 es un diagrama esquemático de una primera realización del multiplicador de haz BM. En esta realización, el multiplicador de haz BM se hace con componentes activos tales como uno o más escáneres galvanométricos a base de espejo. Esta primera forma de realización incluye un par de escáneres galvanométricos de eje ortogonal 64a, 64b. La lente L2 condiciona el haz óptico 11 antes de su incidencia en el primer escáner 64a, que dirige el haz óptico 11 hacia el segundo escáner 64b. Cuando el escáner 64a se mueve, refleja el haz óptico 11 en diferentes direcciones. Haces que se reflejan en diferentes direcciones golpean el segundo escáner 64b en diferentes lugares, y se reflejan en el segundo escáner de eje ortogonal 64b en diferentes lugares de la lente L4. La lente 66 puede servir para condicionar aún más el haz que sale de los escáneres, por ejemplo, con el propósito de control de la aberración, pero no se requiere necesariamente. Los haces alcanzan la lente L4 en diferentes lugares y ángulos. En el caso de una exploración telecéntrica, donde el punto medio entre los escáneres 64a y 64b se encuentra nominalmente una longitud focal lejos de la lente L4, los haces alcanzan el espejo M4 en diferentes puntos y se reflejan hacia la imagen del tejido diana proporcionado por la lente oftálmica 19 como se muestra en la figura 3. Cuando la temporización de los pulsos de láser se coordina con la posición angular de los espejos de los escáneres 64a y 64b, se crean haces separados (es decir, puntos múltiples). Sin embargo, si la fuente de luz 10 se dejara funcionar de forma continua, puede ser creado un patrón del mismo modo continuo.

La figura 6 es un diagrama esquemático de una segunda realización del multiplicador de haz BM. En esta realización, el multiplicador de haz BM incluye un elemento óptico con poder de enfoque, específicamente una lente 68 que es desplazable transversalmente al eje óptico y capaz de girar excéntricamente en movimiento fuera del eje (es decir, no alrededor de su eje óptico). Cuando la lente 68 gira, el haz óptico 11 que viene de la lente L2 alcanza diferentes partes de la lente 68, de este modo siendo refractada de forma diferente dependiendo de qué parte de la lente 68 se encuentra. La lente L4 dirige el haz óptico 11 procedente de diferentes ángulos que emanan de la lente 68 a diferentes lugares en el espejo M4. La lente 68 puede ser reemplazada con un espejo en otras formas de realización, donde las diferentes partes de la lente móvil 68 reflejarían el haz en diferentes ángulos.

La figura 7 es un diagrama esquemático de una tercera realización del multiplicador de haz BM. En esta realización, el multiplicador de haz BM incluye un escáner polígono reflectante giratorio 70 y un elemento reflectante 72. El polígono giratorio 70 puede estar configurado para proporcionar diferentes ángulos de desviación en diferentes facetas. Cuando el polígono gira alrededor de un eje 71, el haz óptico 11 que viene de la lente L2 realiza diferentes puntos en el polígono 70 y sale del polígono 70 en diferentes ángulos. El elemento reflectante 72 recibe el haz óptico 11 del polígono 70 y lo dirige a la lente L4. La lente L4 reenvía el haz óptico 11 hacia el espejo M4. La posición en el espejo M4 que el haz óptico 11 golpea difiere dependiendo de qué parte del polígono 70 refleja el haz óptico 11.

Las figuras 8 y 9 son diagramas esquemáticos de las realizaciones cuarta y quinta del multiplicador de haz BM, respectivamente. La cuarta y quinta realizaciones utilizan elementos de difracción. En la figura 8, el multiplicador de haz BM incluye un elemento de difracción transmisivo 74, que podría ser un deflector acústico-óptico, un holograma, una rejilla, una matriz de fase, o una óptica adaptativa, por ejemplo. El haz óptico 11 que viene de la lente L2 alcanza el elemento de difracción transmisivo 74 y se divide en sub-haces 11a, 11b que golpean el espejo M4 en diferentes lugares, y/o en diferentes ángulos de incidencia.

En la figura 9, el multiplicador de haz BM incluye un elemento de difracción reflectante 76 junto con elementos reflectantes 78. El haz óptico 11 que viene de la lente L2 alcanza el elemento de difracción reflectante 76 para ser dividido en sub-haces 11a, 11b. Los sub-haces 11a, 11b reflejado son redirigido hacia la lente L4 por uno de los elementos reflectantes 78. Finalmente, los sub-haces 11a, 11b golpean el espejo M4 y se propagan hacia el ojo 1 por caminos separados.

El uso de elementos de difracción o de refracción se desvían los haces produce resultados diferentes para diferentes longitudes de onda. Esta sensibilidad a la longitud de onda complica el uso de un haz de encuadre de diferente color y fuentes de tratamiento multi-espectrales. Por lo tanto, cuando se utiliza más de una longitud de onda, tal como en el caso de la figura 9, otro elemento dispersivo puede ser utilizado para compensar la diferencia en los resultados. Una óptica de adaptación también puede ser usada para crear directamente los patrones de búsqueda para el

tratamiento y la luz con el objetivo reescribiendo su configuración para cada longitud de onda. Un dispositivo de este tipo también permitiría el ajuste sencillo del patrón, proporcionaría multiplicación de haz simultánea y/o secuencial, e incluso ser hecho para enfocar también el haz(ces). Un conjunto de lentes o un elemento óptico de difracción que se coloca en el sistema óptico proporciona una pluralidad de puntos simultáneos.

Las figuras 10 y 11 son diagramas esquemáticos de las sexta y séptima formas de realización del multiplicador de haz BM, respectivamente. La sexta y séptima realizaciones utilizan elementos de difracción transmisivos y reflexivos con compensación de la dispersión. La forma de realización de la figura 10 es sustancialmente similar a la realización de la figura 8, con la adición de un elemento(s) de compensación de la dispersión 80. La forma de realización de la figura 11 es sustancialmente similar a la realización de la figura 9, con la adición de elementos compensadores de dispersión 82. Los elementos de compensación de la dispersión 80, 82 pueden ser prismas de alta dispersión o placas inclinadas, tales como las hechas de vidrios de sílex o plásticos.

Los componentes descritos en las figuras 5 a 11 pueden usarse en cualquier combinación no se muestra explícitamente aquí.

La figura 12 es un diagrama esquemático de una octava realización del multiplicador de haz BM, por lo que el multiplicador de haz BM incluye un prisma 84. El prisma 84 gira (como se muestra por la flecha) de modo que el haz óptico 11 que viene de la lente L2 golpea en un ángulo incidente diferente sobre el prisma 84 y experimenta un grado de refracción diferente dependiendo de cómo golpea el prisma 84. El prisma también se puede hacer para girar alrededor de la línea central óptica del sistema para crear patrones bidimensionales. El haz óptico 11 que se refracta pasa a través de la lente L4 para alcanzar el espejo M4.

La figura 13 y la figura 14 muestran realizaciones novena y décima del multiplicador de haz BM utilizando elementos reflectantes. En la figura 13, el multiplicador de haz BM incluye 2 divisores de haz 86 y un espejo 88. El haz óptico 11 alcanza el primer divisor de haz 86, que dirige una fracción de  $1/3$  del haz óptico 11 hacia el espejo M4 y permite que la porción restante del haz óptico 11 pase al segundo divisor de haz 86. El segundo divisor de haz 86 luego dirige una fracción media del haz que recibió hacia el espejo M4. El haz óptico restante 11 se refleja hacia el espejo M4 mediante el espejo 88. Aunque  $n = 3$  en el ejemplo de la figura 13 que produce un patrón de matriz de  $3 \times 1$ , esto no es una limitación de la invención y  $n$  puede ser cualquier número entero que produzca el patrón. Para distribuir por igual la potencia óptica entre los puntos del patrón, la reflectividad de un divisor de haz individual 86,  $R_i$ , En una serie de  $m = n - 1$  divisores de haz 86, está dada por la relación,  $R_i = (m - i + 2) - 1$ , Donde  $i$  es el número del divisor de haz individual en la matriz, empezando con  $i = 1$  para la luz entrante más cercana. Por supuesto, en esta configuración, la reflectividad del último divisor de haz siempre será del 50%. La lente L2 puede servir para colimar el haz, permitiendo así que los elementos del patrón sean enfocados sobre un plano en el objetivo por una lente posterior, tal como la lente L4 que se muestra en las figuras 3, 5 - 12.

La figura 14 muestra una realización del multiplicador de haz BM en el que los divisores de haz 86 y los espejos 88 están dispuestos para producir un patrón de matriz de dos dimensiones. En esta realización,  $n = 4$ , aunque esto no es una limitación de la invención. El haz óptico 11 alcanza el primer divisor de haz 86, que se dirige aproximadamente un  $1/4$  del haz óptico 11 hacia el espejo M4 y pasa la porción restante del haz óptico 11 al segundo divisor de haz 86. El segundo divisor de haz 86 dirige otro cuarto del haz óptico 11 hacia el espejo M4. El restante  $1/2$  del haz óptico 11 se refleja fuera de dos espejos 88 para viajar en una dirección que es la opuesta a la dirección original en la que el haz óptico 11 entró el multiplicador de haz BM y está fuera del plano de la ilustración de figura 14. Por simplicidad, la ilustración de la figura 14 se representa en un plano. Viajando en esta dirección inversa, el haz óptico 11 encuentra uno más divisores de haz 86, que dirige aproximadamente  $1/4$  del haz óptico original 11 al espejo M4 y, finalmente, otro espejo 88. El resultado es un patrón de matriz de  $2 \times 2$ . Existen muchas posibilidades para la creación de este tipo de otros patrones. De nuevo, aquí la misma relación se ha descrito anteriormente es válida para  $R_i$ .

La figura 15 es una segunda realización del sistema fotomédico 100 mediante el cual se utiliza un paquete de fibras ópticas 42 para entregar múltiples puntos secuencialmente. Un haz de fibras que tiene sus fibras individuales separadas en el extremo de entrada puede tener un escáner de posicionado antes de la entrada de la fibra de tal manera que dirigirá el haz óptico 11 a una sola fibra individual, en última instancia, proporcionando un patrón secuencial de puntos por la conmutación entre las fibras individuales. Alternativamente, el paquete de fibras 42 puede tener más de una sola fibra iluminada a la vez para producir agrupaciones de puntos simultáneos. El barrido secuencial de tales puntos simultáneos también es posible. El elemento de exploración 30 (por ejemplo, espejo(s) montado galvo) se utiliza para dirigir la luz a una sola fibra del haz en cualquier momento dado. El elemento de exploración 30 puede estar espaciado alrededor de una longitud focal lejos de la lente L1 para proporcionar una condición de barrido telecéntrico, permitiendo así que la inyección de la luz en todas las fibras sea en caminos paralelos y la preservación de la apertura numérica de lanzamiento a través del haz. Un paquete tal, o matriz, de fibras se pueden hacer para tener los extremos de entrada de su fibra constituyente ubicados a lo largo de una línea para el barrido de un solo eje simplificado (como se muestra), o ser una disposición de 2 dimensiones accedida usando un escáner de 2 dimensiones. Las posiciones de los extremos de salida de las fibras del haz de fibras en última instancia definen el patrón.

La figura 16 muestra una tercera realización del sistema fotomédico 100 mediante el cual un paquete de fibras 42 es utilizado para entregar múltiples puntos simultáneamente. El haz óptico 11 que sale de la unidad de generación de luz 15 llena las fibras individuales en el paquete de forma simultánea. La salida de luz de este paquete de fibras 42 proporcionará un patrón de puntos simultáneos sobre el tejido objetivo 1. El sistema óptico del conjunto del generador de patrón 18 puede ser hecha a la imagen de la cara del paquete de fibras en el tejido diana (decir a través de la imagen intermedia creada por la lente oftálmica 19).

La figura 17 es una cuarta realización del sistema fotomédico 100 donde se utiliza una sola fibra con un multiplicador de fibra como parte de la unidad de fibra para proporcionar una entrega de múltiples puntos. Un divisor de fibra pasivo puede ser usado para distribuir la luz en múltiples fibras de forma simultánea, o un interruptor de fibra activo puede ser utilizado para variar secuencialmente la fibra que lleva a cabo la luz. Este multiplicador fibra se etiqueta "FM" y se muestra con líneas de trazos que lo conectan a la CPU 12. Los extremos de salida de las fibras individuales se distribuyen antes de la lente L2. Esta distribución se puede mantener en la disposición final de los puntos en el tejido diana.

La figura 18 muestra un ejemplo de cómo un multiplicador de fibra 2x2 FM se puede ajustar para cambiar el tamaño y espaciado de patrón de puntos. En la figura 18, cuñas 90 son impulsadas dentro y fuera para conseguir diferentes espaciamientos de fibra. El patrón entregado se mueve o se altera como resultado de las cuñas 90 siendo conducido dentro y fuera. Del mismo modo, un solo elemento cónico puede ser impulsado hacia el centro de la matriz de salida de fibra, variando así el espaciado uniformemente con un único ajuste.

El dispositivo de la invención permite que el tiempo de tratamiento sea reducido por un factor que es aproximadamente igual al número de pulsos suministrados, si los impulsos se suministran simultáneamente o secuencialmente. La entrega simultánea tiene la ventaja de ser más rápida que la entrega secuencial, pero requiere una fuente de luz capaz de suministrar  $n$  veces la potencia de salida, en la que  $n$  es el número de elementos en el patrón. La entrega secuencial, siendo más lenta que la entrega simultánea, coloca una menor demanda de la potencia de la fuente de luz y proporciona un ajuste flexible del patrón de la entrega final. Ambas entregas simultáneas y secuenciales con el dispositivo de la invención reducen significativamente el tiempo de tratamiento y la precisión de colocación de las lesiones en comparación con la técnica manual que es convencional en la actualidad. El ojo puede considerarse estacionario durante aproximadamente un segundo, el "tiempo de fijación". El número de puntos que pueden ser entregados secuencialmente en este tiempo de fijación es inversamente proporcional a su duración de pulso.

Las figuras 19A a 19G muestran formas ejemplares de los puntos que se pueden formar con el sistema fotomédico 100. Como se muestra, las formas incluyen una o más líneas, un rectángulo, uno o más arcos, o una zona de arco grande. Estos patrones/formas se pueden generar, por ejemplo, mediante el barrido de un haz continuo o proporcionando un dispositivo de haz de conformación tal como una abertura ajustable, u óptica adaptativa tal como una matriz de cristal líquido, o el uso de elementos ópticos anamórficos, tales como lentes cilíndricas, para crear la forma deseada instantáneamente.

La figura 20 es una quinta forma de realización del sistema fotomédico 100. En esta realización, el multiplicador de haz BM incluye un elemento anamórfico AC. El elemento anamórfico AC permite que el haz óptico 11 sea ajustado anamórficamente para proporcionar una forma del haz inmediata en el tejido diana que es diferente de la forma del haz de óptica original 11. Por ejemplo, incluso si el haz óptico original 11 hubiera producido un punto circular, el elemento anamórfico AC es capaz de producir las formas mostradas en las figuras 19A-19G. Por el contrario, incluso si el haz óptico original 11 hubiera producido un lugar no circular, el elemento anamórfico AC es capaz de producir un punto circular. El elemento anamórfico AC puede ser adaptativo, toroidal, u óptico cilíndrico. El elemento anamórfico AC se muestra como conectado a la CPU 12 con una línea de trazos, ya que puede ser o bien un dispositivo activo o uno pasivo.

La figura 21 es una representación esquemática del sistema fotomédico 100 que ilustra el aparato LIO 16. En la realización que se muestra, el multiplicador de haz BM está contenido en una carcasa que puede o no puede incluir la luz de iluminación del oftalmoscopio indirecta (no mostrado). Como se describió anteriormente, el multiplicador de haz BM puede producir múltiples puntos de forma simultánea o secuencialmente por un número de diferentes medios. El dispositivo se lleva en la cabeza utilizando un casco 92, y del fondo de ojo del paciente (no mostrado) se ve a través de sistema de visualización 98 (típicamente un conjunto binocular) con la iluminación (no mostrado) proporcionada desde el casco 92. Una fuente de luz externa también puede ser utilizada para la iluminación de visualización. El haz de tratamiento también se proporciona directamente a los cascos 92 a través de conexión de fibra óptica 42 desde la unidad de generación de luz 15. Opcionalmente, la unidad de generación de luz 15 también puede contener una luz con el objetivo 17 para mostrar que un punto o un patrón de puntos serán dispuestos en última instancia en el tejido diana. Alternativamente, un objetivo patrón de alineación 96 (que se muestra aquí con líneas de puntos para indicarlo como una opción) puede ser usado en la trayectoria óptica del sistema de visualización 98, y por lo tanto sólo es visible para el médico. El objetivo patrón de alineación 96 puede estar hecho de forma extraíble o intercambiable para permitir que diferentes patrones sean utilizados. Cada diana de alineación del patrón 96 tendría que ser reconocida por el sistema a fin de proporcionar una representación exacta del patrón de tratamiento. El médico puede ajustar la disposición final del haz en el fondo del ojo del paciente, moviendo la

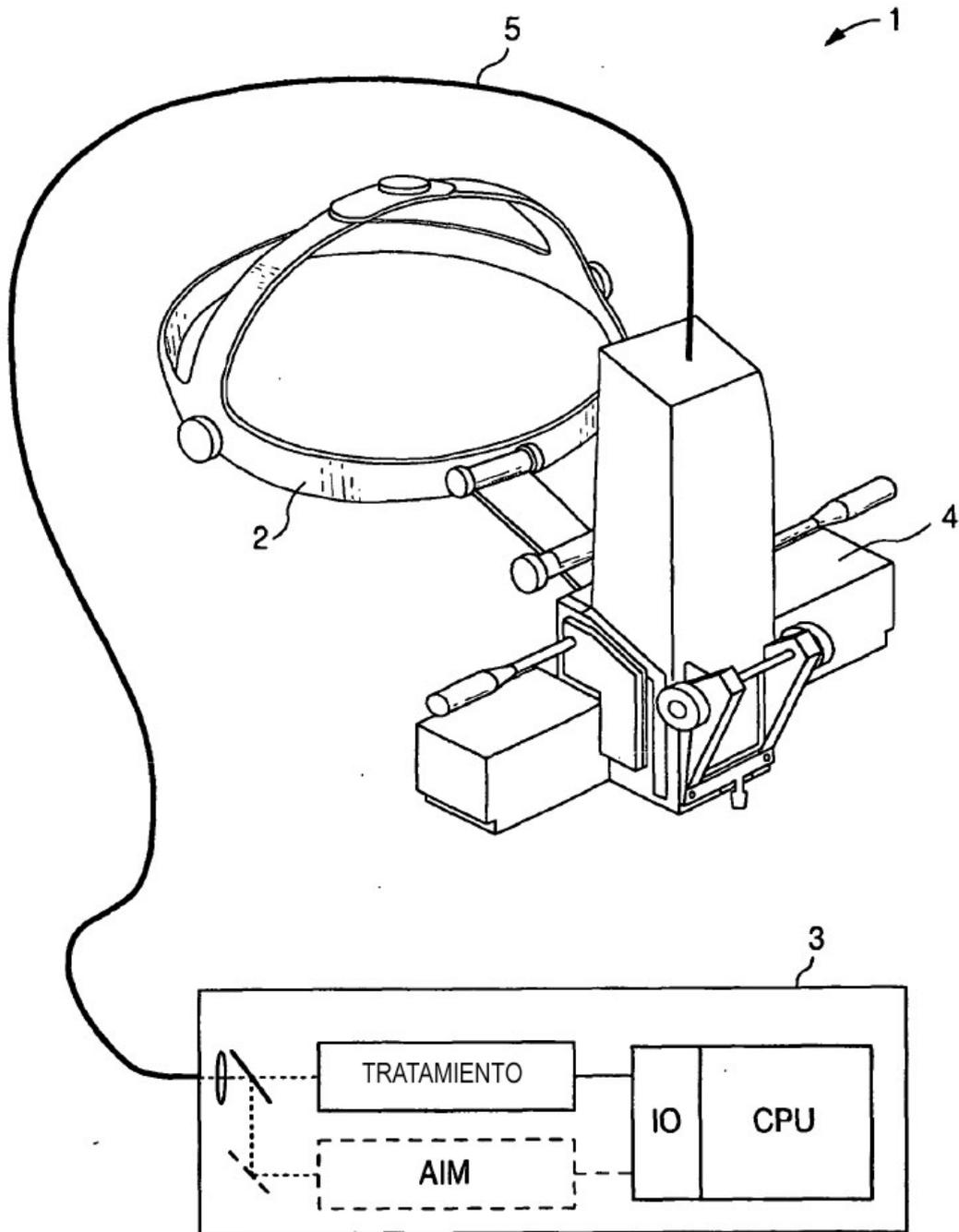
cabeza y/o la lente oftálmica 19.

5 La figura 22 es otra representación esquemática del sistema fotomédico 100 que ilustra el aparato LIO 16. A diferencia del aparato LIO 16 de la figura 21, este aparato LIO 16 muestra una realización en la que la unidad de fibra 42 es un paquete de fibras capaces de suministrar un punto secuencial y/o simultáneo. El multiplicador de haz no se muestra en la figura 22 para simplificar la ilustración, pero el dispositivo puede incluir o excluir el multiplicador de haz, como se describe anteriormente.

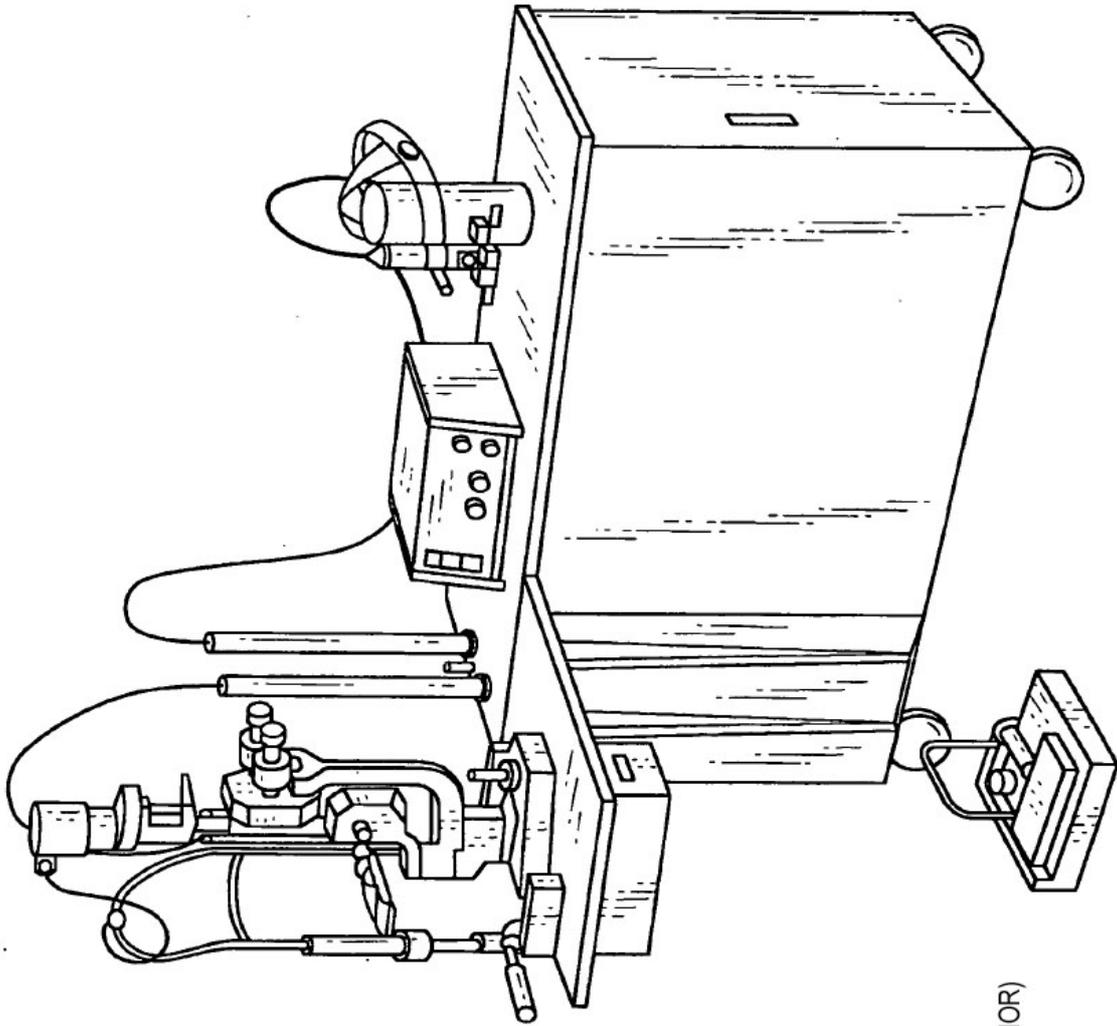
10 Un "patrón", como se define aquí se entiende que incluye la entrega simultánea o secuencial de una pluralidad de puntos, tales como los mostrados en las figuras 4A-4E y 19. Del mismo modo, los "puntos" en este documento pretenden describir bien la iluminación con un haz estático o como un haz en movimiento (escaneado). Cada haz no tiene que ser redondo, pero puede ser de cualquier forma. Por ejemplo, una sección transversal de la fibra óptica no circular se puede utilizar en un sistema de imágenes para proporcionar un haz de la misma sección transversal no circular en el tejido diana. Además, cualesquiera formas deseadas se pueden crear anamórficamente o mediante el  
15 barrido del haz, como se describe anteriormente. Cabe señalar que cualquiera del tratamiento y/o técnicas de generación de objetivo y de control del haz, y/o cualquiera de las técnicas de multiplicación del haz y/o de exploración, que se describen en el presente documento pueden implementarse en combinación con y/o incorporadas como parte del casco LIO 92 montado en la cabeza que se muestra en las figuras 21 y 22.

**REIVINDICACIONES**

1. Aparato para tratamiento fotomédico o diagnóstico de un tejido diana, comprendiendo el aparato:
- 5 una fuente de luz (10) para la generación de luz;  
un casco (92) destinado a ser llevado por un usuario, en el que el casco incluye una entrada para recibir la luz y una salida para la proyección de la luz sobre un tejido diana; **caracterizado por que** el aparato comprende además:
- 10 un multiplicador de haz posicionado para recibir la luz y que comprende una pluralidad de fibras ópticas (42) para la generación de haces ópticos por separación espacial y temporal de la luz para la proyección de los mismos a través de la salida del casco en el tejido diana en forma de un patrón, en el que el multiplicador del haz está soportado por el casco (92).
- 15 2. El aparato de la reivindicación 1, en el que el multiplicador de haz está posicionado para recibir la luz procedente de la entrada.
3. El aparato de una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el patrón comprende puntos discretos en el tejido diana.
- 20 4. El aparato de la Reivindicación 3, en el que el patrón comprende una o más líneas rectas o curvas.
5. El aparato de una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende además una lente de zoom (L3) que se encuentra ya sea entre la entrada y el multiplicador de haz para el ajuste de un tamaño de la luz o después del multiplicador de haz para el ajuste de un tamaño de los haces ópticos.
- 25 6. El aparato de la reivindicación 2, que comprende además una lente de colimación (L2) situada entre la entrada y el multiplicador del haz.
- 30 7. El aparato de una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el multiplicador de haz comprende: un escáner de haz (64a, 64b) para refractar o reflejar selectivamente la luz en las fibras ópticas.
8. El aparato de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en el que el multiplicador de haz comprende además:
- 35 un elemento de barrido (30) para suministrar secuencialmente la luz a la pluralidad de fibras ópticas.
9. El aparato de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en el que el multiplicador de haz comprende:
- 40
  - una primera fibra óptica; y
  - un dispositivo para recibir la luz de la primera fibra óptica, comprendiendo el dispositivo un divisor de fibra para dirigir la luz a la pluralidad de fibras ópticas.
10. El aparato de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en el que el multiplicador de haz comprende:
- 45
  - una primera fibra óptica; y
  - un dispositivo para recibir la luz de la primera fibra óptica, comprendiendo el dispositivo un conmutador de fibra para dirigir secuencialmente la luz a la pluralidad de fibras ópticas.
11. El aparato de una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende además:
- 50 un controlador para controlar la fuente de luz.
12. El aparato de una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el multiplicador de haz comprende una abertura ajustable para la creación de los haces ópticos que tiene una forma que es diferente de la de la luz.
- 55 13. El aparato de la reivindicación 1, que comprende además:
- una segunda fuente de luz (17) para generar un haz de encuadre que se combina con la luz.
- 60 14. El aparato de la reivindicación 1, en el que el multiplicador de haz incluye medios (90) para ajustar una separación de las fibras.



**FIG. 1**  
(TÉCNICA ANTERIOR)



**FIG. 2**  
(TÉCNICA ANTERIOR)

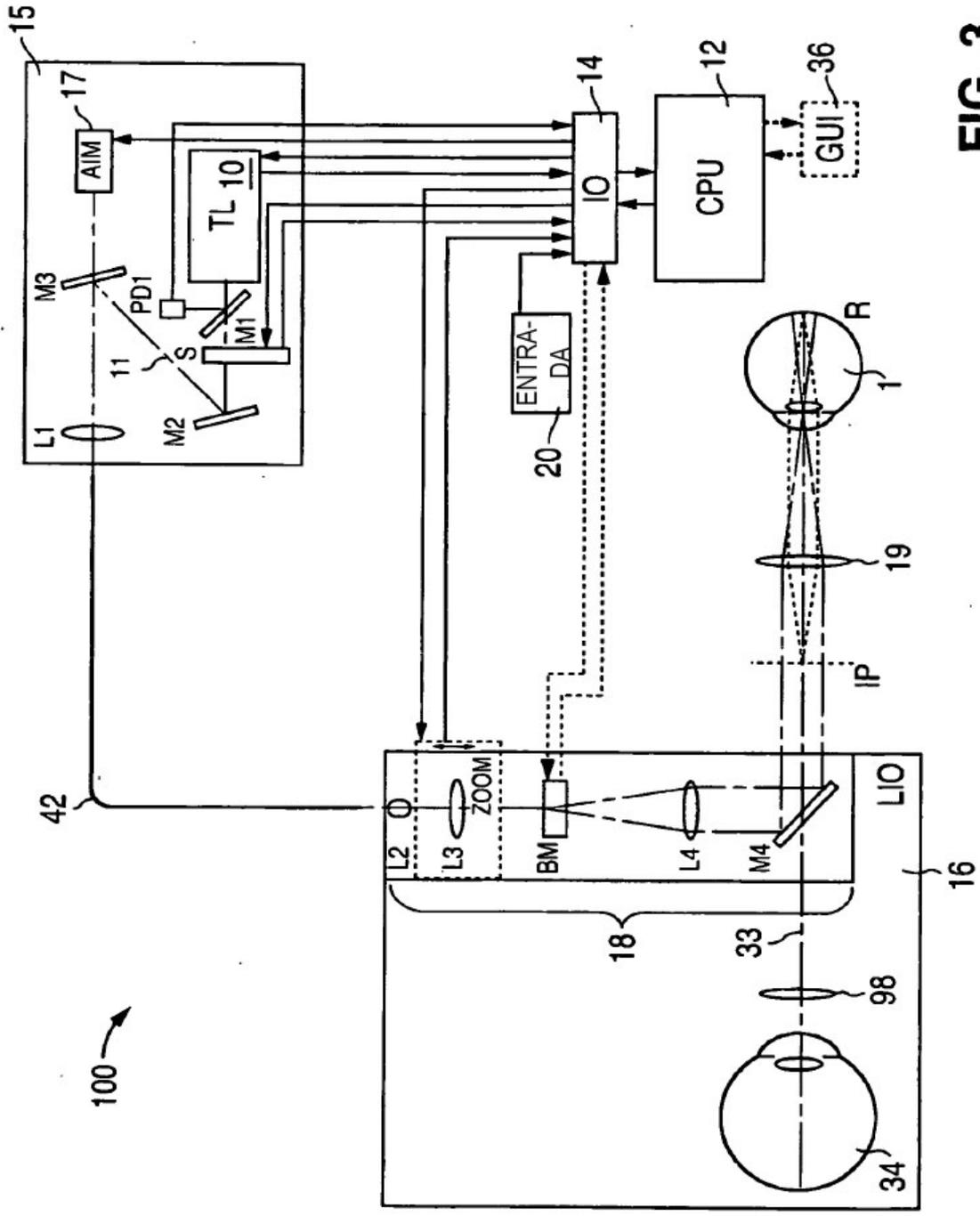


FIG. 3

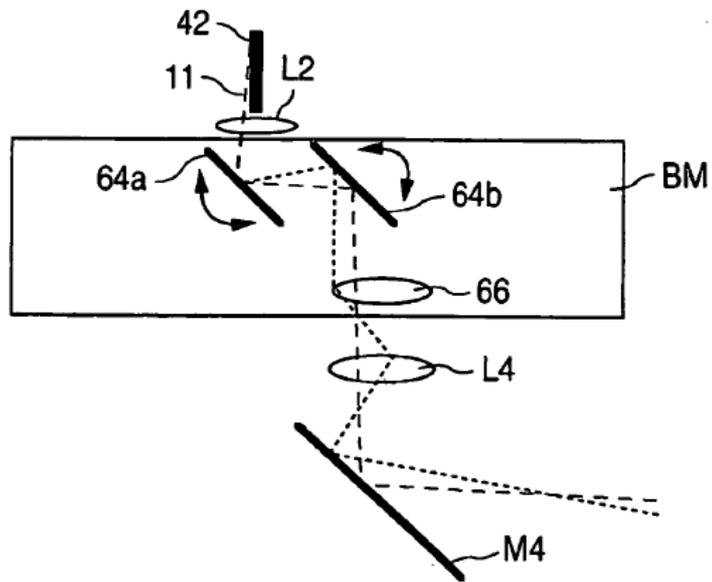
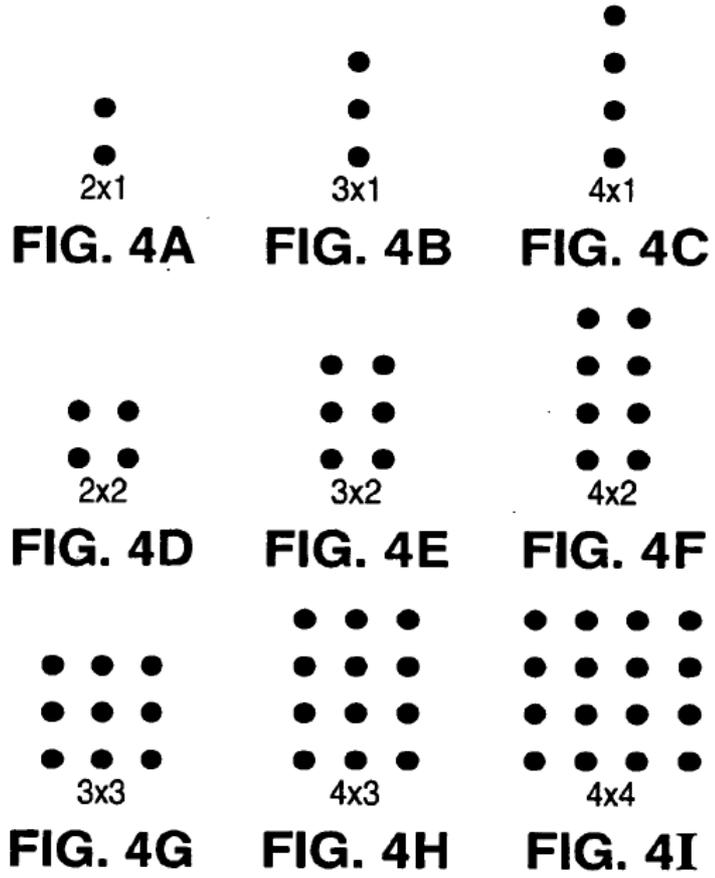
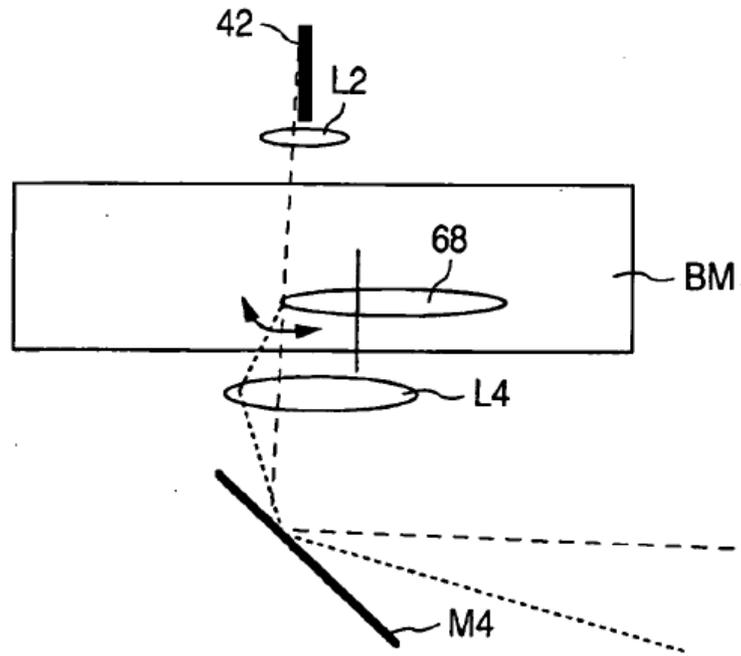
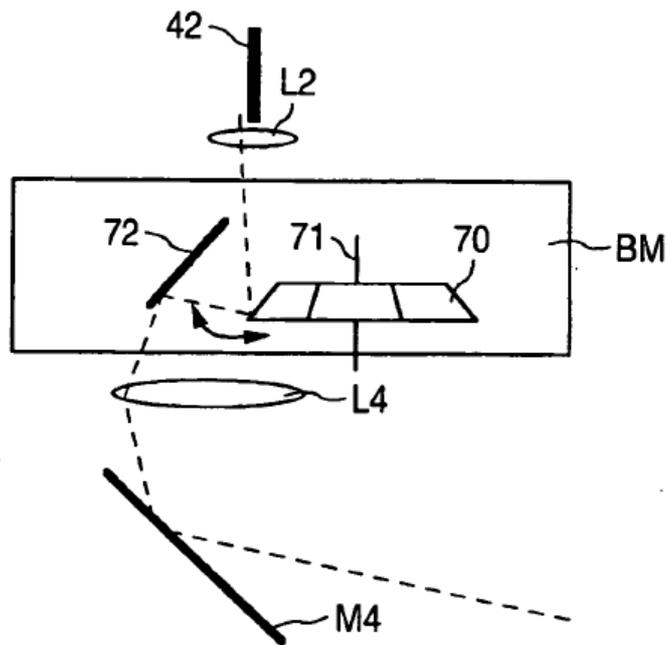


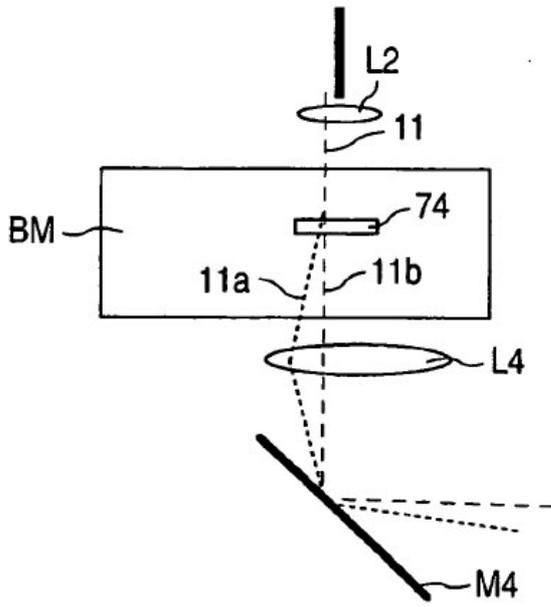
FIG. 5



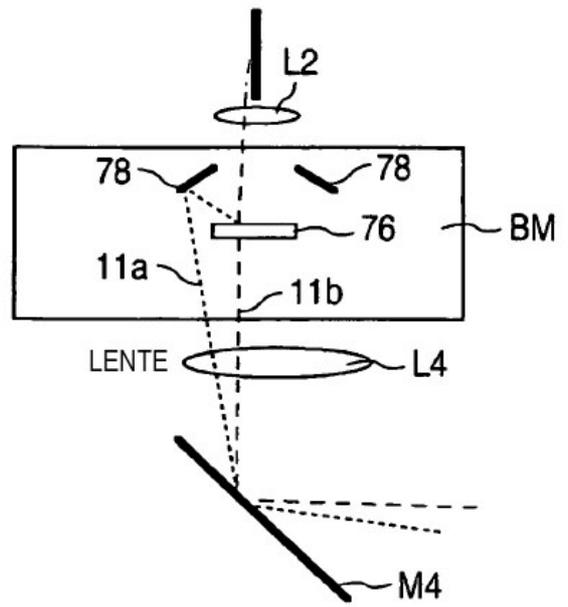
**FIG. 6**



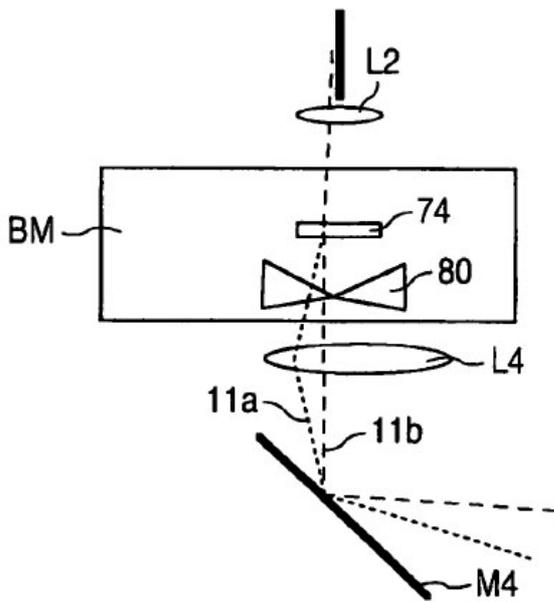
**FIG. 7**



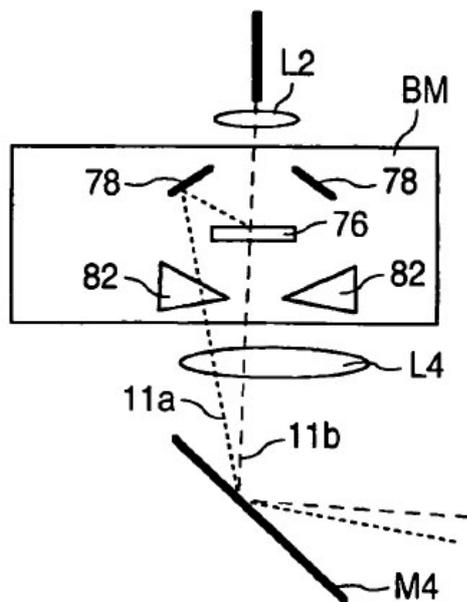
**FIG. 8**



**FIG. 9**



**FIG. 10**



**FIG. 11**

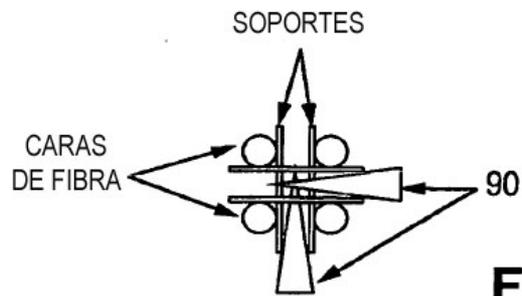
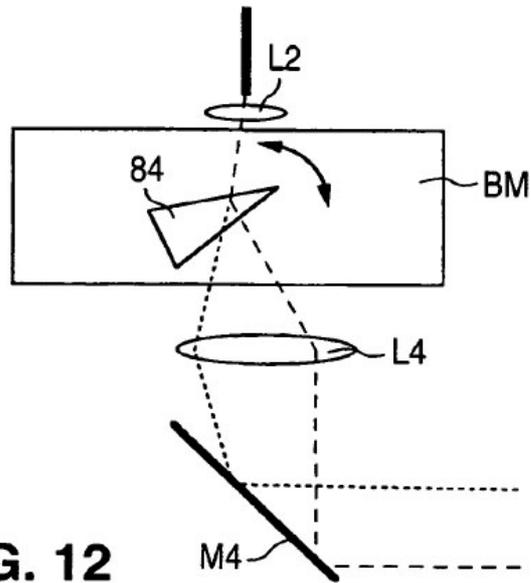


FIG. 19A



FIG. 19B

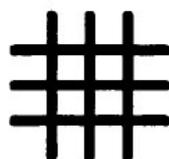


FIG. 19C



FIG. 19D



FIG. 19E



FIG. 19F



FIG. 19G

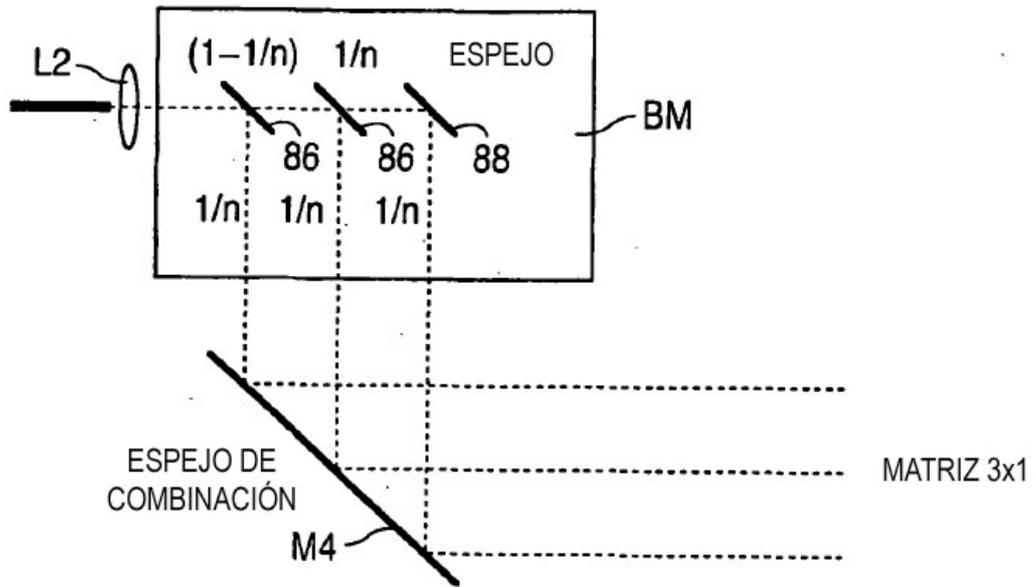


FIG. 13

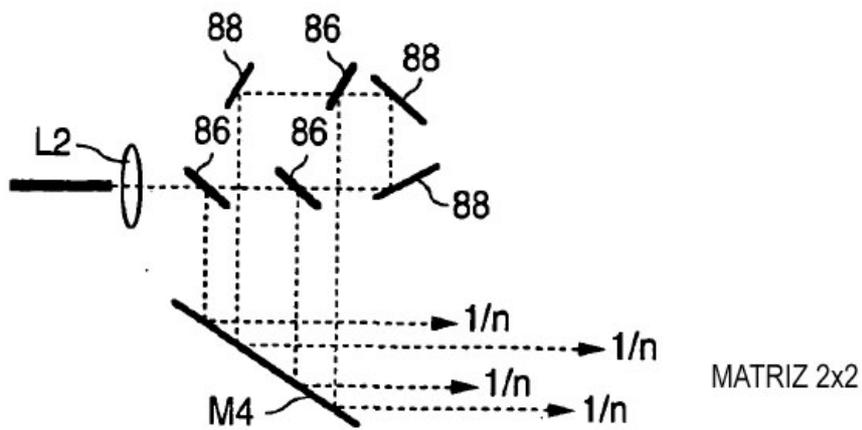


FIG. 14

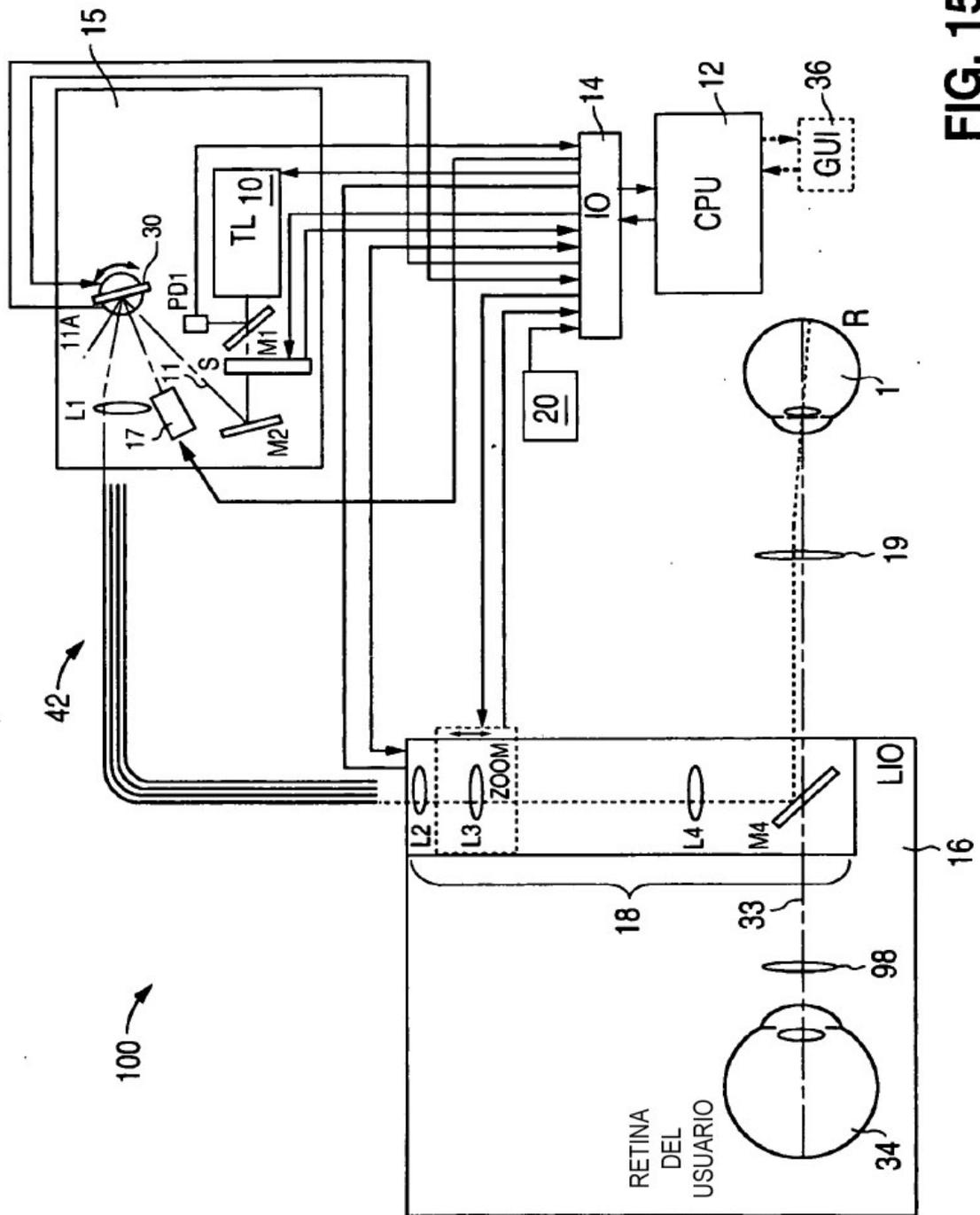


FIG. 15

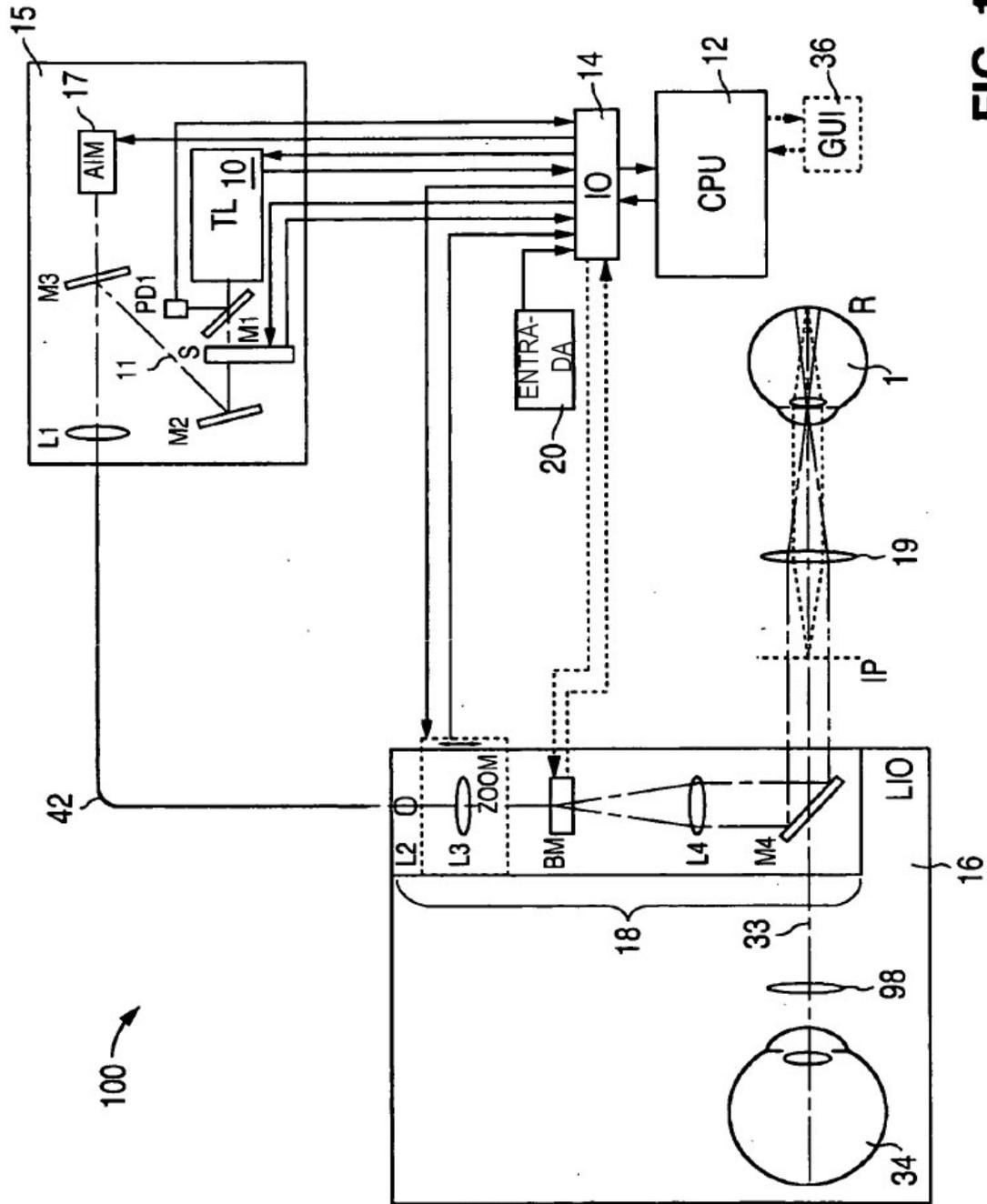


FIG. 16

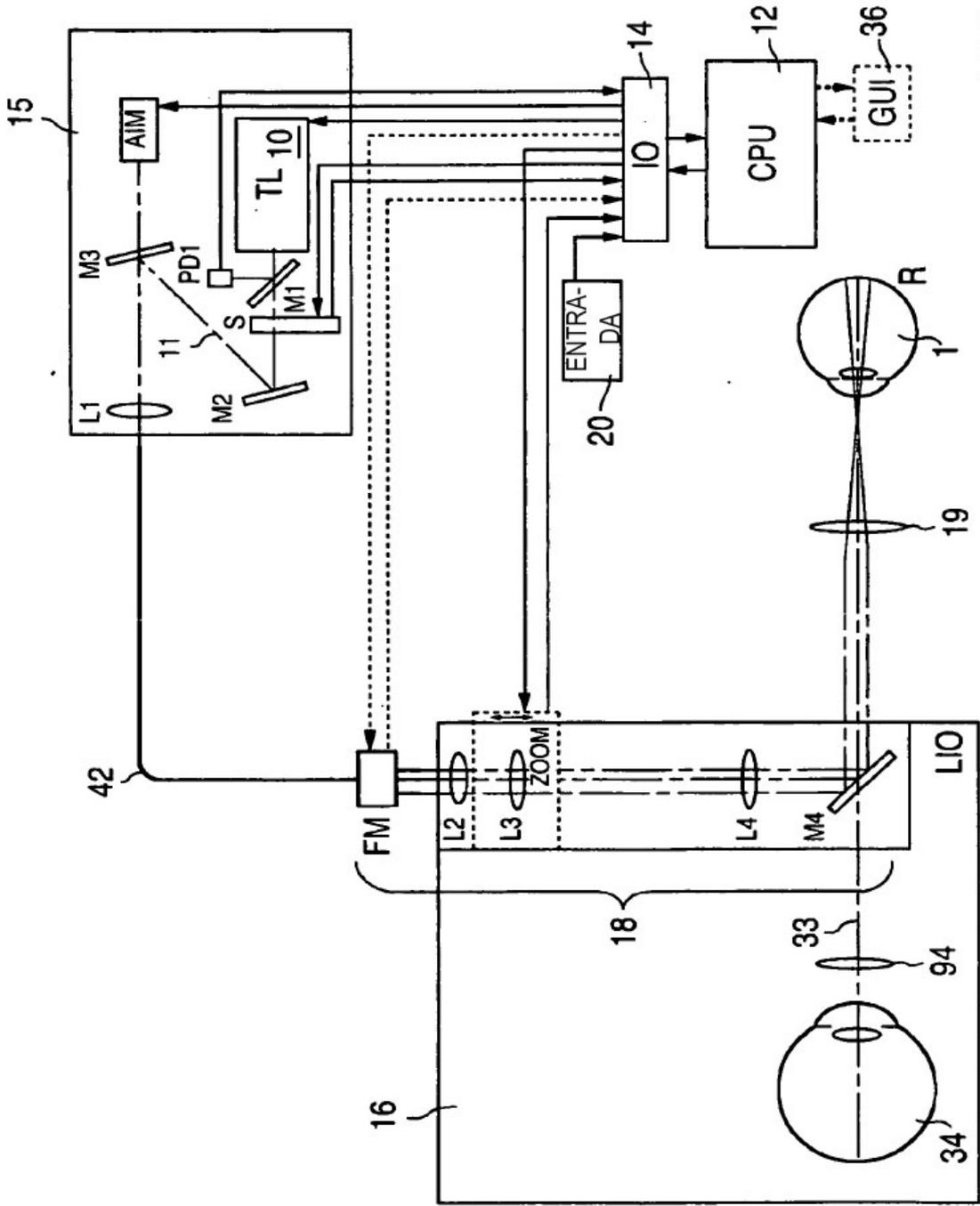


FIG. 17

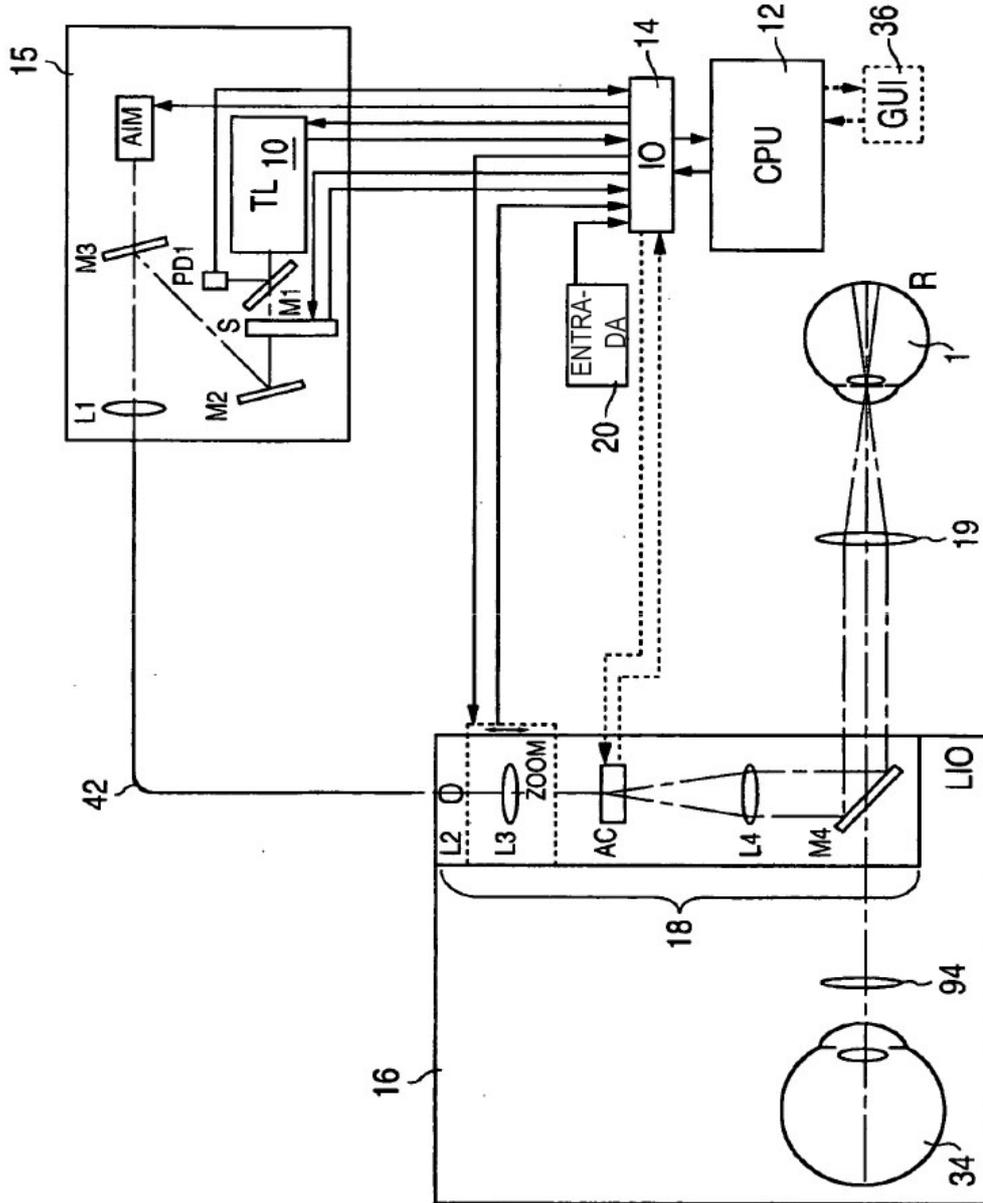
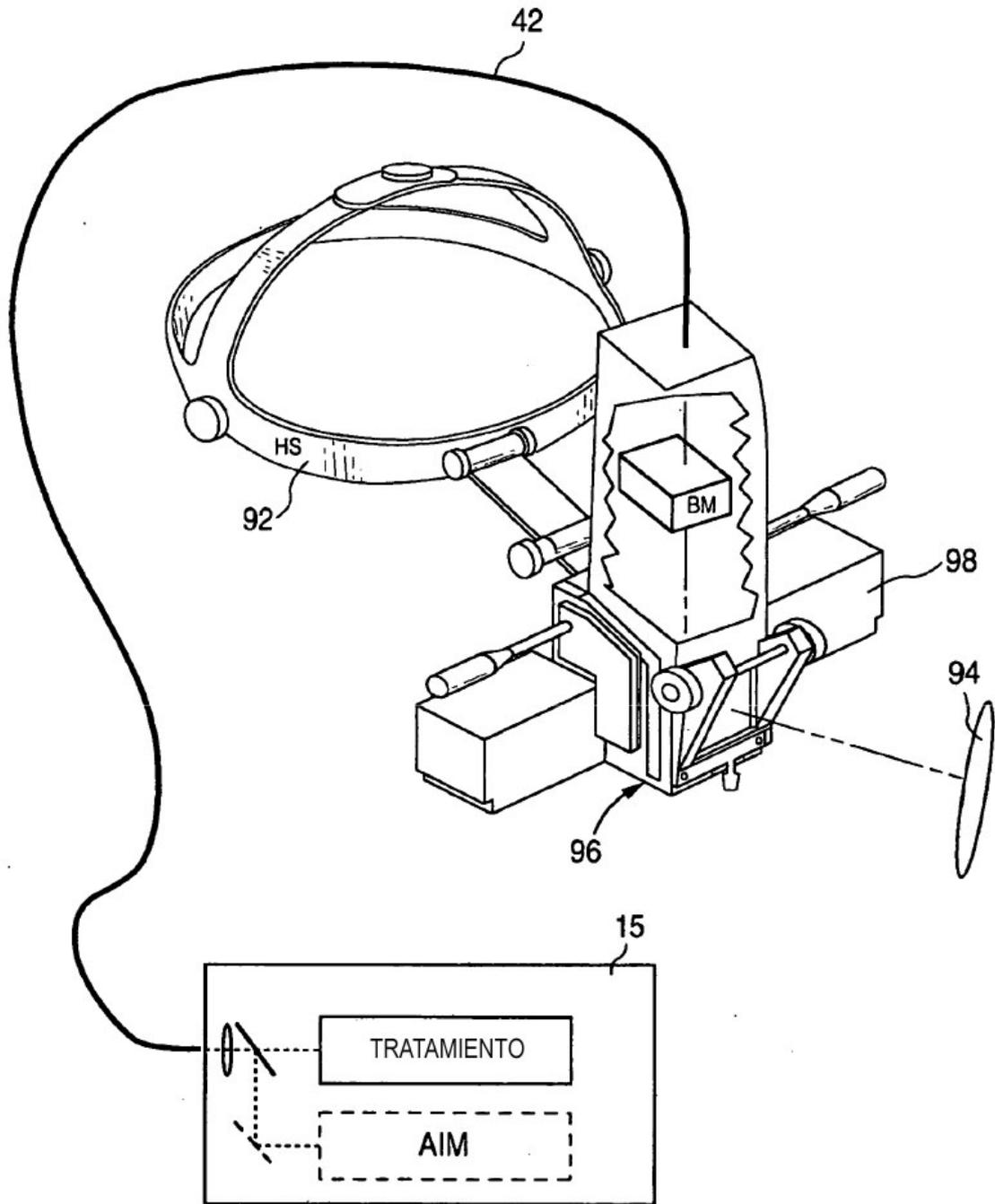
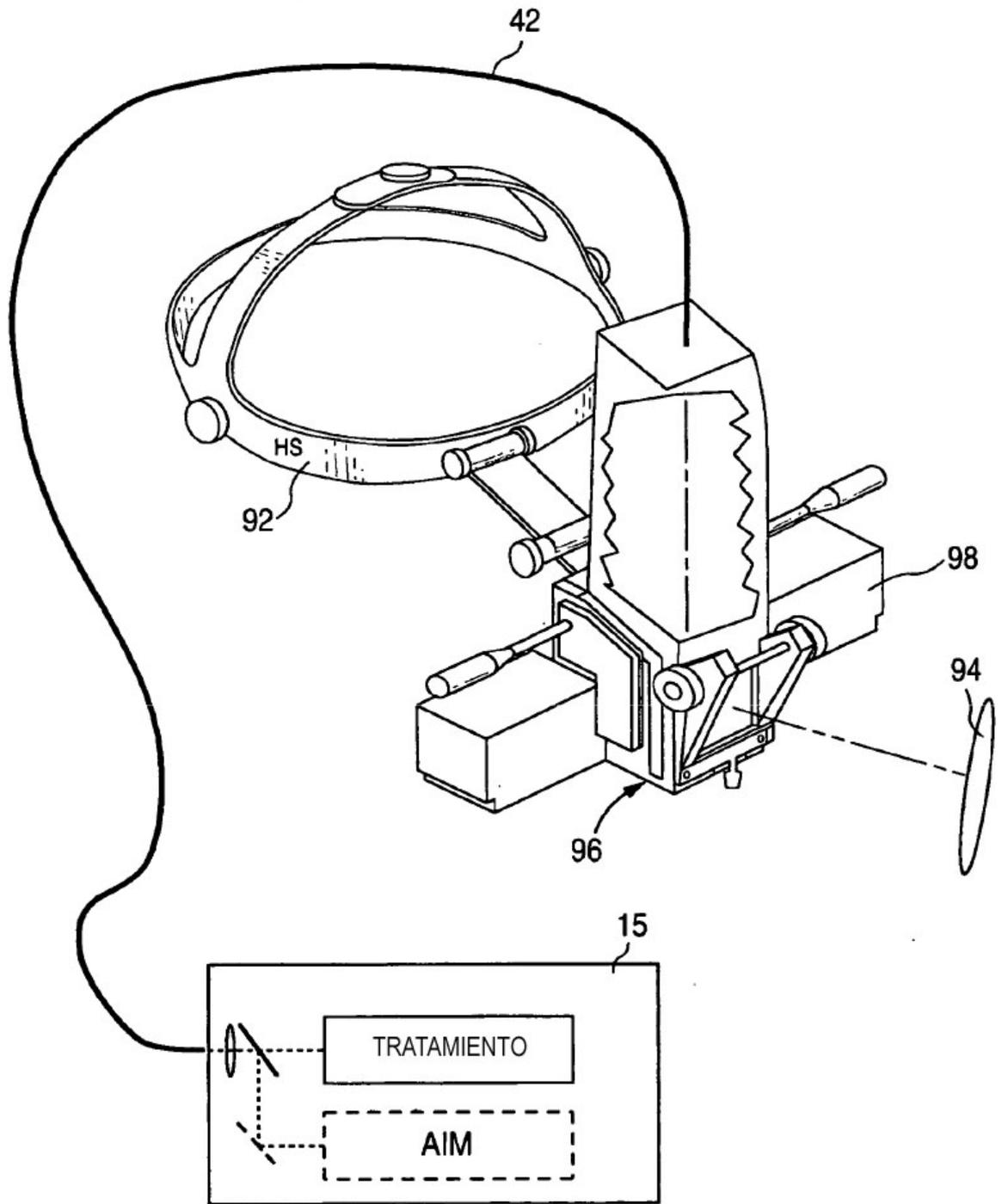


FIG. 20



**FIG. 21**



**FIG. 22**