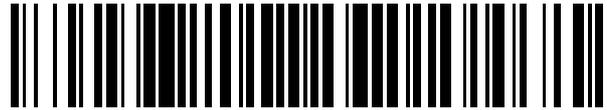


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 523 429**

51 Int. Cl.:

A61B 3/103 (2006.01)
A61B 19/00 (2006.01)
A61B 3/10 (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 05737636 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.08.2014 EP 1737372**

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

30 Prioridad:

20.04.2004 US 563727 P

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

25.11.2014

73 Titular/es:

**WAVETEC VISION SYSTEMS, INC. (100.0%)
66 ARGONAUT NO. 170
ALISO VIEJO, CA 92656, US**

72 Inventor/es:

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

74 Agente/Representante:

LLAGOSTERA SOTO, María Del Carmen

ES 2 523 429 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

ANTECEDENTES

La cirugía refractiva y otros procedimientos correctivos se realizan comúnmente en el ojo humano. Durante un procedimiento quirúrgico refractivo, la calidad de refracción del ojo se altera. Habitualmente, el objetivo de la cirugía de refracción es corregir una condición defectuosa de refracción del ojo, sin disminuir la calidad de refracción global del ojo. En algunos casos, el objetivo es mejorar realmente la calidad de refracción global del ojo.

Habitualmente se toman mediciones de refracción con foróptoros, paquímetros, topógrafos corneales, autorefractómetros, queratómetros, y/o sensores de frente de onda. Entre estos dispositivos, generalmente los sensores de frente de onda proporcionan los mayores detalles acerca de la condición de refracción, y la información adicional relacionada con el ojo. Los sensores de frente de onda generalmente son dispositivos independientes que operan en áreas relativamente grandes dedicadas a la utilización de los sensores de frente de onda. En la mayoría de los sensores de frente de onda existentes, el ojo del paciente se mide mientras el paciente se encuentra en una posición sentada.

Muchos métodos de realización de cirugía refractiva del ojo requieren la medición pre-operativa de la calidad de refracción del ojo de un paciente utilizando un sensor de frente de onda u otro dispositivo de medición. Esta información de calidad refractiva se utiliza para planificar un procedimiento quirúrgico refractivo detallado. Habitualmente, a continuación se traslada al paciente desde la ubicación del sensor de frente de onda a una zona quirúrgica, donde el paciente se coloca en decúbito supino en la "posición quirúrgica". Durante el procedimiento quirúrgico refractivo, el cirujano puede ver el ojo del paciente a través de un microscopio quirúrgico u otro dispositivo de visualización, que habitualmente está suspendido por encima de la cabeza del paciente a través de un

mecanismo de equilibrio u otro dispositivo similar. Una vez que se ha completado el procedimiento quirúrgico refractivo, habitualmente se vuelve a trasladar al paciente a la ubicación del sensor de frente de onda, y se mide el ojo para determinar el resultado de la cirugía.

- 5 Aunque la medición de la calidad de refracción del ojo una vez que se ha realizado la cirugía refractiva proporciona una cuantificación de los resultados de la cirugía, no permite modificaciones en la cirugía que se realiza mientras el paciente permanece en la posición quirúrgica. Si el resultado no es ideal, el paciente puede ser trasladado a la zona quirúrgica para un re-tratamiento, pero en muchos casos un re-tratamiento puede no ser
- 10 tan eficaz como si el procedimiento se hubiera realizado para producir un resultado ideal la primera vez antes de que el paciente fuera trasladado desde la posición quirúrgica. Además, mover a un paciente fuera de la zona quirúrgica estéril con finalidades de diagnóstico, y a continuación trasladarlo de nuevo a la zona quirúrgica, puede resultar problemático.
- 15 Si la calidad de refracción del ojo se pudiera medir en varias ocasiones a medida que se va realizando la cirugía, sin mover al paciente, el cirujano tendría la oportunidad de juzgar si el procedimiento está produciendo los resultados deseados al ritmo previsto, y sería capaz de realizar ajustes o correcciones de rumbo a medida que avanza el procedimiento con el fin de mejorar la probabilidad de lograr el resultado deseado. Desafortunadamente, los
- 20 sensores de frente de onda existentes y otros dispositivos de medición son en general relativamente grandes y pesados, lo cual los convierte en impracticables o imposibles de suspender por encima de la cabeza de un paciente durante la cirugía. Como resultado, debe trasladarse físicamente al paciente entre los procedimientos de medición de frente de onda y los procedimientos de corrección quirúrgicos que normalmente se llevan a cabo bajo un
- 25 microscopio quirúrgico.

Aunque se han llevado a cabo intentos para integrar un microscopio en un dispositivo de tratamiento y medición integral, normalmente dichos dispositivos son muy voluminosos, pesados y engorrosos, de tal manera que desde el punto de vista práctico no pueden ser suspendidos por encima de un paciente acostado en la posición quirúrgica. Habitualmente, estos dispositivos también incluyen lentes compartidas y otros componentes ópticos. El intercambio de componentes ópticos de esta manera generalmente oscurece la calidad general de las mediciones que se producen, ya que normalmente cada componente de dispositivo tiene su propio conjunto de requisitos ópticos que no pueden ser satisfechos cada uno de manera óptima utilizando lentes compartidas, etc. Por lo tanto, existe la necesidad de un dispositivo mejorado para medir y evaluar propiedades refractivas y otras características de un ojo.

WO 2004/093663 A describe un dispositivo quirúrgico para medir las propiedades de un ojo, que comprende: un microscopio quirúrgico que proporciona un primer campo de visión; y un sensor de frente de onda alineado ópticamente con el microscopio quirúrgico y que proporciona un segundo campo de visión, en el que el primer campo de visión se sobrepone por lo menos parcialmente con el primer campo de visión.

RESUMEN DE LA INVENCION

De acuerdo con la presente invención, se proporciona un dispositivo quirúrgico para medir las propiedades de un ojo tal como se reivindica en la reivindicación 1. Las reivindicaciones dependientes muestran algunos ejemplos de dicho dispositivo quirúrgico.

Un sensor de frente de onda está integrado con un microscopio quirúrgico para permitir que un médico 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

alineado ópticamente con un microscopio quirúrgico de tal manera que sus campos de visión se solapan al menos parcialmente. La inclusión opcional de componentes ópticos ligeros y compactos de difracción en el sensor de frente de onda permite que el dispositivo integrado esté soportado en un mecanismo de equilibrio sobre la cabeza de un paciente
5 durante un procedimiento quirúrgico. Como resultado, se elimina la necesidad de repositionar el dispositivo y/o el paciente entre la medición de las propiedades ópticas del ojo y la realización de procedimientos quirúrgicos en el ojo.

Otras características y ventajas de la invención aparecerán más adelante.

10 **BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS**

En los dibujos, en los que el mismo número de referencia indica el mismo elemento en las distintas vistas:

La Fig. 1 es una vista lateral de un sensor de frente de onda y microscopio quirúrgico integrado posicionado sobre la cabeza de un paciente.

15 La Fig. 2 es una vista superior de los componentes internos de un sensor de frente de onda (con la tapa 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 producida en el primer y el segundo plano de Talbot de la rejilla.

20 La Fig. 4 es un diagrama esquemático en vista lateral que ilustra el funcionamiento de un sensor de frente de onda y microscopio quirúrgico integrado 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 integrado ilustrado en la Fig. 4.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LOS DIBUJOS

5 A continuación se describirán diversas realizaciones de la invención. La siguiente descripción proporciona detalles específicos para una comprensión completa y una descripción aclaradora de estas realizaciones. Un experto en la técnica entenderá, sin embargo, que la invención puede ponerse en práctica sin muchos de estos detalles. Además, algunas estructuras o funciones bien conocidas no pueden ser mostradas o
10 descritas en detalle para evitar oscurecer innecesariamente la descripción correspondiente de las diversas realizaciones.

La terminología utilizada en la descripción que se presenta a continuación está destinada a ser interpretada en su forma razonable más amplia, a pesar de que se utiliza en conjunción con una descripción detallada de ciertas realizaciones específicas de la invención. Incluso
15 puede hacerse hincapié en algunas condiciones a continuación; sin embargo, cualquier terminología destinada a ser interpretada de cualquier forma restringida se definirá abierta y específicamente como tal en esta sección de descripción detallada.

En referencia a la Fig. 1, un dispositivo quirúrgico 10 incluye un microscopio quirúrgico 12, u otro dispositivo de visualización adecuado, unido a un sensor de frente de onda 14, u
20 otro dispositivo de medición. El microscopio quirúrgico 12 incluye un ocular 16, u otro mecanismo de visualización, que incluye uno o más canales ópticos, cada uno de los cuales tiene una o más lentes ópticas en el mismo. El ocular 16 es preferiblemente binocular, o estéreo, ya que incluye dos canales ópticos para permitir que un médico vea un ojo 18 de un paciente 20 utilizando los dos ojos del médico (tal como se aprecia mejor

en la Fig. 5). A pesar de que se puede utilizar un ocular monocular como alternativa, un ocular binocular es generalmente la opción preferida, ya que proporciona una visión de mayor calidad y más completa para el médico.

El microscopio quirúrgico 12 preferentemente incluye además una fuente de luz 22 para proporcionar luz visible en la vía óptica del ocular 16, un botón de enfoque 24 para ajustar el enfoque del microscopio 12, y una lente de objetivo 26, u otro objetivo adecuado, para enfocar los rayos de luz. En una realización, la lente de objetivo 26 se enrosca en el microscopio 12 a través de roscas internas en la lente 26 que coinciden con las roscas externas en una estructura 25 del microscopio 12.

El sensor de frente de onda 14 puede estar unido al microscopio 12 de cualquier manera adecuada, y preferiblemente está unido de manera separable al microscopio 12. Por ejemplo, la lente del objetivo 26 puede ser retirada del microscopio 12, y el sensor de frente de onda 14, que preferiblemente incluye una parte de fijación con rosca interior que coincide con las roscas exteriores de la estructura del microscopio 25, se puede enroscar en la rosca externa del microscopio 12. A continuación se puede enroscar la lente del objetivo 26 de nuevo en las roscas externas por debajo de la parte de fijación del sensor de frente de onda 14. Se puede incluir uno o más elementos de fijación 28 opcionalmente para fijar mejor (o como alternativa) el sensor de frente de onda 14 al microscopio 12. El sensor de frente de onda 14 puede, como alternativa, estar unido al microscopio a través de tornillos, pernos, pasadores, abrazaderas, adhesivos, o cualquier otro elemento de fijación o medio de fijación adecuado.

En referencia a la Fig. 2, se ilustra el interior de una realización de un sensor de frente de onda 14. El sensor de frente de onda 14 incluye una fuente de láser 40, u otra fuente de luz, para crear un haz de luz, preferiblemente una luz infrarroja. Durante el funcionamiento, el haz de luz infrarroja es dirigido preferiblemente por un espejo 42 hacia

un divisor de haz 44 u otro dispositivo adecuado. Un elemento de intercambio de abertura, tal como un espejo combinador 46 (que se muestra en línea discontinua en la Fig. 1), un divisor de haz, u otro dispositivo similar, refleja el haz de luz infrarroja hacia abajo en el ojo 18 del paciente 20. El espejo combinador 46 refleja preferentemente luz infrarroja durante la transmisión de la luz visible, de manera que un médico pueda ver el ojo del paciente 18 mientras mira por el espejo combinador 46. Como alternativa, el espejo combinador 46 puede estar configurado para reflejar una parte del espectro de luz visible, y/o para transmitir una parte del espectro de luz infrarroja, tal como se describe a continuación.

Una vez que el haz de luz infrarroja penetra en el ojo 18, se refleja, 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 de haz 44 hacia una primera lente 48. La primera lente 48 transfiere el haz de luz infrarroja desde 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 retícula o rejilla 56. Los espejos 42, 50, 52 se incluyen opcionalmente en el sensor de frente de onda 14 para re-dirigir el haz de luz con el fin de mantenerlo dentro de un área compacta, lo que facilita la minimización del tamaño global y la longitud del sensor de frente de onda 14. Puede incluirse un número mayor o menor de espejos en el sensor de frente de onda 14.

El haz de luz es difractado por la primera rejilla 56, tal como se describe en detalle a continuación, y se desplaza preferentemente a través de otro componente óptico de difracción, tal como una segunda rejilla 58, que difracta aún más el haz de luz y crea una imagen final del frente de onda reflejado desde el ojo 18. A continuación, una cámara 60, y/u otro detector o sensor de luz, tal como una cámara CCD u otro dispositivo adecuado, captura, registra, y/o detecta la imagen final del ojo 18 y la convierte en un formato legible

por ordenador. Seguidamente, un ordenador puede medir y analizar los datos para cuantificar las características del frente de onda, y por lo tanto, las propiedades de refracción del ojo que se examina.

Lógicamente, el sensor de frente de onda 14 puede incluir un mayor o menor número de componentes para satisfacer los requisitos de un sistema determinado. Por ejemplo, en el sensor de frente de onda 14 puede incluirse un mayor o menor número de rejillas de difracción o lentes ópticas. Además, se pueden incluir componentes ópticos adicionales, tales como una lente de cámara, opcionalmente entre la segunda rejilla de refracción 58 y la cámara 60. Por lo tanto, la configuración específica del sensor de frente de onda se ilustra en la Fig. 2 es sólo un ejemplo de una configuración del sensor de frente de onda adecuado.

Debido a que el sensor de frente de onda 14 requiere relativamente pocos componentes, y utiliza elementos de difracción óptica relativamente pequeños y ligeros en su sección de análisis de frente de onda, el sensor de frente de onda 14 puede ser muy compacto y ligero, y puede producir una resolución más alta y un registro de alineación más preciso que un sensor de frente de onda que utiliza la óptica de refracción convencional más grande, como por ejemplo un sensor típico de frente de onda Hartmann-Shack, tal como se describe a continuación. El sensor de frente de onda 14 tiene preferiblemente una longitud Y que es de menos de 10 pulgadas, más preferiblemente de menos de nueve pulgadas, y más preferiblemente de aproximadamente 8,5 pulgadas, y una anchura X que es preferiblemente de menos de 5 pulgadas, y más preferiblemente de aproximadamente 4,5 pulgadas. El sensor de frente de onda 14 pesa preferiblemente menos de cinco libras, más preferiblemente menos de 3 libras o menos de 2 libras. Por supuesto, el frente de onda del sensor 14 puede ser cualquier de otro tamaño y/o peso adecuado.

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

Con el fin de asegurar el dispositivo quirúrgico integrado 10 a un mecanismo de equilibrio, una parte de fijación 30 del microscopio quirúrgico 12 (o del sensor de frente de onda 14) puede estar unida a los mecanismos de ajuste a través de tornillos, pernos,
15 pasadores, u otros dispositivos de sujeción adecuados, o bien el dispositivo integrado 10 puede estar unido al mecanismo de equilibrio en cualquier otra forma adecuada. En una realización, se puede añadir el sensor de frente de onda 14 a un microscopio quirúrgico existente 12 que ya está soportado en un mecanismo de equilibrio. El campo de visión y la longitud focal del microscopio 12 y/o el sensor de frente de onda 14 se pueden ajustar, si
20 es necesario, para alinear ópticamente los dispositivos entre sí, tal como se describe más adelante.

En términos generales, los componentes ópticos de refracción se utilizan para redirigir un haz de luz a medida que pasa a través de un material que tiene una densidad mayor que el
aire, tal como una lente de refracción de vidrio. Los componentes ópticos de difracción,
25 por el contrario, se utilizan para desviar un haz de luz cuando se encuentra con los bordes

afilados de un elemento, como por ejemplo las rejillas 56, 58, y sólo se redirigen partes del haz de luz que se producen cerca de los bordes de la rejilla u otro objeto. Los componentes ópticos de difracción, como por ejemplo las rejillas, son típicamente significativamente más pequeños y pesan menos que los componentes ópticos de refracción, tales como las lentes de refracción.

La rejilla o rejillas de difracción utilizadas en el sensor de frente de onda 14 pueden estar fabricadas con cualquier material adecuado. Una rejilla de difracción preferida está hecha con un material transparente, tal como vidrio, y tiene unas líneas perpendiculares con la misma separación, ya sean grabadas o presentes en su superficie de alguna otra forma. La rejilla puede incluir, por ejemplo, una secuencia de repetición de líneas continuas cada una de las cuales tiene una anchura de aproximadamente 12,5 micras, con cada par de líneas separadas por aproximadamente 12,5 micras de vidrio claro (las líneas y espacios de vidrio sobre la rejilla pueden por supuesto tener otras dimensiones adecuadas). La misma secuencia se repite con líneas que corren perpendicularmente a la primera serie de líneas, de tal manera que se crea un patrón similar al de una rejilla estándar (es decir, una red de líneas horizontales y perpendiculares separadas uniformemente).

Tal como se ilustra en la Fig. 3, cuando un frente de onda de la luz reflejada de un ojo encuentra una rejilla (referida como el "Objeto Periódico" en la Fig. 3) comienzan a producirse los efectos de difracción. Parte de la luz golpea las partes sólidas de las líneas de la rejilla y se evita que pase a través de la rejilla. Parte de la luz pasa limpiamente a través de los espacios claros en la rejilla y no se ve afectada por las líneas de la rejilla. La luz restante, sin embargo, se encuentra con los bordes de las líneas continuas a medida que pasa a través de la rejilla. Esta luz se ve perturbada por las líneas y es desviada fuera del núcleo central de la luz que pasa limpiamente a través de los espacios claros en la rejilla.

Esta luz redirigida se encuentra con una luz que ha sido redirigida por una o más líneas de rejilla adyacentes. Cuando partes de luz dirigidas desde líneas con la misma separación se encuentran entre sí, se produce un fenómeno conocido como "Efecto Talbot", y se forman una serie de zonas oscuras y claras en un espacio dentro de una distancia predecible más allá de la rejilla, en lugares denominados planos de Talbot.

Este fenómeno se describe en detalle en la solicitud de patente no. US 10/885,504, presentada el 06 de Julio 2004, así como en "Fourier Transform Method For Automatic Processing of Moiré Deflectograms", Quiroga et al., Opt. Eng. 38(6) pp. 974-982 (Junio de 1999), y en "Refractive Power Mapping of Progressive Power Lenses Using Talbot Interferometry and Digital Image Processing", Nakano et al., Opt. Laser Technology. 22(3), pp. 195-198 (1990).

Si el frente de onda de la luz que pasa a través de la rejilla es una onda de plano plana, 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 es aberrado o incluye cualquier desviación de una onda de plano plana, la forma y el tamaño de la imagen virtual de la rejilla está distorsionada, tal como se muestra en la Fig. 3. Mediante la observación de las distorsiones en la forma y 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 se pueden medir, por lo general mediante un ordenador, para cuantificar con precisión las características del frente de onda, y por lo tanto, las propiedades de refracción del ojo que se examina.

En una realización, dos o más rejillas están alineadas en serie en el sensor de frente de onda. Provocando que la imagen virtual pase a través de los patrones de líneas en una o más rejillas adicionales, la imagen virtual de la rejilla se modifica para mostrar una menor resolución, que puede compensar una cámara que tiene una resolución insuficiente.

Además, mediante la adición de una o más rejillas, y la rotación de una rejilla más allá de la otra, los cambios en la imagen virtual de la rejilla inicial se convierten visualmente en movimiento de rotación, en lugar de sólo contracción o expansión, y las características del frente de onda pueden ser determinadas sin cambio en el tamaño de la imagen virtual.

- 5 La imagen virtual creada por las rejillas contiene, de forma simultánea, dos conjuntos de información. El primer conjunto de información es la imagen virtual de la rejilla desde la que se caracterizan las propiedades de refracción del ojo, tal como se describe anteriormente. El segundo conjunto de información es una imagen casi completa de la pupila del ojo, que se compone de la luz que pasa intacta a través de los espacios claros de
- 10 la rejilla, así como la luz que se refleja desde la superficie de la pupila, la esclerótica, el limbo, y/u otras características del ojo si la iluminación adicional está dirigida para iluminar estas características. Esta imagen esencialmente parece ser la de un ojo que está siendo observado con una rejilla (es decir, una red de líneas horizontales y perpendiculares separadas uniformemente) entre el ojo y el observador.
- 15 En referencia a las Fig. 4 y 5, se muestra una representación esquemática de un procedimiento para medir las características de un ojo. Un cirujano (u otro médico) 105 mira a través de un microscopio quirúrgico 112 en el ojo 125 de un paciente. El microscopio quirúrgico 112 incluye preferiblemente elementos ópticos binoculares, o estéreo, de tal manera que incluye dos canales de visión óptica 116, 118 (tal como se
- 20 muestra en la Fig. 5). Sin embargo, como alternativa, se puede utilizar un microscopio monocular. La luz visible que se refleja desde el ojo del paciente 125 se desplaza a lo largo de una vía de luz 150, pasa a través de un espejo combinador 120 o un dispositivo similar, y entra en el microscopio 112, de modo que el cirujano puede ver el ojo del paciente 125 a lo largo de vías de visión 122, 124.

Un sensor de frente de onda 114 genera un haz de luz infrarroja y lo proyecta hacia el exterior a lo largo de una vía 145 hacia el espejo combinador 120. A pesar de que el espejo combinador 120 se muestra situado fuera del sensor de frente de onda 114 en la representación esquemática de las Fig. 4 y 5, se entiende que el espejo combinador 120 puede estar situado en el interior del sensor de frente de onda 114, tal como se muestra en las Fig. 1 y 2, o en cualquier otro lugar adecuado donde se encuentran las vías ópticas del microscopio quirúrgico 112 y el sensor de frente de onda 114.

El espejo combinador 120 es preferiblemente transparente a la luz visible, pero reflexivo a la luz infrarroja de manera que refleja el haz de luz infrarroja hacia el ojo del paciente 125. El sensor de frente de onda 114 y el microscopio 112 comparten preferiblemente una abertura común a través del espejo combinador 120. Como alternativa, 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. La utilización de un divisor de haz de este tipo permitiría que el sensor de frente de onda 114 operase en una longitud de onda distinta de la de la luz infrarroja, tal como en una longitud de onda en el espectro visible.

En otra realización, el espejo combinador 120 puede estar configurado para reflejar una parte del espectro de luz visible, permitiendo que el sensor de frente de onda 114 opere en un intervalo de longitud de onda dentro del espectro visible, a pesar de que evita que esa longitud de onda en particular entre en el microscopio 112. En todavía otra forma de realización alternativa, el espejo combinador 120 puede ser un combinador de paso/reflexión estrecho, que refleja sólo una longitud de onda definida de la luz que tiene un intervalo inferior y superior, permitiendo así que el sensor de frente de onda 114 opere dentro del espectro de luz visible. El espectro definido de la luz visible quedaría entonces bloqueado selectivamente y no podría volver al microscopio 112, mientras que toda la luz

por encima o por debajo de los intervalos inferiores y superiores se transmitiría libremente.

El espejo combinador 120 refleja el haz de luz a lo largo de la vía 150 hacia el ojo del paciente 125. La luz infrarroja entra en el ojo del paciente 125 y se refleja como un frente de onda de nuevo a lo largo de la vía de luz 150 hacia el espejo combinador 120, que refleja la luz de frente de onda a lo largo de la vía de luz 145 en el sensor de frente de onda 114. A continuación, el sensor de frente de onda 114 mide el frente de onda utilizando el proceso descrito anteriormente, o mediante un proceso similar. El sensor de frente de onda 114 puede tener la misma configuración y componentes que el sensor de frente de onda 14 que se ilustra en la Fig. 2, o puede tener una configuración alternativa y puede incluir componentes alternativos.

El sensor de frente de onda 114 y el microscopio 112 están cada uno enfocados preferiblemente en un punto que se produce en el plano 135, de tal manera que un campo de visión 155 del sensor de frente de onda 114 se superpone al menos parcialmente a un campo 160 del microscopio 112. Durante la medición, visualización y/o realización de la cirugía, el ojo del paciente 125 está situado preferiblemente dentro de la parte de superposición de los campos de visión 155, 160. En una realización preferente, el sensor de frente de onda 114 y el microscopio 112 están enfocados sustancialmente en el mismo punto, de manera que el centro de cada campo de visión 155, 160 se encuentra aproximadamente en el mismo punto, en el mismo plano 135, preferiblemente en o cerca del centro del ojo del paciente 125.

Como resultado, el cirujano 105 puede mirar a través del microscopio 112 directamente en el eje visual del ojo del paciente 125 mientras el sensor de frente de onda 114 realiza mediciones del ojo 125. Por otra parte, debido a que los campos de visión 155, 160 se superponen en el ojo del paciente 125, el paciente no tiene que cambiar el ángulo de la

mirada de los ojos del paciente 125 en ningún momento durante los procesos de observación y medición. Esto puede resultar muy ventajoso, especialmente cuando el procedimiento quirúrgico que se realiza evita que el paciente vea claramente, o hace que no vea en absoluto, de tal manera que es casi imposible para el paciente ajustar con
5 precisión el ángulo de la mirada del ojo del paciente 125 de acuerdo con las instrucciones del cirujano.

El sensor de frente de onda integrada y el microscopio quirúrgico descrito en el presente documento proporciona varias ventajas. En primer lugar, permite a un cirujano u otro médico ver directamente el ojo de un paciente mientras el sensor de frente de onda realiza
10 mediciones de las características de refracción u otras propiedades ópticas del ojo del paciente. Como resultado, un cirujano puede ver los resultados de un paso determinado 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 los pasos de visualización y de medición, y la visión del cirujano puede
15 estar directamente alineada con el eje visual del ojo del paciente y no tener que desplazarse.

Además, 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 estos componentes, en particular de la una o más rejillas de difracción ligeras u otros componentes ópticos de
20 difracción, el dispositivo integrado puede ser muy compacto. En consecuencia, el dispositivo integrado de peso ligero puede estar suspendido en un dispositivo de equilibrado, u otro mecanismo de soporte, por encima de la cabeza de un paciente tendido en la posición quirúrgica en decúbito supino, mientras el cirujano ve el ojo del paciente a través del microscopio quirúrgico del dispositivo integrado.

Para mantener su tamaño compacto y la flexibilidad de diseño, el dispositivo quirúrgico 10 preferiblemente no está integrado ni fijado de otro modo a un dispositivo de láser de refracción u otra herramienta quirúrgica de refracción. Por lo tanto, el dispositivo quirúrgico integrado 10 se usa preferiblemente principalmente para fines de visualización y medición, mientras que uno o más instrumentos quirúrgicos utilizados para realizar los procedimientos oculares correctivos están separados físicamente del dispositivo integrado. Sin embargo, pueden incorporarse opcionalmente herramientas quirúrgicas ligeras o compactas de otro tipo en el dispositivo quirúrgico 10. Preferiblemente, el sensor de frente de onda 14 y el microscopio quirúrgico 12 tampoco comparten una vía óptica para el ojo del paciente 18 con otros dispositivos quirúrgicos.

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

Algunos sistemas quirúrgicos, por ejemplo, utilizan una lente óptica común para enfocar los rayos de luz a partir de un sensor de frente de onda y un dispositivo láser de refracción. Al compartir una lente de esta manera, la flexibilidad para seleccionar o diseñar la lente para una sola función específica se pierde, así como la capacidad para diseñar la mejor lente posible para la aplicación general del sistema. Mediante el uso de una lente común, deben realizarse compromisos para cumplir los requisitos de cada componente que comparte la lente.

Por ejemplo, resulta habitual aplicar recubrimientos antirreflectantes a las lentes de modo que puedan funcionar de manera óptima dentro de una cierta longitud de onda. Sin embargo, si el láser que se utiliza es de una longitud de onda diferente de la del haz de iluminación del sensor de frente de onda, no se puede seleccionar un revestimiento
5 antirreflectante común que funcione de manera óptima para cada una de las longitudes de onda. Lo mismo resulta aplicable para la longitud de onda del haz de iluminación del sensor de frente de onda en comparación con la de la luz visible usada para proporcionar visibilidad a través de un microscopio. Debido a que el dispositivo quirúrgico 10 descrito en este documento no requiere que se comparta una lente entre el sensor de frente de onda
10 y el microscopio quirúrgico, se pueden aplicar diferentes recubrimientos antirreflectantes a las lentes de cada uno de estos componentes, lo que permite que se puedan seleccionar revestimientos óptimos para cada componente.

Otra desventaja de compartir una lente común entre dos o más componentes ópticos es la incapacidad de seleccionar una longitud o potencia focal óptima de la lente para cada
15 componente en cuestión. En muchos casos, resulta deseable una lente de longitud focal larga en un sensor de frente de onda para proporcionar suficiente espacio de trabajo a un médico entre el sensor de frente de onda y el paciente. Por el contrario, en muchos láseres refractivos, resulta deseable una lente de longitud focal más corta para enfocar más firmemente la energía del láser en un plano más corto. Un sistema que comparte una lente
20 común para estos componentes debe comprometerse o establecer una longitud focal común, que no será óptima para uno o ambos de los componentes.

Además, si un haz de iluminación de frente de onda se proyecta a través de una lente que se utiliza también como una lente de formación de imágenes de un microscopio, surge una alta probabilidad de "destello de flashback". Incluso cuando se aplica un revestimiento
25 antirreflectante óptimo para una lente (que probablemente no se puede lograr para una

lente compartida por múltiples componentes, tal como se describe anteriormente), una cierta cantidad de luz se reflejará desde la superficie de la lente mientras la luz entra en la lente. Esta luz se refleja de nuevo en el sensor de frente de onda, y es visto como un pequeño destello de luz brillante, o "centelleo". Este brillo puede borrar la información de frente de onda de una o más partes del ojo. Por lo tanto, una característica ventajosa del dispositivo quirúrgico 10 es que no requiere compartir una lente por parte del sensor de frente de onda 14 y el microscopio quirúrgico 12.

Otras ventajas se derivan de la naturaleza desmontable del sensor de frente de onda y el microscopio quirúrgico integrados, en comparación con los dispositivos existentes que están integrados de forma permanente. Por ejemplo, la opción de añadir el sensor de frente de onda compacta 14 a un microscopio quirúrgico existente 12, o de mover el sensor de frente de onda 14 de un microscopio quirúrgico 12 a otro, o de retirar el sensor de frente de onda 14 del microscopio quirúrgico por otra razón, como por ejemplo para reparar individualmente uno de los dispositivos, proporcionan una gran flexibilidad. También se puede conseguir un beneficio en los costes, particularmente si un componente se convierte en defectuoso, ya que es probablemente más barato reemplazar o reparar sólo el sensor de frente de onda 14 o el microscopio 12, que sustituir un sistema integrado completo de forma permanente.

El dispositivo quirúrgico 10 puede ser usado para mejorar y/o ampliar una variedad de procedimientos correctivos realizados en el ojo. En general, proporcionando la capacidad de medir las características de refracción 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 los sistemas existentes. A continuación se describen diversos ejemplos de procedimientos correctivos del ojo que pueden ser mejorados mediante el uso del dispositivo quirúrgico 10.

La cirugía de cataratas generalmente implica reemplazar la lente natural del ojo después de que la lente natural haya dejado de ser clara. Los métodos existentes requieren habitualmente la medición de las dimensiones físicas del ojo con ultrasonidos, seguido por el cálculo de la potencia de refracción de la lente artificial, o de otra lente de sustitución, que se va a insertar. Debido a que la lente natural no es clara, estas mediciones resultan a menudo difíciles de realizar. Además, las variaciones en las estructuras del ojo que habitualmente no pueden ser medidas utilizando técnicas existentes puede degradar el cálculo.

El dispositivo quirúrgico integrado 10 facilita la medición de la potencia de refracción del ojo antes y/o inmediatamente después de retirar la lente natural, sin movimiento del paciente ni del ojo del paciente, de manera que se puede determinar la verdadera potencia de refracción del ojo con mayor precisión. 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 retirar la lente natural del ojo tiene sólo 22 dioptrías de potencia, se puede determinar fácilmente y con precisión que deben introducirse 20 dioptrías de potencia en el ojo a través de la nueva lente que se inserta.

Con los sistemas existentes, una vez que se retira la lente, y el médico desea hacer una medición de frente de onda, habitualmente el paciente tiene que ser trasladado desde la mesa de operaciones a un dispositivo de medición para realizar las mediciones de refracción. Debido a que normalmente el paciente está sedado, y puede haber una incisión en el ojo del paciente, y hay que mantener unos requisitos de esterilidad, no resulta práctico mover al paciente entre los pasos quirúrgicos. Por el contrario, al utilizar el dispositivo quirúrgico integrado 10, que preferentemente está suspendido por encima de la cabeza del paciente, un cirujano puede ver el ojo del paciente a través del microscopio quirúrgico 12 mientras que el sensor de frente de onda 14 hace las mediciones del ojo con

la lente natural retirada. Por consiguiente, tanto el paciente como el ojo del paciente pueden permanecer inmóviles en la posición quirúrgica durante todo el proceso correctivo.

Otro reto relacionado con la cirugía de cataratas es que una vez que se inserta la lente de sustitución en el ojo, la lente de sustitución debe estar alineada para asegurarse de que está
5 correctamente orientada y posicionada. Si, por ejemplo, la lente de sustitución no está centrada correctamente, o si no es perpendicular al eje óptico del ojo, o si la parte cilíndrica (si también se está realizando la corrección astigmática en la lente de reemplazo) no está orientada con respecto al eje correcto, pueden introducirse aberraciones refractivas, y por lo tanto se degradará el resultado quirúrgico. El dispositivo quirúrgico integrado 10
10 permite al cirujano realizar mediciones de refracción del ojo una vez que la lente de reemplazo ha sido insertada, que pueden ser utilizadas para guiar cualquier reposicionamiento requerido de la lente de reemplazo.

Además, durante la cirugía de cataratas, habitualmente se inyectan fluidos viscoelásticos de amortiguación en el ojo para proteger a las células del endotelio y otras estructuras, que
15 deben ser eliminados por completo una vez completada la cirugía. El sensor de frente de onda 14 se puede utilizar para identificar las bolsas viscoelásticas restantes (como distorsiones de onda), y por lo tanto puede ayudar al cirujano en la eliminación de todo el fluido viscoelástico.

Utilizando el dispositivo quirúrgico integrado 10 también se pueden reducir astigmatismos
20 durante el procedimiento de sustitución de la lente por medios distintos del uso de una lente de sustitución con un componente de cilindro. Por ejemplo, se podría ajustar la ubicación y el tamaño de cualquier herida de incisión, se podría ajustar la posición de una incisión de paracentesis, así como se podría realizar cualquier corte laminar, radial o arqueado, realizados, a la vez que el cirujano recibe información del sensor de frente de
25 onda 14 que puede guiar correcciones realizadas durante el procedimiento.

Además, si una lente de sustitución se daña durante la inserción, debido al sobreesfuerzo durante la sujeción, o si hay cortes y rasguños en la superficie de la lente, o daños en los hápticos de centrado, las mediciones de frente de onda hechas después de la inserción pueden identificar el daño. En consecuencia, la lente de sustitución puede ser reemplazada
5 o reparada antes de que la membrana que previamente contenía la lente natural se contraiga y presione sobre la lente de sustitución.

A menudo se utiliza un proceso de introducción de incisiones relajantes en diversos puntos del ojo, lo que provoca que la córnea se aplane en direcciones predecibles, para eliminar el astigmatismo de la córnea. Este procedimiento a menudo se realiza al final de la cirugía de
10 cataratas, por ejemplo, para eliminar un astigmatismo que fue inducido por la incisión principal de cataratas, o que había existido previamente. Sin embargo, la cantidad de aplanamiento en general varía de un paciente a otro, y por lo tanto es muy difícil de predecir con exactitud. Al utilizar el dispositivo quirúrgico integrado 10, el sensor de frente de onda 14 puede realizar mediciones durante el procedimiento quirúrgico para
15 guiar la posición, profundidad y longitud de las incisiones realizadas por el cirujano para lograr los resultados deseados.

La cirugía de trasplante de córnea, en la que una pequeña parte central de la córnea, habitualmente de 8 a 10 mm de diámetro, se corta del ojo de un donante y se injerta en un agujero de un tamaño correspondiente cortado en la córnea de un receptor, también se
20 puede mejorar utilizando el dispositivo quirúrgico integrado 10. Durante el posicionamiento y la sutura de tejido de la córnea del donante en la córnea del receptor, los errores de refracción son normalmente difíciles de medir. Los errores de refracción pueden aparecer si, por ejemplo, el tejido de la córnea del donante no está centrado, girado u orientado correctamente en la córnea del receptor, o si las suturas son demasiado
25 apretadas, demasiado laxas, o si no están apretadas de manera uniforme. Si el ojo del

receptor se mide una vez completado el proceso de curación, los errores de refracción son difíciles, si no imposibles, de corregir.

Utilizando el dispositivo quirúrgico integrado 10, un cirujano puede medir los cambios refractivos en el ojo a la vez que coloca y sutura el injerto del donante. De hecho, el
5 destinatario puede permanecer acostado en la mesa de operaciones, y el cirujano puede ver directamente en el eje visual del ojo del receptor, mientras se toman las mediciones de refracción. En consecuencia, el receptor no necesita ser movido en ningún momento durante el procedimiento de trasplante. Además, la córnea del donante puede ser medida por el sensor de frente de onda para localizar su eje óptico con el fin de ayudar a obtener
10 un mejor corte y/o colocación de la córnea.

El dispositivo quirúrgico integrado 10 también se puede utilizar para mejorar la cirugía refractiva LASIK (Queratomileusis in Situ Asistida por Láser) u otros procedimientos quirúrgicos asistidos por láser. Diversas variaciones de la cirugía de visión con láser requieren que se corte una lámina de la superficie de la córnea para exponer el estroma de
15 la córnea al tratamiento con láser. El láser da forma de nuevo al estroma de acuerdo con un contorno deseado, después de lo cual la lámina se vuelve a colocar sobre el estroma reconformado. Si la lámina no se vuelve a colocar con precisión en su ubicación original, si hay alguna materia extraña que queda atrapada dentro de la solapa, si se introduce una arruga durante el reposicionamiento, y/o si se producen una serie de otros errores de
20 reposicionamiento, a continuación, el resultado visual del procedimiento quedará degradado. El dispositivo quirúrgico integrado 10 permite a un cirujano medir las propiedades de refracción u ópticas del ojo mientras el cirujano observa directamente el ojo, y mientras la lámina está siendo colocada de nuevo, de modo que los errores de posicionamiento u otros problemas pueden corregirse rápidamente.

El dispositivo quirúrgico integrado 10 también se puede usar durante un procedimiento de Queratoplastia Conductiva (“CK”). El CK es un procedimiento quirúrgico refractivo en el que se aplican impulsos de energía muy localizados, tales como impulsos de calor o impulsos de radiofrecuencia, al colágeno o estroma de la córnea para remodelar la córnea con el fin de corregir los errores de refracción, en particular la hipermetropía. Los métodos actuales requieren habitualmente que el ojo sea medido con un dispositivo de refracción convencional, que proporciona información sobre cuántos pulsos de energía se requieren para remodelar la córnea tal como se desea, e identifica qué regiones de la córnea deben recibir pulsos. A continuación, se traslada al paciente a una ubicación quirúrgica donde los impulsos de energía, típicamente 8 o más, se aplican a la córnea, después de lo cual el paciente es trasladado de nuevo al dispositivo de medición de manera que se pueda volver a medir el ojo.

El resultado de este procedimiento es generalmente el resultado de una mejor predicción, y el resultado real es rara vez exactamente tal como deseaba debido a la variabilidad en la respuesta de cada córnea en particular. Si la córnea es infracorregida, se pueden añadir más pulsos más adelante, pero si la córnea es sobre-corregida, es difícil, y a veces imposible, revertir el exceso de corrección.

Utilizando el dispositivo quirúrgico integrado 10, se puede medir la condición de refracción del ojo después de aplicar cada impulso (preferiblemente después de haber aplicado un cierto número mínimo de impulsos, por ejemplo, después de haber aplicado 6 impulsos, ya que habitualmente no se produce una corrección completa hasta que se han aplicado al menos un cierto número mínimo de impulsos), y por lo tanto el cirujano puede hacer correcciones guiadas durante el procedimiento quirúrgico. El cirujano puede, por ejemplo, cambiar la posición, el tamaño, la cantidad y/o la energía de los impulsos aplicados si las mediciones tomadas entre los impulsos sucesivos indican que se deben

tomar dichas medidas. Además, la localización de los impulsos es de una importancia crítica, y el sensor de frente de onda se puede utilizar para ayudar a guiar la colocación de cada impulso de energía.

- Un procedimiento para el posicionamiento de una incrustación en la córnea lo largo del eje visual del ojo puede también verse ayudado por el uso del dispositivo quirúrgico integrado 10. En dicho procedimiento, después de crear una lámina sobre la córnea, ya sea a través de un procedimiento LASIK u otro procedimiento, un disco opaco o estructura similar con una pequeña abertura central se coloca en la córnea y queda atrapado dentro de la lámina. El disco insertado crea el efecto de una abertura más pequeña, lo que provoca un aumento de la profundidad de vista del ojo. Sin embargo, resulta extremadamente difícil centrar el disco sobre el eje visual del ojo. Utilizando el dispositivo quirúrgico integrado 10, el sensor de frente de onda 14 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 con precisión el disco en la ubicación central apropiada.
- En una realización alternativa, la abertura central de la incrustación corneal puede ser cortada en la incrustación por parte del láser después de haber sido colocada en el ojo. En ese caso, las mediciones precisas del sensor de frente de onda, junto con el control preciso de la colocación del láser, pueden dar como resultado una posición de abertura más precisa que si se coloca manualmente.
- El dispositivo quirúrgico integrado 10 también puede ser utilizado para controlar la distorsión corneal durante la colocación de inserciones en la córnea. En el caso de la miopía, por ejemplo, la córnea es demasiado pronunciada y debe ser aplanada. En un procedimiento correctivo habitual, se cortan láminas en la córnea, después de lo cual se deslizan tiras diminutas y curvadas en el estroma de la córnea para ejercer una fuerza de reforzamiento de la córnea que aplanar la córnea. Utilizando el dispositivo quirúrgico

integrado 10, el sensor de frente de onda 14 puede realizar mediciones del ojo mientras el médico ve directamente el ojo, permitiendo que el médico controle el grado de aplanamiento y pueda ajustar el proceso (por ejemplo, añadir más o diferentes insertos) a media operación.

- 5 El dispositivo quirúrgico integrado 10 puede además ser utilizado para medir y ver el ojo durante un procedimiento con el fin de ajustar la tensión del músculo ciliar y/o del proceso ciliar del ojo. En un procedimiento habitual de tensado ciliar, se insertan aros u otros dispositivos en la esclerótica justo más allá del limbo del ojo para ejercer una fuerza radial hacia fuera tirando del músculo ciliar. El objetivo de este procedimiento es expandir el
- 10 diámetro relajado del músculo ciliar, que a su vez proporciona la tensión añadida en el músculo ciliar y elimina parte de la holgura que se ha desarrollado en el mismo a lo largo de los años. Utilizando el dispositivo quirúrgico integrado 10, el sensor de frente de onda 14 puede tomar mediciones del ojo mientras el procedimiento de tensado se realiza bajo el microscopio quirúrgico 12, proporcionando así una guía de la cantidad de tensado
- 15 requerida para lograr los resultados deseados.

Otro procedimiento correctivo consiste en extraer tejido de la córnea, a través de corte mecánico u otro método, con el fin de modificar la forma de la córnea. En una realización de la eliminación de tejido mecánico, se realiza una incisión en la parte lateral de la córnea para proporcionar una división en el estroma de la córnea. A continuación, un dispositivo

20 en forma de cuchara superficial es guiado hacia la división, y se utiliza una cuchilla para eliminar el tejido por debajo del plano del borde de la cuchara, lo que da como resultado un menor grosor del tejido corneal central que del tejido corneal periférico, y por lo tanto, el aplanamiento de la córnea (es decir, reducción de la miopía). (. seguit).Utilizando el dispositivo quirúrgico integrado 10, el sensor de frente de onda 14 puede realizar

mediciones durante el procedimiento quirúrgico para guiar el proceso y ayudar al cirujano en la determinación de qué cantidad de tejido, y en qué ubicaciones, debe ser eliminado.

La lente natural del ojo también puede ser modificada para corregir defectos refractivos en la lente natural. Algunos defectos que pueden producirse con el tiempo incluyen pequeñas opacidades, la acumulación de la proteína, y el aumento de tamaño de la lente. Un método de modificación de la lente natural implica la eliminación de tejido de la lente para corregir la pérdida de visión asociada con estos y otros defectos. Sin embargo, incluso una pequeña cantidad de eliminación de material puede dar como resultado un gran cambio en la refracción. Utilizando el dispositivo quirúrgico integrado 10, el sensor de frente de onda 14 puede realizar mediciones durante el procedimiento quirúrgico para guiar el proceso y ayudar al cirujano en la determinación de qué cantidad de tejido de la lente, y en qué ubicaciones, debe ser eliminada.

Las propiedades ópticas de la lente natural también se pueden modificar mediante la introducción de productos químicos, o a través del cambio de los niveles de azúcar en la sangre, en el sistema de un paciente. Utilizar el dispositivo quirúrgico integrado 10 durante un procedimiento de este tipo permite a un cirujano medir la magnitud del cambio que se produce como consecuencia de la introducción de uno o más productos químicos, lo que puede ayudar al cirujano a alcanzar un resultado deseado.

El dispositivo quirúrgico integrado 10 también puede utilizarse para ayudar a controlar o influir en la forma resultante de una lente que se inyecta en el ojo como un líquido y que se cura en forma sólida. Dicha lente se conoce comúnmente como una lente "de forma en la bolsa". Es necesaria una precisión extrema para conseguir la forma resultante deseada de la lente utilizando un procedimiento de este tipo. Durante el período de tiempo en que el material cambia de forma líquida a sólida, se pueden manipular la forma y el índice de refracción de la lente. Utilizar el dispositivo quirúrgico integrado 10 permite a un cirujano

que mira a través del microscopio 12 obtener datos de frente de onda sobre la lente a medida que se forma de manera que se pueden realizar correcciones del curso apropiado durante el proceso de curado.

Se han producido avances en la capacidad de modificar o ajustar las características de una lente artificial una vez que la lente ha sido insertada en el ojo y el ojo ha sanado. Utilizando el dispositivo quirúrgico integrado 10, un cirujano que ve el ojo a través del microscopio 12 puede hacer modificaciones en la lente artificial mientras que el sensor de frente de onda 14 realiza mediciones que pueden servir de guía para el procedimiento.

Se encuentran disponibles diversas lentes que pueden insertarse en el ojo, mientras que la lente natural permanece en su lugar, para modificar las características de refracción del ojo. La correcta colocación de una lente de este tipo es fundamental para lograr un resultado deseado. El dispositivo quirúrgico integrado 10 permite al cirujano ver el ojo a la vez que se realizan mediciones de frente de onda, que ayudan al cirujano en la selección de una lente adecuada y en el posicionamiento de la lente en la ubicación central correcta a lo largo del eje visual del ojo. Además, el dispositivo quirúrgico integrado 10 puede verificar el éxito o fracaso general del procedimiento, lo que permite al cirujano realizar los ajustes mientras el paciente permanece en la mesa de operaciones, si el resultado no es ideal. Esto no sólo mejora la eficiencia, sino que también permite el re-acceso a una incisión antes de que se haya curado, de tal manera que no es necesaria una nueva incisión para realizar correcciones después de un resultado no ideal.

Otro procedimiento correctivo consiste en la adición de material en el interior de la córnea, midiendo las condiciones de refracción resultantes del ojo, y a continuación, eliminando una parte del material insertado para lograr un resultado deseado. El sensor de frente de onda 14 del dispositivo quirúrgico integrado 10 puede ser utilizado para medir el ojo antes del procedimiento con el fin de ayudar a determinar una cantidad mínima de material a

añadir, y también puede ser utilizado para medir el ojo después de insertar el material. A continuación, el sensor de frente de onda 14 puede ser utilizado para medir el ojo en varios puntos del procedimiento, lo cual se realiza bajo el microscopio quirúrgico 12, para asegurar que se elimina la cantidad correcta de material.

5 Durante muchos procedimientos existentes, el ojo de un paciente se mide con un sensor de frente de onda en una primera ubicación, se calcula y/o se planifica un tratamiento en base a las mediciones, y el paciente se traslada a continuación a una segunda ubicación en la que se realiza el tratamiento real. Habitualmente, el ojo se mide mientras el paciente está
10 sentado en posición vertical, pero el tratamiento se realiza mientras el paciente está tumbado boca arriba en posición supina. Cuando el paciente se mueve de la posición vertical a la posición supina, los ojos del paciente giran, o se "ciclotionan". Para compensar esta ciclotion, habitualmente se colocan marcas de tinte en el ojo mientras el paciente está en la posición vertical de manera que se pueda medir la cantidad de ciclotion. Utilizando el dispositivo quirúrgico integrado 10, las mediciones de frente de
15 onda pueden ser tomadas mientras el paciente está en posición supina, con ciclotion, y mientras el médico está examinando el ojo. En consecuencia, no se requiere el paso intermedio de marcar la córnea y compensar la rotación. La eliminación de este paso mejora la eficiencia del proceso, y se mejora la precisión de la orientación del registro de frente de onda al ojo.

20 A pesar de que se han descrito varios procedimientos de corrección en el presente documento, se entiende que el dispositivo quirúrgico integrado 10 puede ser utilizado para mejorar cualquier procedimiento de corrección de la visión, proporcionando a un cirujano la capacidad de ver el ojo de forma simultánea con la realización de las mediciones de frente de onda del ojo. De este modo, el cirujano puede realizar mediciones de frente de
25 onda mientras el paciente permanece tumbado en la posición quirúrgica, y puede realizar

ajustes durante el procedimiento sin tener que trasladar al paciente entre los pasos quirúrgicos.

Aunque se han mostrado y descrito distintas realizaciones, pueden realizarse varios cambios y sustituciones, sin apartarse del ámbito de la invención. El sensor de frente de
5 onda 14, por ejemplo, podría incluir un mayor o menor número de componentes dispuestos en cualquier configuración concebible. La invención, por lo tanto, no debe quedar limitada, excepto por las siguientes reivindicaciones y sus equivalentes.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo quirúrgico para medir las propiedades de un ojo, que comprende:

un microscopio quirúrgico (12) que proporciona un primer campo de visión;

5 un sensor de frente de ondas (14) que proporciona un segundo campo de visión, en que el primer campo de visión se sobrepone por lo menos parcialmente al segundo campo de visión, en que el sensor de frente de onda (14) comprende, una fuente de luz infrarroja (40);

10 por lo menos un componente óptico de difracción para producir una imagen medible de un frente de onda reflejada desde un ojo colocado dentro de una parte sobrepuesta del primer y el segundo campo de visión,

en que el dispositivo quirúrgico (10) **se caracteriza porque** el sensor de frente de onda (14) está fijado de forma extraíble, y alineado con, el microscopio quirúrgico (12), en que el sensor de frente de onda extraíble (14) también
15 comprende,

un elemento de sujeción (28) adaptado para fijar el sensor de frente de onda (14) al microscopio quirúrgico (12); y un elemento de apertura compartida localizado a lo largo de la vía óptica del microscopio quirúrgico, en que el elemento de apertura compartida está colocado para reflejar al menos una parte de la luz
20 infrarroja de la fuente de luz infrarroja (40) sobre el ojo y para redireccionar la luz que se refleja desde el ojo hacia el por lo menos un componente óptico de difracción, en que el elemento de apertura compartida está configurado para transmitir luz visible desde el ojo al microscopio quirúrgico.

2. El dispositivo de la reivindicación 1 en que el microscopio quirúrgico (12, 112) y el sensor de frente de onda (14, 114) forman un dispositivo quirúrgico integrado (10) que no está fijado, ni integrado con un dispositivo quirúrgico de corrección de refracción.

5

3. El dispositivo de la reivindicación 1 en que la parte que se sobrepone del primer y el segundo campo de visión es mayor que el ojo (18, 125) que va a ser medido, de manera que todo el ojo (18, 125) puede estar posicionado dentro de la parte que se sobrepone del primer y el segundo campo de visión, permitiendo de esta forma que el

10 ojo (18, 125) sea observado simultáneamente a través del microscopio quirúrgico (12, 112) y medido a través del sensor de frente de onda (14, 114).

4. El dispositivo de la reivindicación 1 en que un punto focal del microscopio quirúrgico (12, 112) se produce sustancialmente en el mismo plano óptico que el punto focal del

15 sensor de frente de onda (14, 114).

5. El dispositivo de la reivindicación 4 en que el microscopio quirúrgico (12, 112) y el sensor de frente de onda (14, 114) comparten una vía óptica exclusiva (145) hacia el plano óptico.

20

6. El dispositivo de la reivindicación 1, que también comprende una estructura para suspender de forma móvil el sensor de frente de onda (14, 114) y el microscopio quirúrgico (12, 112) sobre la cabeza de un paciente.

7. El dispositivo de la reivindicación 1 en el que el sensor de frente de onda (14, 114) está fijado de forma extraíble al microscopio quirúrgico (12, 112) a través de roscas en el microscopio y en el sensor de frente de onda (14, 114).
- 5 8. El dispositivo de la reivindicación 7 en que una lente (26) está unida de forma extraíble al microscopio a través de roscas en el microscopio.
9. El dispositivo de la reivindicación 1 en que el primer y el segundo campo de visión están alineados de manera que un ojo (18, 125) puede ser simultáneamente observado
10 y medido sin ajustar un ángulo de visión del ojo (18, 125).
- 10.El dispositivo de la reivindicación 1 en que el por lo menos un componente óptico de difracción comprende por lo menos una rejilla.
- 15 11.El dispositivo de la reivindicación 1 en que el por lo menos un componente óptico de difracción comprende por lo menos dos rejillas colocadas en serie y que rotan entre sí.
- 12.El dispositivo de la reivindicación 1 en que el elemento de apertura compartida comprende un espejo combinador (46, 120) o un divisor de haz (44).
- 20 13.El dispositivo de la reivindicación 1 en que el microscopio quirúrgico (12, 112) y el sensor de frente de onda (14, 114) son los únicos componentes del dispositivo

quirúrgico (10) que incluyen elementos ópticos alineados con el elemento de apertura compartida.

5 **14.**El dispositivo de la reivindicación 1 que también comprende una cámara para convertir la imagen medible en datos que pueden ser leídos por un ordenador.

15.El dispositivo de la reivindicación 1 en que el microscopio quirúrgico (12, 112) y el sensor de frente de onda (14, 114) no comparten una lente (26).

10 **16.**El dispositivo de la reivindicación 1 en que el microscopio quirúrgico (12, 112) incluye oculares binoculares.

17.El dispositivo de la reivindicación 1 en que el elemento de apertura compartida consiste en un espejo combinador (120) que está localizado dentro del sensor de
15 frente de onda.

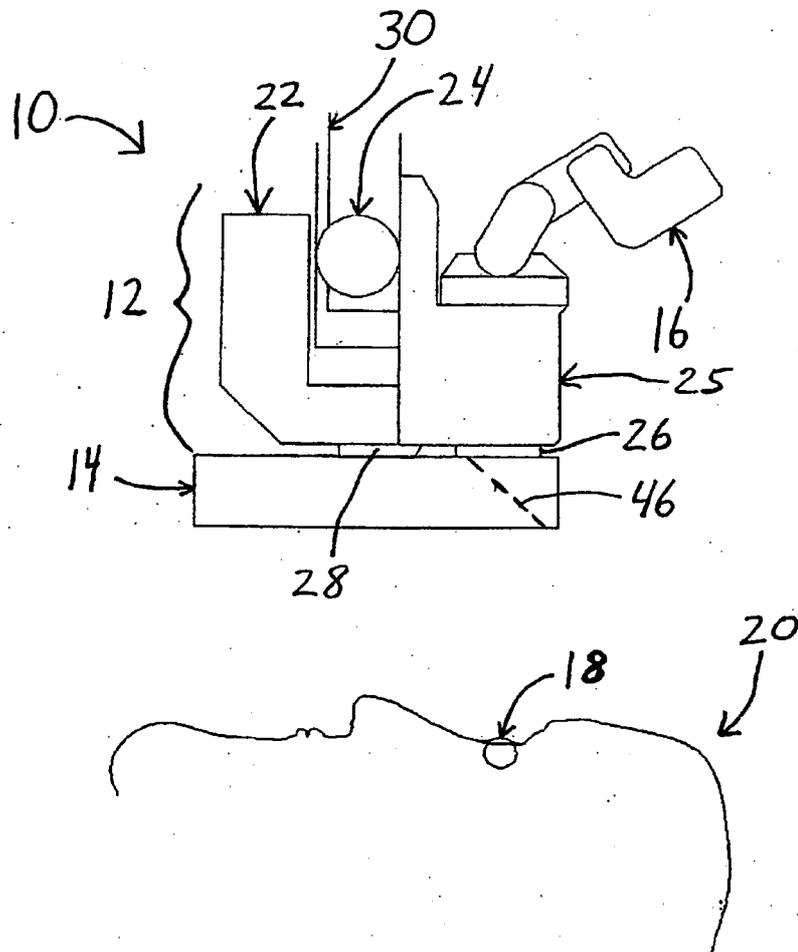


FIG. 1

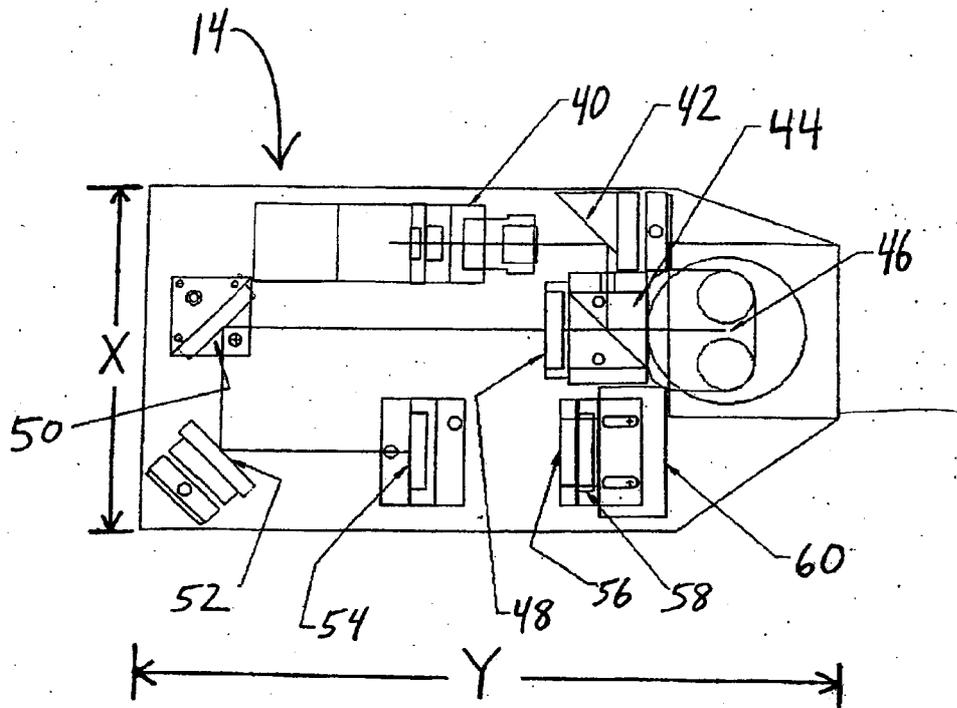


FIG. 2

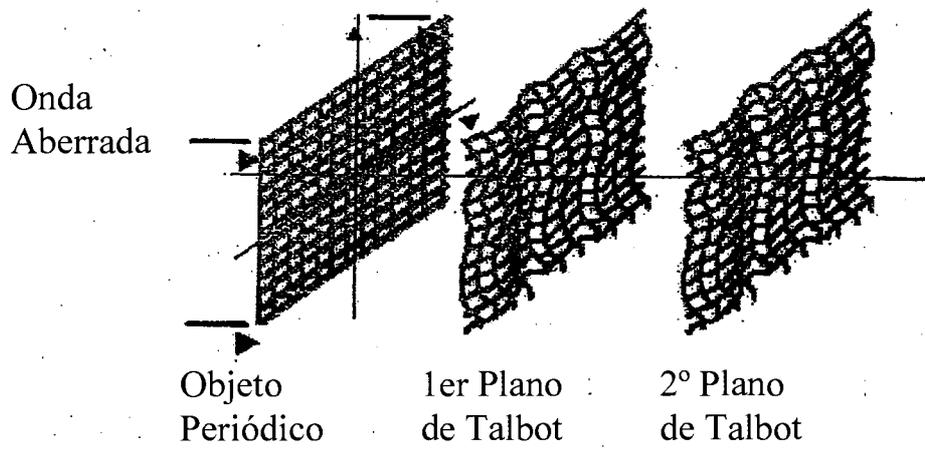


FIG. 3

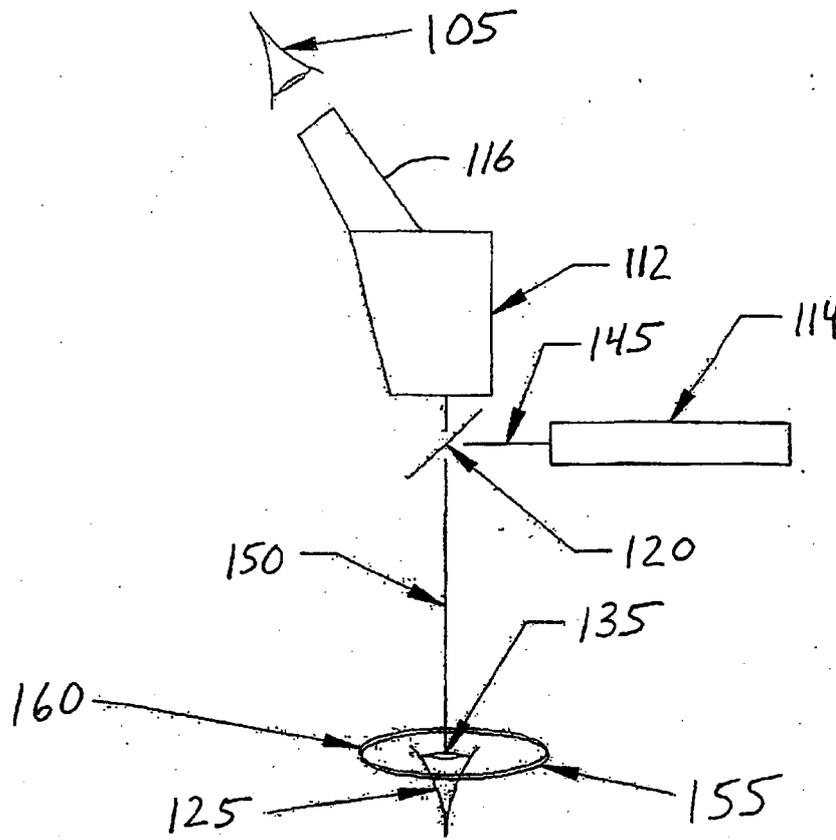


FIG. 4

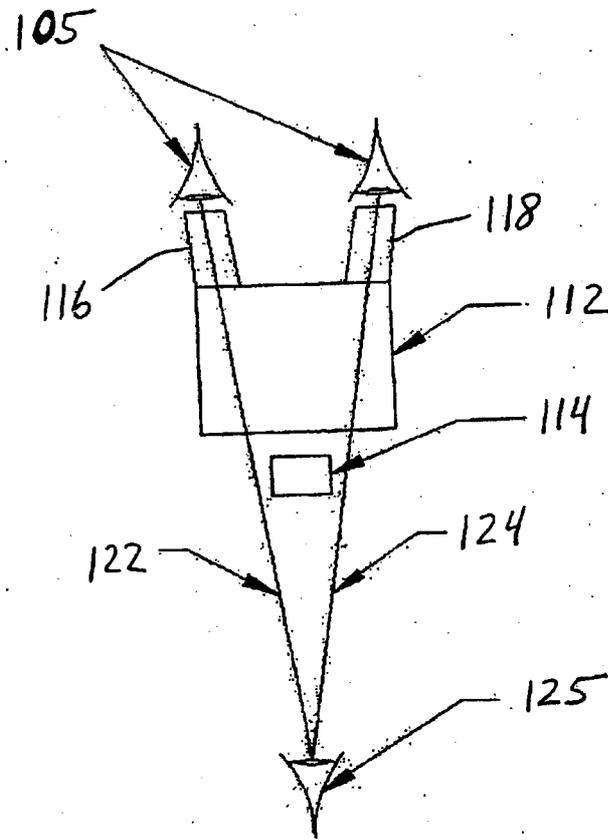


FIG. 5

REFERENCIAS CITADAS EN LA DESCRIPCIÓN

Esta lista de referencias citada por el solicitante es para facilitar la comprensión del lector únicamente. No forma parte del documento de patente europea. Si bien se ha tenido un cuidado extremado a la hora de recopilar las referencias, no pueden descartarse errores u omisiones, y la EPO declina cualquier responsabilidad a este respecto.

- Documentos de patente citados en la descripción:

- WO 2004093663 A [0007]
- US 88550404 A [0027]

- Documentos no de patente citados en la descripción:

- **QUIROGA et al.** Fourier Transform Method For Automatic Processing of Moiré Deflectograms. *Opt. Eng.*, June 1999, vol. 38 (6), 974-982 [0027]
- **NAKANO et al.** Refractive Power Mapping of Progressive Power Lenses Using Talbot Interferometry and Digital Image Processing. *Opt. Laser Technology*, 1990, vol. 22 (3), 195-198 [0027]

**TRADUCCIÓN DEL FASCÍCULO DE UNA PATENTE EUROPEA CONCEDIDA,
QUE DESIGNA A ESPAÑA, PARA LA PROTECCIÓN EN ESPAÑA DE SU OBJETO**

Titular :

WaveTec Vision Systems, Inc.

Nº de publicación de la patente europea :

EP 1 737 372 B1

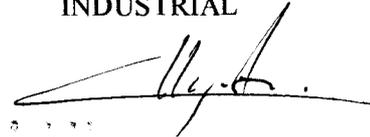
Referencias del Boletín europeo de patentes
en el que aparece la publicación de la mención
de la concesión :

06-Agosto-2014 Boletín 2014/32

La presente traducción del texto inglés el fascículo de patente europea nº 1 737 372 B1 concedida con designación de España, ha sido realizada, para dar cumplimiento a lo establecido en el Decreto 242/1986 de 10 de Octubre de 1986, con la intervención de Agente de la Propiedad Industrial, acreditado ante la Oficina Española de Patentes y Marcas.

Barcelona, 04 de Noviembre de 2014

EL AGENTE DE LA PROPIEDAD
INDUSTRIAL



LLAGOSTERA SOTO, Mª del Carmen
Colegiado nº 478