

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 983 741**

51 Int. Cl.:

A61B 6/00 (2014.01)
A61B 6/06 (2006.01)
G01N 23/02 (2006.01)
G01N 23/223 (2006.01)
G02B 27/46 (2006.01)
H05H 9/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **23.07.2018** **PCT/US2018/043342**
87 Fecha y número de publicación internacional: **07.02.2019** **WO19027712**
96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.07.2018** **E 18841917 (0)**
97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **17.07.2024** **EP 3661421**

54 Título: **Dispositivo y método de formación de imágenes por rayos X convergentes**

30 Prioridad:

31.07.2017 US 201762539452 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
24.10.2024

73 Titular/es:

**LAWRENCE LIVERMORE NATIONAL SECURITY,
LLC (100.0%)
7000 East Avenue P.O. Box 808L-703
Livermore, CA 94550, US**

72 Inventor/es:

BARTY, CHRISTOPHER P.J.

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 983 741 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

Dispositivo y método de formación de imágenes por rayos X convergentes

Antecedentes

Campo

- 5 La presente tecnología se refiere a la formación de imágenes por rayos X y, más específicamente, se refiere a técnicas para producir imágenes radiográficas de rayos X y/o rayos gamma de alto contraste que tienen contribuciones mínimas a partir de la radiación de fondo dependiente de un objeto.

Descripción de otra técnica

- 10 En la radiografía de rayos X convencional, se crea un esquigrama de un objeto deseado colocando el objeto para la formación de imágenes entre una fuente cuasi-puntual de rayos X y un sistema detector bidimensional, p. ej., una película de rayos X, una cámara CCD de rayos X, un centelleador o una cámara. La figura 1 ilustra la formación de imágenes por rayos X de proyección puntual convencional con una fuente de *bremssstrahlung* (radiación de frenado) de ánodo giratorio. La resolución de la radiografía se establece por la extensión espacial de la fuente de rayos X y el aumento geométrico de la disposición. Desde el primer descubrimiento de los rayos X por Wilhelm Roentgen en 1896,
- 15 la formación de imágenes médicas por rayos X se ha realizado de esta manera. En el caso de Roentgen, la fuente de rayos X se basó en la radiación de *bremssstrahlung* producida por un haz de electrones energético 10 que incide sobre un objetivo metálico 12. Las fuentes de *bremssstrahlung* producen rayos X policromáticos en todas las direcciones. En aplicaciones prácticas, la emisión de la fuente se limita a un cono de radiación mediante la colocación de deflectores/colimadores metálicos 14 alrededor del tubo de rayos X. Las radiografías/esquigramas se crean mediante
- 20 rayos X balísticos con suficiente energía para penetrar el objeto 16. Los constituyentes, p. ej., las características 18, dentro del objeto que tienen una mayor atenuación forman regiones oscuras en el detector 20. Los rayos X de baja energía que no tienen suficiente energía para penetrar el objeto son absorbidos por el objeto y, en aplicaciones médicas, forman la mayoría de la dosis no deseada recibida por el paciente. No todos los fotones con suficiente energía para penetrar en el objeto recorren una trayectoria balística y contribuyen a la imagen 22. De hecho, en
- 25 procedimientos médicos, la mayoría de los fotones incidentes en el plano del detector (a veces más del 90 %) son fotones cuyas trayectorias se han modificado por dispersión Compton dentro del objeto. Estos fotones dispersos, cuando inciden sobre el detector, reducen el contraste y la resolución de la imagen, es decir, difuminan la imagen.

- La comunidad médica ha desarrollado varios esquemas con los que mitigar la degradación de la imagen debido a la radiación dispersa, las más comunes de las cuales son placas de rejilla en ángulo de material de alto peso atómico,
- 30 p. ej., plomo, colocadas muy cerca del sistema detector. El ángulo de los materiales de rejilla se establece para que coincida con la divergencia natural de la fuente de *bremssstrahlung*, es decir, para ir en paralelo a la trayectoria de los fotones balísticos que viajan desde la fuente hasta el detector. Este método, aunque algo efectivo para reducir el desenfoque debido a la radiación dispersa, también reduce el número de fotones balísticos que llegan al detector, limita la resolución, aumenta la dosis requerida para la imagen y se suma a la complejidad del sistema de formación
- 35 de imágenes global.

- En otras aplicaciones de formación de imágenes por rayos X, el objeto del que se van a formar imágenes mediante una fuente de rayos X externa también puede producir radiación que incide sobre el sistema detector que luego reduce el contraste y la calidad de la imagen. Un ejemplo es la formación de imágenes de materiales impactados que han sido iluminados por láseres de alta energía. El material irradiado por láser en este caso puede producir electrones de
- 40 alta energía que a su vez producen radiación térmica y de rayos X lineales dentro del objeto. Esta fuente de radiación de rayos X de fondo generada por el objeto también incidirá sobre el sistema detector junto con cualesquiera rayos X balísticos de la fuente de retroiluminación. Para crear una imagen útil, la fuente de rayos X radiográficos debe tener suficiente flujo para superar este fondo natural. Pueden surgir problemas similares cuando se obtienen imágenes de materiales fuertemente radiactivos, tales como conjuntos de combustible nuclear gastado. La figura 2 ilustra la
- 45 formación de imágenes por rayos X de proyección puntual convencional de un objeto radiante u objeto que produce dispersión de rayos X 24. Obsérvese la diferencia entre la imagen grabada 26 de la figura 2 y la imagen registrada 22 de la figura 1. Los elementos comunes en las figuras 1 y 2 están etiquetados con los mismos números de referencia.

- El documento US 2007/121784 describe un sistema de rayos X de formación de imágenes de ancho de banda estrecho de objetos pequeños en particular. La radiación X de una fuente de rayos X (1) se enfoca mediante la óptica de rayos
- 50 X cromática (2) en una distancia dependiente de la energía de rayos X desde la óptica. El enfoque asimétrico de la óptica de rayos X se compensa eligiendo un punto focal asimétrico de la fuente. El enfoque selectivo de energía hace posible bloquear las energías de rayos X no deseadas (3) para que no alcancen un objeto (4). De esa manera, se puede hacer la optimización de la energía de acuerdo con el tamaño del objeto para minimizar la dosis y maximizar la relación señal-ruido (7). Asimismo, se puede obtener una imagen de sustracción de borde crítico a la energía óptima
- 55 dependiente del objeto si el objeto se inyecta con un agente de contraste que tiene un borde de absorción cercano a la energía óptima (8). La radiación se registra (5) y se procesa (6) para combinar imágenes de sustracción estructural y de energía.

Compendio

En el presente documento, se describe una formación de imágenes por rayos X convergentes de alto contraste con fuentes de láser-Compton. La presente tecnología incluye un método mediante el cual se pueden producir imágenes radiográficas de rayos X y/o rayos gamma de alto contraste con contribuciones mínimas de la radiación de fondo dependiente de un objeto. La tecnología utiliza la salida de rayos X o rayos gamma, cuasi-monoenergética y de baja divergencia de una fuente láser-Compton en combinación con tecnologías ópticas de rayos X para producir un haz convergente de rayos X o rayos gamma con el cual producir un esquigrama de alto contraste de un objeto específico. El objeto del que se va a formar una imagen se coloca dentro de la trayectoria del haz convergente entre el conjunto óptico de rayos X y el foco del haz de rayos X producido por ese conjunto. A continuación, el haz pasa a través de un orificio de pasador ópticamente grueso situado en el foco del haz. El diámetro en este orificio de pasador está diseñado para ser del orden del punto focal de rayos X o rayos gamma. De este modo, toda la radiación dispersada y/o la autoemisión del objeto que no pasa a través del orificio de pasador se rechaza y no incide sobre el sistema detector. Aguas abajo del orificio de pasador, el esquigrama invertido del objeto se registra a continuación por una matriz de detectores 2D apropiada. Dependiendo de las especificaciones de la geometría, la magnitud de la radiación de fondo que llega al sistema detector de esta invención puede reducirse en muchos órdenes de magnitud en relación con la de la formación de imágenes de proyección puntual de rayos X convencional. Cabe señalar que un requisito previo para esta arquitectura es una fuente de rayos X o rayos gamma que sea compatible con la óptica de rayos X existente que, en general, requiere una entrada cuasi-colimada y cuasi-monoenergética para funcionar de manera óptima.

Las aplicaciones de esta invención incluyen, pero sin limitación, radiografía de objetos con autoemisión significativa, p. ej., plasmas láser, materiales radiactivos, emisión lineal de los constituyentes excitados por rayos X o rayos gamma dentro del objeto, etc., así como objetos para los que la iluminación de rayos X o rayos gamma produce una radiación dispersa significativa, p. ej., radiografía médica, radiografía industrial, etc.

Breve descripción de los dibujos

La figura 1 ilustra la formación de imágenes por rayos X de proyección puntual convencional con una fuente de *bremssstrahlung* (radiación de frenado) de ánodo giratorio.

La figura 2 ilustra la formación de imágenes por rayos X de proyección puntual convencional de un objeto radiante u objeto que produce dispersión de rayos X.

La figura 3 muestra formación de imágenes convergente de un objeto cuya extensión espacial es pequeña en comparación con la dimensión transversal del haz de rayos X convergente.

La figura 4 ilustra la formación de imágenes convergente de un objeto grande donde se obtiene una imagen 2D completa escaneando el objeto con respecto al eje del haz de rayos X.

La figura 5 ilustra un espectro láser-Compton correlacionado en ángulo.

La figura 6 es una imagen de una óptica de rayos X refractiva compuesta producida por litografía en silicio.

Descripción detallada

En la tecnología actual, el haz de salida de una fuente de rayos X láser-Compton se manipula con óptica de rayos X para formar un foco a una distancia fija desde el punto de interacción láser-electrón en el que se producen los rayos X láser-Compton. El objeto del que se va a formar una imagen se coloca entre el punto de interacción láser-electrón y el foco de haz láser-Compton formado por la óptica de rayos X. Hay un orificio de pasador colocado en el punto del foco del haz láser-Compton. La figura 3 muestra formación de imágenes convergente de un objeto cuya extensión espacial es pequeña en comparación con la dimensión transversal del haz de rayos X convergente. El orificio de pasador está construido a partir de materiales altamente atenuantes y está configurado para tener un grosor suficiente para bloquear cualquier radiación de rayos X que no pase a través del orificio de pasador. La radiación de rayos X de láser-Compton que pasa a través del orificio es recogida por un sistema detector de rayos X bidimensional convencional, p. ej., una película de rayos X o un CCD de rayos X. Hay dos configuraciones de formación de imágenes para esta disposición. En la primera, el objeto es pequeño en comparación con el diámetro del haz en la ubicación en la que se coloca. En este caso, se crea un esquigrama invertido del objeto completo en la matriz de detectores mostrada en la figura 3. En la segunda, el objeto es grande en comparación con el diámetro del haz láser-Compton en la ubicación en la que se coloca. En este caso, se obtiene una imagen completa del objeto escaneando todo el objeto y el haz en relación entre sí con la dirección del haz y la ubicación del orificio de pasador fijadas entre sí. La figura 4 ilustra la formación de imágenes convergente de un objeto grande donde se obtiene una imagen 2D completa escaneando el objeto con respecto al eje del haz de rayos X. En ambos casos, la radiación dispersa y/o la autoemisión del objeto se bloquean para que no alcancen la matriz de detectores y se produce una radiografía de alto contraste y alta calidad.

Más específicamente, la realización ilustrativa de la figura 3 muestra un haz de rayos X láser-Compton 30 cuasi-monoenergético enfocado por una lente de rayos X refractiva compuesta 32 a un punto focal 34. El haz 30 se propaga a través del punto focal 34 al detector 36. El elemento 38 comprende un orificio de pasador 39 cosituado con el punto

focal 34. El material y el grosor del elemento 38 deben ser suficientes para evitar el paso del haz, excepto a través de la abertura del orificio de pasador. En una realización, el elemento está hecho de plomo u otro material altamente atenuante y tiene un grosor superior a 10 micrómetros. Hay un objeto 40 colocado entre la lente 32 y el punto focal 34 del haz 30. Esta figura muestra una característica 42 dentro del objeto 40. La característica 42 es pequeña en comparación con la dimensión transversal del haz 30, es decir, el haz cubre completamente la característica 42. La figura muestra una distancia 44 desde la lente al objeto, una distancia 46 desde el objeto hasta el orificio de pasador y una distancia 48 que se ha establecido para un aumento deseado. La autoemisión de rayos X/dispersión de rayos X 50 se produce cuando el haz se propaga a través del objeto. Solo la porción de dispersión 50 que pasa a través del orificio de pasador se propagará en el detector. Este sistema produce una imagen registrada de alto contraste 52.

La realización ilustrativa de la figura 4 se puede utilizar cuando la característica de la que se va a obtener una imagen es grande en relación con la dimensión transversal del haz de rayos X. Ciertos elementos de esta realización pueden ser idénticos a los de la figura 3, y se usan números de referencia similares para esos elementos, sin embargo, esta realización incluye un objeto 60 con una característica 62 que es mayor que la dimensión transversal del haz 30. Para obtener una imagen de toda la característica 62, el objeto se puede escanear (mover) con respecto al haz de rayos X. Se obtiene una imagen completa del objeto escaneando todo el objeto y el haz en relación entre sí con la dirección del haz y la ubicación del orificio de pasador fijadas entre sí. La flecha 64 significa movimiento del objeto en una dirección con respecto al haz y la flecha 66 significa movimiento en la dirección ortogonal a la de la flecha 64. La imagen 68 se recodifica en una posición en la exploración x-y del objeto en relación con el eje del haz de rayos X.

Esta invención se basa en las propiedades físicas de las fuentes de rayos X láser-Compton y en los sistemas ópticos de rayos X adaptados a estas fuentes. La dispersión láser-Compton (a veces denominada, de manera confusa, dispersión Compton inversa) es el proceso en el cual un pulso láser energético se dispersa a partir de un haz de electrones relativistas de corta duración. Este proceso se ha reconocido como un método conveniente para la producción de ráfagas de corta duración de radiación de rayos X cuasi-mono-energéticos. Al interactuar con los electrones, la luz láser incidente induce un movimiento transversal en los electrones. La radiación de este movimiento, cuando se observa en el marco de reposo del laboratorio, parece ser un haz de fotones de alta energía dirigido hacia adelante y desplazado hacia arriba en efecto Doppler. Para colisiones frontales, el espectro completo de la fuente de láser-Compton se extiende de cero a cuatro veces gamma al cuadrado por la energía del láser incidente, donde gamma es la energía normalizada del haz de electrones, es decir, $\gamma = 1$ cuando la energía de los electrones = 511 keV. La energía más alta de la fuente de láser-Compton puede regularse, cambiando la energía del grupo de electrones y/o la energía de los fotones láser. Este proceso ha producido haces de radiación de alta energía que van desde unos pocos keV hasta > MeV y se han utilizado para un amplio intervalo de aplicaciones.

El espectro de la luz láser-Compton radiada está altamente correlacionado en ángulo con respecto a la dirección de propagación del haz de electrones con los fotones de mayor energía emitidos solo en la dirección de avance y el ángulo de los fotones de menor energía en relación con el eje de propagación determinado por la conservación de la energía e impulso. La figura 5 ilustra un espectro láser-Compton correlacionado en ángulo. Los fotones de un pulso láser energético 70 chocan con los electrones relativistas 72 para producir un haz de emisión de láser-Compton 74. En la dimensión transversal del haz 74, los fotones de láser-Compton de mayor energía están situados en la parte central 74' del haz y los fotones de láser-Compton de menor energía están situados en la parte exterior 74" del haz. La energía fotónica del haz se puede caracterizar como un continuo donde los fotones de mayor energía están a lo largo del eje central del haz y la energía fotónica cae con la distancia ortogonal al eje central. Con una abertura diseñada apropiadamente, tal como la abertura 76, colocada en la trayectoria del haz láser-Compton, se puede crear un haz de rayos X o rayos gamma cuasi-mono-energético cuyo ancho de banda ($\Delta E/E$) es del 10 %. Las simulaciones indican que se pueden obtener anchos de banda en el eje del orden del 0,1 % a partir de sistemas de láser-Compton diseñados adecuadamente.

La radiación de salida de las fuentes de rayos X láser-Compton también está altamente colimada, especialmente en comparación con la de las fuentes de rayos X convencionales de ánodo giratorio y de frenado. El ángulo de emisión del cono para el espectro de ancho de banda medio de una fuente de láser-Compton es de aproximadamente 1 en gamma, que normalmente es de unos pocos miliradianes o menos. El ángulo del cono para el ancho de banda más estrecho, en la porción del eje del espectro, puede ser del orden de decenas de microradianes para sistemas diseñados adecuadamente. Las fuentes de ánodo giratorio típicas tienen divergencias de haz establecidas por colimadores de ~500 miliradianes.

El alto grado de colimación y el carácter cuasi-mono-energético de las fuentes de rayos X láser-Compton está permitiendo la manipulación de haces con una variedad de tecnologías ópticas de rayos X que incluyen, entre otras: óptica refractiva compuesta, óptica de rayos X capilar, placas de zona de rayos X, óptica de rayos X de metal de incidencia rasante y óptica de rayos X recubierta de múltiples capas de incidencia rasante. La elección exacta de la óptica dependerá de la energía de los rayos X deseados para una tarea de formación de imágenes particular. En aras de proporcionar un ejemplo, consideraremos un haz láser Compton con energía máxima de rayos X en el eje de 100 keV que se manipula para obtener imágenes convergentes y reducción de ruido mediante una óptica de rayos X refractiva compuesta.

En la región de rayos X del espectro electromagnético, el índice de refracción de todos los materiales es menor que la unidad y difiere de la unidad solo en una pequeña cantidad. Por este motivo, las lentes de rayos X positivas y refractivas tienen la forma de las lentes negativas en la porción visible del espectro, es decir, son más delgadas en el eje y se vuelven más gruesas a medida que uno se aleja del eje óptico. Debido a que el índice de materiales está cerca de la unidad en el régimen de rayos X, una única óptica refractiva de rayos X con un diámetro adaptado al del haz láser-Compton tendría muy poca potencia óptica y, por lo tanto, muy poca influencia en la divergencia natural del haz de rayos X láser-Compton. Véase la figura 6. La óptica de rayos X refractiva compuesta, sin embargo, produce potencia óptica pasando el haz de rayos X a lo largo de un eje óptico (p. ej., véase la figura 6, eje óptico 80) a través de una serie de elementos refractivos (p. ej., véase la figura 6, lente única 82 y serie de lentes 84). La suma de muchas lentes débiles puede producir suficiente potencia óptica para colimar y/o enfocar un haz de rayos X de láser-Compton. Se han desarrollado, demostrado y utilizado ópticas de rayos X refractivas compuestas con fuentes de luz de sincrotrón para manipular haces de rayos X de sincrotrón cuasi-monoenergéticos. La óptica de rayos X compuesta puede formarse litográficamente en materiales de oblea sólidos tales como silicio o puede crearse mediante el apilamiento de discos de metal acuñado, cada uno de los cuales tiene una forma aproximadamente parabólica. La figura 6 es una imagen de una óptica de rayos X refractiva compuesta producida por litografía en silicio. En el caso litográfico, se crea un elemento de enfoque unidimensional en la oblea de material y se produce una manipulación de haz bidimensional pasando el haz completo a través de dos conjuntos de ópticas orientadas a 90 grados entre sí. La naturaleza cuasi-mono-energética de la fuente de láser-Compton se adapta bien a la óptica compuesta cuyo perfil espacial transversal es aproximadamente parabólico.

Para una fuente de láser-Compton dada con energía de rayos X específica y tamaño de fuente, se puede diseñar una óptica refractiva de rayos X compuesta para colimar la salida y producir haces de unos pocos cientos de micrómetros a unos pocos milímetros de diámetro o se puede diseñar para enfocar el haz de láser-Compton en un punto pequeño. El tamaño del punto focal que se puede producir dependerá de la longitud focal de la óptica de rayos X compuesta y de las propiedades de divergencia del haz de rayos X láser-Compton que, a su vez, depende del tamaño del punto inicial del láser y de la interacción de electrones de la fuente láser-Compton. Los haces enfocados de unos pocos micrómetros son prácticos y los haces enfocados de menos de un micrómetro son factibles.

Como se ha analizado anteriormente, el haz de rayos X convergente producido por la combinación de una fuente de rayos X láser-Compton apropiada y una óptica de rayos X puede usarse para crear imágenes "sin fondo" de alto contraste de un objeto de dos maneras.

En primera instancia, el objeto es pequeño en comparación con el diámetro del haz en la ubicación en la que se coloca el objeto. Véase la figura 3. La sombra del objeto se produce en el haz convergente. Esto es opuesto a la situación convencional en la que la sombra de rayos X se produce en el haz divergente que emana de una fuente de *bremssstrahlung*. Como se ilustra en la figura 3, se produce una sombra invertida del objeto en el detector después de que el haz pasa a través de su foco. Se evita que la dispersión o autoemisión no deseada del objeto alcance el detector mediante la colocación de un orificio de pasador ópticamente grueso en la posición del foco de rayos X. Las limitaciones prácticas de este modo de operación son el tamaño del conjunto óptico de rayos X utilizado para enfocar el haz de láser-Compton y cualquier restricción espacial que pueda existir debido a la distancia requerida para que el haz de láser-Compton diverja a un tamaño apropiado y la distancia requerida para que la óptica de rayos X enfoque el haz. Habitualmente, estas restricciones limitan el tamaño del objeto a milímetros o menos. Una aplicación médica práctica sería la formación de imágenes de precisión de estructuras capilares a escala micrométrica en procedimientos angiográficos. El grado en el que la dispersión no deseada del objeto puede reducirse de la imagen depende de la distancia desde el objeto hasta el orificio de pasador. Para el ejemplo ilustrado en la figura 3, se pueden lograr al menos 10 órdenes de reducción de magnitud en el fondo de gran angular. Dado que las imágenes médicas típicas de cuerpo entero producen aproximadamente 10 fotones dispersos por cada fotón balístico portador de imágenes, la eliminación del fondo de esta manera puede permitir una mejora significativa en la calidad de imagen y/o una reducción en la dosis al paciente. Cabe señalar que este modo de formación de imágenes no es práctico con fuentes de rayos X de *bremssstrahlung* basadas en ánodos giratorios convencionales, ya que la divergencia natural de la fuente limita severamente el número de fotones incidentes sobre la óptica de rayos X y el ancho de banda amplio de la fuente no se enfocaría en un solo punto debido a la variación cromática del índice de refracción dentro de la óptica refractiva compuesta.

En el segundo modo de operación, el objeto es grande en comparación con el diámetro del haz en la ubicación en la que se coloca el objeto. Véase la figura 4. La sombra de solo una porción del objeto se produce en el haz convergente y, por lo tanto, el objeto y el haz deben escanearse uno con respecto al otro para producir una imagen completa del objeto. Sin embargo, para cada ubicación dentro del escaneo, se puede lograr la misma reducción en la radiación dispersa que incide sobre el detector que, en el ejemplo anterior y nuevamente, proporciona una mejora significativa en la relación señal-ruido en el detector.

Cabe señalar que, en ambos casos mencionados anteriormente, el haz de láser-Compton se atenúa por absorción y pérdidas de dispersión en el material óptico de rayos X. Para algunas ópticas de rayos X compuestas, estas pérdidas pueden ser de hasta el 90 % del flujo del haz incidente. Sin embargo, a diferencia del uso de placas de rejilla para la reducción de dispersión en la formación de imágenes convencional, esta atenuación se produce antes de que se ilumine el objeto y, por lo tanto, no requiere una mayor exposición al paciente para mejorar el contraste de la imagen. Para un número dado de fotones formadores de imágenes balísticas deseados en el detector, la geometría de

imágenes convergentes de esta invención expone al paciente a una dosis menor y, para una señal dada al ruido en el detector (donde el ruido está dominado por radiación dispersa), la dosis requerida para el paciente puede ser órdenes de magnitud menor.

5 Cabe señalar, además, que los principios descritos anteriormente también son ciertos si el objeto produce autoemisión a energías similares al haz de rayos X láser-Compton de iluminación. Las mismas configuraciones y técnicas descritas en esta invención pueden usarse para bloquear la autoemisión del objeto para que no incida sobre el detector de formación de imágenes. La formación de imágenes precisas de materiales radiactivamente calientes, materiales excitados por láser, etc., se hace viable con esta invención.

10 Las siguientes son algunas variaciones ilustrativas de la técnica de formación de imágenes convergente de láser-Compton descrita anteriormente.

15 1. El haz de láser-Compton se colima primero con una óptica de rayos X apropiada y luego se enfoca con una segunda óptica a través de un orificio de pasador de eliminación de fondo. El objeto se coloca en el haz colimado o en el haz convergente antes del orificio de pasador. Con referencia a las figuras 3 y 4, la lente de rayos X refractiva compuesta 32 se puede reemplazar con una combinación de ópticas 32' que comprende (i) una óptica de rayos X u óptica compuesta, configurada para colimar el haz 30 y (ii) una óptica de rayos X u óptica compuesta, configurada para enfocar el haz colimado a través del orificio de pasador del elemento 38. En una configuración alternativa, el objeto 40 con la característica 42 puede ubicarse entre la(s) óptica(s) colimadora(s) y la(s) óptica(s) de enfoque de la óptica 32'.

20 2. El haz láser-Compton se regula justo por encima del umbral de ionización específico de envoltura interna de una especie atómica particular dentro del objeto para mejorar el contraste en la imagen y/o permitir la identificación de material elemental dentro del objeto.

3. El haz láser-Compton se regula a una transición de fluorescencia de resonancia nuclear para mejorar el contraste y/o permitir la identificación de material isotópico dentro del objeto.

25 4. El sistema detector se conmuta para estar encendido solo durante la llegada de los fotones de formación de imágenes balísticas que discriminan adicionalmente contra la radiación de fondo y la dispersada. Por consiguiente, el sistema detector 36 de las figuras 3 y 4 se puede reemplazar con un sistema detector conmutado 36'.

30 5. La óptica de rayos X 32 o 32' utilizada para colimar y/o enfocar el haz láser-Compton está diseñada para tener una estructura que espacialmente variable, de modo que los fotones láser-Compton de menor energía y mayor ángulo que inciden sobre la óptica se enfoquen en el mismo punto y el mismo tamaño de punto que los fotones láser-Compton de mayor energía y en el eje. Es decir, las aberraciones cromáticas de la óptica se adaptan a la dependencia del ángulo espectral de la fuente de láser-Compton.

6. El elemento de orificio de pasador 38 utilizado para el rechazo del fondo está compuesto por una placa gruesa de material altamente absorbente en la que se hace un orificio cónico 39 que coincide con la convergencia y/o divergencia del haz láser-Compton en y alrededor del foco.

35 7. El haz láser-Compton se enfoca por la óptica 32 o 32' en solo una dimensión y se le permite divergir de acuerdo con la física del proceso láser-Compton en la otra dimensión. El orificio de pasador 39 en este caso es una hendidura que coincide con el tamaño focal del haz en la dimensión de enfoque. Este modo habilita la exploración de línea del objeto.

40 8. El haz láser-Compton se enfoca mediante dos ópticas de rayos X compuestas unidimensionales 32 o 32' orientadas a 90 grados entre sí y que se enfocan en diferentes ubicaciones. Una de estas se usa para crear un haz en abanico y la otra para producir un foco de línea en el que se coloca una rendija para reducir la radiación de fondo. Este modo habilita la exploración de línea del objeto.

45 9. El haz láser-Compton está formado por la lente 32 o 32', de modo que el haz es colimado en una dimensión por una óptica de rayos X compuesta unidimensional y luego enfocado en la otra dimensión por otra óptica de rayos X unidimensional orientada a 90 grados con respecto a la primera. En el foco de la segunda óptica, se coloca una rendija para reducir la radiación de fondo. Este modo reduce los problemas de alineación del dispositivo de rechazo de fondo.

10. El haz láser-Compton en 7) se regula como se describe en 2) o 3) para aumentar el contraste y/o permitir la identificación de material dentro del objeto.

50 11. El haz láser-Compton en 8) se regula como se describe en 2) o 3) para aumentar el contraste y/o permitir la identificación de material dentro del objeto.

12. El haz láser-Compton en 9) se regula como se describe en 2) o 3) para aumentar el contraste y/o permitir la identificación de material dentro del objeto.

Se incluyen preferiblemente todos los elementos, partes y etapas descritas en el presente documento. Se debe entender que cualquiera de estos elementos, partes y etapas puede reemplazarse por otros elementos, partes y etapas o eliminarse por completo, como será obvio para los expertos en la técnica.

- 5 En términos generales, este escrito describe al menos lo siguiente: Se proporcionan técnicas para la producción de imágenes radiográficas de rayos X y/o rayos gamma de alto contraste. Las imágenes tienen contribuciones mínimas de la radiación de fondo dependiente del objeto. La invención utiliza la salida de rayos X o rayos gamma, cuasi-monoenergética, de baja divergencia de una fuente láser-Compton en combinación con tecnologías ópticas de rayos X para producir un haz convergente de rayos X o rayos gamma con el que producir un esquiagrama de alto contraste de un objeto específico. El objeto del que se va a formar una imagen se coloca dentro de la trayectoria del haz
- 10 convergente entre el conjunto óptico de rayos X y el foco del haz de rayos X producido por ese conjunto. A continuación, el haz pasa a través de un orificio de pasador ópticamente grueso situado en el foco del haz. Aguas abajo del orificio de pasador, el esquiagrama invertido del objeto se registra a continuación por una matriz de detectores 2D apropiada.
- 15 La descripción anterior de la invención se ha descrito con fines de ilustración y descripción y no pretende ser exhaustiva o limitar la invención a la forma precisa divulgada. Son posibles muchas modificaciones y variaciones a la luz de la enseñanza anterior. Las realizaciones descritas se concibieron únicamente para explicar los principios de la invención y su aplicación práctica para posibilitar de este modo que otros expertos en la técnica usen mejor la invención en diversas realizaciones y con diversas modificaciones adecuadas al uso particular contemplado. El alcance de la invención se definirá mediante las siguientes reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato, que comprende:

una fuente para proporcionar un haz de salida de rayos X o rayos gamma (30; 74');

al menos una óptica de rayos X y/o rayos gamma (32, 32') para producir, a partir de dicho haz de salida, un haz convergente dirigido hacia un punto focal (34), estando dispuesto el aparato para tener un objeto que observar (40, 42; 60, 62) posicionado dentro de la trayectoria de dicho haz de salida (30, 74') o dicho haz convergente para dar como resultado un haz alterado; una abertura que tiene una abertura (39) situada en la posición focal de dicho haz alterado, en donde al menos una porción de dicho haz alterado pasará a través de dicha abertura (39) para producir un haz divergente;

y un detector (36, 36') posicionado para detectar un esquiagrama invertido de dicho objeto en dicho haz divergente y registrar dicho esquiagrama invertido de dicho objeto.

2. Un método, que comprende:

proporcionar un haz de salida de rayos X o rayos gamma (30, 74');

dirigir dicho haz de salida (30, 74') a través de al menos una óptica de rayos X y/o rayos gamma (32, 32') para producir un haz convergente dirigido hacia un punto focal (34);

posicionar un objeto (40, 42; 60, 62) dentro de la trayectoria de dicho haz de salida (30, 74') o dicho haz convergente para producir un haz alterado;

proporcionar una abertura que tiene una abertura (39) situada en la posición focal de dicho haz alterado, en donde al menos una porción de dicho haz alterado pasa a través de dicha abertura para producir un haz divergente; y

con un detector, detectar un esquiagrama invertido en dicho haz divergente y registrar dicho esquiagrama invertido de dicho objeto.

3. El aparato de la reivindicación 1 o el método de la reivindicación 2, en donde dicho haz de salida es un haz de salida de rayos X o rayos gamma (74') cuasi-monoenergético proporcionado a partir de una fuente de láser-Compton.

4. El aparato de la reivindicación 1 o el método de la reivindicación 2, en donde dicha abertura (39) comprende una forma seleccionada del grupo que consiste en un orificio de pasador y una hendidura.

5. El aparato de la reivindicación 1 o el método de la reivindicación 2, en donde dicha abertura (39) comprende un orificio cónico.

6. El aparato o el método de la reivindicación 5, en donde dicho orificio cónico coincide con la convergencia y/o divergencia del haz láser-Compton (74') en y alrededor del foco.

7. El aparato de la reivindicación 1 o el método de la reivindicación 2, en donde dicha abertura está construida a partir de materiales altamente atenuantes y está configurada para tener un grosor suficiente para bloquear cualquier rayo X o rayo gamma que no pase a través de dicha abertura (39).

8. El aparato de la reivindicación 1, que comprende, además, un medio para regular dicho haz de salida justo por encima de un umbral de ionización específico de envoltura interna de una especie atómica particular dentro de dicho objeto (40, 42; 60, 62) para mejorar el contraste en la imagen y/o permitir la identificación de material elemental dentro del objeto (40, 42; 60, 62); o el método de la reivindicación 2, que comprende, además, regular dicho haz de salida justo por encima de un umbral de ionización específico de envoltura interna de una especie atómica particular dentro de dicho objeto (40, 42; 60, 62) para mejorar el contraste en la imagen y/o permitir la identificación de material elemental dentro del objeto (40, 42; 60, 62).

9. El aparato de la reivindicación 1, que comprende, además, un medio para regular dicho haz de salida (30, 74') a una transición de fluorescencia de resonancia nuclear de una especie atómica particular dentro de dicho objeto para mejorar el contraste y/o permitir la identificación de material isotópico dentro de dicho objeto (40, 42; 60, 62); o el método de la reivindicación 2, que comprende, además, regular dicho haz de salida (30, 74') a una transición de fluorescencia de resonancia nuclear de una especie atómica particular dentro de dicho objeto para mejorar el contraste y/o permitir la identificación de material isotópico dentro de dicho objeto (40, 42; 60, 62).

10. El aparato de la reivindicación 1, en donde dicho detector (36, 36') comprende un sistema detector conmutado configurado para conmutar dicho sistema detector, de modo que esté encendido solo durante la llegada de fotones de formación de imágenes balísticas de dicho haz divergente, discriminando así, además, contra la radiación de fondo y la dispersada; o el método de la reivindicación 2, en donde la etapa de detectar dicho haz divergente se lleva a cabo con un sistema detector conmutado (36, 36'), comprendiendo el método, además, conmutar dicho sistema detector (36, 36'), de modo que esté encendido solo durante la llegada de fotones de formación de imágenes balísticas de

dicho haz divergente, discriminando así, además, contra la radiación de fondo y la dispersada.

11. El aparato o el método de la reivindicación 3, en donde dicha al menos una óptica de rayos X y/o rayos gamma (32, 32') comprende una estructura espacialmente variable, de modo que los fotones láser-Compton de menor energía y mayor ángulo de dicho haz de salida (74') que inciden sobre dicha al menos una óptica de rayos X y/o rayos gamma (32, 32') se enfoquen en el mismo punto y al mismo tamaño de punto que los fotones láser-Compton de mayor energía en el eje de dicho haz de salida (74').
12. El aparato de la reivindicación 3, que comprende, además, un medio para hacer coincidir las aberraciones cromáticas de al menos una óptica de rayos X y/o rayos gamma (32, 32') con la dependencia del ángulo espectral de dicha fuente de láser-Compton; o el método de la reivindicación 3, en donde las aberraciones cromáticas de al menos una óptica de rayos X y/o rayos gamma (32, 32') se adaptan a la dependencia del ángulo espectral de dicha fuente de láser-Compton.
13. El aparato de la reivindicación 3, en donde dicha al menos una óptica de rayos X y/o rayos gamma (32, 32') está configurada para dirigir dicho haz de salida (74') a un foco en dicho punto focal en solo una dimensión, y permitir que dicho haz de salida (74') diverja de acuerdo con la física del proceso láser-Compton en la otra dimensión, y en donde dicha abertura (34) es una hendidura que coincide con el tamaño focal de dicho haz de salida (74') en la dimensión de enfoque; o el método de la reivindicación 2, en donde dicha al menos una óptica de rayos X y/o rayos gamma (32, 32') dirige dicho haz de salida (74') a un foco en dicho punto focal en solo una dimensión y permite que dicho haz de salida (74') diverja de acuerdo con la física del proceso láser-Compton en la otra dimensión, y en donde dicha abertura (34) es una hendidura que coincide con el tamaño focal de dicho haz de salida (74') en la dimensión de enfoque.
14. El aparato o el método de la reivindicación 3, en donde dicha al menos una óptica de rayos X y/o rayos gamma (32, 32') comprende dos ópticas de rayos X compuestas unidireccionales orientadas a 90 grados entre sí y que se enfocan en diferentes ubicaciones, en donde una de estas se usa para crear un haz en abanico de una dimensión de dicho haz de salida (74'), y la otra para producir un foco de línea de dicho haz de salida, en donde hay una hendidura colocada en dicho foco de línea para reducir la radiación de fondo.
15. El aparato o el método de la reivindicación 3, en donde dicha al menos una óptica de rayos X y/o rayos gamma (32, 32') comprende una primera óptica de rayos X compuesta unidimensional y una segunda óptica de rayos X compuesta unidimensional orientada a 90 grados con respecto a dicha primera óptica de rayos X compuesta unidimensional, en donde dicho haz de salida (74') es colimado en una dimensión por dicha primera óptica de rayos X compuesta unidimensional y luego es enfocado en la otra dimensión por dicha segunda óptica de rayos X unidimensional, en donde hay una hendidura colocada en dicho punto focal para reducir la radiación de fondo.

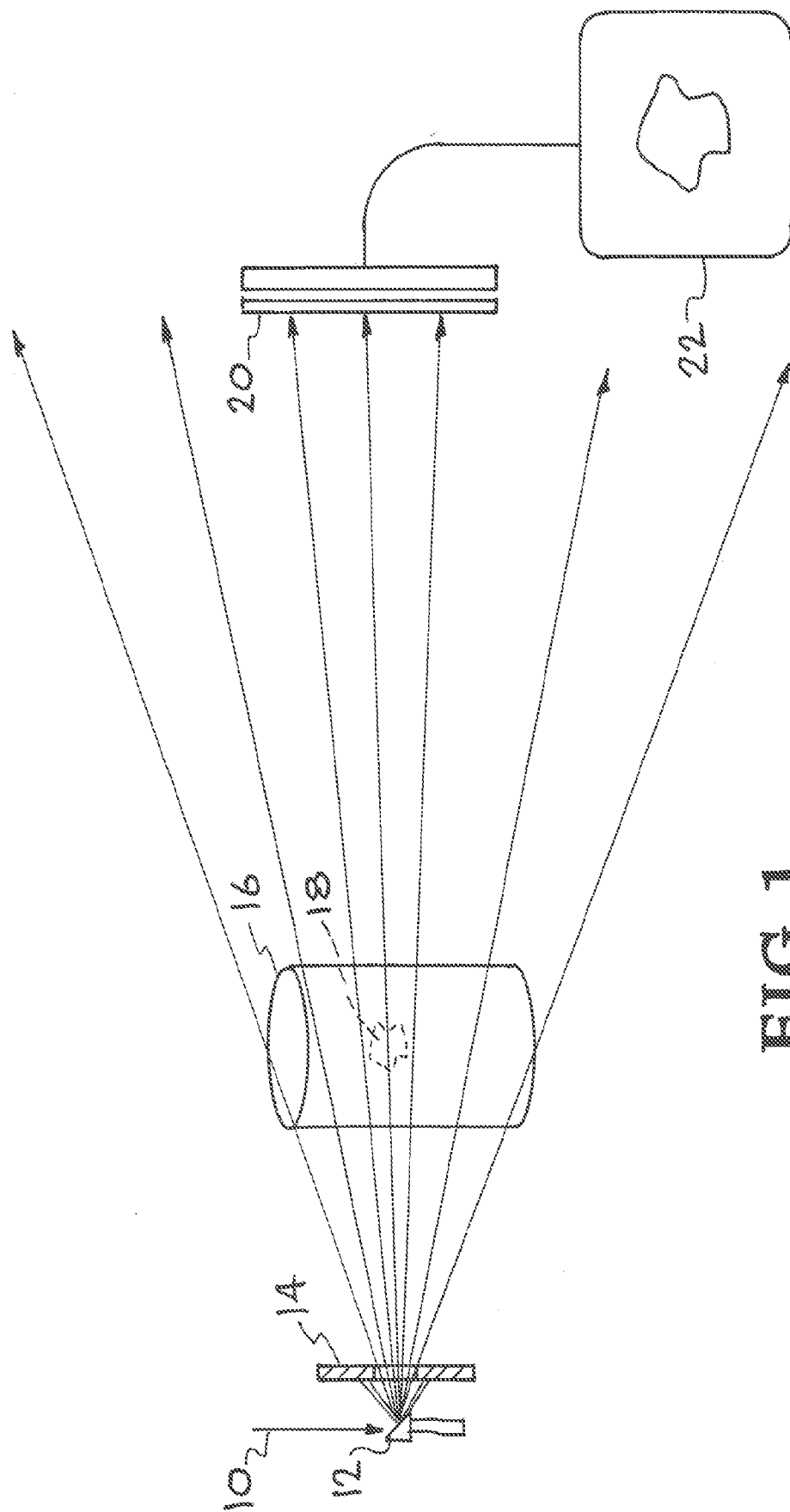


FIG. 1

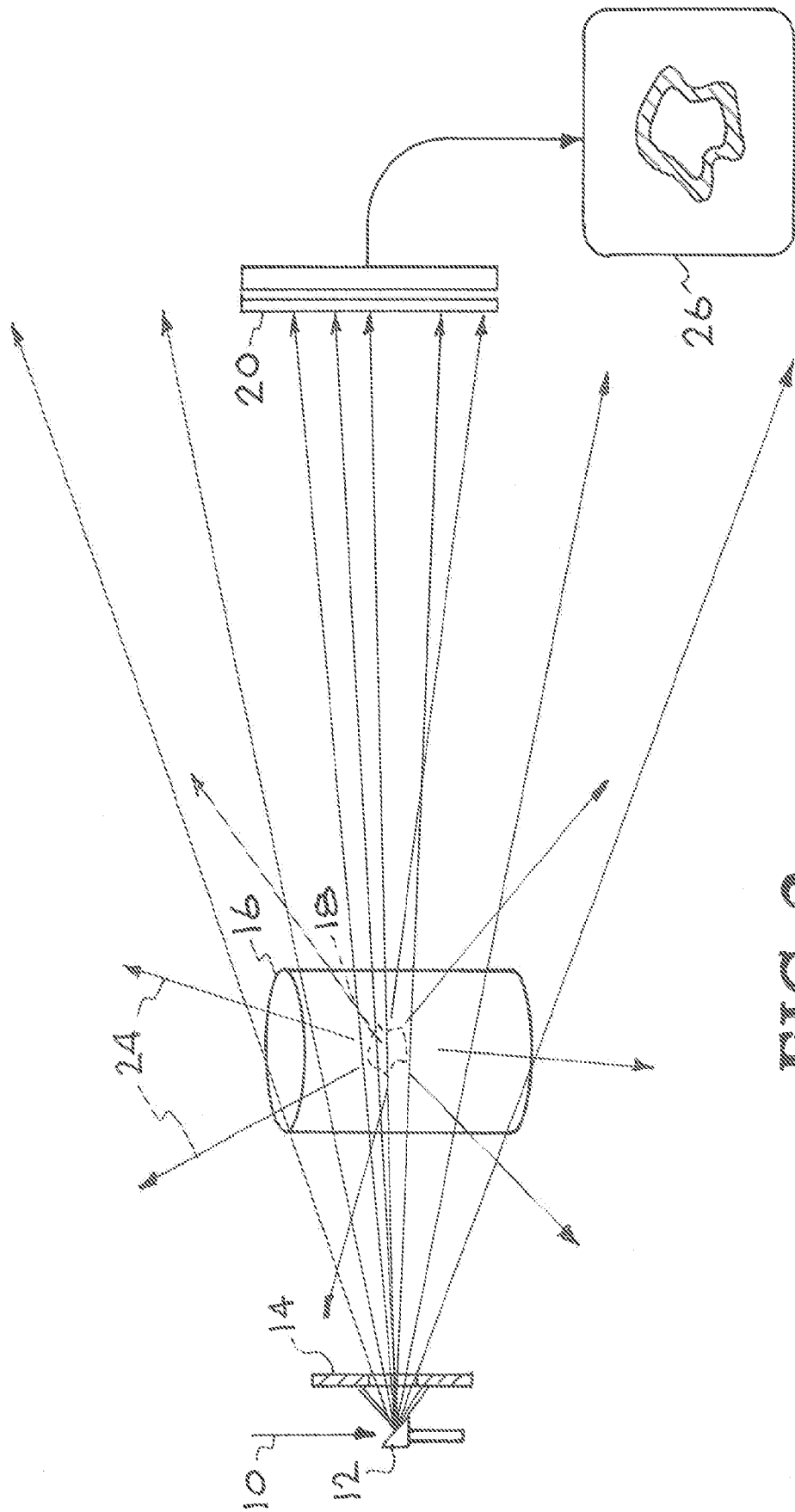


FIG. 2

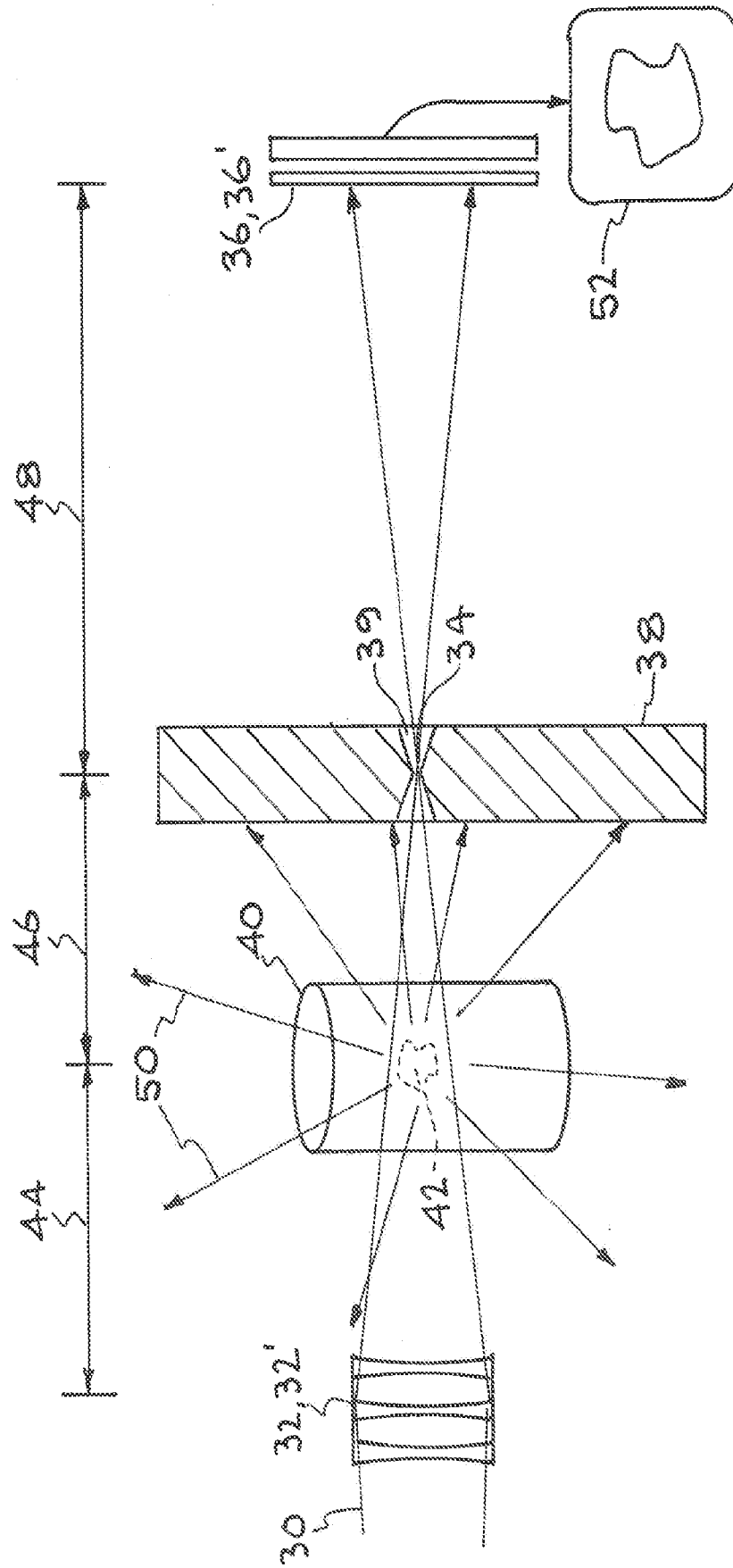


FIG. 3

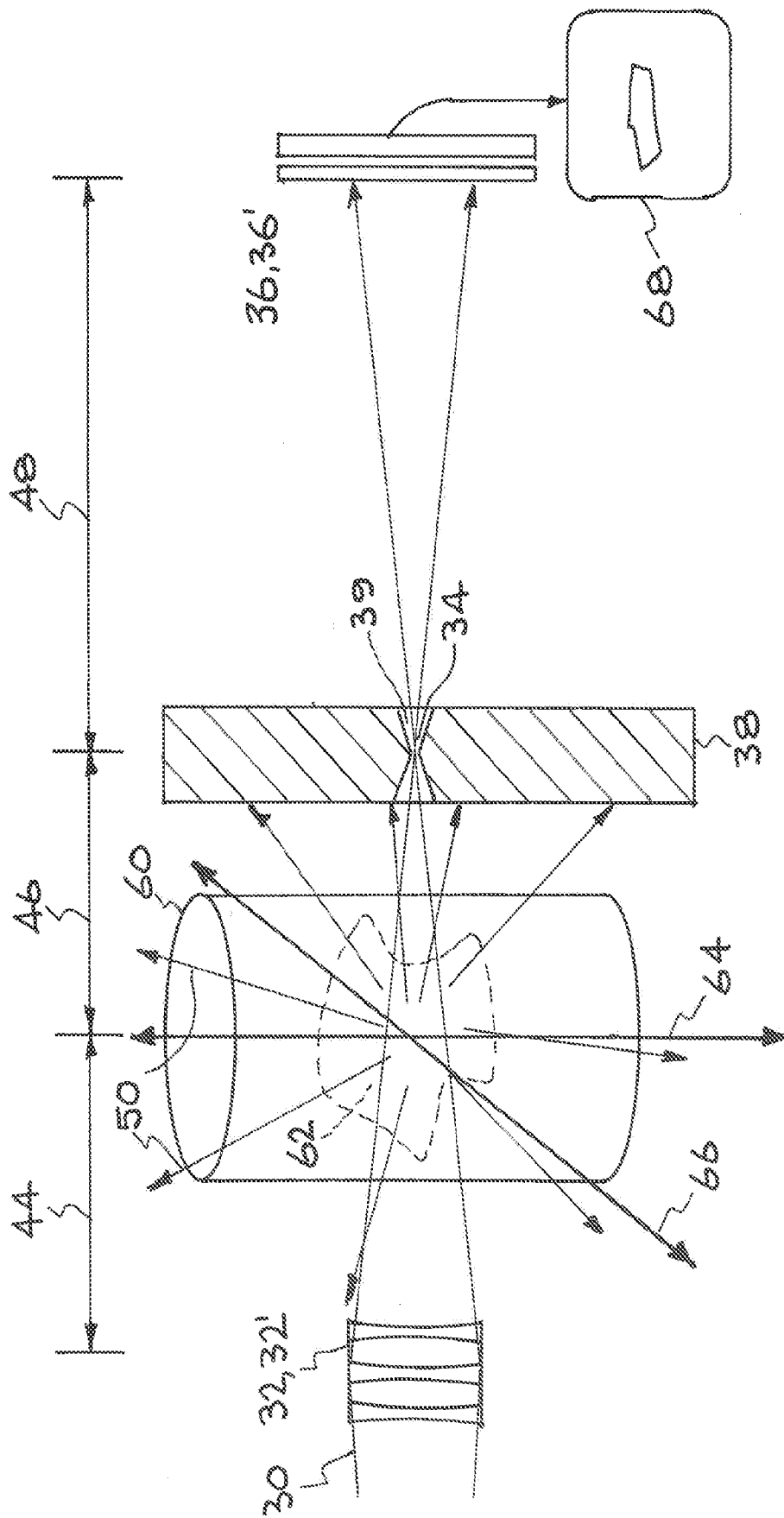


FIG. 4

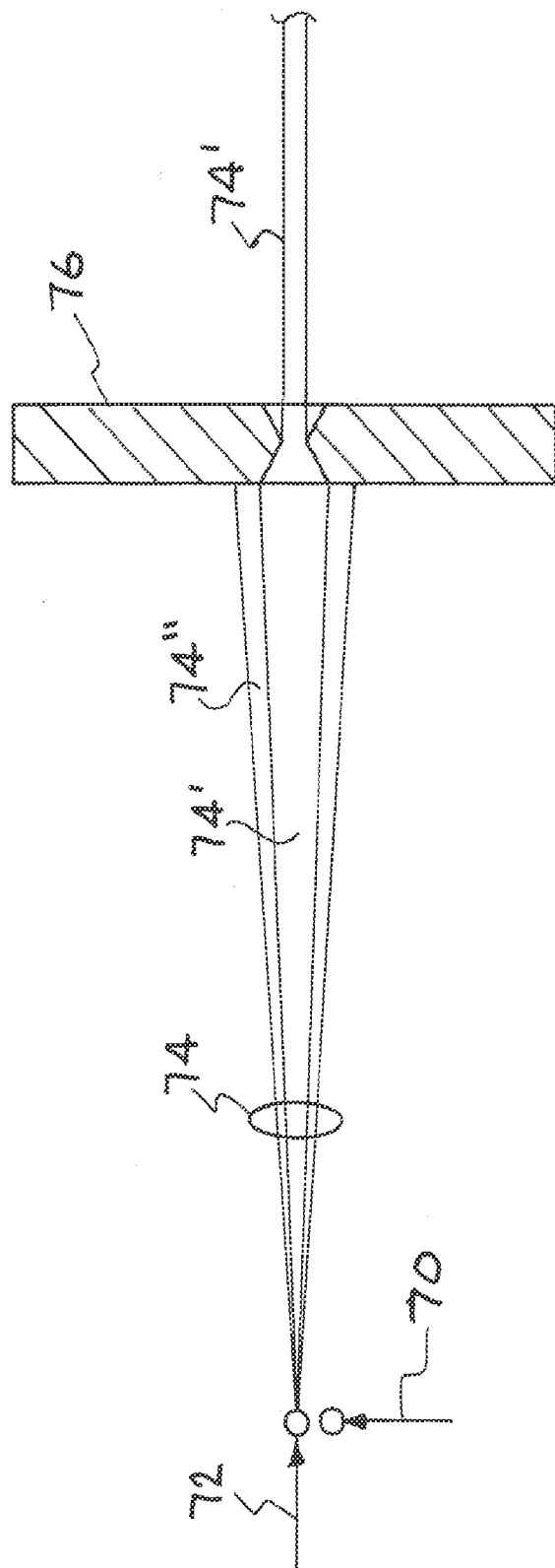


FIG. 5

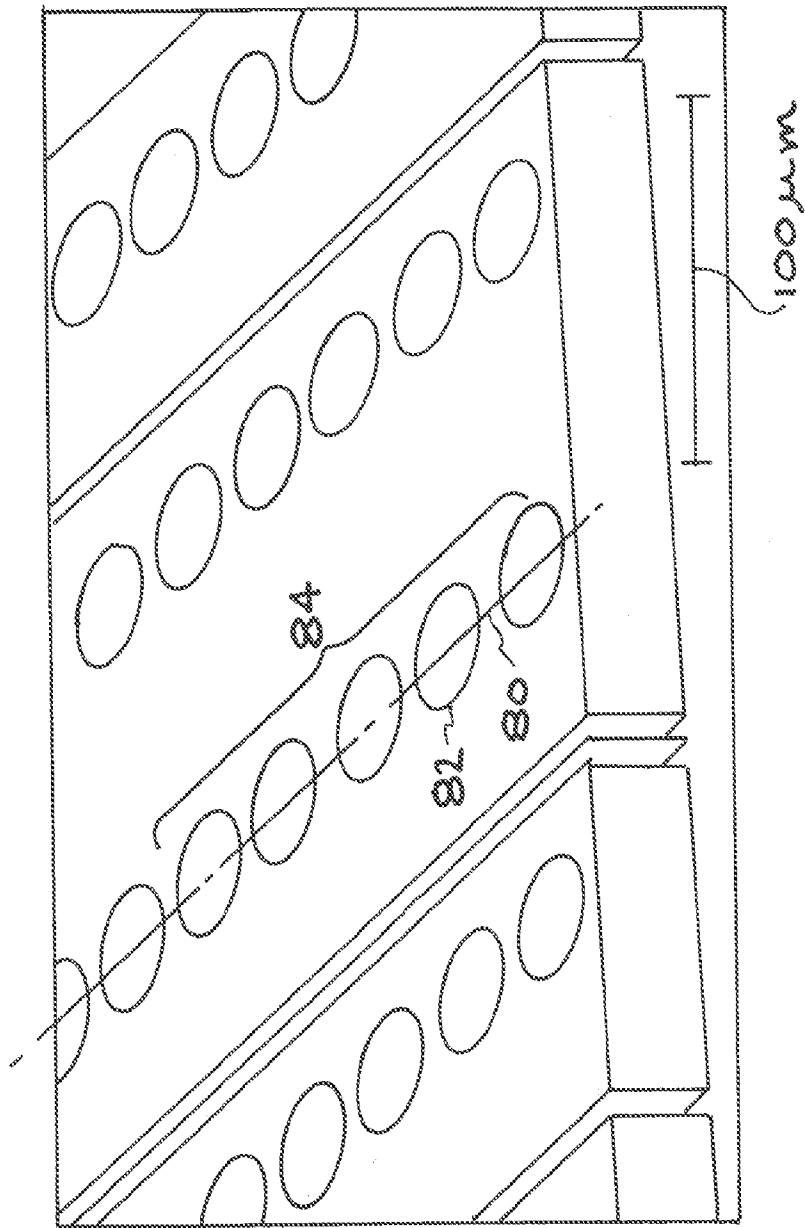


FIG. 6