(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 422 882**

(51) Int. CI.:

G06K 9/00 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **24.09.2003 E 03770404 (6)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.04.2013 EP 1554685**

(54) Título: **Tomografía óptica de pequeños objetos en movimiento usando imaginología de retardo e integración**

(30) Prioridad:

30.09.2002 US 260908

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
16.09.2013

(73) Titular/es:

VISIONGATE, INC. (100.0%)
445 North 5th Street
Phoenix, Arizona 85004, US

(72) Inventor/es:

CHU, CHEE-WUI y
NELSON, ALAN C.

(74) Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

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

Tomografía óptica de pequeños objetos en movimiento usando imaginología de retardo e integración

Solicitud relacionada

La presente solicitud es una continuación en parte de la solicitud estadounidense pendiente de tramitación número 09/927.151 de Alan C. Nelson, presentada el 10 de agosto de 2001, ahora número de patente 6.522.775 expedida el 8 de julio de 2003 titulada “APPARATUS AND METHOD FOR IMAGING SMALL OBJECTS IN A FLOW STREAM USING OPTICAL TOMOGRAPHY”.

Campo de la invención

La presente invención se refiere a imaginología por tomografía óptica en general, y, más particularmente, tomografía óptica donde se generan imágenes de los objetos usando tomografía óptica y retardo e integración.

Antecedentes de la invención

La solicitud estadounidense 10/126.026 de Alan Nelson, presentada el 19/04/2002, titulada "VARIABLE-MOTION OPTICAL TOMOGRAPHY OF SMALL OBJECTS" se incorpora en el presente documento como referencia. En el documento Nelson, imágenes de proyección de sombra (*shadowgrams*) son capturadas digitalmente por medio de detectores de imagen CCD o CMOS convencionales. En la imaginología de objetos en movimiento, dichos sensores de imagen requieren breves exposiciones a “movimiento detenido” para reducir la distorsión provocada por el movimiento. Las exposiciones breves limitan la señal con respecto a ruido que puede alcanzarse cuando se forman imágenes de objetos en movimiento.

Es ventajoso en tomografía óptica (OT) generar imágenes de objetos en movimiento tales como en una corriente fluida o arrastrados en un medio rígido para análisis de alto rendimiento. Adicionalmente, en el caso de objetos arrastrados en un medio rígido, el diseño de la plataforma de presentación o posicionador de la muestra es más sencillo para un movimiento a velocidad constante que para un rápido movimiento intermitente. Además, en dicho sistema, el movimiento constante produce menos vibración que el movimiento intermitente.

Generalmente, la imaginología de retardo e integración (TDI) se basa en el concepto de acumular múltiples exposiciones del mismo objeto en movimiento, aumentando de este modo eficazmente el tiempo de integración disponible para recoger la luz incidente. El movimiento del objeto debe estar sincronizado con las exposiciones para garantizar una imagen nítida. Normalmente, los detectores de TDI incluyen píxeles dispuestos en filas y columnas. Una señal electrónica se mueve de fila a fila en sincronía con una imagen en movimiento proyectada sobre el dispositivo. La señal sincronizada da como resultado un tiempo de integración prolongado sin distorsión.

La Patente de Estados Unidos Nº 6.249.341 de Basiji, y col., expedida el 19 de julio de 2001 titulada “Imaging and Analyzing Parameters of Small Moving Objects Such as Cells”, desvela un aparato en el que luz procedente de un objeto tal como una célula que se mueve a través de un sistema de imaginología es recogida y dispersada de modo que se pueda generar una imagen de ésta en un detector de retardo e integración (TDI). Basiji, y col., definen un detector TDI como cualquier dispositivo pixelado en el que puede hacerse que la señal producida en respuesta a radiación dirigida en el dispositivo se mueva de manera controlada. Basiji, y col., no abordan la tomografía óptica, una deficiencia superada por la presente invención.

Sumario de la invención

La invención se define en la reivindicación 1.

Breve descripción de los dibujos

La figura 1 muestra esquemáticamente una ilustración a modo de ejemplo de un sistema de Tomografía Óptica de Flujo (FOT) tal como lo contempla una realización de la presente invención.
La figura 2 muestra esquemáticamente una ilustración a modo de ejemplo de un sistema de Tomografía Óptica de Movimiento Variable (VOT) tal como lo contempla una realización de la presente invención.
La figura 3 muestra esquemáticamente una ilustración a modo de ejemplo de un cilindro de reconstrucción tal como lo contempla una realización de la presente invención.
La figura 4 muestra esquemáticamente una ilustración a modo de ejemplo de una vista superior parcial de otro cilindro de reconstrucción a modo de ejemplo.
La figura 5 muestra esquemáticamente una ilustración a modo de ejemplo de un cilindro de reconstrucción con fuentes puntuales y sensores de imagen TDI en diferentes planos.
La figura 6 muestra esquemáticamente un ejemplo de un diagrama de flujo que ilustra el funcionamiento de un sensor de imagen TDI.

Descripción detallada de las realizaciones preferidas

La invención se describe en el presente documento con respecto a ejemplos específicos que se refieren a células biológicas, sin embargo, se entenderá que estos ejemplos tienen el fin de ilustrar los principios de la invención, y que la invención no está limitada a esto. En un ejemplo, construir una distribución tridimensional de densidades ópticas dentro de un volumen microscópico permite la cuantificación y la determinación de la ubicación de estructuras, moléculas o sondas moleculares de interés. Usando sondas moleculares marcadas, puede medirse la cantidad de sondas que se adhieren a estructuras específicas en el objeto microscópico. Para fines ilustrativos, un objeto tal como una célula biológica puede etiquetarse con al menos una tinción o sonda molecular marcada, y la cantidad medida y ubicación de esta sonda pueden proporcionar información importante sobre la enfermedad de la célula, incluyendo, aunque sin limitarse a, diversos cánceres tales como cánceres de pulmón, de mama, de próstata, de cuello del útero y de ovario.

Con referencia a la figura 1, se muestra esquemáticamente una ilustración a modo de ejemplo de un sistema de Tomografía Óptica de Flujo (FOT) tal como lo contempla una realización de la presente invención. La invención proporciona un aparato y un procedimiento para formar imágenes de pequeños objetos en una corriente fluida o arrastrados en un medio rígido usando proyecciones de fuente puntual óptica o haz paralelo, sensores de imagen de retardo e integración (TDI) y reconstrucción de imagen tomográfica. El sistema de tomografía óptica (OT) incluye en una realización a modo de ejemplo, un citómetro de flujo, que incluye un cilindro de reconstrucción 12, situado alrededor del tubo capilar 2.

El sistema está orientado con referencia a un sistema de coordenadas 40 que tiene coordenadas en las direcciones X, Y y Z. En funcionamiento, las células 1 se inyectan en un tubo de inyección 3. El tubo capilar puede ser más ancho en un extremo de inyección 5 e incluye un tapón de presión 6. Un fluido envolvente 7 es introducido en el tubo 8 para crear flujo laminar dentro del tubo capilar 2. Una primera fuente de fotones 9a y un primer fotodetector 10a funcionan juntos con un analizador de la altura del pulso 11 para funcionar como un dispositivo desencadenante. El analizador de la altura del pulso 11 funciona para proporcionar una primera señal 30a para el comienzo de una célula, y una segunda señal 30b para el final de la célula a medida que ésta se mueve a través del tubo. Las señales 30a, 30b, 31a y 31b se representan como una función de intensidad de la luz, “I”, frente al “TIEMPO” dentro del analizador de la altura del pulso 11. El analizador de la altura del pulso 11 genera una pluralidad de señales 14 que son enviadas a un ordenador 13 que, después de un retardo relacionado con la velocidad del objeto en movimiento y la distancia entre el fotodetector y el cilindro de reconstrucción 12, envía una señal desencadenante 15 a un cilindro de reconstrucción 12 para iniciar y finalizar la recogida de datos para esa célula particular. Adicionalmente, una segunda fuente 9b de fotones y un segundo fotodetector 10b pueden posicionarse ventajosamente a una distancia conocida aguas abajo de el primer ajuste, de modo que un intervalo entre la célula que compensa una tercera señal 31a y que compensa una cuarta señal 31b puede usarse ventajosamente para calcular la velocidad de la célula y también como una señal de temporización para sincronizar una velocidad de transferencia de línea de un sensor de imagen TDI. La señal de temporización es transmitida al ordenador 13 en la pluralidad de señales 14. El ordenador 13, que puede ser cualquiera ordenador personal útil o equivalente, envía a su vez señales 16 de sincronización al cilindro de reconstrucción 12. De esta manera, el movimiento de la célula a lo largo del eje de flujo 20 es igualado por una velocidad de transferencia de carga desde una plataforma del sensor TDI a la siguiente, tal como se describe y se muestra con más detalle con referencia a la figura 6.

Con referencia ahora a la figura 2, se muestra esquemáticamente una ilustración a modo de ejemplo de un sistema de Tomografía Óptica de Movimiento Variable (VOT) tal como lo contempla una realización alternativa de la presente invención. Un sistema 100 VOT se aprovecha de un posicionador mecánico para presentar células arrastradas en un medio rígido en un tubo, de una en una. En comparación con el sistema FOT descrito con referencia a la figura 1. En el sistema 100 VOT solamente se requiere un mecanismo desencadenante que incluye una fuente de fotones 9 y un fotodetector 10, dado que la velocidad de la célula puede controlarse de forma precisa para sincronizarse con los sensores TDI en el cilindro de reconstrucción 12. El desencadenante en este caso es procesado por el analizador de la altura del pulso 11 y el ordenador 13 y se usa para iniciar y detener la recogida de datos. Tal como se indica mediante la línea de flecha de doble punta, el tubo capilar en esta realización se traslada a lo largo del eje z a través del cilindro de reconstrucción 12 mediante un eje de tornillo 18 impulsado por un motor controlado por ordenador 17. El motor controlado por ordenador 17 recibe información 19 de control del ordenador 13. Los expertos en la materia que se beneficien de esta divulgación entenderán que cualquier mecanismo capaz de trasladar el tubo capilar de forma lineal a una velocidad constante puede usarse en lugar del eje de tornillo.

Las señales procedentes del cilindro de reconstrucción pueden analizarse directamente o procesarse usando técnicas de reconstrucción de imágenes por tomografía computarizada para proporcionar información bidimensional o tridimensional sobre las células.

Con referencia ahora a la figura 3, se muestra esquemáticamente una ilustración a modo de ejemplo de un cilindro de reconstrucción 12 tal como lo contempla una realización de la presente invención. El cilindro de reconstrucción 12 comprende una pluralidad de fuentes puntuales de fotones de longitud de onda seleccionable 27 que se disponen alrededor y sustancialmente concéntricas con el tubo capilar 2. La pluralidad de fuentes puntuales de fotones 27 funcionan junto con sensores de imagen de retardo e integración (TDI) 25 opuestos que son sensibles a partes seleccionables del espectro de luz, donde los sensores de imagen TDI 25 se disponen para recibir luz de la

pluralidad de fuentes puntuales de fotones 27 después de que ésta ha pasado a través del tubo capilar 2, incluyendo cualquier objeto, tal como una célula, que se mueve dentro del tubo capilar 2. Sensores TDI convencionales, tales como, por ejemplo, el número de modelo CCD525 y/o el número de modelo CCD582 disponibles de Fairchild Imaging, Inc. de Milpitas, CA, Estados Unidos, presentan registradores integrados que proporcionan información sobre la señal como una salida disponible para procesar imágenes de acuerdo con principios conocidos. Dichos dispositivos presentan rápidas velocidades de transferencia de línea que pueden ser controladas y sincronizadas por el usuario.

En funcionamiento, durante el curso de movimiento a través del cilindro de reconstrucción, la célula 1 pasa a través de al menos una fuente puntual de fotones. Una característica de la presente invención es que una pluralidad de fuentes puntuales de fotones de longitud de onda seleccionable 27 se disponen alrededor y concéntricas con el tubo capilar 2. Las fuentes puntuales de fotones operan junto con los sensores de imagen de retardo e integración (TDI) opuestos 25 que son sensibles a partes seleccionables del espectro de luz, permitiendo de este modo la adquisición de proyecciones 21 de la luz transmitida a través de la célula 1. De esta manera, puede generarse un conjunto de rayos de proyección, en el que los rayos de proyección pueden describirse como la línea recta que conecta el punto de la fuente con un elemento detector individual. Para fines ilustrativos, un rayo a modo de ejemplo se muestra como el rayo 53. La diferencia entre el número de fotones que abandonan el punto de la fuente a lo largo de un rayo de proyección particular y el número de fotones recibidos en el elemento detector particular está relacionado con el número de fotones perdidos o atenuados debido a interacciones con la célula y otros contenidos del tubo capilar a lo largo de la trayectoria del rayo de proyección.

Obsérvese que pueden surgir complicaciones de dispersión de luz, desplazamientos de energía fotónica, geometría imperfecta y mala colimación, y fotones de diferentes fuentes pueden llegar a un elemento detector particular cuando múltiples puntos de fuente reciben energía simultáneamente. La construcción del cilindro de reconstrucción, por ejemplo usando la geometría para el patrón de fuentes puntuales y sus detectores opuestos tal como se describe en el presente documento, y temporización o multiplexado apropiado de la activación de las múltiples fuentes puntuales y lectura de las matrices del sensor, la contaminación fotónica debida a estos problemas puede reducirse.

La contaminación fotónica puede explicarse mediante el calibrado del sistema, por ejemplo, sin células presentes. Es decir, cada fuentes de luz puede iluminarse por turnos y sus efectos sobre cada uno de los sensores pueden medirse, proporcionando de este modo datos de desfase para su uso en la normalización del sistema. Una etapa de calibrado adicional puede conllevar, por ejemplo, generar imágenes de perlas de polímero de látex u otras microesferas o esferoides aplanados cuyas propiedades ópticas se conocen y abarcan el intervalo de densidad de interés para imaginología celular.

La figura 3 es una ilustración esquemática simplificada de una geometría y disposición particular de fuentes puntuales y sensores. Solamente un número limitado de fuentes puntuales y detectores se ilustran en aras de simplificar el dibujo para ilustrar mejor los principios de la invención. Los expertos en la materia que tengan el beneficio de esta divulgación entenderán que fuentes puntuales y detectores adicionales pueden, ventajosamente, envasarse juntos y que una pluralidad de dichas unidades pueden apilarse ventajosamente juntas a desplazamientos radiales predeterminados para obtener suficientes perspectivas de proyección, para hasta o por encima de 180 proyecciones.

Con referencia ahora a la figura 4, se muestra esquemáticamente una ilustración a modo de ejemplo de una vista superior parcial de otro cilindro de reconstrucción 12A a modo de ejemplo. Cada sección del cilindro de reconstrucción 12A incluye un sensor de imagen TDI 25. En este ejemplo, pueden formarse imágenes de una pluralidad de proyecciones 21, en este caso hasta tres proyecciones 21, en cada sensor, de modo que 15 proyecciones pueden alojarse en cada sección de 180 grados de ancho del cilindro de reconstrucción. En una realización preferida se usan dos de dichas secciones de 180 grados de ancho. Los expertos en la materia que tengan el beneficio de esta divulgación entenderán que pueden conseguirse resultados sustancialmente similares con muchas geometrías o disposiciones diferentes de fuentes puntuales y sensores, siempre que se obtengan imágenes de proyección de la célula de un número suficiente de perspectivas radiales para permitir la reconstrucción tomográfica.

Con referencia a la figura 5, se muestra un diseño particularmente útil de un cilindro 12B de reconstrucción tal como lo contempla una realización de la presente invención. En este caso, un anillo 27 de fuentes puntuales se coloca alrededor del tubo capilar 2 y un anillo de sensores de imagen TDI 25 se coloca en un plano por debajo de las fuentes puntuales. Aunque solamente 4 fuentes puntuales se muestran en la ilustración, se entenderá que el anillo de sensores de imagen TDI puede comprender ventajosamente un mayor número, siendo esto suficiente para permitir la reconstrucción tomográfica de imágenes de objetos en movimiento. Además, los sensores de imagen TDI pueden estar por debajo o por encima del plano de las fuentes puntuales. Las fuentes puntuales pueden generar ventajosamente un haz cónico 35. Al colocar las fuentes puntuales y los sensores de imagen TDI en planos diferentes, las fuentes puntuales en lados opuestos del cilindro no interferirán físicamente con otros haces cónicos de proyección.

La superficie curva del tubo capilar 2 actúa como una lente cilíndrica que produce un efecto de enfoque que puede no ser deseable en un sistema de proyección. Los expertos en la materia que tengan el beneficio de esta divulgación

apreciarán que el doblado de fotones por el tubo capilar 2 puede reducirse sustancialmente si los espacios 28 entre la fuente puntual y el tubo y entre el tubo y las superficies del detector se llenan con un material que tiene un índice de refracción que coincide con el del tubo capilar. Además, el tubo puede estar acoplado ópticamente al material de relleno del espacio. Dicho acoplamiento óptico puede conseguirse con aceite o un gel, por ejemplo.

Con referencia ahora a la figura 6, se muestra esquemáticamente un ejemplo de un diagrama de flujo 50 que ilustra el funcionamiento de un sensor de imagen TDI. La carga correspondiente a un elemento de imagen de la célula es transferida hacia abajo de una columna de elemento 51 de píxel del sensor TDI en sincronía con la imagen. La transferencia de carga se produce secuencialmente hasta que la carga acumulada procedente de la columna se lee en el registrador inferior del sensor 26.

En una realización del sistema de tomografía óptica contemplado por la invención, una pluralidad de sensores TDI 25 están orientados de modo que cada sensor tiene una dirección de transferencia de línea 19 que es la misma que la del movimiento de la célula 20 a lo largo del eje z. La velocidad de transferencia de línea del sensor de imagen TDI está sincronizada con la velocidad de las células mediante señales de temporización o sincronización procedentes del ordenador 13.

El flujo de proceso muestra una célula 1 en movimiento y su ubicación con respecto a un sensor TDI 25 en diversos momentos al lo largo de la línea temporal 34. En tiempo = 0 la célula 1 está justo por encima del sensor TDI 25 y no se detecta ninguna imagen. En tiempo = 1 una imagen de la célula 1 está formada parcialmente por el sensor TDI 25. Se forma la imagen de una sombra (*shadowgram*) 51 de la célula 1 a línea en línea. Las cargas eléctricas 22 correspondientes a cada línea de imagen son transferidas a la siguiente línea de elementos de píxel del sensor 23 en sincronía con el movimiento de esa línea de imagen hacia abajo del sensor de imagen TDI desde tiempo = 0 a tiempo = 5. De esta manera, la carga eléctrica correspondiente a cada píxel se acumula debajo de cada columna 24 del detector TDI 25 hasta que es leída en el registrador 26 inferior en tiempo = 5.

Dependiendo del número de líneas o plataformas en el sensor de imagen TDI, la señal es reforzada (por ejemplo hasta 96 veces con un sensor TDI de 96 plataformas tal como un sensor DALSA IL-E2 disponible de DALSA, Waterloo, Ontario, Canadá). Los sensores de imagen TDI están disponibles con hasta 53 KHz de velocidad de transferencia de línea. Esto es equivalente a una frecuencia de imágenes de 53.000 imágenes/segundo.

Fuente de luz.

Cada fuente de luz puede tener las mismas características generales, preferentemente:

- puede aproximarse a una pequeña fuente puntual circular,
- puede ser brillante con contenido espectral conocido,
- los fotones emitidos desde la fuente pueden formar un haz de una geometría conocida tal como un cono con un ángulo de cono pequeño de 5 a 10 grados o un haz filiforme donde todos los rayos fotónicos son paralelos.

Cada fuente crea datos para un ángulo de proyección. Una pluralidad de fuentes dispuestas a lo largo de una hélice cuyo eje es el eje central del tubo capilar crea datos de múltiples ángulos de proyección, a medida que la célula se mueve a través del módulo. Dependiendo de la geometría del sensor, varias fuentes puntuales podrían disponerse de forma co-lineal en la misma circunferencia, de modo que las proyecciones no se solapen en el sensor. El número deseado de fuentes está en función de la resolución necesaria dentro de cada reconstrucción planar (el plano x-y) o reconstrucción volumétrica. Además, la longitud de onda de las fuentes es seleccionable mediante el uso de diversos láseres de diodo u otros o mediante filtrado de paso de banda de una fuente blanca u otra de banda ancha, por ejemplo una lámpara de arco de mercurio o xenón.

Existen varias opciones que pueden emplearse para crear puntos de fuente ópticos, tales como:

- una abertura en frente de un láser u otra fuente de fotones de alta intensidad,
- una abertura que utiliza enfoque de plasmón superficial de fotones en ambos lados de entrada y salida de la perforación,
- una fibra óptica con una sección transversal pequeña,
- una lente de corta longitud focal en frente de una fuente de fotones,
- un haz de electrones que irradia un punto en una superficie fosforada (una forma de CRT), y
- diversas combinaciones de los anteriores.

La geometría que usa un haz de luz divergente es tal que, cuanto más cerca esté la fuente puntual del objeto de interés (la célula), mayor será el aumento debido al ángulo geométrico más amplio que es delimitado por un objeto más cercano a la fuente. El aumento en un sistema de proyección simple es aproximadamente M=(A+B)/A, donde A es la distancia entre la fuente puntual y el objeto (célula) y B es la distancia entre el objeto y el detector. A la inversa, si la resolución requerida del diseño del sistema se conoce de antemano, entonces la geometría puede optimizarse para esa resolución particular. Para antecedentes, los expertos en la materia son remitidos al documento de Blass, M., editor en jefe, Handbook of Optics: Fiber Optics and Nonlinear Optics, 2ª ed., Vol. IV, Mcgraw-Hill, 2001.

La invención se ha descrito en el presente documento con detalles considerables para cumplir los Estatutos de

Patente y para proporcionar a los expertos en la materia la información necesaria para aplicar los nuevos principios de la presente invención, y para construir y usar dichos componentes a modo de ejemploes y especializados según se requiera. Sin embargo, debe entenderse que la invención puede llevarse a cabo mediante un equipo, y dispositivos y algoritmos de reconstrucción específicamente diferentes, y que pueden conseguirse diversas modificaciones, tanto en cuanto a los detalles del equipo como los procedimientos operativos. La invención se define en las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento para reconstrucción tridimensional de objetos de interés (1) que comprende las etapas de:

(a) envasar objetos de interés (1) en un recipiente lineal (2);
(b) muestrear los objetos de interés (1) con una pluralidad de fuentes puntuales ópticas (27) ubicadas alrededor del recipiente lineal (2), en cooperación con una pluralidad de sensores de imagen de retardo e integración (TDI) (25) opuestos ubicados frente a las fuentes puntuales ópticas (27) a una distancia del recipiente lineal (2), de modo que no hay ningún plano focal dentro de los objetos de interés (1) durante el muestreo, y donde múltiples ángulos de proyección a través de los objetos de interés (1) son muestreados mediante haces de proyección ópticos producidos por la pluralidad de fuentes puntuales ópticas (27) a medida que los objetos de interés se mueve entre la pluralidad de fuentes puntuales ópticas (27) y los sensores ópticos opuestos (25);
(c) trasladar el recipiente lineal (2) a una velocidad constante, de modo que los objetos de interés se muevan a través de los haces de proyección ópticos de uno en uno; y
(d) generar al menos una imagen de proyección (51) con la pluralidad de sensores de imagen TDI opuestos (25), cuya velocidad de transferencia de línea está sincronizada con la velocidad de traslado de los objetos de interés.

2. El procedimiento de la reivindicación 1, en el que los objetos de interés (1) comprenden una célula o un núcleo celular.

3. El procedimiento de la reivindicación 1, en el que la etapa de envasar objetos de interés (1) en un recipiente lineal (2) comprende, además, la etapa de envasar una pluralidad de células en un tubo.

4. El procedimiento de la reivindicación 1, en el que el haz de proyección óptico es un haz cónico (35).

5. El procedimiento de la reivindicación 4, en el que la pluralidad de fuentes puntuales (27) están ubicadas en un primer plano y la pluralidad de sensores de retardo e integración (TDI) (25) están ubicados en un segundo plano, donde el primer plano y el segundo plano son diferentes pero paralelos, y en el que la pluralidad de fuentes puntuales (27) y la pluralidad de sensores TDI (25) se disponen para formar imágenes de los objetos de interés (1) a medida que fluyen a través del cilindro de reconstrucción (12).

6. El procedimiento de la reivindicación 5, en el que cada una de las fuentes puntuales (27) funciona de forma cooperativa con más de un plano asociado de sensores TDI (25) para generar una pluralidad de imágenes del objeto de interés (1).

7. El procedimiento de la reivindicación 6, en el que la pluralidad de fuentes puntuales (27) y la pluralidad de sensores TDI (25) están desplazados radialmente entre sí para capturar diferentes perspectivas.

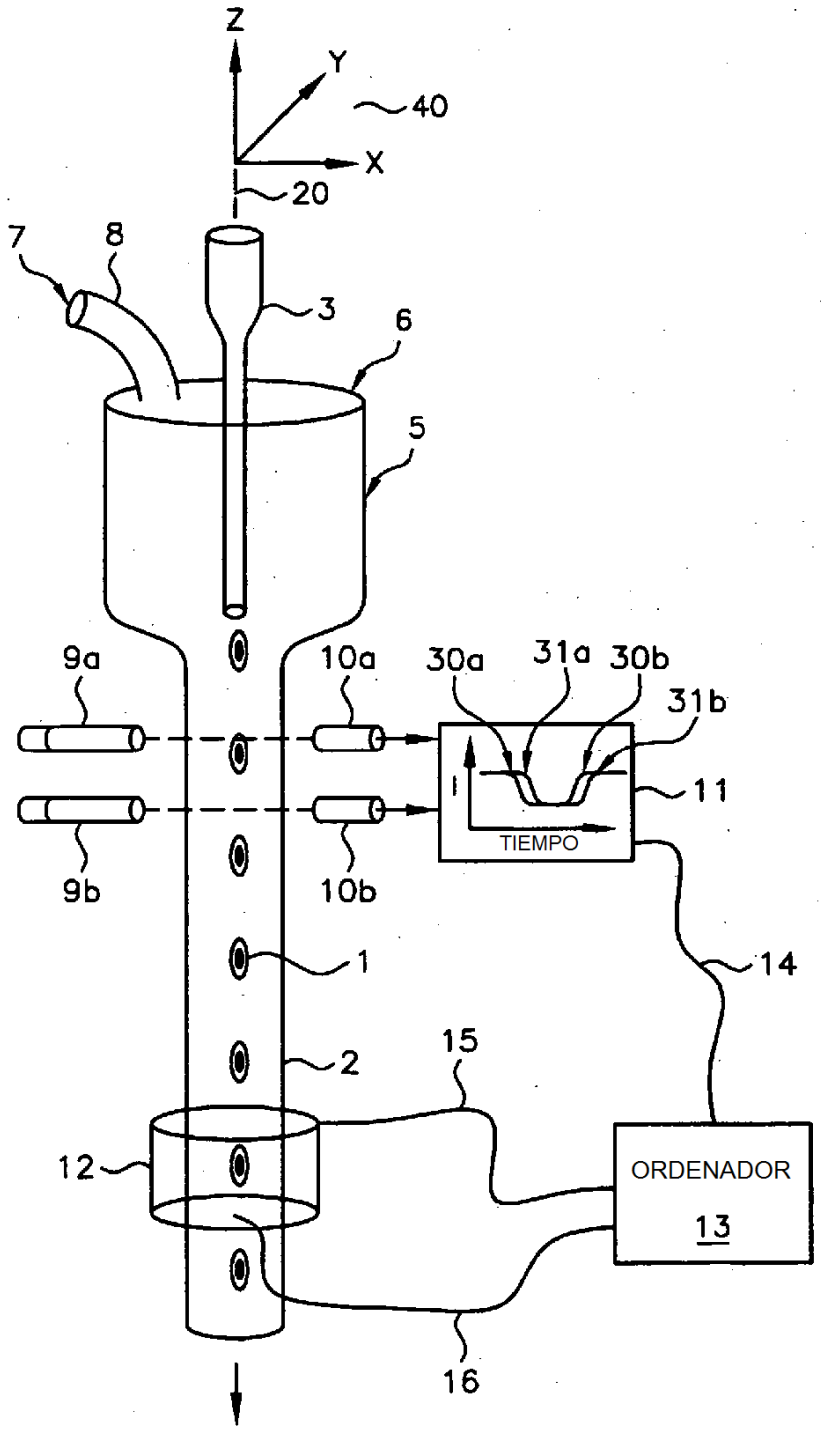
Z
Y
X
40
20
7
8
3
6
5
9a
10a
30a
31a
30b
31b
11
I
TIEMPO
9b
10b
1
2
14
15
12
ORDENADOR
13
16

Fig-1

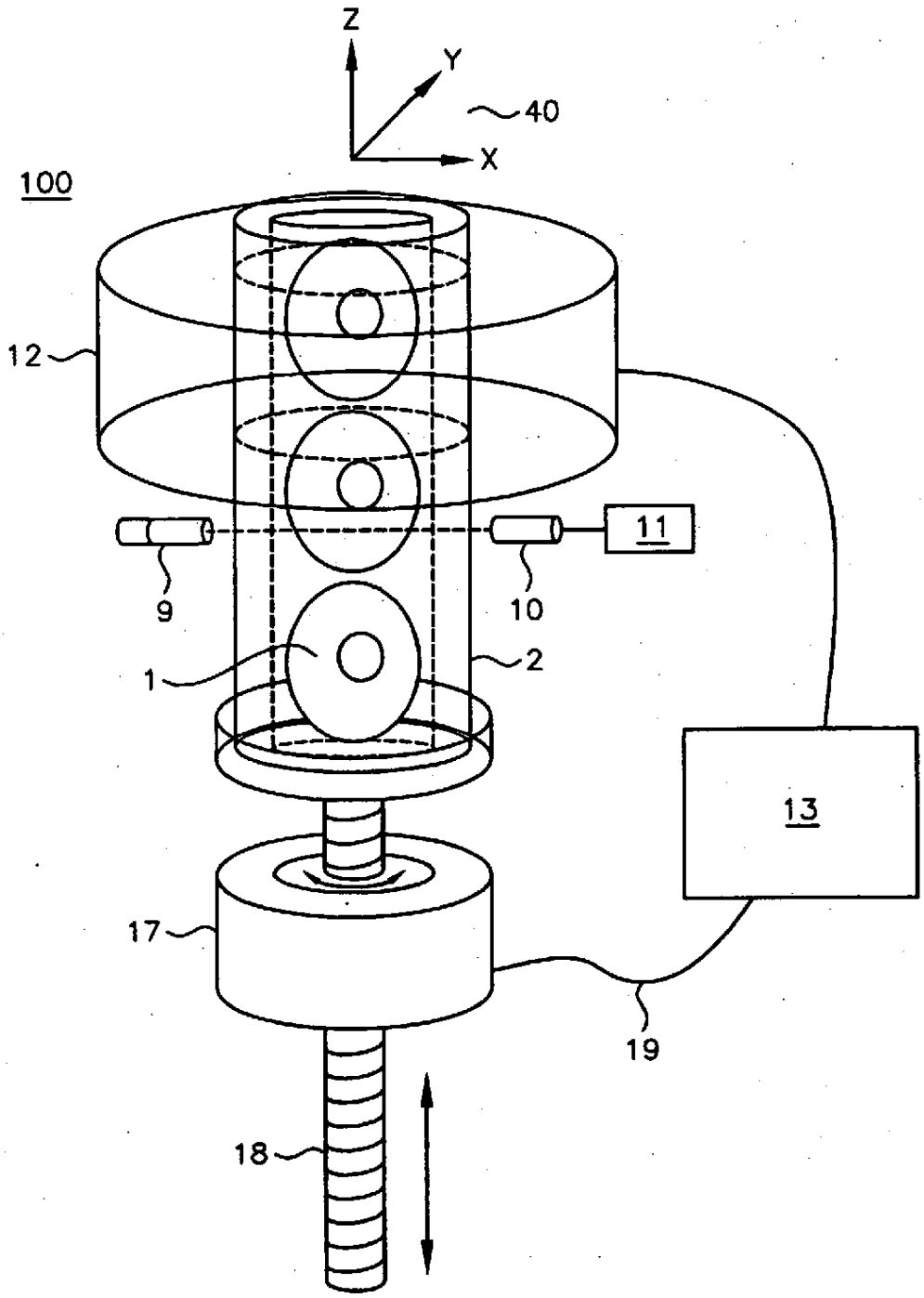

Fig-2

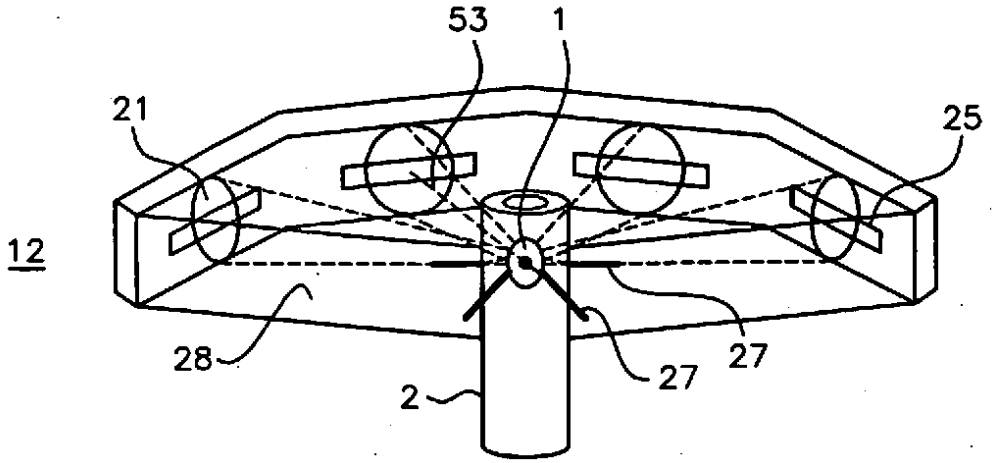

Fig-3

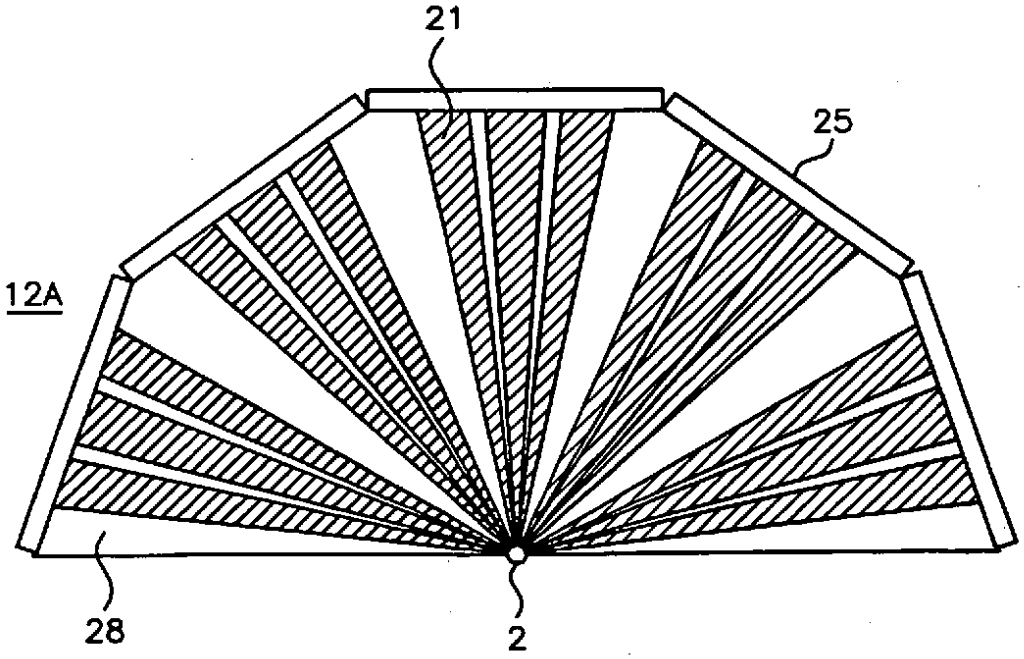

Fig-4

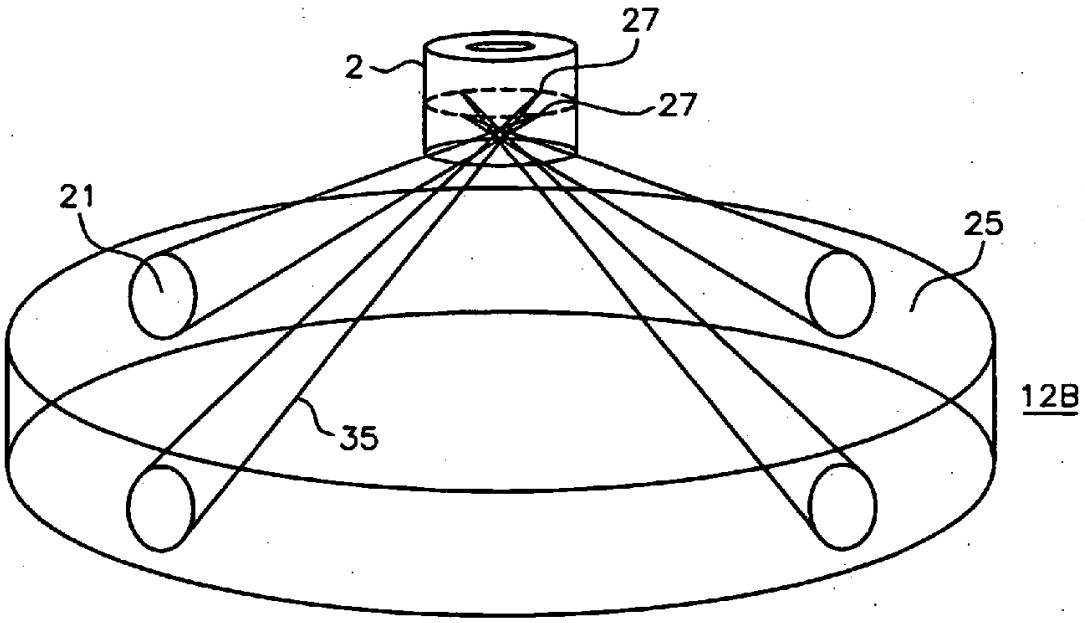

Fig-5

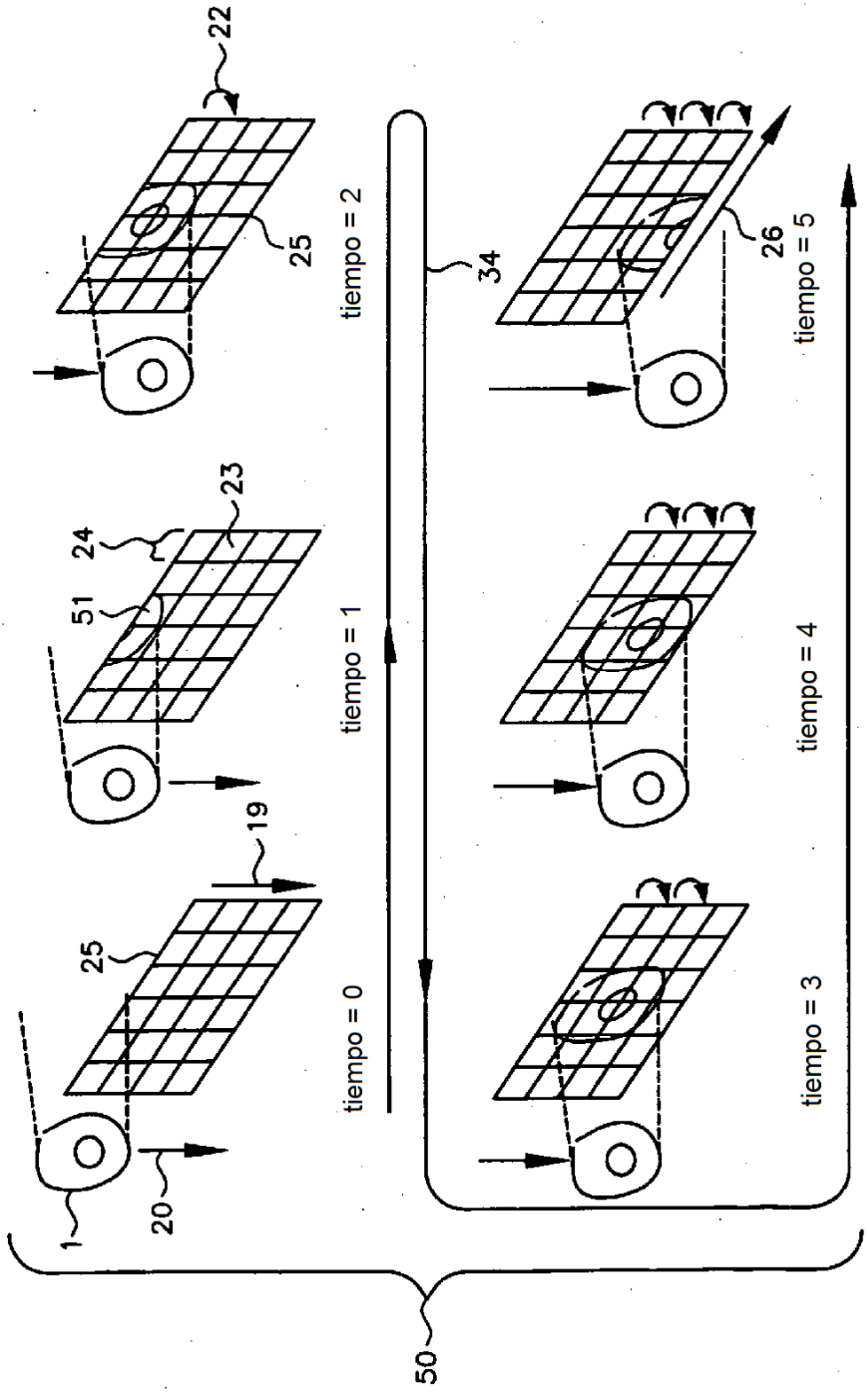
22
25
tiempo = 2
34
26
tiempo = 5
24
23
51
tiempo = 1
tiempo = 4
19
25
tiempo = 0
tiempo = 3
1
20
50

Fig-6