

(19):



(11) No de publicación:

**AR 082872 A1**

(41) Fecha de publicación:

**16.01.2013**

(51) Int. Cl.:

**G21K 1/00**

(12)

## Solicitud de Patente Independiente

(22) Fecha de presentación: **01/09/2011**

(71) Solicitante(s):

(21) Número de solicitud: **P110103202**

**COMISION NACIONAL DE ENERGIA ATOMICA (CNEA)  
,AV. DEL LIBERTADOR 8250, CDAD. AUT. DE BUENOS  
AIRES, AR**

(72) Inventor(es):

**OTERO, DINO; STROCOVSKY, SERGIO G.**

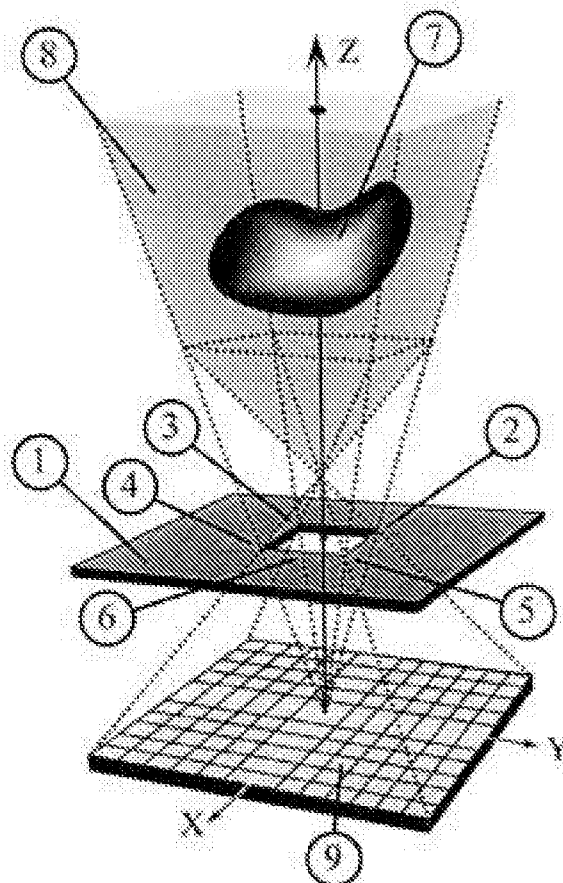
(74) Representante: **1812**

(54) Título:

**DISPOSITIVO PARA OBTENER IMAGENES DE LA DENSIDAD DE RADIACION EN FUENTES DE RADIACIONES DE ALTAS ENERGIAS Y A LOS METODOS DE CODIFICACION Y DECODIFICACION QUE LO UTILIZAN**

(57) Resumen:

La solicitud se refiere a un dispositivo para obtener imágenes de la densidad de radiación en fuentes de radiaciones de altas energías y a los métodos de codificación y decodificación que lo utilizan. Su aplicación es principalmente en imágenes g para medicina nuclear, también para localización de fuentes huérfanas en imágenes de fuentes radiactivas, para la localización de contaminación radiactiva o en las imágenes de residuos radiactivos. Además se puede aplicar en las imágenes de radiotrazadores industriales y las imágenes de objetos celestes emisores de rayos X y/o g. El dispositivo de la solicitud incluye una máscara codificadora y un detector, pudiendo incluir entre ellos un colimador convergente de alta sensibilidad. La máscara codificadora posee una única gran abertura rectangular que permite el ingreso irrestricto de grandes flujos de radiación, para codificar la información de la distribución de la densidad de radiación. Se aplica a fuentes totalmente incluidas en el campo de visión del sistema y en el caso de fuentes cuyo tamaño excede el campo visual del sistema se agrega un colimador convergente. El método de codificación de imágenes se realiza a través de las intensidades, tamaños y ubicaciones de las proyecciones rectangulares elementales registradas. El método de decodificación produce como resultado final, cuatro imágenes diferentes, cada una de las cuales representa una proyección de la fuente original según un punto de vista particular. Como alternativa produce una imagen 3D de la distribución de densidad de radiación original.



CODIGO 311900

REPUBLICA ARGENTINA  
(AR)



I.N.P.I.

SOLICITUD DE:

PATENTE DE INVENCION:

CERTIFICADO DE MODELO DE UTILIDAD:

Fecha de presentación:

**I. SOLICITANTE(S):**

Acta N°

1) Apellido y Nombre/Denominación o Razón Social:

**Comisión Nacional de Energía Atómica (CNEA)**

2) Documento de Identidad:

INPI Exp.: **20110103202**

Estado Civil



Nupcias:

Trámite: 11162006 PATENTES Importe: \$500.-

Nombre del Cónyuge:

Fecha/Hora: 01/09/2011 14:30:43.90

Agente: FERNANDEZ JORGE ANIBAL

3) Caja de Jubilación o AFJP:.....

N° de CUIL o CUIT:.....**30-54666021-0**.....IVA:.....

4) Inscrito en el Registro Industrial de la Nación (Decreto-Ley 19.971/72) N° .....

5) Domicilio Real: **Av. del Libertador N° 8250, Capital Federal, República Argentina**

Legal: **el mismo**

**II. Objeto:**

6) Título de la Invención: "DISPOSITIVO PARA OBTENER IMÁGENES DE LA DENSIDAD DE RADIACIÓN EN FUENTES DE RADIACIONES DE ALTAS ENERGÍAS Y MÉTODOS DE CODIFICACIÓN Y DECODIFICACIÓN, QUE LO UTILIZAN"

7) Carácter de la Patente / Modelo de Utilidad:

Definitiva, por el Termino de: **20** años

Adicional a la Solicitud N° / Patente N°

Divisional de la Solicitud N°

8) Ley 17.011 Fecha de Prioridad:

País  
N°

**III. Documentación acompañada**

9) Se acompaña:

a) Comprobante pago de servicio requerido

b) Formulario (ANEXO II) hoja técnica

c) Carátula

- d) Memoria descriptiva
- e) Reivindicaciones firmadas
- f) Dibujos (Anexo III)
- g) Numero de figuras reducidas
- h) Resumen (Anexo I)
- i) Copia Certificada (Ley 17.011)
- j) Documento de Cesión
- k) Dibujos informales

**IV Sociedades**

10) Sociedad, representada por: **Ing. Jorge Aníbal FERNÁNDEZ** .....

.....

quien declara bajo juramento que inviste el carácter de .... **Representante**.....

que su mandato se encuentra vigente y que la Sociedad se halla inscrita en.....

Fecha.....N°.....F°.....Lib.....T°.....

**V Mandato**

- 11) Poder inscripto en **Resolución CNEA N° 60/96**.... Registrado en el INPI bajo N°.....
- ..... Otro Registro:..... N°.....
- 12) En este acto, se autoriza a: **Carla Priano (DNI:33.022.488) y Paula Torres (DNI:28.140.254)**.....
- para todas aquellas gestiones de mero trámite tales como practicar desgloses, retirar testimonios, certificados, títulos, copias y notificaciones en el expediente.
- 13) Se acompaña poder: **Resolución CNEA N° 60/96 y Autorización INPI**  .
- 14) Caja jubilación o AFJP..... N° CUIL o CUIT.....**20-8442307-7**.....
- 15) Agente Nro. **1812 – Jorge Aníbal Fernández** .....

**VI Observaciones:** Inventores: Sergio G. Strocovsky, Dino Otero.

Fue divulgado por los mismos inventores de la presente, en

- B) Oralmente en la 32nd Annual International IEEE EMBS Conference. Presentado durante la Cesión Oral "X-Ray CT" (FrA04), Viernes 3 de Septiembre de 2010 (Se agrega adjunto el comprobante)
- B) Publicado en la revista American Institute of Physics, AIP Journal, AIP Advances 1, 022121 (2011), disponible on-line 24 de Mayo de 2011. (Se agrega adjunto el comprobante)



**Ing. Jorge Anibal FERNANDEZ**  
**JEFE DEPARTAMENTO**  
**PROPIEDAD INTELECTUAL**  
Sub-Planificación, Coordinación y Control  
**Comisión Nacional de Energía Atómica**

.....  
 (Firma del autorizado)

(Firma del(los) Solicitante(s) y/o apoderado)

# **Memoria Descriptiva de la Patente de Invención**

denominada

**“DISPOSITIVO PARA OBTENER IMÁGENES DE LA  
DENSIDAD DE RADIACIÓN EN FUENTES DE  
RADIACIONES DE ALTAS ENERGÍAS Y MÉTODOS  
DE CODIFICACIÓN Y DECODIFICACIÓN, QUE LO  
UTILIZAN”**

Solicitada por

Comisión Nacional de Energía Atómica (CNEA), residente en  
Av. del Libertador 8250, Capital Federal, República Argentina.

Inventores: Sergio G. Strocovsky  
Dino Otero

Por el plazo de 20 años

La presente invención se refiere a un dispositivo para obtener imágenes de la densidad de radiación en fuentes de radiaciones de altas energías y a los métodos de codificación y decodificación, que lo utilizan.

La aplicación del dispositivo y métodos de la invención es principalmente en imágenes gamma para medicina nuclear, también para la localización de fuentes huérfanas en imágenes de fuentes radiactivas o para la localización de contaminación radiactiva. Entre otras aplicaciones encontramos además las imágenes de residuos radiactivos, las imágenes de radiotrazadores industriales y las imágenes de objetos celestes emisores de rayos X y/o gamma.

Dentro de los métodos que en la actualidad conforman el estado del arte, los más importantes para obtener imágenes de la densidad de radiación en fuentes de radiaciones de altas energías, considerando solamente métodos de fotón único, comprenden los siguientes sistemas y técnicas: la Cámara Gamma con sus técnicas asociadas: centellografía planar y tomografía por emisión de fotón único (SPECT); y los sistemas de apertura codificada (IAC) con variadas técnicas de codificación-decodificación.

Las técnicas de centellografía planar y tomografía computarizada por emisión de fotón único (SPECT) mediante la Cámara Gamma (CG) constituyen algunas de las técnicas más importantes de diagnóstico por imágenes que utiliza la Medicina Nuclear conocidas en el estado del arte como ser la publicación "Scintillation camera" H.O. Anger (Review of Scientific Instruments 29, 27-33),. Estas técnicas permiten obtener imágenes de diagnóstico que aportan información metabólica/funcional de órganos/tejidos. Para ello, se utiliza un radionucleído gamma-emisor combinado con alguna molécula blanco-selectiva conformando un radiofármaco que es incorporado al interior del paciente. El radiofármaco se distribuye concentrándose en el órgano/tejido seleccionado como blanco. Luego, un detector externo registra la radiación gamma emitida. A partir de esta información, el sistema reconstruye una imagen plana o 3D de la distribución de densidad de radiación en el órgano/tejido de interés. Esta densidad de radiación

es proporcional a la concentración de actividad del nucleído distribuido en la región de interés.

Una vez estabilizada la distribución de actividad dentro del paciente, algunas porciones de tejidos que tienen alta captación metabólica, presentan alta concentración de actividad (por ejemplo, tumores). Estas regiones se encuentran rodeadas de zonas de baja captación metabólica (actividad de fondo). Los fotones son emitidos isotrópicamente y debido a su relativamente alta energía (el Tc-99m es el nucleído más utilizado, con fotones de 140.5 KeV), interactúan escasamente con los tejidos humanos (aunque los efectos de absorción foto-eléctrica y los efectos dispersivos Compton deben tenerse en cuenta). La mayoría de los fotones que llegan al exterior del paciente transportan la información de la distribución espacial de actividad dentro del paciente. La cámara gamma posee un detector que se encarga de transformar esta información en imágenes planares o 3D de dicha distribución de actividad. La Cámara Gamma más utilizada consta de un colimador, un cristal de centelleo de NaI(Tl) o CsI(Tl), y un sistema electrónico de conversión de las señales lumínicas en señales eléctricas y posterior procesamiento para formar imágenes digitales. El colimador es el primer elemento que atraviesa la radiación proveniente del paciente. Su función es formar una imagen 2D sobre el cristal de centelleo que se encuentra adyacente al mismo. El colimador forma una imagen inicial consistente en una variación espacial de la fluencia sobre el cristal de centelleo. Esta imagen representa la distribución de densidad de radiación desde un único punto de vista (proyección).

El colimador más utilizado, consta de un conjunto de celdillas prismáticas hexagonales con tabiques de plomo (septas). Esta estructura permite el paso selectivo de fotones según direcciones preestablecidas. Por ejemplo, en el colimador de septas paralelas solo se permite el paso de los fotones que ingresan en forma perpendicular a una de las caras del cristal de centelleo. Los fotones que ingresan con otras direcciones, son absorbidos en el plomo y no contribuyen a la formación de la imagen. Los fotones que logran atravesar el colimador, ingresan al

cristal de centelleo. En el caso óptimo, el fotón es totalmente absorbido por el cristal y su energía transferida como un pulso de centelleo en el visible (típicamente en la región verde-azul-UV del espectro: 500-350 nm). Un conjunto de fotomultiplicadores (típicamente unos 40) se encuentran acoplados ópticamente al cristal, a través de sus fotocátodos, de tal manera que el pulso es detectado simultáneamente por un gran número de fotomultiplicadores. Cada fotocátodo recibe un número de fotones inversamente proporcional a su distancia al punto donde se originó el pulso. Por lo tanto, se tendrá a la salida un conjunto de señales de diferentes alturas de pulso. Estas señales, procesadas electrónicamente mediante la llamada lógica de Anger (o de sumas ponderadas), permiten estimar con bastante exactitud las coordenadas (X, Y) de la posición del ocurrencia del pulso sobre el plano del cristal. Luego, un discriminador de altura de pulso solo deja pasar los pulsos que tienen altura en un rango preestablecido (generalmente los que se encuentran bajo el pico de absorción total). Finalmente, el pulso es registrado como una cuenta que se suma a las cuentas ya acumuladas en el píxel correspondiente a la posición (X, Y) de la imagen digital. De esta manera, se van registrando todos los fotones que ingresan al cristal, durante el tiempo de adquisición.

La técnica conocida como tomografía computarizada por emisión de fotón único (single photon emission computed tomography o SPECT) desarrollada en la Patente Americana US 3,970,853 "Transverse section radionuclide scanning system" de D. E. Kuhl y R. Q. Edwards o en publicaciones como "A tomographic scintillation camera" G. Muehlechner (Phys Med Biol.16, 87-96) , "Radionuclide emission tomography with a scintillation camera" R. J. Jaszczak (Journal of Nuclear Medicine 17, 551) y "The humongotron: a scintillation camera transaxial tomography" J. W. Keyes (Journal of Nuclear Medicine 18, 381-387) utiliza una CG montada sobre un sistema pivotante que rota alrededor del paciente obteniendo un gran número de imágenes 2D (llamadas proyecciones) desde diferentes ángulos, las cuales son procesadas conjuntamente mediante un algoritmo de

reconstrucción tomográfica permitiendo obtener información de la distribución espacial 3D de la densidad de radiación en el interior del paciente. La adquisición de imágenes se realiza en forma secuencial y cada imagen requiere un tiempo de adquisición similar al usado para obtener una única imagen en centellografía planar.

En la actualidad existe una variedad de detectores utilizados para producir imágenes en cámara gamma que se basan en varias tecnologías. Sin embargo podemos clasificarlos en dos grupos: Los detectores de centelleo y los detectores de semiconductores. Los primeros, pueden ser pixelados o no pixelados mientras que los detectores de semiconductor son casi siempre pixelados.

El término detector pixelado hace referencia a un detector que consta de un mosaico rectangular de detectores individuales, cada uno de ellos consistente en un volumen prismático rectangular, el llamado píxel, sensible a la radiación incidente, de forma que cada detector individual convierte la energía depositada por cada partícula o fotón gamma en una señal eléctrica. También suponemos que en el caso idealizado no hay interacción entre los detectores individuales, de forma que cada detector individual cuenta el número de partículas o fotones que incide sobre el mismo en un rango de energías predeterminado. De esta manera el conjunto de detectores permite hacer un muestreo espacial de la distribución de fluencia en la región volumétrica del mosaico. En la práctica suele existir interacción entre píxeles vecinos originado por una partícula o fotón incidente que produce señales en un canal de lectura erróneo o en dos o más canales de lectura simultáneamente. El ruido entre píxeles puede reducir la resolución espacial, energética y temporal.

El colimador utilizado en la CG es el elemento responsable de formar la imagen sobre el plano del detector. El resultado de ello tenía baja eficiencia de colección de fotones, pobre resolución espacial, dependencia de la resolución espacial con la distancia paciente-colimador e inevitable compromiso entre

sensibilidad y resolución espacial. Además, es un elemento voluminoso y pesado que debe fabricarse a la medida de cada aplicación.

Para mejorar dicha performance asociada al uso del colimador en la CG, existen dispositivos basados en técnicas de Imágenes de Apertura Codificada que utilizan el mismo tipo de detector usado en CG pero prescindien del uso de colimadores. En su lugar se coloca un dispositivo plano codificador colocado a cierta distancia del detector conocido como máscara codificadora (MC). Este elemento consiste en una placa de algún material absorbente de la radiación (típicamente plomo o tungsteno) en la cual se han perforado orificios siguiendo algún patrón geométrico definido. La máscara codificadora se interpone entre la fuente y el detector o material sensible que registra las imágenes. Las máscaras codificadoras ideales deben tener un espesor despreciable, de manera que aún los orificios de menor tamaño no causen efectos de colimación parcial.

La radiación proveniente de la fuente extensa atraviesa la máscara codificadora y registra una imagen codificada sobre el detector. El mecanismo es el siguiente: los fotones provenientes de cada fuente puntual que integra la fuente extensa, atraviesan los orificios de la máscara codificadora, mientras que las zonas opacas de la máscara codificadora absorben los fotones. El efecto neto es la proyección de una sombra de la máscara codificadora sobre el plano del detector, registrándose el patrón geométrico de orificios. Cada fuente puntual registra su propio patrón, pero todos los patrones se encuentran desplazados lateralmente unos de otros, superponiéndose parcialmente y sumándose todos en intensidad. El corrimiento de cada proyección codifica la posición de la correspondiente fuente puntual en la fuente extensa emisora, mientras que la intensidad de cada proyección codifica la intensidad de la fuente puntual que lo originó. La imagen debe ser decodificada mediante algún procedimiento físico o computacional.

La diferencia fundamental entre la forma de registro en la CG y la forma de registro en IAC, es que el colimador realiza una correspondencia uno a uno entre

cada fuente puntual emisora y su correspondiente punto imagen sobre el plano de detección. La imagen registrada representa la distribución 2D de densidad de radiación según un único punto de vista. En cambio, los sistemas IAC con máscara codificadora realizan una correspondencia uno a uno entre cada fuente puntual y su correspondiente proyección 2D a través de la máscara codificadora. Por esta última razón, las imágenes IAC deben ser decodificadas, para transformarlas en representaciones 2D de la distribución de densidad de radiación, similares a las obtenidas con CG.

Las máscaras codificadoras más usuales en el conocimiento del estado del arte están basadas en un conjunto de pequeños orificios (pinholes) agrupados según diversos patrones geométricos. La razón es que, si deseamos obtener una imagen de una fuente emisora de rayos X o gamma, entonces el dispositivo de imagen más simple es el pinhole, un trozo de material opaco a la radiación en el cual se ha practicado un agujero infinitesimalmente pequeño (idealmente sin dimensiones). Cada fotón proveniente de un punto de la fuente atraviesa el pinhole, y es registrado como un punto sobre el detector. Por lo tanto, cada punto del detecto representa un punto de la fuente (relación biunívoca) y se forma, entonces una imagen. La distribución de fotones registrada sobre el detector es una figura invertida del objeto.

Los pinholes y colimadores ideales comparten la propiedad de realizar una correspondencia uno a uno entre objeto e imagen. Además, en ambos casos, para una dada fuente, solo los fotones que viajan en una dirección son colectados.

En teoría, un pinhole ideal (un punto sin dimensiones) debería proveer una resolución espacial infinita. Si embargo, debido a que el área de un pinhole ideal es cero, el flujo de fotones debe ser cero también. Los pinholes reales tienen tamaño finito, dejando pasar un pequeño flujo de radiación, lo que produce una resolución proporcional al área del pinhole. Si dos fuentes puntuales están suficientemente cercanas una de otra, sus proyecciones (distintas en el caso ideal)

ahora son dos áreas circulares parcialmente superpuestas. Para un objeto complejo, la pérdida de resolución se traduce en una imagen borrosa.

Las máscara codificadora basadas en conjuntos de pinholes, tratan de alcanzar la resolución espacial de las imágenes producidas con un único pinhole, manteniendo al mismo tiempo una alta señal de salida. La idea básica es compensar el escaso flujo que atraviesa un único pinhole pequeño, sumando una gran cantidad de ellos. Estos pinholes son dispuestos según arreglos especialmente diseñados llamados patrones. La apertura (o máscara) es la realización física de un patrón.

La proyección de la fuente a través de la máscara puede descomponerse en la suma de contribuciones provenientes de cada pinhole. Cada pinhole registra sobre el detector una imagen invertida del objeto que se superpone a las proyecciones provenientes de otros pinholes. Las cuentas colectadas en el detector son, por lo tanto, la superposición de muchas copias desplazadas del objeto. En una aproximación de campo lejano, o sea cuando el objeto se encuentra suficientemente lejos de la máscara y del detector, el proceso de proyección se puede representar por la siguiente la ecuación:

$$O \times A = R, \text{ (Ecuación 1)}$$

donde O es la distribución de irradiancia del objeto emisor, A es la función de transmitancia de la Máscara Codificadora, R es la distribución de fluencia registrada por el detector y  $\times$  indica correlación no-periódica.

La imagen detectada original debe ser procesada buscando patrones conocidos que deben ser reemplazados con la fuente puntual que se corresponda con ellos. Esto se realiza con una operación conocida como filtrado adaptativo o matched filtering. La técnica consiste en efectuar la correlación de los datos colectados con el patrón conocido, en este caso, la matriz de orificios A.

En un caso más general, la correlación se realiza con un patrón decodificador asociado G (y no con el mismo patrón A), que cumple:

$$A \otimes G = \delta, \quad (\text{Ecuación 2})$$

donde  $\otimes$  indica correlación periódica. El filtrado se efectúa como:

$$R \otimes G, \quad (\text{Ecuación 3})$$

El resultado de esta operación es producir una copia perfecta de la fuente  $O$ . En realidad, dado la linealidad de las operaciones de correlación se puede escribir:

$$\hat{O} \equiv R \otimes G = (O \times A) \otimes G = O * (A \otimes G), \quad (\text{Ecuación 4})$$

Donde  $\hat{O}$  es, por definición, el estimador de la distribución de fuente o imagen reconstruida y  $*$  es el operador de convolución. Esta cadena de igualdades muestra que la salida del sistema de imágenes no es directamente la fuente sino, como sucede en todos los sistemas lineales, una convolución de la fuente con un kernel, en este caso  $(A \otimes G)$ . El kernel de la convolución se llama también Función de Dispersión Puntual (Point Spread Function o PSF). Con estas definiciones, la ecuación anterior es:

$$\hat{O} = O * PSF, \quad (\text{Ecuación 5})$$

El nombre Función de Dispersión Puntual alude al hecho de que la PSF es la imagen producida en respuesta a una fuente puntual. En realidad, si  $O = \delta$ :

$$\hat{O} = \delta * PSF = PSF, \quad (\text{Ecuación 6})$$

Lo que significa, que la PSF describe las imperfecciones que causa un sistema que no reconstruye un punto a partir un punto, sino que dispersa esta sobre cierta área. La PSF resume el comportamiento del sistema de imágenes porque la salida del sistema puede ser predicha a partir del conocimiento de la

entrada (el objeto o fuente) y la PSF solamente, a través de :  $\hat{O} = O * PSF$ .  
Luego, en IAC, vale que:

$$PSF = A \otimes G, \quad (\text{Ecuación 7})$$

En el caso, en que  $A \otimes G = \delta$ , se cumple que:  $\hat{O} = O * \delta = O$ . Esto significa, que si la PSF es una función  $\delta$ , la reconstrucción es perfecta. En este caso un punto de la fuente corresponde a un punto en la imagen, y no existe borrono.

En conclusión, IAC con una máscara apropiada, puede producir una copia perfecta del objeto. Es un proceso en dos pasos: El primero es físico, la proyección de la fuente a través de la apertura: el segundo, es computacional, la decodificación. La motivación de hacer este proceso es lograr altos valores de relación señal-ruido (SNR).

En el modelo resumido en la Ecuación 1 para campo lejano, no se ha considerado la influencia del ruido. Sin embargo, es esencial su consideración, ya que en la mayoría de las aplicaciones, el número promedio de fotones detectados es bajo, lo que produce un elevado ruido de Poisson. Por esta razón, se han hecho cambios al modelo introduciendo el ruido en las ecuaciones como puede verse en publicaciones como "Coded apertura imaging: predicted performance of uniformly redundant arrays" E.E. Fenimore, T. M. Cannon (Applied Optics vol. 17, pp. 3562-3570); "Uniformly redundant arrays: digital reconstruction methods" E.E. Fenimore, T. M. Cannon (Applied Optics vol. 20, pp. 1858-1864) y "Method for reducing background artifacts from images in single-photon emission computed tomography with a uniformly redundant array coded aperture" O. Vassilieva, R. Chaney (Applied Optics vol. 41, pp. 1454-1461), con lo que la Ecuación 1 se convierte en:

$$R = O \times A + n, \quad (\text{Ecuación 8})$$

donde  $n$  es el ruido de Poisson. El estimador de la distribución de fuente  $\hat{O}$  ahora se calcula como:

$$\hat{O} \equiv R \otimes G = O \times (A \otimes G) + n \otimes G, \quad (\text{Ecuación 9})$$

Luego, se cumple que:

$$\hat{O} \equiv O + n \otimes G, \quad (\text{Ecuación 10})$$

Puede asumirse que el ruido  $n$  tiene media cero y que es no-correlacionado con  $G$  de tal manera que el valor esperado (valor medio) de  $n \otimes G$  en la Ecuación 9 es cero. Sin embargo, estas hipótesis no siempre se cumplen, pues  $G$  es normalmente de tamaño finito, lo cual causa artefactos de imagen tal como valores de píxel negativo en la imagen decodificada.

En IAC convencional, la máscara es usualmente, un mosaico de cuatro patrones de apertura básicos idénticos como lo desarrollan en el antecedente mencionado de E. E. Fenimore y T. M. Cannon. Solamente, la proyección del área central del patrón del mosaico es usada como la distribución  $R$  que define el campo de visión (FOV). El uso del patrón del mosaico asegura que  $R$  sea una convolución circular verdadera de la imagen dentro de la región FOV y el patrón de máscara básico expresado en la Ecuación 1.

Una propiedad fundamental que define la calidad de un sistema codificador con máscara codificadora es la forma de la función de correlación entre el patrón codificador  $A$  (patrón de pinholes de la propia máscara) y el patrón decodificador asociado  $G$  (relacionado con el algoritmo que se usará para decodificar). En algunos casos,  $G$  coincide con  $A$ , en este caso se trata de una auto-correlación. En el caso ideal, debe cumplirse que:  $A \otimes G = \delta$ . En la práctica, rara vez se cumple esto y lo más usual es que la delta de Dirac presente lóbulos laterales importantes, que al momento de la reconstrucción son los causantes de la

aparición de ruido y artefactos en la imagen. En la próxima sección se detallará algunos casos concretos.

Las máscaras codificadoras de orificios más utilizadas y desarrolladas en el arte previo son: la máscara de pinholes aleatorios (MPA), las máscaras con matriz no redundante NRA (Non-Redundant Array), las máscaras con matriz uniformemente redundante URA (Uniformly Redundant Arrays) y las máscaras con matriz uniformemente redundante modificada MURA (Modified Uniformly Redundant Arrays). En la máscara de pinholes aleatorios (MPA) los orificios se encuentran en posiciones aleatorias. El patrón decodificador es el mismo patrón de la máscara, de manera que  $G=A$ . Tienen como ventaja que no contribuyen con artefactos estructurados a la imagen y pueden hacerse fácilmente de cualquier fracción de apertura y tamaño. Sin embargo, las MPAs no tienen propiedades de imágenes ideales, es decir no se cumple que:  $A \otimes G = \delta$ . Luego, la correlación de decodificación agrega un fondo ruidoso (ruido inherente), aún para un infinito número de cuentas, aunque no produce artefactos. Un problema importante es que necesitan de una estructura autoportante. Algunos antecedentes publicados de lo antes mencionado son por ejemplo "Scatter-hole cameras for X-rays and gamma rays" R. H. Dicke (The Astrophysical Journal 153, 2, L101-L106) y "Fourier transform photography: a new method for X-ray astronomy" J. G. Ables (Proceedings of the Astronomical Society of Australia, 1, 4, 172-173).

La máscara NRA se basa en que cada distancia (vectorial) entre orificios aparece solamente una vez sobre toda la máscara. La función de auto-correlación es bastante aceptable aunque existen oscilaciones de los lóbulos laterales. En referencias del estado del arte como "Construction of non-redundant masks over square grids using different sets" L.E. Kopilovich (Optics Communications 68, 1, 7-10) se reportan máscaras NRA con propiedades casi óptimas. Sin embargo, tienen dos inconvenientes: limitación del campo de visión a la región donde los lóbulos laterales son constantes y el pequeño número de orificios, que resulta en una pequeña señal de salida. Sin embargo, fueron usadas en estudios de medicina

nuclear como se puede observar en la publicación "An evaluation of techniques for stationary coded aperture three-dimensional imaging in nuclear medicine" J. S. Fleming y B. A. Goddard (Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, 221, 242-246).

Las máscaras URA y MURA tienen matrices de pinholes basadas en conjuntos de diferencias cíclicas. Éstos son un conjunto de  $N$  números con valores entre 0 y  $NT - 1$  tal que si todas las posibles diferencias módulo  $NT$  en el conjunto son tomadas, todas las soluciones entre 1 y  $NT - 1$  aparecen un número constante de veces  $M$ . Existen variantes dentro de esta familia, a saber:

El nombre proviene de la propiedad que todas las distancias (vectoriales) entre orificios en el patrón ocurren un número constante de veces ( $M$ ). La máscara URA verifica que:  $M=N/2$  y  $N=(NT+1)/2$  de manera que la densidad es cerca del 50%. De la definición de conjunto de diferencias cíclicas, se deduce que la matriz decodificadora es la matriz o patrón asociado a la máscara misma. Además, tiene propiedades de auto correlación perfecta aunque solo para correlación periódica. Esta propiedad deriva de la definición de distancia en una diferencia cíclica, la cual es una distancia módulo  $NT$ .

En la publicación "New family of binary arrays for coded aperture imaging" S. R. Gottesman y E. E. Fenimore (Applied Optics vol 28, issue 20, pp. 4344-4352) propusieron la máscara MURA. Tiene propiedades y sensibilidades (SNR) iguales a las máscaras URA. La imagen reconstruida se caracteriza porque el ruido es completamente independiente de la estructura fuente-imagen. Estas máscaras son generadas con un algoritmo similar al que generan las máscaras URA, Como:  $M=N/2$  y  $N=(NT-1)/2$ , la fracción abierta es  $N/NT \cong 50\%$  similar a la fracción de apertura en las máscaras URA.

La técnica IAC fue desarrollada originariamente para astronomía de rayos, donde los problemas típicos de las imágenes se caracterizan por geometría de campo lejano (los rayos incidentes son paralelos entre si y un objeto hecho de fuentes puntuales distribuidas sobre un fondo oscuro principalmente. Estas

condiciones proveen, respectivamente, la base para una técnica de imágenes libre de artefactos y con una elevada relación señal-ruido (SNR).

Cuando las máscaras codificadoras que fueron exitosamente usadas en problemas de campo lejano se probaron en geometría de campo cercano, las imágenes resultaron afectadas por la aparición de artefactos extensos. Las aplicaciones de campo cercano incluyen los sistemas de imágenes gamma en Medicina Nuclear, los sistemas de localización de radioisótopos y fuentes huérfanas, los sistemas de verificación de distribución de actividad gamma en contenedores de residuos radiactivos, sistemas de seguridad, etc

En IAC de campo lejano, la sombra de la máscara proyectada por una fuente puntual tiene el mismo tamaño físico que la máscara máscara codificadora. En imágenes IAC de campo cercano, sin embargo, la sombra de la máscara es magnificada por un factor de magnificación  $m$  que depende de la distancia fuente-máscara codificadora.

Las imágenes IAC de campo cercano presentan artefactos debidos a un efecto conocido como colimación parcial descrito en la publicación "Near-field artifact reduction in planar coded aperture imaging" R. Accorsi y R. Lanza (Applied Optics vol 40, pp. 4697-4705). Éste último efecto se explica así: En el caso ideal, la máscara codificadora para imágenes IAC debería tener un espesor infinitesimalmente pequeño. Sin embargo, la máscara debe ser lo suficientemente gruesa para detener la radiación incidente, de manera que, la sombra proyectada de la máscara tenga suficiente contraste. Por ejemplo, se necesita un espesor de máscara de 1.5 mm para lograr una transmisión menor al 1% de los fotones gamma de 140 KeV del Tc-99m. Debido a que el diámetro de los orificios de la máscara codificadora es del orden de 1 mm, los rayos que inciden oblicuamente son bloqueados parcialmente, haciendo que el área efectiva de los orificios de la máscara codificadora sea menor al área real. Este efecto hace que las fuentes puntuales en geometría de campo cercano, proyecten, en forma incompleta el contorno de los orificios.

Las técnicas IAC de campo cercano con máscaras URA están limitadas por el ruido de fondo y artefactos de no-uniformidad causados por el proceso de decodificación de las máscaras URA como en el antecedente ya mencionado de E. E. Fenimore y T. M. Cannon. Se hicieron algunos progresos, de conocimiento en el estado del arte, para reducir estos artefactos usando la deconvolución blindada y utilizando técnicas de imágenes con máscara y anti-máscara en antecedentes como "A coded aperture for high resolution nuclear medicine planar imaging with a conventional anger camera: experimental results" R Accorsi, F. Gasparini y R. Lanza (IEEE Trans. Nucl. Sci. Vol 48, 6, pp. 2411-2417 y su Patente Americana US 6,737,652). Otras publicaciones como "Aperture collimation correction and maximum-likelihood image reconstruction for near-field coded aperture imaging of single photon emission computerized tomography" Z. Mu y YH. Liu (IEEE Trans. Nucl. Sci. Vol 28, 6, pp. 707-711) hallaron nuevos métodos para anular los artefactos de campo cercano producidos por efectos de colimación parcial, sin adquisiciones duales de imágenes con máscara y antimáscara. Además, Mu y Liu, utilizaron un método de deconvolución MLEM para reconstruir imágenes IAC que mejoró la calidad de las imágenes reconstruidas.

Estos autores encontraron la forma de cancelar la aberración de campo cercano causada por la modulación  $\cos 3\theta$ , donde  $\theta$  denota el ángulo de incidencia de los rayos respecto de la dirección normal a la máscara codificadora. Además, propusieron el algoritmo MLEM como método de decodificación, reduciendo los artefactos y mejorando la resolución espacial de las imágenes respecto de métodos previos. Lograron actividades de fondo significativamente reducidas y sin artefactos de píxeles negativos.

También, mediante un nuevo algoritmo basado en MLEM lograron reconstrucciones 3D parciales de proyecciones únicas IAC, logrando restaurar la información de profundidad de objetos 3D, a partir de una única proyección IAC.

La implementación de las máscaras codificadoras requiere una cuidadosa selección de materiales, forma y tamaño de los orificios, tecnología de perforación

y material soporte en caso de que la matriz de orificios fragilice la estructura física de la máscara. También se busca minimizar el espesor de la máscara codificadora, para minimizar los efectos de colimación parcial.

El patrón de orificios ideal requiere agujeros cuadrados con paredes verticales, para lograr que la función de correlación de la proyección muestreada sea óptima. Agujeros circulares reducen la eficiencia y no cumplen este criterio.

Los problemas teóricos y prácticos están relacionados con la construcción de la apertura. Son deseables materiales que poseen alta atenuación, como: uranio, platino, oro, tungsteno y plomo. El tungsteno tiene un punto de fusión excesivamente alto y es al mismo tiempo duro y frágil. El plomo es blando y está sujeto a deformación. Sin embargo, generalmente, el material más utilizado es tungsteno, por su combinación de alto Z y alta densidad. Una lámina de tungsteno de 1 mm de espesor tiene una atenuación del 97% a la energía del Tc-99m.

Con el objetivo de minimizar los efectos de colimación parcial, algunos autores como D.M. Starfield, D. M. Rubin y T. Marwala (en publicaciones como "Sampling considerations and resolution enhancement in ideal planar coded apertura nuclear medicine imaging" IFMBE Proceedings 16, 806-809 y "High-Transparency coded apertures in planar nuclear medicine imaging: experimental results" IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record) han propuesto comprometer la capacidad de atenuación de la máscara codificadora reduciendo su espesor. Estos autores utilizaron foils de tungsteno de 100 micrones de espesor (29 % de absorción a 140 keV) y técnicas de ablación laser para realizar las perforaciones. El tungsteno se mantiene firme a una lámina de aluminio que le da rigidez. Si bien, al reducir el espesor de la máscara codificadora, se consigue aumentar la sensibilidad de la misma, las imágenes obtenidas poseen mayor nivel de ruido que las obtenidas con máscara codificadora de 1 mm de espesor.

Por otro lado, la gammagrafía convencional permite obtener imágenes radiográficas a partir de la radiación gamma producida por una fuente radiactiva. En su forma más elemental, solo se necesita una fuente puntual gamma, el objeto

atenuante y la placa de registro. El problema principal de esta técnica se genera en el compromiso entre el tiempo de exposición y la resolución espacial de la imagen. El poder resolutivo queda determinado aproximadamente por el tamaño de la fuente, la cual por lo tanto, debería ser lo más puntual posible. En la práctica, el tamaño de las fuentes es finito y existe una alta correlación positiva entre su volumen y su actividad. Por lo tanto, en la mayoría de los casos, hay que alejar bastante la fuente del detector para disminuir el borronado en la imagen, pero al hacerlo, disminuye la fluencia de fotones y aumenta el tiempo de exposición.

Sin embargo algunos antecedentes aprovecharon el tamaño finito de las fuentes para obtener cierta información espacial del objeto, mediante una novedosa técnica de gammagrafía codificada como antecedente de método de codificación por borde (Patente Americana US.5,828,723 "Process for determining the internal three-dimensional structure of a body opaque to visible light by means of radiations from a single source, specially suitable for reinforced concrete parts" M. Mariscotti; Patente Americana US.7,430,275 (2008) "Method and apparatus for measuring the diameter of a steel reinforcement rod in concrete" Ch. Wang). En este caso, los elementos codificadores son la fuente y los bordes del objeto del cual se obtiene la imagen.

Es posible realizar codificación por borde, utilizando el hecho de que la radiación gamma es espacialmente incoherente. Cuando la radiación originada en una distribución de actividad arbitraria pasa a través de los bordes de materiales absorbentes, produce una distribución de fluencia de fotones sobre el plano del detector, que es característica de la distribución de densidad de radiación de la fuente y de la geometría de los bordes. La técnica desarrollada en la Patente Americana US 5,828,723 fue propuesta para ser aplicada en la visualización interna de la estructura del hormigón armado. En los últimos años fue perfeccionada como puede observarse en las siguientes Patentes Americanas. US 7,430,275, US 7,496,172 y US 7620145 de Ch. Wang. Se trata de una técnica de gammagrafía en la cual se utiliza una fuente gamma extensa y se aprovecha la

incoherencia de la radiación para obtener información espacial 3D de la estructura interna de las varillas cilíndricas de hierro dentro del hormigón armado (en este caso la estructura de hierro cumple el papel de los bordes opacos a la radiación). En esta técnica perfeccionada se minimiza la distancia fuente-objeto para maximizar la proyección de la fuente a través de los bordes de la varilla. Se produce así un borronero o área de penumbra sobre el plano de detección. Conocidas las dimensiones de la fuente y el diámetro de las varillas, resulta sencillo estimar la posición de la varilla midiendo la extensión y distribución del área de penumbra. La desventaja de esta técnica es que la información espacial obtenida con esta técnica es bastante limitada y se necesita conocer exactamente la forma y el diámetro de las varillas.

El inconveniente principal del arte previo una de las limitaciones más serias en el uso de la cámara gamma (CG) en medicina nuclear radica en su baja eficiencia de detección de la radiación debido al uso del colimador. Puede verse en desarrollos como "Collimator design for single photon emission tomography" Moore, Kouris y Cullum (European Journal of Nuclear Medicine 19, 138-150)

La proporción de fotones absorbidos en el colimador es muy alta. En el peor de los casos, solo uno de cada 10000 fotones se transmite a través de los orificios del colimador. Debido a que el tiempo de adquisición está limitado por varias razones prácticas, solamente una cantidad relativamente pequeña de fotones gamma se encuentra disponible para producir imágenes de calidad aceptable. En consecuencia, las imágenes se encuentran contaminadas por ruido de Poisson, el cual limita el contraste y la nitidez de las imágenes, disminuyendo además la resolución espacial efectiva del sistema.

Por otro lado, en el colimador se pierde valiosa información de la distribución espacial 3D de la actividad dentro del paciente. Éste hecho se debe a que los fotones que ingresan al colimador y son absorbidos por el mismo, por viajar en direcciones prohibidas, llevan esa información espacial.

El dispositivo de la invención soluciona estos inconvenientes con un nuevo tipo de máscara codificadora que permite el ingreso irrestricto de grandes flujos de radiación. A diferencia de las máscaras usadas en las técnicas IAC, la máscara de la invención, posee una única gran abertura rectangular que permite el paso irrestricto de grandes flujos de radiación. Se aprovechan los bordes de la máscara para codificar la información de la distribución de la densidad de radiación original. Se aprovecha además, el hecho de que la mayoría de las fuentes de radiación son espacialmente incoherentes.

La máscara de la invención acepta rayos oblicuos, los cuales, a diferencia de CG, contribuyen a aumentar la información registrada por el dispositivo de la invención. El nuevo dispositivo propuesto registra sobre el detector, haces divergentes de gran apertura angular de fotones provenientes de las fuentes puntuales que atraviesan la máscara codificadora. La apertura del haz capturado desde cada fuente puntual es mucho mayor que la pequeña apertura correspondiente a los haces filiformes de los colimadores ideales usados en CG.

Cuando la radiación originada en una distribución de densidad de radiación arbitraria pasa a través de los bordes de materiales absorbentes, produce una distribución de fluencia de fotones sobre el plano del detector, que es característica de la distribución de la densidad de radiación. Conocida la geometría de los bordes, la imagen puede ser decodificada en forma exacta mediante el uso de un operador gradiente apropiado y luego, la distribución de actividad original puede ser obtenida en una imagen.

El método de codificación de imágenes de la invención se basa en esta última aproximación para ser aplicada a imágenes de densidad de radiación en fuentes de radiaciones de altas energías, y con la utilización del dispositivo de la invención.

El dispositivo de la invención incluye la nueva máscara codificadora y un detector, pudiendo incluir entre ellos un colimador convergente de alta sensibilidad

colocado cubriendo totalmente el área libre de la abertura de la máscara codificadora.

Otro problema del estado del arte se encuentra relacionado con la resolución espacial. La CG tiene baja resolución espacial, la resolución espacial disminuye al aumentar la distancia paciente-colimador y existe un compromiso entre la resolución espacial y la sensibilidad en la CG.

La colimación de los rayos gamma que entran al sistema es esencial para la formación de las imágenes en CG. El colimador ideal registra un punto imagen por cada fuente puntual emisora, porque permite solamente el paso de un delgado haz filiforme de fotones proveniente de cada fuente puntual. Sin embargo, los colimadores reales también aceptan hasta cierto grado, rayos oblicuos, apartándose entonces del comportamiento ideal. El resultado, es que cada fuente puntual produce ahora, una pequeña imagen extensa, no puntual, que contribuye al borrono global de la imagen.

Como resultado, el colimador es uno de los principales componentes que contribuyen a la disminución de la resolución espacial. Estos factores limitan la resolución espacial máxima a 7-8 mm en las geometrías usuales de trabajo. En condiciones especiales, mediante el uso de un colimador pinhole pueden alcanzarse resoluciones de 1 mm o menos, pero con una eficiencia de colección de fotones mínima, debido al hecho de que la sensibilidad del sistema y la resolución espacial impuesta por el colimador operan como magnitudes opuestas. (antecedentes ya mencionados como: Anger, 1952; Moore, Kouris, and Cullum, 1992; o "Analytic determination of the resolution-equivalent effective diameter of a pinhole collimator" Accorsi y Metzler, IEEE Trans. Med. Imaging 23, 750-763). Por otro lado, la resolución espacial empeora severamente cuando se incrementa la distancia paciente-colimador. Este hecho requiere minimizar siempre que sea posible, esta distancia. En la práctica, la distancia paciente-colimador característica se encuentra limitada a unos 10 cm para imágenes planares y a unos 20 cm para imágenes tomográficas.

La invención propuesta al reemplazar el colimador de CG, por la nueva máscara codificadora y la utilización de los nuevos métodos de codificación-decodificación propuestos resuelve el problema anterior. La nueva máscara codificadora propuesta acepta rayos oblicuos, los cuales, a diferencia de CG, contribuyen a aumentar la información registrada por el sistema. El dispositivo de la invención registra sobre el detector, haces divergentes de gran apertura angular de fotones provenientes de las fuentes puntuales que atraviesan la máscara codificadora. La apertura del haz capturado desde cada fuente puntual es mucho mayor que la pequeña apertura correspondiente a los haces filiformes de los colimadores ideales usados en CG. Esto incrementa el número de fotones detectados provenientes de cada fuente puntual y toda esta información adicional, a diferencia de CG, permite mejorar la precisión y exactitud con que se detecta cada fuente puntual. Además, los nuevos métodos de codificación-decodificación propuestos se basan en principios y métodos exactos. Los nuevos principios no dependen de condiciones idealizadas como sucede con los principios de la formación de imágenes con colimadores. Además, la sensibilidad del dispositivo propuesto es siempre elevada, por lo cual la resolución espacial, depende mínimamente de la sensibilidad del sistema, y no depende de colimaciones perfectas ideales. La resolución espacial se encuentra limitada solamente por la capacidad del sistema de discriminar la diferencia de fluencia promedio entre la proyección asociada a una determinada fuente puntual y un fondo promedio generado por el resto de las fuentes puntuales.

El diseño del colimador tiene en cuenta variables como la geometría de aplicación (uso general, órganos determinados, anatomía del paciente, etc), la energía del radionucleído utilizado, el grado de compromiso deseable entre la resolución espacial y la sensibilidad, aumento de la imagen.

Para cambiar los aumentos de las imágenes en CG, es necesario utilizar un juego de diferentes colimadores: de septas paralelas, convergentes y divergentes.

Por todas estas razones los colimadores suelen ser elementos intercambiables que se presentan en una gran variedad de tipos adaptados a cada necesidad, debe diseñárselo a medida de la aplicación para optimizar los resultados. Éste último factor obliga a contar con un conjunto de colimadores cuando se trabaja con una Cámara Gamma multipropósito. Las características mencionadas, hacen que los colimadores sean, generalmente, elementos voluminosos y pesados, particularmente los colimadores de alta resolución utilizados para altas energías.

La máscara codificadora utilizada en el dispositivo de la presente invención tiene una geometría simple, es delgada, liviana y de fácil construcción. La geometría simple facilita la construcción de la máscara, disminuyendo los requerimientos mecánicos del material a utilizar y de las tecnologías de maquinado. Se pueden utilizar varios materiales como plomo, tungsteno y uranio y técnicas de fundido o sinterizado de la máscara en una pieza completa.

A diferencia de CG, el dispositivo de la invención permite adquirir imágenes con diferentes aumentos (unitario, menor que la unidad y mayor que la unidad) utilizando siempre la misma máscara codificadora. Solo basta cambiar la posición relativa de la misma respecto de la fuente y el detector.

Otro inconveniente de la CG es que registra una única proyección por cada adquisición. El colimador usado en CG produce una restricción del campo de visión (FOV) reduciéndolo a un único punto de vista. De acuerdo al tipo de colimador, este punto de vista puede ser de campo cercano (colimadores convergentes y divergentes) o de campo lejano (colimadores de septas paralelas). Por esta razón, los colimadores solo permiten el registro de una única proyección correspondiente siempre al mismo punto de vista, en cada adquisición. En cambio, el reemplazo del colimador por la nueva máscara codificadora propuesta en el dispositivo de la invención y la utilización de los nuevos métodos de codificación y de decodificación propuestos resuelve de manera óptima estos inconvenientes.

La nueva máscara codificadora propuesta permite el ingreso irrestricto de grandes flujos de radiación. Por lo tanto, no hay restricciones de campo de visión FOV durante la adquisición. El método de codificación de la invención combinado con uno de los dos métodos de decodificación propuestos, permiten reconstruir en forma directa, cuatro proyecciones diferentes de la distribución de densidad de radiación original, por cada adquisición.

La geometría exacta de los bordes cumple un rol fundamental en el proceso de reconstrucción, en combinación con el operador gradiente de decodificación. En la presente invención proponemos una abertura rectangular, pues esta geometría permite reconstruir, en combinación con el operador,  $\partial^2 / \partial x \partial y$ , cuatro proyecciones de la distribución de densidad de radiación desde cuatro puntos de vista de campo cercano diferentes.

Cada proyección tiene como punto de vista, un punto localizado exactamente en cada vértice de la abertura de la máscara codificadora.

Resumiendo, una única adquisición permite reconstruir cuatro proyecciones diferentes. Siendo una solución a este problema del estado del arte

En el caso de la adquisición tomográfica SPECT, una desventaja es que insume tiempos excesivamente largos. La técnica SPECT, permite obtener información de la distribución 3D de la densidad de radiación. La reconstrucción tomográfica 3D en SPECT requiere de una multitud de adquisiciones secuenciales. En estos casos, los tiempos de adquisición se hacen excesivamente largos, aproximadamente 30 o más minutos, para un único cabezal detector. Para reducir los tiempos de adquisición, se utilizan sistemas de dos, tres o más cabezales detectores que permiten aumentar la sensibilidad del sistema debido a la mayor cobertura en ángulo sólido, como es de conocimiento del estado del arte. Los cabezales múltiples reducen el rango angular de movimiento necesario para adquirir un conjunto completo de datos. Por lo tanto, se necesitan solo 120° de ángulo de rotación para un sistema de triple cabezal y 90° para un sistema de

cuatro cabezales. Sin embargo, en estos casos, aumenta excesivamente la complejidad del diseño, los requerimientos de estabilidad mecánica del conjunto y los costos del sistema.

El uso del dispositivo de la invención, en conjunción con el método de decodificación que lo utiliza permite reconstruir la distribución 3D de densidad de radiación en una única adquisición. De esta manera, el tiempo de adquisición 3D corresponde al tiempo de una única adquisición. No es necesario el uso de múltiples cabezales para las adquisiciones 3D.

En el caso de las técnicas IAC, una desventaja de las máscara codificadora y métodos de codificación-decodificación utilizados es que presentan inconvenientes como los efectos de colimación parcial y decodificaciones imperfectas que producen ruido y/o artefactos de reconstrucción en la imagen final. Las desventajas principales de las imágenes de apertura codificada se vinculan a las características de codificación-decodificación de las máscaras utilizadas. Generalmente los métodos de decodificación no son exactos. Como se indicó la función de autocorrelación rara vez es perfecta, lo que produce ruido y/o artefactos en la imagen final. Además, el método de decodificación amplifica el ruido inherente de Poisson. Por otro lado, las máscaras codificadoras se comportan mejor en configuraciones de campo lejano. Cuando se utilizan las máscaras codificadoras en configuraciones de campo cercano, aparecen efectos de colimación parcial, debido a la mayor oblicuidad de los rayos incidentes y a las dimensiones similares entre el espesor de la máscara codificadora y el diámetro de los orificios. Este efecto produce la aparición de artefactos en las imágenes finales.

Algunos paliativos al problema de la colimación parcial incluyen adquisiciones duales con máscaras y anti-máscaras, las cuales complican el proceso de adquisición y los resultados no son totalmente satisfactorios.

Finalmente, dependiendo del patrón de orificios utilizado, la máscara codificadora puede ser extremadamente frágil requiriendo de una estructura soporte.

El método de decodificación, que utiliza el dispositivo de la invención, no presenta efectos de colimación parcial debido a que se utiliza una única abertura de gran tamaño. El espesor de la máscara codificadora es despreciable frente a las dimensiones de la abertura.

Al no producir efectos de colimación parcial, el dispositivo y los métodos de la invención pueden utilizarse con radiaciones de energías mayores que las utilizadas en IAC. Para ello solo basta aumentar el espesor de la máscara hasta conseguir la atenuación deseada a las energías de interés. La ausencia del efecto de colimación parcial en el método de la invención, hace innecesario el uso de adquisiciones duales con sistemas de máscaras y antimáscaras.

Además, a diferencia de los métodos de decodificación que se utilizan en IAC, el nuevo método de decodificación de las imágenes, es exacto, ya que se basa en un operador gradiente. Como consecuencia del método de decodificación propuesto no presenta ruido/artefactos intrínsecos derivados del proceso de decodificación de las imágenes.

A fin de una mejor comprensión de la presente invención y mayor entendimiento de las ventajas comentadas, más las que los entendidos en la especialidad podrán agregar, se realiza a continuación la descripción de la invención. Los elementos novedosos involucrados son:

- A- Dispositivo para obtener imágenes que incluyen un nuevo tipo de máscara codificadora.
- B- Nuevo método de codificación, que utiliza el dispositivo de la invención.
- C- Nuevo método de decodificación I, que utiliza el dispositivo de la invención.

D- Nuevo método de decodificación II, que utiliza el dispositivo de la invención

A - El dispositivo de la invención contiene una máscara codificadora (MC), un detector, y eventualmente un colimador. La máscara codificadora consiste en una placa de un material absorbente de la radiación (preferentemente plomo, tungsteno o uranio) en la cual se ha practicado, de manera novedosa, una abertura de forma cuadrada. Las dimensiones de la abertura dependen de las dimensiones de los demás elementos del sistema y de su ubicación relativa pudiendo estar en el intervalo de 5 a 10 cm. El espesor de la máscara codificadora depende de la energía de las radiaciones de la fuente y suele estar en el intervalo de 1 a 10 mm. Las paredes del borde pueden presentar diferentes perfiles.

La función principal de los colimadores utilizados en CG, en la actualidad, es formar imágenes, pero realizan esta función deficientemente, trabajando siempre en condiciones que se apartan del caso ideal. El colimador ideal permite solamente el paso de un delgado haz filiforme de fotones proveniente de cada fuente puntual. Sin embargo, los colimadores reales aceptan siempre, hasta cierto grado, rayos oblicuos, apartándose entonces del comportamiento ideal. Si se quiere lograr una aproximación al caso ideal mediante la restricción del ángulo de aceptación de los rayos, usando colimadores más restrictivos, el resultado colateral es la disminución de la sensibilidad tendiendo a cero. Por lo tanto, los colimadores de CG trabajan siempre en condiciones apartadas del caso ideal.

Utilizar los colimadores para funciones en las cuales trabajan eficientemente, como ser la restricción de campos de visión (FOV) es una de las soluciones propuesta en la invención a los problemas del arte previo. El colimador convergente, propuesto de manera opcional para el dispositivo, tiene como función principal el restringir campo de visión (FOV) y no se usa para formar imágenes de ningún tipo. Si se agrega al dispositivo de la invención un colimador convergente convencional de distancia focal. A diferencia, de los colimadores usados en CG, la

función del colimador, propuesto en el dispositivo, es restringir el campo de visión FOV del sistema de tal manera que todos los rayos aceptados por el colimador contribuyen a formar una imagen correcta cuando los mismos pasan por la máscara codificadora. La máscara codificadora es el elemento encargado de formar la imagen. Solo los rayos que pasan por el colimador y por la máscara codificadora formarán una imagen correcta. Si parte de la fuente se encuentra fuera del FOV del sistema, el colimador convergente impide que los rayos provenientes de regiones externas al campo FOV del sistema, atraviesen la abertura de la máscara codificadora. El colimador convergente tiene forma cuadrada y las mismas dimensiones de la abertura, obturando completamente la misma. La distancia focal se elige de tal manera que la región de interés de la fuente se encuentra centrada en el foco del colimador. Luego, el colimador solo permitirá el paso de los rayos que provengan de una región pequeña de la fuente centrada en el foco. Esta región será el campo FOV restringido. El tamaño de esta región está determinado por la longitud y separación entre las septas del colimador.

B- El método de codificación, que utiliza el dispositivo de la invención, considera una fuente extensa emisora de radiación de alta energía y esta fuente consiste en una distribución 3D arbitraria de densidad de radiación. Las radiaciones emitidas pueden ser radiaciones electromagnéticas de alta energía como rayos X y rayos gamma. También puede ser radiaciones de partículas de alta energía cinética, como rayos  $\alpha$ ,  $\beta^-$ ,  $\beta^+$ , protones, o neutrones.

La radiación proveniente de la distribución arbitraria de densidad de radiación ingresa al sistema propuesto. Todo el volumen de la fuente debe estar incluido en el campo de visión (FOV) del sistema. Si parte de la fuente se encuentra fuera del FOV del sistema, se utiliza un colimador convergente para impedir la llegada de radiación proveniente de regiones externas al campo FOV del sistema. La radiación atraviesa la abertura rectangular de la máscara

codificadora, y forma una imagen codificada sobre el plano del detector. Cada fuente elemental que constituye la fuente extensa produce una proyección rectangular sobre el detector. Se trata de una sombra de la máscara proyectada sobre el plano del detector. Luego, la imagen obtenida es la superposición de todas las proyecciones rectangulares de las fuentes elementales que constituyen la fuente extensa. Debido a que la fuente es espacialmente incoherente, las proyecciones se suman en intensidad. El campo de visión FOV del sistema queda determinado por dos condiciones, por un lado que todas las proyecciones rectangulares de fuentes elementales se proyecten en forma completa sobre el detector y por el otro lado que algún punto de cada proyección pase por el centro geométrico del detector.

La novedad de la codificación radica en que se realiza a través de las intensidades, tamaños y ubicaciones de las proyecciones rectangulares elementales registradas. Cada proyección tiene una intensidad proporcional a la intensidad de la fuente elemental que la generó. Además, la posición y tamaño de cada proyección sobre el plano del detector guarda una relación biunívoca con la posición de la fuente elemental que la generó. Por ejemplo, sean dos fuentes elementales en el FOV, sus proyecciones son siempre diferentes, ya sea porque tienen diferentes tamaños o bien porque se encuentran desplazadas una de otra sobre el plano del detector. De esta manera queda registrada una imagen codificada de la distribución de la densidad de radiación.

Luego se realiza un procesamiento pre-decodificación, conocido en el estado del arte, donde la imagen codificada registrada por el detector requiere de un procesamiento previo a la decodificación para restaurar la imagen por la degradación producida por el ruido de Poisson, y por la pérdida de uniformidad durante la adquisición. Consiste en la aplicación de técnicas de suavizado y restauración de la imagen que preserve y/o rescate los bordes y las magnitudes de las pendientes. Se pueden usar alguna de las técnicas diseñadas para suavizar y/o restaurar imágenes afectadas por ruido de Poisson, como filtros promedio

anisotrópicos, modelos basados en técnicas variacionales, modelos basados en PDEs, modelos basados en ecuaciones de difusión no lineal como el de Perona-Malik y modelos de variación total ROF.

C- El método de decodificación I, que utiliza el dispositivo de la invención, se aplica luego del procesamiento final de la etapa B y consiste en la decodificación de la imagen codificada utilizando la derivada espacial de segunda orden mixta:  $\partial^2 / \partial x \partial y$ . La implementación de este operador se realiza calculando el operador discreto equivalente, por cálculo de diferencias finitas. Resulta entonces que debe aplicarse un operador de doble diferencia en forma convolutiva sobre la imagen codificada. El kernel de la convolución tiene la forma:  $[(I_{i,j+1} - I_{i+1,j+1}) - (I_{i,j} - I_{i+1,j})]$  donde:  $I_{i,j+1}$ ,  $I_{i+1,j+1}$ ,  $I_{i,j}$ ,  $I_{i+1,j}$  representan las intensidades medidas en un grupo de cuatro píxeles vecinos:  $I_{i,j+1}$ ,  $I_{i+1,j+1}$ ,  $I_{i,j}$ ,  $I_{i+1,j}$ . Este novedoso método de decodificación produce como resultado final, cuatro imágenes diferentes, cada una de las cuales representa una proyección de la fuente original según un punto de vista particular.

D-El método de decodificación II, que utiliza el dispositivo de la invención, se aplica luego del procesamiento final de la etapa B. La novedad radica en que la imagen es modelizada con una imagen-objetivo perfecta, mediante un método de optimización no-lineal. La optimización se realiza por minimización de una función error que cuantifica la diferencia entre la imagen original y una combinación lineal arbitraria de las proyecciones de fuentes elementales. Esta combinación lineal de proyecciones constituye el modelo propuesto. La función error puede construirse de diversas maneras conocidas en el estado del arte. Por ejemplo, el error cuadrático medio entre la imagen detectada original y la imagen propuesta por el modelo. Otra función error puede obtenerse efectuando la diferencia entre contornos de nivel de la imagen original y los contornos de la imagen del modelo. Por último, una tercera posibilidad es una función error que combine las dos funciones anteriores. El resultado es una imagen sintetizada, réplica sin ruido de la imagen detectada original. El problema de optimización no lineal se puede resolver

numéricamente mediante métodos de descenso por gradiente u otros métodos de los que se encuentran en la literatura. El método de optimización permite calcular la posición espacial 3D e intensidad de emisión de cada una de las fuentes elementales que constituyen la fuente extensa original. Con esta información es posible la reconstrucción 3D de la fuente mediante diversas técnicas y medios de visualización como: renderizado volumétrico o sistemas estereoscópicos.

El dispositivo para obtener imágenes de la densidad de radiación en fuentes de radiaciones de altas energías de la invención, aplicada a fuentes totalmente incluídas en el campo de visión del sistema: Consiste en la máscara codificadora, descrita en el ítem A, y el detector. Ambos elementos son paralelos entre si y sus centros geométricos pasan por el eje Z. Los bordes de la abertura son paralelos a los lados de los píxeles (en el caso en que el detector sea pixelado). Las dimensiones y posición relativa de los elementos depende de cada configuración particular y aplicación del sistema, para cumplir los requerimientos de los métodos propuestos de codificación, procesamiento y decodificación B, C y D, con la finalidad de producir imágenes de la densidad de radiación de las fuentes. El tamaño y disposición de los elementos así como la tecnología del detector pueden variar de acuerdo al ámbito técnico de la aplicación.

Se describe a continuación cada uno de los elementos que integran el dispositivo de la invención:

Máscara codificadora: descrita en el ítem A.

Detector para el dispositivo: Los detectores aptos para la presente invención deben reunir tres requisitos mínimos fundamentales:

Deben ser preferentemente pixelados ya que el método se basa en el cálculo diferencial de fluencia entre píxeles vecinos. Sin embargo, en el caso de radiación gamma, es posible utilizar detectores de centelleo de cristal único y efectuar la discretización espacial en la etapa de procesamiento de las imágenes.

Deben aceptar ángulos de incidencia de los fotones o partículas bastante oblicuos respecto de la incidencia normal (unos  $\pm 50^\circ$ ) con una eficiencia que sea independiente del ángulo de incidencia.

Deben mantener el ruido entre píxeles lo más bajo posible ya que esto afectaría la hipótesis de independencia del conteo entre píxeles vecinos.

Deben admitir una alta tasa de conteo por píxel, ya que el nuevo método tiene alta sensibilidad con tasas de fluencia elevadas.

Una realización posible del detector preferido para el dispositivo de la invención utilizando radiación X, es el detector conocido como panel plano y utilizado para radiografía digital de diagnóstico. Consiste en una placa centelladora de unos 40 x 40 cm y 1 o 2 mm de espesor de Ioduro de Cesio (CsI) cristalino crecido en forma columnar. Este cristal se deposita directamente sobre una matriz de fotodiodos de silicio amorfo (a-Si). La micro-estructura del cristal sirven de guía óptica para conducir a los fotones de centelleo hacia los fotodiodos. Cada uno de los fotodiodos tiene un tamaño en el intervalo 50-160 $\mu$  y corresponde a un píxel en la imagen final, se usan matrices de hasta 3000 x 3000 píxeles con un tamaño total del área activa de hasta 40 cm x 40cm.

Una realización posible del detector preferido para el dispositivo de la invención utilizando radiación gamma es: un detector de centelleo pixelado con los cristales individuales aislados unos de otros mediante un tabique intercristal de plomo o tungsteno. El espesor del tabique debe ser suficientemente grueso como para que la radiación secundaria que emite cada cristal no sea detectada por el cristal vecino. Cada cristal debería contar con su propio sistema foto-detector, amplificador, conversión A/D y analizador de altura de pulso.

También es posible utilizar detectores pixelados semiconductores con las características apropiadas para el nuevo método. En este caso, ya existen implementaciones en desarrollo como los detectores MEDIPIX que constan de una capa sensora semiconductor pixelada, de material a elección (por ejemplo, Si,

GaAs o CdTe) y la matriz de lectura electrónica CMOS. Cada píxel individual del detector contiene un amplificador de bajo ruido, un conformador de pulso, un comparador con umbral sintonizable y un contador de 15 bits, lo que permite adquirir altas tasas de conteo (mayor a  $3.4 \times 10^7$  fotones/mm<sup>2</sup>/s).

En el caso de fuentes cuyo tamaño excede el campo visual del sistema, el dispositivo para obtener imágenes de la densidad de radiación en fuentes de radiaciones de altas energías de la invención, incluye un colimador convergente, además de la máscara codificadora, descrita en el ítem A, y el detector. Los tres elementos son paralelos entre sí y sus centros geométricos pasan por el eje Z. Los bordes de la abertura son paralelos a los lados de los píxeles (en el caso en que el detector sea pixelado). El colimador convergente tiene forma cuadrada y las mismas dimensiones de la abertura, obturando completamente la misma. Las dimensiones y posición relativa de los elementos dependen de cada configuración particular y aplicación del sistema, para cumplir los requerimientos de los métodos propuestos de codificación, procesamiento y decodificación B, C y D con la finalidad de producir imágenes de la densidad de radiación de las fuentes. El tamaño y disposición de los elementos así como la tecnología del detector pueden variar de acuerdo al ámbito técnico de la aplicación. El detector es un detector convencional sensible a posición.

Se describe a continuación cada uno de los elementos que integran el dispositivo de la invención (aplicada a fuentes cuyo tamaño excede el campo visual del sistema):

Máscara codificadora: descrita en el ítem A.

Detector para el dispositivo: las mismas consideraciones descriptas en el dispositivo de la invención aplicada a fuentes totalmente incluidas en el campo de visión del sistema.

Colimador convergente: consiste de un conjunto de celdillas adyacentes separadas por tabiques de un material absorbente como plomo o tungsteno. Cada

celdilla tiene forma piramidal trunca y sección hexagonal o cuadrada. Todos los planos que conforman el tabicado, pasan por un punto externo al colimador, llamado foco del colimador, de tal manera que el colimador se caracteriza por la distancia focal. Otros parámetros que caracterizan al colimador son: el espesor del tabique, longitud y diámetro de las celdillas. Los valores de estos parámetros dependen de la energía de la radiación usada, de la configuración del sistema y del tamaño de la región seleccionada por el colimador.

A fin de una mejor comprensión de la presente invención se explican a continuación las figuras adjuntas a las cuales se hacen referencia.

La figura 1 pertenece al arte previo. Es un corte según plano X-Z de una cámara gamma convencional. Se incluyen en el gráfico: el detector (9), el colimador (10) y la fuente (7).

La figura 2 pertenece al arte previo. Es una vista según los planos X-Y y X-Z de un colimador de septas paralelas (10) utilizado en la cámara gamma convencional.

La figura 3 pertenece al arte previo. Es una vista según los planos X-Z de un sistema utilizado para la técnica de Imágenes por Apertura Codificada. Se incluyen en el gráfico: el detector (9), la máscara codificadora (11) y la fuente (7).

La figura 4 pertenece al arte previo. Es una vista según los planos X-Y y X-Z de una máscara codificadora (11) utilizada en la técnica de Imágenes por Apertura Codificada.

La figura 5 es un esquema 2D del dispositivo (aplicada a fuentes totalmente incluídas en el campo de visión del sistema) de la presente invención. Es un corte según plano X-Z del sistema. Se incluyen en el gráfico: el detector (9), la novedosa máscara codificadora (1), el campo de visión (8) y la fuente (7).

La figura 6 es una vista 3D del dispositivo (aplicada a fuentes totalmente incluídas en el campo de visión del sistema) de la presente invención. Se incluyen

en el gráfico: el detector (9), la novedosa máscara codificadora (1), el campo de visión (8) y la fuente (7). Se indican el borde interno (6) de la máscara (1) y los cuatro vértices (2, 3, 4, 5) de la abertura.

La figura 7 es una vista según los planos X-Y y X-Z de la novedosa máscara codificadora (1) propuesta en la presente invención, observando además los elementos descritos anteriormente en la figura 6. Se trata de una placa de material absorbente a la radiación (tungsteno, plomo, uranio) con una abertura cuadrada centrada. El espesor, y dimensiones de la abertura varían de acuerdo a la aplicación. Los bordes de la abertura pueden tener diferentes perfiles.

La figura 8 ilustra los diferentes perfiles del borde (6) que puede presentar la abertura de la máscara codificadora (1) propuesta en la presente invención.

La figura 9 es un esquema 2D del dispositivo (para fuentes cuyo tamaño excede el campo de visión del sistema) de la presente invención. Es un corte según plano X-Z del sistema. Se incluyen en el gráfico: el detector (9), la novedosa máscara codificadora (1), el colimador convergente (14), el campo de visión (8) y la fuente (7). El colimador tiene las mismas dimensiones que la abertura de la máscara y se encuentra localizado sobre la misma. El colimador reduce el FOV (8) original, a una región más pequeña (13) que llamaremos FOV restringido.

La figura 10 es una vista según los planos X-Y y X-Z del colimador convergente (14) que se utiliza en el dispositivo (a fuentes cuyo tamaño excede el campo visual del sistema) descrito en la figura 9 y se observa la distancia focal (41).

La figura 11 es una vista según los planos X-Y y X-Z del novedoso método de codificación de la presente invención de la radiación de la fuente (7) con el dispositivo (para fuentes totalmente incluidas en el campo de visión del sistema). Se muestra una fuente puntual (15), cuya radiación al atravesar la abertura de la máscara (1) produce un haz divergente (16). Este haz se registra sobre el detector

(9) como una proyección cuadrada (18). La posición de la proyección cuadrada (18) es identificada mediante las coordenadas de un vértice (17).

La figura 12(a) Es una vista según los planos X-Y y X-Z del método de codificación de la radiación de la fuente (7) con el dispositivo (para fuentes totalmente incluidas en el campo de visión del sistema) de la presente invención. Se muestran dos fuentes puntuales (24 y 25), sus respectivos haces divergentes (26 y 27), y las proyecciones cuadradas correspondientes (30 y 31), referenciada por sus vértices (28 y 29). En la figura 12(b) se observa sobre el detector (9) una multitud de proyecciones que forman la imagen (32).

La figura 13 es una vista 3D del campo de visión (8), discretizado en vóxeles octaédricos cuyas dimensiones y orientaciones dependen de la posición de dicho voxel en el campo de visión (8). Se muestra ampliado un voxel particular (34) de vértices (35, 36, 37, 38, 39 y 40).

La figura 14 ilustra el primer paso del método de decodificación I en detección diferencial en la dirección X. Se representa la máscara codificadora (1) con los vértices (2, 3, 4 y 5) de la presente invención, también encontramos representada la fuente (7), el campo de visión o FOV del sistema (8) y el detector (9). La figura 14(a) representa las regiones (19, 20 y 21) que intervienen en el cálculo de flujos de la decodificación I en la dirección X. En la figura 14(b) se puede observar una de las regiones (19) utilizadas para el cálculo de flujos y en la figura 14(c) se observa otras dos regiones (20 y 21) que se encuentran incluidas en la primera (19) y también se utilizan para el cálculo.

La figura 15 ilustra el segundo paso del método de decodificación I en detección diferencial en la dirección Y. Se representa la máscara codificadora (1) con los vértices (2, 3, 4 y 5) de la presente invención, también encontramos representada la fuente (7), el campo de visión o FOV del sistema (8) y el detector (9). La figura 15(a) representa las regiones (20, 22 y 23) que intervienen en el cálculo de flujos de la decodificación I en la dirección Y. En la figura 15(b) se puede observar una de las regiones (20) utilizadas para el cálculo de flujos y en la

figura 15(c) se observa otras dos regiones (22 y 23) que se encuentran incluidas en la primera (20) y también se utilizan para el cálculo.

La figura 16 muestra un diagrama de flujo que ilustra los pasos a seguir para implementar los métodos de codificación y decodificación I y II que permiten reconstruir proyecciones e imágenes 3D de la distribución original de la densidad de radiación, donde P1 a P14 son los pasos para implementar los métodos. P0 indica el comienzo del proceso y F la finalización del mismo.

La figura 17 es un esquema 2D, es un corte según plano X-Z de la aplicación del dispositivo (para fuentes totalmente incluidas en el campo de visión del sistema) de la invención, en el ámbito de las imágenes gamma en Medicina Nuclear. Se muestran el detector (9), la máscara codificadora (1), la fuente (7), el campo de visión (8), y el paciente (12).

La figura 18 es un esquema 2D, es un corte según plano X-Z de la aplicación del dispositivo (para fuentes cuyo tamaño excede el campo de visión del sistema) de la invención, en el ámbito de las imágenes gamma en Medicina Nuclear. Se muestran el detector (9), el colimador convergente (14), la máscara codificadora (1), la fuente (7), el campo de visión (8), y el paciente (12). El colimador reduce el FOV (8) original, a una región más pequeña (13).

La figura 19 es un esquema 2D de la aplicación del dispositivo (para fuentes totalmente incluidas en el campo de visión del sistema) de la invención, en el ámbito de las imágenes de radiaciones emitidas por residuos radiactivos. Se muestran el detector (9), la máscara codificadora (1), la fuente (7), el campo de visión (8), y un tambor conteniendo residuos radiactivos (33).

La figura 20 es un esquema 2D de la aplicación del dispositivo (para fuentes cuyo tamaño excede el campo de visión del sistema) de la invención, en el ámbito de las imágenes de radiaciones emitidas por residuos radiactivos. Se muestran el detector (9), el colimador convergente (14), la máscara codificadora (1), la fuente

(7), el campo de visión (8), y un tambor conteniendo residuos radiactivos (33). El colimador reduce el FOV (8) original, a una región más pequeña (13).

La figura 21 es un diagrama explicativo secuencial, que muestra sucesivamente los pasos de adquisición, codificación y decodificación I, utilizando el dispositivo (para fuentes totalmente incluidas en el campo de visión del sistema) de la invención. La distribución de fuente consiste en las dos esferas (42 y 43) que emiten uniformemente radiación gamma. Ambas esferas tienen el mismo radio y emiten con intensidades iguales. Se incluyen en el gráfico: el detector (9) y la novedosa máscara codificadora (1). Se indica también el borde interno (6) de la máscara (1) y los cuatro vértices (2, 3, 4, 5) de la abertura.

La figura 22 es un diagrama explicativo secuencial, que muestra sucesivamente los pasos de adquisición, codificación y decodificación II, utilizando el dispositivo (para fuentes totalmente incluidas en el campo de visión del sistema) de la invención. La distribución de fuente consiste en las dos esferas (42 y 43) que emiten uniformemente radiación gamma. Ambas esferas tienen el mismo radio y emiten con intensidades iguales. Se incluyen en el gráfico: el detector (9) y la novedosa máscara codificadora (1). Se indica también el borde interno (6) de la máscara (1) y los cuatro vértices (2, 3, 4, 5) de la abertura.

La tabla 1, de la Figura 23, muestra el cálculo de fluencia diferencial  $\Phi$  debida al flujo de radiación que atraviesa el volumen de detección VD en cada uno de los cuatro cuadrantes.

A continuación se realiza una descripción detallada del dispositivo para obtener imágenes de la densidad de radiación en fuentes de radiaciones de altas energías y a los métodos de codificación y decodificación de la presente invención.

El dispositivo propuesto en la presente invención, se esquematiza mediante las figuras 5 y 6. La novedosa máscara codificadora, de aplicación en el

dispositivo de la invención propuesto en el caso de que la fuente se encuentre totalmente o exceda el campo visual del sistema, se encuentra representada en las figuras 7 y 8. El dispositivo en el caso que la fuente excede el FOV es representado en la figura 9 y se puede observar el colimador convergente (14) aplicado en este sistema en la figura 10. El novedoso método de codificación se esquematiza en las figuras 11 y 12. La codificación se realiza mediante el dispositivo, cuando la fuente se encuentra totalmente incluida en el FOV, de las figuras 5 y 6 y mediante el dispositivo, cuando la fuente excede el FOV, de la figura 9. Los métodos de decodificación I y II se esquematizan en las figuras 13, 14, 15, 16 y 21.

En las figuras indicadas, se representa la máscara codificadora (1) con una abertura cuadrada de bordes (6) y con sus vértices (2, 3, 4, y 5). También se representa la distribución de densidad de radiación también llamada genéricamente fuente (7). La totalidad de la fuente o parte de la misma se encuentra inmersa en el campo de visión del sistema o FOV (8). En algunos casos se utiliza un colimador cuadrado convergente (14) cuyo tamaño es idéntico al tamaño de la abertura de la máscara (1) y se coloca obturando totalmente la abertura. Este colimador reduce el FOV (8) original, a una región más pequeña indicada con el número (13) que llamaremos FOV restringido. La radiación que atraviesa la máscara es detectada por el detector (9).

En las figuras 11 y 12 se indican las fuentes elementales puntuales (15, 24 y 25) elegidas arbitrariamente entre las que constituyen la fuente extensa (7). Estas fuentes producen haces divergente (16, 26 y 27), delimitados por los bordes de la máscara. Estos haces producen proyecciones cuadradas (18, 30 y 31) sobre el detector. Estas proyecciones tienen sus coordenadas de posición (17, 28 y 29) sobre el plano del detector. En la figura 12(b) la imagen (32) muestra una multiplicidad de proyecciones superpuestas.

Como se observa en la figura 13 el FOV (8) puede discretizarse en vóxeles octaédricos (34) con sus respectivos vértices (35, 36, 37, 38, 39 y 40). En el

cálculo de flujos para obtener la decodificación en la dirección X, figura 14, interviene el flujo total de una región (19) subtendida por cuatro pixeles vecinos y la máscara (1). También se utiliza en el cálculo, los flujos comprendidos por otras dos regiones (20 y 21) incluídas en la región anterior (19). En el cálculo de flujos para obtener la decodificación en la dirección Y, figura 15, interviene el flujo total en una región (20) subtendida por dos pixeles vecinos y la máscara (1). También se utiliza en el cálculo, los flujos comprendidos por otras dos regiones (22 y 23) incluídas en la región anterior (20). Una de las regiones que se observa (22) es el volumen de detección final.

En la figura 21 las esferas (42 y 43) representan un ejemplo de distribución de densidad de radiación consistente de dos regiones esféricas que emiten uniformemente e isotrópicamente radiación de fotones de alta energía. Ambas esferas tienen radios iguales y emiten con intensidades iguales. Esta fuente, colocada en el dispositivo (para fuentes totalmente incluídas en el FOV) de la invención según la configuración de la figura 21, produce una imagen codificada (44), la cual al ser procesada/restaurada produce otra imagen (45). Ésta última imagen es decodificada según el método de decodificación I produciendo una imagen final decodificada (46).

En la figura 22 las esferas (42 y 43) representan un ejemplo de distribución de densidad de radiación consistente de dos regiones esféricas que emiten uniformemente e isotrópicamente radiación de fotones de alta energía. Ambas esferas tienen radios iguales y emiten con intensidades iguales. Esta fuente, colocada en el dispositivo (para fuentes totalmente incluídas en el FOV) de la invención según la configuración de la figura 22, produce una imagen codificada (44), la cual al ser procesada/restaurada produce otra imagen (45). Ésta última imagen es decodificada según el método de decodificación II (49) obteniéndose la distribución 3D de la densidad de radiación (50) y produciendo la imagen final 3D decodificada (51).

El método de codificación es el siguiente: Como primer paso debe adecuarse el tamaño de la fuente (7) al campo de visión FOV (8) del sistema. Si la fuente (7) está totalmente incluida dentro de la región FOV (8) se puede utilizar indistintamente el dispositivo con o sin colimador convergente. Es decir, el uso del colimador (14) es opcional. Por ejemplo, si se desea obtener una imagen de la fuente (7) completa, la abertura de la máscara codificadora (1) permanece libre. En cambio, si se desea reducir el campo de visión a una región de interés pequeña (13) dentro de la fuente, entonces se utiliza el colimador convergente (14) obturando totalmente la entrada de la abertura de la máscara codificadora (1) (figura 9). Si el tamaño de la fuente (7) excede el campo visual (8), solo puede utilizarse el dispositivo para fuentes que exceden el FOV. En este caso, se debe utilizar el colimador convergente (14) obturando la abertura, para impedir la llegada de radiación proveniente de regiones externas al campo FOV (8) del sistema. Además, el colimador (14) permite reducir el campo de visión a una región de interés pequeña dentro de la fuente.

La radiación proveniente de la distribución arbitraria de densidad de radiación (7), ingresa a través de la abertura rectangular de la máscara codificadora (1). Cada fuente elemental (15) que constituye la fuente extensa y que se encuentra dentro del FOV original (8) o dentro del FOV reducido (13) emite un haz divergente (16) limitado por los bordes (6) de la abertura. Este haz produce una proyección cuadrada (18) sobre el detector (9). La posición (17) y el tamaño del cuadrado proyectado dependen unívocamente de la posición de la fuente elemental. De manera que dos fuentes puntuales arbitrarias (24 y 25) emiten haces (26 y 27) que producen siempre proyecciones diferentes (30 y 31). Además, cada proyección tiene una intensidad proporcional a la intensidad de la fuente elemental que la generó. Por lo tanto, la posición, tamaño e intensidad de cada proyección cuadrada codifican la posición e intensidad de cada fuente elemental. Dada una fuente arbitraria formada por una multiplicidad de fuentes elementales, las proyecciones correspondientes se superponen de manera que sus

intensidades se suman, debido a que la fuente extensa es espacialmente incoherente, obteniéndose una imagen similar a la imagen (32) mostrada como ejemplo. Debido a esta forma de superposición, la información original de las proyecciones individuales se conserva, pudiéndose recuperar con los métodos de decodificación I y II propuestos en la presente invención.

El novedoso método de decodificación I se puede observar en la figura 21 donde la imagen codificada y restaurada (45) es decodificada mediante la convolución de la misma con el operador matricial D desarrollado por la teoría propuesta, obteniéndose otra imagen (46), que consiste en cuatro campos cuadrados adyacentes, en cada uno de los cuales se registra la proyección de la distribución de radiación original desde uno de los cuatro vértices (2, 3, 4 y 5) de la abertura.

El método de decodificación II, de la invención, se puede observar en la figura 22 donde la imagen codificada y restaurada (45) es modelizada con una imagen-objetivo perfecta, mediante un método de optimización no-lineal (49). La optimización se realiza por minimización de una función error que cuantifica la diferencia entre la imagen original (45) y una combinación lineal arbitraria de las proyecciones de fuentes elementales. Esta combinación lineal de proyecciones constituye el modelo propuesto. La función error puede construirse de diversas maneras. Por ejemplo, el error cuadrático medio entre la imagen detectada original y la imagen propuesta por el modelo. Otra función error puede obtenerse efectuando la diferencia entre contornos de nivel de la imagen original (45) y los contornos de la imagen del modelo. Por último, una tercera posibilidad es una función error que combine las dos funciones anteriores.

El resultado es una imagen sintetizada, réplica sin ruido de la imagen detectada original. El problema de optimización no lineal se puede resolver numéricamente mediante métodos de descenso por gradiente u otros métodos de los que se encuentran en la literatura. El método de optimización permite estimar la intensidad asociada a cada una de las proyecciones elementales propuestas en

el modelo y que se corresponden con la distribución real de la fuente en la imagen codificada (45).

La detección espacialmente discreta mediante matrices de píxeles, produce una discretización del espacio FOV (8) en vóxeles octaédricos (34) cuya forma y orientación dependen de su posición en el espacio FOV. Cada uno de estos vóxeles constituye ahora una fuente elemental que el método permite reconstruir.

Una vez halladas las intensidades de las proyecciones elementales, se puede calcular la densidad de radiación de las fuentes elementales (vóxeles) que las generaron (etapa (50) de la figura 22). Por otro lado, el desarrollo de la teoría propuesta permite conocer la posición exacta de cada vóxel asociado a una determinada proyección. Con esta información es posible la reconstrucción 3D de la fuente original mediante diversas técnicas y medios de visualización como: renderizado volumétrico o sistemas estereoscópicos (imagen (51) en la figura 22).

Los métodos de la invención se basan en los siguientes conceptos teóricos desarrollados en la invención propuesta.

Las figuras 5 y 6 muestran el dispositivo propuesto para obtener imágenes de la distribución de la densidad de radiación de la fuente emisora. La cara superior de un detector (9) de dimensiones  $q \times q$  descansa sobre el plano XY. Los píxeles  $D_{ij}$  ( $1 \leq i \leq n$ ,  $1 \leq j \leq n$ ) se numeran de tal manera que el píxel  $D_{11}$  se localiza en  $(-q/2, q/2, 0)$ . La máscara codificadora (1), una placa de material absorbente de la radiación con una abertura cuadrada en su centro de dimensiones  $p \times p$ , se coloca a una distancia  $z_M$  desde el plano XY. Ambos elementos están centrados según el eje Z. La radiación gamma se emite desde una distribución de densidad de radiación arbitraria (7).

Sea una fuente elemental (15) perteneciente a dicha distribución de actividad, localizada en el punto  $r_0=(x_0, y_0, z_0)$  (figura 11). Los fotones son emitidos en forma isotrópica con una tasa de  $\omega$  fotones por unidad de tiempo. Luego, la fluencia total  $I$  en el plano XY es proporcional a la tasa  $\omega$ , al tiempo de

adquisición  $T$  y al ángulo sólido  $\Omega$  subtendido por la abertura de la máscara codificadora (1) desde  $r_0$ , es decir:  $I \propto \omega \Omega T / 4\pi$  La proyección de la fuente elemental (15) a través de la máscara codificadora produce una imagen cuadrada (18) sobre el plano  $XY$ . La posición (17)  $(r, s)$  y el tamaño  $t$  del cuadrado proyectado (18) dependen unívocamente de la posición de la fuente, según:

$$(r, s) = \left[ \left( -\frac{p}{2} - x_0 \right) \left( \frac{z_0}{z_0 - z_M} \right) + x_0, \left( \frac{p}{2} - y_0 \right) \left( \frac{z_0}{z_0 - z_M} \right) + y_0 \right], \quad t = \frac{p z_0}{z_0 - z_M},$$

(Fórmula 1)

donde  $(r, s)$  representa las coordenadas del vértice del cuadrado ubicado en el segundo cuadrante,  $t$  es la longitud del lado del cuadrado y  $p$  es la dimensión lateral de la abertura de la máscara codificadora (1).

El campo de visión (8) del sistema se define como la región tri-dimensional que posee las siguientes propiedades: la imagen cuadrada proyectada por una fuente puntual contenida en la región del campo de visión (8), está totalmente incluida en el campo del detector y contiene el origen de coordenadas. La región (8) tiene forma doble piramidal delimitada por aristas  $e_i$  que pueden expresarse mediante las ecuaciones paramétricas siguientes:

$$e_i(k) = \left\{ \begin{array}{ll} (V_i - W_i)k + W_i, & 1 \leq k \leq \frac{q}{q-2p} \\ V_j k, & \frac{q}{q-2p} \leq k \end{array} \right\}, \quad 1 \leq i \leq 4, \quad \text{(Fórmula 2)}$$

donde:  $V_2=(p/2, p/2, z_M)$ ,  $V_3=(-p/2, p/2, z_M)$ ,  $V_4=(-p/2, -p/2, z_M)$ , y  $V_5=(p/2, -p/2, z_M)$  son las coordenadas de los vértices de la abertura de la máscara (1);  $W_2=(q/2, q/2, 0)$ ,  $W_3=(-q/2, q/2, 0)$ ,  $W_4=(-q/2, -q/2, 0)$ , y  $W_5=(q/2, -q/2, 0)$  son las coordenadas de los vértices del detector y  $q$  representa la

dimensión lateral del detector. El subíndice  $j$  hace referencia al vértice opuesto al vértice  $i$ .

Consideremos ahora una distribución arbitraria de densidad de radiación (7) totalmente incluida en la región del campo de visión (8), caracterizada por una densidad de radiación  $\rho$  espacio-dependiente  $\rho(x, y, z)$ . Definimos la densidad de radiación  $\rho$  de la fuente como el número de fotones emitidos por unidad de volumen y por unidad de tiempo.

La fuente (7) emite radiación espacialmente incoherente. Luego, la distribución de radiación es detectada como una superposición incoherente de fuentes elementales emisoras de radiación gamma (figura. 12). Cada imagen cuadrada está unívocamente relacionada con una fuente elemental ubicada dentro de la región del campo de visión (8). Dado un par de fuentes elementales (24 y 25) arbitrarias en la región del campo de visión (8), los haces (26 y 27) que dichas fuentes proyectan producen proyecciones (30 y 31). Estas proyecciones son siempre diferentes, ya sea porque las imágenes cuadradas tienen tamaños diferentes o sus ubicaciones están desplazadas sobre el plano del detector. En el caso de una fuente arbitraria se tendrá una superposición de muchas proyecciones cuadradas diferentes, formándose la imagen (32) que se observa en la figura 12. Por ejemplo, de la fórmula 1 se deduce que, todos los puntos ubicados sobre un mismo plano  $Z$  constante producen proyecciones del mismo tamaño pero desplazamiento laterales diferentes. Mientras se conserve el paralelismo entre el plano del detector y el plano de la máscara codificadora (1), las proyecciones mantienen siempre su forma cuadrada.

La resolución espacial finita del detector discretiza el conjunto de valores posibles para las longitudes  $t$  de los lados de los cuadrados. Luego,  $t=u, u+1, u+2, \dots, n$ , donde  $u$  y  $n$  representan las dimensiones laterales de la máscara (1) y las del mosaico de cristal respectivamente, ambos expresados en número de píxeles. Suponemos, además que  $n$  es par. El número máximo  $N$  de cuadrados detectados es:

$$N = \frac{n(n^2 + 2)}{12} - \frac{(u-2)(u-1)(2u-3)}{6} \quad (\text{Fórmula 3})$$

El número N representa también el número máximo de fuentes elementales que el detector puede discriminar en la región FOV. Así, la discretización del espacio 2-D sobre el plano del detector, produce una discretización del espacio 3-D en la región FOV en elementos de volumen (vóxeles) octaédricos de dimensiones y orientaciones variables, dependientes de su posición (figura 13).

Consideremos un vóxel arbitrario (34) como se observa en la figura 13, dentro de la región del campo de visión (8). Supongamos que dicho vóxel tiene su vértice inferior (38) asociado a una proyección determinada por la tríada: (r, s, t). Entonces, los demás vértices del voxel están asociados a otras proyecciones de la siguiente manera: uno de los vértices (35) está asociado a (r+1, s+1, t-2), otro vértice (36) está asociado a (r+1, s+1, t-1), otro vértice (37) está asociado a (r+1, s, t-1), otro vértice (39) está asociado a (r, s, t-1) y el último vértice (40) está asociado a (r, s+1, t-1).

La transformación  $P(r, s, t) = (x, y, z)$  que asigna a cada tríada (r, s, t) las correspondientes coordenadas (x, y, z) del voxel P en la región FOV, es:

$$P(r, s, t) = \frac{q}{2(qt - np)} [p(2 + n - 2r - t), p(-2 - n + 2s + t), 2tz_M]$$

$$r, s = 1, 2, \dots, \frac{n}{2} \quad (\text{Fórmula 4})$$

Por lo tanto, puede asumirse el siguiente modelo: La fuente (7) consiste en un conjunto de N fuentes elementales, cada fuente elemental i-ésima ubicada en  $r_i$  comprende un elemento de volumen octaédrico  $\delta V_i$  que posee una densidad de radiación uniforme y emite fotones en forma isotrópica. Sea  $\rho_i(r_i)$  el número de fotones emitidos desde  $\delta V_i$ , por unidad de volumen y por unidad de tiempo. Entonces, la distribución discreta de densidad de radiación  $\rho$  en la región FOV es:

$$\rho = \{ \rho_1(r_1), \rho_2(r_2), \dots, \rho_N(r_N) \} \quad (\text{Fórmula 5})$$

La fluencia total I medida en el detector, debida a la superposición de todas las fuentes elementales, durante el tiempo de adquisición T, es:

$$I = \frac{T}{4\pi} \cdot \sum_{i=1}^N \rho_i(\mathbf{r}_i) \Omega_i(\mathbf{r}_i) \delta V_i, \quad (\text{Fórmula 6})$$

donde  $\Omega_i(\mathbf{r}_i)$  es el ángulo sólido subtendido por la abertura de la máscara codificadora desde  $\mathbf{r}_i$ .

Sea  $I_{ij}(r, s, t)$ , la fluencia sobre el píxel  $D_{ij}$  ( $1 \leq i \leq n$ ,  $1 \leq j \leq n$ ) debida a la proyección de un cuadrado de tamaño t que tiene al píxel  $D_{rs}$  ( $1 \leq r \leq n/2$ ;  $1 \leq s \leq n/2$ ) como vértice de referencia. Luego, la fluencia  $I_{ij}(r, s, t)$  se puede expresar como:

$$I_{ij}(r, s, t) = \begin{cases} J_{rst} & \text{si } r \leq i \leq r+t-1, s \leq j \leq s+t-1, L_{Min} \leq t \leq L_{Max} \\ 0 & \text{en otro caso} \end{cases}$$

$$L_{Min}(r, s) = \text{Max} \left[ \frac{n}{2} - r + 2, \frac{n}{2} - s + 2, u \right]$$

$$L_{Max}(r, s) = \text{Min} [n - r + 1, n - s + 1]$$

(Fórmula 7)

y despreciamos la modulación espacial  $1/R^2$ , (R es la distancia entre cada píxel cristal individual y una fuente elemental). Por lo tanto, suponemos que la fluencia producida por cada cuadrado proyectado es uniforme sobre el detector y tiene el valor  $J_{rst}$ , indicado en la fórmula 7

Dada una distribución arbitraria de actividad en la región FOV, la distribución de fluencia total  $I_{ij}$  sobre el detector es:

$$I_{ij} = \sum_{r=1}^{n/2} \sum_{s=1}^{n/2} \sum_{t=L_{Min}}^{L_{Max}} I_{ij}(r, s, t) = \sum_{c=1}^N I_{ij}(c), \quad (\text{Fórmula 8})$$

donde c etiqueta cada una de las N proyecciones cuadradas. Se puede llegar a una expresión similar si consideramos el conjunto de las siguientes N distribuciones de fluencia normalizada  $K_{ij}$ :

$$K_{ij}(r,s,t) = \begin{cases} 1 & \text{if } r \leq i \leq r+t-1 \text{ and } s \leq j \leq s+t-1 \\ 0 & \text{in another case} \end{cases} \quad (\text{Fórmula 9})$$

Luego,

$$I_{ij} = \sum_{c=1}^N d_c K_{ij}(c) \quad (\text{Fórmula 10})$$

donde el coeficiente  $d_c$  es el factor de peso de la proyección  $K_{ij}(c)$  y es proporcional a la densidad  $\rho_c(r_c)$ , a través de la relación:

$$d_c = \left( \frac{T}{4\pi} \cdot \Omega_c \delta V_c \right) \rho_c \quad (\text{Fórmula 11})$$

El conjunto de todas las distribuciones posibles de fluencia sobre el plano XY de detección, para cualquier distribución de actividad arbitraria, constituye un subespacio vectorial de N dimensiones del espacio  $V: Z \rightarrow Z^{n \times n}$ , donde Z es el conjunto de enteros no negativos. El conjunto  $B = \{ K_{ij}(c) / 1 \leq c \leq N \}$  es una base del sub-espacio, ya que B genera cualquier distribución de fluencia posible y los elementos  $K_{ij}$  son linealmente independientes por definición. Un vector generado por B tiene la forma:

$$I_{ij} = \sum_{c=1}^N \alpha_c K_{ij}(c), \quad \{ \alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_N \} \in Z^N, \quad (\text{Fórmula 12})$$

que corresponde a la forma más general de distribución de fluencia  $I_{ij}$  para una distribución de actividad arbitraria en el campo FOV.

Definiendo un factor de peso efectivo  $p_c$  que no dependa de la abertura angular del sistema, como  $p_c \equiv d_c / \Omega_c$  se obtiene:

$$p_c = \left( \frac{T}{4\pi} \cdot \delta V_c \right) \rho_c \quad (\text{Fórmula 13})$$

Luego, se cumple la siguiente relación biunívoca:

$$\{p_1, p_2, \dots, p_N\} \leftrightarrow \{\rho_1, \rho_2, \dots, \rho_N\} \quad (\text{Fórmula 14})$$

Por lo tanto, la distribución  $p_c$  resuelve el problema de hallar la distribución original de densidad de radiación  $p_c$ . Los coeficientes  $p_c$  se hallan mediante una modelización de la imagen bruta con una imagen-objetivo perfecta. El resultado final es una imagen sintetizada, réplica sin ruido de la imagen bruta original. La optimización se realiza por minimización del error cuadrático medio entre la imagen bruta original y una combinación lineal de las proyecciones cuadradas, es decir se hallan los valores:  $\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_N$  que minimizan la función error:

$$\varepsilon(\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_N) = \frac{1}{n^2} \sum_{r=1}^n \sum_{s=1}^n \left[ I_{rs} - \sum_{c=1}^N \alpha_c K_{rs}(c) \right]^2 \quad (\text{Fórmula 15})$$

Se trata de un problema de optimización no lineal con restricciones en  $N$  variables (los coeficientes  $\alpha_c$  deben ser positivos o nulos), que fue resuelto numéricamente mediante métodos de descenso por gradiente. Los coeficientes  $p_c$  se obtienen como:  $p_c = \alpha_c^{\min} / \Omega_c$ .

La decodificación consiste en el cálculo del incremento diferencial en la fluencia detectada por un grupo de cuatro píxeles vecinos. En primer lugar se calcula el incremento en la dirección  $X$  (figura 14), y en un paso posterior se calcula el incremento según la dirección  $Y$  (figura 15). La región de la figura 14 contiene el flujo total (19) que llega a los cuatro píxeles vecinos:  $D_{ij}$ ,  $D_{i+1 j}$ ,  $D_{i j+1}$ , y  $D_{i+1 j+1}$ . Esta región puede ser particionada en tres regiones disjuntas (20, 21 y 47). Una de las regiones (20) tiene un borde localizado en el segmento que pasa por dos de los vértices (2 y 5) de la abertura de la máscara (1) y su base está formada por los píxeles  $D_{i+1 j}$  y  $D_{i+1 j+1}$ . En forma similar, la otra región (21) tiene un borde localizado sobre el segmento que pasa por los otros dos vértices (3 y 4) de la abertura de la máscara (1) y su base está formada por los píxeles  $D_{ij}$  y  $D_{i j+1}$ . Estas dos regiones (21 y 20) contienen el incremento diferencial de la fluencia en la dirección  $X$  al pasar desde el píxel  $D_{i+1 j}$  al píxel  $D_{ij}$  y al pasar del píxel  $D_{i+1 j+1}$  al píxel  $D_{i j+1}$ . Estos incrementos se calculan, utilizando las intensidades

medidas en los cuatro píxeles, como:  $(I_{ij} - I_{i+1 j})$  y  $(I_{i j+1} - I_{i+1 j+1})$ , respectivamente. Una de las dos regiones (20) se encuentra localizada en el interior de la región del campo de visión (8), mientras que la otra región (21) se encuentra ubicada fuera de esta región. Por lo tanto, la región fuera del campo de visión (21) es una región no-detectora mientras que la región localizada en el interior del campo de visión (20) es la única región de detección que detecta el incremento de fluencia en la dirección X. Esta última región (20) será llamada volumen de detección.

Para el próximo paso, que consiste en el cálculo del incremento diferencial en la dirección Y, la región (20) que se observa en la figura 15 es particionada en tres regiones disjuntas (23, 22 y 48). Una de las regiones piramidales formadas (22) tiene su vértice localizado en uno de los vértices (2) de la abertura de la máscara codificadora y su base está formada por el píxel  $D_{i+1 j}$ . En forma similar, la otra región piramidal (23) tiene su vértice localizado en otro vértice (5) de la abertura de la máscara codificadora y su base está formada por el píxel  $D_{i+1 j+1}$ . Estas regiones piramidales (23 y 22) contienen el incremento diferencial en la fluencia según la dirección Y, al pasar desde el píxel  $D_{i+1 j}$  al píxel  $D_{i+1 j+1}$ . Este incremento se calcula como la doble diferencia:  $[(I_{i j+1} - I_{i+1 j+1}) - (I_{ij} - I_{i+1 j})]$ . Una de las regiones piramidales (22) se encuentra localizada en el interior de la región FOV mientras que la otra (23) se encuentra fuera de esta región. Por lo tanto, la región que se encuentra fuera (23) es una región no-detectora mientras que la región que se encuentra dentro del campo de visión (22) es la única región de detección. Esta última región (22) es el volumen de detección que detecta el incremento de fluencia en dos pasos sucesivos en direcciones X e Y respectivamente y esta misma región (22) detecta la porción de fuente indicada en la figura 15.

La operación doble diferencia, calculada arriba, representa la discretización mediante diferencias finitas del operador derivada cruzada de segundo orden:

$\partial^2 / \partial x \partial y$ . La cantidad  $[(I_{i j+1} - I_{i+1 j+1}) - (I_{ij} - I_{i+1 j})]$  representa la fluencia

diferencial  $\Phi$  medida sobre el píxel  $D_{i+1}$  j debida al flujo de radiación que atraviesa el volumen de detección de la figura 15 (22). El cálculo de la fluencia diferencial en los otros cuadrantes es similar, obteniéndose los resultados mostrados en la tabla 1, de la Figura 23. Los cambios de signo se deben al hecho de que la intensidad es una función monótonamente decreciente en valores absolutos de X e Y (figura 12(b)). La implementación de la decodificación se hace con el operador matricial D definido de la siguiente manera:

$$D \equiv \left\{ \begin{array}{l} \begin{pmatrix} -1 & 1 \\ 1 & -1 \end{pmatrix} \text{ cuadrantes I y III} \\ \begin{pmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{pmatrix} \text{ cuadrantes II y IV} \end{array} \right\} \quad (\text{Fórmula 16})$$

En la figura 21 se observa el novedoso método de decodificación I donde la imagen codificada y restaurada (45) es decodificada mediante la convolución de la misma con el operador matricial D, obteniéndose otra imagen (46).

Por lo tanto, la aplicación del operador  $\partial^2 / \partial x \partial y$  a la imagen bruta, produce una decodificación exacta de las cuatro imágenes según cuatro puntos de vista diferentes, correspondientes a las posiciones de los cuatro vértices (2, 3, 4 y 5) de la máscara codificadora (1).

Cada punto imagen permanece en su propio campo imagen sin importar la ubicación de la fuente puntual en la región FOV. Los campos consisten en las cuatro regiones cuadradas limitadas por los bordes del detector y los ejes de coordenadas XY. Por lo tanto, las cuatro proyecciones están localizadas en campos separados, sobre el plano detector. Esta propiedad se debe a las características geométricas de la región del campo de visión (8).

En la figura 16 se muestra un diagrama de flujo que ilustra los pasos a seguir para implementar los métodos de codificación (pasos P1 a P6), decodificación I (pasos P7 y P8) y decodificación II (pasos P9 a P14) que permiten

reconstruir proyecciones e imágenes 3D de la distribución original de la densidad de radiación.

En el paso inicial P1, se configura el dispositivo con la fuente, distribución 3D de densidad de radiación. La región ocupada por la porción de fuente que se desea observar, debe estar incluida totalmente en la región FOV del sistema. De acuerdo al tamaño relativo fuente-FOV y la región de interés seleccionada de la fuente, se utilizará el dispositivo de FOV total o el dispositivo de FOV restringido.

En el paso siguiente P2, la radiación proveniente de la fuente atraviesa la máscara codificadora (1). Cada fuente elemental que constituye la fuente (7), produce su proyección cuadrada elemental. Las proyecciones elementales se suman en intensidad y producen una distribución 2D de fluencia sobre el plano del detector característica de la fuente original (paso P3). En esta distribución 2D se encuentra la información codificada de la fuente 3D original.

Cada elemento de detección que constituye el detector, colecta un número de cuentas proporcional a la fluencia incidente sobre ese elemento (paso P4: adquisición y procesamiento del detector). Por lo tanto, se registra en este paso, la distribución 2D de fluencia sobre el plano del detector característica de la fuente original. Se registran una multitud de proyecciones elementales superpuestas tales como las mostradas en la imagen (44) de la figura 21.

Los datos de colección son procesados electrónicamente por el detector y almacenados como una imagen digital 2D (paso P5). Esta imagen representa una imagen codificada de la distribución de densidad de radiación original.

La imagen codificada es procesada mediante técnicas de restauración digital para compensar la degradación producida el ruido de Poisson y por la pérdida de uniformidad durante la adquisición (Paso P6). Se aplican, en este paso, técnicas de suavizado y restauración de la imagen que preservan y/o rescatan los bordes y las magnitudes de las pendientes como filtros promedio anisotrópicos, modelos basados en técnicas variacionales, modelos basados en PDEs, modelos

basados en ecuaciones de difusión no lineal como el de Perona-Malik y modelos de variación total ROF. En el caso del ejemplo de la figura 21, la imagen original detectada (44), se transforma en la imagen procesada (45) que se observa en la misma.

A partir de la realización del paso P6, se puede optar entre los métodos de decodificación I y II.

El método de decodificación I (pasos P7 y P8) permite acceder rápidamente a la reconstrucción de cuatro proyecciones 2D de la distribución original de densidad de radiación según cuatro puntos de vista diferentes, localizados en los vértices (2, 3, 4 y 5) de la máscara (1). En el paso P7 se decodifica la imagen con el operador gradiente partiendo de la imagen resultante del paso P6 la cual es convolucionada con el operador D, transformándose en un conjunto de cuatro imágenes adyacentes de iguales dimensiones, cada una de las cuales ocupa un cuadrante y representa una proyección 2D diferente (imagen (46) de la figura 21). Luego el paso P8 es la salida de proyecciones 2D decodificadas.

El método de decodificación II es un método iterativo que requiere mayor poder de cómputo que el método de decodificación I, pero permite acceder a mayor información (reconstrucción 3D). El método comienza con una estimación inicial de los parámetros libres del modelo:  $\{\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \dots, \alpha_N\}$  en el paso P9. La estimación puede basarse en los conocimientos previos de la ubicación aproximada de la distribución dentro del campo de visión y de la forma aproximada de la distribución.

En el paso P10, se calcula la expresión de la fórmula 15 del error en función de los parámetros libres del modelo. Luego, en el paso P11, la función error (fórmula 15) es minimizada numéricamente por métodos de descenso por gradiente o cualquiera de los métodos encontrados en la literatura para problemas de optimización no lineal. Al finalizar este paso, se obtienen los parámetros óptimos del modelo (paso P12). Estos parámetros corregidos por el ángulo sólido

subtendido  $p_c = \alpha_c^{\min} / \Omega_c$  permiten estimar la distribución de densidad de radiación  $\rho = \{ \rho_1(r_1), \rho_2(r_2), \dots, \rho_N(r_N) \}$  a través de la relación de la fórmula 13 (etapa (50) en la figura 22). De esta manera se decodifica la imagen en el paso P13. La información contenida en  $\rho$  puede alimentar cualquier sistema de imágenes 3D (imagen (51) de la figura 22) constituyendo la salida final del sistema (paso P14).

De acuerdo a lo mencionado, el método de codificación que utiliza al dispositivo de la invención, se realiza a través de las siguientes etapas (para mayor aclaración se indica el número de paso de acuerdo a lo mencionado)

- a. Configurar el dispositivo con la fuente, a efectos de la distribución 3D de la densidad de radiación. De acuerdo al tamaño relativo fuente-FOV y la región de interés seleccionada de la fuente, se utilizará el dispositivo de FOV total o el dispositivo de FOV restringido - (P1).
- b. Afectar a la radiación proveniente de la fuente, haciéndola atravesar la máscara codificadora. - (P2).
- c. Las proyecciones elementales se suman en intensidad y producen una distribución 2D sobre el detector, donde se encuentra la información codificada de la fuente 3D original - (P3).
- d. Adquisición y procesamiento del detector: colecta un número de cuentas proporcional a la fluencia incidente sobre cada elemento que constituye el detector - (P4).
- e. Obtener una imagen codificada, a través del procesamiento electrónico por el detector de los datos y almacenarlos como una imagen digital 2D (P5).
- f. Procesar mediante técnicas de restauración digital la imagen codificada, para compensar la degradación producida el ruido (P6).

El método de decodificación I, que utiliza al dispositivo de la invención, se realiza a través de las siguientes etapas (para mayor aclaración se indica el número de paso de acuerdo a lo mencionado)

- a. Decodificar la imagen, previamente codificada, con el operador gradiente partiendo de la imagen resultante de la codificación, con la reconstrucción de cuatro proyecciones 2D de la distribución original de densidad de radiación según cuatro puntos de vista diferentes, localizados en los vértices. - (P7)
- b. Habilitar la salida de proyecciones 2D decodificadas - (P8).

El método de decodificación II, (reconstrucción 3D), que utiliza al dispositivo de la invención, se realiza a través de las siguientes etapas (para mayor aclaración se indica el número de paso de acuerdo a lo mencionado)

- a. Estimación inicial de los parámetros libres del modelo - (P9).
- b. Calcular el error en función de los parámetros libres del modelo (P10).
- c. Minimizar numéricamente la función error - (P11).
- d. Obtener los parámetros óptimos del modelo (P12).
- e. Decodificar la imagen (P13), estimando la distribución de densidad de radiación.
- f. Alimentar un sistema de imágenes 3D (P14).

Para mayor aclaración de la presente invención, se menciona a continuación dos ejemplos de realización práctica de la invención, uno aplicando el método de codificación y el método de decodificación I, y el otro ejemplo con método de decodificación II.

En la figura 21 se muestra un ejemplo de realización práctica de la invención, que muestra sucesivamente los pasos de adquisición, codificación y

decodificación, según el método de decodificación I, utilizando el dispositivo de la invención, de FOV total. En este caso, la máscara codificadora (1) está hecha de plomo y tiene dimensiones externas de 16 cm × 16 cm y una abertura cuadrada de 4 cm × 4 cm. El espesor de la máscara es de 0.5 cm. La distancia entre la máscara y el detector es de 8 cm. El detector consiste en una matriz cuadrada de 64 × 64 cristales centelladores de CsI (TI). Cada cristal tiene 2.25 mm × 2.25 mm de dimensiones laterales y 5 mm de espesor. Los cristales se encuentran aislados unos de otros por un tabique de tungsteno de 0.25 mm de espesor. El conjunto de todos los cristales forma un prisma rectangular de 16 cm × 16 cm y 5 mm de espesor. Inmediatamente adyacente a la matriz de cristales se encuentra el sistema de foto-detectores que convierte los pulsos de centelleo producidos por la radiación que incide sobre los cristales, en señales eléctricas.

La configuración descrita tiene asociada una región FOV doble piramidal que posee una abertura angular de 73.7° para  $10.7 \text{ cm} \leq z \leq 16 \text{ cm}$  y una abertura de 28° para  $z > 16 \text{ cm}$ .

En la región FOV se coloca una distribución de fuente consistente en las dos regiones esféricas 42 y 43 que emiten fotones de 140 KeV de manera isotrópica y uniforme en el volumen de las mismas. Las esferas están centradas en (0, 0, 13) cm y (-1, -1, 15.5) cm y ambas tienen radios de 1 cm. Las regiones esféricas están posicionadas de manera que los centros de las esferas y uno de los vértices (4) se encuentran alineados sobre una recta, según se indica en la figura 21.

Una vez realizada la configuración del dispositivo con la fuente que cumple con el paso 1 del método de codificación, se prosigue con los pasos 2, 3 y 4, donde al finalizar la adquisición y el procesamiento digital efectuado por el detector, se obtiene una imagen codificada (44), realizando el paso 5. Esta imagen es sometida al procesamiento de pre-decodificación (paso 6) para restaurar la imagen por la degradación producida por el ruido de Poisson, y por la pérdida de uniformidad durante la adquisición. Se aplicó en este paso la técnica de

restauración basada en el modelo de Perona-Malik, obteniéndose la imagen procesada (45).

Luego de la codificación, se aplica el método de decodificación I, que se implementa mediante la convolución de la imagen con el operador matricial D (definido en la fórmula 16), obteniendo otra imagen (46), que consiste en cuatro campos cuadrados adyacentes, en cada uno de los cuales se registra la proyección de la distribución de radiación original desde un vértice de la abertura. Así, en el cuadrante I, se obtiene la proyección desde uno de los vértices (5); en el cuadrante II, la proyección desde otro de los vértices (2); en el cuadrante III, la proyección desde otro vértice (3) y en el cuadrante IV, la proyección desde el último vértice (4). Se observa los cambios relativos de posición de las proyecciones de ambas esferas al pasar de un cuadrante al otro, como consecuencias de los sucesivos cambios de paralaje que se producen al ir cambiando de punto de vista.

En la figura 22 se muestra un ejemplo de realización práctica de la invención, que muestra sucesivamente los pasos de adquisición, codificación y decodificación según el método de decodificación II, utilizando el dispositivo de la invención, de FOV restringido.

En este caso, la máscara codificadora (1) está hecha de plomo y tiene dimensiones externas de 16 cm  $\times$  16 cm y una abertura cuadrada de 4 cm  $\times$  4 cm. El espesor de la máscara es de 0.5 cm. La distancia entre la máscara y el detector es de 8 cm. El detector consiste en una matriz cuadrada de 64  $\times$  64 cristales centelladores de CsI (TI). Cada cristal tiene 2.25 mm  $\times$  2.25 mm de dimensiones laterales y 5 mm de espesor. Los cristales se encuentran aislados unos de otros por un tabique de tungsteno de 0.25 mm de espesor. El conjunto de todos los cristales forma un prisma rectangular de 16 cm  $\times$  16 cm y 5 mm de espesor. Inmediatamente adyacente a la matriz de cristales se encuentra el sistema de foto-

detectores que convierte los pulsos de centelleo producidos por la radiación que incide sobre los cristales, en señales eléctricas.

La configuración descrita tiene asociada una región FOV doble piramidal que posee una abertura angular de  $73.7^\circ$  para  $10.7 \text{ cm} \leq z \leq 16 \text{ cm}$  y una abertura de  $28^\circ$  para  $z > 16 \text{ cm}$ .

En la región FOV se coloca una distribución de fuente consistente en las dos regiones esféricas 42 y 43 que emiten fotones de 140 KeV de manera isotrópica y uniforme en el volumen de las mismas. Las esferas están centradas en  $(0, 0, 13) \text{ cm}$  y  $(-1, -1, 15.5) \text{ cm}$  y ambas tienen radios de 1 cm. Las regiones esféricas están posicionadas de manera que los centros de las esferas y uno de los vértices (4) se encuentran alineados sobre una recta, según se indica en la figura 22.

Una vez realizada la configuración del dispositivo con la fuente que cumple con el paso 1 del método de codificación, se prosigue con los pasos 2, 3 y 4, donde al finalizar la adquisición y el procesamiento digital efectuado por el detector, se obtiene una imagen codificada (44), realizando el paso 5. Esta imagen es sometida al procesamiento de pre-decodificación (paso 6) para restaurar la imagen por la degradación producida por el ruido de Poisson, y por la pérdida de uniformidad durante la adquisición. Se aplicó en este paso la técnica de restauración basada en el modelo de Perona-Malik, obteniéndose la imagen procesada (45).

Luego de la codificación, se aplica el método de decodificación II, que se implementa mediante la minimización del error cuadrático medio entre la imagen bruta original y una combinación lineal de las proyecciones cuadradas. En primer lugar, se hace una estimación inicial de los parámetros libres  $\{\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_N\}$  (paso P9). Luego, en el paso P10, se calcula la expresión del error en función de los parámetros libres  $\{\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_N\}$  (fórmula 15). En el paso P11 se minimiza numéricamente la función error. Como resultado de la minimización, se obtienen

los parámetros óptimos del modelo, es decir los coeficientes  $\{p_1, p_2, \dots, p_N\}$ , etapa (49), que constituye el paso P12. Luego, a partir de dichos coeficientes (fórmula 13) se calculan los valores de la distribución discreta de densidad de radiación  $\rho$  en la región FOV  $\{\rho_1, \rho_2, \dots, \rho_N\}$  (50) lo cual constituye el paso P13. Con esta información, en el paso P14 se reconstruyó una imagen 3D mediante renderizado volumétrico (51).

Siguen 10 reivindicaciones en página 59.

## REIVINDICACIONES

Habiendo descrito y determinado la naturaleza y alcance de la presente invención, y la manera que la misma ha de ser llevada a la práctica, se declara lo que se reivindica como invención y de propiedad exclusiva:

- 1) Dispositivo para obtener imágenes de la densidad de radiación en fuentes de radiaciones de altas energías, del tipo que contiene una máscara codificadora y un detector de la densidad de radiación, caracterizado porque dicha máscara codificadora posee una única abertura rectangular.
- 2) Dispositivo para obtener imágenes de la densidad de radiación en fuentes de radiaciones de altas energías, según la reivindicación 1, caracterizado porque los lados de dicha una única abertura de la máscara codificadora son iguales, y su forma es cuadrada.
- 3) Dispositivo para obtener imágenes de la densidad de radiación en fuentes de radiaciones de altas energías, según la reivindicación 1, caracterizado porque dicha máscara codificadora es una placa de un material absorbente de la radiación (plomo, tungsteno o uranio).
- 4) Dispositivo para obtener imágenes de la densidad de radiación en fuentes de radiaciones de altas energías, según la reivindicación 1, caracterizado porque los perfiles del borde de dicha abertura de la máscara codificadora presentan una inclinación en sentido perpendicular a la superficie de la placa que forma dicha máscara codificadora.
- 5) Dispositivo para obtener imágenes de la densidad de radiación en fuentes de radiaciones de altas energías, según la reivindicación 1, caracterizado porque los perfiles del borde de dicha abertura de la máscara codificadora presentan una

curvatura en sentido perpendicular a la superficie de la placa que forma dicha máscara codificadora.

6) Dispositivo para obtener imágenes de la densidad de radiación en fuentes de radiaciones de altas energías, según la reivindicación 1, caracterizado porque además de dicha máscara codificadora y dicho detector, contiene un colimador convergente de alta sensibilidad colocado cubriendo totalmente el área libre de la abertura de la máscara codificadora.

7) Dispositivo para obtener imágenes de la densidad de radiación en fuentes de radiaciones de altas energías, según la reivindicación 1, caracterizado porque dicho colimador convergente de alta sensibilidad consiste de un conjunto de celdillas adyacentes separadas por tabiques de un material absorbente como plomo o tungsteno.

8) Método de método de decodificación de imágenes, que utiliza el dispositivo para obtener imágenes de la densidad de radiación en fuentes de radiaciones de altas energías, de cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque se realizan las siguientes etapas:

- a. Configurar el dispositivo con la fuente, a efectos de la distribución 3D de la densidad de radiación. De acuerdo al tamaño relativo fuente- campo de visión y la región de interés seleccionada de la fuente, se utilizará el dispositivo de campo de visión total o el dispositivo de campo de visión restringido.
- b. Afectar a la radiación proveniente de la fuente, haciéndola atravesar la máscara codificadora.
- c. Las proyecciones elementales se suman en intensidad y producen una distribución 2D sobre el detector, donde se encuentra la información codificada de la fuente 3D original.

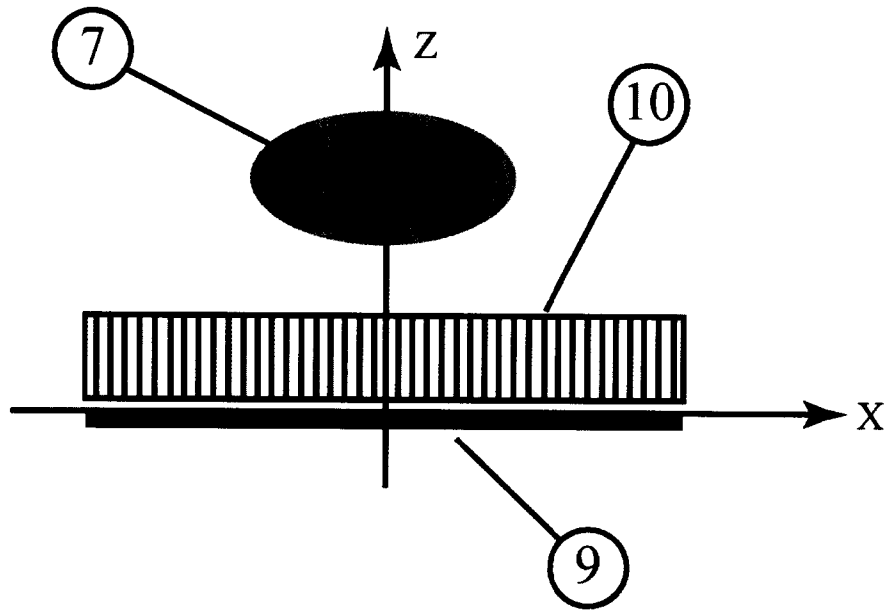
- d. Adquisición y procesamiento del detector: colecta un número de cuentas proporcional a la fluencia incidente sobre cada elemento que constituye el detector.
  - e. Obtener una imagen codificada, a través del procesamiento electrónico por el detector de los datos y almacenarlos como una imagen digital 2D (P5).
  - f. Procesar mediante técnicas de restauración digital la imagen codificada, para compensar la degradación producida el ruido.
- 9) Método de método de decodificación de imágenes, que utiliza el dispositivo para obtener imágenes de la densidad de radiación en fuentes de radiaciones de altas energías, de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, caracterizado porque se realizan las siguientes etapas:
- a. Decodificar la imagen, previamente codificada, con el operador gradiente partiendo de la imagen resultante de la codificación, con la reconstrucción de cuatro proyecciones 2D de la distribución original de densidad de radiación según cuatro puntos de vista diferentes, localizados en los vértices.
  - b. Habilitar la salida de proyecciones 2D decodificadas.
- 10) Método de método de decodificación de imágenes, que utiliza el dispositivo para obtener imágenes de la densidad de radiación en fuentes de radiaciones de altas energías, de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, caracterizado porque se realizan las siguientes etapas:
- a. Estimación inicial de los parámetros libres del modelo.
  - b. Calcular el error en función de los parámetros libres del modelo.
  - c. Minimizar numéricamente la función error.
  - d. Obtener los parámetros óptimos del modelo.

- e. Decodificar la imagen, estimando la distribución de densidad de radiación.
- f. Alimentar un sistema de imágenes 3D.

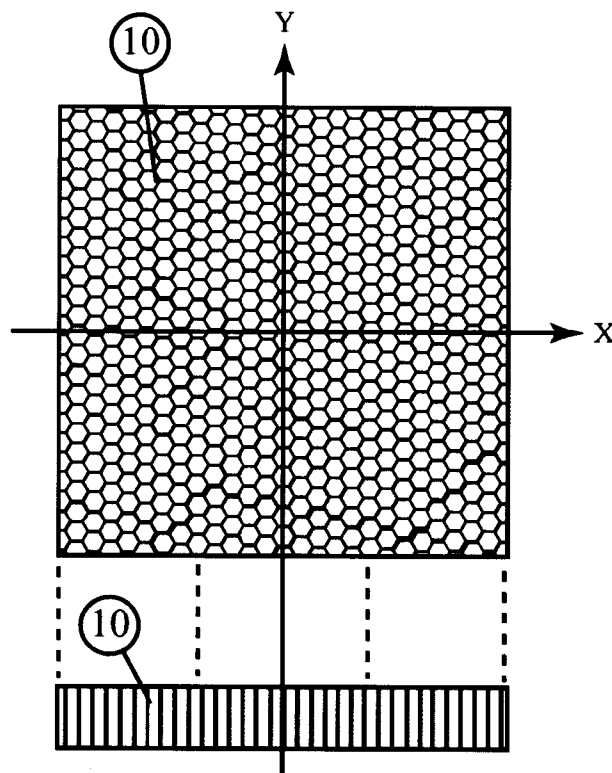


**Ing. Jorge Anibal FERNANDEZ**  
**JEFE DEPARTAMENTO**  
**PROPIEDAD INTELECTUAL**  
Gcia. PLANIFICACION, COORDINACION Y CONTROL

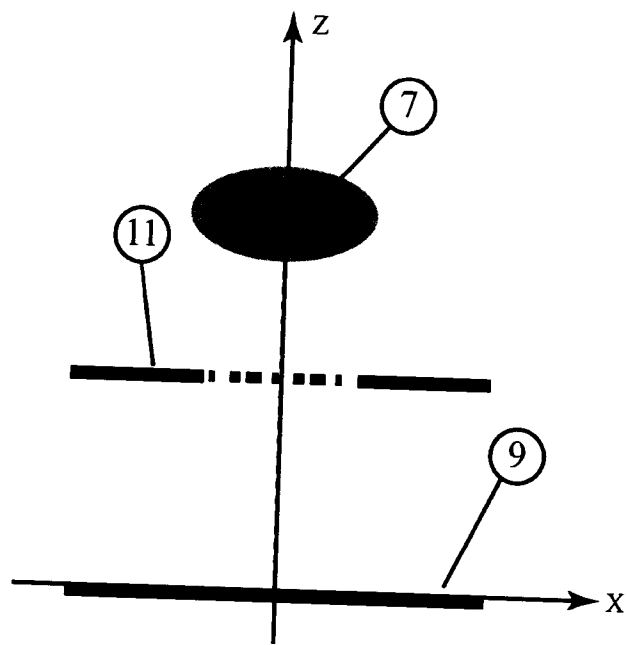
Comisión Nacional de Energía Atómica



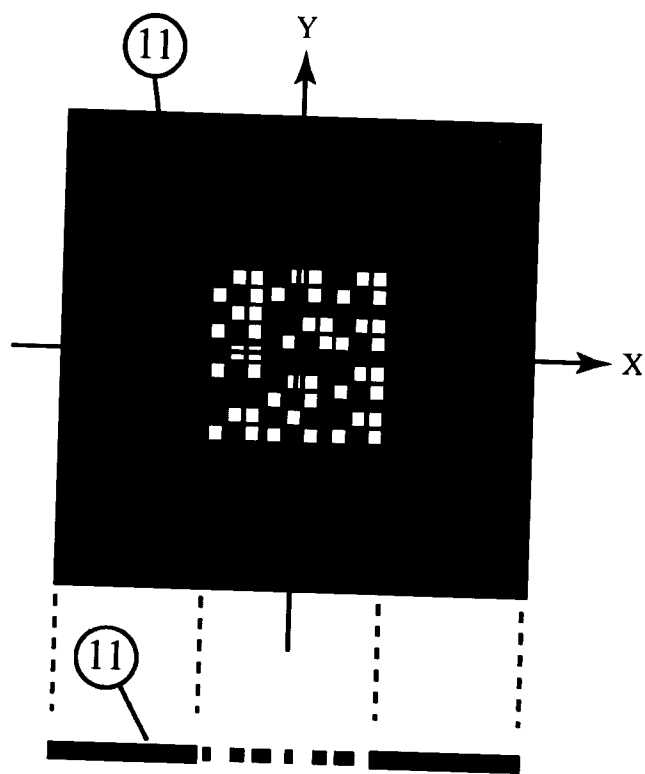
**Figura 1**



**Figura 2**



**Figura 3**



**Figura 4**

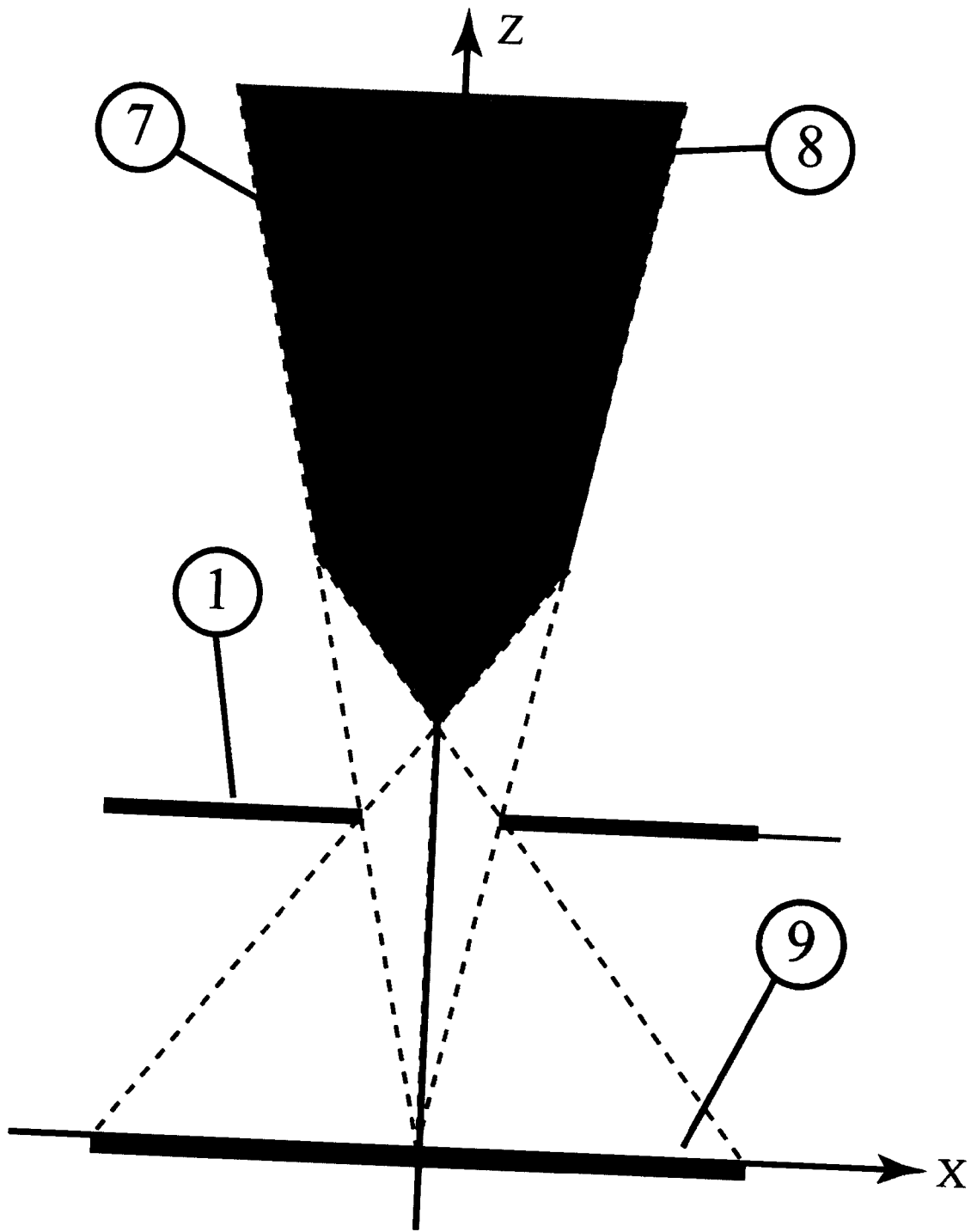


Figura 5

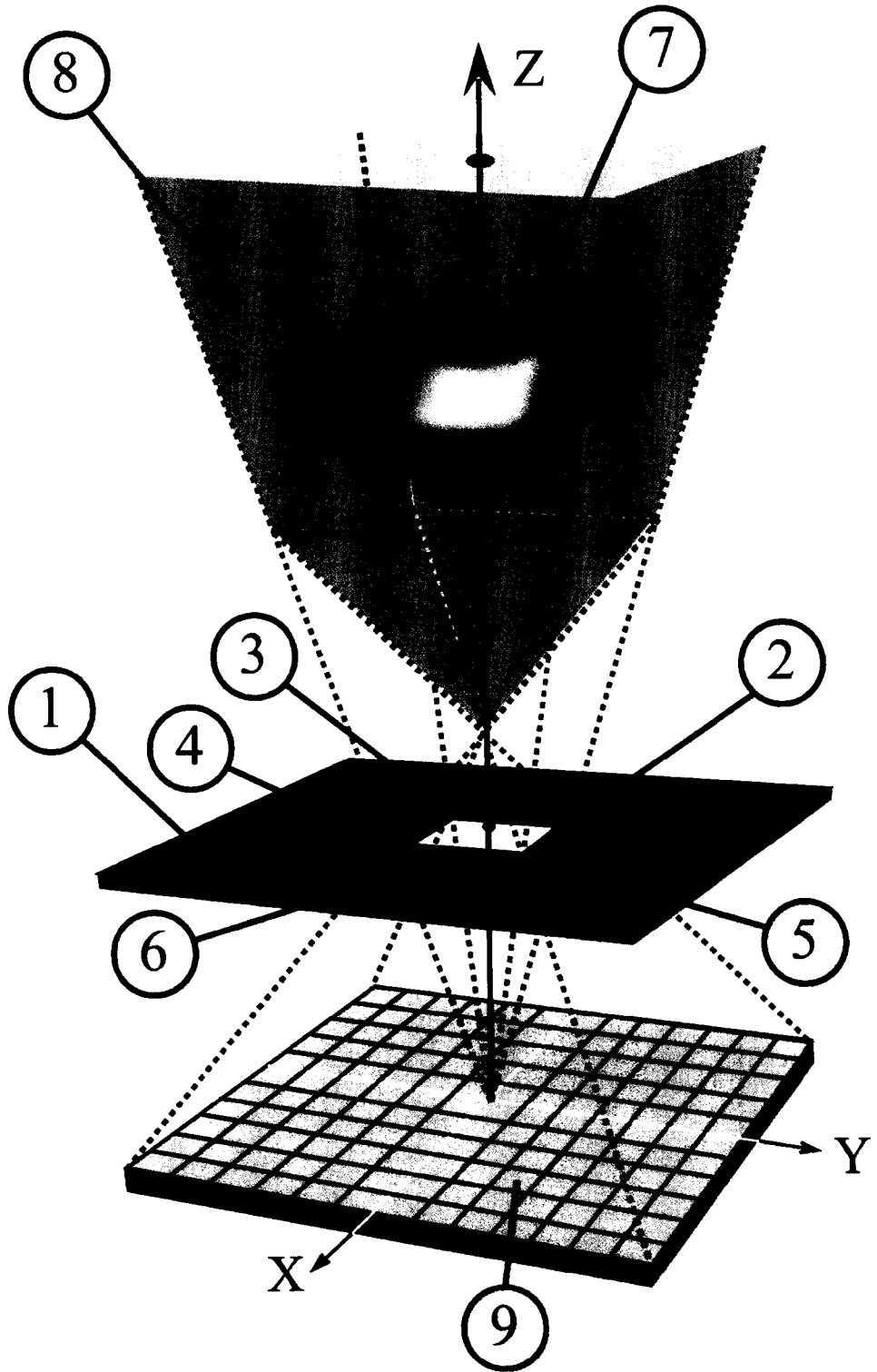
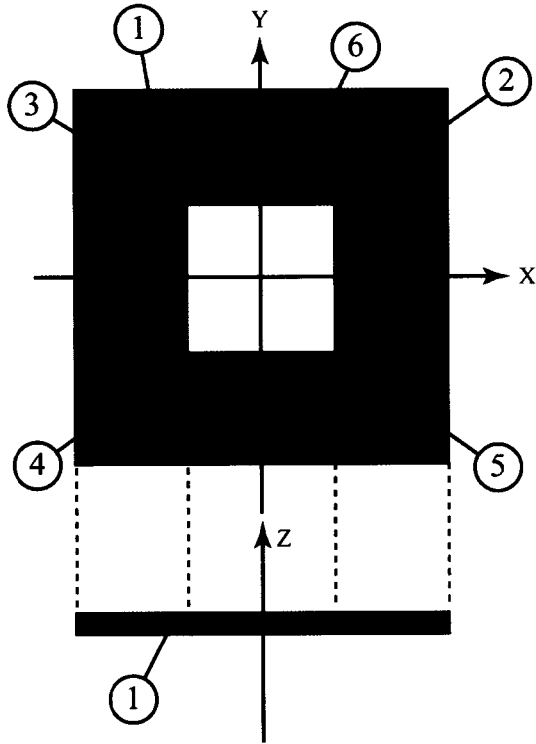
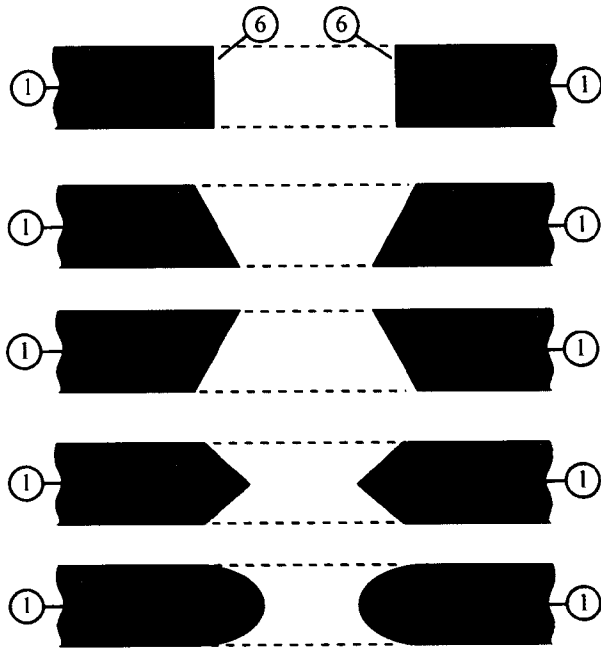


Figura 6



**Figura 7**



**Figura 8**

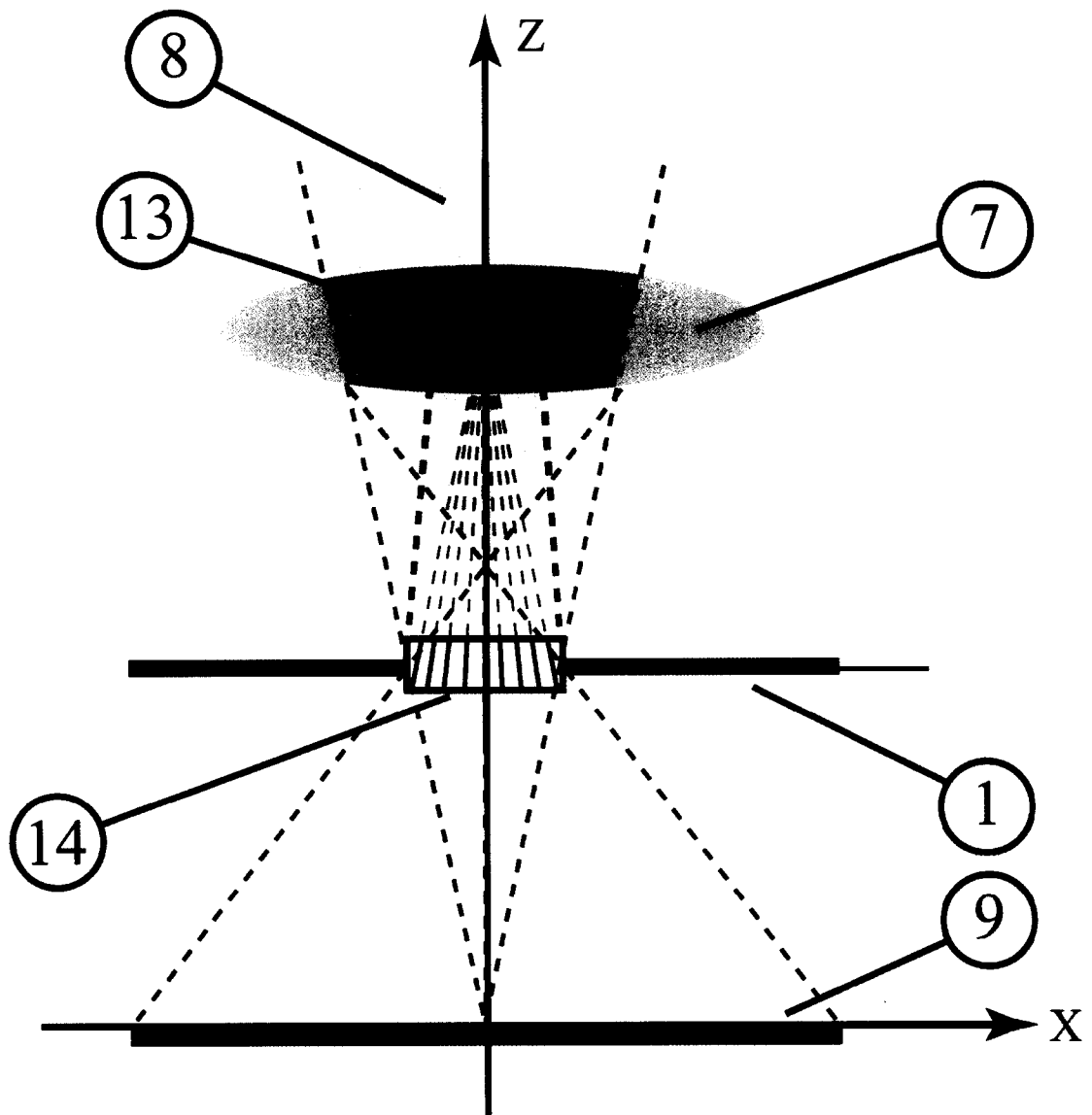
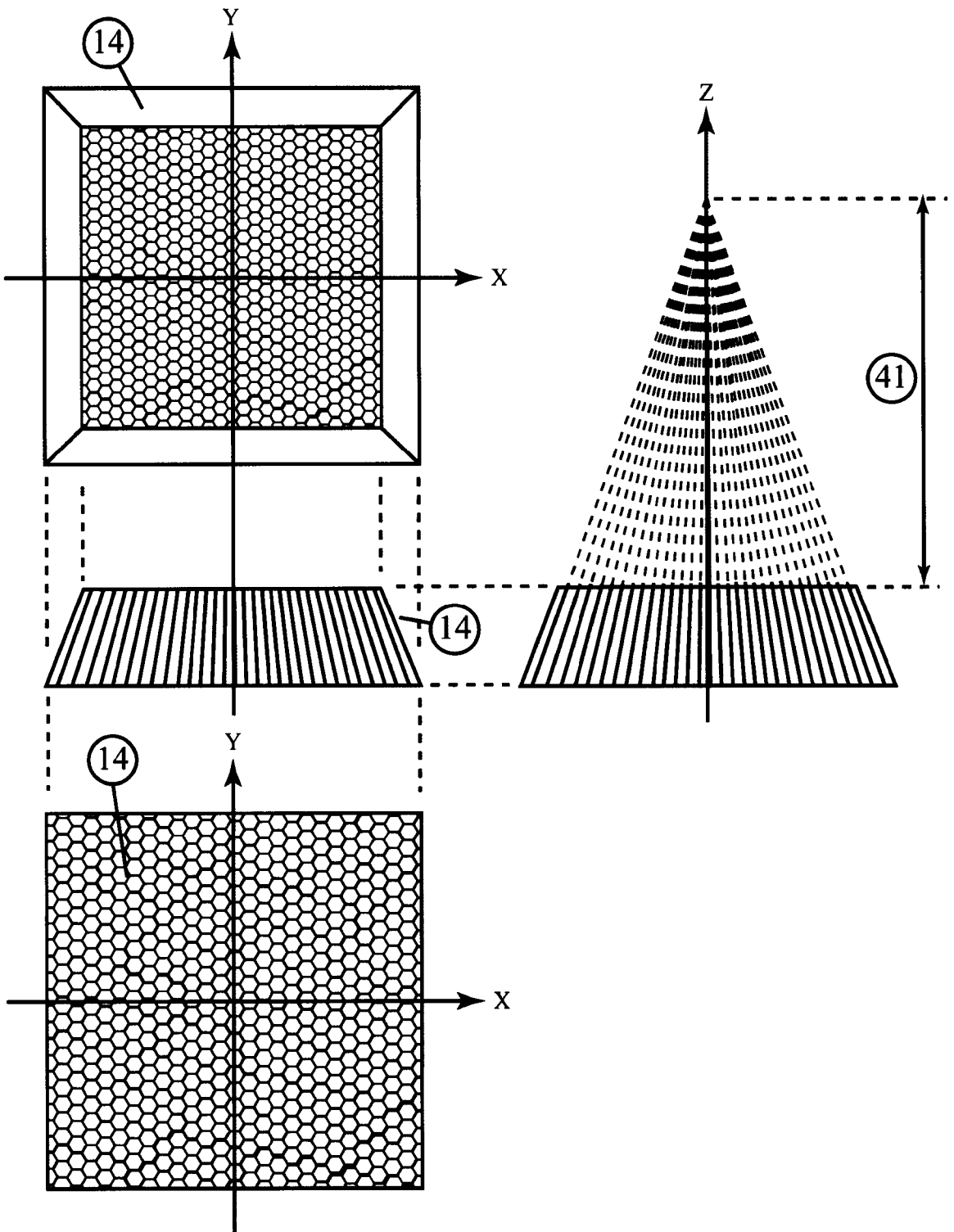
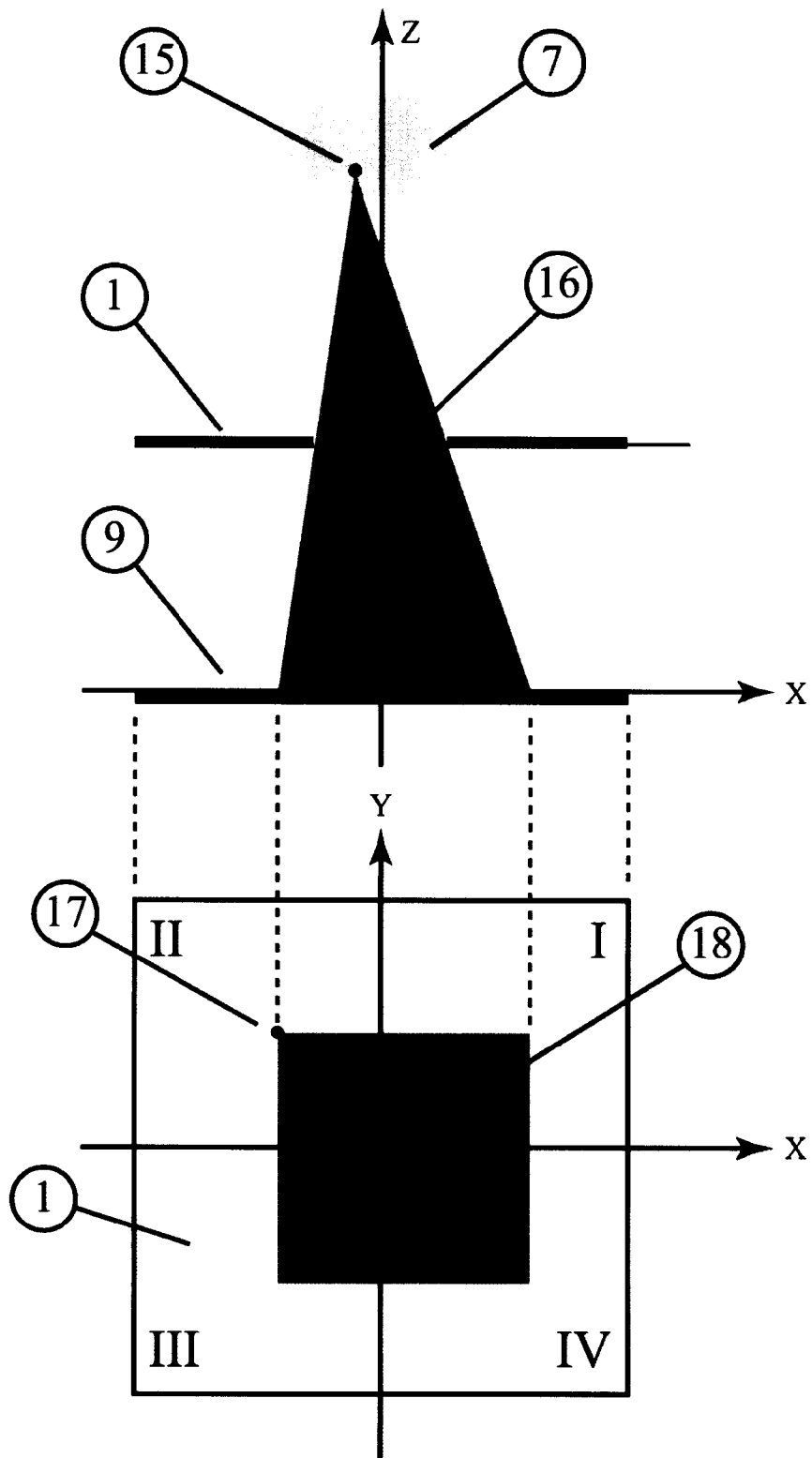


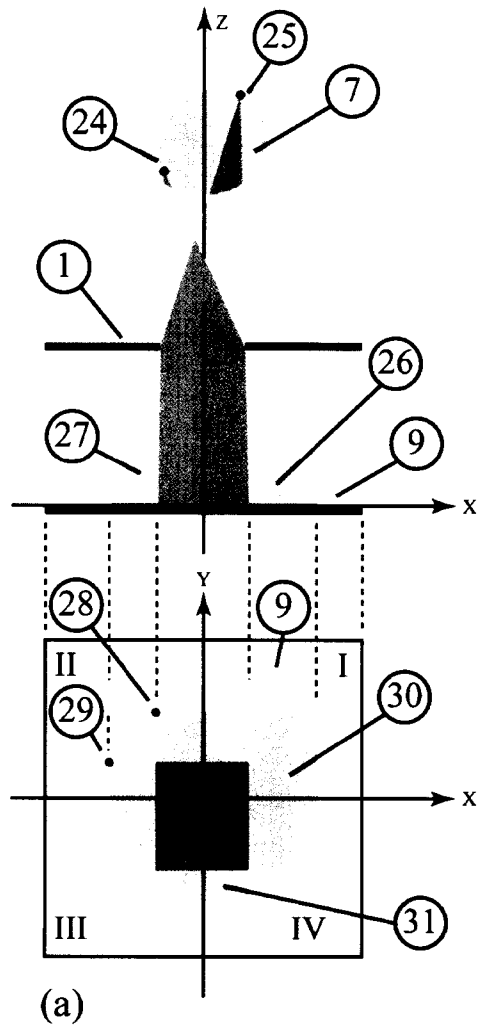
Figura 9



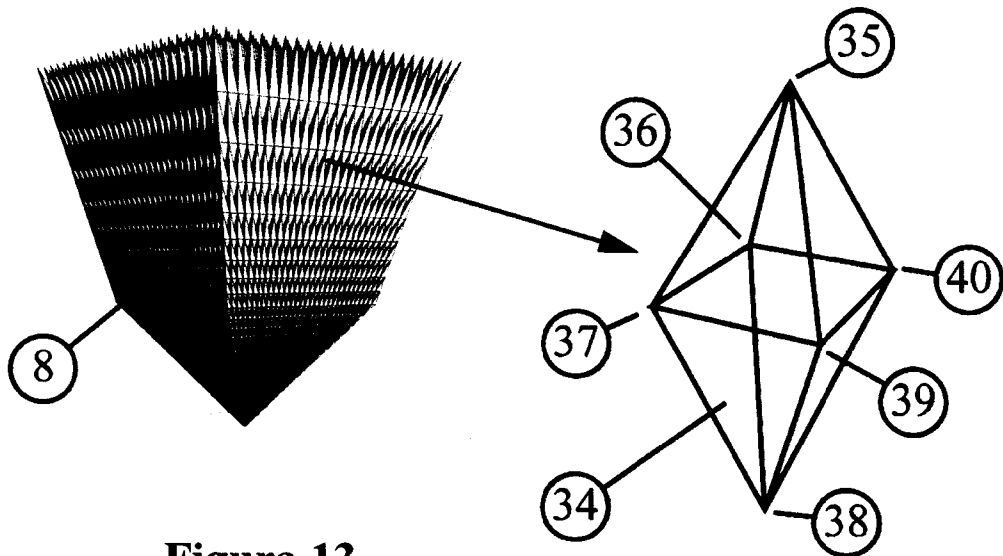
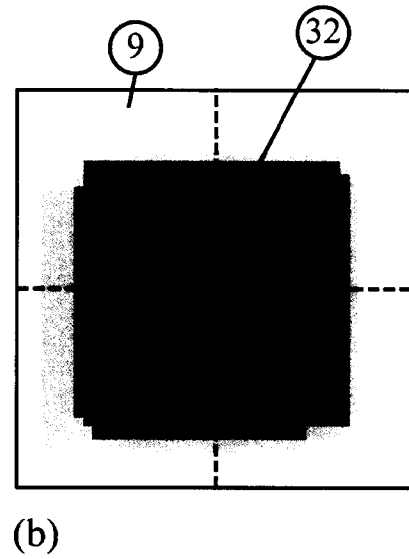
**Figura 10**



**Figura 11**



**Figura 12**



**Figura 13**

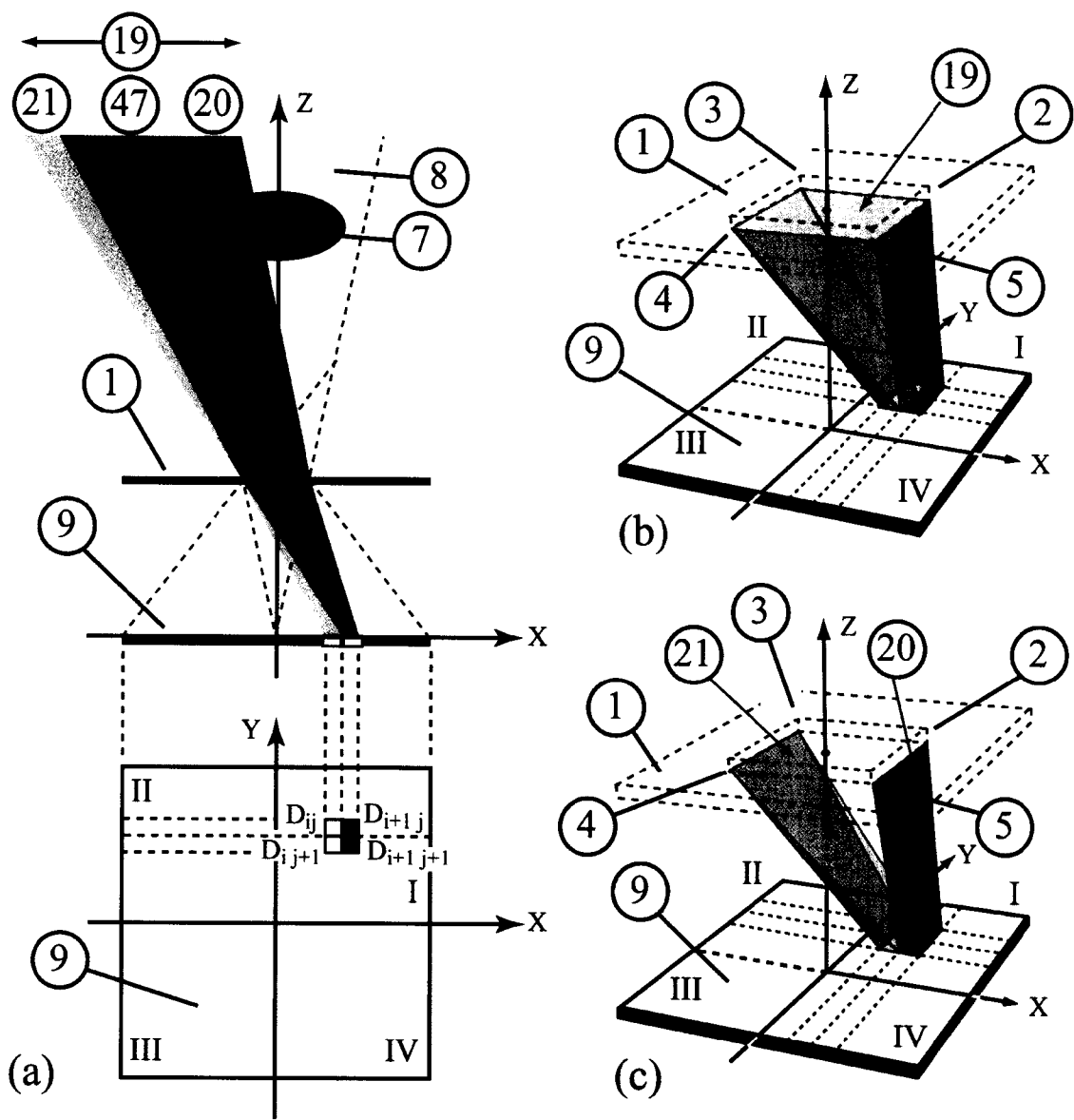


Figura 14

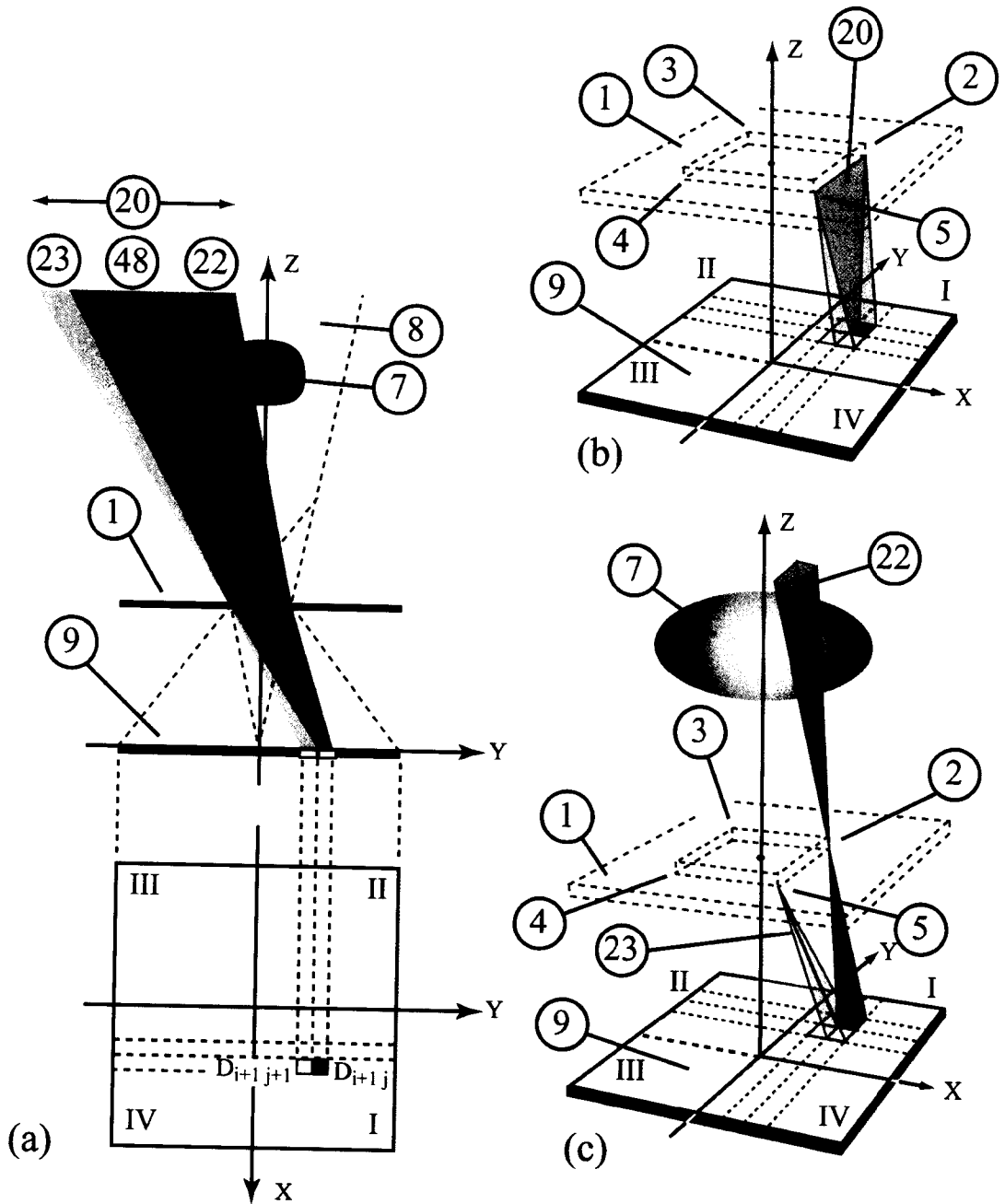
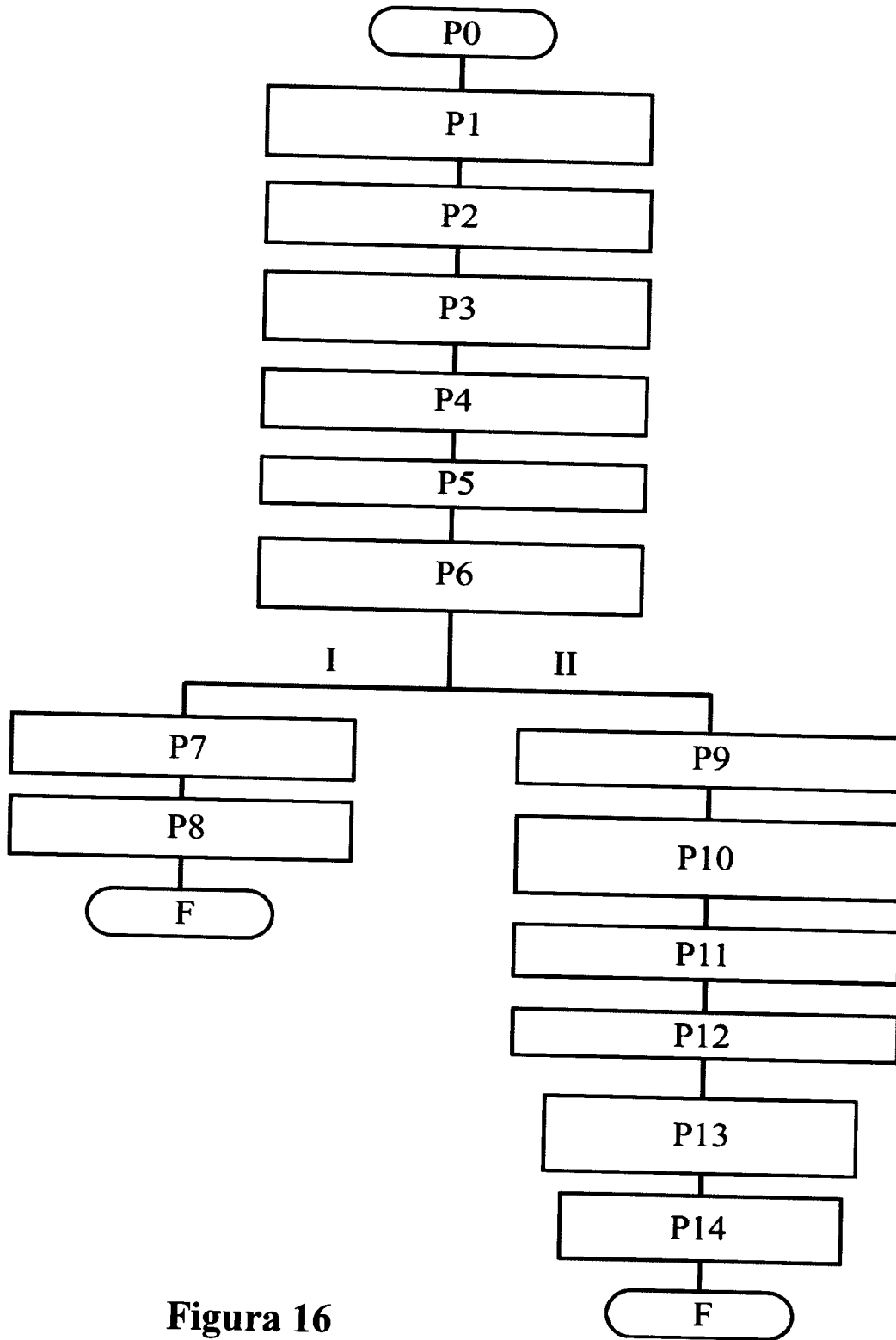
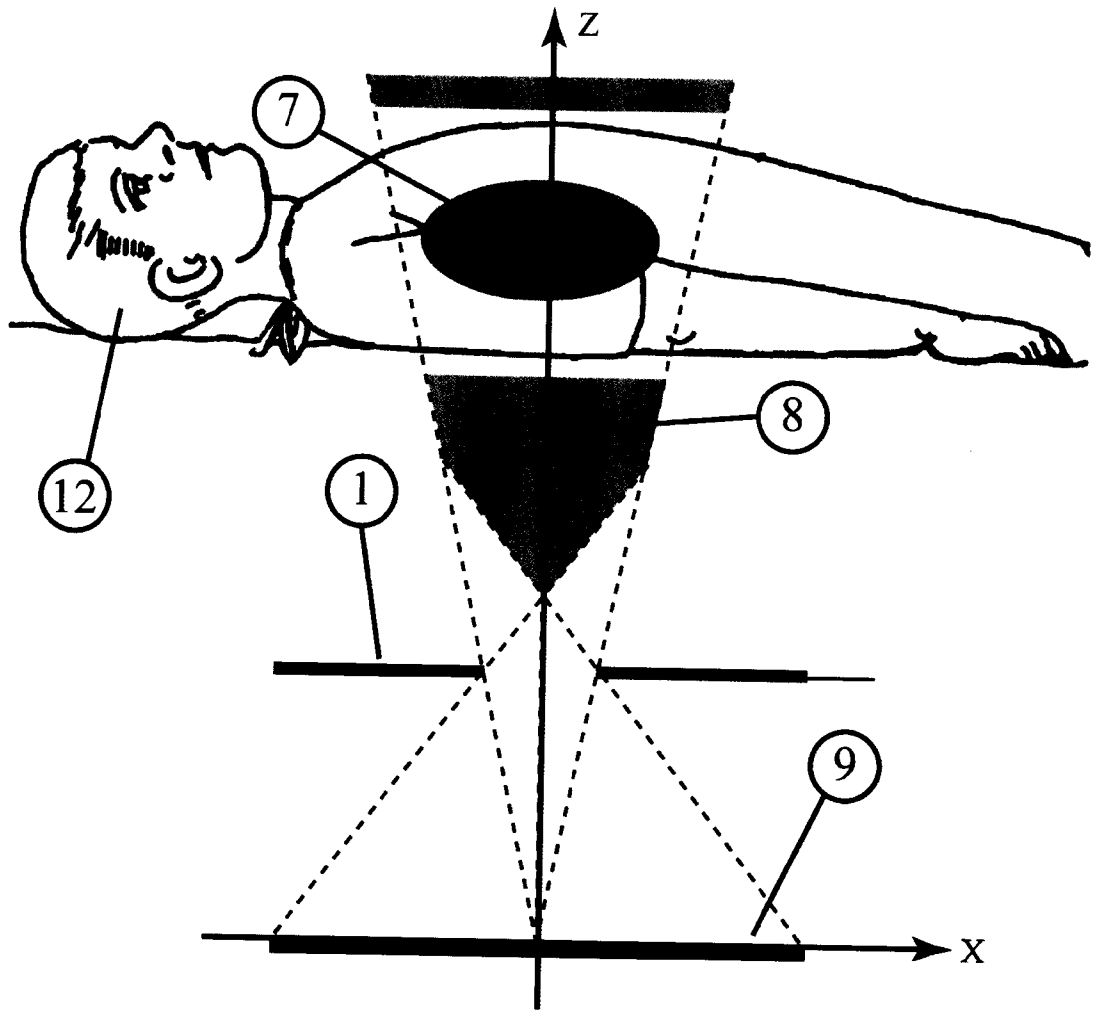


Figura 15



**Figura 16**



**Figura 17**



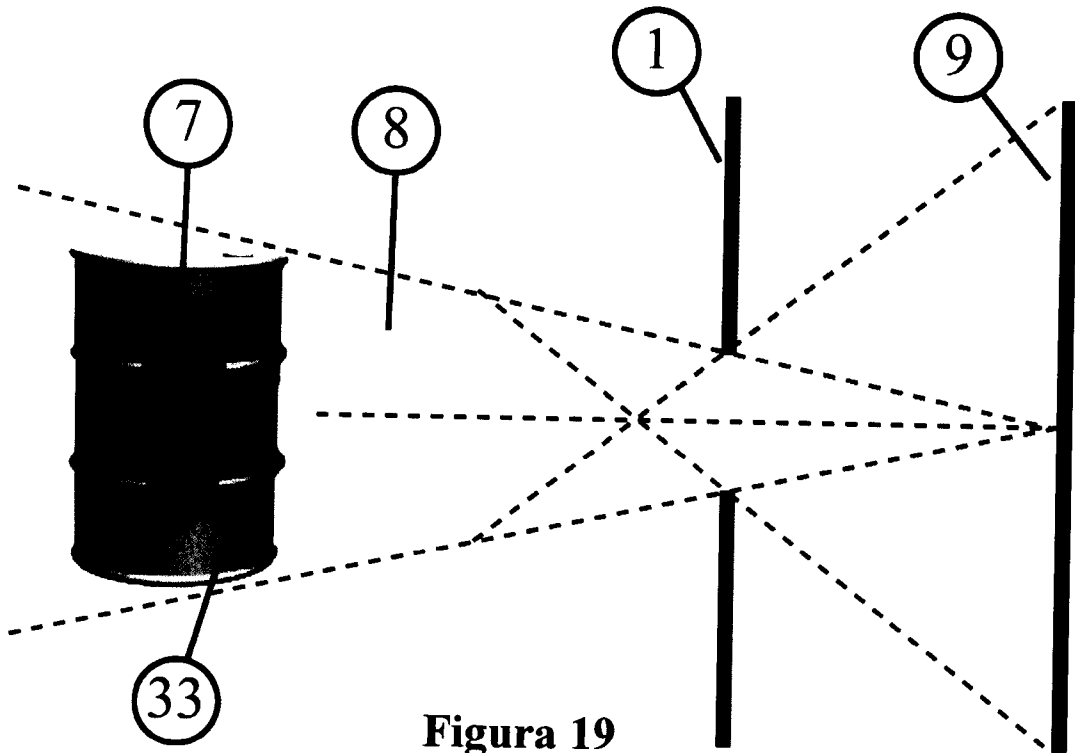


Figura 19

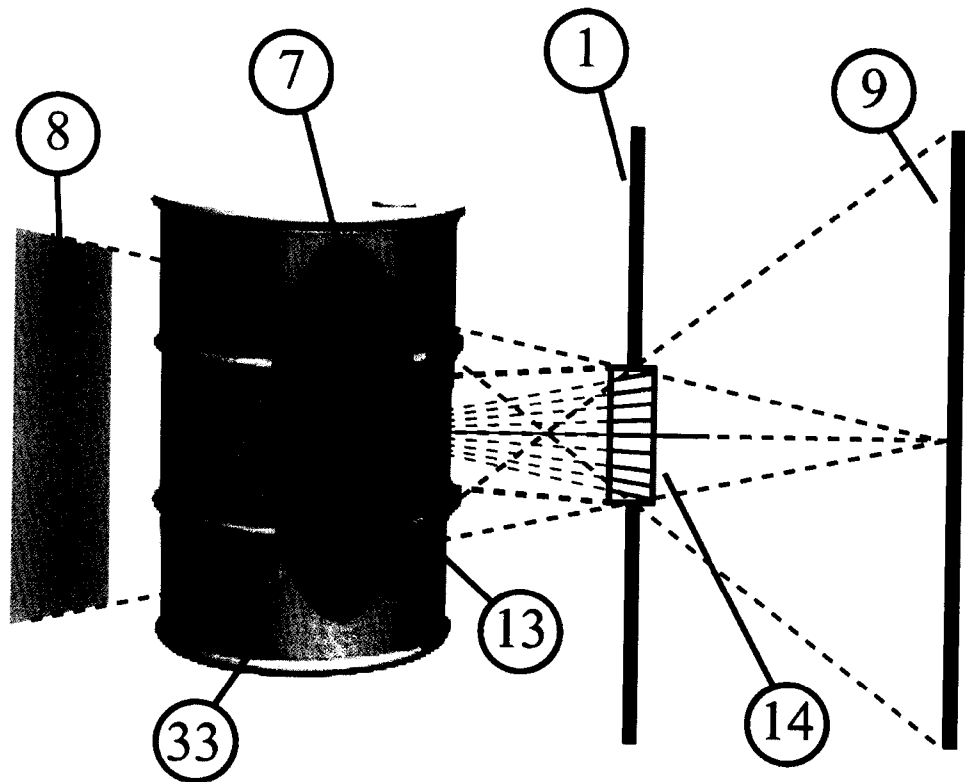


Figura 20

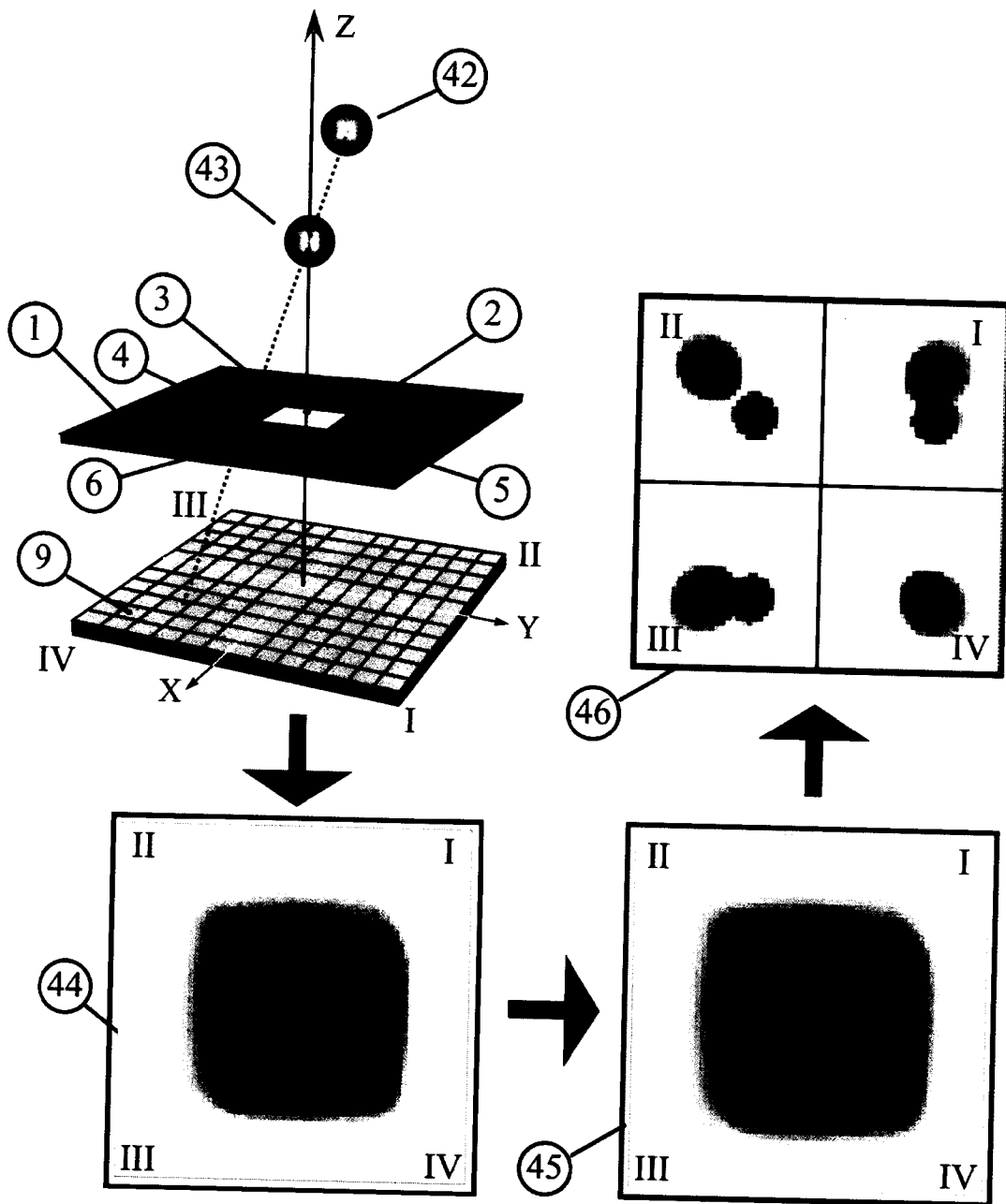


Figura 21

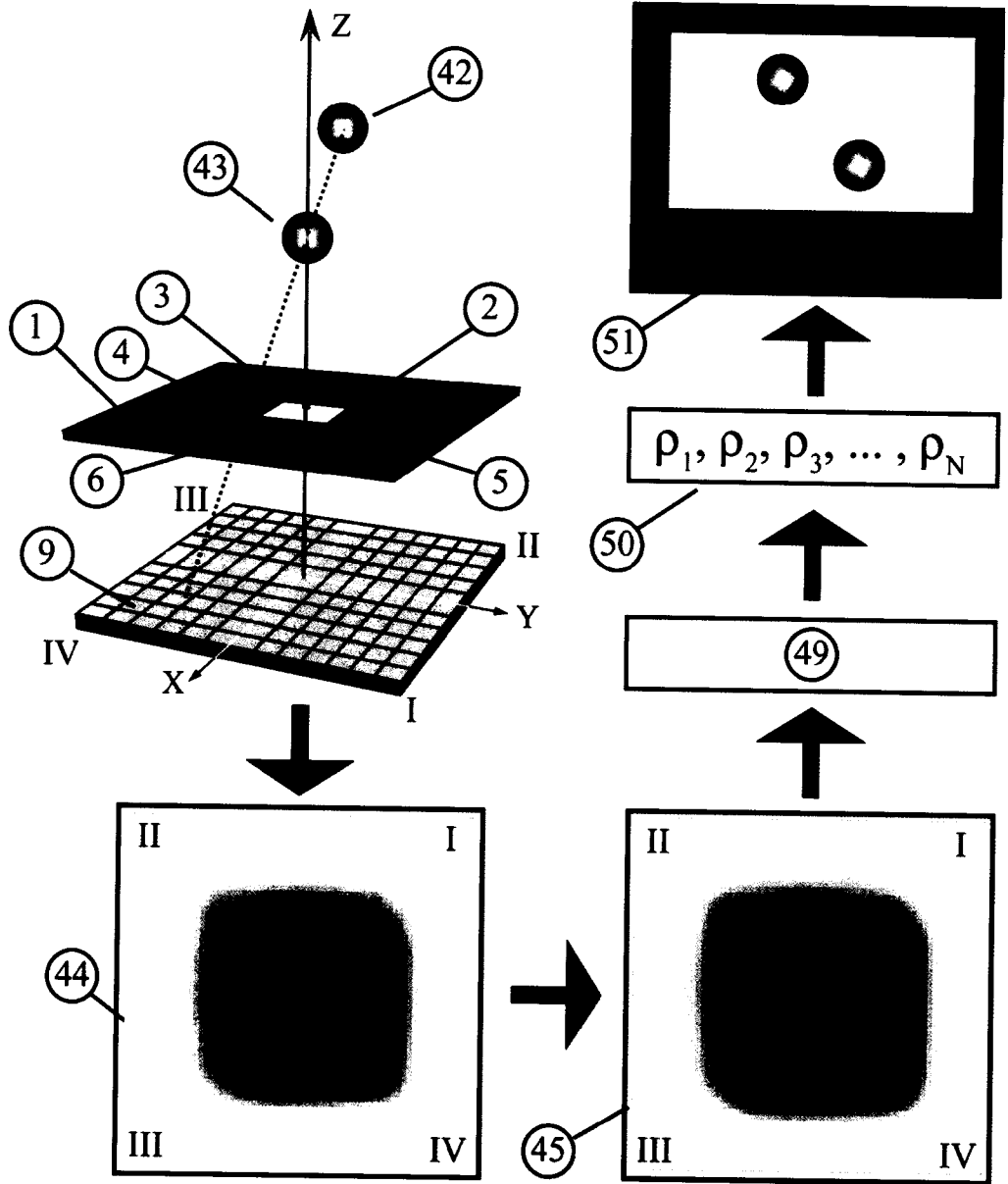


Figura 22

**TABLA 1**

<b>Cuadrante</b>	<b>Fluencia diferencial <math>\Phi</math></b>	<b>Vértice</b>	<b>Pixel detector</b>
<b>I</b>	$I_{ij+1} - I_{i+1j+1} - I_{ij} + I_{i+1j}$	$V_1$	$D_{i+1j}$
<b>II</b>	$-(I_{ij+1} - I_{i+1j+1} - I_{ij} + I_{i+1j})$	$V_2$	$D_{ij}$
<b>III</b>	$I_{ij+1} - I_{i+1j+1} - I_{ij} + I_{i+1j}$	$V_3$	$D_{ij+1}$
<b>IV</b>	$-(I_{ij+1} - I_{i+1j+1} - I_{ij} + I_{i+1j})$	$V_4$	$D_{i+1j+1}$

**Figura 23**

## PRIMER REIVINDICACIÓN

Habiendo descripto y determinado la naturaleza y alcance de la presente invención, y la manera que la misma ha de ser llevada a la práctica, se declara lo que se reivindica como invención y de propiedad exclusiva:

11) Dispositivo para obtener imágenes de la densidad de radiación en fuentes de radiaciones de altas energías, del tipo que contiene una máscara codificadora y un detector de la densidad de radiación, caracterizado porque dicha máscara codificadora posee una única abertura rectangular.

## RESUMEN

La invención se refiere a un dispositivo para obtener imágenes de la densidad de radiación en fuentes de radiaciones de altas energías y a los métodos de codificación y decodificación que lo utilizan. Su aplicación es principalmente en imágenes gamma para medicina nuclear, también para localización de fuentes huérfanas en imágenes de fuentes radiactivas, para la localización de contaminación radiactiva o en las imágenes de residuos radiactivos. Además se puede aplicar en las imágenes de radiotrazadores industriales y las imágenes de objetos celestes emisores de rayos X y/o gamma.

El dispositivo de la invención incluye una nueva máscara codificadora y un detector, pudiendo incluir entre ellos un colimador convergente de alta sensibilidad. La máscara codificadora posee una única gran abertura rectangular que permite el ingreso irrestricto de grandes flujos de radiación, para codificar la información de la distribución de la densidad de radiación. Se aplica a fuentes totalmente incluidas en el campo de visión del sistema y en el caso de fuentes cuyo tamaño excede el campo visual del sistema se agrega un colimador convergente.

El método de codificación de imágenes se realiza a través de las intensidades, tamaños y ubicaciones de las proyecciones rectangulares elementales registradas.

El método de decodificación produce como resultado final, cuatro imágenes diferentes, cada una de las cuales representa una proyección de la fuente original según un punto de vista particular. Como alternativa produce una imagen 3D de la distribución de densidad de radiación original.