



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 333 699**

51 Int. Cl.:
A61B 5/027 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **01925677 .5**

96 Fecha de presentación : **27.04.2001**

97 Número de publicación de la solicitud: **1276414**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **22.01.2003**

54 Título: **Sondas de lámina de luz planas.**

30 Prioridad: **27.04.2000 GB 0010123**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
26.02.2010

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
26.02.2010

73 Titular/es:
KeyMed (Medical & Industrial Equipment) Ltd.
Keymed House, Stock Road
Southend-on-Sea, Essex SS2 5QH, GB

72 Inventor/es: **Aroussi, Abdelwahab y**
Menacer, Mohamed

74 Agente: **Ungría López, Javier**

ES 2 333 699 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).

ES 2 333 699 T3

DESCRIPCIÓN

Sondas de lámina de luz planas.

5 La presente invención se refiere a una sonda óptica adaptada para el uso en un espacio cerrado, por ejemplo, una cavidad para permitir la medición de características tales como caudal, tamaño de partículas y concentración de sustancias contenidas en el espacio. Se refiere especialmente, pero no exclusivamente, a PIV. Se refiere a anemómetros de lámina de luz planos (PLSA), especialmente a PLSA en miniatura.

10 Los dispositivos de inspección de cavidad convencionales (o dispositivos para el uso en espacios confinados) han permitido que se tomen imágenes/que se visualice la cavidad e incluyen endoscopios que tienen varios prismas y espejos que conducen luz blanca desde una fuente a una cavidad. Los endoscopios de la técnica anterior permiten al usuario ver qué hay en la cavidad a simple vista o se pueden usar en combinación con una cámara que permite la visualización de la cavidad en una pantalla o una fotografía.

15 Los sistemas de análisis de flujo de fluido convencionales tales como Anemómetros de Láser Doppler (LDA), Velocímetros de Imagen de Partículas (PIV) y Anemómetros de Fase Doppler (PDA) son grandes y cuando se desea obtener información de flujo en un espacio confinado, son incapaces de obtener una variedad lo suficientemente amplia de información buscada y es prácticamente imposible usar los mismos debido a la ausencia de acceso óptico disponible en cavidades cerradas (por ejemplo, en la cámara de cojinetes de un motor de aviación).

20 Por lo tanto, sería beneficioso en una amplia diversidad de campos, incluyendo ingeniería y medicina, tener un sistema de sonda que pueda permitir o no la visualización del interior de una cavidad cerrada, pero, lo que es más importante, permitir que se tomen mediciones relacionadas con los contenidos de la cavidad, por ejemplo, para una cavidad que contiene fluido, la velocidad de las partículas, el tamaño de las partículas y la concentración de las partículas del campo en la cavidad.

25 La presente invención se ha originado del trabajo en el campo de la Velocimetría de Formación de Imágenes de Partículas (PIV). La Velocimetría de Formación de Imágenes de Partículas (PIV) se benefició del desarrollo de LDV (Velocimetría de Láser Doppler) y constituye una respuesta a la necesidad de mediciones de Campo Completo. Se desarrolló al final de la década de los 70, se implementó de forma práctica al principio de la década de los 80 y su uso comenzó a propagarse al final de la década de los 80. Ahora es una técnica desarrollada. Las ventajas de este tipo de sistema de medición se encuentran en muchos dominios: cuando se usan instalaciones intermitentes se pueden medir campos de flujo sin suponer la repetitibilidad perfecta de las condiciones de ensayo; en muchos casos, los tiempos de ensayo son mucho más cortos que con otros métodos de medición de flujo/fluido; y estas técnicas permiten el acceso a cantidades que serían, de otro modo, imposibles de determinar, tales como campos de vorticidad instantánea. La técnica visualiza típicamente una partícula en dos momentos diferentes y establece la velocidad de la partícula evaluando las imágenes para establecer cómo de lejos se ha desplazado la partícula en un tiempo conocido.

30 La Velocimetría de Imagen de Partículas y la Fluorescencia Inducida por Láser (LIF) se basan, como la Velocimetría de Láser Doppler, en la medición de la velocidad de partículas trazadoras transportadas por el fluido. Sin embargo, en lugar de concentrar luz en un volumen de sonda pequeño (como en LDV), se ilumina un plano completo del flujo bajo investigación en PIV y LIF. Esto se realiza creando una lámina de luz estrecha que se propaga sobre la región de interés, iluminando la lámina un plano 2-D aislado de interés. Por lo tanto, las partículas trazadoras se hacen visibles y se registran imágenes de las partículas iluminadas. Estos registros contendrán típicamente imágenes sucesivas de trazadores únicos en el tiempo o fotogramas sucesivos de imágenes instantáneas de todo el campo de flujo. El desplazamiento del trazador, después, se determinará mediante el análisis de estos registros.

35 Se conocen sistemas de PIV para proporcionar información sobre un fluido en un espacio confinado que tienen una primera sonda que comprende un emisor acoplado ópticamente a un láser y diseñado para emitir una lámina de luz de láser y una segunda sonda, separada de la primera sonda, y que comprende un detector/receptor diseñado para detectar luz láser dispersada y proporciona señales a un ordenador. La separación entre el emisor y el detector necesita controlarse de forma precisa, al igual que su orientación angular relativa y posición relativa.

40 La formación de imágenes por fluorescencia inducida por láser (UF) es otra técnica de formación de imágenes que usa una lámina de luz. Depende de la naturaleza cuántica de moléculas y átomos, por lo que las transiciones de energía pueden tener lugar solamente entre ciertos estados energéticos cuantizados. Una molécula diatómica puede tener varios modos de energía cuántica. Los tres pertinentes para estudios de LIF son electrónico, vibracional y rotacional. El primer modo, el estado electrónico, se indica habitualmente por letras, siendo X el estado electrónico menor (fondo), siendo A el primer estado excitado, B, el segundo, etc. La molécula también tiene energía vibracional, indicada por el número cuántico vibracional v , que tiene valores de números enteros que comienzan en 0. El tercer estado de energía es la energía rotacional, indicada por el número cuántico rotacional J . Se permiten solamente ciertas transiciones de energía por las reglas de selección de la física cuántica. Una molécula en un estado de energía bajo se puede elevar ópticamente solamente hasta un estado de energía mayor por interacción con un fotón de energía exactamente igual a la diferencia de energía entre los estados de energía permitidos de la molécula y una molécula excitada puede relajarse solamente cediendo un cuanto de energía igual a la diferencia entre los estados de energía permitidos, por emisión de un fotón o por colisión con una molécula vecina.

ES 2 333 699 T3

La fluorescencia inducida por láser se aprovecha de este fenómeno excitando ópticamente una especie con fotones de una frecuencia que coincide con un nivel permisible de diferencia de las especies que se están sondando. Se debe señalar que las diferentes especies tienden a tener diferentes transiciones de energía, de tal forma, generalmente es posible elegir una transición para una especie dada que está bien aislada de posibles transiciones de otras especies que puedan estar presentes. La fluorescencia resultante provocada cuando las moléculas excitadas se relajan por emisión de fotones se puede recoger y analizar para determinar la concentración y/o temperatura de especies locales.

La fluorescencia inducida por láser utiliza una lámina de luz láser generada por una fuente de láser ajustable para iluminar un plano bidimensional a través de la muestra y usa una cámara CCD intensificada sensible dispuesta en 90° con respecto a la lámina de luz para visualizar la fluorescencia resultante del área iluminada. El procesamiento de las imágenes adquiridas es similar a PIV excepto por los filtros y detectores adicionales para la separación de fase. Existen varias variaciones del principio; a saber, LIF, PUF (Fluorescencia Inducida por Láser Plana), MLIF (Mediciones Mixtas Usando Fluorescencia Inducida por Láser), etc.

En algunas mediciones de PIV/LIF es necesario mover la lámina de luz y también mover el detector de un modo correspondiente a fin de garantizar la detección óptima de la nueva posición de la lámina de luz. El alineamiento cuidadoso del emisor y detector en sus segundas (y posteriores) posiciones también es importante, pero crítico para el proceso de medición.

Cuando, por ejemplo, se miden los parámetros de lubricante (aceite) en un motor de trabajo (por ejemplo, un motor de aeroplano de banco de pruebas en funcionamiento) tal como un reactor de turbina, es necesario poner dos sondas (emisor y detector) en el flujo de fluido.

Esto aparta el flujo de lo que se está usando sin las sondas. Por supuesto, el tamaño de las sondas se mantiene pequeño en la técnica anterior y los ensayos se realizan con las sondas en diferentes posiciones para observar cómo afecta esto a los resultados.

El documento US 5.883.707 describe un dispositivo para detectar estructuras de flujo 3-D que incluye una fuente de luz para producir al menos dos y preferiblemente tres láminas de luz de diferentes longitudes de onda o intensidad de luz, un dispositivo de captación asignado a las láminas de luz para detectar luz dispersada producida por un partícula que pasa a través de las láminas de luz, un analizador y un medio de control.

El documento WO 97/12210 describe un sensor de fibra óptica para mediciones de flujo remotas con dos fibras ópticas y una superficie reflectante. La luz de una fibra óptica se refleja del dispositivo sensor a un volumen de medición donde se dispersa por partículas en el volumen. Parte de la luz de dispersión de retorno se recoge por la otra fibra. La señal de dispersión de retorno se compara con la señal de transmisión para detectar un cambio Doppler.

De acuerdo con un primer aspecto de la presente invención, se proporciona un conjunto de sonda de medición de flujo de fluido endoscópica óptica, que comprende un endoscopio que tiene un extremo de usuario y un extremo distal, teniendo el extremo distal un emisor de luz, un generador de lámina de luz y al menos un adquisidor de luz reflejada, y estando provisto el endoscopio con medios de transmisión para transmitir información desde el extremo distal, adaptándose el generador de lámina de luz en uso para generar una lámina de luz y adaptándose el adquisidor de luz para detectar la luz reflejada de la lámina de luz, proporcionándose el generador de lámina de luz y el adquisidor de luz en el mismo endoscopio.

Por tanto, una única sonda emite luz y detecta luz reflejada por el fluido: ambas cosas sirven como emisor y adquisidor de datos. Esto reduce la alteración en comparación con sistemas de PLSA de dos sondas tradicionales. Una única sonda también puede introducirse en espacios menores de lo que pueden dos sondas y proporcionar una intrusión mínima.

Preferiblemente, la sonda está adaptada para emitir luz láser. Preferiblemente, la sonda comprende una sonda de PIV o una sonda de LIF y el emisor de luz puede comprender un productor de lámina de luz adaptado durante el uso para producir una lámina de luz. La sonda puede comprender uno de: una sonda de PIV, una sonda de LIF, un dispositivo de PIV 3-D estereoscópico o cualquier Anemómetro de Lámina de Luz Plana (PLSA). Actualmente las técnicas de luz blanca no proporcionan resultados tan buenos como las láminas de luz láser y las láminas de luz láser son una característica importante de muchas realizaciones de la invención, pero se puede considerar una lámina de luz no láser.

Preferiblemente, el endoscopio comprende un canal de transmisión de luz, tal como un cristal, fibra óptica o haz de fibra óptica, que se extiende a lo largo de su longitud y se acopla ópticamente con el emisor de luz. Preferiblemente, el canal óptico, por ejemplo, fibra óptica, está adaptado para acoplarse ópticamente a un láser, por ejemplo, cuando un láser de onda continua proporciona la fuente de luz o cuando se usa un láser pulsado de baja energía.

Preferiblemente, el adquisidor de luz se acopla ópticamente a una óptica de transmisión de imágenes adaptada para transmitir una imagen óptica o señal detectada por el adquisidor de luz alejándose del extremo distal y preferiblemente al extremo del usuario de la sonda. La óptica de transmisión comprende preferiblemente uno o más de lentes, prismas y espejos y comprende preferiblemente al menos una lente y al menos dos elementos de (i) elementos de espejo o (ii) elementos de prisma. Puede haber al menos dos espejos y/o al menos dos prismas o al menos uno de cada.

ES 2 333 699 T3

La óptica de transmisión de imágenes se dispone para transmitir la imagen adquirida a una cámara u otro dispositivo de formación de imágenes proporcionado en el exterior del espacio confinado en el que se ha insertado el extremo distal de la sonda endoscópica. Por supuesto, si las cámaras se hacen lo suficientemente pequeñas para introducirse en espacios confinados y si se convierten en suficientemente robustas para sobrevivir y funcionar en condiciones ambientales a las que se exponen durante el uso, la propia cámara se puede proporcionar en el extremo distal de la sonda endoscópica. Por ejemplo, se puede proporcionar una pequeña cámara CCD en el extremo distal de la sonda y se pueden exportar señales de imágenes desde el extremo distal (por ejemplo, señales eléctricas o una transmisión e.m. inalámbrica). Sin embargo, se prefiere usar componentes ópticos y transmitir la propia imagen alejándose del extremo distal a una cámara alejada del extremo distal actualmente ya que la sonda se puede mantener menor/los espejos/lentes/prismas pueden hacer frente a entornos más extremos.

Puede haber un primer elemento óptico con una superficie reflectante inclinada generalmente en 45° con respecto a una superficie reflectante de un segundo elemento óptico. El adquisidor de luz puede tener un par de elementos ópticos (por ejemplo, espejos o prismas) con superficies reflectantes que se extienden generalmente en paralelo entre sí.

El adquisidor de luz puede tener un elemento óptico que tiene una superficie reflectante y el emisor de luz puede tener un elemento óptico que tiene una superficie reflectante y las superficies reflectantes se pueden inclinar relativamente entre sí a fin de crear una salida de luz en un primer plano que es sustancialmente normal a la línea de visión del elemento óptico del adquisidor de luz. Se entenderá que la línea de visión del adquisidor de luz es la línea que se refleja en el endoscopio, durante el uso del endoscopio. Las superficies reflectantes del adquisidor de luz y emisor de luz se pueden inclinar en un ángulo entre 0° y 90° entre sí o en otro ángulo que puede ser 90° o puede no ser 90° .

El endoscopio puede tener un cuerpo alargado, preferiblemente tubular, y estar provisto preferiblemente de una extensión, brazo o pie en o hacia su extremo distal. El pie puede extenderse alejándose del cuerpo, posiblemente en aproximadamente 90° con respecto al cuerpo.

El emisor de luz puede incluir una disposición de desviación de tal forma que la luz emitida durante el uso pase de forma transversal a través del cuerpo alargado, proporcionándose preferiblemente el adquisidor de luz en el cuerpo. Alternativamente, la luz emitida por el emisor de luz se puede disponer para propagarse generalmente en paralelo a la dirección alargada del cuerpo.

El adquisidor de luz tiene preferiblemente un reflector móvil, preferiblemente móvil de forma angular. El reflector se puede proporcionar en un soporte. El soporte es preferiblemente móvil de forma angular alrededor de un primer eje. El reflector en algunas realizaciones es preferiblemente móvil de forma angular con respecto a un soporte alrededor de un segundo eje diferente.

Para mediciones estereoscópicas, una realización de la sonda endoscópica tiene un primer y un segundo brazo o pie, típicamente en o hacia su extremo distal y cada brazo/pie tiene un adquisidor de imágenes. En la disposición de una realización preferida, el adquisidor de imágenes del primer brazo adquiere una imagen de un lado de la lámina de luz y el adquisidor de imágenes del segundo brazo adquiere una imagen del otro lado de la lámina de luz. Esto permite establecer la velocidad fuera de plano de las partículas (velocidad transversal (por ejemplo, perpendicular) con respecto al plano de la lámina de luz).

Aunque se podría usar cualquier fuente de luz, habitualmente un láser es la fuente más preferida para producir una lámina de luz estrecha e intensa. Los haces de láser constituyen fuentes bien colimadas de luz intensa y se pueden transferir de forma muy sencilla en una lámina usando lentes cilíndricas o espejos de exploración. Se puede usar láser continuo o pulsado dependiendo de la técnica a aplicar. Los láseres de argón son buenas elecciones de luz continua y los láseres de Rubí o ND-Yag se eligen cuando se necesita una fuente pulsada. Actualmente, la última sustituye cada vez más y más a los láseres de Rubí ya que permite una focalización más sencilla de una cámara.

La energía disponible se usa del mejor modo creando una lámina de luz muy estrecha. Esto se puede conseguir añadiendo lentes positivas esféricas al sistema óptico para reducir la divergencia del haz de láser.

La lámina de luz de onda continua o pulsada de baja energía se puede transmitir a un espacio confinado (por ejemplo, una cavidad) usando óptica de fibra, alternativamente (por ejemplo, cuando la fuente de luz es un láser pulsado de alta energía), el haz se puede dirigir de forma simple al interior de la cavidad/espacio combinado por espejos, lentes y prismas.

El, o cada, adquisidor de luz puede tener una línea de visión que es sustancialmente perpendicular con respecto al plano en el que, durante el uso, se creará una lámina de luz por el productor de lámina de luz. Esto proporciona las señales reflejadas más fuertes (reflejadas de partículas en el fluido que se está midiendo) y hace que la matemática del software de análisis sea más directa.

La óptica de transmisión puede dirigir una imagen, o señal óptica, a una cámara, un sensor o una serie de sensores, que pueden comprender parte del conjunto de sonda, o el conjunto de sonda puede no incluir los mismos y, en su lugar, adaptarse para acoplarse a los mismos. La cámara puede ser una cámara de película fotográfica. La cámara puede ser alternativamente una cámara de dispositivo de carga acoplada. La cámara puede comunicarse con un generador de

ES 2 333 699 T3

retraso en el tiempo y de secuencia para permitir que registre imágenes a intervalos predeterminados. El conjunto incluye preferiblemente además medios para analizar las imágenes registradas. Los medios de análisis de la imagen o las imágenes registradas preferiblemente son un ordenador y un software apropiado, al que se suministran señales de la cámara (o sensor o serie de sensores).

5

La presente invención de acuerdo con otro aspecto comprende un método para determinar un parámetro asociado con un fluido en un motor, una tubería, un colector de escape y/o introducción/combustible o un sistema de inyección de combustible, que comprende usar una sonda óptica endoscópica que tiene una longitud alargada y que está provista de un elemento emisor de luz óptico hacia su extremo distal y provista de un elemento de adquisición de luz óptico hacia su extremo distal, adaptándose la sonda para emitir una lámina de luz mediante el elemento emisor de luz y para recoger luz mediante el elemento de adquisición de luz que se ha emitido por el elemento emisor y que ha interactuado con el fluido; y transferir la luz adquirida a lo largo de la sonda endoscópica a un sensor remoto, remoto del extremo distal de la sonda endoscópica; y procesar señales producidas por el sensor remoto para evaluar un parámetro del fluido, crear una lámina de luz usando la sonda, representar imágenes de al menos parte de la lámina de luz usando la sonda y aplicar una de las siguientes técnicas a las señales obtenidas; Visualización de Lámina de Láser (LSV); Velocimetría de Imágenes de Partículas (PIV); Fluorescencia Inducida por Láser (LIF); Anemometría de Lámina de Luz Plana (PLSA); Velocimetría de Imágenes de Partículas 3-D Estereoscópica (PIV).

Preferiblemente, el procesamiento comprende aplicar una de las siguientes técnicas a las señales: PIV; LIF; PLIF; MLIF; PIV estereoscópica o cualquier técnica de PLSA.

Preferiblemente, el método comprende determinar al menos uno de lo siguiente en un entorno que es hostil o convencionalmente inaccesible; tal como un cojinete de motor (preferiblemente un cojinete de motor de avión); flujo de fluido; análisis de partículas; y temperatura.

25

También se describe un método para determinar un parámetro asociado con un fluido (tal como velocidad de fluido, temperatura o tamaño y concentración de partículas) que comprende las etapas de:

producir una primera lámina de luz;

30

transmitir la primera lámina de luz al fluido usando un endoscopio;

registrar la imagen iluminada por la primera lámina de luz usando un adquisidor de imágenes provisto sobre el mismo endoscopio.

35

Preferiblemente, el método comprende además:

producir una segunda lámina de luz;

40

transmitir la segunda lámina de luz al fluido usando el endoscopio;

registrar la imagen iluminada por la segunda lámina de luz;

45

analizar las imágenes iluminadas por la primera y segunda lámina de luz y determinar el parámetro requerido.

El medio para producir la lámina de luz es preferiblemente una fuente de luz láser con óptica. La fuente de luz preferida es un láser. La lámina de luz se puede transmitir al fluido, o espacio o cavidad confinada, usando fibra óptica o alternativamente cuando la fuente de luz es una óptica de fibra láser puede no ser necesario: el haz de láser se puede transmitir simplemente al interior de la cavidad.

50

El fluido puede tener partículas en el mismo, por ejemplo, partículas trazadoras, que se pueden introducir de forma intencionada en el fluido. El obturador de la cámara se puede abrir durante un tiempo suficiente, sincronizado con los pulsos del láser, para producir fotografías separadas en el tiempo. Por lo tanto, las partículas pueden estar presentes en dos imágenes, que muestran la posición de la partícula en cada momento de disparo del láser.

55

Puede ser importante que la luz sea lo suficientemente intensa para que la duración del pulso sea tan corta como sea posible para evitar cualquier emborronamiento de la imagen de las partículas trazadoras y que la película usada en la cámara (si tiene una película) sea suficientemente sensible para la longitud de onda del láser. En la mayoría de los casos se usa un láser pulsado, pero para flujos de velocidad relativamente baja (menor de 10 m/s) es posible usar un láser continuo tal como un láser de Argón junto con un obturador mecánico u opto-electrónico para generar los pulsos requeridos.

60

En la mayoría de los casos, las partículas deben ser lo suficientemente pequeñas para seguir al flujo de fluido en la cavidad u otro espacio confinado (por ejemplo, tubo). Por lo tanto, dispersarán una pequeña cantidad de luz. Además, esta luz puede recogerse de forma conveniente en 90 grados con respecto a la luz incidente.

65

ES 2 333 699 T3

La cámara fotográfica se puede sustituir con una cámara CCD (dispositivo acoplado a carga). La ventaja de cámaras CCD es la posibilidad del procesamiento en línea de las imágenes del flujo. La desventaja es la baja resolución de la cámara disponible actualmente, que limita el tamaño del área de interrogación. Sin embargo, la resolución puede mejorarse bastante en futuras cámaras CCD.

La captura de imágenes de alta velocidad y la transferencia de datos al ordenador se consigue mediante el uso de procesadores de hardware o mediante software. El último se presta por sí mismo más a flexibilidad, precisión, nuevos desarrollos y otros esquemas de análisis novedosos preferidos por los usuarios. Puede ser posible el análisis a tiempo real o prácticamente a tiempo real.

Por lo tanto, en este documento se describen un aparato y un método para realizar técnicas analíticas de flujo de fluido por LSV, PIV, LIF, PLSA, PIV 3-D estereoscópica u otra óptica usando el mismo endoscopio para emitir luz y para detectar luz reflejada.

También se describe el uso de un conjunto de sonda endoscópica de acuerdo con el primer aspecto de la invención en la realización de una técnica analítica de flujo de fluido.

De acuerdo con otro aspecto de la invención, se proporciona un sistema de analizador de fluido que comprende una sonda de acuerdo con el primer aspecto de la invención acoplada a un láser u otra fuente de luz y acoplada a una cámara o a otro detector.

Preferiblemente, el sistema comprende un dispositivo de control, tal como un ordenador o microprocesador que, durante el uso, controla el funcionamiento del láser y recibe señales del detector y en el que el dispositivo de control también está adaptado, durante el uso, para controlar el movimiento del endoscopio.

También se entenderá que una sonda endoscópica que tiene elementos emisores de luz y de captura de luz ópticos en su extremo distal y medios de transmisión de luz a lo largo de su longitud alargada permite la proporción de la cámara/detector sensible y, por lo tanto, un láser sensible y voluminoso y suministro y control de potencia, alejado del extremo distal, de inspección, que por lo tanto se puede poner en entornos hostiles. Siempre que los elementos de emisión y captura de luz sean capaces de resistir las condiciones y el cuerpo del propio endoscopio pueda resistir las condiciones, el extremo distal puede experimentar condiciones que destruirían la cámara/detector.

Desde que se ha realizado la invención se ha informado de una búsqueda de la oficina de patentes del RU del documento GB 1 545 699 que describe una sonda, pero no una lámina de luz y que no es PIV y que no maneja imágenes; el documento US 5 202 558 que no se refiere a láminas de luz y que no es un sistema pulsado, y que no es PIV; el documento WO 93/19376 que no es una sonda en miniatura, no es PIV y no tiene una lámina de luz emitida y no se visualiza en una lámina 2-D; el documento WO 95/33999 que trata de haces, no láminas, no es una única sonda; y no visualiza partículas, el documento EP 0 394 602 que no es una sonda en miniatura y no tiene la misma única sonda que transmite y luz recibe e imágenes detectadas; el documento GB 2 213 018 que no tiene una lámina de luz, no visualiza y no es PIV; y el documento GB 2 339 107 que tiene dos haces, no tiene una lámina de luz, no visualiza partículas y no es PIV.

A continuación se describirán realizaciones de la presente invención usando un ejemplo con referencia a los dibujos, de los que:

La Figura 1 muestra un sistema de PIV de la técnica anterior;

La Figura 2 muestra una sección transversal de un primer diseño de sonda;

La Figura 3a muestra una vista superior de un segundo diseño de sonda;

La Figura 3b muestra una vista frontal del segundo diseño de sonda;

La Figura 4 muestra una sección transversal de un tercer diseño de sonda;

La Figura 5 muestra una sección transversal de un cuarto diseño de sonda;

La Figura 6 muestra la sonda de la Figura 2 durante el uso en un motor de avión.

La Figura 7 muestra un quinto diseño de sonda;

La Figura 8 muestra una técnica de la técnica anterior de PLIF (Fluorescencia Inducida por Láser Pulsado);

La Figura 9 muestra una realización adicional de la invención;

Las Figuras 9a y 9b muestran el uso de una sonda para medir flujo en una tubería;

La Figura 10 muestra otra realización de la invención;

ES 2 333 699 T3

Las Figuras 11 y 12 muestran la modificación de las realizaciones; y

Las Figuras 13 y 14 muestran dos realizaciones más.

5

La Figura 1 muestra un sistema de PIV de la técnica anterior que comprende una fuente de luz 10 (láser 12, formador de lámina de luz 14, suministro de potencia de láser 15 y óptica de comunicación 16), un medio de registro de imágenes 18 (cámara CCD 20), un generador de retraso en el tiempo y secuencia programable 22 (sincronizador 24 y ordenador 26) y un software de adquisición/análisis de imágenes 28 (en el ordenador 26). La lámina de luz láser (con referencia 30) y la adquisición de señales de la cámara 20 se sincronizan por el sincronizador 24 para aislar planos 2-D. La imagen capturada por la cámara 20 se analiza por el software informático de un modo conocido. El formador de lámina de luz 14 es una caja voluminosa y la cámara 20 es voluminosa. Su posición y orientación relativa se tienen que controlar cuidadosamente. Es difícil tener la cámara y el formador de lámina de luz en un entorno hostil: la cámara no puede tolerar condiciones demasiado extremas. Es imposible introducir la cámara y el formador de lámina de luz en espacios confinados: son demasiado grandes.

15

La Figura 2 muestra una sonda de PIV endoscópica 32 que tiene tanto emisión de luz como adquisición de datos y que se puede introducir en espacios confinados y entornos hostiles. La sonda 32 tiene óptica de emisión de luz 34 y óptica de captura de luz 36. La sonda 32 tiene un animascopio o árbol, 38 que lleva un espejo 40 en su extremo distal 42. El espejo 40 está en relación fija con el árbol 38 (pero en otras realizaciones, podría ser móvil con respecto al árbol, con la suposición de medios de movimiento de espejo). El espejo 42 está inclinado en 45° con respecto a la dirección del árbol 38 (y en 45° con una porción de base 37 de la sonda 32. También transportada en el extremo distal 42 hay una óptica de formación de lámina de luz 44. Esto es un dispositivo de generación de lámina de luz conocido.

20

El animascopio 38 tiene una ventana de visualización 46 separada de su extremo distal 42 y una unidad de salida de luz 48 dispuesta a lo largo de la longitud del animascopio entre la ventana de visualización 46 y la parte más terminal del animascopio 38. Una fibra óptica 50 se extiende a lo largo del árbol del animascopio y se acopla a la unidad de salida de luz 48 o se extiende a la óptica de formación de lámina de luz 44. La óptica de captura de luz 36 en este ejemplo es una serie de prismas, lentes y espejos adaptados para transmitir una señal de luz capturada al animascopio a un detector/cámara (con referencia 20) asociado con el extremo próximo (próximo al usuario) del endoscopio. El camino de transmisión de la luz capturada se indica con la referencia 52. Se entenderá que la óptica de emisión de luz 34 comprende la fibra óptica 50, la unidad de salida de luz 48, la óptica de formación de lámina de luz 44 y el espejo 40. La óptica de captura de luz 36 son las lentes, espejos y prismas que llevan luz de la ventana 46 a la cámara 20 (u otro detector o serie de detectores).

30

35

Se prefiere usar un láser que tenga una longitud de onda de 532 nm y típicamente láseres en el intervalo visible, por ejemplo, del orden de 500 a 700 nm se pueden preferir. Se prefiere usar luz con una longitud de onda que se pueda comparar con el tamaño esperado de las partículas en el fluido. Se puede usar un método de dispersión de teoría Mie.

40

Se entenderá que en la Figura 2, la lámina de luz, a la que se hace referencia con 54, se muestra esquemáticamente y realmente está en un plano "vertical" que se extiende fuera de la página, perpendicular con respecto a la página, y que la ventana 46 está adaptada para recibir luz de un plano "horizontal" (mostrado esquemáticamente con la referencia 56) que se extiende al exterior de la página: el plano de la lámina de luz 54 y la línea de visión, con referencia 58, de la ventana 46 son sustancialmente perpendiculares.

45

Las posiciones relativas del espejo 40 y la ventana de detección 46 son fijas, evitando de este modo la necesidad de un control cuidadoso separado de sus posiciones y orientaciones relativas. Se mueven de forma conjunta automáticamente cuando el árbol 38 se mueve de forma angular (por ejemplo, alrededor de su propio eje). Además, el endoscopio 32 es pequeño en comparación con los sistemas de PIV de dos sondas de la técnica anterior.

50

La Figura 6 muestra la sonda de la Figura 2 durante el uso en un cojinete 60 de un motor de avión. El cojinete tiene una primera parte 62 y una segunda parte 64 separadas por un hueco 65 de 9 ó 10 mm. Las dos partes 62 y 64 tienen una rotación relativa de 10.000 rpm y se separan por un fluido lubricante y de refrigeración 66 (típicamente aceite). Es importante saber que el aceite 66 no va a calentarse demasiado durante el uso (o de lo contrario existe un riesgo de incendios de motor) y que no va a tener demasiados restos metálicos en el mismo en un plazo de tiempo demasiado corto.

55

El sensor de PIV 32 se muestra extendiéndose al interior del hueco 65. Mediante el uso de sensores térmicos, por ejemplo, en el extremo distal de la sonda endoscópica (o posiblemente en cualquier otro lugar), la temperatura del aceite se puede determinar a tiempo real mientras que está funcionando el motor.

60

De forma similar, se pueden realizar técnicas de dimensionado de partículas para evaluar la concentración y tamaño de partículas de aceite. Se entenderá que es mejor tener solamente una sonda en el flujo de aceite en vez de dos. También se entenderá que al igual que considerarse como equipamiento de ensayo para ensayar motores, la sonda 32 (o un dispositivo similar) se podría equipar en motores durante el uso y podría informar continuamente o periódicamente a un controlador/ordenador de a bordo para controlar el fluido de lubricación/refrigeración del motor mientras que un avión está volando/es funcional. Esto puede ayudar a identificar problemas antes de que sean críticos y ayudar a adoptar una acción de remedio cuando sea apropiado.

65

ES 2 333 699 T3

Se prefiere tener un haz de láser de diámetro 4 mm que entra en el formador de lámina 44. Esto, en lugar de haces más estrechos, actualmente se observa que produce una lámina de mejor calidad. También se prefiere tener la fibra óptica 38 con un diámetro de 4 mm. Puede ser deseable degradar la calidad de la lámina de luz láser en sustitución de un diámetro reducido en ciertas aplicaciones.

5

El reflejo de la lámina de luz del espejo 40 aumenta la anchura de la lámina, mientras que mantiene la sonda relativamente pequeña.

10

Las Figuras 3a y 3b muestran un segundo diseño de una sonda de medición de fluido endoscópica adaptada para la medición en una forma diferente de cavidad. A los componentes similares a los de la Figura 2 se proporcionan números de referencia similares.

15

La sonda, denominada 70, tiene un árbol tubular longitudinal o animascopio 38' que se extiende perpendicularmente desde una posición de base 37'. Una fibra óptica 50' (que podría ser un haz de fibras) se extiende longitudinalmente en el interior del animascopio 38' y se comunica con una unidad de salida de luz 48' provista sobre la porción de base 37'. La porción de base 37' sustancialmente tiene forma de L, extendiéndose el animascopio desde la esquina 72. La porción de base está provista de un conjunto de espejos paralelos 74', 76' ajustados en 45° con respecto al haz 78 de luz emitida por la unidad 48', estando un espejo en cada extremo del lado corto (con referencia 77) de la porción de base con forma de L desde el que se extiende el animascopio 38'.

20

Se proporciona un espejo adicional 80 en el extremo del lado largo (con referencia 74) de la porción de base con forma de L en un ángulo de 45° pero perpendicular con respecto a la dirección del conjunto de espejo 74, 76. Una óptica de formación de lámina 44' se coloca en el lado largo 79 de la porción de base con forma de L 48 entre los espejos dirigidos perpendicularmente 74, 76.

25

Se proporciona un prisma en el animascopio en la ventana de visualización 36' y comprende un prisma giratorio 82 que permite que el campo de visión se mueva para abarcar toda el área iluminada por el haz de láser. El prisma giratorio 82 rota, como se observa en la Figura 3a, alrededor de un eje 84, a fin de rotar su plano central de visión (con referencia 56') a través del plano de la página de los dibujos, por encima y por debajo de la página, dependiendo de su posición angular.

30

Durante el uso, el segundo diseño de sonda trabaja de un modo similar al primer diseño de sonda 32, pero el haz de láser producido en la salida del haz de fibra óptica (en la unidad 46') se desvía por los espejos 74, 76 a la óptica de formación de lámina 44', la lámina resultante se desvía adicionalmente por el espejo 80 para extenderse en paralelo con respecto al lado corto de la porción de base 37'. El campo de visión del mecanismo de captura de imágenes/datos en la ventana 36' adicionalmente es móvil para permitir el análisis de visión de toda el área iluminada por la lámina de láser 21.

35

Se entenderá que la realización de la Figura 2 podría tener un prisma giratorio o móvil de forma angular en su ventana de visualización 46. Esto proporcionaría, en combinación con el movimiento rotatorio/angular del árbol 38, un campo de visión sustancialmente de todos los ángulos (como lo tiene la realización de las Figuras 3a y 3b).

40

La Figura 4 muestra una modificación de la Figura 2 en la que a características similares se proporcionan números similares. En el animascopio de la Figura 4, el extremo del haz de fibra óptica y su conexión con la unidad de salida de luz 48'' está más elevado sobre la porción de base 37'' que en la Figura 2, al igual que la ventana de captura de datos 46''.

45

Se proporciona un espejo 90 en 45° con respecto a la horizontal y a nivel con la unidad 48''. Un espejo adicional 92 se proporciona en paralelo con y debajo del espejo 22.

50

El haz de láser, con referencia 94, por lo tanto, se desvía dos veces 90° antes de ponerse en contacto con la óptica de formación de lámina 44''. Extendiendo la distancia entre la ventana de visualización y la óptica de generación de lámina, se aumenta el área de visualización o área de medición. Se prevé que la tecnología de fibra óptica se desarrollará para permitir la transmisión de haces pulsados de alta energía y, en este caso, pueden no ser necesarios los espejos.

55

La realización mostrada en la Figura 5 es muy similar a la realización de las Figuras 3a y 3b y, por lo tanto, los números similares indican características similares. La diferencia entre la realización de la Figura 3 y la de la Figura 5 es la posición del prisma giratorio en la realización de la Figura 4 que está por debajo del animascopio. Esto se necesita particularmente cuando la geometría anular de una cámara de cojinete no puede alojar otras configuraciones de sonda.

60

Al igual que, o en lugar de, usarse para generar datos de PIV (velocidad de partículas en un fluido y, por tanto, la velocidad del fluido), la sonda endoscópica se puede usar para medir tamaño de partículas, distribución de tamaño de partículas, concentración de partículas, concentración de tamaño de partículas, temperatura (sensores térmicos), distribución de temperatura (por ejemplo, usando una cámara térmica), LIF y, de hecho, otras técnicas en las que se requieren señales capturadas ópticamente. Es especialmente adecuada para técnicas de PLSA o técnicas LSV (Visualización de Lámina de Láser).

65

ES 2 333 699 T3

El caso de una única sonda que emite y recibe luz produce menos alteración del flujo y puede introducirse en espacios menores que una sonda emisora y un sistema de sonda receptora separado. Además, la orientación y separación del emisor/receptor se pueden preajustar y mover de forma conjunta, ya que ambos están montados sobre el mismo soporte. La sonda se puede proporcionar con componentes de salida y/o receptor móviles, cuyo movimiento se puede controlar por un ordenador de control (por ejemplo, eléctricamente mediante motores). Se puede usar luz incoherente, siempre que se puedan crear láminas 2-D de luz capturada para PIV (cuando ésta es la técnica que se está usando). El dispositivo en muchas realizaciones funciona en tiempo real (dependiendo de la potencia de procesamiento disponible) y tiene sensores de tiempo/cámara CCD.

Otras áreas de aplicación no comprendidas en el asunto de las reivindicaciones incluyen el campo médico, donde se puede medir el flujo de sangre en vasos sanguíneos (por ejemplo, arterias o venas de cerebro o corazón). Sin embargo, la presente invención no incluye métodos para el tratamiento del cuerpo humano o animal por cirugía o terapia y métodos de diagnóstico practicados en el cuerpo humano o animal.

La Figura 7 muestra otra versión de la sonda, esta vez teniendo dos cámaras. Éstas se pueden usar para observar en diferentes longitudes de onda simultánea y/o secuencialmente.

La disposición general de la formación de imágenes de PLIF se muestra en la Figura 8. Se usa una fuente de luz, habitualmente pulsada y ajustable en longitud de onda, para formar una lámina delgada de luz que atraviesa el campo de flujo bajo estudio. Si la longitud de onda de láser es resonante con una transición óptica de una especie presente en el flujo, una fracción de los fotones incidentes se absorberá en cada punto dentro del plano de iluminación. Una fracción de estos fotones absorbidos se puede re-emitir posteriormente con una distribución espectral modificada, que cambia para diferentes moléculas y varía con condiciones de campo de flujo. Los fotones emitidos, conocidos como “fluorescencia”, se pueden visualizar como una forma de dispersión molecular y constituyen la señal de interés en la formación de imágenes por PLIF. La distribución de la intensidad de fluorescencia del plano de iluminación registrado por la cámara proporciona esencialmente una imagen del producto de densidad de número de absorbedor en un estado cuántico particular y el rendimiento de fluorescencia local, es decir, la fracción de luz absorbida convertida en fluorescencia. Mediante diversas estrategias, esta señal se puede relacionar con otras propiedades de campo de flujo de interés. La resolución temporal de la medición en combustión a presión atmosférica (y superior) se controla de forma eficaz mediante la fuente de láser, siendo típicas longitudes de pulso de 5-20 ns. La resolución espacial máxima que se puede conseguir de la imagen se ajusta por la serie de sensor, que puede contener de 10000 a más de 1 millón de píxeles.

La formación de imágenes por fluorescencia se puede visualizar como una forma moderna de visualización de flujo. De forma común con métodos tales como schlieren e imágenes de sombras, la PLIF es extremadamente útil para la caracterización cualitativa de campos de flujo complejos, pero tiene las capacidades añadidas importantes de especificidad de especie y de proporcionar información de resolución espacial en un plano en vez de integrada a lo largo de una línea de visión. La primera característica es crítica para estudios de flujo de reacción, mientras que la última cualidad es importante para resolver estructura de campo de flujo tridimensional.

La Figura 9 muestra otra realización. Una sonda endoscópica 90 tiene un árbol alargado principal 92 que es mucho más largo que su anchura y que contiene un canal de transmisión de láser 94, que se extiende desde un láser (no mostrado), un primer y segundo canal de imágenes adquiridas/capturadas 96 y 98 que conduce a respectivas cámaras 100 y 102. El extremo distal, con referencia 104, de la sonda tiene dos brazos 106 y 108 fijados al árbol 92 (en una relación fija con la parte del árbol 92 con la que encajan). Los brazos 106 y 108 tienen áreas de adquisición de imágenes/ventanas de visualización 110 y 112 adaptadas para visualizar una lámina de luz (con referencia 114). La lámina de luz 114 se produce durante el uso por un productor de lámina de luz 116 provisto en el extremo distal 104, acoplado al canal de transmisión de láser 94.

La lámina de luz 114 está en el plano que sale de la página de la Figura 9, en un ángulo equidistante de los brazos 106 y 108 (que están a 90° entre sí), es decir, en 45° con respecto al plano de la lámina de luz 114. La lámina 114 pasa entre las ventanas de visualización 110 y 112 y visualizan la lámina sustancialmente de forma perpendicular. Esto se consigue teniendo reflectores (no mostrados) en las ventanas de visualización que son sustancialmente paralelos al plano de la lámina 114.

Como se entenderá, una partícula en el plano de la lámina de luz se puede ver desde cada lado de la lámina cuando se mueve y se puede establecer la velocidad fuera de plano de la partícula. Esto puede ser importante en algunas aplicaciones.

Como un ejemplo, las Figuras 9a y 9b muestran una tubería 120 y una sonda endoscópica 122 que se está usando para medir el flujo a lo largo de la tubería, a través de su área de corte transversal. La Figura 9a muestra una sonda con solamente un adquisidor de imágenes que puede medir velocidades en plano que se están usando para medir la velocidad en diferentes puntos a lo largo de la sección transversal de una tubería para establecer un perfil de velocidad de flujo a lo largo del área de corte transversal de la tubería. Esto implica varias mediciones.

La Figura 9b muestra una sonda estereoscópica que se está usando para establecer el perfil de velocidad de flujo a lo largo de la sección transversal de la tubería con menos re-colocaciones de la sonda (solamente una posición,

ES 2 333 699 T3

o posiblemente dos) debido a que puede adquirir velocidades fuera de plano. Las láminas de luz se indican con la referencia 124.

La Figura 10 muestra otra sonda de lámina de luz de láser estereoscópica que es similar a la de la Figura 9, pero con una configuración diferente. A los componentes similares se les ha proporcionado números de referencia similares a los usados en la Figura 9. La sonda 90 tiene un pie 130 en el que se proporciona el generador de lámina de luz 116. El pie 130 se extiende alejándose del árbol 92 en ángulos rectos. La lámina de luz se genera en un plano "vertical" que es paralelo, o generalmente paralelo, a la dirección alargada del árbol 92. La distancia en la dirección alargada del árbol 92 entre los brazos 106, 108 y el pie 116, distancia denominada 132 en la Figura 10 determina cuánto se ha dispersado la lámina de láser y, por lo tanto, el tamaño del área visualizada por los adquirentes de imagen 110 y 112. Si se tiene que visualizar un mayor área del plano, la disposición de la Figura 10 posibilita esto sin tener que aumentarla longitud de los brazos 106, 108 (lo que se necesitaría hacer para la disposición de la Figura 9).

La sonda proyecta una lámina de láser en el área de flujo bajo escrutinio y adquiere dos imágenes del campo de flujo visualizadas desde lados opuestos de la lámina. El ángulo de visualización de cada adquirentes de imágenes en este ejemplo es 45° (y preferiblemente es igual para cada adquirentes de imágenes incluso si el ángulo no es 45°). Esto supera un problema de alineación asociado habitualmente con PIV 3-D estereoscópica porque aunque el brazo de adquirentes se ajusta en 45° con respecto a la lámina de luz, el adquirentes de imágenes visualiza la lámina en 90°, con la imagen en el foco, debido al re-alineamiento del primer espejo de captura de imagen del adquirentes de imágenes para que sea paralelo a la lámina de luz.

La Figura 10 también muestra esquemáticamente espejos 140 y lentes de acondicionamiento de haz 142.

La Figura 11 muestra esquemáticamente el alineamiento de los espejos de adquisición de imágenes 140 de la realización de la Figura 10 (y Figura 9) con el plano de la lámina de luz a fin de tener la lámina de luz en el mismo plano focal.

La Figura 12 muestra una modificación de las realizaciones previas. Previamente, el endoscopio se ha usado en una configuración fija, preajustada. En la Figura 12, el extremo distal que contiene la óptica productora de lámina y de adquisición de imágenes todavía está en una relación preajustada fija, pero el extremo distal con referencia 132 es móvil de forma angular, en este ejemplo, alrededor del eje de la sonda. En otros ejemplos, se podría mover de forma angular alrededor de un eje diferente.

El brazo o los brazos se podrían mover con respecto al árbol. Por ejemplo, podrían plegarse para ayudar a la inserción de la sonda a través de un orificio y después desplegarse para el uso. El brazo o los brazos o el pie podrían ser móviles a lo largo de la longitud axial del árbol. El espaciado axial entre el emisor de lámina de luz y el capturador o capturador de imágenes podría ser ajustable.

Aunque se han descrito sistemas con una o dos cámaras, puede ser deseable tener más de dos cámaras.

La Figura 13 muestra una sonda de PLS endoscópica prototipo con una disposición en codo para presentar un abanico de luz delante de una ventana de visualización provista en el fondo de la columna o barra axial principal de la sonda, estando la ventana de visualización y lámina del emisor de luz generalmente en la misma posición a lo largo de la longitud axial de la sonda.

La Figura 14 muestra otra disposición en la que la ventana de visualización está desplazada axialmente de la posición de la lámina del emisor de luz.

Las ventajas principales de la sonda de la presente invención son:

- Visualizaciones y mediciones de LSV, PIV, LIF y PIV 3-D estereoscópica de PLSA posibilitadas en cavidades cerradas.
- Esta sonda de una pieza, que combina la óptica de transmisión y de recepción en la misma barra, se puede usar para aplicaciones de miniatura a gran escala.
- Son posibles mediciones siempre que se pueda usar un endoscopio.
- Se pueden realizar ensayos experimentales tridimensionales.
- Se pueden realizar medición no intrusiva y semi-intrusiva verdadera.
- Se necesita cualquier cavidad cerrada con únicamente un pequeño acceso.
- Se puede realizar PIV de tamaño de área de miniatura a grande.
- Muy eficaz y poco costoso.

ES 2 333 699 T3

- Ajuste perfecto (No se requiere ajuste de la lámina de luz y la cámara dentro del motor).
- Se pueden realizar ensayos en una instalación real. Por tanto, resultados más precisos y más económicos.
- Para diferentes ajustes o diseños del instrumento, se puede desarrollar un instrumento básico con diferentes uniones o accesorios ópticos.
- Una sonda endostereoscópica tiene ventajas.

Además de tener aplicaciones en motores de aviones, donde se usa para escudriñar los acontecimientos de flujo de fluido en el entorno hostil y convencionalmente inaccesible, la tecnología tiene aplicaciones en otras disciplinas de ingeniería; particularmente en turbomaquinaria. Por ejemplo, los niveles de combustión (por ejemplo, sonda en la tubería de escape); cualidades/parámetros en el colector de escape y/o entrada/combustible y/o sistema de inyección de combustible; reacciones de visualización/medición en cualquier motor sin tener en cuenta el combustible que quema y en el análisis del flujo en tuberías y/o distribución de partículas/caracterización de partículas de partículas suspendidas en un flujo fluido (por ejemplo, en tuberías).

Con “luz” se quiere decir que abarca cualquier onda electromagnética.

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

5 1. Un conjunto de sonda de medición de flujo de fluido endoscópica óptica (32) que comprende un endoscopio (38) que tiene un extremo de usuario y un extremo distal (42), teniendo el extremo distal un emisor de luz (48), un generador de lámina de luz (44) y al menos un adquisidor de luz reflejada (36) y estando provisto el endoscopio (38) de medios de transmisión (50) para transmitir información alejándose del extremo distal, adaptándose el generador de lámina de luz (44) durante el uso para generar una lámina de luz (54) y adaptándose el adquisidor de luz (36) para detectar luz reflejada de la lámina de luz, proporcionándose el generador de lámina de luz (44) y el adquisidor de luz (36) en el mismo endoscopio (38).
10

15 2. Una sonda de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende una sonda de Visualización de Lámina de Láser (LSV), Velocímetro de Imagen de Partículas (PIV), Fluorescencia Inducida por Láser (LIF), Anemómetro de Lámina de Luz Plana (PLSA) o Velocímetro de Imagen de Partículas 3-D Estereoscópico (PIV) y en la que el generador de lámina de luz (44) comprende un generador de lámina de luz láser adaptado para producir una lámina de luz láser y en la que el adquisidor de luz (36) comprende un dispositivo de formación de imágenes adaptado para capturar una imagen de la lámina de luz.

20 3. Una sonda de acuerdo con la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en la que el emisor de luz (48) está más cerca del extremo distal que el adquisidor de luz (36).

25 4. Una sonda de acuerdo con cualquier reivindicación precedente, en la que el adquisidor de luz (36) está acoplado ópticamente a un medio de transmisión de imágenes (52) que está adaptado para transmitir una imagen óptica o señal detectada por el adquisidor de luz (36) alejándose del extremo distal al extremo del usuario de la sonda (32).

30 5. Una sonda de acuerdo con cualquier reivindicación precedente, que comprende una fibra óptica (50) o haz de fibra óptica, que se extiende a lo largo de su longitud y acoplada ópticamente al emisor de luz (48).

35 6. Una sonda de acuerdo con cualquier reivindicación precedente, que tiene al menos dos adquirentes de luz y que comprende un sonda estereoscópica (90).

40 7. Una sonda de acuerdo con cualquier reivindicación precedente, en la que el adquisidor de luz (36) comprende preferiblemente uno o más de lentes, prismas, espejos y generadores de lámina de luz.

45 8. Una sonda de acuerdo con cualquier reivindicación precedente, en la que el endoscopio tiene un cuerpo tubular alargado provisto de una extensión en o hacia su extremo distal que se extiende alejándose del cuerpo, estando provista la extensión con uno del emisor de luz (48) o adquisidor de luz (36) y en la que el otro del emisor de luz (48) o adquisidor de luz (36) se proporciona en el cuerpo en una posición diferente a lo largo de la longitud axial del cuerpo.

50 9. Una sonda de acuerdo con cualquier reivindicación precedente, en la que el emisor de luz (48) y el adquisidor de luz (36) se disponen generalmente en la misma posición a lo largo de la longitud axial de un cuerpo alargado de la sonda.

55 10. Una sonda de acuerdo con cualquier reivindicación precedente, en la que la luz emitida por el emisor de luz (48) se dispone para propagarse en un plano que contiene una línea generalmente paralela con respecto a la longitud axial de un cuerpo alargado de la sonda.

60 11. Una sonda de acuerdo con la reivindicación 10, en la que se monta un reflector sobre un soporte y se puede mover alrededor de un primer eje y en la que el soporte por sí mismo se puede mover de forma angular alrededor de un segundo eje diferente.

65 12. Una sonda de acuerdo con cualquier reivindicación precedente, en la que el o cada adquisidor de luz (36) tiene una superficie reflectante que generalmente es paralela con respecto al plano en el que se producirá la lámina de luz por el generador de lámina de luz (44).

70 13. Un método para determinar un parámetro asociado con un fluido en un motor, una tubería, un colector de escape y/o entrada/combustible, o un sistema de inyección de combustible, que comprende usar una sonda óptica endoscópica (32) que tiene una longitud alargada y provista de un elemento de emisión de luz óptico (48) hacia su extremo distal y provista de un elemento de adquisición de luz óptico (36) hacia su extremo distal, adaptándose la sonda para emitir una lámina de luz por el elemento de emisión de luz (48) y para recoger luz por el elemento de adquisición de luz (36) que se ha emitido por el elemento emisor (48) y que ha interactuado con el fluido; y transferir la luz adquirida a lo largo de la sonda endoscópica a un sensor remoto, remoto del extremo distal de la sonda endoscópica; y procesar señales producidas por el sensor remoto para evaluar un parámetro del fluido, crear una lámina de luz usando la sonda, formar imágenes de al menos una parte de la lámina de luz usando la sonda y aplicar una de las siguientes técnicas a las señales obtenidas; Visualización de Lámina de Láser (LSV); Velocimetría de Imágenes de Partículas (PIV); Fluorescencia Inducida por Láser (LIF); Anemometría de Lámina de Luz Plana (PLSA); Velocimetría de Imágenes de Partículas 3-D Estereoscópica (PIV).
75

ES 2 333 699 T3

14. Un método de acuerdo con la reivindicación 13 usado para determinar al menos uno de lo siguiente en un cojinete de motor: flujo de fluido; análisis de partículas; temperatura.

5 15. Un método de acuerdo con la reivindicación 13 ó 14, en el que se usa un láser para producir la lámina de luz y en el que la lámina de luz se transmite al fluido, o espacio o cavidad confinada, usando fibra óptica.

10 16. Un método para realizar Visualización de Lámina de Láser (LSV); Velocimetría de Imágenes de Partículas (PIV); Fluorescencia Inducida por Láser (LIF); Anemometría de Lámina de Luz Plana (PLSA); o Velocimetría de Imágenes de Partículas 3-D Estereoscópica (PIV) u otra técnica analítica de flujo de fluido óptica, en un motor, una tubería, un colector de escape y/o entrada/combustible, o un sistema de inyección de combustible, que comprende usar un único endoscopio (38) para emitir una lámina de luz y para visualizar la luz reflejada mediante al menos una adquisidor de imágenes (38) provisto en el endoscopio (38).

15 17. Un método de acuerdo con la reivindicación 16, en el que hay dos adquisidores de imágenes en el endoscopio (90).

18. Un sistema analizador de flujo de fluido que comprende una sonda de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12 acoplado a un láser u otra fuente de luz y acoplado a una cámara u otro detector.

20 19. Un sistema de acuerdo con la reivindicación 18 que comprende un dispositivo de control que, durante el uso, controla el funcionamiento del láser y recibe señales del detector y en el que el dispositivo de control también está adaptado, durante el uso, para controlar el movimiento del endoscopio.

25

30

35

40

45

50

55

60

65

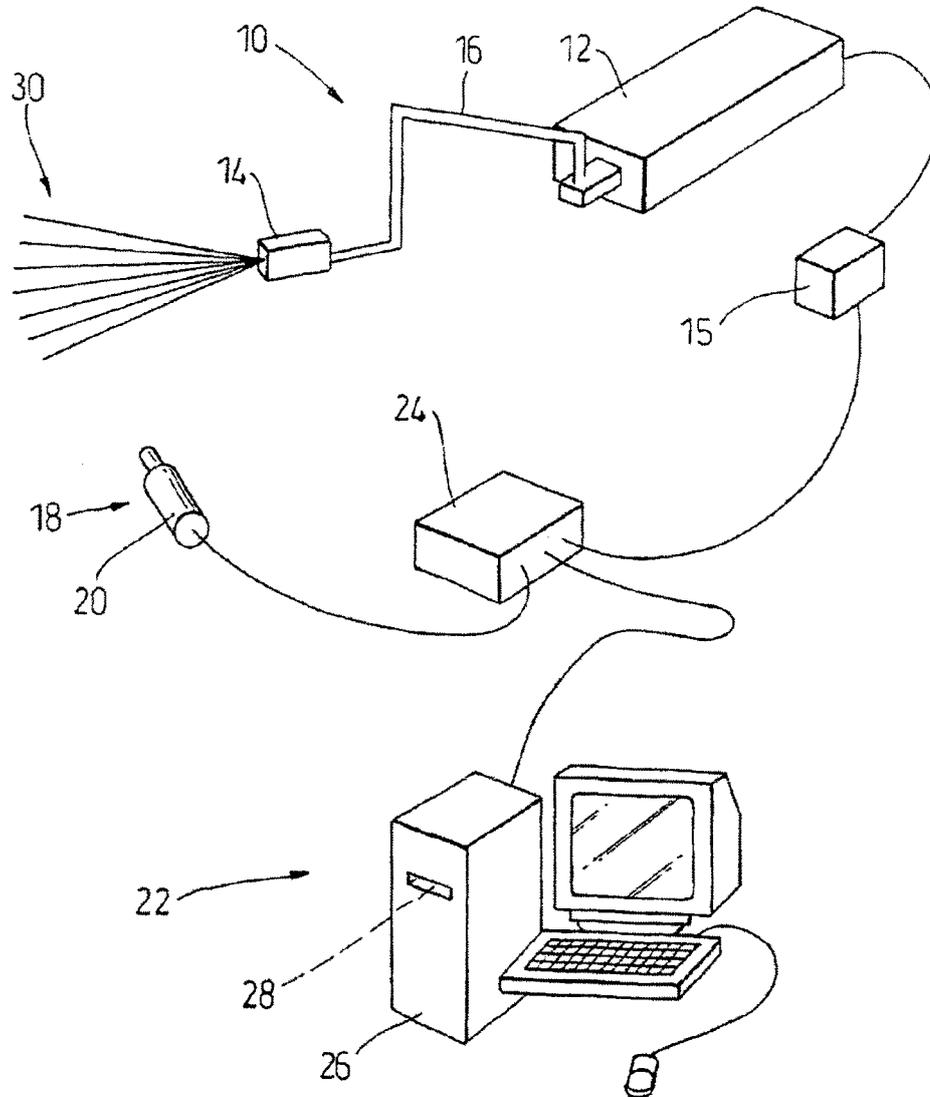


Fig. 1

(TÉCNICA ANTERIOR)

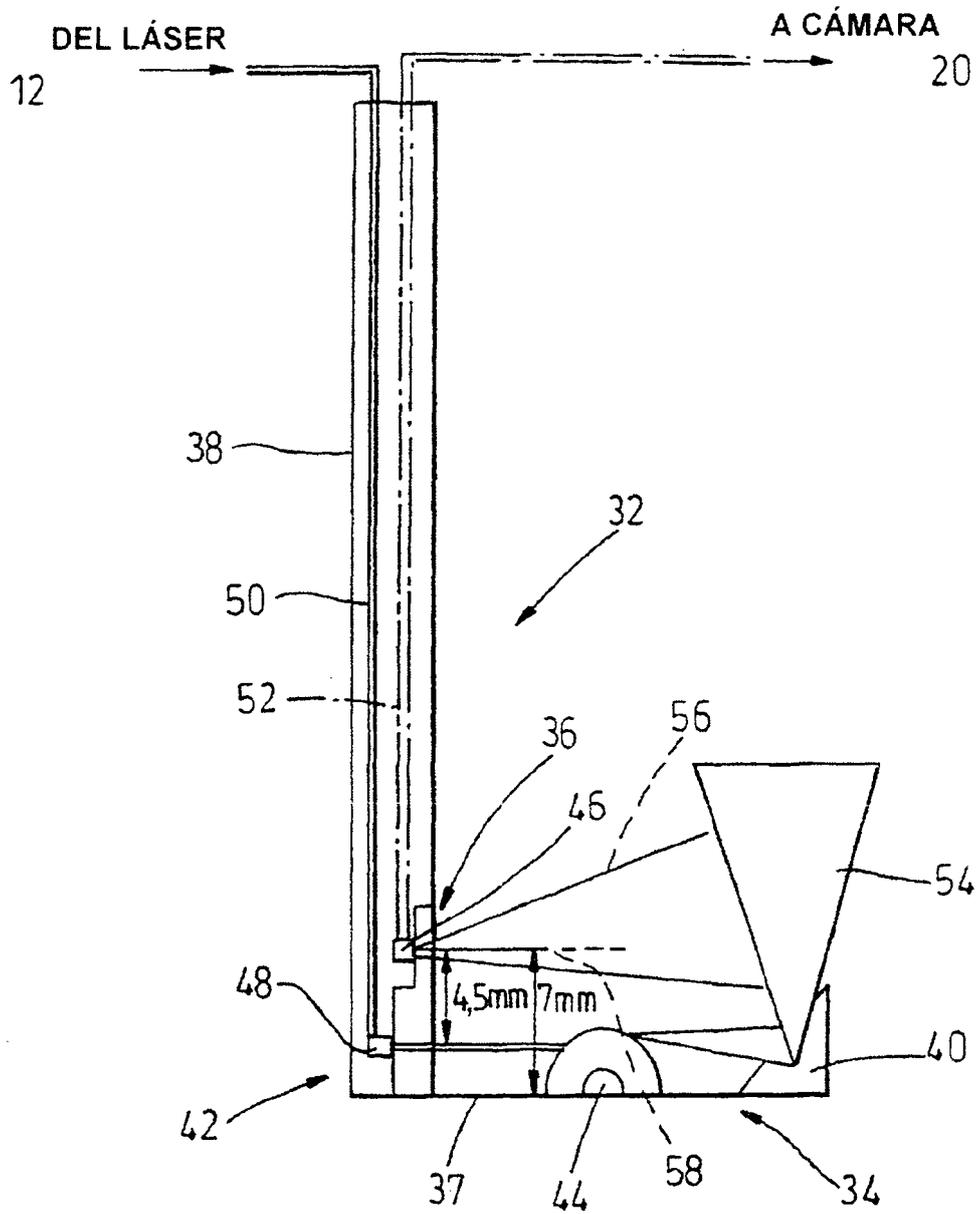


Fig. 2

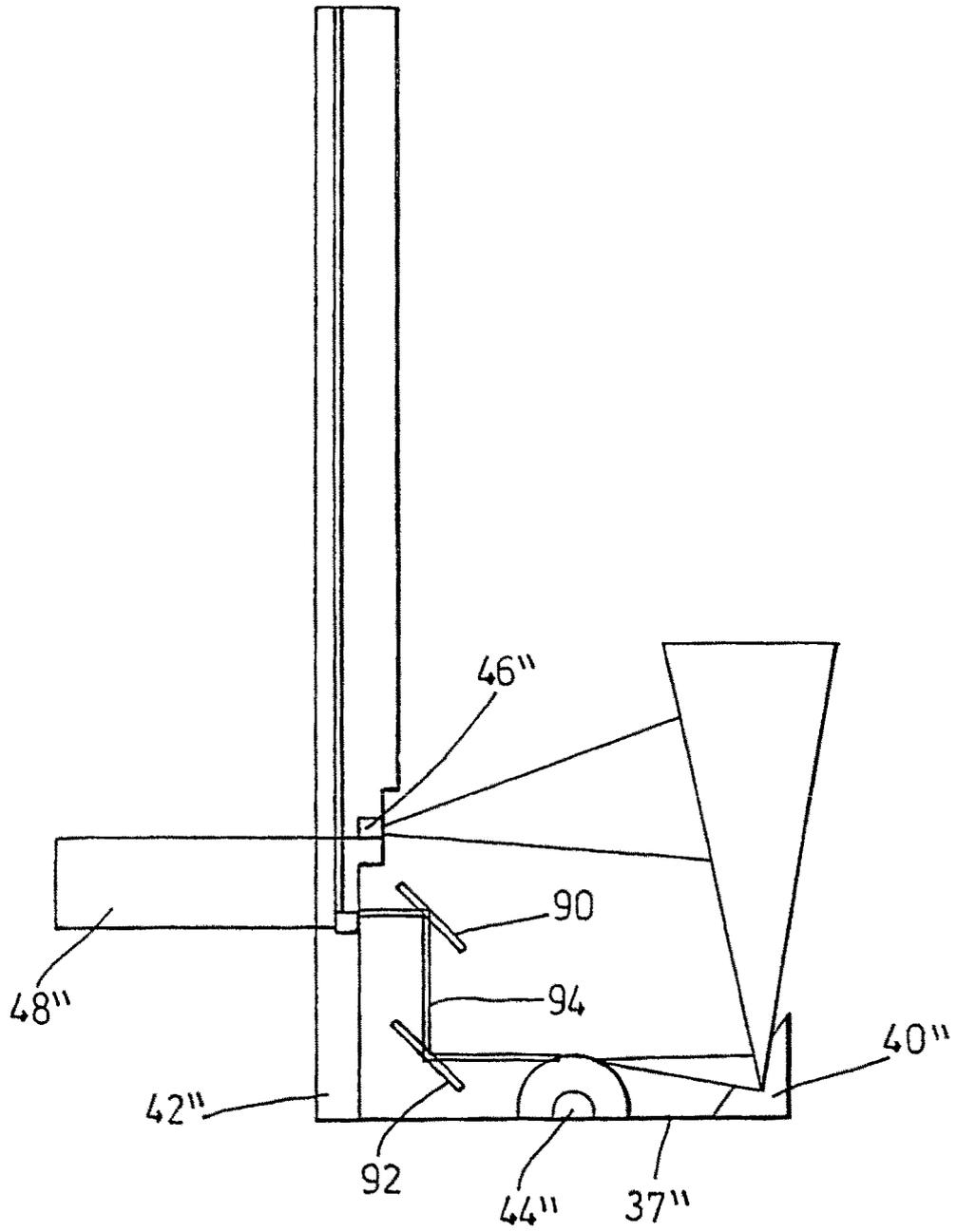


Fig. 4

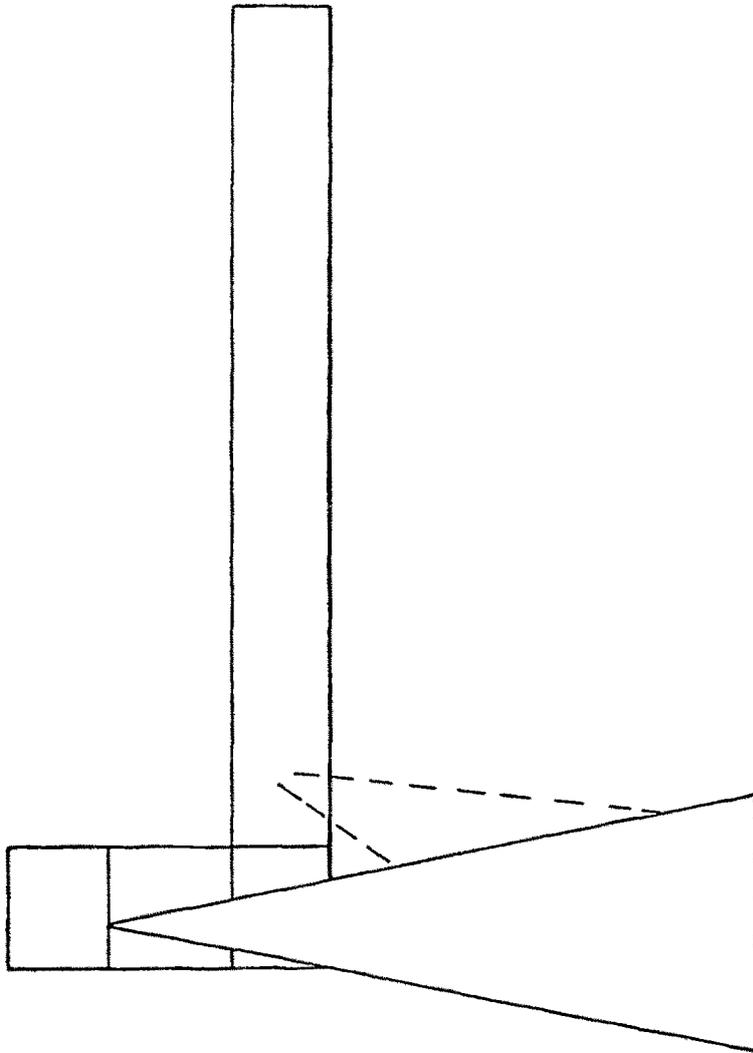


Fig. 5

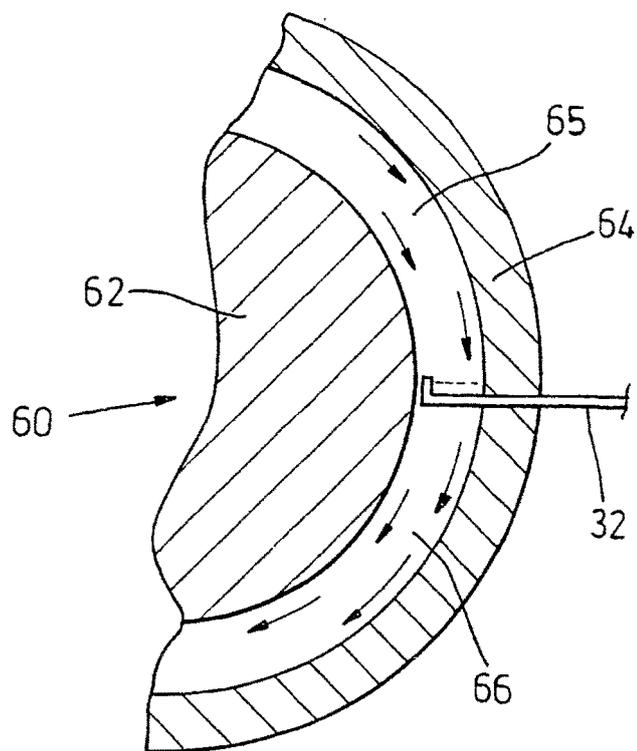


Fig. 6

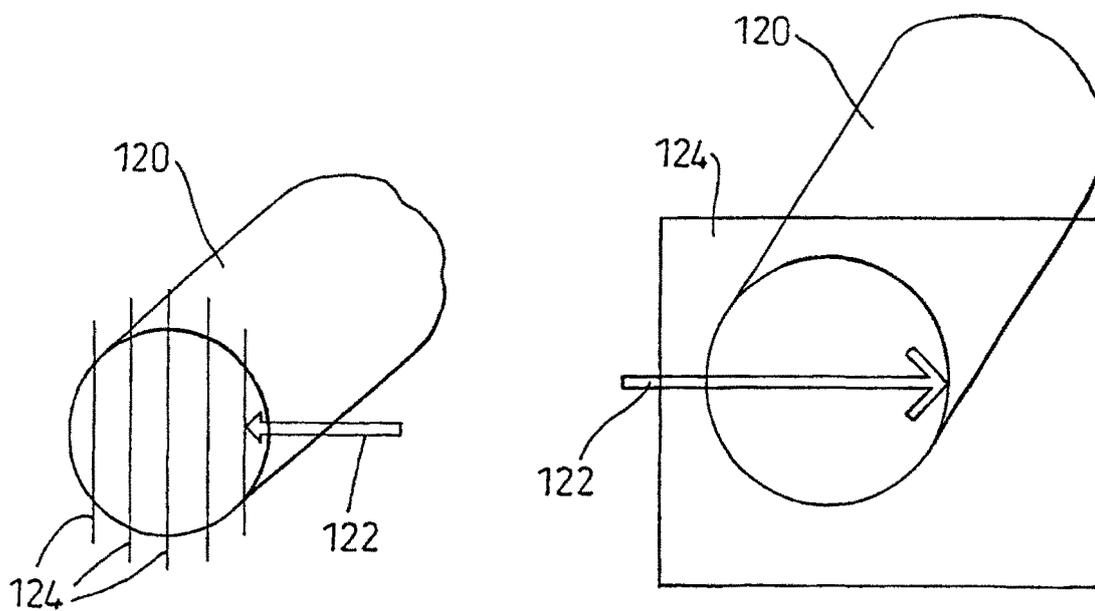


Fig. 9A

Fig. 9B

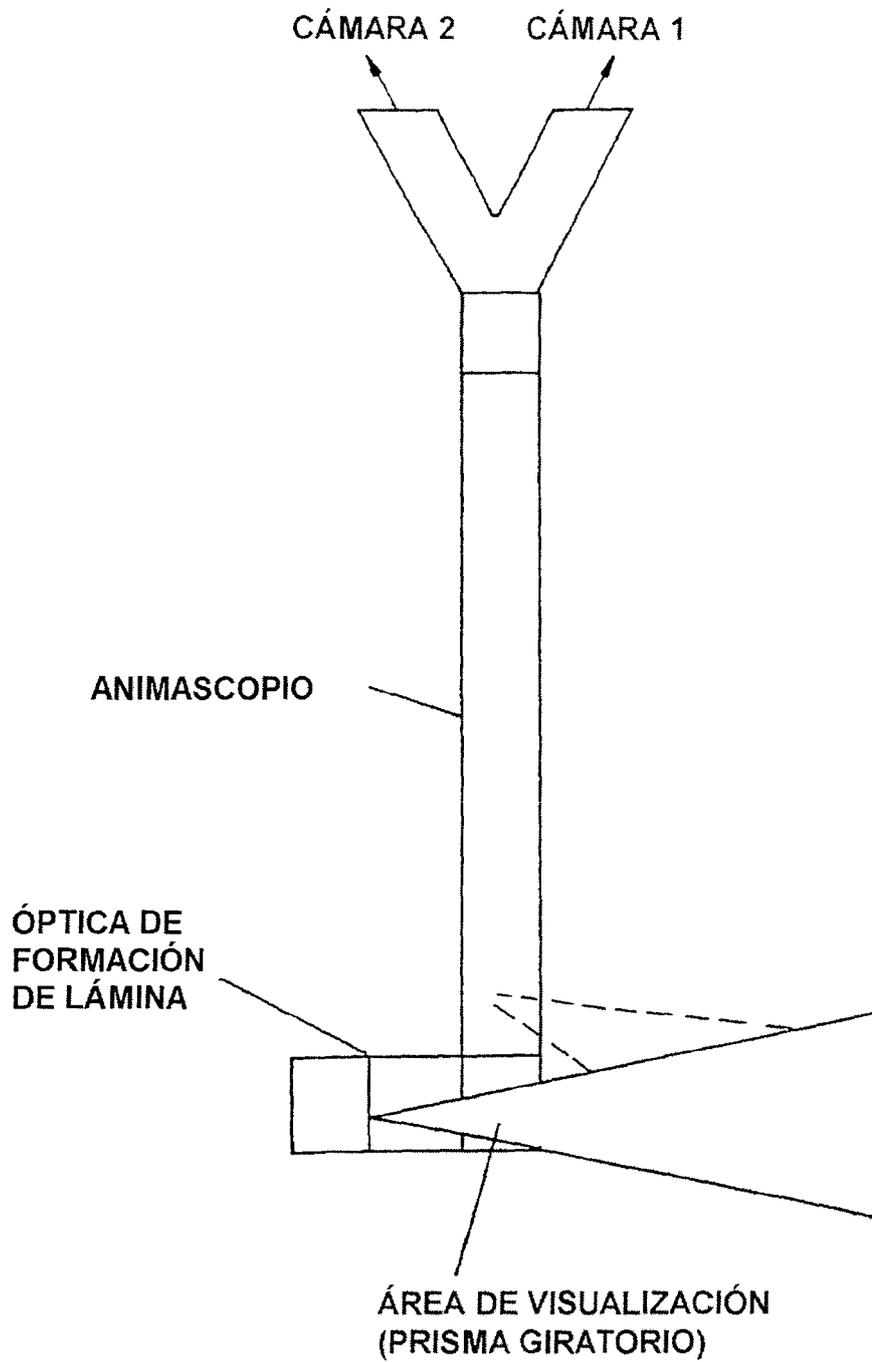


Fig. 7

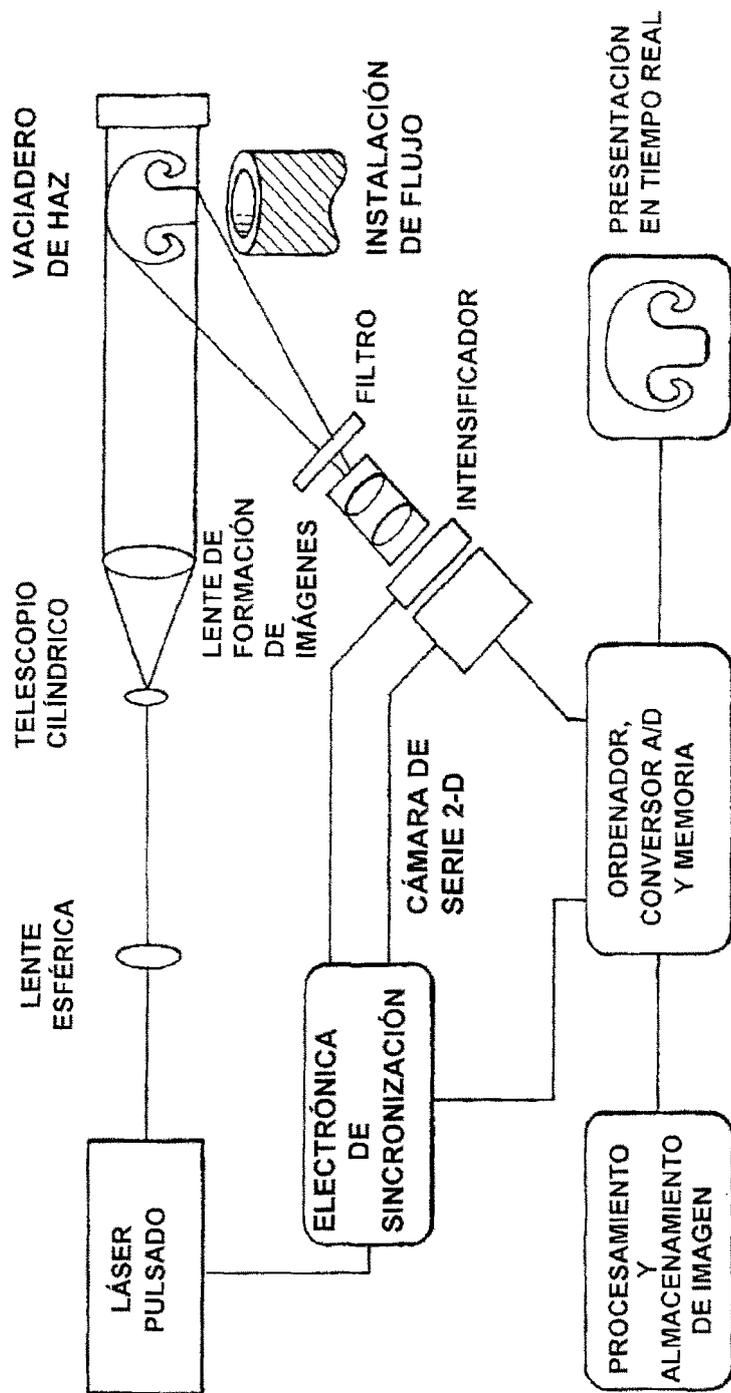


Fig. 8

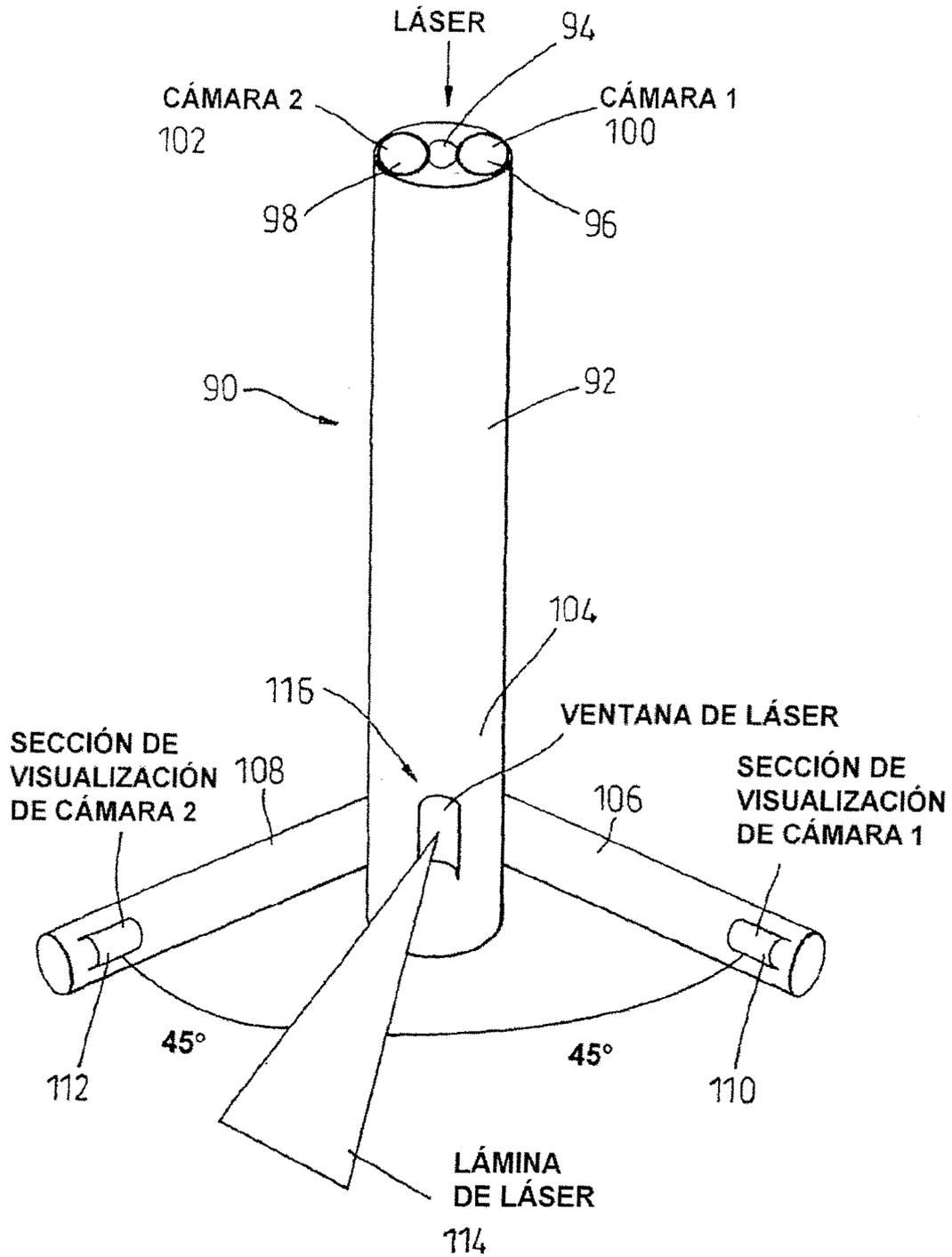


Fig. 9

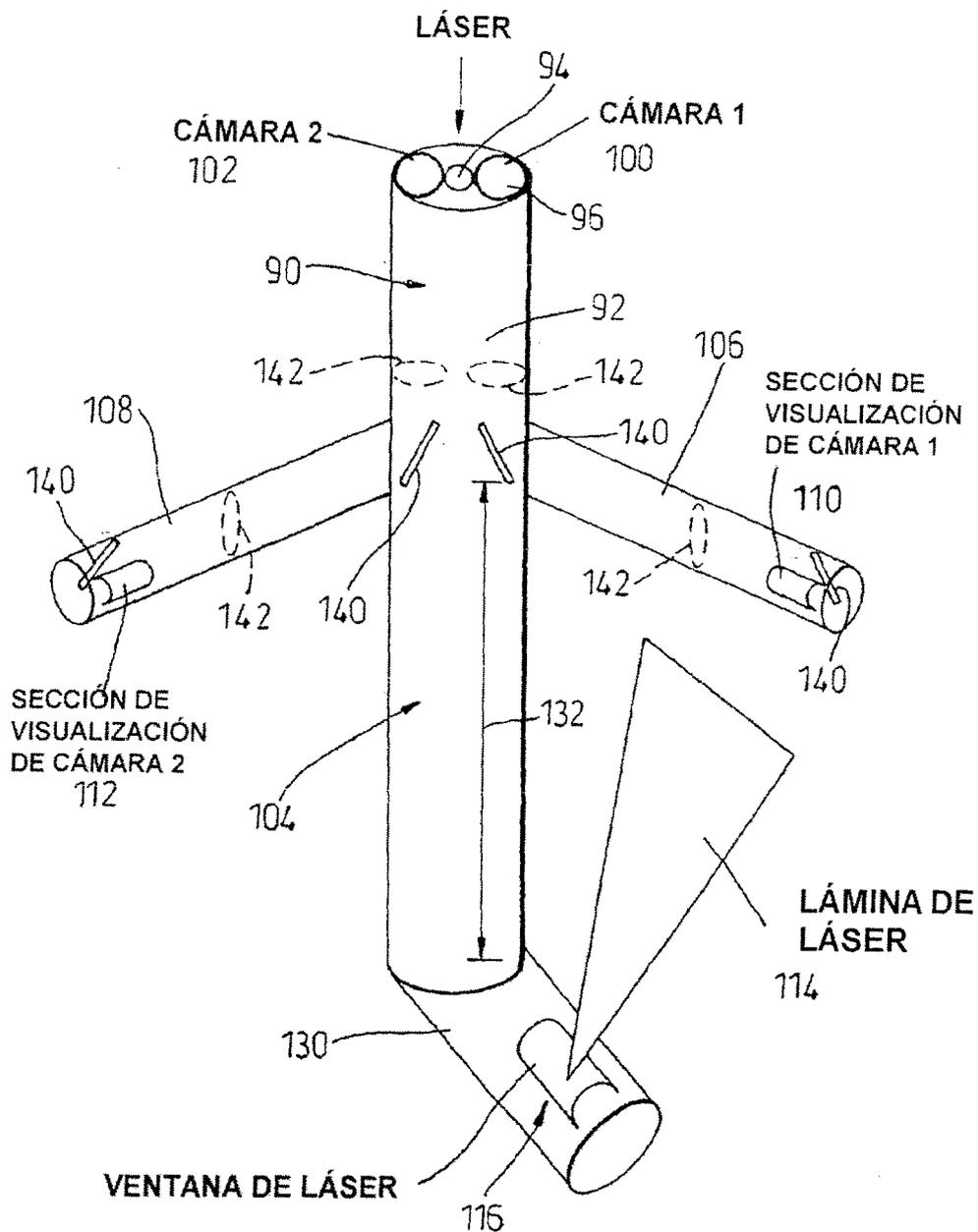


Fig. 10

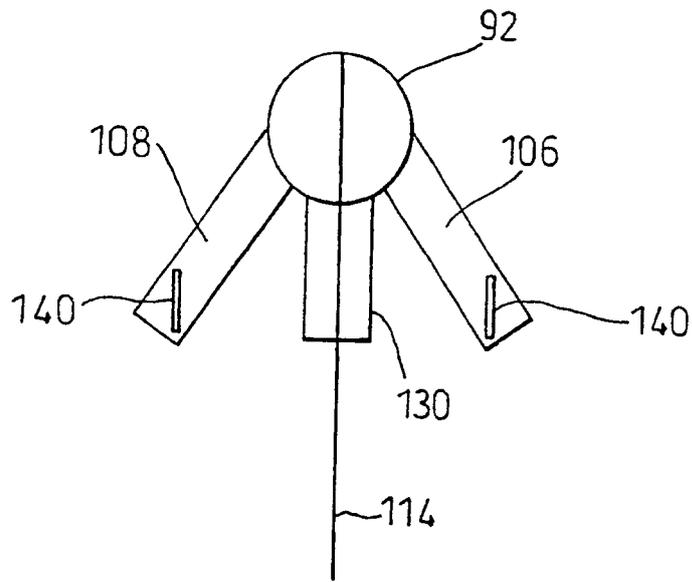


Fig. 11

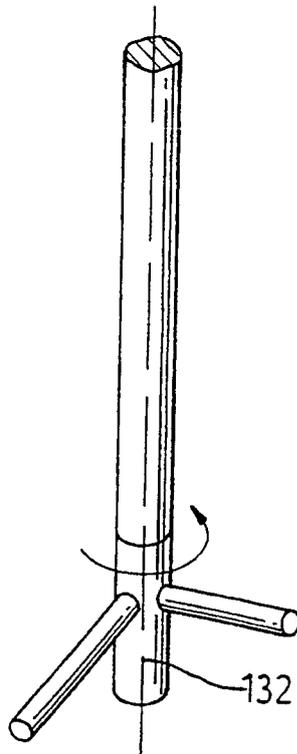


Fig. 12

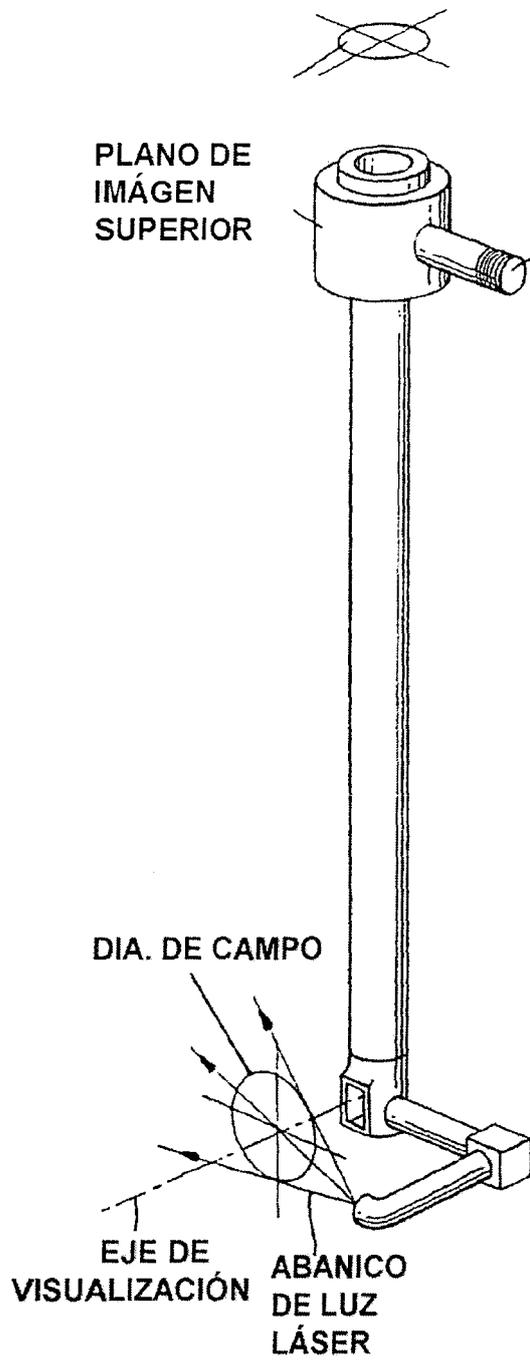


Fig. 13

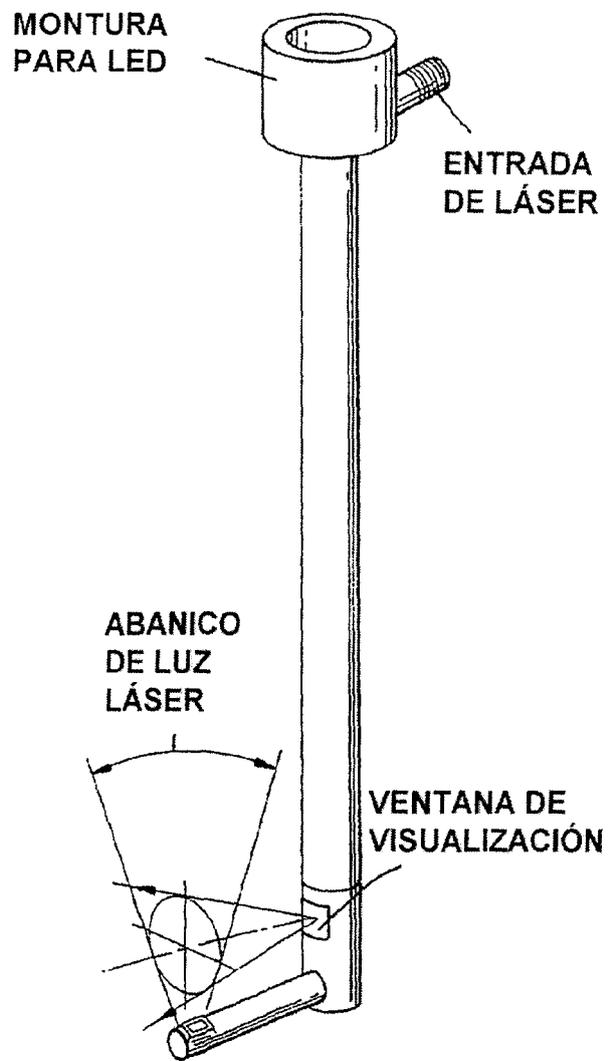


Fig. 14