



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 342 434**

51 Int. Cl.:
A61F 9/00 (2006.01)
G01F 23/292 (2006.01)
A61F 9/007 (2006.01)
G01N 35/10 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **07123297 .9**
96 Fecha de presentación : **14.12.2007**
97 Número de publicación de la solicitud: **1935383**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **25.06.2008**

54 Título: **Cortina de luz paralela uniforme con fuente de luz única.**

30 Prioridad: **22.12.2006 US 871640 P**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
06.07.2010

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
06.07.2010

73 Titular/es: **Alcon, Inc.**
P.O. Box 62 Bösch 69
6331 Hünenberg, CH

72 Inventor/es: **Gao, Shawn X.;**
Williams, David Lloyd;
Rowe, T. Scott y
Agahi, Daryush

74 Agente: **Curell Suñol, Marcelino**

ES 2 342 434 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

Cortina de luz paralela uniforme con fuente de luz única.

5 **Campo técnico de la invención**

La presente invención se refiere en general a sistemas y procedimientos quirúrgicos. Más particularmente, la presente invención se refiere a un sistema y a un procedimiento para detectar un nivel de fluido en un cartucho quirúrgico en un sistema quirúrgico oftálmico.

10 **Antecedentes de la invención**

El ojo humano en sus términos más simples funciona para proporcionar visión transmitiendo luz a través de una porción exterior transparente denominada córnea y enfocando la imagen por medio de un cristalino sobre la retina. La calidad de la imagen enfocada depende de muchos factores incluyendo el tamaño y la forma del ojo y la transparencia de la córnea y el cristalino.

20 Cuando la edad o la enfermedad hacen que el cristalino sea menos transparente, la visión se deteriora debido a la luz disminuida que puede transmitirse a la retina. Esta deficiencia en el cristalino del ojo se conoce médicamente como catarata. Un tratamiento aceptado para esta condición es la retirada quirúrgica del cristalino y la sustitución de la función del cristalino por una lente intraocular artificial (IOL).

25 En Estados Unidos, la mayoría de los cristalinios cataratosos se retiran por una técnica quirúrgica denominada facoemulsificación. Durante esta intervención, se inserta una delgada punta de corte por facoemulsificación en el cristalino enfermo y se la hace vibrar ultrasónicamente. La punta de corte vibrante licúa o emulsiona el cristalino de modo que el cristalino pueda ser aspirado fuera del ojo. El cristalino enfermo, una vez retirado, es sustituido por una lente artificial.

30 Un dispositivo quirúrgico ultrasónico típico adecuado para intervenciones oftálmicas incluye una pieza de mano accionada ultrasónicamente, una punta de corte anexa, una manga de irrigación y una consola de control electrónico. El conjunto de pieza de mano se sujeta a la consola de control por medio de un cable eléctrico y tubos flexibles. Por medio del cable eléctrico, la consola modifica el nivel de potencia transmitido por la pieza de mano a la punta de corte anexa y los tubos flexibles suministran fluido de irrigación al ojo y extraen dicho fluido de aspiración de éste a través del conjunto de pieza de mano.

35 Durante la utilización, los extremos de la punta de corte y la manga de irrigación se insertan en una pequeña incisión de anchura predeterminada practicada en la córnea, la esclerótica u otra ubicación. La punta de corte se hace vibrar ultrasónicamente a lo largo de su eje longitudinal dentro de la manga de irrigación por el cuerno ultrasónico activado por cristal, emulsificando así el tejido seleccionado *in situ*. El ánima hueca de la punta de corte comunica con el ánima del cuerno, que, a su vez, comunica con el conducto de aspiración que va de la pieza de mano a la consola. Una fuente de presión reducida o de vacío de la consola extrae o aspira el tejido emulsionado del ojo a través del extremo abierto de la punta de corte, las ánimas de la punta de corte y del cuerno y el conducto de aspiración y lo lleva a un dispositivo de recogida. La aspiración del tejido emulsionado es ayudada por una solución de lavado salina o un irrigante que se inyecta en el lugar quirúrgico a través del pequeño intersticio anular entre la superficie interior de la manga de irrigación y la punta de corte.

45 Recientemente, se ha desarrollado una nueva técnica de retirada de cataratas que implica la inyección de agua o solución salina caliente (aproximadamente de 45°C a 105°C) para licuar o gelificar el núcleo duro del cristalino, haciendo así que sea posible aspirar el cristalino licuado del ojo. La aspiración es realizada concurrentemente con la inyección de la solución calentada y la inyección de una solución relativamente fría, enfriando y retirando así rápidamente la solución calentada.

50 En la técnica de licuefractura de retirada de cataratas, el cristalino cataratoso es licuado o emulsionado por impulsos repetitivos de un fluido quirúrgico que son descargados desde la pieza de mano. A continuación, el cristalino licuado puede ser aspirado hacia fuera del ojo. Puesto que el fluido quirúrgico se utiliza realmente para licuar el cristalino cataratoso, una fuente presurizada consistente de fluido quirúrgico es importante para el éxito de la técnica de licuefractura. Además, diferentes fluidos quirúrgicos pueden ser ventajosos para la retirada de diferentes durezas de catarata o para diversas condiciones del paciente.

60 Los sistemas de instrumentos quirúrgicos oftálmicos convencionales utilizan vacío para aspirar el lugar quirúrgico y presión positiva para irrigar el lugar. Típicamente, un cartucho está conectado en serie entre los medios utilizados para generar presión y el instrumento quirúrgico. Es bien conocido el uso de cartuchos con instrumentos quirúrgicos para ayudar a gestionar los flujos de irrigación y aspiración en un lugar quirúrgico. Las patentes US n° 4.493.695 y n° 4.627.833 (Cook), n° 4.395.258 (Wang *et al.*), n° 4.713.051 (Steppe *et al.*), n° 4.798.580 (DeMeo *et al.*), n° 4.758.238, n° 4.790.816 (Sundblom *et al.*) y n° 5.267.956, n° 5.364.342 (Beuchat) y 5.747.824 (Jung *et al.*) describen todas ellas cartuchos quirúrgicos oftálmicos con o sin tubos. El caudal de fluido de irrigación, la velocidad de bomba, el nivel de vacío, la presión de fluido de irrigación, y la presión de fluido de irrigación y el caudal de fluido de irrigación son algunos de los parámetros que requieren un control preciso durante la cirugía oftálmica.

Para instrumentos de aspiración, la presión de aire en el cartucho está por debajo de la presión atmosférica y el fluido dentro del cartucho se ha retirado del lugar quirúrgico. Para instrumentos de irrigación, la presión de aire en el cartucho es más alta que la presión atmosférica y el fluido se transportará al lugar quirúrgico. En ambos tipos de instrumentos, el cartucho actúa como un depósito para el fluido que amortigua variaciones provocadas por los medios de generación de presión.

Para que el cartucho actúe como un depósito efectivo, el nivel de fluido (y, por tanto, el volumen de vacío) dentro del cartucho debe controlarse de modo que el cartucho no se llene ni se vacíe completamente. Si el fluido llena el cartucho en un sistema de aspiración, puede extraerse fluido hacia los medios para generar vacío (típicamente, un venturi), lo que interferiría inaceptablemente con el nivel de vacío del instrumento quirúrgico. Un cartucho vacío en un sistema de aspiración dará como resultado que se bombee aire hacia la bolsa de drenaje, lo que desperdiciaría un espacio de depósito valioso dentro de la bolsa. Además, un volumen constante dentro del cartucho en un sistema de aspiración permite un nivel de vacío de control más preciso dentro del instrumento quirúrgico. El control del nivel de fluido dentro de cartuchos de sistemas de irrigación es igualmente deseable.

Además, el tamaño del depósito dentro del cartucho afecta al tiempo de respuesta del cartucho. Un depósito mayor proporciona más capacidad de almacenamiento, pero ralentiza el tiempo de respuesta del sistema. Un depósito menor incrementa el tiempo de respuesta del sistema, pero puede no tener una adecuada capacidad de almacenamiento. Este dilema se ha abordado con cartuchos que tienen dos depósitos internos. Dicho cartucho se ilustra en la patente US nº 4.758.238 (Sundblom *et al.*) (el "cartucho Sundblom"). El depósito menor está en comunicación fluidica directa con la pieza de mano quirúrgica, mientras que un depósito mayor está posicionado entre el depósito menor y la fuente de vacío. Esto permite un tiempo de respuesta más rápido y una mayor capacidad de almacenamiento. Sin embargo, el depósito pequeño debe vaciarse periódicamente en el depósito mayor antes de que el depósito más pequeño se llene hasta arriba. Esto requiere que el depósito menor contenga un sensor de nivel de fluido que notifique a la consola de control que se vacíe el depósito menor en el momento apropiado. El cartucho Sundblom utiliza dos sondas eléctricas 76 (véase la figura 8) que forman un circuito de alarma eléctrico abierto. Cuando el fluido quirúrgico (que es eléctricamente conductor) llena el depósito pequeño 30, ambas sondas 76 se sumergen en el fluido, cerrando así el circuito y disparando la alarma de que el depósito 30 está lleno. El sensor de nivel de fluido utilizado en el cartucho Sundblom tiene la limitación de ser un simple interruptor de conexión/desconexión. El sensor no tiene otra función distinta de la de disparar una alarma de "depósito lleno" y no proporciona otra información al usuario sobre la cantidad de fluido en el depósito pequeño.

Otros sensores de presión, tales como el descrito en la patente US nº 5.747.824 (Jung *et al.*), utilizan un dispositivo óptico para detectar continuamente el nivel de fluido leyendo la ubicación de la interfaz aire/fluido. Estos dispositivos ópticos requieren fototransmisores y receptores relativamente caros y están sometidos a imprecisiones debido a la formación de espuma del fluido dentro del depósito. Además, la precisión de los sensores ópticos de presión puede verse afectada por niveles de luz ambiente.

En el pasado, se han utilizado sensores de presión acústica para vigilar el nivel de fluido en tanques de agua. Los transductores de ultrasonidos están montados dentro del tanque en la parte superior del tanque y una señal de ultrasonidos se envía hacia abajo hacia la parte superior del agua contenida dentro del tanque. Sin embargo, esta disposición no es adecuada para uso con equipos quirúrgicos en los que es importante la esterilidad y no puede permitirse que el transductor entre en contacto con el fluido. Además, como los dispositivos quirúrgicos son generalmente desechables, es poco deseable localizar el transductor dentro de la cámara.

El documento DE 12 97 347 B (Merkens KG) describe un sistema para iluminar una columna de fluidos con la finalidad de verificar fácilmente a ojo un nivel de fluido, cuyo sistema incluye parte de las características de la reivindicación 1 siguiente, excluyendo la agrupación lineal de sensores e iluminando oblicuamente la cámara mediante la utilización del efecto de diferentes ángulos de refracción en aire y fluido.

En consecuencia, continúa existiendo la necesidad de proporcionar un sensor de nivel de fluido simple, fiable y preciso.

Sumario de la invención

La presente invención proporciona un sistema y un procedimiento que funcionan para determinar el nivel de fluido en un dispositivo quirúrgico oftálmico de acuerdo con las reivindicaciones que siguen. Por ejemplo, la invención puede usarse para notificar a un usuario de una pieza de mano de licuefractura ciertas condiciones de nivel de fluido.

Más en particular, las formas de realización de la presente invención proporcionan un sistema de vigilancia continua de nivel de fluido de alta resolución. Una forma de realización del sistema de vigilancia continua de nivel de fluido de alta resolución incluye un único sensor de nivel de fluido que tiene una fuente de luz puntual, un reflector parabólico, una agrupación de sensores y un sistema de detección, procesamiento y control. La fuente de luz puntual ilumina un reflector parabólico en el que la fuente de luz puntual está situada en el foco del reflector parabólico. El reflector parabólico refleja luz desde la fuente de luz puntual para producir una cortina de luz paralela. La cortina de luz paralela es paralela a un eje de simetría del reflector parabólico. La cortina de luz paralela ilumina una cámara, tal como una cámara en un dispositivo quirúrgico oftálmico, utilizada para contener fluido quirúrgico. La agrupación de sensores acoplada a la cámara detecta la cortina de luz paralela que ilumina la cámara. La agrupación de sensores proporciona

una salida a un sistema de detección/procesamiento/control con el fin de determinar el nivel de fluido dentro de la cámara. Este procedimiento óptico de determinar los niveles de fluido quirúrgico puede ser ventajoso ya que impide una contaminación física de los fluidos quirúrgicos.

- 5 Todavía otra forma de realización proporciona un procedimiento de determinar niveles de fluido quirúrgico dentro de una cámara de un dispositivo quirúrgico oftálmico.

Breve descripción de los dibujos

- 10 Para una comprensión más completa de la presente invención y las ventajas de la misma, se hace referencia a continuación a la siguiente descripción tomada junto con los dibujos adjuntos, en los que números de referencia iguales indican características análogas y en los que:

15 La figura 1 representa una solución de técnica anterior en donde una fuente de luz lineal se utiliza para determinar un nivel de fluido dentro de una cámara;

la figura 2 representa una fuente de luz lineal de acuerdo con una realización de la presente invención;

- 20 la figura 3 representa un sistema de sensor de nivel de fluido de acuerdo con formas de realización de la presente invención; y

la figura 4 proporciona un diagrama de flujo lógico de un procedimiento de determinar el nivel de fluido dentro de una cámara de acuerdo con formas de realización de la presente invención.

25 Descripción de la invención

En las figuras, se ilustran formas de realización preferidas de la presente invención, utilizándose los mismos números para referirse a partes iguales y correspondientes de los diversos dibujos.

- 30 Frecuentemente, es importante vigilar los niveles de líquido o fluido dentro de dispositivos médicos. Es importante que los niveles de fluido estén vigilados y, al mismo tiempo, no se contaminen por los dispositivos de vigilancia. Uno de dichos medios de hacer esto es la tecnología ultrasónica. Otra manera es utilizar un sensor óptico de nivel de fluido.

35 La figura 1 representa una solución de la técnica anterior en donde una fuente de luz lineal se utiliza para determinar un nivel de fluido dentro de una cámara. Un sistema de detección óptica de nivel 10 incluye una cámara 12, una fuente de luz lineal 16, una agrupación lineal de sensores 18 y un módulo de procesamiento 20. La fuente de luz lineal 16 es típicamente un generador de línea láser o una barra lineal de diodos de emisión de luz LED. Sin embargo, estas elecciones para la fuente de luz lineal no cumplen típicamente los requisitos para un sistema de detección óptica continua de nivel de alta resolución. Esto es debido al gran ángulo de visión subtendido por la fuente de luz lineal elegida para iluminar el fluido 14 dentro de la cámara 12. Adicionalmente, debido a que puede usarse una serie de LED dentro de la fuente de luz lineal 16, pueden existir problemas de uniformidad con la intensidad de la luz generada por la fuente de luz lineal 16.

45 Con el fin de conseguir una intensidad uniforme, la fuente de luz lineal 16 prevista en la figura 1 utiliza típicamente una agrupación altamente difusa de LED. Como resultado, la fuente de luz 16 tiene un ángulo de visión muy grande en el que los rayos o haces de luz no son paralelos. Para resolver esta cuestión, una realización de la presente invención proporciona una cortina de luz en la que la luz sea sustancialmente uniforme y paralela.

50 La figura 2 representa una fuente de luz lineal 200 utilizada para generar una cortina de luz paralela y uniforme de acuerdo con formas de realización de la presente invención. Esta fuente de luz lineal 200 incluye una fuente de luz puntual 202 y un reflector parabólico 204. La fuente de luz puntual 202 está situada en el foco de una parábola utilizada para definir un reflector parabólico 204. La fuente de luz puntual 202 ilumina un arco 206 en el que los rayos de luz 208 dentro del arco no son paralelos. Sin embargo, el reflector parabólico 204 refleja los rayos 208 para producir una cortina de luz paralela 210. La cortina de luz paralela tiene una altura 212 de dicha cortina 210. La altura 212 de la cortina puede ser definida por los requisitos de la cámara de fluido para la cual puede usarse la fuente de luz lineal 200 para determinar el nivel de fluido dentro de ella. La altura de cortina 212 puede utilizarse para determinar a continuación el arco parabólico del reflector parabólico 204 definido por la parábola. Análogamente, una vez que se ha definido este arco parabólico, el arco 206 iluminado por la fuente de luz puntual 202 queda definido también. La ubicación del foco del reflector parabólico 204 puede ser inducida de nuevo también por los requisitos de la altura 212 de cortina asociados al reflector parabólico 204.

65 La cortina de luz 210 proporcionada tiene rayos de luz paralelos 214 con una intensidad uniforme. La intensidad uniforme resulta de que los rayos de iluminación se originan en una única fuente de luz puntual 202. Adicionalmente, la cortina de luz 210 no tiene un gran ángulo de visión debido a que los rayos de luz 214 son paralelos. Esto es esencial para un sistema óptico de detección de nivel continua de alta resolución. El procedimiento del reflector ofrece un tamaño más pequeño cuando se compara un procedimiento de lente óptica, especialmente cuando la altura de la cortina de luz 210 es relativamente grande.

ES 2 342 434 T3

La figura 3 representa un sistema de sensor de nivel de fluido 300 de acuerdo con formas de realización de la presente invención. El sistema de sensor de nivel de fluido 300 incluye un sensor de nivel de fluido que utiliza la fuente de luz lineal parabólica 200 discutida con referencia a la figura 2. Adicionalmente, el sistema de detección de nivel de fluido 300 incluye una cámara de fluido 302 que contiene fluido 304 y una agrupación lineal de sensores 308, así como un módulo 310 de detección/procesamiento/control. Una fuente de luz puntual única 202 se utiliza para iluminar un reflector parabólico 204 y crea una cortina de luz paralela 210 que tiene unos rayos de luz paralelos 214. La fuente de luz lineal 200 puede acoplarse ópticamente para iluminar la cámara de fluido 302. La cortina de luz 210 ilumina la cámara de fluido 302 y los rayos de luz de la cortina de luz 210 son detectados por la agrupación de sensores 308. Algunos de los sensores en la agrupación de sensores 208 detectarán una luz de baja intensidad (indicando que la luz ha atravesado el fluido 304) y otros sensores detectarán una luz de intensidad más alta que no ha atravesado el fluido 304. La agrupación de sensores 308 proporciona una salida al módulo 310 de detección/procesamiento/control representativa de las diferentes intensidades de luz recibidas en sus sensores. El módulo de procesamiento y control 310 es capaz entonces de proporcionar una medición continua de alta resolución del nivel del fluido dentro de la cámara 302 sobre la base de la señal procedente de la agrupación de sensores 308, indicando la altura a la que la agrupación detectó un cambio sustancial en la intensidad de la luz recibida, de una manera que será familiar para los expertos en la materia. La medición (señal) de nivel de fluido puede utilizarse dentro de un dispositivo quirúrgico oftálmico en el que es importante conocer el momento en que los niveles de fluido quirúrgico están por debajo de un cierto nivel, como se ha discutido anteriormente.

El sistema de módulo 310 de detección/procesamiento/control puede ser un único dispositivo de procesamiento o una pluralidad de dispositivos de procesamiento. Dicho dispositivo de procesamiento puede ser un microprocesador, un microcontrolador, un procesador de señal digital, un microordenador, una unidad de procesamiento central, una agrupación de puertas lógicas programables en el campo, un dispositivo lógico programable, una máquina de estado, una circuitería lógica, una circuitería analógica, una circuitería digital y/o cualquier dispositivo que manipule señales (analógicas y/o digitales) basándose en instrucciones operativas almacenadas en memoria. La memoria puede ser un dispositivo de memoria único o una pluralidad de dispositivos de memoria. Dicho dispositivo de memoria puede ser una memoria de sólo lectura, una memoria de acceso aleatorio, una memoria volátil, una memoria no volátil, una memoria estática, una memoria dinámica, una memoria flash, una memoria caché y/o cualquier dispositivo que almacene información digital. Debe observarse que cuando el controlador del sistema pone en práctica una o más de sus funciones a través de una máquina de estado, circuitería analógica, circuitería digital y/o circuitería lógica, la memoria que almacena las instrucciones operativas correspondientes puede embeberse dentro de la circuitería o ser externa a la circuitería que comprende la máquina de estado, la circuitería analógica, la circuitería digital y/o la circuitería lógica. La memoria almacena, y el controlador del sistema ejecuta, instrucciones operativas correspondientes a al menos algunas de las etapas y/o funciones ilustradas en la figura 4 asociadas a formas de realización de la presente invención.

La figura 4 proporciona un diagrama de flujo lógico de un procedimiento de determinar el nivel de fluido dentro de una cámara de acuerdo con formas de realización de la presente invención. Las operaciones 400 comienzan con la etapa 402 en donde una fuente de luz puntual está situada en el foco de un reflector parabólico. El reflector parabólico es iluminado por la fuente de luz puntual en la etapa 404. La luz se refleja desde el reflector parabólico para producir una cortina de luz paralela que discurre paralela a un eje de simetría del reflector parabólico en la etapa 406. Esto permite que se genere una cortina sustancialmente uniforme de luz paralela a partir de una única fuente de luz. Adicionalmente, la cortina de luz paralela tiene un ángulo de visión relativamente pequeño cuando se compara con otras cortinas de luz generadas utilizando, por ejemplo, una agrupación lineal de los LED. En la etapa 408, se ilumina una cámara fluidica, en donde la cámara fluidica puede contener un fluido quirúrgico para su utilización dentro de una intervención quirúrgica oftálmica. Una agrupación lineal de sensores u otra agrupación de sensores acoplada también a la cámara fluidica puede entonces percibir/detectar un nivel de fluido dentro de la cámara. Esto permite una determinación continua de alta resolución de los niveles de fluido dentro de la cámara. La posición y la altura del arco parabólico pueden definirse por la altura requerida de la cortina de luz paralela.

En resumen, las formas de realización de la presente invención proporcionan un sistema y un procedimiento de vigilancia continua de nivel de fluido de alta resolución. Las formas de realización del sistema de vigilancia continua de nivel de fluido de alta resolución pueden incluir un sensor de nivel de fluido único que tengan una fuente de luz puntual, un reflector parabólico, una agrupación de sensores y un sistema de detección, procesamiento y control. La fuente de luz puntual ilumina un reflector parabólico, en donde la fuente de luz puntual está situada en el foco del reflector parabólico. El reflector parabólico refleja luz desde la fuente de luz puntual para producir una cortina de luz paralela. La cortina de luz paralela es paralela a un eje de simetría del reflector parabólico. La cortina de luz paralela ilumina una cámara, tal como una cámara en un dispositivo quirúrgico oftálmico, utilizada para contener fluido quirúrgico. El dispositivo quirúrgico oftálmico puede ser, por ejemplo, un cartucho quirúrgico para uso en un sistema de facoemulsificación o un sistema vítreoretinal, tal como se conoce por los expertos en la materia. La agrupación de sensores acoplada a la cámara detecta la cortina de luz paralela que ilumina la cámara. La agrupación de sensores proporciona una salida hacia un sistema de detección/procesamiento/control con el fin de determinar el nivel de fluido dentro de la cámara. Este procedimiento óptico de determinar los niveles de fluido quirúrgico puede ser ventajoso ya que impide una contaminación física de los fluidos quirúrgicos.

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento para determinar un nivel de fluido dentro de una cámara (302), comprendiendo el procedimiento:
5 colocar (402) una fuente de luz puntual (202) en un foco de un reflector parabólico (204);
iluminar (404) el reflector parabólico con la fuente de luz puntual;
10 reflejar (406) luz (208) desde el reflector parabólico para producir una cortina de luz paralela (210) paralela a un eje de simetría del reflector parabólico;
iluminar horizontalmente (408) la cámara (302) que contiene un fluido (304) con la cortina de luz paralela que tiene rayos de luz paralelos (214); y determinar (410) un nivel de fluido dentro de la cámara con una agrupación lineal de sensores (308) dispuestas para detectar la cortina de luz paralela con el fin de indicar la altura a la cual la agrupación detectó un cambio sustancial en la intensidad de luz recibida.
15
2. Procedimiento según la reivindicación 1, en el que el nivel de fluido se determina (410) continuamente por la iluminación de la cámara (302) con la cortina de luz paralela (210).
- 20 3. Procedimiento según la reivindicación 1, en el que la cortina de luz paralela (210) tiene una intensidad sustancialmente uniforme.
4. Procedimiento según la reivindicación 1, en el que la fuente de luz puntual (202) ilumina un arco (206) formado por el reflector parabólico (204), en el que el arco queda definido por una altura (212) de la cortina de luz paralela (210).
25
5. Procedimiento según la reivindicación 1, en el que la cámara (302) está dentro de un instrumento quirúrgico oftálmico.
30
6. Procedimiento según la reivindicación 1, en el que una longitud focal y un arco de iluminación (206) formado por la fuente de luz puntual (202) sobre el reflector parabólico (204) están determinados por una altura (212) de la cortina de luz paralela (210).
35
7. Sensor de nivel de fluido (300), que comprende:
una fuente de luz puntual (202);
un reflector parabólico (204), en el que la fuente de luz puntual está situada en un foco del reflector parabólico, en el que:
40 la fuente de luz puntual es operativa para iluminar el reflector parabólico;
el reflector parabólico es operativo para reflejar luz de la fuente de luz puntual con el fin de producir una cortina de luz paralela (210) que tiene rayos de luz paralelos (214);
45 la cortina de luz paralela es paralela a un eje de simetría del reflector parabólico; y
la cortina de luz paralela está configurada para iluminar horizontalmente una cámara (302) operativa para contener un fluido (304);
50 una agrupación lineal de sensores (308) acoplada a la cámara, estando dispuesta la agrupación de sensores para detectar la cortina de luz paralela que ilumina la cámara; y
un sistema de procesamiento (310) acoplado a la agrupación de sensores y operativo para determinar un nivel de fluido dentro de la cámara a partir de la luz detectada por la agrupación de sensores a fin de indicar la altura a la cual la agrupación detectó un cambio sustancial en la intensidad de luz recibida.
55
8. Sensor de nivel de fluido según la reivindicación 7, que está adaptado para determinar continuamente el nivel de fluido iluminando la cámara (302) con la cortina de luz paralela (210).
60
9. Sensor de nivel de fluido según la reivindicación 7, en el que la cortina de luz paralela (210) tiene una intensidad sustancialmente uniforme.
- 65 10. Sensor de nivel de fluido según la reivindicación 7, en el que la fuente de luz puntual (202) está adaptada para iluminar un arco (206) formado por el reflector parabólico (204), en el que el arco queda definido por una altura (212) de la cortina de luz paralela (210).

ES 2 342 434 T3

11. Sensor de nivel de fluido según la reivindicación 7, en el que una longitud focal y un arco de iluminación (206) formado por la fuente de luz puntual (202) sobre el reflector parabólico (204) están determinados por una altura (212) de la cortina de luz paralela (210).

5

10

15

20

25

30

35

40

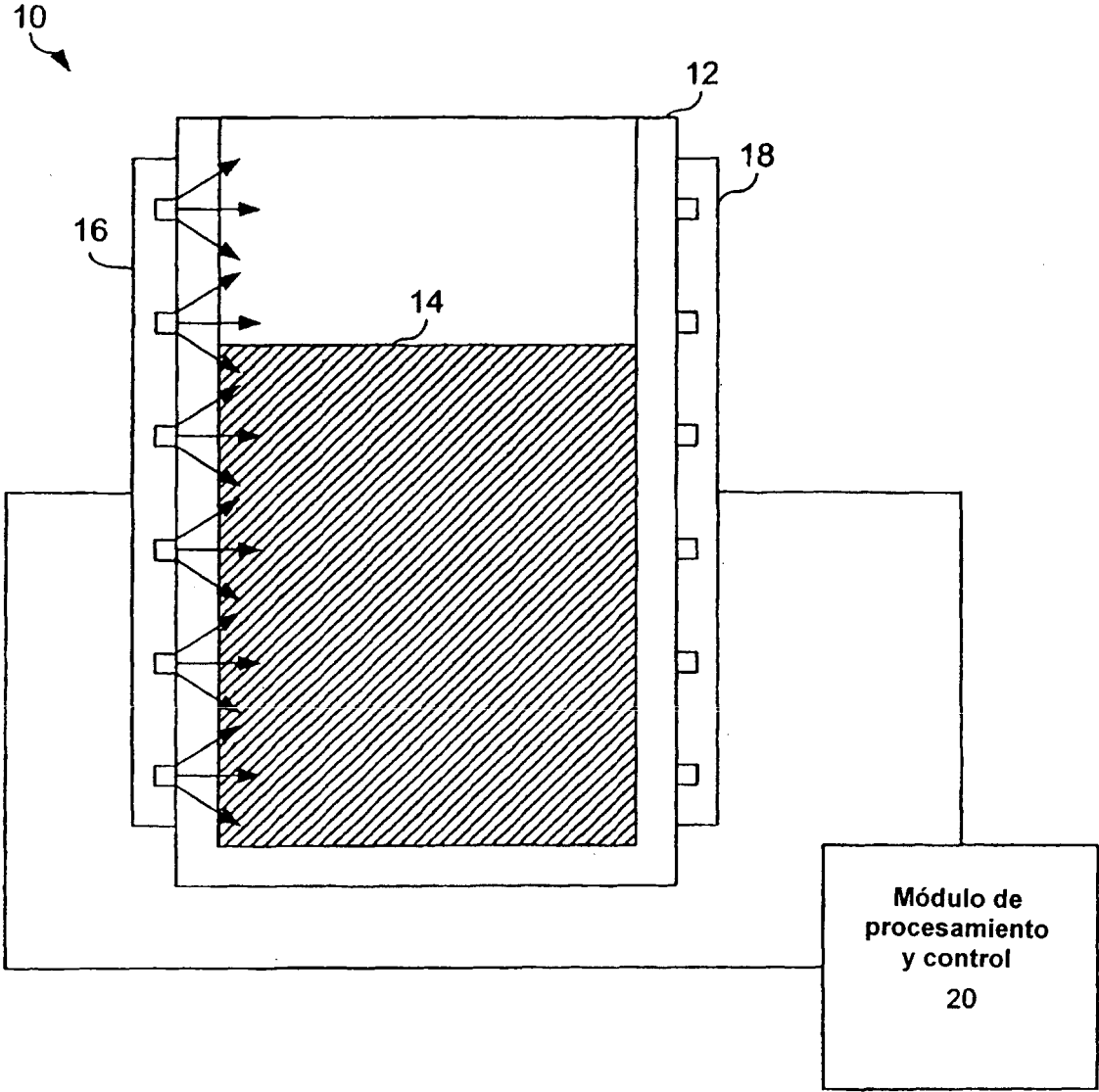
45

50

55

60

65



TÉCNICA ANTERIOR

FIG. 1

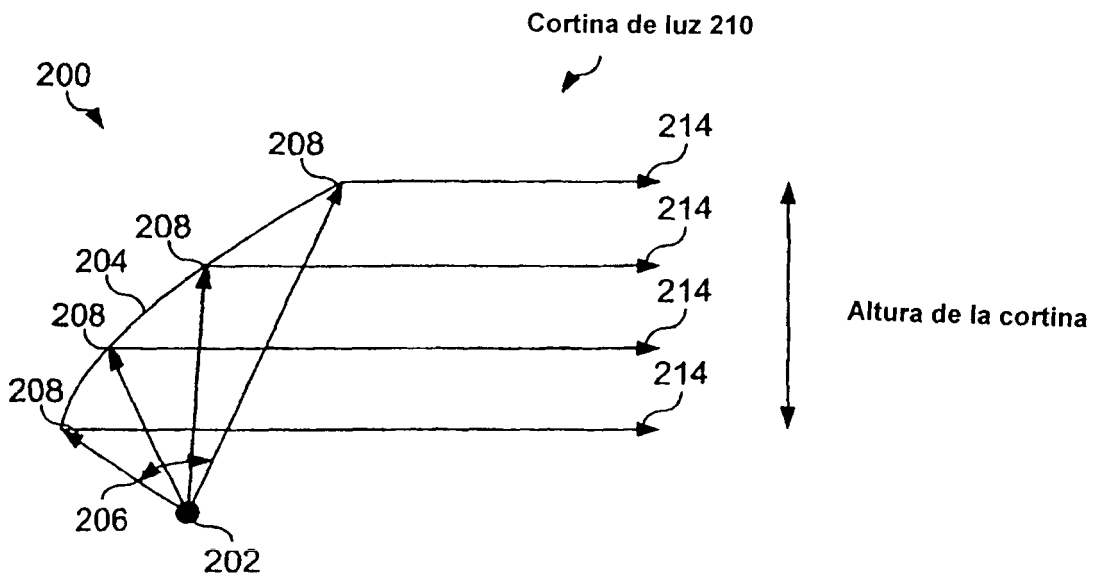


FIG. 2

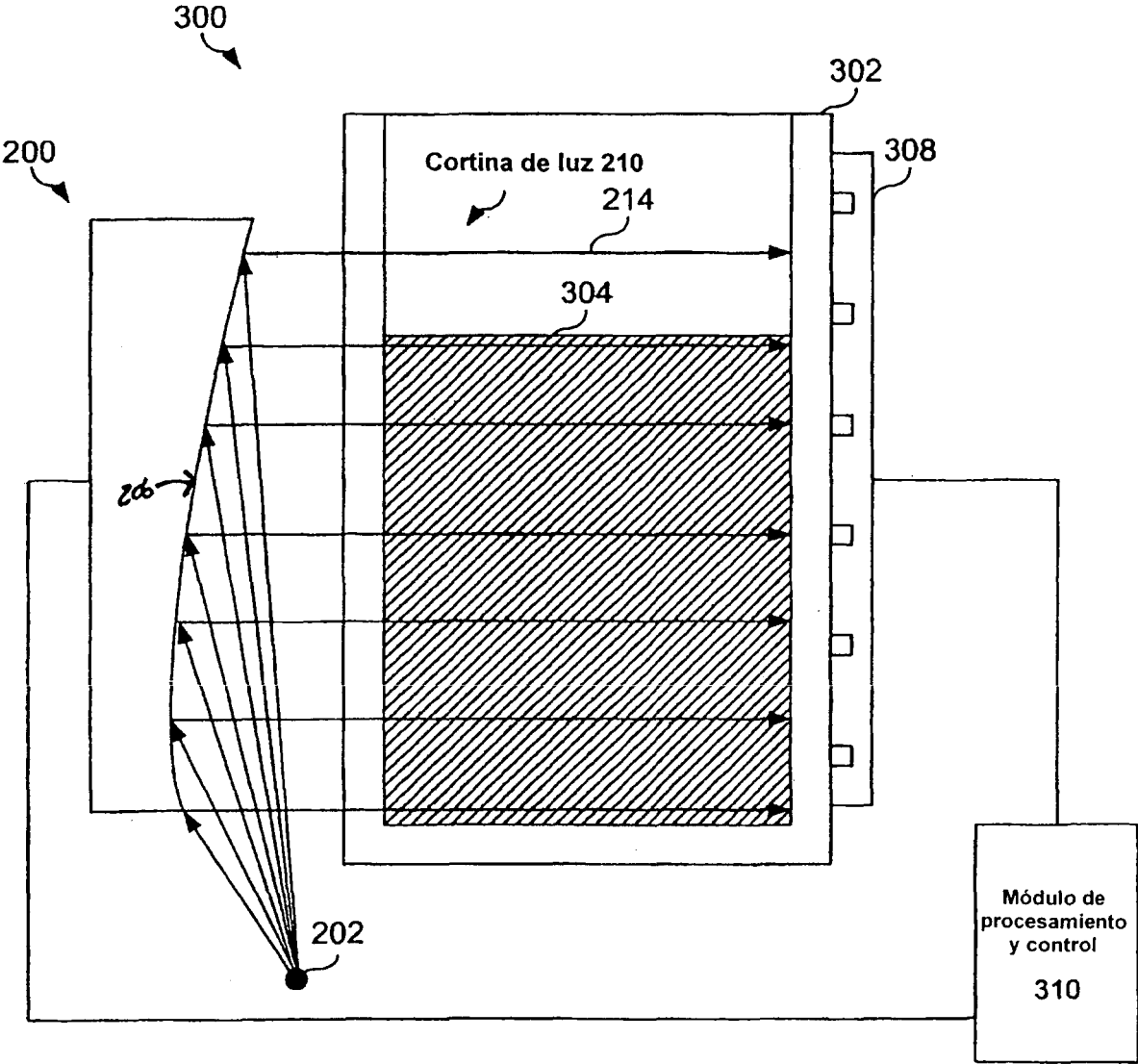


FIG. 3

400 →

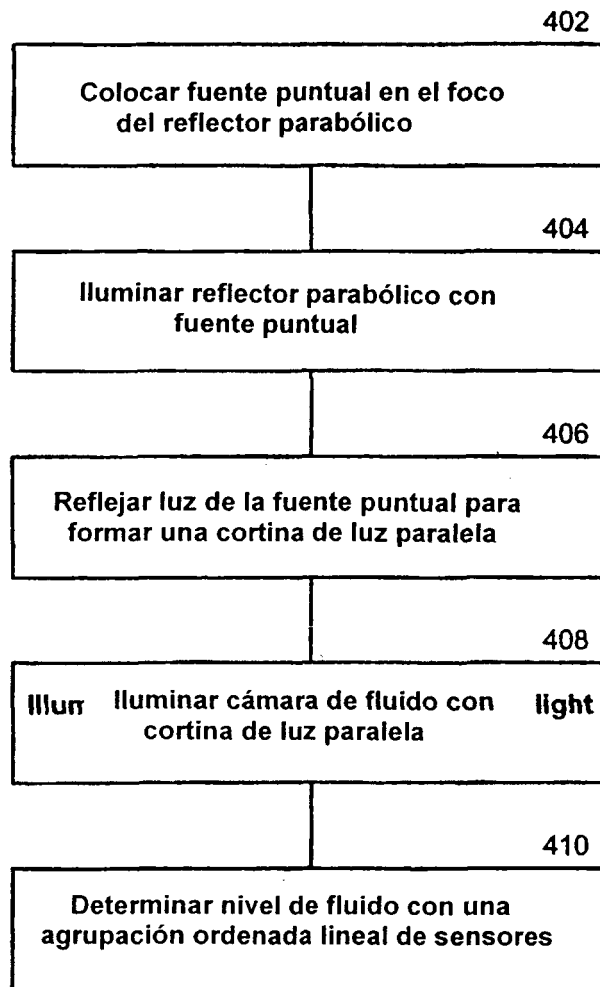


FIG. 4