

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 665 536**

51 Int. Cl.:

A61B 3/10 (2006.01)
A61B 3/13 (2006.01)
A61B 90/00 (2006.01)
A61F 9/013 (2006.01)
A61B 3/103 (2006.01)
A61F 9/008 (2006.01)
A61F 9/007 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.04.2005 E 12151139 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **07.03.2018 EP 2444021**

54 Título: **Microscopio quirúrgico y sensor de frente de onda integrados**

30 Prioridad:

20.04.2004 US 563727 P

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

26.04.2018

73 Titular/es:

**ALCON RESEARCH, LTD. (100.0%)
6201 South Freeway
Fort Worth, Texas 76134-2099, US**

72 Inventor/es:

**VAN HEUGTEN, ANTHONY Y.
DURRIE, DANIEL S.**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 665 536 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

Microscopio quirúrgico y sensor de frente de onda integrados

ANTECEDENTES

5 La cirugía refractiva y otros procedimientos correctores son realizados corrientemente sobre el ojo humano. Durante un procedimiento quirúrgico refractivo, la calidad refractiva del ojo es alterada. El objetivo de la cirugía refractiva es típicamente corregir un estado refractivo defectuoso del ojo, aunque sin disminuir la calidad refractiva total del ojo. En algunos casos, el objetivo es mejorar realmente la calidad refractiva total del ojo.

10 Las mediciones refractivas son tomadas típicamente con forópteros, paquímetros, topógrafos corneales, auto-refractores, queratómetros, y/o sensores de frente de onda. De estos dispositivos, los sensores de frente de onda proporcionan generalmente el mayor detalle acerca del estado refractivo del ojo, e información adicional relacionada con el mismo. Los sensores de frente de onda son generalmente dispositivos autónomos que funcionan en áreas relativamente grandes dedicadas al uso de sensores de frente de onda. Con la mayor parte de los sensores de frente de onda existentes, el ojo del paciente es medido mientras el paciente está en una posición sentado.

15 Muchos métodos de realizar cirugía refractiva de ojo requieren medir antes de la operación la calidad refractiva del ojo de un paciente utilizando el sensor de frente de onda u otro dispositivo de medición. El paciente es a continuación movido típicamente desde la ubicación del sensor de frente de onda a una ubicación quirúrgica, donde el paciente se encuentra de cúbito supino en la "posición quirúrgica". Durante el procedimiento quirúrgico, el cirujano puede ver el ojo del paciente a través de un microscopio quirúrgico u otro dispositivo de visión, que típicamente está suspendido por encima de la cabeza del paciente mediante un mecanismo de equilibrado u otro dispositivo similar. Una vez que se ha completado el
20 procedimiento quirúrgico refractivo, el paciente es movido típicamente de nuevo a la ubicación del sensor de frente de onda, y el ojo es medido para determinar el resultado de la cirugía.

25 Aunque la medición de la calidad refractiva del ojo después de que la cirugía refractiva ha sido realizada proporciona una cuantificación del resultado de la cirugía, no permite que se realicen modificaciones en la cirugía mientras el paciente permanece en la posición quirúrgica. Si el resultado no es ideal, el paciente puede ser vuelto a ubicar en el área quirúrgica para un nuevo tratamiento, pero en muchos casos un nuevo tratamiento puede no ser tan efectivo como si el procedimiento hubiera sido realizado para producir un resultado ideal la primera vez antes de que el paciente fuera movido desde la posición quirúrgica. Adicionalmente, mover un paciente fuera del campo quirúrgico esterilizado con propósitos de diagnóstico, y de nuevo moverle al campo quirúrgico, puede ser problemático.

30 Si la calidad refractiva del ojo pudiera ser medida repetidamente cuando la cirugía está progresando, sin mover al paciente, el cirujano tendría la oportunidad de juzgar si el procedimiento estaba produciendo resultados deseados a la velocidad esperada, y sería capaz de hacer ajustes o correcciones en curso a la mitad del procedimiento para mejorar la probabilidad de conseguir el resultado deseado. Desgraciadamente, los sensores de frente de onda existentes y otros dispositivos de medición son en general relativamente grandes y pesados, haciéndolos poco prácticos o imposibles de suspender por encima de la cabeza de un paciente durante la cirugía. Como resultado, un paciente debe ser movido
35 físicamente entre los procedimientos de medición de frente de onda y los procedimientos de corrección quirúrgica que son realizados típicamente bajo un microscopio quirúrgico.

40 Aunque se han hecho intentos para integrar un microscopio en un dispositivo de tratamiento y medición comprensivo, tales dispositivos son típicamente muy grandes, pesados, y voluminosos, de tal modo que no pueden ser suspendidos prácticamente por encima de un paciente que se encuentra en la posición quirúrgica. Estos dispositivos incluyen típicamente también lentes y otros componentes ópticos compartidos. Compartir los componentes ópticos de esta manera oscurece en general la calidad total de las mediciones que se producen, ya que cada componente del dispositivo tiene típicamente su propio ajuste de requisitos ópticos que no pueden ser óptimamente satisfechos cada uno utilizando lentes compartidas y similares. Así, existe una necesidad de un dispositivo mejorado para medir y evaluar las propiedades refractivas y otras propiedades y características ópticas de un ojo.

45 El documento WO 2004/093663 A2 describe un sensor de frente de onda que mejora la calibración de un sistema de ablación por láser, tal como un sistema de cirugía del ojo mediante láser, midiendo una o más características de una superficie de ensayo que se extirpa.

50 El documento WO 03/041609 A2 describe un sistema de control refractivo en tiempo real que incluye un instrumento de cirugía refractiva láser para modificar la refracción del ojo, un aparato de diagnóstico objetivo para medir la refracción y aberraciones del ojo, y un elemento que comparte la abertura para inyectar un haz de cirugía refractiva y un haz de diagnóstico de vigilancia.

RESUMEN DE LA INVENCION

55 La presente invención como está caracterizada en la reivindicación independiente proporciona un dispositivo para medir propiedades de un ojo que comprende un sensor de frente de onda y un espejo combinador. Realizaciones preferidas de la presente invención están descritas en las reivindicaciones dependientes.

Un sensor de frente de onda está integrado con un microscopio quirúrgico para permitir que el doctor haga mediciones repetidas del ojo de un paciente mientras el paciente permanece en una posición quirúrgica. El dispositivo incluye un sensor de frente de onda ópticamente alineado con un microscopio quirúrgico de tal modo que sus campos de visión se solapan al menos parcialmente. La inclusión opcional de componentes ópticos de difracción compactos, ligeros de peso en el sensor de frente de onda permite que el dispositivo integrado sea soportado por un mecanismo de equilibrado por encima de la cabeza de un paciente durante un procedimiento quirúrgico. Como resultado, la necesidad de nuevo posicionamiento del dispositivo y/o del paciente entre medir propiedades ópticas del ojo y realizar procedimientos quirúrgicos en el ojo ha sido eliminada.

Otras características y ventajas de la invención aparecerán más adelante. Las características de la invención descritas anteriormente pueden ser utilizadas por separado o juntas, o en distintas combinaciones de una o más de ellas. La invención reside también en sub-combinaciones de las características descritas.

La invención está definida por las reivindicaciones.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

En los dibujos, en los que el mismo número de referencia indica el mismo elemento a lo largo de las diversas vistas:

La fig. 1 es una vista lateral de un sensor de frente de onda y un microscopio quirúrgico integrados posicionados por encima de la cabeza de un paciente.

La fig. 2 es una vista superior de los componentes internos de un sensor de frente de onda (con la cubierta retirada) de acuerdo con una realización.

La fig. 3 es una vista en perspectiva de una onda aberrada que se desplaza a través de una rejilla, así como imágenes de onda producidas en el primer y segundo planos Talbot de la rejilla.

La fig. 4 es un diagrama esquemático en vista lateral que ilustra el funcionamiento de un sensor de frente de onda integrado y de un microscopio quirúrgico de acuerdo con una realización.

La fig. 5 es un diagrama esquemático en vista frontal del funcionamiento del sensor de frente de onda y microscopio quirúrgico integrados ilustrado en la fig. 4.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LOS DIBUJOS

Se describirán a continuación diferentes realizaciones de la invención. La siguiente descripción proporciona detalles específicos para una comprensión exhaustiva y una descripción propicia de estas realizaciones. Un experto en la técnica comprenderá, sin embargo, que la invención puede ser puesta en práctica sin muchos de estos detalles. Adicionalmente, algunas estructuras o funciones bien conocidas pueden no ser mostradas o descritas en detalle para evitar oscurecer innecesariamente la descripción pertinente de las distintas realizaciones.

La terminología utilizada en la descripción presentada a continuación está destinada a ser interpretada de la manera razonable más amplia, incluso aunque se utilice en combinación con una descripción detallada de ciertas realizaciones específicas de la invención. Ciertos términos pueden incluso ser enfatizados a continuación; sin embargo, cualquier terminología destinada a ser interpretada de cualquier manera restringida será definida expresa y específicamente como tal en esta sección de la descripción detallada.

Con referencia a la fig. 1, un dispositivo quirúrgico 10 incluye un microscopio quirúrgico 12, u otro dispositivo de visualización adecuado, unido a un sensor 14 de frente de onda, u otro dispositivo de medición. El microscopio quirúrgico 12 incluye un ocular 16, u otro mecanismo de visión, que incluye uno o más canales ópticos cada uno de los cuales tiene una o más lentes ópticas en él. El ocular 16 es preferiblemente binocular, o estéreo, porque incluye dos canales ópticos para permitir que un doctor vea un ojo 18 de un paciente 20 utilizando ambos ojos del doctor (como se ve mejor en la fig. 5). Aunque se puede utilizar alternativamente un ocular monocular, se prefiere generalmente un ocular binocular porque proporciona al doctor una vista de calidad superior, más completa.

El microscopio quirúrgico 12 incluye además preferiblemente una fuente de luz 22 para proporcionar luz visible a la trayectoria óptica del ocular 16, un botón 24 de enfoque para ajustar el enfoque del microscopio 12, y una lente objetivo 26, u otra lente adecuada, para enfocar los haces de luz. En una realización, la lente objetivo 26 es roscada sobre el microscopio 12 mediante roscas internas en la lente 26 que corresponden a roscas externas en un cuerpo 25 del microscopio 12.

El sensor 14 de frente de onda puede estar unido al microscopio 12 de cualquier manera adecuada, y está unido preferiblemente de forma desmontable al microscopio 12. Por ejemplo, la lente objetivo 26 puede ser retirada del microscopio 12, y el sensor 14 de frente de onda, que incluye preferiblemente una parte de unión con roscas interiores que corresponden a las roscas exteriores del cuerpo 25 del microscopio, puede ser enroscado sobre las roscas exteriores del microscopio 12. La lente objetivo 26 puede ser entonces enroscada de nuevo sobre las roscas exteriores

por debajo de la parte de unión del sensor 14 de frente de onda. Uno o más sujetadores 28 pueden ser incluidos opcionalmente para asegurar adicionalmente (o alternativamente) el sensor 14 de frente de onda al microscopio 12. El sensor 14 de frente de onda puede ser unido alternativamente al microscopio mediante tornillos, pernos, pasadores, abrazaderas, adhesivo, o cualesquiera otros sujetadores o medios de unión adecuados.

5 Con referencia a la fig. 2, se ha ilustrado el interior de una realización de un sensor 14 de frente de onda. El sensor 14 de frente de onda incluye una fuente láser 40, u otra fuente de luz, para crear un haz de luz infrarroja. Durante el funcionamiento, el haz de luz infrarroja es dirigido preferiblemente por un espejo 42 hacia un divisor 44 de haz u otro dispositivo adecuado. Un espejo combinador 46 (mostrado en líneas de trazos en la fig. 1), refleja el haz de luz infrarroja hacia abajo al ojo 18 del paciente 20. El espejo combinador 46 refleja luz infrarroja mientras transmite luz visible de modo
10 que un doctor pueda ver el ojo 18 del paciente mientras mira a través del espejo combinador 46.

Después de que el haz de luz infrarroja entra en el ojo 18, es reflejado, como un frente de onda, desde la retina del ojo 18 hacia el espejo combinador 46. El espejo combinador 46 vuelve a dirigir el haz de luz a través del divisor 44 de haz hacia una primera lente 48. La primera lente 48 transmite el haz de luz infrarroja fuera de los espejos 50 y 52 hacia una segunda lente 54, que dirige el haz de luz sobre un componente óptico de difracción, tal como una primera rejilla o
15 rejilla 56. Los espejos 42, 50, 52 son incluidos opcionalmente en el sensor 14 de frente de onda para volver a dirigir el haz de luz para mantenerle dentro de un área compacta, lo que facilita la minimización del tamaño y longitud totales del sensor 14 de frente de onda. Se puede incluir un número mayor o menor de espejos en el sensor 14 de frente de onda.

El haz de luz es difractado por la primera rejilla 56, como se ha descrito en detalle a continuación, y se desplaza preferiblemente a través de otro componente óptico de difracción, tal como una segunda rejilla 58, que además difracta el
20 haz de luz y crea una imagen final del frente de onda reflejado desde el ojo 18. Una cámara 60, y/u otro detector o sensor de luz, tal como una cámara CCD u otro dispositivo adecuado, entonces captura, graba, y/o detecta la imagen final del ojo 18 y la convierte a un formato legible por ordenador. Un ordenador puede entonces medir y analizar los datos para cuantificar características del frente de onda, y así, las propiedades refractivas del ojo que está siendo examinado.

El sensor 14 de frente de onda puede por supuesto incluir un número mayor o menor de componentes para satisfacer los requisitos de un sistema dado. Por ejemplo, se puede incluir un número mayor o menor de rejillas de difracción o lentes ópticas en el sensor 14 de frente de onda. Además, componentes ópticos adicionales, tales como una lente de cámara, pueden estar incluidos opcionalmente entre la segunda rejilla refractiva 58 y la cámara 60. Así, la configuración específica del sensor 14 de frente de onda ilustrado en la fig. 2 es solo un ejemplo de una configuración de sensor de frente de onda adecuada.

Debido a que el sensor 14 de frente de onda requiere relativamente pocos componentes, y utiliza elementos ópticos de difracción ligeros, relativamente pequeños en su sección de análisis de frente de onda, el sensor 14 de frente de onda puede ser muy compacto y ligero, y puede producir una resolución superior y un registro de alineación más preciso que un sensor de frente de onda que utiliza ópticas refractivas convencionales mayores, tales como un sensor de frente de onda Hartmann-Shack típico, como se ha descrito a continuación. El sensor 14 de frente de onda tiene una longitud Y que es menor de 10 pulgadas (25,4 cm), más preferiblemente menor de nueve pulgadas (22,86 cm), más preferiblemente aproximadamente 8,5 pulgadas (21,59 cm), y una anchura X que es preferiblemente menor de 5 pulgadas (12,7 cm), más preferiblemente aproximadamente 4,5 pulgadas (11,43 cm). El sensor 14 de frente de onda preferiblemente pesa menos de cinco libras (2,268 kg), más preferiblemente menos de 3 libras (1,361 kg) y menos de 2 libras (0,907 kg). El sensor 14 de frente de onda puede por supuesto tener cualquier otro tamaño y/o peso adecuados.

Debido a su peso relativamente bajo y a su tamaño pequeño, el sensor 14 de frente de onda puede ser unido directa o indirectamente al microscopio quirúrgico 12 para formar un dispositivo quirúrgico 10 integrado. En este sentido, el término "integrado" se refiere generalmente a que el sensor 14 de frente de onda y el microscopio quirúrgico 12 son incorporados en una unidad. El dispositivo quirúrgico 10 integrado puede estar unido a un mecanismo de equilibrado, mecanismo de suspensión u otro dispositivo o soporte adecuado para suspender el dispositivo integrado 10 sobre la cabeza de un paciente durante la cirugía. El mecanismo de equilibrado u otro dispositivo de soporte puede ser cargado elásticamente, contra-equilibrado, o equilibrado de otra manera para soportar el dispositivo integrado 10. Los mecanismos de equilibrado de esta naturaleza son utilizados comúnmente para soportar y suspender microscopios quirúrgicos.

Para asegurar el dispositivo quirúrgico integrado 10 a un mecanismo de equilibrado, se puede unir una parte de unión 30 del microscopio quirúrgico 12 (o del sensor 14 de frente de onda) al mecanismo de equilibrado mediante tornillos, pasadores, pernos, u otros sujetadores adecuados, o se puede unir el dispositivo integrado 10 al mecanismo de equilibrado de cualquier otra manera. En una realización, se puede añadir el sensor 14 de frente de onda a un microscopio quirúrgico 12 existente que ya está soportado en un mecanismo de equilibrado. El campo de visión y la longitud focal del microscopio 12 y/o del sensor 14 de frente de onda pueden ser entonces ajustados, si fuera necesario, para alinear ópticamente los dispositivos relativamente entre sí, como se ha descrito adicionalmente a continuación.

55 En términos generales, los componentes ópticos refractivos se utilizan para volver a dirigir un haz de luz cuando pasa a través de un material que tiene una densidad superior a la del aire, tal como una lente refractiva de vidrio. Los componentes ópticos de difracción, por el contrario, son utilizados para curvar un haz de luz cuando encuentra los bordes afilados de un elemento, tal como las rejillas 56, 58, y solo partes del haz de luz que ocurren cerca de los bordes de la

rejilla u otros objetos son dirigidos de nuevo. Los componentes ópticos de difracción, tales como rejillas, son de manera típica significativamente más pequeños y pesan menos que los componentes ópticos refractivos, tales como lentes refractivas.

5 Las una o más rejillas de difracción utilizadas en el sensor 14 de frente de onda pueden estar hechas de cualquier material adecuado. Una rejilla de difracción preferida está hecha a partir de un material transparente, tal como vidrio, y tiene líneas perpendiculares equiespaciadas grabadas o presentes de otra manera en su superficie. La rejilla puede incluir, por ejemplo, una secuencia repetitiva de líneas continuas que tienen cada una de ellas una anchura de aproximadamente 12,5 micras, con cada par de líneas separadas por aproximadamente 12,5 micras de vidrio transparente (las líneas y los espacios de vidrio en la rejilla pueden por supuesto tener cualesquiera otras dimensiones adecuadas). La misma secuencia es repetida con líneas que discurren perpendicularmente al primer conjunto de líneas, de tal manera que se forma un patrón similar al de una cuadrícula estándar (es decir, una red de líneas horizontales y perpendiculares espaciadas uniformemente).

10 Como se ha ilustrado en la fig. 3, cuando un frente de onda de luz reflejada procedente de un ojo encuentra una rejilla (denominada como el "Objeto Periódico" en la fig. 3) comienzan a ocurrir efectos de difracción. Algo de la luz incide en las partes sólidas de las líneas en la rejilla y se impide que pase a través de la rejilla. Algo de la luz pasa limpiamente a través de los espacios transparentes en la rejilla y no es afectada por las líneas de la rejilla. La luz restante, sin embargo, encuentra los bordes de las líneas sólidas y pasa a través de la rejilla. La luz es perturbada por las líneas y es desviada lejos del núcleo central de la luz que pasa limpiamente a través de los espacios transparentes en la rejilla.

15 Esta luz dirigida de nuevo encuentra luz que ha sido dirigida de nuevo por una o más líneas de rejilla adyacentes. Cuando partes de luz dirigidas desde líneas equiespaciadas se encuentran entre sí, se produce un fenómeno conocido como el "Efecto Talbot", y se forman una serie de zonas oscuras y claras en un espacio dentro de una distancia predecible aguas abajo de la rejilla, en ubicaciones denominadas como planos Talbot. Este fenómeno está descrito en detalle en la Solicitud de Patente de los EE.UU N° de Serie 10/885.504, presentada el 6 de Julio de 2004, así como en "Fourier Transform Method For Automatic Processing of Moiré Deflectograms," Quiroga y col., Opt. Eng. 38(6) págs. 974-982 (Junio de 1999), y en "Refractive Power Mapping of Progressive Power Lenses Using Talbot Interferometry and Digital Image Processing," Nakano y col., Opt. Laser Technology. 22(3), págs. 195-198 (1990).

20 Si el frente de onda de luz que ha pasado a través de la rejilla es una onda plana, lisa, las zonas oscuras y claras forman una réplica perfecta de la rejilla, es decir, una imagen virtual de la rejilla. Si, sin embargo, el frente de onda está aberrado o incluye cualesquiera desviaciones de una onda plana, lisa, la forma y el tamaño de la imagen virtual de la rejilla son distorsionados, como se ha mostrado en la fig. 3. Observando las distorsiones en la forma y el tamaño de la imagen virtual creada por la rejilla, se pueden determinar las características del frente de onda. La imagen virtual puede ser observada por una cámara u otro detector de luz, y las imágenes pueden ser medidas, típicamente mediante un ordenador, para cuantificar con precisión las características del frente de onda, y por tanto, las propiedades refractivas del ojo que está siendo examinado.

25 En una realización, dos o más rejillas están alineadas en serie en el sensor de frente de onda. Haciendo que la imagen virtual pase a través de los patrones de línea en una o más rejillas adicionales, la imagen virtual de la rejilla es modificada para mostrar menos resolución, lo que puede compensar una cámara que tiene una resolución insuficiente. Adicionalmente, añadiendo una o más rejillas, y haciendo girar las rejillas aguas abajo unas con respecto a otras, los cambios en la imagen virtual de la rejilla inicial se convierten visualmente en un movimiento giratorio, en vez de simplemente contracción y expansión, y las características del frente de onda se pueden determinar sin cambiar el tamaño de la imagen virtual.

30 La imagen virtual creada por las rejillas contiene, simultáneamente, dos conjuntos de información. El primer conjunto de información es la imagen virtual de la rejilla a partir de la cual se caracterizan las propiedades refractivas del ojo, como se ha descrito anteriormente. El segundo conjunto de información es una imagen casi completa de la pupila del ojo, que está compuesta de la luz que ha pasado intacta a través de los espacios transparentes de la rejilla, así como la luz que es reflejada desde la superficie de la pupila, la esclerótica, el limbo, y/u otras características del ojo si la iluminación adicional está dirigida a iluminar estas características. Esta imagen parece ser esencialmente la de un ojo que está siendo observado con una cuadrícula (es decir, una red de líneas horizontales y perpendiculares espaciadas uniformemente) entre el ojo y el observador.

35 Con referencia a las figs. 4 y 5, se ha mostrado una representación esquemática de un proceso para medir las características de un ojo. Un cirujano 105 (u otro doctor) mira a través de un microscopio quirúrgico 112 en el ojo 125 de un paciente. El microscopio quirúrgico 112 incluye preferiblemente ópticas binocular, o estéreo, de tal manera que incluye dos canales de visualización óptica 116, 118 (como se ha mostrado en la fig. 5). Sin embargo, se puede utilizar alternativamente un microscopio monocular. La luz visible que se refleja desde el ojo 125 del paciente se desplaza a lo largo de un trayecto 150 de luz, pasa a través de un espejo combinador 120 o dispositivo similar, y al microscopio 112, de modo que el cirujano pueda ver el ojo 125 del paciente a lo largo de los trayectos visuales 122, 124.

40 Un sensor 114 de frente de onda genera un haz de luz infrarroja y lo proyecta hacia afuera a lo largo de un trayecto 145 hacia el espejo combinador 120. Aunque el espejo combinador 120 se ha mostrado ubicado fuera del sensor 114 de

frente de onda en la representación esquemática de las figs. 4 y 5, se entiende que el espejo combinador 120 puede estar ubicado dentro del sensor 114 de frente de onda, como se ha mostrado en las figs. 1 y 2, o en cualquier otra ubicación adecuada donde se encuentran los trayectos ópticos del microscopio quirúrgico 112 y del sensor 114 de frente de onda.

5 El espejo combinador 120 es preferiblemente transparente a la luz visible pero reflectante a la luz infrarroja de modo que refleja el haz de luz infrarroja hacia el ojo 125 del paciente. El sensor 114 de frente de onda y el microscopio 112 comparten preferiblemente una abertura común a través del espejo combinador 120. Alternativamente, se puede utilizar un divisor de haz que transmite y refleja tanto una parte de la luz visible como una parte de la luz infrarroja en lugar del espejo combinador 120. Utilizar tal divisor de haz permitiría que el sensor 114 de frente de onda funcione a una longitud de onda diferente a la de la luz infrarroja, tal como a una longitud de onda en el espectro visible.

10 En otra realización, el espejo combinador 120 puede estar configurado para reflejar una parte del espectro de luz visible, permitiendo que el sensor 114 de frente de onda funcione en un rango de longitud de onda dentro del espectro visible, pero impidiendo aún que una longitud de onda particular entre en el microscopio 112. Aún en otra realización alternativa, el espejo combinador 120 puede ser un combinador de paso/reflejo estrecho, que refleja solo una longitud de onda definida de luz que tiene un rango inferior y superior, permitiendo de este modo que el sensor 114 de frente de onda funcione dentro del espectro de luz visible. El espectro de luz visible definido sería entonces bloqueado selectivamente en su retorno al microscopio 112, mientras que toda la luz por encima o por debajo de los rangos inferior y superior sería transmitida libremente.

15 El espejo combinador 120 refleja el haz de luz a lo largo del trayecto 150 hacia el ojo 125 del paciente. La luz infrarroja entra en el ojo 125 del paciente y es reflejada como un frente de onda de nuevo a lo largo del trayecto 150 de luz hacia el espejo combinador 120, que refleja el frente de onda a lo largo del trayecto 145 de luz al sensor 114 de frente de onda. El sensor 114 de frente de onda mide entonces el frente de onda utilizando el proceso descrito anteriormente, o utilizando un proceso similar. El sensor 114 de frente de onda puede tener la misma configuración y componentes que el sensor 14 de frente de onda ilustrado en la fig. 2, o puede tener una configuración alternativa y puede incluir componentes alternativos.

20 El sensor 114 de frente de onda y el microscopio 112 están cada uno enfocados preferiblemente en un punto que ocurre en el plano 135, de tal manera que un campo de visión 155 del sensor 114 de frente de onda solapa al menos parcialmente un campo de 160 del microscopio 112. Durante la medición, la visión, y/o la realización de cirugía, el ojo 125 del paciente está ubicado preferiblemente dentro de la parte de solapamiento de los campos de visión 155, 160. En una realización preferida, el sensor 114 de frente de onda y el microscopio 112 están enfocados sustancialmente en el mismo punto, de tal manera que el centro de cada campo de visión 155, 160 está ubicado aproximadamente en el mismo punto, en el mismo plano 135, preferiblemente en o cerca del centro del ojo 125 del paciente.

25 Como resultado, el cirujano 105 puede mirar a través del microscopio 112 directamente al eje visual del ojo 125 del paciente mientras el sensor 114 de frente de onda toma mediciones del ojo 125. Además, debido a que los campos de visión 155, 160 se solapan en el ojo 125 del paciente, el paciente no tiene que cambiar el ángulo de la mirada del ojo 125 del paciente en ningún momento durante los procesos de visualización y medición. Esto puede ser muy ventajoso, especialmente cuando el procedimiento quirúrgico que es realizado impide que el paciente vea claramente, o totalmente, de tal manera que es casi imposible que el paciente ajuste de forma precisa el ángulo de la mirada del ojo 125 del paciente de acuerdo con las instrucciones de un cirujano.

30 El sensor de frente de onda y el microscopio quirúrgico integrados descritos en este documento proporcionan varias ventajas. En primer lugar, permiten que un cirujano u otro doctor vea directamente el ojo de un paciente mientras el sensor de frente de onda realiza mediciones de las características refractivas u otras propiedades ópticas del ojo del paciente. Como resultado, un cirujano puede ver los resultados de una operación dada de un procedimiento quirúrgico sin tener que mover al paciente, el ojo del paciente, o el dispositivo. De hecho, el ángulo de la mirada del ojo del paciente no necesita cambiar en absoluto durante las operaciones de visualización y de medición, y la visión del cirujano puede estar alineada directamente con el eje visual del ojo del paciente, en oposición a desplazada del mismo.

35 Adicionalmente debido al número relativamente pequeño de componentes utilizados en el sensor de frente de onda, y al tamaño relativamente pequeño y al bajo peso de esos componentes, particularmente de una o más rejillas de difracción ligeras de peso u otros componentes ópticos de difracción, el dispositivo integrado puede ser muy compacto. Por consiguiente, el dispositivo integrado ligero de peso puede ser suspendido sobre un dispositivo de equilibrado, u otro mecanismo de soporte, por encima de la cabeza de un paciente que se encuentra en la posición quirúrgica de cúbito supino, mientras el cirujano visualiza el ojo del paciente a través del microscopio quirúrgico del dispositivo integrado.

40 Para mantener su tamaño compacto y flexibilidad de diseño, el dispositivo quirúrgico 10 integrado no está integrado con o unido de otro modo a un dispositivo láser refractivo o a otra herramienta quirúrgica refractiva. Así, el dispositivo quirúrgico 10 integrado es utilizado fundamentalmente con el propósito de ver y medir, mientras que una o más herramientas quirúrgicas utilizadas para realizar procedimientos correctores del ojo están físicamente separadas del dispositivo integrado. El sensor 14 de frente de onda y el microscopio quirúrgico 12 tampoco comparten preferiblemente un trayecto óptico al ojo 18 del paciente con cualesquiera otros dispositivos quirúrgicos.

Debido a que el sensor de frente de onda y el microscopio quirúrgico son preferiblemente (aunque no necesariamente) componentes separados que son unidos de manera desmontable entre sí, pueden incluir cada uno sus propios componentes ópticos, incluyendo cualesquiera lentes. Así, el sensor de frente de onda y el microscopio quirúrgico no necesitan compartir una lente, proporcionando así varias ventajas y una flexibilidad de diseño general sobre los sistemas quirúrgicos integrados que requieren que se compartan una o más lentes entre dos o más componentes ópticos.

Algunos sistemas quirúrgicos, por ejemplo, utilizan una lente óptica común para enfocar haces de luz procedentes tanto de un sensor de frente de onda como de un dispositivo láser refractivo. Compartiendo una lente de esta manera, se pierde la flexibilidad para seleccionar o diseñar la lente sólo para una única función específica, como es la capacidad de diseñar la mejor lente posible para la aplicación total del sistema. Utilizando una lente común, deben hacerse compromisos para satisfacer los requisitos de cada componente que comparte la lente.

Revestimientos antirreflectantes, por ejemplo, son comúnmente aplicados a lentes de modo que puedan funcionar de manera óptima dentro de una cierta longitud de onda. Si el láser que está siendo utilizado es de una longitud de onda diferente que el haz de iluminación del sensor de frente de onda, sin embargo, no puede seleccionarse un revestimiento antirreflectante común que funcione óptimamente para cada una de las longitudes de onda. Lo mismo es cierto para la longitud de onda del haz de iluminación del sensor de frente de onda en comparación a la de la luz visible utilizada para proporcionar visibilidad a través de un microscopio. Debido a que el dispositivo quirúrgico descrito en este documento no requiere que se comparta una lente entre el sensor de frente de onda y el microscopio quirúrgico, pueden aplicarse revestimientos antirreflectantes diferentes a las lentes de cada uno de estos componentes, permitiendo así que se seleccionen revestimientos óptimos para cada componente.

Otra desventaja de compartir una lente común entre dos o más componentes ópticos es la incapacidad para seleccionar una longitud focal óptima, o potencia, de la lente para cada componente implicado. En muchos casos, es deseable una lente de longitud focal larga en un sensor de frente de onda para proporcionar suficiente espacio de trabajo para un doctor entre el sensor de frente de onda y el paciente. Con muchos láseres extractivos, por el contrario, es deseable una lente de longitud focal más corta para enfocar más estrechamente la energía láser en un plano más corto. Un sistema que comparte una lente común para estos componentes debe comprometerse o asentarse sobre una longitud focal común, que no será óptima para uno o ambos componentes.

Adicionalmente, si un haz de iluminación de frente de onda es proyectado a través de una lente que es también utilizada como una lente de formación de imágenes para un microscopio, se produce una elevada probabilidad de "destello retrospectivo". Incluso cuando se aplica un revestimiento antirreflectante óptimo a una lente (que probablemente no pueda ser conseguido para una lente compartida por múltiples componentes, como se ha descrito anteriormente), se reflejará una cierta cantidad de luz desde la superficie de la lente cuando la luz entre en la lente. Esta luz se refleja de nuevo al sensor de frente de onda, y se ve como un destello de luz brillante minúsculo, o "destello". Este destello puede obliterar la información de frente de onda de una o más partes del ojo. Así, una característica ventajosa del dispositivo quirúrgico es que no requiere que se comparta una lente por el sensor de frente de onda y el microscopio.

Otras ventajas resultan de la naturaleza desmontable del sensor de frente de onda y microscopio quirúrgico integrados, en comparación a los dispositivos existentes que están permanentemente integrados. Por ejemplo, la opción de añadir el sensor de frente de onda compacto a un microscopio quirúrgico existente, o de mover el sensor de frente de onda de un microscopio quirúrgico a otro, o de retirar el sensor de frente de onda del microscopio quirúrgico por otra razón, tal como para reparar individualmente uno de los dispositivos, proporciona mucha flexibilidad. Puede conseguirse también un beneficio de coste, particularmente si un componente resulta defectuoso, ya que es probablemente más barato reemplazar o reparar sólo uno del sensor de frente de onda y del microscopio, que reemplazar un sistema completo integrado permanentemente.

El dispositivo quirúrgico puede ser utilizado para perfeccionar y/o mejorar una variedad de procedimientos correctores realizados sobre el ojo. En general, proporcionando la capacidad de medir las características reflectivas u otras propiedades ópticas del ojo de un paciente mientras el paciente permanece tumbado en una posición quirúrgica, pueden superarse varias de las limitaciones de sistemas existentes. A continuación se han descrito varios ejemplos de procedimientos correctores del ojo que pueden ser mejorados utilizando el dispositivo quirúrgico.

La cirugía de cataratas implica generalmente reemplazar la lente natural de un ojo después de que la lente natural haya resultado no transparente. Los métodos existentes requieren típicamente medir las dimensiones físicas del ojo con ultrasonidos, seguido por el cálculo de la potencia refractiva de la lente artificial, u otra lente de reemplazamiento, que ha de ser insertada. Debido a que la lente natural no es transparente, estas mediciones son a menudo difíciles de hacer. Adicionalmente, variaciones en la estructura del ojo que no pueden ser medidas típicamente utilizando técnicas existentes pueden degradar el cálculo.

El dispositivo quirúrgico integrado facilita la medición de la potencia refractiva del ojo antes y/o inmediatamente después de que la lente natural sea retirada, sin movimiento del paciente o del ojo del paciente, de tal forma que la potencia refractiva verdadera del ojo puede ser determinada de manera más precisa. Por ejemplo, si se determina que se necesitan 42 dioptrías de potencia para que un paciente vea claramente a una distancia predeterminada, y después

de que la lente natural es retirada el ojo tiene solamente 22 dioptrías de potencia, entonces puede determinarse fácilmente y de manera precisa que deben introducirse 20 dioptrías de potencia en el ojo a través de la nueva lente que está siendo insertada.

5 Con los sistemas existentes, una vez que la lente ha sido retirada, y el doctor desea hacer una medición de frente de onda, el paciente ha de ser movido típicamente desde la mesa de operaciones a un dispositivo de medición para hacer las mediciones refractivas. Debido a que el paciente está típicamente sedado, y puede haber una incisión en el ojo del paciente, y hay requisitos de esterilidad a mantener, no es práctico mover al paciente entre operaciones quirúrgicas. Utilizando el dispositivo quirúrgico 10 integrado, que está preferiblemente suspendido por encima de la cabeza del paciente, por el contrario, un cirujano puede ver el ojo del paciente a través del microscopio quirúrgico 12 mientras el sensor 14 de frente de onda realiza mediciones del ojo con la lente natural retirada. Por consiguiente, el paciente, así como el ojo del paciente, son capaces de permanecer inmóviles en la posición quirúrgica durante todo el proceso corrector.

15 Otro reto asociado con la cirugía de cataratas es que una vez que la lente de reemplazamiento es insertada en el ojo, la lente de reemplazamiento debe ser alineada para asegurar que está orientada y posicionada apropiadamente. Si, por ejemplo, la lente de reemplazamiento no está correctamente centrada, o si no es perpendicular al eje óptico del ojo, o si la parte cilíndrica (si se está realizando también una corrección de astigmatismo a la lente de reemplazamiento) no está orientada al eje correcto, pueden introducirse aberraciones refractivas, y el resultado quirúrgico será por ello degradado. El dispositivo quirúrgico 10 integrado permite al cirujano hacer mediciones refractivas del ojo, después de que se haya insertado la lente de reemplazamiento, que pueden ser utilizadas para guiar cualquier nuevo posicionamiento requerido de la lente de reemplazamiento.

20 Adicionalmente, durante la cirugía de cataratas, fluidos de amortiguación viscoelásticos son típicamente inyectados en el ojo para proteger las células del endotelio y otras estructuras, y deberían ser completamente retirados después de que se haya completado la cirugía. El sensor 14 de frente de onda puede ser utilizado para identificar cualesquiera cavidades (como distorsiones de onda) viscoelásticas restantes, y puede por ello ayudar al cirujano a retirar todo el fluido viscoelástico.

25 Utilizando el dispositivo quirúrgico 10 integrado, los astigmatismos pueden también ser reducidos durante el procedimiento de reemplazamiento de la lente por medios distintos de utilizar una lente de reemplazamiento con un componente cilíndrico. Por ejemplo, podrían ajustarse la ubicación y tamaño de cualquier entrada enrollada, podría ajustarse la posición de una incisión de paracentesis, como podrían hacerse cualesquiera cortes adicionales en láminas, radiales o arqueados todo ello mientras el cirujano recibe realimentación procedente del sensor 14 de frente de onda que puede guiar las correcciones hechas durante el procedimiento.

30 Adicionalmente, si una lente de reemplazamiento es dañada durante la inserción, debido a un exceso de tensión durante la aprehensión, incisiones y cortes en la superficie de la lente, o daño en las hápticas de centrado, las mediciones de frente de onda hechas después de la inserción pueden identificar el daño. Consecuentemente, la lente de reemplazamiento puede ser reemplazada o reparada antes de que la membrana que contenía previamente la lente natural se contraiga y apriete sobre la lente de reemplazamiento.

35 Un proceso de introducir incisiones de relajación en distintas ubicaciones del ojo, que hace que la córnea se aplane en direcciones predecibles, es a menudo utilizado para eliminar el astigmatismo de la córnea. Tal procedimiento es a menudo realizado al final de la cirugía de cataratas, por ejemplo, para eliminar un astigmatismo que ha sido inducido por la incisión principal de la catarata, o que había existido previamente. La cantidad de aplanamiento varía generalmente de paciente a paciente, sin embargo, y es por ello muy difícil predecir de manera precisa. Utilizando el dispositivo quirúrgico 10 integrado, el sensor 14 de frente de onda puede realizar mediciones durante el procedimiento quirúrgico para guiar la posición, profundidad, y longitud de las incisiones hechas por el cirujano para conseguir los resultados deseados.

40 La cirugía de trasplante de córnea, en la que una pequeña parte central, típicamente de 8 a 10 mm de diámetro, de la córnea es cortada del ojo de un donador e insertada en un agujero cortado de tamaño correspondiente en una córnea del receptor, puede también ser mejorada utilizando el dispositivo quirúrgico 10 integrado. Durante el posicionamiento y sutura del tejido de la córnea del donador en la córnea del receptor, los errores refractivos son típicamente difíciles de medir. Pueden introducirse errores refractivos si, por ejemplo, el tejido de la córnea del donador no está centrado, girado u orientados de manera apropiada en la córnea del receptor, o si las suturas están demasiado apretadas, demasiado sueltas, o no se han apretado de manera uniforme. Si el ojo del receptor es medido después de que el proceso de curación se haya completado, los errores retroactivos son difíciles, si no imposibles, de corregir.

45 Utilizando el dispositivo quirúrgico 10 integrado un cirujano puede medir cambios refractivos en el ojo mientras coloca y sutura el injerto del donador. De hecho, el receptor puede permanecer tumbado sobre la mesa de operaciones, y el cirujano puede mirar directamente en el eje visual del ojo del receptor, mientras se están tomando las mediciones refractivas. Consecuentemente, el receptor no necesita ser movido en ningún momento durante el procedimiento de trasplante. Adicionalmente, la córnea del donador puede ser medida por el sensor de frente de onda para situar su eje óptico para ayudar con un mejor corte y/o colocación de la córnea.

El dispositivo quirúrgico 10 integrado puede ser también utilizado para mejorar la cirugía refractiva de LASIK (Queratomileusis Asistida In Situ con Láser), u otros procedimientos quirúrgicos asistidos con láser. Distintas variaciones de cirugía de visión con láser requieren que un colgajo sea cortado de la superficie de la córnea para exponer el estroma de la córnea al tratamiento con láser. El láser vuelve a dar forma al estroma a un contorno deseado, después de lo cual el colgajo es reemplazado sobre el estroma al que se le ha dado una nueva forma. Si el colgajo no es vuelto a posicionar de manera precisa en su ubicación original, si queda atrapada materia extraña dentro del colgajo, si se introduce una arruga durante el nuevo posicionamiento, y/o si ocurren errores de nuevo posicionamiento de un receptor o de otro tipo, entonces el resultado visual del procedimiento será degradado. El dispositivo quirúrgico 10 integrado permite que un cirujano mida las propiedades refractivas u ópticas del ojo mientras el cirujano observa directamente el ojo, y mientras el colgajo está siendo vuelto a posicionar, de modo que cualesquiera errores de posicionamiento u otros problemas pueden ser corregidos rápidamente.

El dispositivo quirúrgico 10 integrado puede también ser utilizado durante el procedimiento de Queratoplastia Conductora ("CK"). La CK es un procedimiento quirúrgico refractivo en el que impulsos de energía muy localizados, tales como impulsos de calor o impulsos de radiofrecuencia, son aplicados al colágeno o estroma de la córnea para volver a dar forma a la córnea para corregir errores refractivos, particularmente la hipermetropía. Los métodos actuales requieren típicamente que el ojo sea medido con un dispositivo refractivo convencional, que proporciona información relativa a cuántos impulsos de energía se requieren para volver a dar forma a la córnea según se desee e identifica qué regiones de la córnea deberían recibir impulsos. El paciente es a continuación movido a una ubicación quirúrgica donde los impulsos de energía, típicamente 8 o más, son aplicados a la córnea, después de lo cual el paciente es movido de nuevo al dispositivo de medición de manera que el ojo pueda ser vuelto a medir.

El resultado de tal procedimiento es generalmente el resultado de una mejor predicción, y el resultado real es raramente exacto como se desea debido a la variabilidad en la respuesta de cada córnea individual. Si la córnea es corregida de manera deficiente, pueden añadirse más impulsos posteriormente, pero si la córnea es corregida en exceso, es difícil, y algunas veces imposible, invertir la corrección en exceso.

Utilizando el dispositivo quirúrgico 10 integrado, el estado refractivo del ojo puede ser medido después de que se haya aplicado cada impulso (preferiblemente después de que se haya aplicado un cierto número mínimo de impulsos, por ejemplo, después de que se hayan aplicado 6 impulsos, ya que una corrección completa no ocurrirá típicamente hasta que se haya aplicado al menos un cierto número de impulsos mínimo), y el cirujano puede por ello hacer correcciones guiadas durante el procedimiento quirúrgico. El cirujano puede, por ejemplo, alterar la posición, tamaño, cantidad, y/o energía de los impulsos aplicados si las mediciones tomadas entre impulsos sucesivos dictan que deberían adoptarse tales operaciones. Adicionalmente, la colocación de los impulsos es críticamente importante, y el sensor de frente de onda puede ser utilizado para ayudar a guiar la colocación de cada impulso de energía.

Un procedimiento para posicionar un incrustación en una córnea a lo largo del eje visual del ojo puede ser también ayudado utilizando el dispositivo quirúrgico 10 integral. En tal procedimiento, después de que se haya creado un colgajo sobre la córnea, bien mediante un procedimiento LASIK u otro procedimiento, un disco opaco o estructura similar con una pequeña abertura central es colocado en la córnea y atrapado dentro del colgajo. El disco insertado crea el efecto de una menor abertura, dando como resultado que se aumenta la profundidad de visión del ojo. Es, sin embargo, extremadamente difícil centrar en disco alrededor del eje visual del ojo. Utilizando el dispositivo quirúrgico 10 integrado, el sensor 14 de frente de onda puede realizar mediciones para determinar la ubicación exacta del eje visual del ojo mientras el cirujano ve directamente el ojo, lo que ayuda al cirujano a posicionar exactamente el disco en la ubicación central apropiada.

En una realización alternativa, la abertura central de incrustación comeal puede ser cortada en la incrustación mediante el láser después de que haya sido colocada en el ojo. En tal caso, las mediciones precisas del sensor de frente de onda, acopladas con el control preciso de la colocación del láser, pueden dar como resultado una posición de apertura más exacta que si fuera posicionada manualmente.

El dispositivo quirúrgico 10 integrado puede ser también utilizado para controlar la distorsión comeal durante la colocación de insertos en la forma. En el caso de miopía, por ejemplo, la córnea está demasiado inclinada y debe ser aplanada. En un procedimiento típico de corrección, se cortan rebanadas en la córnea, después de lo cual se deslizan tiras curvadas, delgadas en el estroma de la córnea para ejercer una fuerza de resistencia sobre la córnea que aplane la córnea. Utilizando el dispositivo quirúrgico 10 integrado, el sensor 14 de frente de onda puede realizar mediciones del ojo mientras el doctor ve directamente del ojo, permitiendo que el doctor vigile el grado de aplanamiento y ajuste la mitad del proceso (por ejemplo añadir más insertos o diferentes insertos).

El dispositivo quirúrgico 10 integrado puede ser utilizado además para medir y ver el ojo durante un procedimiento para ajustar la tensión del músculo ciliar y/o el proceso ciliar del ojo. En un procedimiento típico de tensado ciliar, se insertan anillos u otros dispositivos en la esclerótica justo más allá del limbo del ojo para ejercer una fuerza de tracción radialmente hacia fuera sobre el músculo ciliar. El objetivo de este procedimiento es expandir el diámetro relajado del músculo ciliar, lo que a su vez proporciona una tensión añadida en el músculo ciliar y elimina algo del aflojamiento que se ha desarrollado en él a lo largo de los años. Utilizando el dispositivo quirúrgico 10 integrado, el sensor 14 de frente de onda puede hacer mediciones del ojo mientras el procedimiento de tensado está siendo realizado bajo el microscopio

quirúrgico 12, guiando así la cantidad de tensado requerido para conseguir los resultados deseados.

Otro procedimiento corrector implica retirar tejido de la córnea, mediante corte en rebanadas mecánico u otro método, para modificar la forma de la córnea. En una realización de retirada mecánica del tejido, se hace una incisión en el lado de la córnea para proporcionar una división en el estroma de la córnea. Un dispositivo somero en forma de cuchara es guiado a continuación a la división, y se utiliza una cuchilla para retirar tejido por debajo del plano del borde de la cuchara, dando como resultado un menor grosor del tejido corneal centralmente que periféricamente, y así, el aplanamiento de la córnea (es decir, reducción de miopía). Utilizando el dispositivo quirúrgico 10 integrado, el sensor 14 de frente de onda puede realizar mediciones durante el procedimiento quirúrgico para guiar el proceso y ayudar al cirujano a determinar cuánto tejido, y en qué lugares, debería ser retirado.

La lente natural del ojo puede también ser modificada para corregir defectos en la lente natural. Algunos defectos que pueden ocurrir a lo largo del tiempo incluyen pequeñas opacidades, formación de proteínas, y aumento de tamaño en la lente. Un método para modificar la lente natural implica retirar tejido de la lente para corregir pérdida de visión asociada con estos y otros defectos. Incluso una pequeña cantidad de retirada de material, sin embargo, puede dar como resultado un gran cambio en la refracción. Utilizando el dispositivo quirúrgico 10 integrado, el sensor 14 de frente de onda puede realizar mediciones durante el procedimiento quirúrgico para guiar el proceso y ayudar al cirujano a determinar cuánto tejido de lente, y en que ubicaciones, debería ser retirado.

Las propiedades ópticas de la lente natural pueden también ser modificadas introduciendo sustancias químicas, o cambiando los niveles de azúcar en sangre, en un sistema de un paciente. Utilizar el dispositivo quirúrgico 10 integrado durante tal procedimiento permite al cirujano medir la cantidad de cambio resultante de la introducción de una o más sustancias químicas, lo que puede ayudar al cirujano a conseguir un resultado deseado.

El dispositivo quirúrgico 10 integrado puede ser también utilizado para ayudar a controlar o influir en la forma resultante de una lente que es inyectada en el ojo como un líquido y que cura a un sólido. Tal lente es comúnmente denominada como una lente de "forma en la bolsa". Se requiere una precisión extrema para conseguir la forma resultante deseada de la lente utilizando tal procedimiento. Durante el periodo de tiempo en que el material cambia de líquido a sólido, la forma y el índice de refracción de la lente pueden ser manipulados. Utilizar el dispositivo quirúrgico 10 integrado permite que un cirujano mire a través del microscopio 12 para obtener datos de frente de onda acerca de la lente cuando está siendo formada de modo que puedan hacerse correcciones en curso apropiadas durante el proceso de curado.

Se han hecho avances en la capacidad para modificar o sintonizar las características de una lente artificial después de que la lente ha sido insertada en un ojo y el ojo ha curado. Utilizando el dispositivo quirúrgico 10 integrado, un cirujano que visiona el ojo a través del microscopio 12 puede hacer modificaciones en la lente artificial mientras el sensor 14 de frente de onda realiza mediciones que pueden guiar el procedimiento.

Hay disponibles varias lentes que pueden ser insertadas en el ojo, mientras la lente natural permanecer en su sitio, para modificar las características retroactivas del ojo. La correcta colocación de tal lente es crítica para conseguir un resultado deseado. El dispositivo quirúrgico 10 integrado permite que un cirujano vea el ojo mientras está haciendo mediciones de frente de onda, lo que ayuda al cirujano a seleccionar una lente apropiada y a posicionar la lente en la ubicación central correcta a lo largo del eje visual del ojo. Adicionalmente, el dispositivo quirúrgico 10 integrado puede verificar el éxito o fallo total del procedimiento, lo que permite al cirujano hacer ajustes, mientras el paciente permanece en la mesa de operaciones, si el resultado no es ideal. Esto no solamente mejora la eficiencia, sino que también permite el nuevo acceso a una incisión antes de que haya curado, de tal modo que no se requiere una nueva incisión para hacer correcciones después de un resultado no ideal.

Otro procedimiento corrector implica añadir material a la córnea, medir el estado refractivo resultante del ojo, y luego eliminar una parte del material insertado para conseguir un resultado deseado. El sensor 14 de frente de onda del dispositivo quirúrgico 10 integrado puede ser utilizado para medir el ojo antes del procedimiento para ayudar a determinar una cantidad mínima de material a añadir, y también puede ser utilizado para medir el ojo después de que se haya insertado el material. El sensor 14 de frente de onda puede ser utilizado a continuación para medir el ojo en distintos puntos del procedimiento, lo que es realizado bajo el microscopio quirúrgico 12, para asegurar que se ha retirado la cantidad correcta de material.

Durante muchos procedimientos existentes, un ojo de un paciente es medido con un sensor de frente de onda en una primera ubicación, se calcula y/o se planifica un tratamiento basándose en las mediciones, y el paciente es a continuación movido a una segunda ubicación donde se realiza el tratamiento real. Típicamente, el ojo es medido mientras el paciente está sentado en posición erecta, pero el tratamiento es realizado mientras el paciente se encuentra mirando hacia arriba en una posición de cúbito supino. Cuando el paciente se mueve desde la posición erecta a la posición supina, los ojos del paciente giran, o "hacen torsión cíclicamente". Para compensar esta torsión cíclica, se colocan típicamente marcas de tinte en el ojo mientras el paciente está en la posición erecta de modo que la cantidad de torsión cíclica puede ser medida. Utilizando el dispositivo quirúrgico 10 integrado, pueden hacerse mediciones de frente de onda mientras el paciente se encuentra en la posición supina, con la torsión cíclica presente, y mientras el doctor está visualizando el ojo. Consecuentemente, no se requiere la operación intermedia de marcar la córnea y compensar la rotación. La eliminación de esta operación mejora la eficiencia del proceso, y la precisión de la orientación de la

coincidencia del frente de onda con el ojo es mejorada.

5 Aunque se han descrito en este documento varios procedimientos correctores, se comprende que el dispositivo quirúrgico 10 integrado puede ser utilizado para mejorar cualquier procedimiento de corrección de visión proporcionando a un cirujano la capacidad de ver el ojo simultáneamente con la realización de mediciones de frente de onda del ojo. Así, el cirujano puede hacer mediciones de frente de onda mientras el paciente permanece tumbado en la posición quirúrgica, y puede desde luego hacer ajustes a mitad de un procedimiento sin tener que mover al paciente entre operaciones quirúrgicas.

10 Aunque se han mostrado y descrito varias realizaciones, pueden hacerse desde luego distintos cambios y sustituciones, sin salir del marco de la invención. El sensor 14 de frente de onda, por ejemplo, podría incluir un número mayor o menor de componentes dispuestos en una configuración concebible. La invención, por ello, no debería estar limitada, excepto por las siguientes reivindicaciones y sus equivalentes.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo (10) para medir propiedades de un ojo (18), comprendiendo el dispositivo (10):
- 5 un microscopio quirúrgico (12), un sensor (14) de frente de onda para realizar mediciones refractivas del ojo (18), estando el sensor (14) de frente de onda unido al microscopio quirúrgico (12) para formar un dispositivo quirúrgico (10) integrado, incluyendo el sensor (14) de frente de onda, una fuente de luz (40) para crear un haz de luz infrarroja, un espejo combinador (46) al menos un elemento óptico de difracción (56, 58), y un sensor (60) para capturar imágenes del ojo; definiendo el espejo combinador (46) una abertura común para el sensor y el microscopio quirúrgico; en donde el espejo combinador (46) está posicionado, en un trayecto óptico del sensor (14) de frente de onda y del microscopio quirúrgico (12); estando adaptado el espejo combinador (46)
- 10 - para recibir el haz de luz infrarroja procedente de la fuente de luz (40) del sensor y para reflejar el haz de luz infrarroja al ojo;
- recibir luz visible e infrarroja reflejada desde el ojo (18); y
- transmitir la luz visible hacia el microscopio quirúrgico (12), y
 - reflejar la luz infrarroja a los elementos ópticos de difracción (56, 58) y al sensor (60),
- 15 caracterizado por que el dispositivo quirúrgico (10) integrado no está integrado con una herramienta quirúrgica utilizada para realizar procedimientos correctores del ojo.
2. El dispositivo (10) según la reivindicación 1, en donde el sensor (14) de frente de onda está adaptado para unirse de manera desmontable al microscopio quirúrgico (12).
3. El dispositivo (10) según la reivindicación 1 o 2, en donde el sensor (14) de frente de onda comprende uno o más sujetadores para unir de manera desmontable el sensor (14) de frente de onda al microscopio quirúrgico (12).
- 20 4. El dispositivo (10) según la reivindicación 3, en donde uno o más sujetadores comprenden tornillos, pernos, pasadores, o abrazaderas.
5. El dispositivo (10) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en donde el dispositivo quirúrgico (10) integrado comprende un mecanismo de equilibrado para suspender el dispositivo (10) sobre la cabeza de un paciente.
- 25 6. El dispositivo (10) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en donde el sensor (14) de frente de onda está acoplado con el microscopio quirúrgico (12) de tal manera que el campo de visión del sensor (14) de frente de onda está alineado ópticamente con el campo de visión del microscopio quirúrgico (12).
7. El dispositivo (10) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en donde el sensor (14) de frente de onda está acoplado con el microscopio quirúrgico (12), y en donde el sensor (14) de frente de onda no comparte una lente con el microscopio quirúrgico (12).
- 30 8. El dispositivo (10) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, en donde el sensor (14) de frente de onda está acoplado con el microscopio quirúrgico (12), y en donde el ojo (18) puede ser simultáneamente observado mediante el microscopio quirúrgico (12) y medido mediante el sensor (14) de frente de onda.
9. El dispositivo (10) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, en donde el sensor (14) de frente de onda comprende un sensor en comunicación con un ordenador para analizar la luz infrarroja y determinar las mediciones refractivas del ojo (18).
- 35

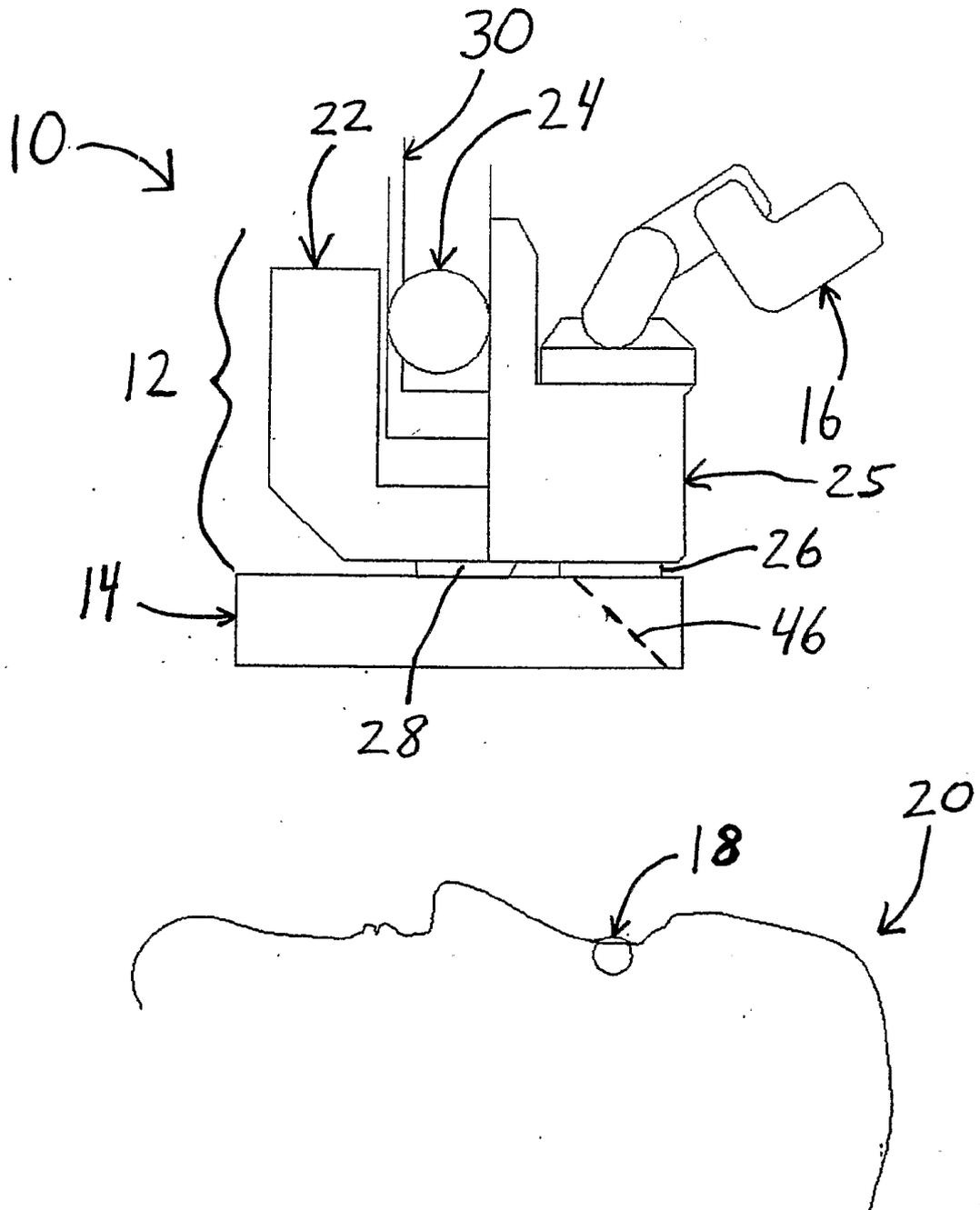


FIG. 1

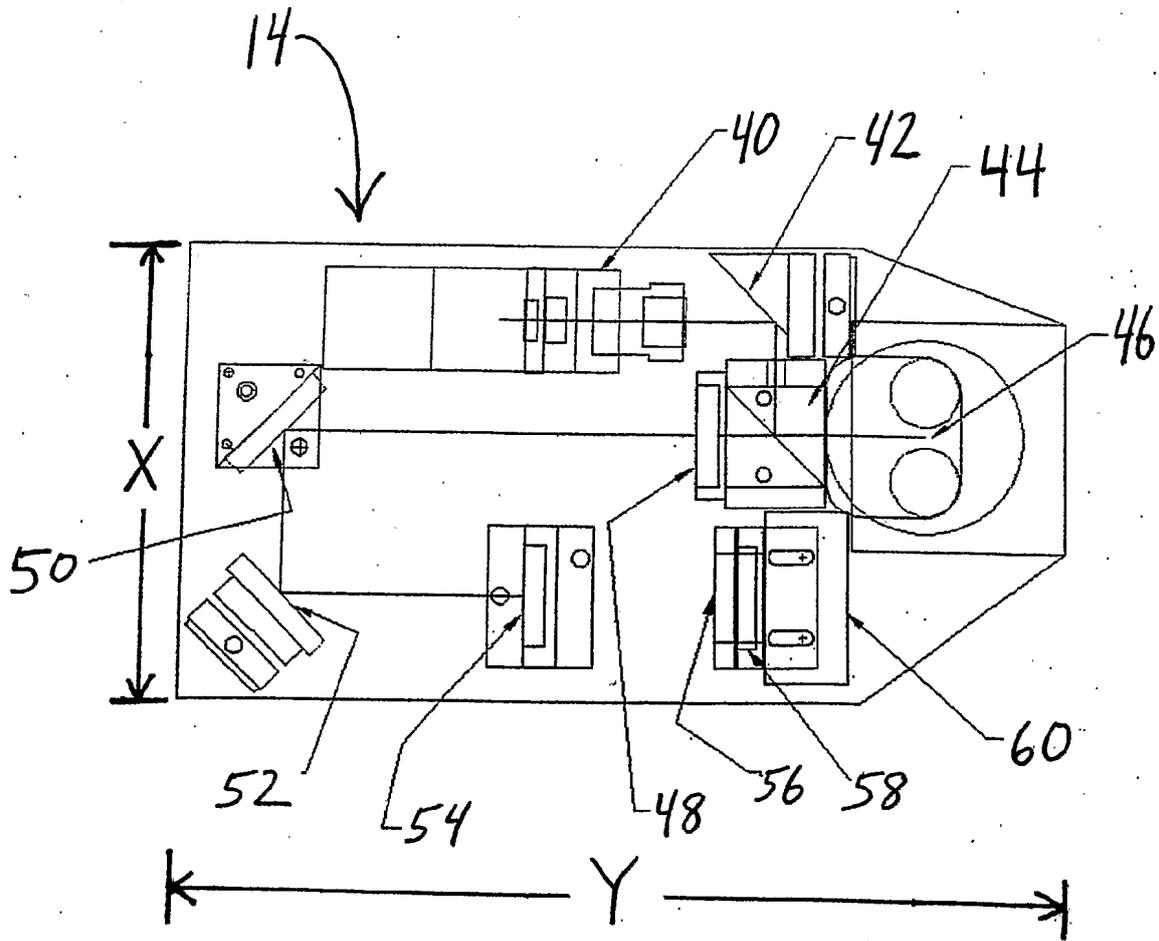


FIG. 2

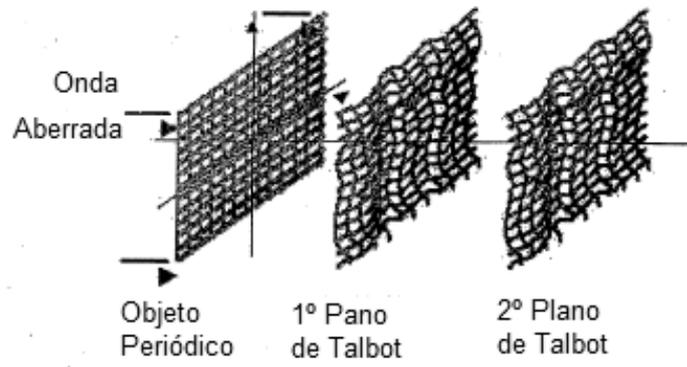


FIG. 3

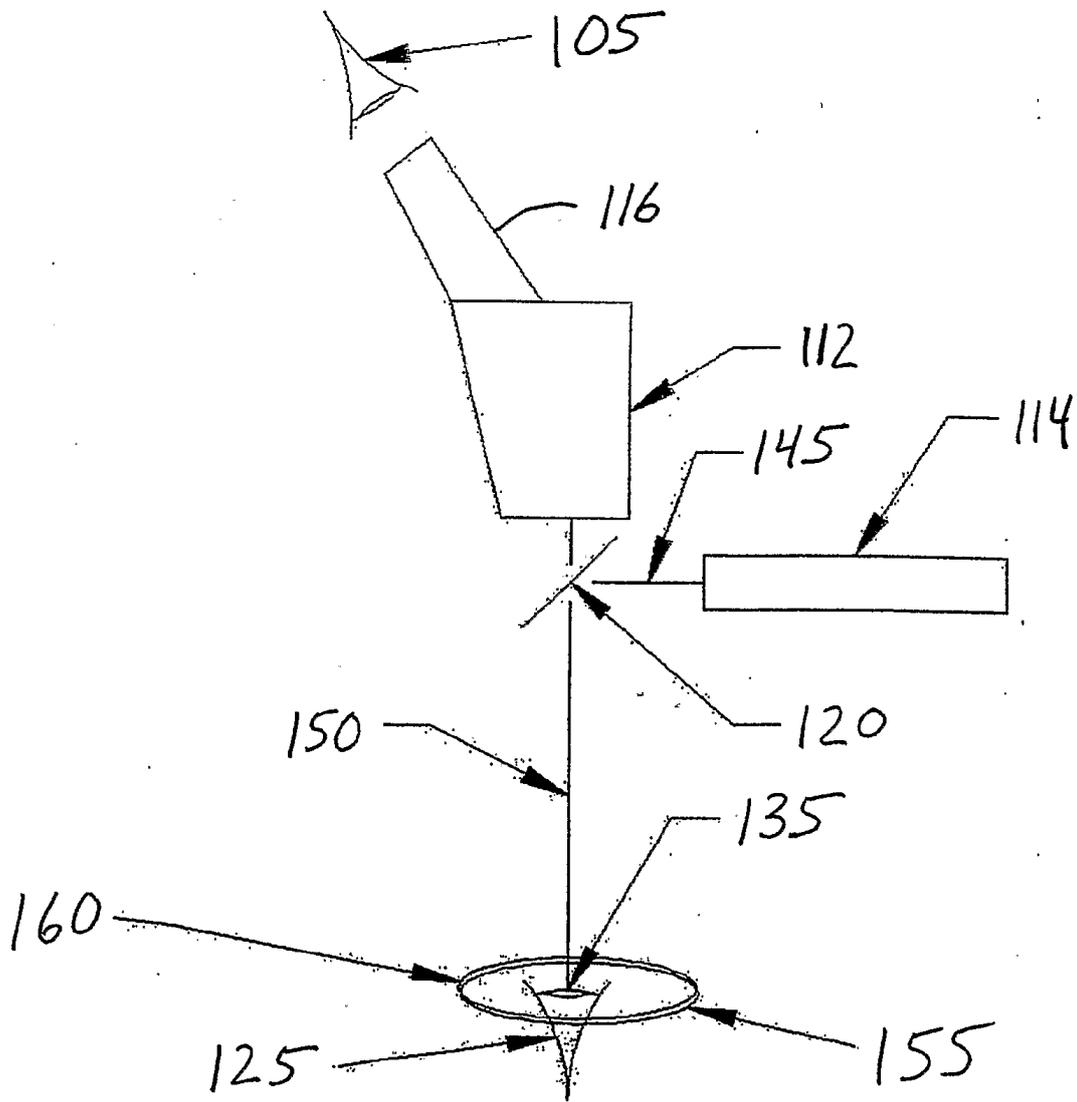


FIG. 4

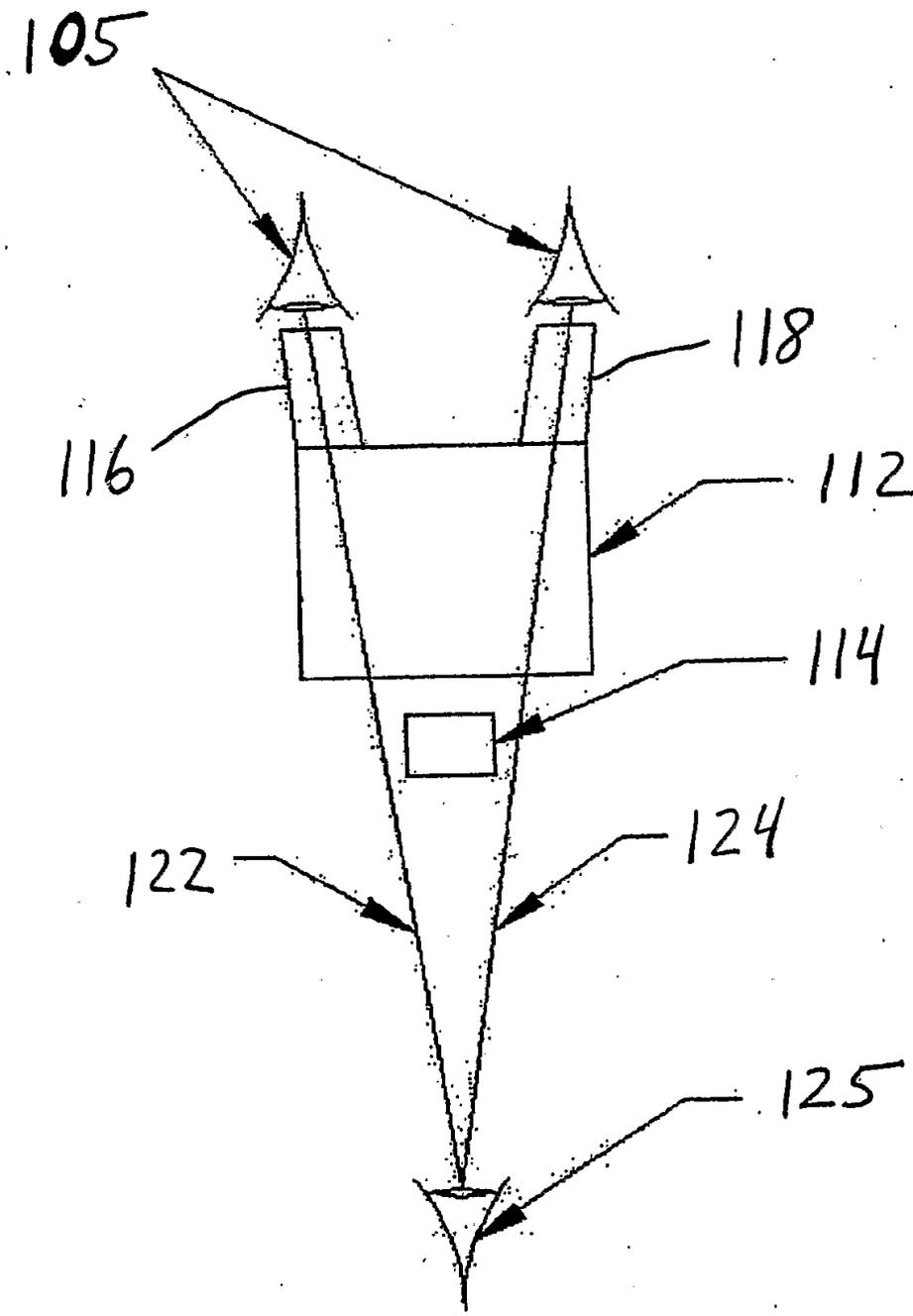


FIG. 5