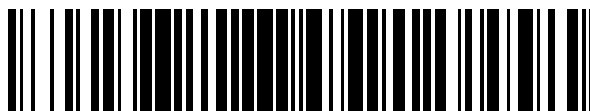


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 377 831**

51 Int. Cl.:
G01N 23/04 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 96 Número de solicitud europea: **07804124 .1**
- 96 Fecha de presentación: **03.09.2007**
- 97 Número de publicación de la solicitud: **2076760**
- 97 Fecha de publicación de la solicitud: **08.07.2009**

54 Título: **Obtención de imágenes con contraste de fase**

30 Prioridad:
08.09.2006 GB 0617637

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
02.04.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
02.04.2012

73 Titular/es:
**UCL BUSINESS PLC
THE NETWORK BUILDING 97 TOTTENHAM
COURT ROAD
LONDON, W1T 4TP, GB**

72 Inventor/es:
**OLIVO, Alessandro y
SPELLER, Robert D.**

74 Agente/Representante:
Campello Estebaranz, Reyes

ES 2 377 831 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

Obtención de imágenes con contraste de fase.

Campo de la Invención

5 La invención consiste en un aparato para generar una imagen de rayos x con contraste de fase (PC) y un método de generación de una imagen de este tipo.

Antecedentes de la Técnica

10 El contraste de fase (PC) es una técnica de obtención de imágenes de rayos x emergente y apasionante que elimina la mayor parte de las limitaciones de la obtención de imágenes de rayos x convencionales. El contraste de fase puede aplicarse a todos los campos de la obtención de imágenes de rayos x, es decir el campo médico (planificación/suministro/monitorización de diagnóstico y tratamiento), industrial (inspecciones, ensayos no destructivos) así como a la seguridad nacional (inspecciones de seguridad). Básicamente, todos estos campos podrían beneficiarse notablemente de la introducción de una técnica PC fiable, dado que esto podría dar como resultado una visibilidad fuertemente incrementada de todos los detalles y la posibilidad de detectar características que son invisibles a las técnicas convencionales.

15 Una revisión de la obtención de imágenes PC se proporciona en R. Lewis, Medical phase contrast x-ray imaging: current status and future prospects, Phys. Med. Biol. volumen 49 (2004) páginas 3573-83.

Al contrario que las técnicas más convencionales, que están basadas en absorción, la PC está basada en efectos de desplazamiento de fase. El término responsable de los efectos de fase es mucho mayor (~ 1000 veces) que el término que da cuenta de la absorción, de donde se deriva la sensibilidad espectacularmente incrementada del PC.

20 Existen tres vías convencionales de aprovechamiento de los efectos de fase. Una es optimizar la distancia de muestra a detector y detectar el patrón de interferencia que resulta de las perturbaciones de fase: este enfoque se conoce como propagación de espacio libre u holografía en línea. Los resultados proporcionados por este enfoque son acusadamente dependientes de las características de la fuente, lo que hace más pobres los resultados alcanzables con fuentes convencionales. Se obtienen imágenes excelentes con la radiación sincrotrónica, pero con objeto de transferir la técnica a fuentes convencionales tienen que aceptarse compromisos importantes en cuanto a la calidad de la imagen y/o los tiempos de exposición.

30 Ejemplos de este enfoque pueden encontrarse en A. Snigirev et al, On the possibilities of x-ray phase contrast microimaging by coherent high-energy synchrotron radiation, Rev. Sci. Instrum. volumen 66 (1995) páginas 5486-92, y S.W. Wilkins et al Phase-contrast imaging using polychromatic hard x-rays, Nature volumen 384 (1996) páginas 335-8.

35 Un segundo enfoque implica el uso de interferómetros. Tradicionalmente, éstos se obtienen por corte adecuado de cristales perfectos, lo que conduce a cierto número de problemas - sólo pueden observarse campos de visión muy pequeños, el haz requerido tiene que ser estrictamente paralelo y monocromático, y la dosis de radiación se suministra ineficazmente. Esto hace el método muy difícil de aplicar en la mayoría de las situaciones. Un ejemplo de este método es el descrito en A. Momose et al Phase-contrast x-ray computed tomography for observing biological soft tissues, Nature Medicine volumen 2 (1996) páginas 473-5.

40 Recientemente, se ha ideado un método basado en interferómetros de rejilla, que resuelve algunos de los problemas relacionados con el uso de los interferómetros convencionales basados en cristales. Este método se describe en F. Pfeiffer et al, Phase retrieval and differential phase-contrast imaging with low-brilliance x-ray sources, Nature Physics 2 (2006) 258-61.

45 Sin embargo, este método tiene también limitaciones: los interferómetros se obtienen por técnicas de microfabricación complejas que permiten actualmente un campo de visión máximo de 5-6 cm, la dosis se suministra ineficazmente, la técnica es sensible a los efectos de fase sólo en una dirección, es necesario escalar gradualmente las rejillas en al menos 4 posiciones diferentes para adquirir una sola imagen, y la anchura de banda espectral del haz de radiación tiene que ser menor que 10%.

El tercer método está basado en el hecho de que las deformaciones del frente de onda de rayos x debidas al cambio de fase dan como resultado microvariaciones locales en la dirección de los rayos x. Dicho de otro modo, después de salir de la muestra de la que se obtiene la imagen, la dirección de los rayos x ha cambiado en varias decenas de microrradiaes, lo cual es un efecto que puede detectarse y traducirse en contraste de imagen.

50 Esto se realiza utilizando un cristal analizador que, caracterizándose por una curva de reflectividad muy estrecha, permite la traducción de desviaciones angulares en diferencias de intensidad. Ejemplos de este método se proporcionan en V.N. Ingal and E.A. Beliaevskaya, X-ray plane-wave topography observation of the phase contrast from a noncrystalline object, J. Phys. D: Appl. Phys. volumen 28 (1995) páginas 2314-7, y D. Chapman et al, Diffraction enhanced x-ray imaging, Phys. Med. Biol. volumen 42 (1997) páginas 2015-25.

Esto permite un método muy flexible (la sensibilidad del sistema puede modificarse por cambio de la orientación del cristal) que da como resultado una calidad extremadamente alta de la imagen, en la mayoría de los casos mayor que la proporcionada por todos los restantes métodos mencionados.

5 Sin embargo, la necesidad de basarse en un cristal perfecto limita acusadamente la aplicabilidad del tercer método, por cuatro razones principales:

- 1) El sistema requiere radiación monocromática paralela. Esto lo convierte en la herramienta perfecta para la obtención de imágenes con radiación sincrotrónica, pero lo hace extremadamente ineficaz cuando se emplea una fuente de rayos x comercial. El resultado es un aumento en el tiempo de exposición de posiblemente dos o más órdenes de magnitud.
- 10 2) La dosis se suministra ineficazmente. El cristal absorbe una fracción considerable de los rayos x después que los mismos han atravesado la muestra. Por supuesto, las dosis incrementadas son un problema particular en aplicaciones médicas.
- 3) El sistema es muy sensible a las vibraciones ambientales: un cambio de 1 microrradián en la orientación del cristal es suficiente para afectar a la calidad de la imagen.
- 15 4) El sistema es intrínsecamente sensible a los efectos de fase en una sola dirección.

Así pues, los tres métodos tienen sus desventajas.

Otro método experimental utiliza radiación sincrotrónica, como se describe en A. Olivo et al, An Innovative Digital Imaging Set-up Allowing a Low-Dose Approach to Phase Contrast Applications in the Medical Field, Med. Phys. volumen 28 (2001) páginas 1610-1619.

20 En estos experimentos se ha observado que por iluminación con rayos x únicamente del borde la superficie activa de una línea de píxeles, es posible alcanzar una sensibilidad alta con respecto a desviaciones angulares muy pequeñas en la dirección de los fotones.

Desafortunadamente, este enfoque experimental es difícil de convertir en un sistema comercial por varias razones. En primer lugar, el método precisa inherentemente una lámina de rayos x plana tal como la disponible de un sincrotrón, y ésta no está disponible de fuentes convencionales. El uso de un sincrotrón suministra rayos x altamente colimados, y los métodos que utilizan dicha radiación son difíciles de convertir en fuentes convencionales para las cuales la divergencia del haz es un problema real. El uso de una rendija podría reducir en gran medida la intensidad de los rayos x de salida, haciendo necesarios largos tiempos de exposición. Adicionalmente, el método no funciona con detectores de imagen bidimensionales convencionales con una red de píxeles, lo que hace que el método sea incompatible con la mayor parte de los equipos existentes. Además, el barrido a través de una muestra para construir una imagen de una sola línea de detectores hace el proceso aún más lento y hace también que sea muy difícil mantener la alineación. Dicho barrido no es compatible por tanto con equipo comercial en el cual los límites de dosificación y la escala de tiempos para registrar los datos son factores importantes, por ejemplo para uso en aplicaciones médicas o de seguridad.

35 La comunidad científica implicada en la investigación de obtención de imágenes por rayos x está totalmente de acuerdo en el hecho de que la producción de imágenes con contraste de fase puede crear un cambio importante en la obtención de imágenes por rayos x. De acuerdo con el mejor conocimiento de los inventores, hasta ahora únicamente se han comercializado dos sistemas basados en obtención de imágenes con contraste de fase, y ambos adolecen de aplicabilidad limitada y/o mejoras limitadas en la calidad de la imagen, por las razones arriba expuestas.

40 De acuerdo con ello, persiste la necesidad de un método mejorado de obtención de imágenes con contraste de fase.

Sumario de la Invención

De acuerdo con la invención, se describe un sistema de obtención de imágenes de rayos x como se expone en la reivindicación 1.

45 Los inventores han descubierto que la utilización de una configuración como la expuesta en la reivindicación 1 permite el uso de haces de rayos x no paralelos y evita por tanto la necesidad de fuentes sincrotrónicas costosas. En lugar de ello, pueden utilizarse fuentes comerciales convencionales.

Tales fuentes comerciales producen generalmente mucha menos radiación que las fuentes sincrotrónicas, y la radiación no está colimada.

50 En la invención que se describe en esta memoria, pequeñas variaciones en la dirección de los rayos x son detectadas por medio de una combinación de una máscara de muestra y los bordes de los píxeles en el detector. De este modo se obtiene una calidad de imagen totalmente comparable a la proporcionada por el método basado en cristal analizador al tiempo que se eliminan por completo las cuatro limitaciones arriba indicadas:

- 1) El sistema utiliza radiación divergente, totalmente policromática, es decir, la clase de radiación proporcionada por fuentes convencionales.
- 2) La dosis se suministra mucho más eficientemente que en cualquier otro método de cristales o interferométrico. Esto se expondrá con mayor detalle en la sección siguiente.
- 5 3) El sistema tiene una sensibilidad insignificante a las vibraciones ambientales.
- 4) Puede conseguirse una sensibilidad eficaz a los efectos de fase en ambas direcciones con más de un diseño de rendija posible como se expone con mayor detalle en la descripción detallada.

En otro aspecto, la invención se refiere a un método de acuerdo con la reivindicación 11.

Breve Descripción de los Dibujos

- 10 Para una mejor comprensión, se describirán a continuación realizaciones específicas, simplemente por vía de ejemplo, con referencia a los dibujos que se adjuntan, en los cuales:
 - la Figura 1 representa un esquema de una realización de la invención sin una muestra;
 - la Figura 2 representa el esquema de la Figura 1 con adición de una muestra;
 - la Figura 3 representa una máscara detectora de la realización de la Figura 1;
 - 15 la Figura 4 representa una máscara de muestra de la realización de la Figura 1;
 - la Figura 5 representa un primer esquema de un píxel y haz individual;
 - la Figura 6 representa un segundo esquema de un píxel y haz individual;
 - la Figura 7 representa un tercer esquema de un píxel y haz individual;
 - la Figura 8 ilustra los resultados preliminares;
 - 20 la Figura 9 representa una máscara detectora de acuerdo con otra realización;
 - la Figura 10 representa máscaras de muestra y detectoras para realizaciones alternativas de la realización de la Figura 9;
 - Las Figuras 11 y 12 ilustran los resultados obtenidos con realizaciones en diversas configuraciones;
 - la Figura 13 ilustra una realización adicional de la invención;
 - 25 la Figura 14 ilustra una realización adicional de la invención;
 - Las Figuras 15 y 16 ilustran los resultados obtenidos con realizaciones de la invención.

Las figuras son puramente esquemáticas y no están trazadas a escala. Componentes iguales o similares reciben los mismos números de referencia en las diferentes figuras.

Descripción Detallada

- 30 Haciendo referencia a la Figura 1, el sistema de acuerdo con la primera realización de la invención consiste en una fuente de rayos x 2, un detector de rayos x 4 y una máscara de muestra 8 colocada inmediatamente delante de la región de muestra 10. La fuente de rayos x no es una fuente sincrotrónica, que sería inherentemente colimada y monocromática, sino que es una fuente convencional comercial. Por ejemplo, la fuente puede ser una fuente diana de molibdeno; están disponibles muchas otras fuentes comerciales. Tales fuentes no son en general monocromáticas, sino que aunque tales fuentes tienen frecuentemente una energía dominante, las mismas emiten de hecho pequeñas cantidades de energía a otras frecuencias, y en este sentido son policromáticas. Así, en esta memoria descriptiva, no se pretende que "policromático" requiera un espectro amplio de frecuencias. Adicionalmente, tales fuentes comerciales no están tampoco inherentemente colimadas del modo en que lo están las fuentes sincrotrónicas; sino que en su lugar los rayos x se emiten en una gama de ángulos; así pues, los rayos x emitidos son a la vez divergentes y no están colimados.
- 35
- 40

- El detector de rayos x 4 está constituido por una red bidimensional 5 de píxeles 12 en la cual los píxeles se extienden para formar filas y columnas (no representado en esta figura - véase la Figura 9). En la realización, el detector incluye una máscara detectora 6 que define bordes de píxeles 20. Las máscaras 6, 8 están dispuestas para producir un efecto específico de sombreado en uso, como se describirá a continuación. En particular, la máscara detectora 6 está dispuesta para tener regiones sólidas 18 absorbentes de los rayos x a lo largo de los límites entre píxeles discretos 12, que definen un borde 20 entre las regiones 18 absorbentes de los rayos x y aberturas o
- 45

rendijas 30. Cada abertura 30 de la máscara detectora 6 define por tanto la región sensible a los rayos x, es decir el área no cubierta 22, del píxel 12 correspondiente, dado que los rayos x que inciden en la máscara detectora 6 son absorbidos.

Están provistas también aberturas 32 en la máscara de muestra 8.

- 5 Los expertos en la técnica se darán cuenta de que dependiendo de la fuente 2 utilizada, pueden proporcionarse opcionalmente ópticas adicionales de conformación del haz u otras materias entre la fuente 2 y la máscara de muestra 8. Sin embargo, en realizaciones preferidas, dicha conformación del haz se omite y de hecho es una ventaja particular de la invención que la misma funciona sin conformación alguna del haz.

- 10 Cuando los rayos x son emitidos por la fuente de rayos x 2 en ausencia de una muestra, los rayos x se transmiten en la dirección del haz y son absorbidos por las regiones sólidas de la máscara de muestra 8. Cuando los rayos x chocan con las aberturas 32 en la máscara de muestra, se transmiten como haces discretos 16 que inciden en la máscara detectora 6. Cada haz discreto 16 está dispuesto para incidir parcialmente en la región 18 absorbente de los rayos x y parcialmente en el área descubierta 22 del píxel 12 correspondiente, es decir, el haz discreto cubre el borde 20. Esto significa que sólo una cierta fracción de los rayos x de cada haz discreto 16 alcanzan el área no cubierta 22 del píxel 12 y por consiguiente son medidos.

15 Obsérvese que debido a la naturaleza divergente de los rayos x, el espaciamiento de las aberturas 32 en la máscara de muestra 8 es menor que el espaciamiento de las aberturas 30 en la máscara detectora 6.

- 20 Durante el uso, como se representa en la Figura 2, una muestra 14 se dispone en la región de la muestra 10 y los haces discretos 16 son desviados ligeramente en un ángulo θ a medida que pasan a través de la muestra 14. El haz no desviado se representa en líneas de puntos para comparación. El ángulo θ será pequeño - una pequeña fracción de un radián - y está exagerado en la Figura 2 por claridad. Cuando esta desviación es perpendicular al borde 20 (por encima o por debajo en la Figura 2, como se representa) esta ligera desviación aumenta o disminuye la fracción de rayos x de cada haz discreto 16 que choca con el píxel 12, y afecta por tanto a la señal. Esto significa que el detector puede detectar desviaciones muy pequeñas de los haces discretos 16 causadas por la muestra 14.

- 25 La configuración exacta de la máscara de muestra 8 y la máscara de detectora 6 puede disponerse para sensibilidad satisfactoria.

En la realización preferida que se representa, la máscara de muestra 8 está montada sobre un sistema de posicionamiento micrométrico bidimensional 24. Esto permite que el sistema adquiera imágenes basadas en técnicas diferentes. La máscara detectora 6 puede estar montada también en un sistema de este tipo.

- 30 Alternativamente, las máscaras 6, 8 pueden mantenerse mecánicamente en su lugar en la posición correcta.

Es importante indicar que no hay necesidad alguna de barrido, escalonamiento/movimiento de ningún tipo de las máscaras 6, 8 durante la adquisición de la imagen.

- 35 Obsérvese que las aberturas 32 en la máscara de muestra causan una pluralidad de haces de rayos x 16 que chocan con el borde de los píxeles de una pluralidad respectiva de filas de píxeles, una pluralidad respectiva de columnas de píxeles o una pluralidad respectiva de píxeles individuales dispuestos en filas y columnas. De este modo, existen en efecto haces múltiples que se utilizan en paralelo, lo cual hace posible utilizar fuentes de rayos x comerciales de menor intensidad sin tiempos de medida excesivos.

- 40 La calidad de imagen conseguida dependerá del tamaño de la fuente 2. Sin embargo, se estima que no son de esperar pérdidas relevantes en la calidad de la imagen para tamaños de fuente de hasta 50-70 micrómetros. Esto puede lograrse actualmente con una extensa gama de fuentes comerciales. Además, incluso en el caso de un tamaño mayor de fuente, la calidad de la imagen puede recuperarse por reducción de la sección transversal de la porción de los haces conformados que choca con la superficie activa de los píxeles. Esto puede hacerse en una etapa de diseño, sobre la base de la fuente seleccionada, o incluso después que se ha realizado el sistema, desplazando ulteriormente el sistema antes de la abertura de la muestra con respecto al sistema detector. Esta segunda solución, aunque mucho más flexible, tiene cierto coste en términos de dosis suministrada, lo cual puede ser un problema en aplicaciones médicas.

- 45 Se procederá a continuación a una exposición más detallada de las máscaras 6, 8. Obsérvese que la invención puede utilizarse con rendijas largas - es decir aberturas unidimensionales - o aberturas individuales para cada píxel, a lo que se hará referencia como aberturas bidimensionales. Las rendijas proporcionan mejora de borde para bordes orientados sólo a lo largo de la dirección de las rendijas, en tanto que las aberturas bidimensionales proporcionan mejora de borde con indiferencia de la orientación del borde. Los términos uni-dimensional y bi-dimensional se refieren por tanto a la mejora de los bordes - ambos operan con redes bidimensionales de píxeles como el detector, es decir redes de imágenes convencionales.

La descripción partirá del caso uni-dimensional simplificado de un sistema sensible a los efectos de fase en una sola dirección. Esto permitirá la aclaración de unos cuantos puntos básicos. Después de ello, se darán varios diseños para el aprovechamiento bidimensional de los efectos de fase.

5 En el ejemplo más sencillo, la máscara de fase 8 y la máscara detectora 6 están hechas ambas de lámina metálica delgada con rendijas horizontales (o verticales) 30, 32 a través de toda la lámina metálica, una para cada fila (o columna) de píxeles en el detector. El espaciamiento de las rendijas 30 en la máscara detectora 6 está determinado por el espaciamiento de los píxeles detectores 12, y el espaciamiento de las rendijas 32 en la máscara de muestra 8 está determinado por el espaciamiento de los píxeles detectores 12 multiplicado por la distancia de fuente a muestra y dividido por la distancia de fuente a detector.

10 Por lo que concierne a las dimensiones y localizaciones de las rendijas 30, 32 pueden seguirse tres enfoques diferentes:

El primer enfoque se ilustra en las Figuras 3 a 5. Fig. 3 representa la máscara detectora, la Figura 4 representa la máscara de muestra y, la Figura 5 es un diagrama esquemático de un haz simple 16 que choca con un píxel individual 12.

15 Las rendijas 32 en la máscara de muestra 8 forman haces discretos 16 de rayos x que inciden en las rendijas 30 en la máscara detectora, abarcando el área total descubierta 22 del píxel 12 y de acuerdo con ambos bordes 20 de las barras en la máscara detectora. En esta configuración, cada píxel 12 tiene dos bordes de píxel 20 definidos por los bordes 20 de las barras en la máscara detectora. Las rendijas 30 en la máscara detectora 6 están totalmente iluminadas por radiación, junto con una ligera fracción en la proximidad inmediata de la abertura de la región absorbente de rayos x 18 de la máscara detectora 6 entre las rendijas 30.

20 Si se sigue este método, las rendijas 30 en la máscara detectora 6 deberían ser pequeñas, típicamente de un tercio o un cuarto del tamaño del píxel detector, dado que la señal disminuye a escala con el tamaño de estas aberturas. Las rendijas 32 de la máscara de muestra deberían determinarse de tal modo que la altura proyectada de los haces que alcanzan el detector sea ligeramente mayor (en varios micrómetros por cada lado) que las aberturas en la máscara detectora. Esto se consigue fácilmente por cálculos simples de ratio después que se han seleccionado las distancias de fuente a muestra y de muestra a detector.

25 En un ejemplo específico, el tamaño del píxel es $254\mu\text{m}$, la distancia de fuente a muestra es 1,6 m y la distancia de muestra a detector es 0,4 m. En este caso, las rendijas 30, 32 tanto en la máscara de muestra como en la máscara del detector son $50\mu\text{m}$ en dirección transversal, y tienen un espaciamiento de $250\mu\text{m}$ en la máscara detectora 6 y $203\mu\text{m}$ en la máscara de muestra 8.

30 Un segundo método se representa en la Figura 6 y este parece ser actualmente el más eficaz y el más sencillo. Fig. 6 es un esquema que representa la disposición en la región entre muestra y detector y la señal esperada.

35 En este caso, se utilizan rendijas 32 más estrechas en la máscara de muestra 8 que definen los haces dirigidos a un borde 20 de la máscara detectora 6. Se utilizan rendijas 30 más anchas que en el primer enfoque en la máscara detectora 6. Los resultados que se representan en la Figura 8 representan un efecto de borde mejorado mucho mayor y este método mejora notablemente el aumento del contraste.

40 Si se sigue este segundo método, la anchura de las rendijas 30 en la máscara detectora 6 no tiene influencia alguna sobre la calidad de imagen con tal que la anchura sea menor que el tamaño del píxel. La calidad de imagen está determinada por la fracción de haz que choca con la superficie activa del detector. Como consecuencia, hablando en términos generales cuanto más estrecha es la anchura de las rendijas 32 en la máscara de muestra 8, tanto mayor es la calidad de la imagen. Esto es algo que puede determinarse de antemano sobre la base del flujo proporcionado por la fuente de rayos x 2 y los límites concernientes al tiempo de exposición máximo.

45 No obstante, si la máscara de muestra 8 se monta en una platina de traslación de precisión micrométrica 24, el sistema tiene un grado de flexibilidad en el sentido de que es posible conseguir un aumento en la calidad de la imagen a expensas de una mayor dosis y/o tiempo de exposición por desplazamiento de la máscara de muestra ligeramente hacia arriba (con respecto a la posición que se representa en la Figura 6). Al hacer esto, se iluminará una porción más pequeña de la superficie activa de los píxeles, en la proximidad inmediata del extremo de la superficie activa propiamente dicha. Esto significa que incluso la desviación angular más pequeña causada por la muestra hará que estos fotones contribuyan a la señal significativamente. Los resultados presentados más adelante (Figuras 8b, 8c, 8d) representan este efecto. Comparado con el primer método, el segundo método utiliza una dosis menor y esto puede ser importante para algunas aplicaciones, especialmente aplicaciones médicas.

50 Es importante indicar que, en aquellos casos en que la dosis suministrada no es un problema, la situación reseñada en la subsección presente puede alcanzarse también con la disposición descrita en el primer método (Figura 5) con tal que la máscara de muestra esté montada sobre una platina de traslación micrométrica 24 y que la altura del haz que alcanza el detector sea menor que la distancia entre dos aberturas próximas en la máscara detectora. Para conseguir este efecto, la máscara de muestra se mueve como se indica por las flechas en la Figura 5 hasta que el

haz 16 choca en su mayor parte con la región absorbente de rayos x 18 entre rendijas próximas 30 en la máscara detectora, alcanzando sólo una pequeña cantidad de rayos x el área descubierta 22 del píxel detector.

5 Esto da como resultado una situación similar al segundo método utilizando la máscara del primer método a costa de una dosis mayor. Esto podría ser la solución óptima para un sistema altamente flexible a utilizar en tests no destructivos o inspecciones de seguridad.

Un tercer método se ilustra en la Figura 7. Este tercer método combina en cierto grado las ventajas de los métodos primero y segundo proporcionando para cada rendija 30 la máscara detectora 6 dos rendijas 32 en la máscara de muestra 8.

10 Este método permite la adquisición de señales de tipo propagación de espacio libre con intensidad incrementada con respecto al primer método, dado que la parte central del haz que choca con cada píxel, que es la que contribuye menos eficazmente a la señal, ha sido eliminada.

15 En el tercer método de la Figura 7, como en el caso del segundo método de la Figura 6, la dimensión de las rendijas 30 en la máscara detectora 6 no tiene influencia alguna sobre la intensidad de señal, que está determinada por la fracción de haz que choca con la superficie activa de los píxeles, y por consiguiente por las rendijas 32 en la máscara de muestra 8. Sin embargo, el sistema tiene menos flexibilidad que el descrito en el segundo método, dado que el movimiento de la segunda máscara hacia arriba o hacia abajo podría dar como resultado un aumento de la señal debida a un lado del píxel mientras que reduciría la debida al otro lado. Por consiguiente, la rendija de máscara debería estar diseñada previamente de acuerdo con la potencia de la fuente y el tiempo de exposición deseado, colocarse en la posición óptima y dejarse en ella. Sin embargo, en algunas aplicaciones la posibilidad de disponer de picos dobles positivos/negativos en la señal adquirida podría dar como resultado una detectabilidad mejorada de los detalles.

20 la Figura 8 ilustra los resultados medidos utilizando el primer método de la Figura 5 en la Figura 8a y el segundo método de la Figura 6 en las Figuras 8b, 8c y 8d. Debe observarse que estos resultados son preliminares únicamente y se han tomado con optimización muy limitada del equipo. Sin embargo, puede observarse todavía la mejora utilizando la invención.

la Figura 8a representa un perfil horizontal extraído de una imagen de una fibra de polietileno utilizando la disposición de la Figura 5. El pico situado a alrededor de 700 unidades arbitrarias es justamente visible en el límite de resolución.

30 Las Figuras 8b, 8c y 8d corresponden al caso del segundo método (Figura 6), con solapamientos variables entre el haz de rayos x y el píxel. la Figura 8b tiene el solapamiento máximo, la Figura 8d tiene el solapamiento mínimo, y la Figura 8c es intermedia.

El gran aumento en la visibilidad de los bordes de la fibra utilizando la invención es fácilmente evidente.

35 Adicionalmente, puede utilizarse también el mismo aparato para experimentos de dispersión de rayos x de ángulo extremadamente pequeño. En este caso, se utiliza el posicionador 24 para asegurar que los haces individuales se saltan las rendijas 30 en la abertura del detector, es decir que, en ausencia de una muestra, los rayos x son apantallados por los píxeles. La introducción de una muestra en la región de la muestra puede causar entonces efectos de contraste de fase que desplazan los haces 16 muy ligeramente de tal modo que los mismos son detectados.

40 Los métodos anteriores para mejora unidimensional del borde pueden aplicarse también a mejora de bordes bidimensional con patrones de aberturas diferentes que en este caso son aberturas conformadas en lugar de rendijas.

45 La primera cuestión a subrayar es que las consideraciones detalladas para el caso unidimensional se mantienen también para el caso bidimensional. Como consecuencia, en este caso es suficiente proporcionar los dibujos de la máscara, dado que el modo en el cual deben utilizarse es el mismo expuesto anteriormente, con extrapolación clara del caso 1D al caso 2D.

Como en el caso 1D, la máscara detectora cumple la tarea de hacer los límites de cada píxel individual insensibles a la radiación. Una representación esquemática se da en Figura 9, en la cual los cuadrados blancos representan las aberturas 30 en la máscara detectora y las líneas de trazos negros representan la separación entre los píxeles 12 en el detector subyacente 4.

50 Se utilizan diferentes diseños para que la máscara de muestra 8 consiga el equivalente 2D de las diferentes condiciones experimentales arriba expuestas. Estos diseños se presentan en Fig. 10 para las condiciones experimentales discutidas en el primer método de la Figura 10a, el segundo método en la Figura 10b y el tercer método en la Figura 10c. Obsérvese en este caso que existe una abertura 32 separada en la máscara de muestra 8 para cada píxel 12. En la Figura 10b, correspondiente al segundo caso 1d, la abertura 32 tiene la forma de rendijas perpendiculares 34, 36 que se extienden en las direcciones de filas y columnas.

El dibujo superior en cada caso representa la máscara de muestra 8 y el dibujo inferior representa una porción de la máscara detectora 6, incluyendo en particular las aberturas 30 en la máscara detectora 6. La región en la que el haz individual correspondiente 16 de la máscara de muestra incide en la máscara detectora 6 se representa utilizando líneas de sombreado. Como en el caso de las dimensiones de las aberturas, de nuevo las reglas expuestas en el caso 1D se cumplen también una vez más en el caso 2D, teniendo en cuenta la proporción apropiada entre la distancia de fuente a detector y la distancia de fuente a muestra.

Debe indicarse que las máscaras 6, 8 pueden estar hechas también de láminas metálicas delgadas, y en particular pueden estar definidas sobre un sustrato de absorción baja como grafito, que es considerablemente transparente a los rayos x. Debido a estas propiedades de absorción baja, no es necesario desprender las máscaras del sustrato a fin de utilizarlas: esto permitirá también que la estructura que se representa en Fig. 8c se realice con un bloque central en la abertura. Alternativamente, podrían dejarse tiras metálicas delgadas en los vértices de cada abertura para retener en su lugar los cuadrados metálicos centrales.

Una alternativa que es particularmente preferida consiste en integrar la máscara detectora 6 en el detector propiamente dicho, fabricando la máscara 6 como una capa de máscara separada encima de los píxeles durante la fabricación del detector.

El mismo aumento en sensibilidad del sistema flexible que se ha expuesto anteriormente en el caso uni-dimensional podría obtenerse en el caso 2D por desplazamiento de la máscara de muestra representada en Fig. 8b ulteriormente hacia el vértice superior derecho, a fin de reducir en ambas direcciones horizontal y vertical la fracción del píxel iluminada por los rayos x.

El grado de flexibilidad del sistema descrito ha sido ya expuesto, junto con la posibilidad de intercambio entre los métodos primero y segundo utilizando el mismo diseño de máscara en aquellos casos en los cuales la dosis no es un problema.

Se describirán a continuación desarrollos posteriores. Estos desarrollos pueden utilizarse con cualquiera de las realizaciones anteriores.

Se realizaron simulaciones para determinar el tamaño óptimo del sistema, y en particular se realizaron simulaciones con 1,5 m entre la fuente y el detector, y con 2 m. Para cada longitud, se realizaron dos simulaciones diferentes, una con iluminación 50% del píxel por radiación, y otra con 25%.

La Figura 11 ilustra el contraste en función de la diferencia muestra-detector para estos cuatro casos.

Permaneciendo iguales los restantes factores, el sistema más largo proporciona mejores resultados. Sin embargo, el sistema de 1,5 m con 33% de iluminación da mejores resultados que el sistema de 2 m con 50% de iluminación, es decir la cantidad de iluminación es más importante que la longitud del sistema. Además, debido a la menor distancia entre fuente y detector, la intensidad de los rayos x en el sistema más pequeño es mayor en virtud de la ley de la inversa de los cuadrados. Así pues, un sistema de 1,5 m mejora también el tiempo de exposición.

Los experimentos iniciales se llevaron a cabo utilizando máscaras de oro de 130 μm de espesor como las máscaras de muestra y detector. Tales máscaras proporcionan una absorción de los rayos x de 99% hasta 35 keV, y por tanto absorben prácticamente la totalidad de la energía de la fuente Mo utilizada con una energía media de 17 keV.

Sin embargo, tales films gruesos causan dificultades, que incluyen el coste y los efectos del espesor limitado.

Debido a ello, se investigó el efecto de la utilización de espesores de oro de 20 μm y 30 μm . Tales films detienen el 99% de los rayos x a 17 keV y 20 keV respectivamente, y dejan pasar por tanto cantidades importantes de rayos x, dado que las fuentes utilizadas no son monocromáticas. Teniendo en cuenta la naturaleza policromática de la fuente de rayos x, una medida adecuada de la absorción de la máscara (la inversa de la transparencia) es el porcentaje de absorción de los rayos x emitidos por la fuente. Los films de oro de 20 μm y 30 μm dejan pasar aproximadamente el 94% (20 μm) y 97% (30 μm) respectivamente de los rayos x emitidos por una fuente de Mo.

La Figura 12 ilustra los resultados comparados con oro de 130 μm de espesor. El gráfico a es para una máscara de 20 μm de espesor con iluminación 50% de los píxeles, el gráfico b para una máscara de 20 μm de espesor con iluminación 33% de los píxeles, el gráfico c para una máscara de 30 μm de espesor con iluminación 50% de los píxeles, y el gráfico d para una máscara de 30 μm de espesor con iluminación 33% de los píxeles. Incluso con transmisión significativa a través de las máscaras se aprecian buenos resultados.

En algunas realizaciones, las máscaras de muestra y detector absorben menos del 99,5%, por ejemplo 90% hasta 99,5%, o incluso 92% a 99% o 93% a 98% de los rayos x totales emitidos por la fuente de rayos x, que permiten que la máscara sea delgada.

Por ejemplo, la máscara de muestra y detector puede estar hecha de oro de 10 a 30 μm de espesor, por ejemplo 15 a 70 μm de espesor. Los expertos en técnica se darán cuenta de que el material y el espesor de la máscara detectora pueden variar dependiendo de la distribución de energía de los rayos x de la fuente elegida.

Otro modo de tratar con máscaras de espesor limitado consiste en conformar los bordes de la abertura tanto de la máscara de muestra 8 como de la máscara del detector 6 para tratar con el hecho de que los rayos x no son paralelos, particularmente en los casos en que se utilizan máscaras más gruesas. La Figura 13 ilustra los bordes en ángulo de 32° de abertura de una máscara de muestra 8, dispuestos en ángulo para ser paralelos a los rayos x primarios. Dado que los rayos x son divergentes, los bordes están dispuestos en ángulo alejándolos del centro de la máscara en la dirección de desplazamiento del haz. Un método correspondiente puede utilizarse para la máscara detectora.

Un desarrollo ulterior se ilustra en la Figura 14. En este caso, la máscara de muestra 8 está hecha de dos partes, un primer elemento de máscara 50 y un segundo elemento de máscara 52, dispuestos vecinos pero movibles uno con relación al otro en el plano de la máscara. Las aberturas 32 en la máscara de muestra 8 tienen un tamaño efectivo que puede ajustarse moviendo el primer elemento de máscara 50 con relación al segundo elemento de máscara 52. Esto puede tener aplicación particular para reducir la intensidad de los rayos x utilizados, dado que un tamaño reducido de la abertura 32 dará como resultado una dosis reducida. Así, este método puede utilizarse en aplicaciones sensibles a la dosis tales como aplicaciones médicas.

la Figura 15 ilustra el efecto de un tamaño definido de la fuente, como se observa con las fuentes de rayos x comerciales. El contraste se representa como función del tamaño de la fuente. Hasta 50µm no se observa efecto alguno, y se observan únicamente efectos menores a 100 µm. Esto demuestra que el método adoptado funciona con fuentes de tamaño limitado.

la Figura 16 ilustra los resultados reales medidos a través de una imagen de una fibra de polietileno de 300 µm de espesor, que incluyen la intensidad real medida comparada con un perfil simulado. La concordancia satisfactoria valida las simulaciones utilizadas anteriormente.

Aunque el aparato está diseñado especialmente para medidas PC, no se limita exclusivamente a la realización de medidas PC. El sistema podría permitir la obtención de imágenes de dispersión en ángulo extremadamente pequeño. Esta técnica explora una región angular inferior a 1°, quizás inferior a 0,2° o incluso 0,1°, que está muy lejos de los ángulos utilizados en la dispersión convencional de ángulo pequeño, de quizás 2° a 5°. El intercambio de PC a imágenes de dispersión en ángulo extremadamente pequeño podría lograrse fácilmente con la disposición presentada en Fig. 7, por simple desplazamiento de la máscara de muestra hacia arriba de tal modo que los haces conformados no chocarán con las áreas activas del detector. Esto proporciona al sistema otro grado de flexibilidad relevante.

Además, por la utilización de diferentes espaciamientos para las filas (o columnas) impares y pares de las aberturas en la máscara de muestra, de tal modo que las filas (columnas) subsiguientes de los haces conformados chocaran o se saltaran alternativamente la superficie activa de los píxeles, sería concebible adquirir imágenes PC y de dispersión al mismo tiempo. Evidentemente, las imágenes de dispersión y PC obtenidas de este modo podrían caracterizarse por una frecuencia de muestreo espacial reducida por un factor de dos, pero podrían lograrse posibles soluciones a este problema por técnicas de oscilación (es decir adquiriendo dos imágenes diferentes por desplazamiento de la muestra o el aparato de obtención de imágenes intermedio) o por utilización de detectores con doble resolución con respecto a los requerimientos originales.

En general, es importante indicar que, dado que la técnica propuesta requiere una reducción de la superficie activa de los píxeles, da como resultado un aumento de la resolución intrínseca del detector usado. Como consecuencia, las técnicas de oscilación podrían proporcionar en este caso mayores beneficios con respecto a los que proporcionan las mismas en otras técnicas.

Debe indicarse, sin embargo, que la invención no requiere ningún algoritmo particular posterior al procesamiento, dado que los resultados mejorados pueden apreciarse simplemente en la imagen registrada.

El único límite de la técnica es que la misma está basada en la separación física entre píxeles detectores vecinos, es decir que los rayos x contados por un píxel no deberían influir idealmente en el número de recuentos registrados por el píxel vecino. Para algunos detectores, particularmente sistemas de conversión indirecta que emplean escintiladores no estructurados, éste no es el caso. Por tanto, la técnica funciona a todo su potencial cuando se emplean detectores de conversión directa, y pueden obtenerse resultados cuasi-óptimos con un sistema de conversión indirecta que emplee escintiladores estructurados. Además, en este último caso el hecho de que la técnica requiere que los píxeles se iluminen sólo en su parte centra es de gran ayuda en la limitación del número de recuentos que pudieran ser inducidos en los píxeles vecinos.

En general, el efecto de la inducción de recuentos en píxeles vecinos es una pérdida en contraste de imagen. Esta pérdida, sin embargo, es prácticamente insignificante para un número inducido de recuentos que se mantenga dentro de 10-15% de los recuentos totales en el píxel iluminado. Esta condición se consigue fácilmente en ambas situaciones arriba mencionadas.

Sin embargo, la técnica podría utilizarse también con detectores indirectos que empleen un escintilador no estructurado por el diseño de una máscara de muestra que ilumine sólo la mitad de los píxeles en una modalidad de

5 "tablero de ajedrez". La pérdida de resolución podría recuperarse luego por técnicas de oscilación. Alternativamente, para algunas aplicaciones una pérdida de contraste podría aceptarse y/o compensarse parcialmente por reducción del área iluminada del píxel como se ha descrito arriba. Sin embargo, debe indicarse que la invención utiliza transiciones relativamente bruscas (es decir los bordes) y algunos dispositivos convencionales con regiones insensibles (conocidas como factor de llenado limitado) tienen transiciones suaves entre las regiones sensibles e insensibles. Para tales detectores, es ventajoso el uso de una máscara a fin de conseguir bordes netos.

10 Obsérvese también que aunque todas las realizaciones arriba descritas utilizan una máscara detectora separada 6 encima de la red de píxeles 5, la invención puede utilizarse en principio con un detector 4 en el cual los bordes de píxel forman parte de la red de píxeles 5 propiamente dicha, por ejemplo como resultado de los bordes de píxeles individuales 22 en el detector. Un enfoque de este tipo favorece el ajuste exacto de la máscara a los píxeles. Alternativamente, puede utilizarse una máscara metálica 6 totalmente separada, permitiendo este último caso que la máscara metálica se monte sobre un microposicionador para el ajuste.

15 Aunque la descripción utiliza filas y columnas, las direcciones de estas filas y columnas son esencialmente arbitrarias y el uso del término "fila" no debe considerarse que implica la necesidad de que la fila sea horizontal - las filas y columnas pueden ser horizontales o verticales según se requiera.

Adicionalmente, en algunas realizaciones, los píxeles pueden estar dispuestos en filas pero no en columnas, estando los píxeles en filas adyacentes desplazados unos respecto a otros.

La forma de los píxeles y la máscara detectora puede variar según se requiera. Por ejemplo, los píxeles y las aberturas pueden ser cuadrados, rectangulares, o de cualquier forma que proporcione los resultados requeridos.

20

REIVINDICACIONES

- 1.- Un aparato para obtención de imágenes de rayos x con contraste de fase de una muestra en una región de muestra (10), que se caracteriza por comprender:
- una fuente (2) de rayos x;
- 5 una máscara de muestra (8) entre la fuente de rayos x y la región de la muestra (10), incluyendo la máscara de muestra una pluralidad de aberturas (32) que definen una pluralidad respectiva de haces individuales de rayos x (16); y
- un detector de rayos x (4) con una pluralidad de píxeles detectores (12) que tienen regiones sensitivas sensibles a los rayos x y regiones no sensitivas insensibles a los rayos x, estando delimitadas las regiones sensitivas de las regiones no sensitivas por bordes de píxeles;
- 10 en donde:
- los píxeles (12) están dispuestos como una red bidimensional (5) de píxeles dispuestos en filas;
- la fuente (2) de rayos x es una fuente de rayos x policromática y no colimada; y
- las aberturas (32) en la máscara de muestra están dispuestas de tal modo que los haces de rayos x (16) pasan a través de la región de muestra (10) y chocan con los bordes de píxeles de una pluralidad de filas de píxeles correspondiente a la pluralidad de haces de rayos x, una pluralidad de columnas de píxeles correspondiente a la pluralidad de haces de rayos x o una pluralidad de píxeles individuales correspondiente a la pluralidad de haces de rayos x.
- 15
- 2.- Un aparato de acuerdo con la reivindicación 1 que se caracteriza porque en el mismo la máscara de muestra (8) define una red bidimensional de aberturas que se ajustan al patrón de píxeles del detector de rayos x, correspondiendo cada abertura a un píxel individual respectivo del detector de rayos x.
- 20
- 3.- Un aparato de acuerdo con la reivindicación 2, que se caracteriza porque en el mismo cada abertura respectiva (32) en la máscara de muestra (8) es un cuadrado orientado a lo largo de las direcciones de filas y columnas dispuestas de tal modo que el haz individual de rayos x generado por cada abertura respectiva abarca el total de la región sensitiva del píxel individual respectivo y la región no sensitiva alrededor de la región sensitiva.
- 25
- 4.- Un aparato de acuerdo con la reivindicación 2 que se caracteriza porque en el mismo cada abertura respectiva (32) en la máscara de muestra (8) incluye una rendija (34) que se extiende en la dirección de la fila y una rendija (36) que se extiende en la dirección de la columna dispuestas de tal modo que el haz individual de rayos x generado por la abertura respectiva abarca exactamente dos bordes de píxel adyacentes que se extienden en la dirección de fila y columna del píxel respectivo.
- 30
- 5.- Un aparato de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores que se caracteriza porque en el mismo el detector de rayos x incluye una máscara detectora (6) enfrentada a la región de la muestra, en donde la máscara detectora tiene una pluralidad de aberturas (30) que definen las regiones sensitivas de los píxeles rodeadas por regiones sólidas que definen las regiones no sensitivas.
- 35
- 6.- Un aparato de acuerdo con la reivindicación 5 que se caracteriza porque en el mismo las máscaras de muestra y detector (8, 6) absorben hasta 99,5% de los rayos x de la energía media predeterminada.
- 7.- Un aparato de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores que se caracteriza porque en el mismo algunas de las aberturas (30, 32) tienen bordes en ángulo dispuestos de tal modo que los bordes en ángulo son paralelos a los rayos x emitidos por la fuente que pasa a través de las aberturas respectivas.
- 40
- 8.- Un aparato de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores que se caracteriza porque en el mismo la máscara de muestra (8) comprende un primer elemento de máscara (50) que incluye una pluralidad de primeras aberturas, y un segundo elemento de máscara (52) que incluye una pluralidad de segundas aberturas, en donde los elementos de máscara primero y segundo pueden moverse uno con relación al otro para ajustarse al tamaño efectivo de las aberturas de la máscara de muestra.
- 45
- 9.- Un aparato de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, que se caracteriza porque en el mismo la máscara de muestra (8) define una pluralidad de rendijas que corresponden a filas respectivas de píxeles, extendiéndose cada rendija en la dirección de la fila.
- 10.- Un aparato de acuerdo con la reivindicación 9 que se caracteriza porque en el mismo la máscara de muestra (8) define dos rendijas para cada fila de píxeles, estando dispuestas las dos rendijas de tal modo que generan un par de haces individuales de rayos x correspondientes a los bordes opuestos de los píxeles que se extienden en la dirección de la fila de cada fila de píxeles.
- 50

11.- Un aparato de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores que comprende adicionalmente un posicionador (24) en el cual está montada la máscara de muestra para ajustar la posición de la máscara de muestra en la dirección de la fila y/o la columna.

12.- Un método de obtención de imágenes de rayos x con contraste de fase que comprende:

5 generar rayos x policromáticos no colimados a partir de una fuente de rayos x (2);

iluminar una máscara de muestra (8) que tiene una pluralidad de aberturas (32) con rayos x para generar una pluralidad de haces individuales de rayos x (16); y

10 hacer pasar la pluralidad de haces individuales de rayos x (16) a través de una muestra (14) hasta un detector de rayos x (4) en donde el detector de rayos x tiene una pluralidad de píxeles detectores (12) dispuestos como una red bidimensional (5) de píxeles que tienen filas de píxeles, teniendo los píxeles regiones sensitivas que son sensibles a los rayos x y regiones no sensitivas que son insensibles a los rayos x, estando delimitadas las regiones sensitivas de las regiones no sensitivas por bordes de píxel;

15 en donde las aberturas (32) en la máscara de muestra están dispuestas de tal modo que los haces de rayos x chocan con los bordes de píxel de una pluralidad de filas de píxeles correspondiente a la pluralidad de haces de rayos x, una pluralidad de columnas de píxeles correspondientes a la pluralidad de haces de rayos x o una pluralidad de píxeles individuales correspondiente a la pluralidad de haces de rayos x.

20 13.- Un método de acuerdo con la reivindicación 12 que se caracteriza porque en el mismo la máscara de muestra (8) define una red bidimensional de aberturas (32) que se ajustan al patrón de píxeles del detector de rayos x, correspondiendo cada abertura a un píxel respectivo individual del detector de rayos x, incluyendo el método alinear la máscara de muestra de tal modo que las aberturas respectivas definen haces individuales de rayos x que chocan con los píxeles respectivos, en donde cada abertura respectiva en la máscara de muestra (8) incluye una rendija (34) que se extiende en la dirección de la fila y una rendija (36) que se extiende en la dirección de la columna, incluyendo el método disponer la máscara de muestra de tal modo que el haz individual de rayos x generado por la abertura respectiva cubre exactamente dos bordes de píxeles adyacentes que se extienden en la dirección de la fila y la columna del píxel respectivo.

30 14.- Un método de acuerdo con la reivindicación 12 ó 13, que se caracteriza porque en el mismo la máscara de muestra (8) define una pluralidad de rendijas correspondiente a filas de píxeles respectivas, extendiéndose cada rendija en la dirección de la fila, incluyendo el método disponer la máscara de muestra de tal modo que el haz individual de rayos x generado por las rendijas respectivas se extiende cada uno a través de al menos un borde de píxel que se extiende en la dirección de la fila de los píxeles en la fila respectiva.

35 15.- Un método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 13 a 14 que comprende adicionalmente una máscara detectora (6) en el detector de rayos (4), estando orientada la máscara detectora (6) a la región de muestra que tiene una pluralidad de aberturas que definen las regiones sensitivas de los píxeles rodeadas por regiones sólidas que definen las regiones no sensitivas, incluyendo el método disponer la máscara detectora (6) de tal modo que la pluralidad de aberturas de la máscara detectora están alineadas con los píxeles (12).

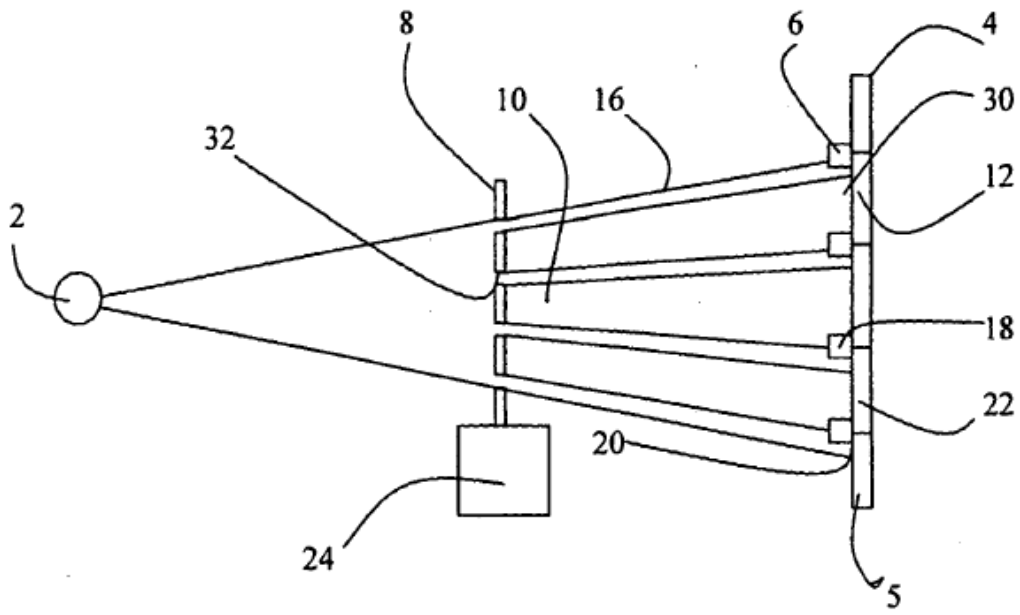


Fig. 1

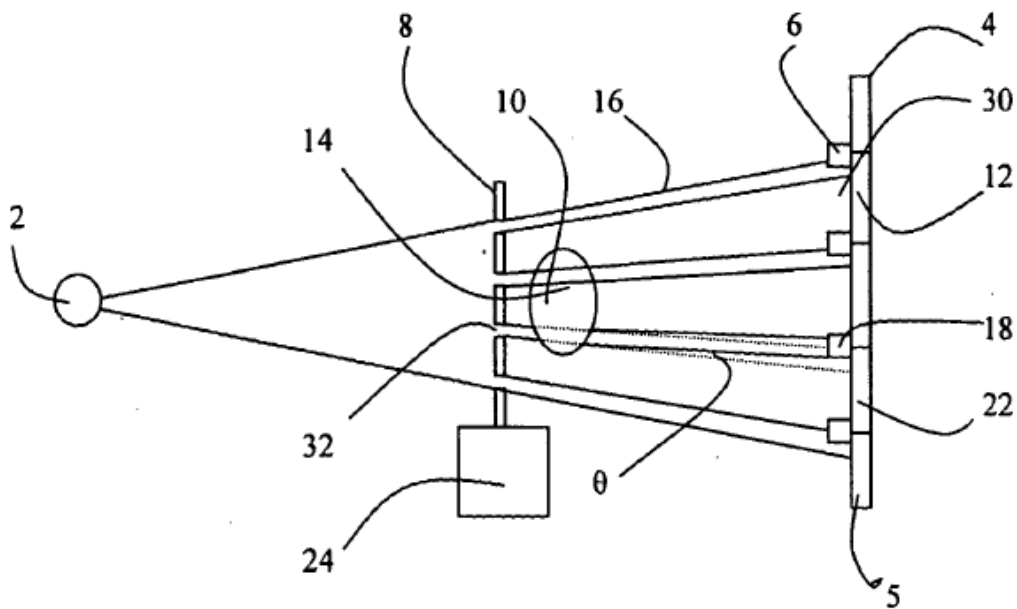


Fig. 2

EP 2 076 760 B1

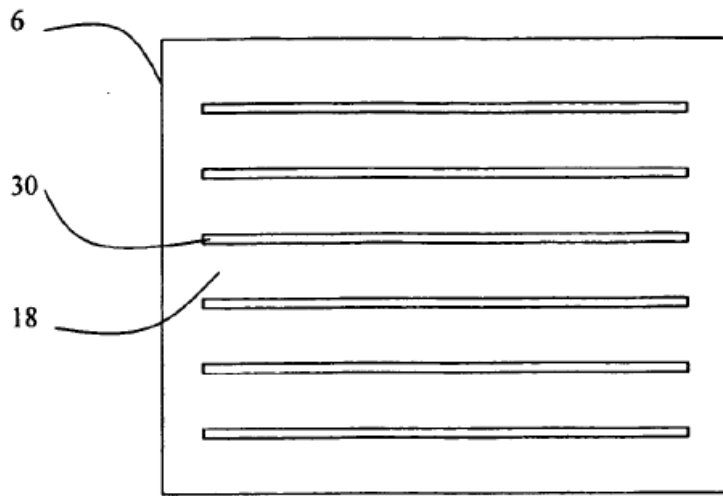


Fig. 3

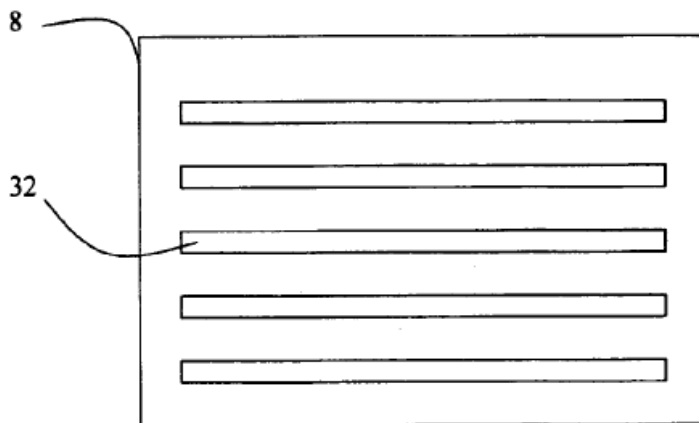


Fig. 4

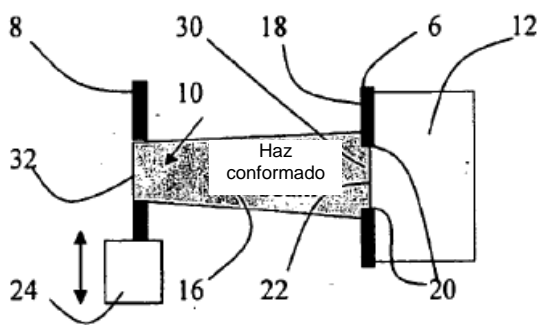


Fig. 5

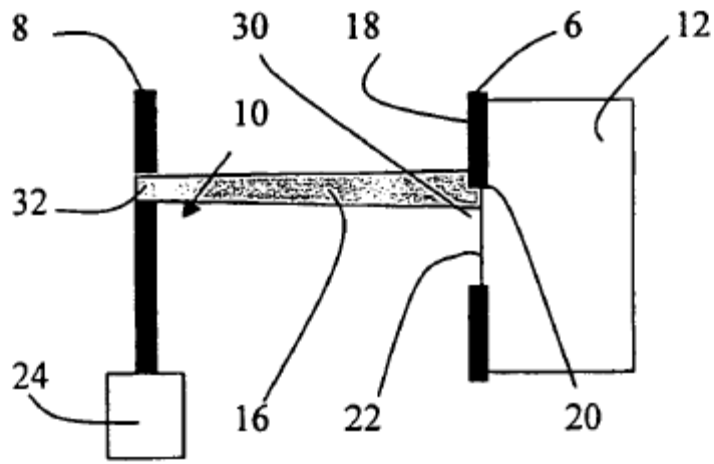


Fig. 6

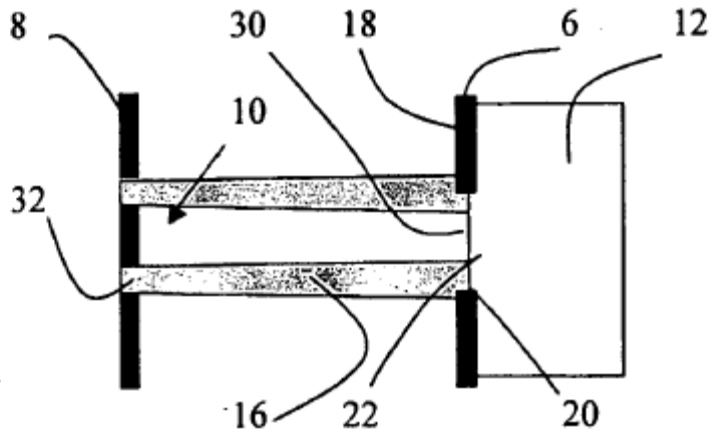


Fig. 7

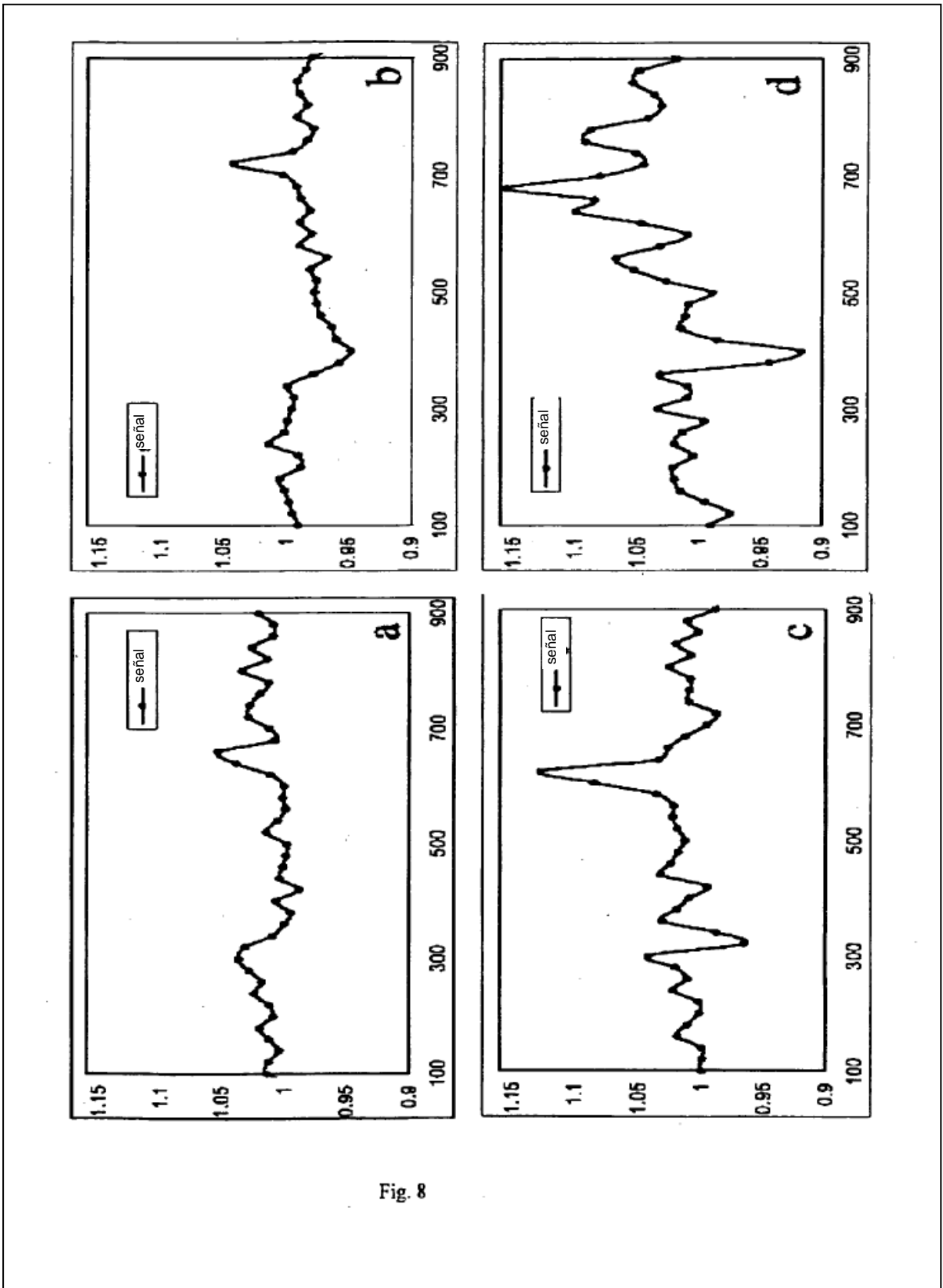


Fig. 8

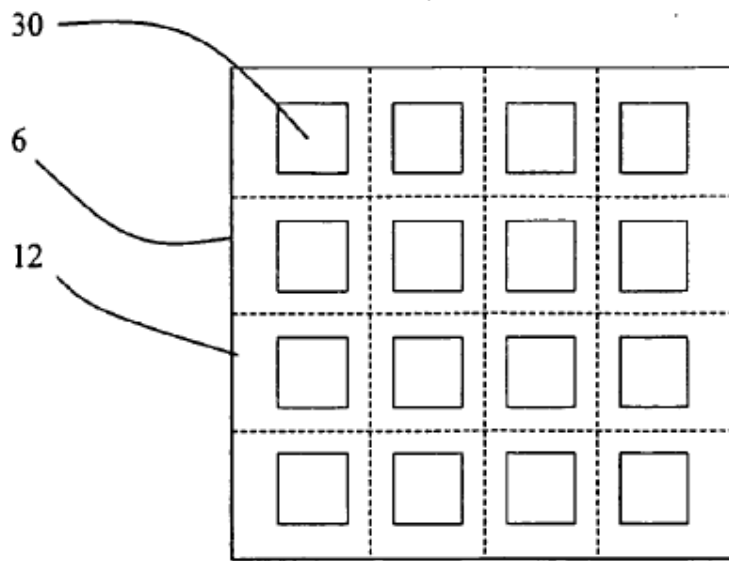


Fig. 9

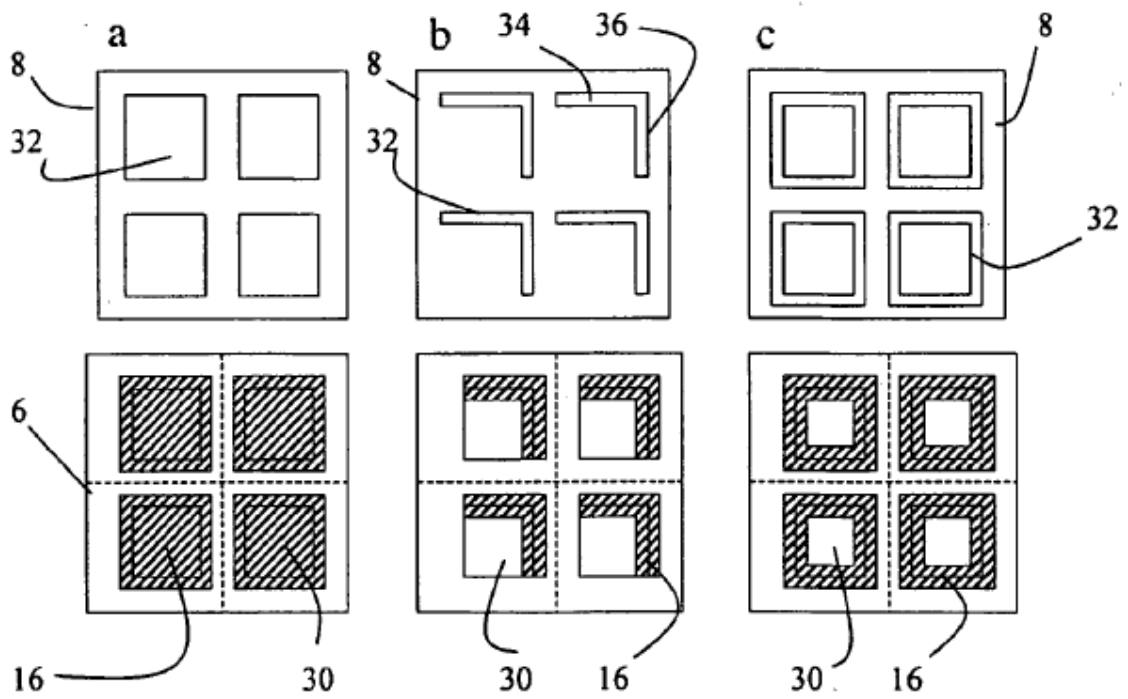


Fig. 10

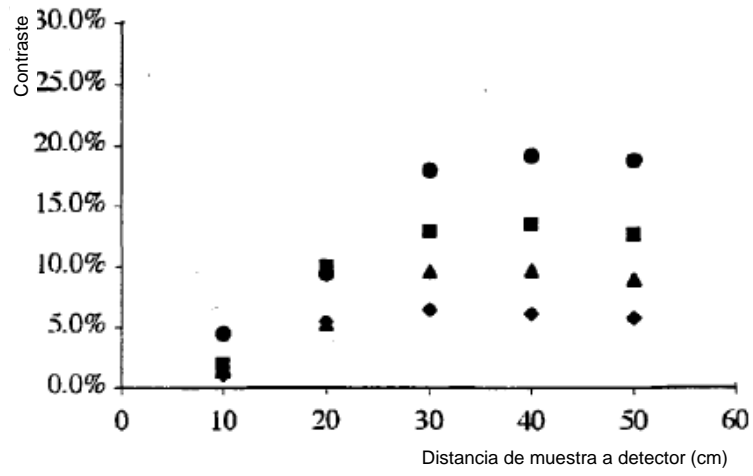


Fig. 11

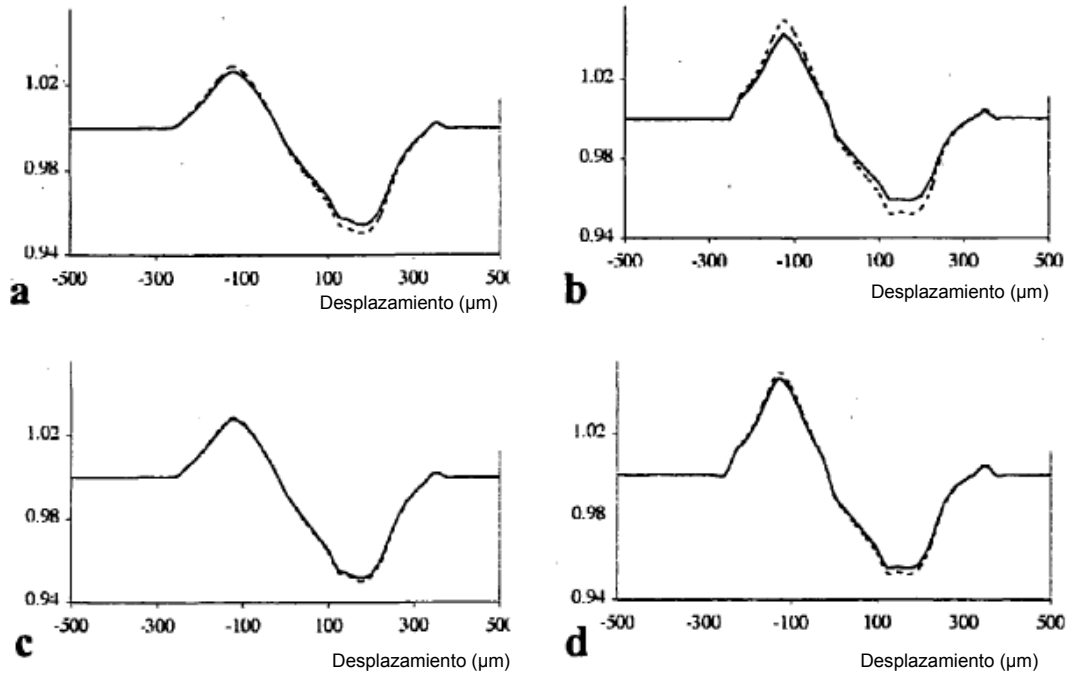


Fig. 12

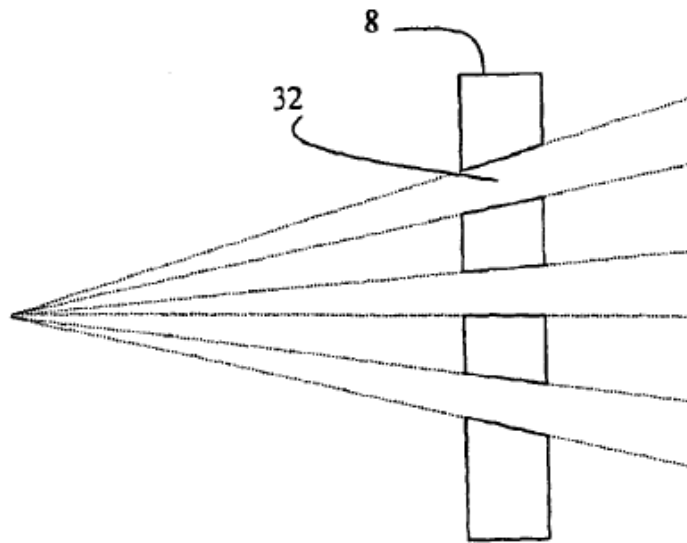


Fig. 13

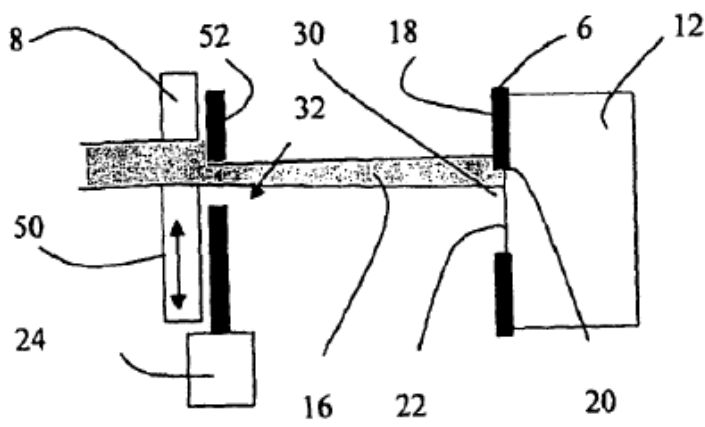


Fig. 14

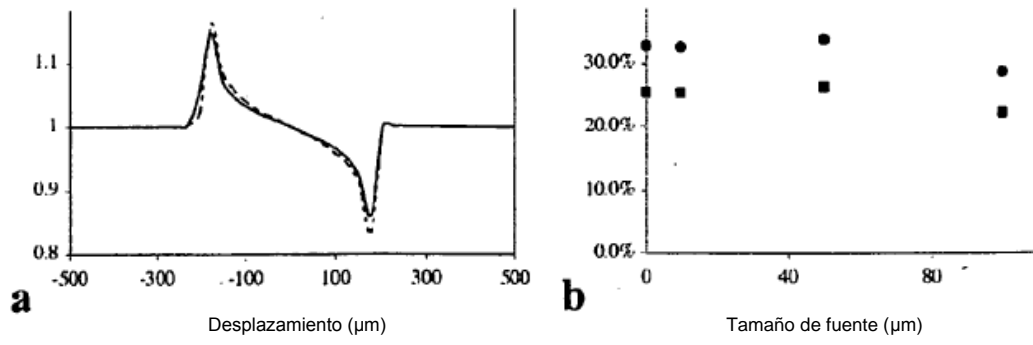


Fig. 15

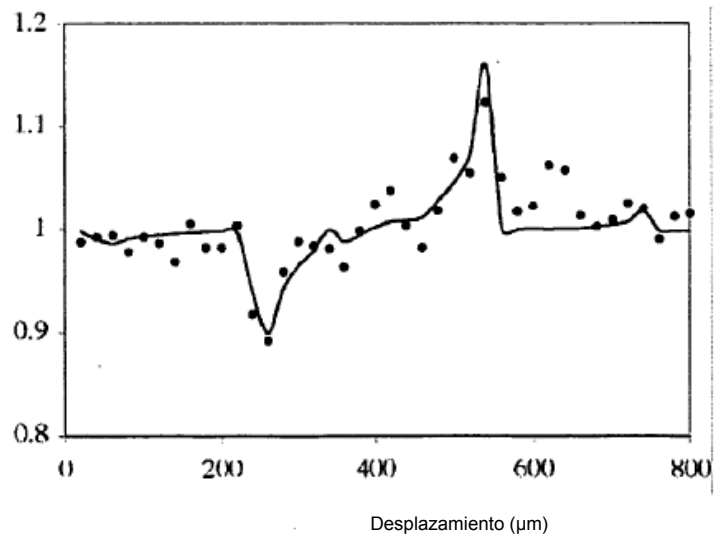


Fig. 16

Referencias citadas en la descripción

Esta lista de referencias citadas por el solicitante es para comodidad del lector únicamente. No forma parte del documento de la patente europea. Aun cuando se tuvo gran cuidado al reunir las referencias, no se pueden excluir errores u omisiones y la Oficina Europea de Patentes (EPO) declina toda responsabilidad a este respecto.

Literatura no de patentes citada en la descripción

- R. LEWIS, Medical phase contrast x-ray imaging: current status and future prospects. *Phys. Med. Biol.*, 2004, vol. 49, 3573-83 **[0003]**
- A. SNIGIREV et al. On the possibilities of x-ray phase contrast microimaging by coherent high-energy synchrotron radiation. *Rev. Sci. Instrum.*, 1995, vol. 66, 5486-92 **[0006]**
- S.W. WILKINS et al. Phase-contrast imaging using polychromatic hard x-rays. *Nature*, 1996, vol. 384. 335-8 **[0006]**
- A. MOMOSE et al. Phase-contrast x-ray computed tomography for observing biological soft tissues. *Nature Medicine*, 1996, vol. 2, 473-5 **[0007]**
- F. PFEIFFER et al. Phase retrieval and differential phase-contrast imaging with low-brilliance x-ray sources. *Nature Physics*, 2006, vol. 2, 258-61 **[0008]**
- V.N. INGAL; E.A. BELIAESKAYA. X-ray plane-wave topography observation of the phase contrast from a non-crystalline object. *J. Phys. D: Appl. Phys.*, 1995, vol. 28, 2314-7 **[0011]**
- D. CHAPMAN et al. Diffraction enhanced x-ray imaging *Phys. Med. Biol.*, 1997, vol. 42, 2015-25 **[0011]**
- A. OLIVO et al. An Innovative Digital Imaging Set-up Allowing a Low-Dose Approach to Phase Contrast Applications in the Medical Field. *Med. Phys.*, 2001, vol. 28, 1610-1619 **[0015]**