



REPÚBLICA ARGENTINA
PODER EJECUTIVO NACIONAL
MINISTERIO DE PRODUCCIÓN

INSTITUTO NACIONAL de la PROPIEDAD INDUSTRIAL

TÍTULO DE PATENTE DE INVENCIÓN

AR092463B1

LA ADMINISTRACIÓN NACIONAL DE PATENTES, CONFORME LO RESUELTO EN EL EXPEDIENTE RESPECTIVO Y EN VIRTUD DE LO DISPUESTO POR LA LEY 24.481 (T.O.1996), Y SU DECRETO REGLAMENTARIO (DECRETO 260/96, ANEXO II), EXTIENDE EN NOMBRE DE LA NACIÓN ARGENTINA EL PRESENTE TÍTULO A COMISIÓN NACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA (CNEA). INVENTOR / ES SERGIO G. STROCOVSKY.

QUE ACREDITA LA CONCESIÓN DE PATENTE DE INVENCIÓN SOBRE: DISPOSITIVO PARA OBTENER IMÁGENES RADIOGRÁFICAS CON FUENTE CODIFICADORA Y MÉTODOS DE CODIFICACIÓN Y DECODIFICACIÓN, QUE LO UTILIZAN.

CUYA DOCUMENTACIÓN ANEXA ES COPIA FIEL DE LA DEPOSITADA EN EL INSTITUTO NACIONAL DE LA PROPIEDAD INDUSTRIAL CONFORME A LO ESTABLECIDO EN EL ART. 35 DE LA LEY 24.481 (DECRETO 260/96 - ANEXO I), EL TÉRMINO POR EL QUE SE ACUERDA LA PATENTE ES POR VEINTE AÑOS IMPRORROGABLES CONTADOS A PARTIR DE LA PRESENTACIÓN DE LA SOLICITUD, POR LO CUAL EXPIRARÁ EL DÍA: 6 DE SEPTIEMBRE DE 2033.

BUENOS AIRES, 31 DE ENERO DE 2022.



Patentes de Invención
Modelos de Utilidad



Marcas



Modelos y Diseños
Industriales



Transferencia de
Tecnología



Información
Tecnológica

Memoria Descriptiva de la Patente de Invención

denominada

**“DISPOSITIVO PARA OBTENER IMÁGENES
RADIOGRÁFICAS CON FUENTE CODIFICADORA 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

Por el plazo de 20 años

La presente invención se refiere a un dispositivo para obtener imágenes radiográficas con fuente codificadora y a los métodos de codificación y decodificación, que lo utilizan, donde el dispositivo obtiene imágenes radiográficas de objetos atenuantes, haciendo uso de radiaciones de altas energías.

En la actualidad, las técnicas radiográficas se utilizan en diversos campos de aplicación como la medicina, la industria, y la seguridad de áreas controladas, dando lugar a técnicas específicas y sistemas dedicados de acuerdo a los requerimientos de cada aplicación. Se han desarrollado así, la radiografía médica, la radiografía industrial y la radiografía para seguridad. La radiografía médica se usa fundamentalmente para evaluaciones diagnósticas aunque también existen otras aplicaciones médicas de la radiografía como el guiado estereotáctico en cirugía.

Las técnicas radiográficas permiten obtener información de la estructura interna de un objeto en base a las propiedades de las interacciones de las radiaciones electromagnéticas de alta energía (rayos X o rayos gamma) con la materia. La dependencia de estas interacciones con la densidad, el número atómico (Z) y el espesor de los materiales que constituyen el objeto permite adquirir dicha información.

La técnica radiográfica más simple se basa en el registro de la atenuación de la radiación luego de interactuar con el objeto. Un haz relativamente uniforme I_0 proveniente de una fuente puntual de rayos X (o gamma), incide sobre el objeto, penetra en el interior del mismo interactuando con sus materiales constituyentes y emerge del mismo modulado espacialmente en intensidad I . Este haz es proyectado sobre un detector plano que registra la distribución espacial de fluencia sobre dicho plano. La intensidad del haz transmitido (en la dirección que pasa por la fuente puntual y cada punto del plano), es modulada por el coeficiente de atenuación de los materiales presentes en el camino del haz de rayos. Este coeficiente de atenuación depende del número atómico Z , la densidad de los materiales y de la energía de los fotones. En el proceso de la interacción de los fotones con los materiales constituyentes, se produce remoción de fotones por

absorción y dispersión. Una placa fotográfica o detector plano sensible a la radiación, captura la fracción transmitida, obteniéndose, luego del procesamiento, una imagen planar en escala de grises, donde la intensidad de gris es proporcional a la fracción transmitida de fotones, como se divulga en publicaciones como "X-Ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists. Part 1: Basic Principles of X-Ray Production" J. A. Seibert (Journal of Nuclear Medicine Technology 32, p. 139-147, 2004) y "X-Ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists. Part 2: Basic Principles of X-Ray Interaction and Image Formation" J. A. Seibert (Journal of Nuclear Medicine Technology 33, p. 3-18, 2005).

En términos generales, la modulación se produce cuando se interpone entre la fuente S y el plano detector, un objeto caracterizado por una distribución espacial de coeficiente de absorción $\mu(r)$. El sistema ideal supone dos hipótesis: la fuente de rayos X es estrictamente puntual y los fotones realizan trayectorias rectas entre la fuente y el detector (es decir, se asume que los efectos dispersivos tienen una magnitud despreciable frente a la remoción de fotones por absorción foto-eléctrica). Sea $I(x,y)$ la distribución espacial de fluencia sobre el plano detector XY. La fluencia en un punto se define como el número de fotones incidentes sobre una pequeña esfera infinitesimal centrada en dicho punto dividido por el área de la sección transversal de la esfera e integrado sobre el tiempo de adquisición (unidad SI: m^{-2}).

Luego, $I(x, y)$ es proporcional a la siguiente integral de línea:

$$I(x,y) \propto \text{Exp} \left[- \int_{g(x,y)} \mu(r) \, dg \right], \quad (\text{Ecuación 1})$$

donde la integral se efectúa sobre el segmento de recta $g(x,y)$ que une la fuente puntual S con el punto campo P de coordenadas (x, y) ubicado sobre el plano de detección, y $\mu(r)$ es la distribución de la atenuación lineal del objeto sobre dicho segmento.

La atenuación que expresa la Ecuación 1 puede reescribirse como el siguiente producto:

$$I(x, y) = b(x, y) I^0(x, y), \quad (\text{Ecuación 2})$$

donde $b(x, y)$ representa el factor de atenuación o modulación espacial introducida por la distribución de absorción $\mu(r)$ y $I_0(x, y)$ representa la distribución espacial de fluencia medida cuando no se interpone objeto entre el detector y la fuente, pero se mantiene la misma geometría de registro.

Las Ecuaciones (1) y (2) presuponen dos hipótesis: la puntualidad de la fuente y la detección puntual. Sin embargo, en la práctica, el tamaño finito de la fuente y el área de cada elemento de detección, determinan la resolución espacial del sistema.

Cada aplicación de las técnicas radiográficas requiere características específicas de la fuente (magnitud de fluencia, rango de energías, distribución espectral de la radiación, portabilidad, grado de puntualidad y número de fuentes) y del detector (tamaño, resolución espacial, eficiencia, portabilidad, etc). También es una cuestión importante la ubicación de la fuente ya que determina el punto de vista de la proyección correspondiente. En el caso más simple solo se registra una proyección desde un único punto de vista, se trata de la radiografía monoscópica convencional. Técnicas más elaboradas registran información desde dos puntos de vista (radiografía estereoscópica), mediante la utilización de dos fuentes en posiciones diferentes (o mediante el cambio de posición de una única fuente). Finalmente, también pueden registrarse una multitud de proyecciones desde un conjunto de puntos de vista pertenecientes a una órbita de 360° alrededor del objeto (tomografía computarizada, TC), seguido de un procesamiento de las imágenes por reconstrucción tomográfica. En los tres casos descriptos la información recopilada aumenta desde la primera hasta la última técnica. La última técnica permite una reconstrucción completa de la distribución 3D del coeficiente de atenuación del objeto.

A continuación se realiza una descripción de los principales dispositivos y técnicas que conforman el estado del arte en los métodos para obtener imágenes

radiográficas, en los ámbitos de aplicación especificados. En lo concerniente a los elementos que conforman los dispositivos radiográficos, se describirán las fuentes de radiación y los detectores utilizados en las diferentes técnicas radiográficas pertenecientes al estado de la técnica. Luego se describirá, dentro de los métodos que conforman el estado del arte para obtener imágenes radiográficas, las técnicas que se practican en la actualidad: técnicas de espectro reducido y absorbimetría de rayos X de energía dual (DEXA o DXA), radiografía gamma (o gammagrafía), radiografía estereoscópica, tomografía computarizada (TC), radiografía digital, y radiografía codificada.

La clasificación en radiografía monoscópica, estereoscópica y TC se refiere a una clasificación por el número de imágenes adquiridas del mismo objeto, donde monoscópica se refiere a una única imagen, estereoscópica generalmente a dos imágenes y TC generalmente a más de 100 imágenes. Por otro lado, los diferentes tipos de técnicas mencionadas, para obtener imágenes radiográficas, que pertenecen al estado del arte como la de espectro reducido, DEXA y DXA, Radiografía gamma, Radiografía digital, Radiografía codificada, y Radiografía con fuente codificadora, pueden implementarse según variantes monoscópicas, estereoscópicas y tomográficas. Es decir, ambas clasificaciones son independientes una de otra.

Fundamentalmente existen tres técnicas que permiten obtener radiación electromagnética de alta energía para sistemas de imágenes radiográficas. Estas técnicas generan dispositivos específicos que conforman el estado del arte en fuentes aptas para radiografía.

Una de las técnicas es por medio de la aceleración de partículas cargadas bajo una diferencia de potencial suficientemente elevada y posterior desaceleración o frenado produce radiación electromagnética (radiación de frenamiento) en un amplio espectro continuo de energías incluyendo fotones de alta energía. Entre los dispositivos que utilizan esta técnica se encuentran el tubo de rayos X convencional y dispositivos basados en aceleradores más complejos y

voluminosos (aceleradores lineales, ciclotrones, sincrotrones y onduladores). El tubo de rayos X es la fuente más utilizada en radiografía médica, radiografía de seguridad en áreas controladas y en algunas aplicaciones de radiografía industrial.

La otra técnica para obtener radiación electromagnética de alta energía para sistemas de imágenes radiográficas es la excitación de niveles atómicos (fundamentalmente la capa K) de elementos que poseen un número atómico (Z) suficientemente elevado, seguida de desexcitación espontánea de dichos niveles excitados, produce fotones de elevadas energías. Son los llamados rayos X característicos de dicho elemento. Según el elemento seleccionado se pueden obtener energías entre 1 KeV y 100 KeV aproximadamente. El espectro de energías es discreto. El tubo de rayos X convencional produce rayos X característicos, aunque en menor cantidad que la radiación de frenamiento.

Por último, la tercera técnica es por medio de las desexcitaciones espontáneas de núcleos radiactivos que es acompañada en muchos casos de la emisión de radiación electromagnética de origen nuclear (radiación gamma). A veces se emiten también rayos X característicos. La radiación gamma tiene espectro discreto. Las energías de los fotones gamma emitidos dependen del radisótopo seleccionado, en general, están comprendidas en un intervalo que varía entre unos pocos KeV y varios MeV. Se utilizan fuentes gamma-emisoras para algunas técnicas de radiografía médica como la determinación de la atenuación en sistemas de Cámara gamma/SPECT, en radiografía gamma industrial y para algunas aplicaciones de radiografía de seguridad en áreas controladas.

Por lo tanto, el estado del arte en fuentes de radiación aptas para radiografía, está constituido actualmente por los siguientes dispositivos: Tubos de rayos X, otras fuentes basadas en grandes aceleradores de electrones (aceleradores lineales, ciclotrones, sincrotrones y onduladores) y fuentes radiactivas gamma. Se describe a continuación las características y funcionamiento de cada una de estas fuentes de radiación.

Tubo de rayos X: La radiación electromagnética de alta energía producida en un tubo de rayos X convencional resulta de la conversión de la energía cinética adquirida por electrones acelerados bajo una diferencia de potencial (decenas de KV), en radiación electromagnética, como resultado de interacciones colisionales y radiativas. Los electrones son eyectados por un filamento metálico caliente (emisión termoiónica). Cuando los electrones adquieren energía cinética suficiente (decenas de KeV) se los hace colisionar sobre un blanco metálico de elevado Z y alto punto de fusión (generalmente tungsteno). Los electrones pierden energía cinética en el blanco hasta frenarse, lo que origina emisión de radiación de frenamiento en un amplio espectro de energías.

El tubo de rayos X convencional también produce rayos X característicos, aunque la cantidad producida es muy pequeña respecto de la producida por frenamiento (menor al 1%). La colisión de electrones de alta energía con átomos en el blanco, produce ionización de los estados electrónicos de capas internas (fundamentalmente capa K), que resulta en la emisión de rayos X característicos.

El área superficial de la región del blanco donde se produce la interacción de los electrones con los átomos y se eyectan los rayos X, se conoce como spot focal. Las dimensiones típicas del spot focal se encuentran en el intervalo: 1.0-1.2 mm (spot grande) y 0.3-0.6 mm (spot pequeño), aunque existen tubos con spots aún más pequeños, los tubos microfocales que poseen spot focales de unos pocos micrones, y utilizan blancos de doble cara (BDC), constituidos por delgadas láminas (varios micrones de espesor) de caras paralelas, de tal manera que el haz de electrones se focaliza en una de las caras y se utiliza la radiación generada que emerge por la cara opuesta (NEMA, 1992; H. Koshishiba, et al, 1997; S. H. Heo, A. Ihsan, and S. O. Choa, 2007). En el caso ideal, se prefieren los spots focales pequeños para minimizar los efectos consecuentes de pérdida de resolución espacial, hecho que es más notorio cuando se utiliza magnificación. Publicaciones como las siguientes divulgan parte de lo concerniente al estado del arte en lo que a tubos de rayos X respecta: "Measurement of Dimensions and Properties of Focal Spots of Diagnostic X-ray Tubes" Document XR5-92. Rosslyn, VA (National

Electrical Manufacturers Association, NEMA, 1992); "X-ray imaging system" H. Koshishiba (Patente Americana US 5,629,969; 1997); "Transmission-type microfocus x-ray tube using carbon nanotube field emitters" S. H. Heo, A. Ihsan, S. O. Choa (Applied Physics Letters 90, 2007).

Para aprovechar los beneficios de los espectros discretos, algunos autores han propuesto tubos de rayos X con sistemas de energía seleccionable como se expone en la Patente Americana US 7,186,022 (H. K. Charles, Jr., et al, 2007) que mejoran el diseño del blanco para aprovechar mejor la emisión fluorescente de espectro discreto del blanco. Se utilizan blancos de doble cara (BDC), intercambiables, hechos de diferentes elementos. De esta forma, se pueden seleccionar las energías adecuadas para cada aplicación. La diferencia de potencial se ajusta automáticamente para cada blanco elegido a los fines de maximizar en cada caso la emisión fluorescente. El blanco seleccionado tiene un espesor optimizado para absorber la mayor parte de la radiación de frenamiento producida fuera del intervalo de energías de interés y dirigida hacia la región de utilización del haz. La radiación de frenamiento -cuya energía supera a la energía de enlace de la capa K del blanco- es absorbida y reemitida como fluorescencia; esta radiación secundaria contribuye a la intensidad del haz útil.

También se han desarrollado tubos de rayos X que no utilizan emisión termoiónica de electrones sino que aprovechan el fenómeno de emisión de campo, como forma alternativa de generación de los electrones. En este caso, los electrones son emitidos desde un material adecuado, generalmente un conjunto de nanotubos de carbono, bajo una pequeña diferencia de potencial. Esta tecnología se conoce como cátodo de emisión de campo basado en nanotubos de carbono (CNT). Debido a su pequeño tamaño y a su estructura tubular, los nanotubos emiten electrones fácilmente bajo un voltaje pequeño con acrecentamiento geométrico del campo. Además, los nanotubos pueden sostener alta emisión de corrientes por largos períodos de tiempo sin inestabilidad. Se pueden producir alto flujo de rayos X en modos continuo y pulsado alcanzándose resoluciones similares a otras fuentes de rayos X convencionales. El uso de

emisores de campo en el diseño de tubos de rayos X prolonga la vida útil de dichas fuentes (respecto de sistemas con emisión termoiónica de electrones), reduce el tamaño del tubo, permitiendo fabricar sistemas portátiles y miniatura para aplicaciones médicas e industriales.

Los desarrollos más modernos de fuentes de rayos X basadas en emisión de campo, incluyen las llamadas: fuente de rayos X de emisión de campo multi-haz ó multi-beam field emission X-ray (MBFEX). En estas fuentes se ha practicado una segmentación/pixelización del cátodo emisor de electrones y del ánodo, de modo que se puede generar simultáneamente varios haces de rayos X desde distintas posiciones y con direcciones preestablecidas. Además, cada uno de los haces puede modularse en intensidad con una elevada frecuencia y en forma independiente de los demás haces. La forma de onda puede programarse fácilmente. Estas fuentes se aplican a sistemas tomográficos multiplexados de nueva generación, en los cuales los haces múltiples de una fuente MBFEX son dirigidos al objeto, permitiendo obtener imágenes desde una multitud de puntos de vista con elevadas velocidades de adquisición de información 3D como es divulgado en la Patente Americana US 8,155,262 ("Methods, systems and computer program products for multiplexing computed tomography" O. Z. Zhou, et al, 2012).

Aceleradores de electrones: Los tubos de rayos X incluyen un acelerador elemental de pequeñas dimensiones (varios centímetros). Existen fuentes de radiografía basadas en otros dispositivos aceleradores más complejos y de mayores dimensiones ($\gg 1$ m) en el que los haces de electrones son acelerados en varias etapas sucesivas, ya sea en trayectorias lineales (acelerador lineal o LINAC), espiraladas (ciclotrón), circulares u otra tipo de trayectorias cerradas (sincrotrón). La radiación electromagnética de alta energía puede obtenerse de varias maneras. En algunos dispositivos (generalmente los aceleradores lineales), los haces son focalizados sobre el blanco, mediante lentes electromagnéticas de gran precisión. En el blanco se origina la radiación de frenamiento caracterizada

por tener espectro continuo. En otros dispositivos (generalmente ciclotrones y sincrotrones), se aprovecha la radiación de frenamiento originada cuando se curva la dirección del haz de electrones relativistas mediante fuertes campos magnéticos (radiación o luz de sincrotrón/ciclotrón). Se caracteriza por su gran intensidad y un amplio espectro continuo que comprende desde microondas hasta rayos X duros. En las últimas décadas se han desarrollado sincrotrones de gran tamaño y potencia que constituyen fuentes valiosas de radiación X sintonizable, muy intensa, para caracterización de materiales (incluyendo biomateriales).

Los onduladores son dispositivos magnéticos en los cuales los electrones relativistas de un haz colimado, son forzados a realizar trayectorias sinusoidales, de manera que permanentemente están acelerados emitiendo radiación de frenamiento muy intensa, altamente direccional y concentrada en estrechas bandas de energía. Se amplifican selectivamente las longitudes de onda que tienen valores similares al período de ondulación de los electrones y sus armónicos superiores. Este dispositivo se conoce como láser de electrones libres (FEL) y permite obtener fuentes muy intensas, sintonizables y bastante coherentes, con energías en el intervalo de rayos X blandos (20 eV a algunos KeV), aunque algunos autores han propuesto sistemas FEL que podrían alcanzar el intervalo de energías de interés médico (IEIM), comprendido entre 17 KeV y 100 keV aproximadamente. Estas publicaciones son: "A compact laser FEL in a X-ray regime" M. Kumada (Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A. 455, p. 41-45, 2000), "The Physics of Free Electron Lasers" E. L. Saldin (Springer; 1st. edition, January 7, 2000) y "New X-ray free-electron laser architecture for generating high fluxes of longitudinally coherent 50 keV photons" B. E. Carlsten (Journal of Modern Optics, vol. 58, issue 16, pp. 1374-1390, 2011).

También existen grandes aceleradores, que utilizan varias etapas de aceleración consistentes en combinaciones de aceleradores lineales, sincrotrones y onduladores para aumentar su eficiencia y potencia divulgado en "Third-Generation Hard X-Ray Synchrotron Radiation Sources: Source Properties, Optics, and Experimental Techniques" D. M., Mills (pp. 406. ISBN 0-471-31433-1. Wiley-

VCH, March 2002) y "Compact hard X-ray synchrotron radiation source based on superconducting bending magnets" E. I. Antokhin (Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A. 575, p. 1-6. 2007).

Todos los dispositivos descritos, permiten obtener fuentes de rayos X de alta puntualidad (hasta varios nanómetros), gran intensidad y casi monoenergéticas (mediante varias técnicas de selección de energías), atributos que permiten obtener imágenes de gran resolución espacial y excelente contraste. Las tres características de estas fuentes quedan plasmadas en altos valores de la magnitud conocida como brillo espectral (brilliance). Esta magnitud se define como el número de fotones que emite una fuente por unidad de tiempo (segundo), por unidad de ángulo sólido (sr) por unidad de área de fuente (mm^2) y por unidad de energía espectral (0.1% de ancho de banda). En este sentido, es destacable que el brillo espectral de las fuentes basadas en radiación de sincrotrón/FEL supera en varios órdenes de magnitud al brillo espectral de los tubos de rayos X convencionales. Estas fuentes permiten implementar varias técnicas radiográficas específicas como: microscopía de rayos X, radiografía de alta resolución, microtomografía, nano-tomografía y varias técnicas basadas en métodos interferométricos y difractivos (Talbot, contraste de fase, pticografía, etc).

Fuentes radiactivas gamma: La mayoría de las fuentes radiactivas gamma utilizadas para sistemas radiográficos son producidas mediante la irradiación de elementos estables con neutrones térmicos, dentro de un reactor nuclear. Durante la irradiación de los núcleos, ocurren, en mayor o menor grado, reacciones (n,γ) que incorporan un neutrón a los núcleos estables, generándose radionucleídos inestables. Estos radionucleídos son utilizados como fuentes radiográficas ya que decaen espontáneamente a estados de menor energía (generalmente a través de los modos β^- , y/o captura electrónica (CE) seguido de decaimiento gamma) emitiéndose radiación gamma en dicho proceso. En el caso de la CE se emiten siempre rayos X característicos.

En otros casos se aprovecha la fisión nuclear del U-235 inducida por neutrones térmicos, reacción que ocurre en las barras de combustible de un reactor nuclear basado en uranio enriquecido. Cada fisión produce dos fragmentos de fisión, con masas diferentes. La distribución de masas varía estadísticamente en cada fisión. En una población formada por un número elevado de núcleos de U-235 que fisionan, los productos de fisión conforman dos grupos definidos, un grupo liviano con un número másico cercano a 95 y un grupo pesado con un número másico cercano a 137. Se producen muchos fragmentos de fisión diferentes correspondientes a diferentes números másicos, pero los rendimientos mayores corresponden a los números másicos 95 y 137. Por lo tanto, el Cs-137 es uno de los subproductos de fisión que pueden obtenerse con mayor rendimiento (6.1%) a partir del combustible nuclear gastado, mediante procedimientos radioquímicos de separación isotópica. El Cs-137 decae por β^- al Ba-137m el cual decae por transición isomérica al Ba-137 emitiendo fotones de 662 keV útiles en radiografía gamma industrial.

El decaimiento gamma se produce por transiciones radiativas entre distintos niveles energéticos de un núcleo. En este proceso se emiten uno o varios fotones con energías dependientes de la estructura de niveles energéticos del nucleído en cuestión, y de los valores de las diferencias entre los niveles energéticos iniciales y finales entre los cuales ocurren las transiciones. El espectro resulta discreto. En términos generales, se emiten fotones con energías comprendidas entre unos pocos KeV y varios MeV.

La radiación de fotones emitida en el decaimiento gamma suele ser acompañada de emisión de rayos X característicos debido al fenómeno conocido como conversión interna. La conversión interna es un proceso que compite con la emisión de fotones en el decaimiento gamma. La energía de excitación se transfiere a un electrón orbital, el cual es eyectado dejando una vacancia y produciéndose reacomodamiento de electrones que produce rayos X característicos. Los electrones K son los que tienen más probabilidad de ser eyectados, y por lo tanto la serie-K de rayos X característicos es la más intensa.

Existe otro tipo de transformación nuclear conocida como captura electrónica (CE) que también produce emisión de rayos X característicos. En la CE, un protón del núcleo captura un electrón orbital de las capas internas (generalmente de capa K o L), formándose un neutrón y un neutrino ($p^+ + e^- \rightarrow n + \nu$). El neutrino es eyectado. Un protón es reemplazado por un neutrón, el número de neutrones se incrementa en 1 y el número de protones (Z) decrece en 1. El átomo resultante tiene aún el número correcto de electrones, pero el proceso de captura ha creado una vacancia en una de las capas internas. Cuando esta vacancia es llenada por los electrones de las capas superiores, se generan rayos X característicos del elemento producto.

Todas las fuentes utilizadas en radiografía gamma son fuentes selladas, es decir son provistas en cápsulas herméticamente cerradas construidas con materiales resistentes a la corrosión y a la radiación. Los materiales más utilizados para encapsularlas son vanadio, titanio y aleaciones de níquel-cobre (monel). Las dimensiones lineales de las fuentes suelen estar comprendidas en el intervalo 1–5 mm. La forma geométrica más usual es la cilíndrica, aunque también se utilizan fuentes con formas esféricas y planar cuadrada.

En el estado del arte existen numerosas tablas con los nucleídos más utilizados como fuentes radiográficas, en radiografía gamma industrial y médica, donde se indican la reacción asociada a su modo principal de producción, su período de semidesintegración $T_{1/2}$, así como las energías e intensidades de las radiaciones gamma de mayor intensidad.

Las fuentes de Gd-153 y Ba-133 tienen aplicaciones en radiografía gamma médica. Se utilizan para sistemas radiográficos de corrección de atenuación en sistemas de diagnóstico médico emisivos como la cámara gamma (CG), SPECT y PET. En estos casos el sistema radiográfico permite obtener un mapa de atenuación del paciente a energías similares a las emitidas por el radisótopo inyectado al paciente. Esta información permite realizar correcciones a las imágenes emisivas.

El Ba-133 puede producirse mediante la reacción $^{132}\text{Ba}(n,\gamma)^{133}\text{Ba}$, en un reactor, pero el producto no está libre de portador. Una manera más eficiente de producción es mediante la reacción $^{133}\text{Cs}(p,n)^{133}\text{Ba}$, sobre blancos de CsF o CsCl en un ciclotrón de protones.

En lo concerniente a los elementos que conforman los dispositivos radiográficos se describirán los detectores utilizados en las diferentes técnicas radiográficas pertenecientes al estado de la técnica.

La imagen radiográfica se registra mediante la detección de la radiación X transmitida por el objeto y su conversión en una imagen 2D visible. El detector ideal para radiografía debería capturar los fotones de rayos X transmitidos por el objeto con 100% de eficiencia, preservar la información estadística que aportan los fotones, no producir pérdidas de resolución espacial y convertir la energía absorbida localmente, en una imagen de luz visible en un dispositivo adecuado para subsecuente visualización y diagnóstico.

De acuerdo a la manera en que se adquiere y procesa la información, podemos clasificar a los detectores en dos grandes grupos: analógicos y digitales. Dentro del primer grupo se encuentra la emulsión de haluro de plata colocada entre dos pantallas centelladoras (o intensificadoras), es el sistema pantalla-película (o screen-film cassette) que constituye uno de los detectores más utilizados desde los comienzos de la radiografía. Las pantallas centelladoras convierten la radiación X incidente en fotones de luz visible, de manera que la emulsión fotosensible recibe la mayor parte de la energía radiante (más del 90%) en forma de luz (región verde-azul del espectro). La emulsión tiene su máxima sensibilidad en esta región del espectro visible. Para la fabricación de las pantallas centelladoras se utilizan materiales luminiscentes como tungstato de calcio, sulfato de plomo y bario, sulfuro de zinc, gadolinio, lantano o Ytrio.

A partir de 1986, (Patente Americana US 4,590,517 "Subtraction processing method for radiation images" H. Kato, T. Komaki, 1986), comienzan a desarrollarse

dispositivos de captura de imágenes digitales específicamente diseñados para radiografía. Se inaugura de esta manera la llamada radiografía digital.

Existen dos variantes principales de detectores digitales para radiografía: los detectores de panel plano (DPP) y los detectores de fósforo foto-estimulable. Actualmente los primeros son los más utilizados. Los DPP se clasifican en dos categorías principales:

DPP de conversión indirecta: Combina una matriz de detectores elementales de silicio amorfo (a-Si) o fotodiodos, con un centellador superficial que cubre totalmente la matriz de detectores. Los materiales más utilizados para centelleo son ioduro de cesio (CsI) y oxisulfuro de gadolinio (Gd_2O_2S). El material de centelleo convierte los rayos X en radiación visible (región verde-azul del espectro). La luz es conducida hacia los foto-detectores, donde es convertida en una señal eléctrica digital. El CsI suele utilizarse en forma cristalina columnar, ya que la misma micro-estructura del cristal sirve de guía óptica para conducir a los fotones de centelleo hacia los fotodiodos. La señal es leída por una matriz de transistores de capa delgada (TFT). En otros dispositivos, la luz es conducida a un CCD acoplado por fibra óptica al centellador (en versiones más modernas el detector CCD es reemplazado por un detector CMOS). Finalmente el archivo con los datos de imagen es enviado a una computadora para visualización. La Eficiencia Cuántica de Detección (ECD) de estos detectores llega a valores superiores al 60%, dos veces mayor que los sistemas analógicos de pantalla-film.

DPP de conversión directa: En este caso, los rayos X son convertidos, en forma directa, en cargas eléctricas. Para tal fin, se hace incidir directamente la radiación X sobre un material semiconductor como selenio amorfo (a-Se). El semiconductor adopta la forma de una capa de caras paralelas, situada entre dos electrodos planares de polarización que cubren toda su superficie en ambas caras. Uno de los electrodos se encuentra segmentado en una matriz de electrodos-píxel y en contacto directo con una matriz de detección TFT. El semiconductor se comporta como un fotoconductor de rayos X. Antes de la exposición, se aplica un campo eléctrico a través de la capa del semiconductor mediante el electrodo de

polarización. Cuando los fotones de rayos X son absorbidos por el semiconductor, se crean pares electrón-hueco. Estas cargas son conducidas a lo largo de las líneas de campo eléctrico directamente hacia el electrodo-píxel correspondiente, debido a la polarización aplicada al fotoconductor. Las cargas son almacenadas en un capacitor de almacenamiento dentro de la matriz TFT. Mediante un subsiguiente barrido de los TFTs línea por línea, la información de la magnitud de carga almacenada en los capacitores puede ser leída a partir de las líneas de buses de datos. Los terminales de los buses están conectados a amplificadores sensitivos a carga (ASC) y conversores A/D. La información de la distribución de carga es convertida a señales de imagen digital y enviada a la salida.

Detector de fósforo foto-estimulable: Consiste en una capa de material foto-estimulable como fluorbromuro de bario dopado con europio (BaFBr:Eu) o bromuro de cesio (CsBr). Estos materiales absorben la energía depositada por los rayos X durante la exposición y la mantienen en forma latente. Luego, el material es expuesto a la radiación visible producida por un diodo laser. Debido al mecanismo de luminiscencia foto-estimulable, la energía almacenada durante la exposición es liberada en forma de fotones azules, y leída por un dispositivo digital de captura de imágenes visibles como un CCD o CMOS.

La mayoría de los detectores digitales de rayos X son integradores de energía, no poseen la capacidad de discriminar eventos detectados individualmente (energía depositada por cada fotón). Esto se debe, fundamentalmente, a la tasa extremadamente alta de fluencia de fotones X que saturaría un detector convencional con discriminación de energía. En este tipo de detectores, se registra la energía total depositada en cada píxel durante la adquisición. Los valores de energía registrados en todos los píxeles son digitalizados, discriminados en intervalos de energías por un analizador, y convertidos a una escala de niveles de tonos de grises en la visualización. Se obtienen imágenes de salida con 12 a 16 bits de profundidad, lo que constituye un rango dinámico muy amplio comparado con el rango obtenido en sistemas analógicos de pantalla-film.

Se han desarrollado variantes de detectores DPP de conversión directa, que trabajan en modo conteo de fotón único. En este modo, es posible detectar individualmente cada fotón y medir su energía. Por ejemplo, el detector híbrido Medipix desarrollado en el CERN, permite tasas de conteo de más de $3.4 \times 10^7 \text{ fotones/mm}^2/\text{s}$ (monoenergéticos). Los detectores de píxel híbrido consisten en una capa de semiconductor conectada a una capa de electrónica de lectura. La capa de semiconductor constituye el elemento sensor y está conformada por una matriz de diodos inversamente polarizados. Esta configuración tiene la ventaja que la electrónica de lectura subyacente es independiente de la elección del material semiconductor. El material utilizado puede entonces elegirse de acuerdo a los requerimientos de cada aplicación individual, dependiendo de su respuesta a cierto rango de energías de los fotones, por ejemplo: Si, CdZnTe, CdTe ó AsGa. La radiación X incidente en la capa de semiconductor produce una nube de pares electrón-hueco. El circuito de lectura se encuentra conectado vía enlaces bump-bonding, al chip sensor de semiconductor. La carga es colectada, a través de los enlaces bump-bond y procesada por la capa electrónica CMOS. La electrónica cuenta el número de eventos en cada píxel. Se usan discriminadores de altura de pulso, de modo que la electrónica sólo cuenta eventos en un rango de energías seleccionado, permitiendo implementar técnicas de espectroscopia de imágenes X. Medipix es un circuito integrado, diseñado en tecnología SACMOS de 1 micrón. Cada píxel individual con un área de $55 \mu^2$ tiene un chip de lectura que contiene un amplificador de bajo ruido, un conformador de pulso, un comparador con umbral sintonizable y un contador de 15 bits. Las ventajas de estos sistemas de modo conteo de fotón único sobre los integradores de energía son las siguientes: supresión de los efectos del ruido de oscuridad, compensación de la corriente de drenaje del detector, obtención de un gran rango dinámico limitado solamente por el tamaño del contador implementado detrás de cada píxel y sistema de lectura totalmente digitalizado. La insensibilidad a las corrientes de oscuridad además permite largos tiempos de exposición bajo

iluminación de intensidad muy baja.

A continuación, como se anticipó anteriormente, se describirán las técnicas que se practican en la actualidad dentro de los métodos que conforman el estado del arte para obtener imágenes radiográficas: técnicas de espectro reducido y absorbimetría de rayos X de energía dual (DEXA o DXA), radiografía gamma en medicina, radiografía gamma (o gammagrafía) industrial, radiografía estereoscópica, tomografía computarizada de rayos X (TC), radiografía codificada y radiografía para seguridad.

Técnicas radiográficas de espectro reducido y DEXA: Ciertas técnicas de radiografía médica requieren del uso de un espectro muy reducido de energías o de dos regiones espectrales bien diferenciadas (energías bajas y energías altas). Estas distribuciones concentradas de energías pueden obtenerse a partir de la emisión de rayos X característicos de uno o varios materiales adecuadamente excitados, de las emisiones gamma de fuentes radiactivas, del manejo de la distribución espectral de la radiación de un tubo de rayos X mediante la selección del blanco y/o tensión de alimentación, filtrado del espectro continuo con elementos absorbentes/cristales difractivos, o bien de la combinación apropiada de las opciones anteriores.

Entre las técnicas de radiografía médica más importantes que se benefician del uso de espectros reducidos de energías se encuentran la mamografía convencional y el conjunto de técnicas de Absorbimetría de rayos X de Energía Dual (técnicas DXA o DEXA) como ser: Densitometría ósea DEXA, mamografía DEXA y angiografía DEXA. El uso de espectros reducidos de rayos X en estas técnicas permite aumentar el contraste y disminuir la dosis al paciente. Se efectúa a continuación una breve reseña de estas técnicas:

Mamografía de rayos X: Esta técnica requiere el uso de equipos dedicados para lograr contraste y resolución aceptable. Para lograr detección de calcificaciones y anomalías de los tejidos blandos en la mama se requieren

rayos X de baja energía. El intervalo de energías 20-30 KeV se considera aceptable para tal fin. El problema fundamental derivado del uso de tubos X en este rango es la disminución de contraste por el fuerte aumento de la dispersión coherente, además de la dispersión Compton. Por estas razón se usan tubos de rayos X que poseen blancos de Molibdeno que permiten excitar las líneas de emisión del Molibdeno (~17 KeV). Además es usual colocar un filtro de Molibdeno que suprime fuertemente las energías mayores a 20 KeV y las energías por debajo del borde de absorción de capa K, que de otra manera serían fuertemente absorbida por la mama. Con estos aditamentos se obtiene un espectro con menor ancho de banda que disminuye el efecto Compton característico de las altas energías y la dispersión coherente dominante a muy bajas energías. El uso de fotones de bajas energías como los producidos por las líneas características del blanco de molibdeno ($K_{\alpha 1}$: 17.48 KeV, $K_{\alpha 2}$: 17.37 KeV y $K_{\beta 1}$: 19.61 KeV) proveen alto contraste para mamas de espesor promedio. En mamas de mayor densidad y/o grosor se reemplaza el filtro de molibdeno por aluminio para permitir el paso de bajas energías y aumentar densidad del film y en consecuencia el contraste, aunque aumenta la dosis al paciente.

Absorbimetría de rayos X de energía dual (DEXA o DXA): A partir de 1950, se desarrollaron métodos para aumentar el contraste en las imágenes de alguno/s órgano/s aprovechando las discontinuidades en el coeficiente de absorción en función de la energía (los bordes K de absorción) para algunos elementos seleccionados incorporados al paciente y utilizando dos energías de irradiación, próximas por defecto y por exceso al borde K de la discontinuidad. La imagen final se obtiene mediante operación de sustracción entre las imágenes adquiridas con ambas energías. Las técnicas DEXA permiten disminuir la dosis al paciente para un contraste prefijado, respecto de técnicas convencionales.

Densitometría ósea DEXA: Una de las técnicas actuales más utilizadas en la densitometría ósea BMD (bone mineral density) está basada en métodos DEXA (divulgados en la Patente Americana U.S. 6,574,302 del 2003 y Patente Americana U.S. 6,285,740 del 2001). Se realizan sendas exposiciones a dos

energías, una baja (40 KeV aproximadamente) y otra alta (100 KeV aproximadamente) y se utiliza la diferencia en absorción a ambas energías de los tejidos blandos y tejidos óseos. Por sustracción de ambas imágenes, se obtiene una imagen del tejido óseo solamente, libre de tejidos blandos que permite medir riesgo de fractura futura y mineralización (calcio) del hueso.

Actualmente la técnica DEXA aplicada a BMD se realiza con tubo de rayos X según dos metodologías:

Método de doble exposición: la primera exposición con una tensión de tubo en el intervalo: 50–80 KV y otra exposición con una tensión de tubo en el intervalo: 100–150 KV.

Método pulsado de única exposición: Conmutación temporal de voltaje de fuente de rayos X pulsados y filtro de tantalio que endurece la fluencia de rayos X y acrecenta la distribución de energía dual (pulso 10 a 200 ns). Las energías menores que el borde de absorción K del tantalio (69.5 KeV) son absorbidas por el filtro. En esta modalidad se utilizan simultáneamente dos detectores, uno para bajas energías (40-60 KeV) y otro para las altas energías (80-130 KeV).

También se utilizan métodos DEXA similares a los anteriores para visualizar nódulos pulmonares y calcificaciones. En este caso el método permite suprimir el fondo de la estructura de los tejidos y acrecentar visualización de microcalcificaciones.

Mamografía DEXA: El cáncer de mama se puede manifestar como microcalcificaciones. Las pequeñas microcalcificaciones, esenciales para la detección temprana de cáncer de mama, se ven frecuentemente oscurecidas por superposición con tejidos adyacentes. Las técnicas DEXA, en las cuales se adquieren y sintetizan imágenes separadas para baja y alta energía permiten eliminar la visualización de la estructura tisular. Las dos energías se obtienen por conmutación de tensión del tubo o bien mediante la interposición de un monocromador en el haz de rayos X de espectro continuo. Un tipo de monocromador muy utilizado, está basado en la difracción de Bragg producida en un cristal de grafito pirolítico altamente orientado (HOPG). Este dispositivo permite

seleccionar, por difracción, haces bastante monoenergéticos con energías sintonizables. Las dos energías consideradas apropiadas para mamografía DEXA son 17 KeV y 34 KeV.

Angiografía DEXA: En la práctica habitual de la angiografía se inyecta un medio contrastante basado en Iodo en los vasos del paciente vía cateter. La absorción de los rayos X crece abruptamente inmediatamente por arriba de la energía de borde K del Iodo (33,17 KeV): En la imagen por sustracción digital se utilizan dos imágenes, adquiridas antes y después de la inyección del medio contrastante. La morfología de los vasos resulta de la diferencia de ambas imágenes así obtenidas. Existen variantes DEXA de esta técnica, que utilizan tubo de rayos X filtrado con un monocromador HOPG. Se obtienen dos haces cuasi-monoenergéticos que poseen energías promedio ubicadas antes y después del borde K del Iodo (por ejemplo, 31.1 KeV y 35.6 KeV).

Técnica de radiografía gamma en medicina: La tomografía computarizada por emisión de fotón único (SPECT) es una técnica de diagnóstico usada extensamente en el área de la Medicina Nuclear para obtener imágenes de la distribución de la radiactividad de un radiofármaco inyectado al paciente. Una limitación importante de la técnica consiste en la falta de exactitud de los resultados debido a la atenuación que sufre la radiación proveniente del interior del paciente, al atravesar los tejidos del mismo, antes de llegar al detector. Esta atenuación, si no es corregida, produce resultados inexactos cuando se realizan estudios de determinación cuantitativa de la distribución de la actividad. Esta situación se presenta en la importante técnica de perfusión cardíaca en SPECT.

La solución más eficaz encontrada hasta el presente consiste en determinar la atenuación de los tejidos del paciente mediante métodos radiográficos /tomográficos transmisivos con una fuente externa, y utilizar, luego, dichos resultados para elaborar algoritmos correctivos al momento de cuantificar la actividad.

Uno de los métodos utilizados para determinar la atenuación en SPECT,

utiliza la radiación proveniente de fuentes radiactivas gamma externas al paciente. En estos casos, se busca que las radiaciones emitidas por la fuente externa, tengan energías similares a la emitida por el radiofármaco inyectado al paciente, ya que la atenuación depende del valor de la energía. La fuente gamma externa suele tener distintos formatos según los diseños. Los formatos más utilizados incluyen fuente extensas planares y fuentes filiformes. El nucleído más utilizado para la fuente gamma externa es el Gd-153 que emite radiación gamma con energías más intensas de 97 KeV (29%) y 103 KeV (21%). Estos valores son cercanos a la energía de 140 KeV emitida por el Tc-99m, el nucleído más utilizado en SPECT (Patentes Americanas: US 5,479,021; US 5,576,545; US 6,429,434; US 7,164,143; US 7,560,699; US 7,723,674).

Técnica de radiografía gamma (o gammagrafía) industrial: La radiografía gamma industrial consiste en la aplicación de la radiografía convencional con fuentes radiactivas gamma, a los Ensayos No Destructivos de materiales (END). Permite estudiar la integridad y calidad de soldaduras, el material de las tuberías, tanques presurizados, piezas metálicas diversas. También permite visualizar y analizar defectos como grietas, burbujas y porosidades. Su uso es intensivo durante la construcción de grandes piezas metálicas, en el montaje de plantas industriales, en el tendido de oleoductos, y durante el mantenimiento de estas instalaciones. Los métodos radiográficos que utilizan fuentes gamma son especialmente necesarios cuando resulta dificultoso, por razones de espacio o accesibilidad, colocar voluminosos sistemas convencionales de rayos X basados en tubos, o cuando se requiere radiación muy penetrante para examinar materiales muy densos, de elevado Z y de mucho espesor como ciertas estructuras de acero y de hormigón armado.

Se trata de equipos robustos que pueden instalarse prácticamente en cualquier sitio. El método de registro de imágenes más usado sigue basándose en emulsión fotográfica de haluro de plata (Patente Americana US 5,965,337 y Solicitud de Patente Americana US20060133561). La atenuación diferencial que

producen los defectos de las soldaduras o del volumen de la pieza, produce imágenes de los mismos en las placas radiográficas.

Las fuentes descansan en un alojamiento blindado cuyas características varían de acuerdo al radioisótopo y al uso para el que fue construido. Puede ser portátil, o estar montado sobre ruedas, puede diseñarse para que la fuente permanezca dentro de su contenedor blindado, o para que se la extraiga del mismo manualmente o en forma remota. Las industrias metalúrgicas pesadas, disponen de recintos de irradiación blindados donde se alojan las fuentes y se efectúan las operaciones de radiografía gamma de grandes piezas. Los equipos montados sobre ruedas, poseen blindajes muy pesados y suelen tener fuentes de Co-60 o de Cs-137 de alta actividad. En cambio los equipos portátiles cargan fuentes de Ir-192, son de pequeño tamaño, y poseen blindajes de alta densidad (uranio empobrecido o tungsteno) y de menor masa que los otros tipos. Se han patentado numerosos dispositivos para sistemas de radiografía gamma industrial que cubren las necesidades de cada aplicación específica (se divulga en antecedentes como: presentación al PCT WO 2009/066023, Patente Americana US 6,873,680, Patente Alemana DE 4143481 y Patente Francesa FR 2897158).

Técnica de radiografía estereoscópica: La radiografía convencional monoscópica (un único punto de vista) proyecta un objeto tri-dimensional (3D) sobre un plano imagen. Mediante este proceso se pierde valiosa información volumétrica del objeto bajo estudio. Una dificultad frecuente al momento del análisis de imágenes radiográficas convencionales, en aplicaciones médicas, es la identificación de objetos pequeños contenidos dentro de estructuras mayores: por ejemplo, nódulos en pulmones y microcalcificaciones en mamas. Las dimensiones de estos objetos varían entre algunos milímetros y unos 100 micrones. En algunos casos, estos objetos pueden estar muy cercanos entre sí formando agrupaciones y estructuras 3D. En estos casos, es difícil identificar objetos tan pequeños en una imagen bi-dimensional (2D) debido a que algunos objetos pueden superponerse y resulta dificultoso resolver con precisión sus contornos. La radiografía

estereoscópica ayuda a identificar mejor estos detalles. (Patente Americana US 6,256,372).

La radiografía estereoscópica es un método eficaz para obtener información espacial 3D proveniente de proyecciones 2D, sin la necesidad de reconstrucción tomográfica; por ejemplo, en el área de END de materiales, la radiografía estereoscópica provee de un medio para visualizar claramente la distribución espacial 3D de defectos en materiales y soldaduras, su estructura volumétrica, efectuar mediciones relacionadas con esta distribución y la profundidad de los defectos respecto de la superficie del material. Los defectos suelen ser discontinuidades en el material, tales como: burbujas de aire, agua retenida, inclusiones extrañas, grietas, corrosión, delaminaciones. Estas técnicas se emplean en materiales muy diversos: metales, fundiciones, plásticos, cerámicos, grafito, alimentos, madera y partes de aeronaves hechas de aluminio; pueden aplicarse con rayos X o rayos gamma.

Los principios de la radiografía estereoscópica consisten en registrar dos proyecciones diferentes del mismo objeto con puntos de vista cercanos, sobre un único detector de imagen o dos detectores diferentes. El registro de ambas proyecciones puede ser simultáneo o secuencial. Para obtener las dos proyecciones diferentes, se debe cambiar el punto de vista donde se encuentra la fuente puntual de rayos X. Si el registro es secuencial basta con utilizar una única fuente móvil que cambie de posición. En el registro simultáneo deben utilizarse dos fuentes de rayos X. Se obtienen pares estereoscópicos de imágenes, que mediante un sistema de reconstrucción y visualización apropiado produce la sensación visual de una imagen 3D.

La mayoría de las técnicas estereoscópicas que han sido utilizadas hasta el presente, están basadas en la teoría del paralaje; es decir, una imagen registrada desde la perspectiva del ojo derecho debe ser vista por el ojo derecho mientras que una imagen registrada desde la perspectiva del ojo izquierdo debe ser vista por el ojo izquierdo.

Estos principios son trasladados en varias formas de implementación

diferentes. En algunos sistemas se utilizan caminos ópticos separados y distintos para cada ojo desde la formación de cada imagen, es decir se usan dos dispositivos generadores de imagen, uno para cada ojo. Por lo tanto, estos sistemas están diseñados para ser utilizados por un único usuario. En otras implementaciones, se superponen en una única pantalla las imágenes correspondientes a los ojos derecho e izquierdo; para este fin, conviene utilizar un dispositivo de exhibición de imágenes multi-usuario (pantalla de proyección, monitor de tubo catódico (CRT) o monitor de tipo LCD). La imagen destinada a cada ojo se codifica mediante algún procedimiento (color o polarización) y se realiza la separación de imágenes para cada ojo antes de que la luz llegue al observador (por ejemplo, mediante la utilización de anteojos decodificadores por color o polarización según sea el caso). En otros sistemas se utilizan pantallas lenticulares que permiten visión 3D multiusuario prescindiendo del uso de anteojos decodificadores.

En las últimas décadas, la tecnología de imágenes estereoscópicas recibió aportes importantes de la electrónica, la electro-óptica y la computación. Sumado a estos avances, el desarrollo de la radiografía digital ha posibilitado la creación de nuevas técnicas de radiografía estereoscópica que no sufren de las limitaciones de los primeros métodos basados en película fotográfica. Actualmente se dispone de sistemas de visualización estereoscópica que producen imágenes de alta resolución, alta profundidad de color, visualización cómoda sin fatiga visual y control de parámetros 3D. En algunos casos, el sistema permite visualización multi-usuario y en tiempo-real. El par estereoscópico de imágenes es creado mediante varias técnicas posibles, como: multiplexado temporal, espacial o de polarización (algunas de estas técnicas y conocimientos fueron divulgados en Patentes Americanas como: US 6,806,849, US 7,277,266 y US 7,345,659). Las imágenes de cada par estereoscópico pueden ser procesadas computacionalmente para lograr una visualización 3D óptima (divulgado en la Patente Americana US 6,862,364). También se han desarrollado métodos de calibración estereoscópica con marcadores radio-opacos (Patente Americana US

7,241,045).

Los sistemas de visualización más avanzados permiten al radiólogo controlar y manipular varios aspectos visualizados de la imagen estereoscópica (por ejemplo, niveles de grises, inversión de escala de grises e inversión de profundidad, control de la ubicación del espacio-imagen, y disponibilidad de puntero estereoscópico) que aumentan la versatilidad de las imágenes estereoscópicas.

La radiografía estereoscópica se aplica con ventajas sobre su contraparte monoscópica en diferentes áreas, como: medicina (diagnóstico, estereología, y guiado estereotáctico en cirugía), END de materiales y seguridad. Puede encontrarse una extensa lista de patentes y literatura que describen los métodos y dispositivos para producir imágenes mediante radiografía estereoscópica y sus posibles aplicaciones. Algunos de estos antecedentes son, por ejemplo, "A localization algorithm and error analysis for stereo x-ray image guidance" H. Jiang, H. Liua, G. Wang, W. C. Laurie, L. Fajardo (Medical Physics vol 27, issue 5, 885, 2000) y la Patente Americana US 7,241,045.

Técnica de tomografía computarizada de rayos X (TC): La Tomografía Computarizada (TC) de rayos X (Patente Americana US 3,778,614) es una variante de técnica radiográfica que permite obtener la máxima información posible sobre la atenuación de los rayos X en el interior del objeto, mediante la reconstrucción de la distribución espacial 3D del coeficiente de atenuación $\mu(r)$. En particular, se pueden obtener imágenes de la distribución de atenuación sobre un plano seleccionado arbitrario que interseca al objeto. La TC se basa en registrar una gran cantidad de proyecciones diferentes del mismo objeto desde diferentes puntos de vista. Los puntos de vista constituyen puntos sucesivos y próximos sobre una trayectoria cerrada, generalmente una circunferencia. El registro se efectúa mediante la rotación de un sistema fuente X-detector digital alrededor del objeto, que colecta una sucesión de datos de atenuación 2D similares a la radiografía convencional. Cada conjunto de datos adquiridos

simultáneamente, constituye una proyección del objeto desde un único punto de vista (dado por la ubicación de la fuente de rayos X). Se colectan una gran cantidad de proyecciones diferentes, a veces centenares, barriendo un ángulo de 360° alrededor del objeto. Estas imágenes, digitalizadas y procesadas computacionalmente son integradas en una única imagen que representa la distribución de atenuación según un plano de corte arbitrario (corte tomográfico) en el interior del objeto. Los principios matemáticos utilizados para realizar esta reconstrucción a partir de sus proyecciones se basan en la teoría desarrollada por el matemático vienés J. Radón en 1917 (transformada de Radon). La implementación computacional de la transformada de Radon llevó al desarrollo de varios algoritmos como FBP ó filtered back projection (Patente Americana US 6,574,299), Fourier directo, y varias técnicas de reconstrucción algebraicas, a saber, MLEM ó maximum likelihood expectation maximization divulgado en "Maximum likelihood reconstruction for emission tomography" L. A. Shepp y Y. Vardi (IEEE Transactions on Medical Imaging, vol 1, issue 2, 113-122, 1982) y OSEM ó ordered subset expectation maximization divulgado en "Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data" H.M. Hudson y R.S Larkin (IEEE Transactions on Medical Imaging, vol 13, issue 4, 601-609, 1994).

En la implementación más usual en Medicina, el paciente permanece estacionario sobre la camilla mientras que el tubo de rayos X rota en una órbita circular alrededor del paciente en un plano perpendicular al eje del paciente. Se utiliza un haz con forma de abanico de espesor variable (1–10 mm). El tubo de rayos X es similar pero más potente que el usado en radiografía planar. El detector es una matriz lineal de varios centenares de pequeños detectores individuales. Las lecturas de los detectores alimentan el sistema de procesamiento de datos que luego de aplicarse los algoritmos de reconstrucción producen los cortes tomográficos del paciente, es decir, un mapa de los coeficientes de atenuación. Numerosas variantes y perfeccionamientos de la técnica constan en patentes (divulgado en patentes como: US RE30,947, US 4,193,001, US 4,628,524, US 4,852,132, US 6,233,305, US 8,155,262, US 8,218,728 y US 8,218,716)

Técnica radiografía codificada: Las técnicas de radiografía codificada utilizan métodos y elementos de codificación para producir imágenes que deben ser decodificadas para poder ser visualizadas correctamente, mediante algún procesamiento computacional post-adquisición. La ventaja principal de la codificación es la posibilidad de adquirir varias imágenes simultáneamente, las cuales representan proyecciones desde diferentes puntos de vista. Además, en algunos casos, las técnicas codificadoras permiten usar fuentes que emiten solamente espectros discretos, siendo útiles en radiografía de espectro reducido y DEXA. El elemento más utilizado para realizar la codificación suele ser una placa de material absorbente (plomo o tungsteno) en la cual se han perforado orificios siguiendo algún patrón geométrico definido. Esta placa se conoce como máscara codificadora (MC) y se interpone, generalmente, entre el objeto y el detector. Las primeras MC utilizadas fueron del tipo conocidas como placas zonales de Fresnel (PZF) consistentes en sistemas de rendijas anulares. Fueron propuesta por Mertz e Young en 1961 ("Fresnel transformations of images" Proceedings of the International Conference on Optical Instruments, p 355-312, London, Chapman and Hall). Se trata de una máscara de simetría axial con el siguiente patrón de transmitancia t:

$$t(r) = \cos(r^2) \quad r \geq 0, \quad (\text{Ecuación 3})$$

donde r representa la distancia al origen. La modulación cosenoidal de transmitancia es difícil de implementar, especialmente con rayos X y gamma, por lo cual la PZF se construye con zonas alternativamente transparentes y opacas a la radiación en forma discontinua (modulación cuadrada). El radio del n-esimo borde de la placa está dado por:

$$r_n = r_1 \sqrt{n} \quad n = 1, 2, 3, \dots, N, \quad (\text{Ecuación 4})$$

También se desarrollaron máscaras basadas en otros diseños y métodos de codificación-decodificación algebraico-computacionales. Se propusieron máscaras codificadoras de orificios, como la máscara de pinholes aleatorios, máscaras URA

(Uniformly Redundant Arrays), MURA (Modified Uniformly Redundant Arrays) y las máscaras con matriz no redundante (NRA).

Se patentaron sistemas radiográficos con fuentes extensas de rayos X y MC del tipo PZF (Patentes Americanas US 3,882,310, US 3,867,637, US 3,936,639 y US 3,992,633 de H. H. Barrett y M. Braun). Los sistemas están basados en un tubo de rayos X de diseño especial. El haz de electrones, a diferencia de los tubos convencionales no es focalizado en un pequeño spot focal sobre el blanco, sino que el haz incide con una amplia sección transversal sobre un blanco extenso. Los rayos X generados (por fluorescencia y de frenamiento) se utilizan para foto-excitar un material que recubre una superficie plana muy extensa. La radiación fluorescente emitida desde esta capa tiene espectro discreto y es espacialmente incoherente. Por esta última razón, la fuente extensa puede tratarse como una distribución 2D de fuentes elementales cuasi-puntuales que emiten radiación isotrópicamente. Por otro lado, se puede considerar que el objeto atenuante consiste en una distribución 3D de pequeños elementos de atenuación. Cada uno de estos elementos está caracterizado por las tres coordenadas de su posición y por un determinado coeficiente de atenuación. Los rayos X provenientes de la fuente extensa atraviesan una PZF no-axial que codifica la posición de cada elemento atenuante del objeto y su coeficiente de atenuación. Esto se debe a que cada elemento atenuante proyecta una imagen de la PZF sobre el plano-imagen que se relaciona en forma unívoca con la posición y atenuación de cada elemento atenuante del objeto. Cada sistema de franjas proyectado tiene una orientación y frecuencia espacial que es característica de la posición de cada elemento atenuante y una intensidad que es proporcional a la transmitancia de dicho elemento. Así, dos elementos atenuantes diferentes tienen asociados diferentes sistemas de franjas, ya sea porque las franjas tiene distinta orientación o bien porque la frecuencia espacial es distinta. El sistema de codificación se completa con una máscara multipinhole, consistente en una malla de alambre colocada cerca del objeto. Esta pantalla, llamada pantalla de medio-tono (PMT), permite que la información del objeto esté montada sobre una frecuencia espacial portadora

elevada, mejorando la calidad de reconstrucción de la imagen. La radiación proveniente de la fuente extensa, atraviesa sucesivamente la PZF, la PMT y el objeto. En el plano imagen se superponen en forma incoherente todas las proyecciones de la PZF, provenientes de todos los elementos atenuantes que integran el objeto, obteniéndose una imagen codificada. Esta imagen es transferida a escala óptica y tratada como un holograma incoherente. La iluminación del holograma con luz coherente (laser) y un sistema óptico de proyección permite la reconstrucción óptica de la distribución 3D del coeficiente de atenuación del objeto según varios planos de reconstrucción. Luego, la decodificación permite reconstrucciones 3D parciales de la distribución de atenuación dentro del objeto de interés. La fuente extensa de rayos X presenta dos ventajas, por un lado, asociada con las PZF permite adquisiciones y reconstrucciones 3D parciales, y por otro lado, la emisión fluorescente permite seleccionar el espectro emisivo más apropiado para la aplicación de interés. Por ejemplo, Barrett, propone utilizar su sistema para acrecentar el contraste de las imágenes. Para ello propone que la capa fluorescente sea compuesta de dos materiales que emiten dos espectros muy estrechos y cercanos uno del otro. La técnica se complementa con el uso de un agente contrastante que se incorpora al paciente (típicamente Iodo o Bario). Este agente tiene un espectro de absorción que posee una fuerte discontinuidad (borde K de absorción) ubicada exactamente entre ambos espectros, de manera que el agente presenta muy fuerte absorción a un espectro y mucho menor al otro espectro. El resultado es un fuerte incremento del contraste de la imagen, en las localizaciones del agente contrastante.

En la misma línea de trabajo, otros autores desarrollaron sistemas radiográficos con fuentes extensas de rayos X y sistemas codificadores sensitivos a la energía de los rayos X, para lograr un incremento de contraste selectivo según el número Z del material, análogamente a las técnicas DEXA usadas actualmente. Por ejemplo, A. Macovski en 1976 (Patente Americana US 3,950,613), propuso una MC consistente en una estructura periódica conformada por porciones alternadas de dos materiales diferentes (que difieren en Z), cada

uno de los cuales tiene diferente respuesta de absorción a los rayos X para una dada energía. Las proyecciones de dicho patrón codificador sobre el detector, presentan una modulación de intensidad que es función del número Z de cada elemento atenuante del objeto que genera la proyección. Por lo tanto, la modulación del patrón codificador, depende ahora fuertemente de la distribución de Z dentro del objeto, lográndose aumentar el contraste para ciertos valores de Z que maximizan el contraste del patrón codificador proyectado. La información es decodificada ópticamente por filtrado óptico coherente y utilizada para indicar la presencia de materiales específicos en el objeto. En 1979, Davis Jr. y H. H. Barrett patentaron un sistema radiográfico (US 4,158,770), de energía dual, con fuente codificadora. La fuente propuesta es del tipo blanco extenso conformado por dos materiales diferentes (Ce y Ba) colocados en forma alternada siguiendo el patrón codificador (PZF u otro diseño). Cuando el blanco es excitado con el haz de electrones, se generan las dos energías de emisión por fluorescencia cercanas a por defecto y por exceso al borde K de absorción del iodo. De este modo, si el objeto tiene porciones que contienen iodo (elemento contrastante), esas porciones proyectarán patrones fuertemente modulados, mientras que para porciones del objeto hechas de otros materiales la modulación es nula y por lo tanto no se proyecta ningún patrón codificador.

La Radiografía gamma codificada: En una línea investigativa diferente dentro de la Técnica de Radiografía Codificada, otros autores como M. Mariscotti (Patente Americana US.5,828,723), aprovechan el tamaño finito de las fuentes radiactivas gamma para obtener información de la ubicación espacial del objeto, mediante una técnica de radiografía gamma codificada. En este caso, los elementos codificadores son la fuente y los bordes del objeto. Es posible realizar codificación por borde, utilizando el hecho de que la radiación gamma es emitida en forma espacialmente incoherente. Cuando la radiación gamma originada en una fuente extensa arbitraria pasa a través de los bordes de materiales absorbentes, produce una distribución de fluencia de fotones sobre el plano del detector (conocida como penumbra), que es característica de la distribución de

actividad en la fuente gamma y de la geometría de los bordes. La técnica, desarrollada por Mariscotti y perfeccionada por Ch. Wang en 2008 y 2009 (Patente Americana US.7,430,275 y US 7,620,145), fue propuesta para obtener información espacial 3D de la estructura interna de las barras cilíndricas de hierro dentro del hormigón armado (en este caso la estructura de hierro cumple el papel de los bordes opacos a la radiación). El autor propone minimizar la distancia fuente-objeto para maximizar el área de penumbra proyectada sobre el plano-imagen. Conocidas la forma geométrica y dimensiones de la fuente y el diámetro de las varillas, la medición de la extensión y distribución del área de penumbra, permite determinar, mediante cálculos geométricos, la posición de las varillas en la estructura de hormigón. Por último, existen sistemas donde las propiedades codificadoras de la fuente se relacionan con su tamaño, dimensiones y forma geométrica. Es el caso de la radiografía gamma 3D propuesta por M. Mariscotti (1998), ya descripta arriba.

Dentro de la Técnica de Radiografía Codificada tenemos la radiografía de contraste de fase mediante apertura codificada donde, en los últimos años, se desarrollaron técnicas radiográficas que aprovechan las propiedades ondulatorias de la radiación X. En particular, las técnicas de contraste de fase se basan en los cambios de fase de los rayos X producidos al atravesar un objeto, y que permite amplificar la visibilidad de ciertos detalles que serían invisibles con técnicas de absorción convencionales. Es particularmente efectiva para detectar variaciones de densidad en materiales de muy baja densidad y/o bajo Z, que presentan baja absorción de la radiación X, como sucede en mamografía. Las técnicas de contraste de fase basadas en refracción, convierten los cambios de fase en contraste de imagen mediante un sistema sensitivo a las desviaciones en la dirección del fotón. En 2001, A. Olivo, y demás autores ("An innovative digital imaging set up allowing a low-dose approach to phase contrast applications in the medical field" Medical Physics vol 28, 1610-1619), desarrollaron una técnica de contraste de fase mediante apertura codificada. En ella, se obtiene una discriminación de la dirección del fotón iluminando solo los bordes de los píxeles

del detector. La técnica detecta la variación de la intensidad del píxel debido a la deflexión de pequeños haces de rayos X separados entre sí. Esto se consigue haciendo pasar el haz original por una máscara de estrechas rendijas paralelas. Cada uno de los haces obtenidos permanece alineado a píxeles o conjuntos de píxeles individuales. Se utilizan dos conjuntos de máscaras codificadoras, una cercana al objeto (máscara de la muestra) y la otra máscara en contacto directo con los píxeles del detector (máscara del detector). La primera máscara consiste en una serie de rendijas paralelas en un material absorbente y es la que genera los pequeños haces. La máscara del detector permite detectar los pequeños corrimientos de la dirección de los haces, producidos por la refracción de los haces al atravesar el objeto (US 7,869,567).

También dentro de la Técnica de Radiografía Codificada tenemos la radiografía con fuente codificadora: En algunos sistemas codificadores, la fuente emisora opera como elemento codificador, existiendo variantes en los métodos de codificación. En algunos casos, la fuente suele ser extensa y se modula la distribución espacial de radiancia de la misma, siguiendo un patrón geométrico prefijado, como podría ser una PZF u otro tipo de diseño. De esta manera opera la fuente del sistema descrito por H. H. Barrett, K. Garewall, and D. T. Wilson, en 1972, que utiliza un tubo de rayos X de blanco extenso conformado por dos materiales diferentes (alto Z y bajo Z) colocados en forma alternada siguiendo el patrón codificador (PZF u otro diseño). Cuando el blanco es excitado con el haz de electrones, solo se emite radiación desde los sectores de Z elevado, habiéndose logrado la modulación espacial de la radiancia. La modulación espacial de la radiancia de fuente también puede lograrse colocando una MC en contacto directo con la fuente extensa, (US 7,920,673). Cierta variante de la técnica conocida como tomosíntesis flash, también usa fuente codificadora. Se basa en adquirir simultáneamente varias proyecciones (algunas decenas), desde distintos puntos de vista, mediante el uso simultáneo de un conjunto de fuentes puntuales (provenientes de correspondientes tubos de rayos X) distribuidas sobre un plano según un diseño codificador. En otros casos, la distribución de radiancia de la

fuelle es uniforme, pero se codifica la distribución espectral de la radiación emitida, como en el sistema propuesto por Davis Jr. y H. H. Barrett (1979), descripto arriba.

Técnica de radiografía para seguridad: Comprende un conjunto de técnicas similares a las descriptas anteriormente (radiografía monoscópica, estereoscópica, tomografía computarizada, radiografía gamma, técnicas DEXA o de múltiples energías) aplicadas a la inspección visual mediante rayos X, del contenido de bultos o equipajes en áreas controladas como aeropuertos, puertos marítimos y puestos fronterizos. En algunos casos se usan sistemas altamente específicos, como los utilizados para inspección del contenido de grandes contenedores y vehículos con carga, con la finalidad de detectar prácticas de contrabando. Dado que los objetos a examinar tienen grandes dimensiones y materiales metálicos de alta densidad y/o Z, se utilizan radiaciones de altas energías provenientes de fuentes gamma (Co-60, Cs-137), tubos de rayos X de alta energía (hasta 0.45 MeV), o generadores de rayos X basados en aceleradores lineales (1– 9 MeV). Los detectores suelen ser matrices lineales de cristales de centelleo. El uso de dos o más energías permite estimar densidades y/o número atómico (Z) de los componentes examinados en el bulto. Esta prestación permite identificar diferentes materiales mediante un procesamiento de falso color en las imágenes finales, que otorga diferente color a cada material. Por ejemplo, algunos sistemas identifican hasta seis diferentes rangos de Z, con seis correspondientes colores diferentes (publicado en Patentes Americanas como: US 8,213,570, US 8,135,110, US 8,170,177 y US 8,059,781).

Un inconveniente del arte previo es que la radiación emitida por los tubos de rayos X convencionales tiene espectro fundamentalmente continuo. El dispositivo para obtener imágenes radiográficas con fuente codificadora y los métodos propuestos permiten obtener una mayor flexibilidad en el espectro de salida, con mejor control de la distribución espectral, según la aplicación.

Otro inconveniente de las técnicas actuales es que debido a restricciones disipativas, el diseño adecuado del tubo de rayo X impone un compromiso entre las dimensiones del spot focal y la máxima fluencia de rayos X permitida. También las fuentes gamma presentan un compromiso entre el tamaño de la fuente y la fluencia de la radiación emitida debido a restricciones en la máxima actividad específica asequible. Por otro lado, el material que constituye el blanco en los tubos de rayos X convencionales está sometido a exigentes condiciones térmicas, que restringen el número de materiales adecuados para este fin. Con ello, se restringe también, la variedad disponible de espectros característicos del blanco. En otras palabras, las fuentes cuasi-puntuales basadas en la excitación de un blanco mediante un haz concentrado de electrones (por ejemplo, tubo de rayos X) se ven sometidas a condiciones críticas de disipación térmica por lo que deben construirse de materiales de alto punto de fusión y deben poseer sistemas pasivos y/o activos de refrigeración. Esto limita el número de materiales utilizables para el blanco y con ello el número de energías/espectros posibles de rayos X característicos, como se mencionó anteriormente. Dentro de las ventajas del dispositivo propuesto tenemos la utilización de una fuente de radiación extensa, sin compromiso o degradación en la calidad de las imágenes. En cambio, la mayoría de los sistemas radiográficos actuales se basan en utilizar fuentes de radiación cuasi-puntuales, para no degradar la calidad de la imagen. En cambio, las fuentes consistentes en blancos extensos no requieren elevadas concentraciones de energía del haz electrónico, y la disipación térmica no es problemática, relajándose las restricciones de materiales. Por lo tanto, se dispone de una mayor variedad de materiales para excitar, incluyendo aquellos que tienen bajo punto de fusión. En consecuencia, se dispone de una mayor variedad de diferentes espectros de rayos X característicos del blanco, y un mayor intervalo de energías, adaptables a cada tipo de aplicación. Otra ventaja notable del presente invento, es que pueden utilizarse fuentes radiactivas, que son fuentes intrínsecamente extensas, o blancos extensos excitados por las radiaciones emitidas por fuentes radiactivas. Las fuentes radiactivas aventajan en simplicidad,

pequeño tamaño y auto-suministro de energía, a la mayoría de las fuentes convencionales usadas actualmente.

Otro inconveniente de las técnicas actuales es, por ejemplo, el de la radiografía estereoscópica que requiere del uso simultáneo de dos tubos de rayos X, o de una única fuente que se mueva entre dos posiciones, para registrar dos proyecciones con diferente punto de vista. Es decir, la complejidad del sistema aumenta al incrementarse el número de proyecciones registradas. El novedoso dispositivo de la presente invención es intrínsecamente estereoscópico, resolviendo este problema, y permitiendo adquirir cuatro proyecciones con diferentes puntos de vista en una única adquisición y utilizando una única fuente fija. Una de las principales ventajas del presente dispositivo y de sus métodos asociados de codificación-decodificación son la capacidad para obtener varias imágenes o proyecciones del objeto desde diferentes puntos de vista, en una única adquisición, y la capacidad de obtener reconstrucciones 3D completas del objeto, en una única adquisición, siempre con un dispositivo simple, sin partes móviles. La mayoría de los dispositivos radiográficos actuales deben realizar adquisiciones secuenciales para obtener varias imágenes y reconstrucciones 3D, o en caso contrario, si realizan adquisiciones simultáneas, deben utilizarse dispositivos complejos. Además, las adquisiciones secuenciales suelen extender los tiempos de adquisición y requerir de complejos mecanismos motorizados de alta estabilidad. En cualquier caso, puede resultar difícil implementar estas técnicas 3D en espacios de acceso reducido debido al excesivo volumen del sistema y al requerimiento de fuentes de alimentación eléctrica externa. En cambio, el dispositivo propuesto (y sus métodos) aplicado a radiografía gamma industrial, permite adquirir información 3D utilizando una única fuente gamma extensa y de dimensiones manejables, en una única adquisición.

La presente invención, permite implementar diversas variantes de técnicas radiográficas (radiografía de espectro reducido como DEXA, radiografía con aumento, radiografía gamma, radiografía estereoscópica, radiografía 3D,

radiografía para guiado estereotáctico, y microscopía de rayos X) con una amplia variedad de fuentes basadas en tubos de rayos X y en fuentes gamma.

El dispositivo novedoso y sus métodos asociados de codificación-decodificación, utilizados con fuentes radiactivas gamma y detectores de fotón único (tipo Medipix), permiten implementar sistemas radiográficos de dimensiones mínimas, sin necesidad de suministro energético a la fuente, y minimizando los requerimientos térmicos necesarios para la disipación del calor, aventajando a los tubos de rayos X convencionales que requieren alimentación eléctrica de alto voltaje, elementos disipativos del calor generado, y dispositivos de emisión termoiónica de electrones. Estos tres componentes dificultan la miniaturización del sistema y restringen la implementación de varias aplicaciones potenciales. El presente dispositivo también aventaja a las fuentes basadas en grandes aceleradores, que tienen restricciones de diseño que imponen límites a la miniaturización del sistema completo. Las fuentes basadas en grandes aceleradores, resultan fuentes casi ideales para varias técnicas radiográficas, debido a sus elevados valores de brillo espectral (brilliance) y cuasi-puntualidad, pero sus grandes dimensiones, complejidad y costos impiden su uso en un gran rango de aplicaciones de diagnóstico médico e industriales.

Las técnicas radiográficas del arte previo basadas en el uso de un único tubo de rayos X convencional de posición fija, no permiten adquirir simultáneamente varias proyecciones desde diferentes puntos de vista. El novedoso dispositivo de la presente invención permite adquirir simultáneamente cuatro proyecciones desde cuatro puntos de vista diferentes, utilizando una única fuente extensa de posición fija, y un nuevo método de codificación-decodificación de imágenes. La geometría exacta de la fuente extensa cumple un rol fundamental en el proceso de decodificación, en combinación con un adecuado operador de decodificación que opera sobre la imagen digital original. La presente invención presenta una fuente plana rectangular o cuadrada, en combinación con un operador de decodificación que calcula la atenuación diferencial en dos direcciones ortogonales. El punto de

vista de cada proyección decodificada coincide con la ubicación espacial de cada uno de los vértices de la fuente.

Se propone también un segundo método de decodificación, el cual permite obtener la distribución espacial 3D del coeficiente de atenuación del objeto, en una única adquisición y con una única fuente extensa de posición fija.

Por otro lado, los principios de la tomografía computarizada (TC) requieren que el conjunto fuente-detector efectúe un barrido en 360° alrededor del objeto, adquiriendo proyecciones a intervalos angulares predeterminados. El barrido en 360° es esencial para obtener información 3D completa de la atenuación del objeto, mediante los algoritmos de reconstrucción tomográfica. La calidad de la reconstrucción depende del número de proyecciones por unidad angular adquiridas. Reconstrucciones de elevada calidad requieren adquisiciones de más de 100 proyecciones. En cambio, el novedoso dispositivo combinado con uno de los métodos de decodificación permite obtener información 3D completa sobre la distribución del coeficiente de atenuación del objeto, en una única adquisición. Durante la adquisición, el dispositivo de la invención permanece en una posición fija. No es necesaria la rotación del sistema alrededor del objeto.

La fuente codificadora del dispositivo de la invención, consiste en una fuente extensa plana de forma rectangular o cuadrada de vértices con una distribución de radiancia uniforme sobre la superficie de emisión, que codifica a través de su forma geométrica rectangular o cuadrada y presenta un haz de radiación codificador multidireccional novedoso que codifica mediante la proyección de regiones de atenuación uniforme de formato rectangular o cuadrado, sobre el plano del detector.

Dentro de la técnica de radiografía codificada tenemos dos tipos de fuentes como antecedente cercano, en ambos casos estas fuentes producen un haz de

radiación codificador multidireccional que codifica mediante la proyección de patrones geométricos codificadores, sobre el plano del detector.

Una de estas fuentes del arte previo, consiste en una fuente extensa de forma arbitraria con una distribución de radiancia uniforme sobre la superficie de emisión, dicha fuente no codifica por sí misma y se la utiliza con máscara codificadora como se explicó anteriormente o, como en el caso de Mariscotti (citado anteriormente de radiografía gamma codificada) que permite obtener información espacial 3D del objeto mediante fuentes gamma extensas, donde los elementos codificadores son la fuente y los bordes del objeto.

El otro tipo de fuente del arte previo es una fuente codificadora que consiste en una fuente extensa plana de forma arbitraria, con una distribución espacial de radiancia no uniforme, o una distribución espacial espectral no uniforme, según un patrón geométrico prefijado sobre la superficie de emisión, que codifica mediante dichos patrones geométricos.

Estos sistemas codificadores que utilizan conjuntamente máscaras codificadoras (MC) y fuentes extensas, así como los métodos de codificación-decodificación, utilizados hasta el presente en estas técnicas de radiografía codificada, tienen el inconveniente de producir decodificaciones imperfectas, que se manifiestan en la pérdida de calidad de las imágenes finales. Efectos similares se producen cuando se utilizan fuentes codificadoras como único elemento codificador. Los métodos de decodificación suelen producir ruido inherente a los mismos, amplifican el ruido de Poisson preexistente, y producen artefactos de reconstrucción en la imagen final. El dispositivo, y los métodos propuestos, en la presente invención tienen dos métodos posibles de decodificación, donde uno de ellos es exacto, produciendo imágenes libres de artefactos intrínsecos. La radiación es codificada en la misma fuente evitándose los problemas de colimación parcial de las máscaras codificadoras que poseen multitud de orificios pequeños. Por otro lado, respecto de la radiografía gamma codificada propuesta

por Mariscotti, el presente dispositivo novedoso y los métodos propuestos no requieren información previa sobre las características del objeto.

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 radiográficas de objetos atenuantes que incluyen un nuevo tipo de fuente codificadora para la obtención de dichas imágenes haciendo uso de radiaciones de altas energías.
- 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 consta de una fuente extensa (no-puntual) emisora de radiaciones de altas energías, de un detector de imágenes analógico o digital, y eventualmente un colimador.

El dispositivo registra la distribución espacial de fluencia sobre el plano de detección. La fuente y el detector se ubican a cierta distancia en planos paralelos entre sí. El sistema tiene un eje de simetría que pasa por los centros geométricos de la fuente y el detector. El objeto atenuante, se coloca interpuesto entre la fuente extensa y el detector en una región predeterminada, llamada campo de visión (CDV). El sistema permite obtener, en una única adquisición, imágenes múltiples estereoscópicas e imágenes 3D, de objetos atenuantes totalmente incluidos en el campo de visión del sistema.

En otra configuración propuesta en el presente dispositivo de la invención, se utiliza un colimador convergente en contacto directo con la fuente, el cual permite obtener imágenes de objetos cuyas dimensiones superan el tamaño del campo de visión del sistema (CDV). En este caso se obtienen, en una única adquisición, imágenes múltiples estereoscópicas e imágenes 3D, de la porción del objeto incluida en el campo de visión del sistema (CDV).

La fuente codificadora (FC) consiste en una placa plana de forma rectangular o cuadrada que emite radiación en todas direcciones desde cada punto de la superficie de la misma. Los tipos de radiaciones emitidas pueden ser electromagnéticas, de partículas masivas, o combinaciones de ambos tipos de estas radiaciones. A los efectos de comprender el modo de emisión de la fuente podemos considerar que la placa emisora consiste en una distribución de pequeñas fuentes elementales bidimensionales que cubren toda la superficie cuadrada o rectangular de emisión y que cada fuente elemental emite partículas de radiación en forma isotrópica. El espectro de energías de la radiación emitida puede ser continuo, discreto o la combinación de espectros discreto/continuo. Las energías de la radiación electromagnética emitida están comprendidas dentro de los intervalos de emisión de rayos X característicos, y de radiación de frenamiento. Las radiaciones utilizadas pueden ser alfa (α), beta negativa (β^-), beta positiva (β^+), gamma (γ) y rayos X característicos. También radiaciones de electrones, protones o neutrones provenientes de otros dispositivos generadores. La fuente de radiación cumple funciones de elemento codificador a través de la forma geométrica dada a la misma. Se obtienen imágenes codificadas que deben ser decodificadas para ser visualizadas correctamente.

Los detectores aptos para el dispositivo de la presente invención, cuando se utilizan rayos X, pueden ser cualquiera de los utilizados en las técnicas actuales de radiografía analógica y digital. Es posible utilizar detectores analógicos, como los de pantalla-película y los basados en fósforo foto-estimulable. También se pueden utilizar, cualquiera de los detectores de radiografía digital, como los

detectores de panel plano basados en cristales centelladores con matriz de fotodiodos, y los detectores pixelados semiconductores.

El colimador convergente, utilizado para la configuración del dispositivo que permite obtener imágenes de objetos que exceden el campo de visión, consiste en 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. Las direcciones de transmisión de todas las celdillas se intersecan en un único punto externo al colimador, llamado foco, que constituye el punto aproximado de convergencia de todos los rayos que atraviesan el colimador. El conjunto conforma un volumen de forma piramidal trunca con base rectangular o cuadrada, cuyas dimensiones son exactamente iguales a las de la fuente. La base más amplia del colimador es colocada en contacto directo con la fuente. La radiación, proveniente de la fuente, incide por la base más amplia y emerge por la de menor área, de modo que todos los rayos emergentes pasan por una pequeña región centrada en el foco del colimador. Se obtendrán imágenes de la porción del objeto ubicada solamente en el interior de esta pequeña región.

B – El método de codificación, que utiliza el dispositivo de la invención, consiste en el registro de los tamaños, ubicaciones y valores de atenuación de las sombras proyectadas sobre el plano del detector, por cada elemento atenuante en que puede descomponerse el objeto. Estas sombras tienen la misma forma geométrica que la FC (es decir, rectangulares o cuadradas) y se superponen parcialmente sobre el plano de detector creando una imagen codificada de la distribución espacial 3D del coeficiente de atenuación del objeto.

C - El método de decodificación I, que utiliza el dispositivo de la invención, es un método de decodificación estereoscópica que consiste en la aplicación de un operador no lineal a la imagen original, el cual decodifica la imagen en forma

exacta, obteniéndose simultáneamente cuatro imágenes del objeto, cada una de ellas desde un punto de vista diferente. Cada imagen individual es similar a la obtenida con una fuente puntual convencional como un tubo de rayos X de spot focal cuasi-puntual.

D - El método de decodificación II, que utiliza el dispositivo de la invención, es un método de decodificación 3D que está basado en optimización multivariable y permite la reconstrucción 3D completa del objeto en una única adquisición.

A fin de una mejor comprensión de la presente invención se explican a continuación las figuras adjuntas a las cuales se hacen referencia. En las figuras, a iguales números de referencia corresponden iguales o equivalentes elementos constitutivos de los ejemplos de realización del dispositivo de la invención.

La figura 1 es parte del arte previo y es un corte según el plano X-Z de un sistema radiográfico convencional. Se incluyen en el gráfico: la fuente puntual (1), el objeto (2) consistente en una distribución arbitraria del coeficiente de atenuación $\mu(r)$, el haz homocéntrico de radiación (3) y el detector (4).

La figura 2 es parte del arte previo y es una vista según el plano X-Z de un sistema de radiografía codificada mediante máscara codificadora. Se incluyen en el gráfico: el objeto (2) consistente en una distribución arbitraria del coeficiente de atenuación $\mu(r)$, el detector (4), la fuente extensa plana de forma arbitraria (101) con una distribución de radiancia uniforme sobre la superficie de emisión, el haz de radiación codificador multidireccional del arte previo (6) y la máscara codificadora (7).

La figura 3 es parte del arte previo y es una vista según los planos X-Y y X-Z de una máscara codificadora (7) utilizada en el sistema de radiografía codificada mediante máscara codificadora de la figura 2.

La figura 4 es parte del arte previo y es una vista según el plano X-Z de un

sistema de radiografía codificada mediante fuente codificadora. Se incluyen en el gráfico: el objeto (2) consistente en una distribución arbitraria del coeficiente de atenuación $\mu(r)$, el detector (4), el haz de radiación codificador multidireccional del arte previo (6), la fuente extensa plana codificadora del arte previo (8) con una distribución espacial de radiancia no uniforme o una distribución espacial espectral no uniforme, según un patrón geométrico prefijado sobre la superficie de emisión.

La figura 5 es parte del arte previo y es un esquema de un Tubo de rayos X convencional con blanco de única cara (BUC) (31). Se incluyen solamente los componentes relevantes: la tasa focalizadora (9), el filamento de emisión termoiónica de electrones (10), el blanco de única cara (11), el ánodo (12), el haz convergente de electrones (13), y el haz de rayos X a la salida del tubo, (14).

La figura 6 es parte del arte previo y es un esquema de un Tubo de rayos X convencional con blanco de doble cara (BDC) (32). Se incluyen solamente los componentes relevantes: el filamento de emisión termoiónica de electrones (15), el haz de electrones conformado por lentes (16), el sistema de lentes eléctricas y/o magnéticas de manejo del haz de electrones (17), el blanco de doble cara (18), y el haz de rayos X a la salida del tubo, (14).

La figura 7 es un corte según plano X-Z del dispositivo de la presente invención (sin la opción del colimador). Se incluyen en el gráfico: el objeto (2) consistente en una distribución arbitraria del coeficiente de atenuación $\mu(r)$, el detector (4), la fuente codificadora del novedoso dispositivo (5), consistente en una fuente extensa plana de forma rectangular o cuadrada de vértices (75), (76), (77) y (78), con una distribución de radiancia uniforme sobre la superficie de emisión, el haz de radiación codificador multidireccional del dispositivo novedoso (19), y el campo de visión (CDV) (20).

La figura 8 es una vista 3D del dispositivo de la presente invención (sin la opción del colimador). Se incluyen en el gráfico: el objeto (2) consistente en una distribución arbitraria del coeficiente de atenuación $\mu(r)$, el detector (4), la fuente codificadora (5) consistente en una fuente extensa plana de forma rectangular o cuadrada, de vértices (75), (76), (77) y (78), y el campo de visión (CDV) (20).

La figura 9 es un esquema de un Tubo de rayos X con blanco extenso de única cara (BE-UC) (33). Se incluyen solamente los componentes relevantes: la tasa focalizadora (9), el filamento de emisión termoiónica de electrones (10), el blanco extenso de única cara (23), el ánodo (12), el sistema de lentes eléctricas y/o magnéticas de manejo del haz de electrones (21), el haz de electrones desfocalizado (22), y el haz de radiación codificador multidireccional del dispositivo novedoso (19). Se indican las partes componentes del BE-UC, a saber: el material excitado-emisor (25), de formato rectangular o cuadrado, apoyado sobre el sustrato (24) de bajo Z y baja densidad.

La figura 10 es un esquema de un Tubo de rayos X con blanco extenso de doble cara (BE-DC) (34). Se incluyen solamente los componentes relevantes: el filamento de emisión termoiónica de electrones (15), el blanco extenso de doble cara (BE-DC) (28), el sistema de lentes eléctricas y/o magnéticas de manejo del haz de electrones (27), el haz de electrones desfocalizado (26), y el haz de radiación codificador multidireccional del dispositivo novedoso (19). Se indican las partes componentes del BE-DC (28), a saber: la capa emisora (30), de formato rectangular o cuadrado, que descansa sobre el sustrato (29) de bajo Z y baja densidad.

La figura 11 son esquemas de las fuentes propuestas para el dispositivo de la presente invención con o sin la opción del colimador. Se esquematiza la fuente (40), consistente en la combinación de un tubo de rayos X convencional con blanco de única cara (31) con un blanco extenso foto-excitado BEF (35), y el haz de radiación codificador multidireccional del dispositivo novedoso (19). Se esquematiza también el blanco BEF (35) consistente en la capa emisora (100) depositada sobre el sustrato (37) de baja densidad y bajo Z.

La figura 12 son esquemas de las fuentes propuestas para el dispositivo de la presente invención con o sin la opción del colimador. Se esquematizan la fuente (41) que combina un tubo de rayos X convencional BUC (31) con un BEF-UC (35), la fuente (42) que combina un tubo de rayos X convencional BDC (32) con un BEF-DC (35), la fuente (43) que combina un tubo de rayos X convencional BDC

(32) con un BEF-UC (35), la fuente (44) que combina un tubo de rayos X BE-UC (33) con un BEF-DC (35), y el haz de radiación codificador multidireccional del dispositivo novedoso (19).

La figura 13 son esquemas de las fuentes propuestas para el dispositivo de la presente invención con o sin la opción del colimador. Se esquematizan la fuente (45) que combina un tubo de rayos X BE-UC (33) con un BEF-UC (35), la fuente (46) que combina un tubo de rayos X BE-DC (34) con un BEF-DC (35), la fuente (47) que combina un tubo de rayos X BE-DC (34) con un BEF-UC (35), la fuente (36) consistente en una capa de material radiactivo (38) depositada sobre un sustrato plano (37), la fuente (48) que combina una fuente (36) con un BEF-DC (35), la fuente (49) consistente en una fuente radiactiva gamma de formato anular (39), combinada con un BEF-UC (35), y el haz de radiación codificador multidireccional del dispositivo novedoso (19).

La figura 14 es un corte según plano X-Z del dispositivo de la presente invención con la opción del colimador (53). Se incluyen en el gráfico: el detector (4), la fuente codificadora (5), el colimador convergente (53), el objeto (2), el campo de visión CDV (20), y el campo de visión restringido (CDV-R) (52). El colimador tiene las mismas dimensiones y formato que la fuente y se encuentra en contacto directo con la superficie de la misma.

La figura 15 es una vista según los planos X-Y y X-Z del colimador convergente (53) que se utiliza en el dispositivo de la presente invención con la opción del colimador de la figura 14. Se indica la distancia focal (54) del mismo.

La figura 16 es una vista según los planos X-Y y X-Z del método de codificación con la fuente codificadora (5) y el dispositivo de la presente invención (sin la opción del colimador). Se muestra un elemento atenuante (55) perteneciente al objeto extenso (2). Todo rayo que se origina en la fuente y atraviesa el elemento (55) sufre una atenuación en su intensidad. El conjunto de rayos atenuados conforman el haz atenuado (56) que produce una proyección tipo penumbra (58) con la misma forma que la fuente (cuadrada o rectangular) sobre el detector (4). La posición de la proyección (58) es identificada mediante las

coordenadas del vértice (57).

La figura 17(a) es una vista según los planos X-Y y X-Z del método de codificación con la fuente codificadora (5) y el dispositivo de la presente invención (sin la opción del colimador). Se muestran dos elementos atenuantes (59) y (60) pertenecientes al objeto (2), sus respectivos haces atenuados (61) y (62), y las proyecciones cuadradas correspondientes (65) y (66), referenciada por los vértices (63) y (64), sobre el plano del detector (4). En la figura 17 (b), sobre el plano del detector (4), se observa una multitud de proyecciones superpuestas que conforman la imagen codificada (67).

La figura 18 es una vista 3D del CDV (20), discretizado en vóxeles octaédricos cuyas dimensiones y orientaciones dependen de la posición de dicho vóxel en el campo de visión CDV (20). Se muestra ampliado un vóxel particular (68). Se indican los seis vértices (69), (70), (71), (72), (73) y (74) del vóxel.

En la figura 19 se ilustra el primer paso del método de decodificación I, o sea, la detección diferencial en la dirección X. Se parte de considerar el flujo total en la región (79) subtendida por cuatro pixeles vecinos y toda la superficie de la fuente (5). Participan en el flujo diferencial, los flujos comprendidos por las regiones (80) y (82) incluídas en la región (79). Se indican los vértices (75), (76), (77) y (78) de la fuente codificadora (5), el campo de visión CDV (20) del sistema, el objeto (2), y el detector (4).

En la figura 20 se ilustra el segundo paso del método de decodificación I, es decir, la detección diferencial en la dirección Y. Se parte de considerar el flujo total en la región (83) subtendida por dos pixeles vecinos y el borde limitado por los vértices (76) y (77) de la fuente (5). Participan en el flujo diferencial, los flujos comprendidos por las regiones (84) y (86), incluídas en la región (83). La región piramidal (84) es el volumen de detección final. Se indican también los vértices restantes (75) y (78) de la fuente (5), el campo de visión CDV (20) del sistema, el objeto (2), y el detector (4).

En la figura 21 se 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 del coeficiente de atenuación, 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 22 es una vista 3D de la aplicación del dispositivo de la presente invención con la opción del colimador, en el ámbito de la Radiografía de diagnóstico médico. Se muestran el detector (4), la fuente codificadora (5), el colimador convergente (53), el campo de visión CDV (20) del sistema, el campo de visión restringido CDV-R (52), y el paciente (87).

La figura 23 es una vista 3D de la aplicación del dispositivo de la presente invención sin la opción del colimador, en el ámbito de la Radiografía de especímenes de biopsia y de Ensayo No destructivo de Materiales (END) mediante rayos X, para especímenes incluidos totalmente en el CDV del sistema. Se muestran el detector (4), la fuente codificadora (5), el haz de radiación codificador multidireccional del dispositivo novedoso (19), el campo de visión CDV (20), y el espécimen (88). Se muestran posibles estructuras a visualizar en el interior del espécimen, tales como microcalcificaciones en el caso de biopsias mamarias o defectos (burbujas, inhomogeneidades, grietas, etc) en el caso de aplicaciones de END.

La figura 24 es una vista 3D de la aplicación del dispositivo de la presente invención con la opción del colimador, en el ámbito de Ensayo No destructivo de Materiales (END) mediante rayos X, para objetos extensos, que por sus grandes dimensiones, no pueden ser incluidos totalmente en el CDV del sistema. Se muestran el detector (4), la fuente codificadora (5), el colimador convergente (53), el campo de visión CDV (20), el campo de visión restringido CDV-R (52), y el objeto (89) que contiene defectos (burbujas, inhomogeneidades, grietas, etc) a ser sometidas a inspección visual.

La figura 25 es un diagrama explicativo secuencial, que muestra sucesivamente los pasos de adquisición, codificación y decodificación según el método I, utilizando el dispositivo de la presente invención sin la opción del colimador. El objeto atenuante consiste en dos esferas idénticas (90) y (91) que

poseen un coeficiente de atenuación uniforme en su interior, el mismo para ambas esferas. La imagen original codificada (92) es procesada y restaurada obteniéndose la imagen (93), la cual, a su vez es decodificada obteniéndose la imagen (94) que consiste en cuatro campos cuadrados adyacentes, en cada uno de los cuales se registra una proyección de la distribución de atenuación original desde cada uno de los cuatro vértices (75), (76), (77) y (78) de la fuente cuadrada codificadora (5). También se observa en la figura el detector (4).

La figura 26 es un diagrama explicativo secuencial, que muestra sucesivamente los pasos de adquisición, codificación y decodificación según el método II, utilizando el dispositivo de la presente invención sin la opción del colimador. El objeto atenuante consiste en dos esferas idénticas (90) y (91) que poseen un coeficiente de atenuación uniforme en su interior, el mismo para ambas esferas. La imagen original codificada (92) es procesada y restaurada obteniéndose la imagen (93). Esta imagen es modelizada con una imagen-objetivo perfecta, mediante un método computacional de optimización no-lineal (95), que permite reconstruir las magnitudes (96) de los coeficientes de atenuación: $\{\mu_1(r_1), \mu_2(r_2), \dots, \mu_N(r_N)\}$. La reconstrucción de la distribución 3D del coeficiente de atenuación puede ser representada en un dispositivo de visualización computacional (97) mediante técnicas de renderizado volumétrico 3D, o mediante técnicas y dispositivos estereoscópicos. Se puede observar en la figura cada uno de los cuatro vértices (75), (76), (77) y (78) de la fuente cuadrada codificadora (5) y también se observa el detector (4).

La figura 27 es un ejemplo de realización práctica del invento, en el campo de la mamografía de rayos X. Permite la detección y visualización 3D de microcalcificaciones mamarias en una única adquisición. Es un diagrama explicativo secuencial, que muestra sucesivamente los pasos de adquisición, codificación y decodificación según el método II, utilizando el del dispositivo de la presente invención con la opción del colimador. Se indica el objeto, consistente de la mama (98) que incluye las microcalcificaciones (99). El colimador convergente (53) restringe el campo CDV a la región CDV-R (52) seleccionada. La imagen

original codificada (92) es procesada y restaurada obteniéndose la imagen (93). Esta imagen es modelizada con una imagen-objetivo perfecta, mediante un método computacional de optimización no-lineal (95), que permite reconstruir las magnitudes (96) de los coeficientes de atenuación: $\{\mu_1(r_1), \mu_2(r_2), \dots, \mu_N(r_N)\}$. La reconstrucción de la distribución 3D de las microcalcificaciones puede ser representada en un dispositivo de visualización computacional (97) mediante técnicas de renderizado volumétrico 3D, o mediante técnicas y dispositivos estereoscópicos. Se puede observar en la figura cada uno de los cuatro vértices (75), (76), (77) y (78) de la fuente cuadrada codificadora (5) y también se observa el detector (4).

La figura 28, en la tabla 1, resume los componentes que integran cada una de las fuentes codificadoras (FC) posibles del dispositivo de la invención y las características de los espectros de salida resultantes. Donde se describen las Fuentes A-M en función de sus componentes como ser Tubo de rayos X convencional con blanco de única cara (BUC) (31), Tubo de rayos X convencional con blanco de doble cara (BDC) (32), Tubo de rayos X con blanco extenso de única cara (BE-UC) (33), Tubo de rayos X con blanco extenso de doble cara (BE-DC) (34), Fuente radiactiva gamma (FG), Blanco extenso foto-excitado de doble cara (BEF-DC) y Blanco extenso foto-excitado de única cara (BEF-UC).

La figura 29, en la tabla 2, muestra los principales nucleidos utilizados en radiografía gamma industrial y médica. Se indican los principales modos de producción de cada uno de ellos, su período de semidesintegración ($T_{1/2}$) y las energías de las cinco líneas más intensas emitidas. La intensidad se mide en porcentaje (%), como el número de fotones emitidos por cada 100 desintegraciones.

A continuación se realiza una descripción detallada del dispositivo para obtener imágenes de la distribución del coeficiente de atenuación de un objeto y a los métodos de codificación y decodificación de la presente invención.

La fuente codificadora (FC) del dispositivo de la presente invención: Consiste en una placa plana de forma rectangular o cuadrada que emite radiación de alta energía, desde toda el área de una de sus caras. Los tipos de radiaciones emitidas pueden ser electromagnética, de partículas masivas, o combinaciones de ambos tipos de estas radiaciones. En el caso de que se emita solamente radiación electromagnética, la forma de emisión es espacialmente incoherente, ya que la fuente consiste en una distribución 2D de pequeñas fuentes elementales independientes que cubren toda la superficie cuadrada o rectangular. Cada fuente elemental emite radiación en forma isotrópica. El espectro de la radiación emitida puede ser continuo, discreto o la combinación de espectros discreto/continuo. Las energías de la radiación electromagnética emitida están comprendidas dentro de los intervalos de emisión de rayos X característicos, radiación de frenamiento, y radiación gamma.

La emisión se produce mediante alguno de los tres siguientes métodos, o combinaciones de los mismos: A) excitación atómica de los materiales que constituye la placa mediante el impacto de haces de electrones energéticos, rayos X o rayos gamma, emitiéndose en el proceso, rayos X característicos. B) Impacto de partículas cargadas (típicamente electrones) en una de las caras del material para producir radiación de frenamiento. C) Distribución uniforme de un material radiactivo, sobre una superficie plana rectangular o cuadrada. En este caso, se pueden utilizar radioisótopos emisores de alguna de las siguientes radiaciones o combinaciones de varias de ellas: radiaciones alfa (α), beta negativa (β^-), beta positiva (β^+), gamma (γ) y rayos X característicos. También pueden construirse fuentes que emitan radiaciones de electrones, protones o neutrones provenientes de otros dispositivos generadores.

Las fuentes codificadoras propuestas para el dispositivo de la presente invención se pueden agrupar en trece tipos diferentes (Fuente A–Fuente M) según los dispositivos de generación de radiación de excitación, tipos de blancos usados, y la configuración geométrica entre ellos. En la tabla 1 de la figura 28 se resumen

todos los componentes que integran cada una de las fuentes y las características de los espectros resultantes.

A continuación se comentan los principales tipos de dispositivos usados para excitación mediante haces electrónicos:

1-Tubo de rayos X convencional con blanco de única cara (31), como puede verse en la figura 5 conformando el arte previo.

2-Tubo de rayos X convencional con blanco de doble cara (32), como puede verse en la figura 6, también conformando el arte previo.

3-Tubo de rayos X con blanco extenso de única cara (33), como puede verse en la figura 9 y corresponde a una fuente novedosa para el dispositivo de la presente invención. El diseño difiere de un tubo convencional en los siguientes aspectos: El haz de electrones incide con una sección transversal apreciable, no cuasi-puntual, sobre el blanco. El tamaño de la sección transversal es controlable mediante dispositivos eléctricos y/o magnéticos. El blanco es extenso, hecho de materiales como molibdeno, plata, estaño, cobre, bario, cerio, tungsteno, oro, plomo, bismuto, uranio o combinaciones físicas o químicas de varios de estos elementos, y depositado sobre un ánodo masivo que posee buenas propiedades eléctricas y de conductividad térmica para lograr una adecuada disipación del calor y baja emisión fluorescente de bajas energías. Materiales adecuados para el ánodo pueden ser cobre o grafito. El spot focal extenso asume una forma rectangular o cuadrada mediante dos posibles métodos. En el primero, el blanco asume la forma de una placa plana rectangular o cuadrada colocada o inserta sobre un sustrato hecho de un material de baja densidad y bajo Z, como aluminio o berilio. En este caso el haz electrónico puede tener una sección transversal de forma arbitraria que incide sobre la totalidad de la superficie del blanco abarcando inclusive parte del sustrato. En el otro método, se restringe la sección transversal del haz, de forma que adopte una forma cuadrada o rectangular mediante el uso de obturadores hechos de materiales absorbentes de la radiación, e incide sobre un blanco de mayor área que la sección transversal del

haz. Finalmente, resulta un tercer método en el que se pueden combinar los dos anteriores.

4-Tubo de rayos X dedicado con blanco extenso de doble cara (34), como puede verse en la figura 10 y corresponde a una fuente novedosa para el dispositivo de la presente invención. El diseño difiere de un tubo convencional de blanco de doble cara (BDC) en los siguientes aspectos. El haz de electrones incide con una sección transversal apreciable, no cuasi-puntual, sobre el blanco. El tamaño de la sección transversal es controlable mediante dispositivos eléctricos y/o magnéticos. El blanco es extenso, formado por una lámina de algunos de estos materiales: molibdeno, plata, estaño, cobre, bario, cerio, tungsteno, oro, plomo, bismuto, uranio o combinaciones físicas o químicas de varios de estos elementos. El blanco se deposita sobre un sustrato delgado, de baja densidad, bajo Z, y de buena conductividad térmica como berilio, aluminio, o carbono. El spot focal extenso asume una forma rectangular o cuadrada mediante dos posibles métodos. En el primero, el blanco asume la forma de una lámina rectangular o cuadrada colocada sobre el sustrato. En el otro método, se restringe la sección transversal del haz, de forma que adopte una forma cuadrada o rectangular mediante el uso de obturadores de materiales absorbentes a la radiación, e incide sobre un blanco de mayor área que la sección transversal del haz. Finalmente, resulta un tercer método en el que se pueden combinar los dos anteriores.

En otra configuración, el diseño puede ser similar al tubo de rayos X de energía seleccionable propuesto por H. K. Charles, Jr., et al, (Patente Americana U.S. 7,186,022 del 2007) pero utilizando blancos extensos. Los blancos son intercambiables y están hechos de diferentes elementos, de esta forma, se pueden seleccionar las energías adecuadas para cada aplicación. La diferencia de potencial se ajusta automáticamente para cada blanco elegido a los fines de maximizar en cada caso la emisión fluorescente. El blanco seleccionado tiene un espesor optimizado para absorber la mayor parte de la radiación de frenamiento producida fuera del intervalo de energías de interés y dirigida hacia la región de

utilización del haz. La radiación de frenamiento –cuya energía supera a la energía de enlace de la capa K del blanco– es absorbida y reemitida como fluorescencia; esta radiación secundaria contribuye a la intensidad del haz útil.

El Blanco extenso foto-excitado ó BEF (35), como puede verse en las figuras 11, 12 y 13. Consiste en una lámina plana de formato cuadrada o rectangular, hecha de algunos de estos materiales de elevado rendimiento de fluorescencia de rayos X: molibdeno, plata, estaño, cobre, bario, cerio, tungsteno, oro, plomo, bismuto, uranio o combinaciones físicas o químicas de varios de estos elementos. También puede estar conformada por un apilamiento de capas paralelas y adyacentes hechas de diferentes combinaciones de los materiales indicados. Esta capa o conjunto de capas emisoras (100) se deposita sobre un sustrato (37) hecho de un material o combinaciones de diferentes materiales de baja densidad y bajo Z. como berilio, aluminio, grafito, polímeros o una combinación de estos elementos.

De acuerdo a la geometría de utilización del BEF, se consideran dos casos:

1- Blanco extenso foto-excitado de doble cara (BEF-DC). La radiación incide sobre una cara del BEF (35) y se utiliza la radiación fluorescente que emerge por la cara opuesta.

2- Blanco extenso foto-excitado de única cara (BEF-UC). La radiación incide sobre una cara del BEF (35), utilizándose la radiación fluorescente que emerge por la misma cara.

Las novedosas configuraciones de fuentes codificadoras para el dispositivo de la presente invención son las explicadas a continuación:

Fuente A (33): Consiste en el uso directo de la radiación de salida de un tubo de rayos X con blanco extenso de única cara, como puede verse en la figura 9.

Fuente B (34): Consiste en el uso directo de la radiación de salida un tubo de rayos X con blanco extenso de doble cara, como se observa en la figura 10.

Fuente C (40): Consiste en un tubo de rayos X convencional con blanco de única cara (31) cuya radiación de salida incide sobre un BEF-DC. La radiación incide sobre una cara del BEF, utilizándose la radiación fluorescente que emerge por la cara opuesta, como se aprecia en la figura 11.

Fuente D (41): Consiste en un tubo de rayos X convencional con blanco de única cara (31) cuya radiación de salida incide sobre un BEF-UC. La radiación incide sobre el BEF (35), utilizándose la radiación fluorescente que emerge de la misma cara de excitación, como se esquematiza en la figura 12.

Fuente E (42): Es presentada en la figura 12 y consiste en un tubo de rayos X convencional con blanco de doble cara (32) cuya radiación de salida incide sobre un BEF-DC. La radiación incide sobre una cara del BEF (35), utilizándose la radiación fluorescente que emerge por la cara opuesta.

Fuente F (43): Consiste en un tubo de rayos X convencional con blanco de doble cara (32) cuya radiación de salida incide sobre un BEF-UC. La radiación incide sobre el BEF (35), utilizándose la radiación fluorescente que emerge de la misma cara de excitación, como se esquematiza en la figura 12.

Fuente G (44): Es presentada en la figura 12 y consiste en un tubo de rayos X dedicado con blanco extenso de única cara (33) cuya radiación de salida incide sobre un BEF-DC. La radiación incide sobre una cara del BEF (35), utilizándose la radiación fluorescente que emerge por la cara opuesta.

Fuente H (45): Consiste en un tubo de rayos X dedicado con blanco extenso de única cara (33) cuya radiación de salida incide sobre un BEF-UC. La radiación incide sobre el BEF (35), utilizándose la radiación fluorescente que emerge de la misma cara de excitación, esquematizada en la figura 13.

Fuente I (46): Es presentada en la figura 13 y consiste en un tubo de rayos X dedicado con blanco extenso de doble cara (34) cuya radiación de salida incide

sobre un BEF-DC. La radiación incide sobre una de las caras del BEF, utilizándose la radiación fluorescente que emerge por la cara opuesta.

Fuente J (47): Consiste en un tubo de rayos X dedicado con blanco extenso de doble cara (34) cuya radiación de salida incide sobre un BEF-UC. La radiación incide sobre una cara del BEF (35), utilizándose la radiación fluorescente que emerge por la misma cara, esquematizada en la figura 13.

Fuente K (36): Es presentada en la figura 13 y consiste en un sustrato plano (37) sobre el cual se deposita, en forma uniforme, una capa de material radiactivo (38) que emite radiaciones de alta energía, nucleares y/o atómicas, (se describirá solamente el caso de una fuente emisora de rayos gamma y/o rayos X). Se utiliza esta radiación en forma directa. La capa radiactiva tiene formato rectangular o cuadrado. El material radiactivo se basa en uno o varios de los nucleídos indicados en la tabla 2, de la figura 29, conocidos en el estado del arte, o en combinaciones físicas o químicas de materiales que incluyan uno o varios nucleídos de esta tabla o algún otro nucleído emisor de radiaciones gamma y/o X. La capa radiactiva puede colocarse entre dos capas de materiales fluorescentes adyacentes o bien, pueden alternarse varias capas de materiales radiactivos con varias capas de materiales fluorescentes. Las capas fluorescentes están hechas de elementos químicos de elevado rendimiento de fluorescencia de rayos X, que al ser excitados por el material radiactivo adyacente, emiten radiación X característica modificando el espectro original de la capa radiactiva. La FG (Fuente Gamma) puede obtenerse por irradiación directa con neutrones o protones, de una placa cuadrada o rectangular de materiales estables, que son activados durante la irradiación. El material del sustrato (37) puede variar según el tipo de aplicación. Pueden elegirse materiales que no contribuyan a la radiación emitida por la fuente (materiales de baja fluorescencia), y también pueden utilizarse materiales absorbentes como blindaje. En este caso, el sustrato se compone de varias capas. La primera capa, que se encuentra en contacto directo con el material radiactivo, se compone de uno o varios materiales de bajo Z y baja densidad como aluminio,

berilio o polímeros. Las capas siguientes se componen de materiales que tienen, sucesivamente, valores incrementales de Z, como hierro, cobre, y una última capa externa de plomo, tungsteno o uranio.

Fuente L (48): Consiste en una fuente radiactiva gamma (36), (puede tener formato no rectangular) cuya radiación de salida incide sobre un BEF-DC. La radiación incide sobre una cara del BEF (35), utilizándose la radiación fluorescente que emerge por la cara opuesta, esquematizada en la figura 13.

Fuente M (49): Es presentada en la figura 13 y consiste en una fuente radiactiva gamma de formato anular (39), cuya radiación de salida incide sobre un BEF-UC ubicado en la región central del anillo. La radiación incide sobre el BEF (35), utilizándose la radiación fluorescente que emerge de la misma cara de excitación. La fuente anular consiste en material radiactivo emisor de radiación gamma y/o X, depositado sobre un soporte anular cuadrado, o un anillo de material estable activado por irradiación con neutrones o protones. En el caso más general, la fuente puede consistir de un conjunto de capas emisoras (38) sobre el sustrato (37), ambos ya descriptos arriba.

El método de codificación que utiliza el dispositivo de la presente invención, considera la fuente codificadora (FC) según la descripción de la misma hecha en las Fuente A a M. Las radiaciones emitidas por la FC pueden ser radiaciones electromagnéticas de alta energía como rayos X característicos, rayos gamma o radiación de frenamiento. También puede ser radiaciones de partículas masivas de elevada energía cinética, como las radiaciones de origen nuclear: α , β^- , β^+ , y neutrones. Asimismo, pueden emitirse radiaciones de electrones, protones, o neutrones generados de otras maneras.

Consideremos un objeto ubicado entre la FC y el detector. El objeto, consistente de uno o varios materiales atenuantes, está caracterizado por una distribución 3D arbitraria de un coeficiente de atenuación $\mu(r)$. A efectos de

utilizar el método de codificación, se considera que el objeto consiste en un conjunto finito de elementos volumétricos de atenuación, suficientemente pequeños. Se asume que cada elemento tiene propiedades atenuantes isotrópicas y uniformes, de manera que el elemento está caracterizado por un único coeficiente de atenuación. Por lo tanto, el objeto se puede modelizar mediante el siguiente conjunto finito de elementos atenuantes: $\{e_1(\mathbf{r}_1), e_2(\mathbf{r}_2), \dots, e_N(\mathbf{r}_N)\}$, donde N el número máximo de fuentes elementales que el detector puede discriminar. Cada elemento atenuante $e_i(\mathbf{r}_i)$ queda caracterizado por su ubicación $\mathbf{r}_i$, y el valor de su coeficiente de atenuación μ_i . De este modo, la distribución continua $\mu(\mathbf{r})$, se puede aproximar por la distribución discreta conformada por el siguiente conjunto finito de coeficientes de atenuación: $\{\mu_1(\mathbf{r}_1), \mu_2(\mathbf{r}_2), \dots, \mu_N(\mathbf{r}_N)\}$.

El método de codificación incluye prescripciones sobre la configuración geométrica entre los elementos componentes: FC, objeto y detector. La totalidad del volumen del objeto debe estar incluido en una región geométrica (20) que se denominará campo de visión (CDV) del sistema (figura 18). Esta región tiene forma octaédrica y sus límites están determinados por las dimensiones y posiciones relativas de la FC y del detector. Si el volumen del objeto excede las dimensiones del CDV o parte del objeto se encuentra fuera del CDV del sistema, se utiliza un colimador convergente (53) colocado en contacto directo con la FC, para restringir el intervalo de direcciones de la radiación emitida y lograr que la radiación atravesase únicamente partes del objeto incluidas en el CDV. De esta manera, el colimador define un campo de visión más pequeño que el CDV original y que está incluido en el mismo, que llamaremos campo de visión restringido (CDV-R).

La radiación atraviesa el objeto y forma una imagen codificada sobre el plano del detector. Cada elemento atenuante $e_i(\mathbf{r}_i)$ que constituye el objeto proyecta una sombra sobre el plano del detector, esta sombra tiene la misma forma geométrica que la FC (es decir, rectangular o cuadrada). Luego, la imagen obtenida es la

superposición de todas las proyecciones elementales, generadas por todos los elementos de atenuación: $\{e_1(r_1), e_2(r_2), \dots, e_N(r_N)\}$ que constituyen el objeto.

El campo de visión CDV del sistema queda determinado por dos condiciones: 1)-que todas las proyecciones generadas por todos los elementos atenuantes se proyecten en forma completa sobre el detector y 2)-que algún punto de cada proyección pase por el centro geométrico del detector.

La codificación se realiza a través de los tamaños, ubicaciones y valores de atenuación de las proyecciones elementales registradas sobre el plano del detector como sombras de formato rectangular o cuadrada. Si se asume que la fluencia medida sobre el detector es uniforme en ausencia de objeto atenuante, y tiene un valor medio I_0 , entonces la fluencia I_{μ_i} medida en el área de sombra generada por cada elemento atenuante $e_i(r_i)$ colocado en el CDV, con coeficiente de atenuación μ_i , tiene un valor dado por $I_{\mu_i} = [1 - g(r_i)(1 - e^{-\mu_i a(r_i)})] I_0$, donde $g(r_i)$, $0 < g < 1$, es un factor geométrico que depende solamente de parámetros de configuración del sistema y de la posición r_i del elemento $e_i(r_i)$. En el segundo factor, $a(r_i)$ es la dimensión lineal típica del elemento $e_i(r_i)$, se incluye una dependencia espacial para el caso en que los elementos atenuantes tengan dimensiones dependientes de la posición. Si el elemento atenuante se encuentra sobre el eje Z, en ese caso el factor $g(r_i)$ vale: $g(z_i) = \left(\frac{a z_f}{2p z_i}\right)^2$ donde z_f representa la distancia de la fuente al plano del detector, z_i representa la distancia del elemento $e_i(r_i)$, al plano del detector, y $2p$ es la longitud de cada lado de la fuente (cuadrada).

En el centro geométrico del detector, la atenuación tienen su máxima intensidad ya que allí se superponen todas las atenuación producidas por las proyecciones individuales generadas por el conjunto de elementos atenuantes

$\{e_1(\mathbf{r}_1), e_2(\mathbf{r}_2), \dots, e_N(\mathbf{r}_N)\}$ ubicados en el CDV, con coeficientes de atenuación $\{\mu_1(\mathbf{r}_1), \mu_2(\mathbf{r}_2), \dots, \mu_N(\mathbf{r}_N)\}$. Luego, la fluencia I_{μ_T} medida en el centro del detector tiene un valor dado por
$$I_{\mu_T} = \left[1 - \sum_{i=1}^N g(\mathbf{r}_i) (1 - e^{-\mu_i a(\mathbf{r}_i)}) \right] I_0.$$

La posición y tamaño de cada proyección sobre el plano del detector guarda una relación biunívoca con la posición del elemento atenuante que la generó. Por ejemplo, sean dos elementos atenuantes en el CDV. 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. Por otro lado, la relación $I_{\mu_i} = \left[1 - g(\mathbf{r}_i) (1 - e^{-\mu_i a(\mathbf{r}_i)}) \right] I_0$ permite calcular el coeficiente de atenuación μ_i , del elemento $e_i(\mathbf{r}_i)$, dada la intensidad I_{μ_i} de la proyección generada por dicho elemento sobre el detector. De esta manera queda registrada una imagen codificada de la distribución espacial 3D del coeficiente de atenuación $\mu(\mathbf{r})$.

La sombra producida por la proyección del elemento $e_i(\mathbf{r}_i)$ con coeficiente μ_i , representa una atenuación S_{μ_i} de la fluencia original I_0 , que definiremos como: $S_{\mu_i} \equiv 1 - I_{\mu_i} / I_0$, con $0 \leq S_{\mu_i} \leq 1$. Luego, $S_{\mu_i} = g(\mathbf{r}_i) (1 - e^{-\mu_i a(\mathbf{r}_i)})$ y la atenuación total S_{μ_T} en el centro del detector vale:
$$S_{\mu_T} = \sum_{i=1}^N S_{\mu_i} \text{ con } 0 \leq S_{\mu_T} \leq 1.$$

Procesamiento final de la etapa de codificación: 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.

El método de decodificación I que utiliza el dispositivo de la presente invención se aplica luego del procesamiento final de la etapa de codificación explicada anteriormente y consiste en la aplicación de un método de detección diferencial de la fluencia, en direcciones ortogonales, que permite reconstruir cuatro proyecciones de fuentes estrictamente puntuales. Este método se implementa calculando los cocientes entre las fluencias detectadas por píxeles vecinos, de un conjunto de cuatro píxeles adyacentes. Por ejemplo, si consideramos un píxel arbitrario D_{ij} , se debe determinar las fluencias $I_{ij}, I_{i,j+1}, I_{i+1,j}, I_{i+1,j+1}$, correspondientes a los píxeles $D_{ij}, D_{i,j+1}, D_{i+1,j}, D_{i+1,j+1}$ respectivamente. También deben determinarse las fluencias en dichos píxeles en ausencia del objeto atenuante, a saber: $I_{ij}^0, I_{i,j+1}^0, I_{i+1,j}^0, I_{i+1,j+1}^0$. Con estos valores, se calcula la atenuación diferencial en el píxel D_{ij} , como: $(I_{i+1,j} \ I_{i,j+1})^{-1} (I_{ij} \ I_{i+1,j+1}) (I_{i+1,j}^0 \ I_{i,j+1}^0) (I_{ij}^0 \ I_{i+1,j+1}^0)^{-1}$ siempre que D_{ij} pertenezca a los cuadrantes I y III del sistema de coordenadas sobre el plano del detector. En el caso en que D_{ij} pertenece a los cuadrantes II y IV, la atenuación diferencial en dicho píxel se calcula como: $(I_{i+1,j} \ I_{i,j+1}) (I_{ij} \ I_{i+1,j+1})^{-1} (I_{i+1,j}^0 \ I_{i,j+1}^0)^{-1} (I_{ij}^0 \ I_{i+1,j+1}^0)$. Este cálculo se realiza para cada píxel de la imagen, es decir $1 \leq i, j \leq n$, donde se considera que el detector tiene un tamaño de $n \times n$ píxeles. En resumen, el método de decodificación consiste en la aplicación de una operación no lineal sobre la imagen codificada original. El operador está definido por la expresión de la atenuación diferencial indicada arriba y opera sobre submatrices 2×2 de la imagen codificada. Este método de decodificación produce como resultado final, cuatro imágenes diferentes, cada una de las cuales representa una proyección del objeto original desde un punto de vista diferente, que se corresponde con cada uno de los cuatro vértices de la fuente codificadora cuadrada.

El método de decodificación II que utiliza el dispositivo de la presente invención se aplica luego del procesamiento final de la etapa de codificación, ya descrita y consiste en la modelización de la imagen con una imagen-objetivo perfecta, mediante un método de optimización no-lineal multi-variable. 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 los elementos atenuantes. 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 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 y coeficiente de atenuación μ_i de cada una de elementos atenuantes e_i que constituyen el objeto. Con esta información es posible la reconstrucción 3D de la distribución del coeficiente de atenuación del objeto $\mu(r)$, mediante diversas técnicas como el renderizado volumétrico y/o la visualización con sistemas estereoscópicos.

Como puede observarse en las figuras 7 a 13, la configuración del dispositivo de la presente invención sin el colimador, o sea, en el caso de objetos totalmente incluidos en el campo de visión del sistema CDV: Consiste entonces en una fuente codificadora (FC) del tipo descriptas (Fuente A a M) y el detector de imágenes. Ambos elementos son paralelos entre si y sus centros geométricos pasan por el eje Z. Los bordes de la FC 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 antes mencionados, con la finalidad de producir imágenes de la distribución de atenuación del objeto. 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:

Fuente codificadora (FC) (5): Consiste en una placa plana de forma rectangular o cuadrada que emite radiación de alta energía en forma espacialmente incoherente desde toda el área de una de sus superficies, en la forma explicada arriba. En los ejemplos mostrados en las figuras solo se consideran las FC que tienen forma cuadrada. Las dimensiones de la FC dependen de las dimensiones de los demás elementos del sistema, de su ubicación relativa y de la aplicación para la cual se diseña el sistema. En términos generales, las dimensiones características del lado del cuadrado están en el intervalo: 0.1 mm–100 mm.

Detector (4) para ambas configuraciones del dispositivo de la invención, ya sea con o sin colimador (53): Los detectores aptos para la técnica de la presente invención deben reunir algunos requisitos específicos:

Deben ser preferentemente pixelados ya que la técnica se basa en el cálculo diferencial de fluencia entre píxeles vecinos. Sin embargo, es posible utilizar detectores basados en sistemas analógicos como los de pantalla-película o detectores de fósforo foto-estimulable y efectuar la discretización espacial en la etapa de procesamiento de las imágenes.

Deben aceptar rayos que incidan con bastante oblicuidad 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 (en el caso de detectores pixelados) lo más bajo posible ya que esto afectaría la hipótesis de independencia del conteo entre píxeles vecinos.

Una realización posible del detector preferido para los nuevos sistemas 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 μ 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 los nuevos sistemas 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 la nueva técnica, cuando se utilizan rayos X o rayos gamma de baja energía. En este caso, ya existen implementaciones como los detectores MEDIPIX que constan de una capa sensora semiconductora 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 3.4×10^7 fotones/mm²s).

Como se ve en la figura 14, la configuración del dispositivo de la presente invención con el colimador, o sea, en el caso de objetos cuyo tamaño excede el campo de visión del sistema CDV, consiste en una fuente codificadora (5) (FC) del tipo de las ya descritas (Fuente A a M), de un colimador convergente (53) en contacto directo con la FC, y de un detector de imágenes (4). Los tres elementos son paralelos entre si y sus centros geométricos pasan por el eje Z. Los bordes de la FC son paralelos a los lados de los píxeles (en el caso en que el detector sea pixelado). El colimador convergente (53) tiene forma piramidal trunca con base rectangular o cuadrada. La base más amplia del colimador se apoya directamente sobre la FC y tiene sus mismas dimensiones. De la base de menor área emerge la radiación. 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 antes mencionados, con la finalidad de producir imágenes radiográficas de la distribución de atenuación del objeto. El tamaño y disposición de los elementos así como la tecnología del detector pueden variar de acuerdo al ámbito técnico de la aplicación.

En la figura 15, se detalla el colimador convergente (53): Consiste en 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 (54). 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. El conjunto de celdillas conforma un volumen de forma piramidal trunca con base rectangular o cuadrada. La radiación incide por la base más amplia y emerge por la de menor área.

Empleando las figuras descriptas previamente observamos que el método de codificación se esquematiza en las figuras 16 y 17. La codificación se realiza mediante la configuración del dispositivo de la invención, sin la opción de colimador, esquematizado en las figuras 7 y 8, y mediante la configuración del dispositivo de la invención, con la opción de colimador, esquematizado en la figura 14. Los métodos de decodificación I y II se esquematizan en las figuras 18, 19, 20 y 21.

En las figuras indicadas, (5) representa la fuente codificadora con sus vértices (75), (76), (77), y (78). La referencia (2) representa la distribución espacial del coeficiente de atenuación también llamada genéricamente objeto. La totalidad del objeto (2) o parte del mismo se encuentra inmerso en el campo de visión del sistema o CDV (20).

El CDV (20) del sistema se define como la región tri-dimensional que posee la siguiente propiedad: La proyección cuadrada producida por cualquier elemento atenuante arbitrario contenido en la región (20), está totalmente incluida en el campo del detector y contiene el origen de coordenadas. La región (20) tiene forma octaédrica delimitada por aristas e_i que pueden expresarse mediante las ecuaciones paramétricas siguientes:

$$e_i(k) = \left\{ \begin{array}{ll} V_j k, & 0 \leq k \leq \frac{q}{q+2p} \\ (V_i - W_j)k + W_j, & \frac{q}{q+2p} \leq k \leq \frac{q}{q+p} \end{array} \right\} \quad 1 \leq i \leq 4$$

(Ecuación 1)

donde: $V_1 = (p, p, z_F)$, $V_2 = (-p, p, z_F)$, $V_3 = (-p, -p, z_F)$, y $V_4 = (p, -p, z_F)$ son las coordenadas de los vértices de la fuente codificadora (5); $W_1 = (q, q, 0)$,

$W_2 = (-q, q, 0)$, $W_3 = (-q, -q, 0)$, y $W_4 = (q, -q, 0)$, son las coordenadas de los vértices del detector. Además, $2p$ y $2q$ representan las dimensiones laterales de la fuente (5) y del detector (4) respectivamente. El subíndice j hace referencia al vértice opuesto al vértice i . Es decir, $(i, j) \in \{(1,3), (2,4), (3,1), (4,2)\}$.

En algunos casos se utiliza un colimador cuadrado convergente (53). La cara de mayor área del colimador tiene tamaño idéntico al de la fuente codificadora (5) colocándosela adyacente y en contacto directo con la fuente. Este colimador reduce el CDV (20) original, a una región más pequeña (52) que llamaremos CDV restringido, o CDV-R. La radiación que atraviesa la máscara es detectada por el detector (4). Los números (55), (59) y (60) indican elementos de atenuación elegidos arbitrariamente entre las que constituyen el objeto extenso (2). Estos elementos producen los haces atenuados (56), (61) y (62) respectivamente, delimitados por los bordes de la fuente (5). Estos haces producen las proyecciones cuadradas (58), (66) y (65) respectivamente, sobre el detector. Estas proyecciones tienen coordenadas de posición (57), (63) y (64) respectivamente, sobre el plano del detector. La imagen (67) muestra una multiplicidad de proyecciones superpuestas. El CDV (20) puede discretizarse en vóxeles octaédricos (68) de vértices (69), (70), (71), (72), (73) y (74). En el cálculo de flujos para obtener la decodificación en la dirección X interviene el flujo total en la región (79) subtendida por cuatro pixeles vecinos y toda la superficie de la fuente (5). También se utiliza en el cálculo, los flujos en las regiones (80) y (82) incluidas en la región (79). En el cálculo de flujos para obtener la decodificación en la dirección Y interviene el flujo total en la región (83) subtendida por dos pixeles vecinos y el borde limitado por los vértices (76) y (77) de la fuente (5). También se utiliza en el cálculo, los flujos comprendidos por las regiones (84) y (86) incluidas en la región (83). La región piramidal (84) es el volumen de detección final.

Las esferas (90) y (91) representan un ejemplo de objeto atenuante consistente en dos regiones esféricas idénticas que poseen un coeficiente de atenuación uniforme en su interior, el mismo para ambas esferas. Los centros de

las esferas se encuentran alineados con el vértice (76) de la fuente (figuras 25 y 26). Este objeto colocado en el sistema I, según la configuración de la figura 25 produce la imagen codificada (92), la cual al ser procesada y restaurada produce la imagen (93). Esta última imagen puede ser decodificada indistintamente según los dos métodos de decodificación I y II. Cuando la imagen (93) es decodificada según el método I, se obtiene la imagen final decodificada (94) que consiste en cuatro campos cuadrados adyacentes, en cada uno de los cuales se registra una proyección de la distribución de atenuación original desde cada uno de los cuatro vértices (75), (76), (77) y (78) de la fuente cuadrada codificadora (5). En el método de decodificación II (figura 26), la imagen (93) es modelizada con una imagen-objetivo perfecta, mediante un método computacional de optimización no-lineal (95), que permite reconstruir las magnitudes (96) de los coeficientes de atenuación: $\{ \mu_1(r_1), \mu_2(r_2), \dots, \mu_N(r_N) \}$. La reconstrucción de la distribución 3D del coeficiente de atenuación puede ser representada en un dispositivo de visualización computacional (97) mediante técnicas de renderizado volumétrico 3D, cortes 2D según planos de interés, o mediante técnicas y dispositivos estereoscópicos.

El método de codificación de la invención es el siguiente: Como primer paso, debe adecuarse el tamaño del objeto (2) al campo de visión CDV (20) del sistema. Si el objeto (2) tiene dimensiones que permiten que el mismo esté totalmente incluido dentro de la región CDV (20), se puede utilizar indistintamente la configuración del dispositivo con o sin la opción del colimador. Es decir, el uso del colimador (53) es opcional. En cambio, si el objeto tiene dimensiones que no permiten que el mismo esté totalmente incluido dentro de la región CDV (20), se deben reducir la apertura angular del haz codificador (19) y el campo de visión debe restringirse a una región de interés CDV-R (52) incluida en el CDV (20). Para lograr este objetivo, se utiliza el colimador convergente (53) que se coloca en contacto directo con la fuente (5).

La radiación proveniente de la fuente (5), constituye el haz codificador (19) que atraviesa el objeto (2) interactuando con el mismo, produciéndose remoción de partículas del haz, que son absorbidas o desviadas. El efecto neto es la atenuación diferencial del haz. Cada elemento atenuante (55) que constituye el objeto extenso (2), y que se encuentra ubicado dentro del CDV original (20) o dentro del CDV-R (52) produce un haz atenuado (56) que proyecta una imagen (58) de la fuente cuadrada (5) sobre el detector (4). La posición (57) y el tamaño del cuadrado proyectado (58) dependen unívocamente de la posición del elemento atenuante. Por ejemplo, dos elementos de atenuación arbitrarios (59) y (60) producen respectivamente, las proyecciones (65) y (66) mediante los haces atenuados (61) y (62). Ambas proyecciones difieren en la posición y/o tamaño de los cuadrados.

La codificación se realiza a través de los tamaños, ubicaciones y valores de atenuación de las proyecciones elementales registradas sobre el plano del detector como sombras de formato rectangular o cuadrada.

Si se asume que la fluencia medida sobre el detector es uniforme en ausencia de objeto atenuante, y tiene un valor medio I_0 , entonces la fluencia I_{μ_i} medida en el área de sombra proyectada por cada elemento atenuante $e_i(r_i)$ colocado en el CDV, con coeficiente de atenuación μ_i , tiene un valor dado por $I_{\mu_i} = [1 - g(r_i)(1 - e^{-\mu_i a(r_i)})] I_0$, donde $g(r_i)$, con $0 < g < 1$, es un factor geométrico que depende de parámetros de configuración del sistema y de la posición r_i del elemento e_i . En el segundo factor, $a(r_i)$ es la dimensión lineal característica del elemento $e_i(r_i)$.

Luego, dado que $g(r_i)$ y $a(r_i)$ representan solamente factores geométricos calculables independientemente de la distribución $\mu(r)$, la magnitud de la atenuación de la fluencia S_{μ_i} en el cuadrado proyectado, codifica el valor del

coeficiente μ_i , del elemento atenuante $e_i(r_i)$ responsable de dicha atenuación, a través de la expresión:

$$S_{\mu_i} = g(r_i)(1 - e^{-\mu_i a(r_i)}) \text{ (Ecuación 2)}$$

La posición y tamaño de cada proyección sobre el plano del detector guarda una relación biunívoca con la posición del elemento atenuante que la generó. Por ejemplo, sean dos elementos atenuantes (59) y (60) en el CDV (20). Sus proyecciones (65) y (66) son siempre diferentes, ya sea porque tienen diferentes tamaños o bien porque se encuentran desplazadas una de otra sobre el plano del detector, (ver coordenadas de posición (63) y (64)). La intersección entre ambos cuadrados conforma un rectángulo, donde la atenuación total vale: $S_{\mu_T} = S_{\mu_1} + S_{\mu_2}$. Por lo tanto, si bien se genera un tercer nivel de atenuación, este nivel permite preservar los bordes de ambas proyecciones y la información geométrica de ambas se conserva.

En el caso más general, cuando el número N de elementos atenuantes es elevado, las N proyecciones se superponen de diferentes maneras, de modo que el número de niveles de atenuación supera ampliamente el valor de N y las atenuaciones se suman en las intersecciones, obteniéndose una imagen de sombras similar a la (67) mostrada como ejemplo. La relación biunívoca entre cada distribución 3D de coeficiente de atenuación $\mu(r)$ y su correspondiente distribución 2D de atenuación sobre el detector, permite registrar una imagen codificada de la distribución espacial 3D del coeficiente de atenuación $\mu(r)$. La información original de las proyecciones individuales se conserva, pudiéndose recuperar con los métodos de decodificación I o II propuestos en la presente invención.

En resumen, la posición y tamaño de cada proyección cuadrada codifican la posición del elemento atenuante, y el valor de la atenuación de la proyección sobre el detector, codifica la magnitud del coeficiente de atenuación.

El método de decodificación, denominado I en la presente invención, se aplica luego del procesamiento final de la etapa B y consiste en la aplicación de un método de detección diferencial de la fluencia, en direcciones ortogonales, que permite reconstruir cuatro proyecciones de fuentes estrictamente puntuales. Este método se implementa calculando los cocientes entre las fluencias detectadas por píxeles vecinos, de un conjunto de cuatro píxeles adyacentes. Por ejemplo, si consideramos un píxel arbitrario D_{ij} , se debe determinar las fluencias $I_{ij}, I_{i,j+1}, I_{i+1,j}, I_{i+1,j+1}$ correspondientes a los píxeles $D_{ij}, D_{i,j+1}, D_{i+1,j}, D_{i+1,j+1}$ respectivamente. También deben determinarse las fluencias en dichos píxeles en ausencia del objeto atenuante, a saber: $I_{ij}^0, I_{i,j+1}^0, I_{i+1,j}^0, I_{i+1,j+1}^0$. Con estos valores, se calcula la atenuación diferencial en el píxel D_{ij} , como: $(I_{i+1,j} \ I_{i,j+1})^{-1} (I_{ij} \ I_{i+1,j+1}) (I_{i+1,j}^0 \ I_{i,j+1}^0) (I_{ij}^0 \ I_{i+1,j+1}^0)^{-1}$ siempre que D_{ij} pertenezca a los cuadrantes I y III del sistema de coordenadas sobre el plano del detector. En el caso en que D_{ij} pertenece a los cuadrantes II y IV, la atenuación diferencial en dicho píxel se calcula como: $(I_{i+1,j} \ I_{i,j+1}) (I_{ij} \ I_{i+1,j+1})^{-1} (I_{i+1,j}^0 \ I_{i,j+1}^0)^{-1} (I_{ij}^0 \ I_{i+1,j+1}^0)$. Este cálculo se realiza para cada píxel de la imagen, es decir $1 \leq i, j \leq n$, donde se considera que el detector tiene un tamaño de $n \times n$ píxeles. En resumen, el método de decodificación consiste en la aplicación convolutiva de una operación no lineal H sobre la imagen codificada original. El operador H está definido por la expresión de la atenuación diferencial indicada arriba y opera sobre submatrices 2 x 2 de la imagen codificada:

$$H \equiv \begin{cases} (I_{i+1,j} \ I_{i,j+1})^{-1} (I_{ij} \ I_{i+1,j+1}) (I_{i+1,j}^0 \ I_{i,j+1}^0) (I_{ij}^0 \ I_{i+1,j+1}^0)^{-1} & \text{cuadrantes I y III} \\ (I_{i+1,j} \ I_{i,j+1}) (I_{ij} \ I_{i+1,j+1})^{-1} (I_{i+1,j}^0 \ I_{i,j+1}^0)^{-1} (I_{ij}^0 \ I_{i+1,j+1}^0) & \text{cuadrantes II y IV} \end{cases}$$

(Ecuación 3)

En el ejemplo de la figura 25, la imagen codificada y restaurada (93) es decodificada mediante el método explicado, obteniéndose la imagen (94), que consiste en cuatro campos cuadrados adyacentes, en cada uno de los cuales se registra la proyección de la distribución del coeficiente de atenuación original $\mu(r)$, desde cada uno de los cuatro vértices (75), (76), (77) y (78) de la fuente codificadora (5)

Este método de decodificación produce como resultado final, cuatro imágenes diferentes, cada una de las cuales representa una proyección del objeto original desde un punto de vista diferente, que se corresponde con cada uno de los cuatro vértices de la fuente codificadora cuadrada (5).

Para el método de decodificación, denominado II en la presente invención, en primer término es necesario descomponer el objeto (2), en un conjunto finito de elementos atenuantes elementales $e_i(r_i)$, de dimensiones finitas, que tengan la forma geométrica adecuada para llenen completamente el espacio de la región CDV (20), y tratar numéricamente la decodificación. Además, es necesario relacionar la posición (x, y, z) de cada voxel con la posición (r, s) y tamaño t de la proyección generada por el mismo (se unifica como terna: (r, s, t)). A tal efecto, el CDV (20) del sistema se descompone en vóxeles octaédricos e_i (68), cada uno de los cuales está caracterizado por su posición r_i , su dimensión lineal característica a , y su coeficiente de atenuación μ_i que se considera uniforme en todo el volumen del mismo. Cada uno de estos vóxeles constituye ahora una fuente elemental que el método II permite reconstruir.

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 CDV, es:

$$P(r,s,t) = \frac{1}{(jt+2p)} [jp(-2-n+2r+t), jp(2+n-2s-t), jtz_f]$$

$$r,s = 1, 2, \dots, \frac{n}{2}$$

(Ecuación 4)

donde j es la dimensión lineal de cada píxel, $2p$ es la dimensión lateral de la fuente, n es el número de píxeles del detector por lado, y z_f la distancia entre la fuente (5) y el detector (4). De la Ecuación 4 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 (4) y el plano de la fuente codificadora (5), las proyecciones mantienen siempre su forma cuadrada.

El método de generación de cada vóxel se realiza de la siguiente manera. Consideremos dentro del CDV (20), el punto de coordenadas (x,y,z) relacionado con las coordenadas (r,s,t) de su proyección a través de la relación de la Ecuación 4. Este punto constituye el vértice inferior (70) del vóxel. Los demás vértices del voxel se asocian a otras proyecciones de la siguiente manera: el vértice (69) está asociado a $(r+1, s+1, t+2)$, el vértice (71) está asociado a $(r+1, s+1, t+1)$, el vértice (72) está asociado a $(r+1, s, t+1)$, el vértice (73) está asociado a $(r, s, t+1)$ y el vértice (74) está asociado a $(r, s+1, t+1)$. De esta manera se genera el voxel arbitrario (68) identificado por las coordenadas (x,y,z) del vértice inferior (70) y su proyección de coordenadas (r,s,t) . Así, la discretización del espacio 2-D sobre el plano del detector, produce una discretización del espacio 3-D en la región CDV, en elementos de volumen (vóxeles) octaédricos (figura 18).

La imagen codificada y restaurada (93) 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 (93) y una combinación lineal general arbitraria de las proyecciones de todas las fuentes elementales pertenecientes al CDV o al CDV-R. Esta combinación lineal general de proyecciones constituye el modelo propuesto. La función error puede construirse de diversas maneras. Por ejemplo, puede calcularse el error cuadrático medio entre la imagen detectada original y la imagen propuesta por el modelo (ver Ecuación 10). Otra función error puede obtenerse efectuando la diferencia entre contornos de nivel de la imagen original (93) 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 atenuación 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 (93).

Dada una distribución arbitraria de coeficiente de atenuación $\mu(\mathbf{r})$, llamada genéricamente objeto (2), el proceso de voxelización lo discretiza en un conjunto de N vóxeles octaédricos $\{e_1(\mathbf{r}_1), e_2(\mathbf{r}_2), \dots, e_N(\mathbf{r}_N)\}$ que actúan como elementos atenuantes, caracterizados por sus respectivos coeficientes de atenuación: $\{\mu_1(\mathbf{r}_1), \mu_2(\mathbf{r}_2), \dots, \mu_N(\mathbf{r}_N)\}$. Cada elemento atenuante i -ésimo ubicada en $\mathbf{r}_i$ comprende un elemento de volumen octaédrico δV_i que posee una coeficiente de atenuación uniforme y sus propiedades de atenuación son aproximadamente isotrópicas.

La distribución de la atenuación S sobre el detector, se representa por una matriz $\{S_{ij}\}$, $1 \leq i, j \leq n$, $0 \leq S_{ij} \leq 1$, donde S_{ij} representa la atenuación total en el píxel D_{ij} y n es el número lateral de píxeles del detector. Considerando, que la

atenuación total es la superposición de las atenuaciones producidas por las N proyecciones, vale la expresión:

$$S_{ij} = \sum_{k=1}^N S_{ij}^k, \quad 1 \leq i \leq n, \quad 1 \leq j \leq n \quad (\text{Ecuación 5})$$

donde las matrices $\{S_{ij}^k\}$, $1 \leq k \leq N$, se definen de forma que S_{ij}^k es la atenuación producida en el píxel D_{ij} por la proyección cuadrada C_k generada por el voxel $e_k(r_k)$, uno de los N vóxeles en que puede descomponerse el objeto (2). Luego, cada elemento de matriz S_{ij}^k toma solo dos valores posibles $(0, s_k)$, de la siguiente manera:

$$S_{ij}^k = \begin{cases} s_k & \text{si } D_{ij} \in C_k \\ 0 & \text{si } D_{ij} \notin C_k \end{cases} \quad 0 \leq s_k \leq 1$$

Definimos matrices de atenuación normalizadas $\{T_{ij}^k\}$, $1 \leq k \leq N$ de la siguiente manera:

$$T_{ij}^k = \begin{cases} 1 & \text{si } D_{ij} \in C_k \\ 0 & \text{si } D_{ij} \notin C_k \end{cases}$$

Así, la Ecuación 5 puede reescribirse como:

$$S_{ij} = \sum_{k=1}^N s_k T_{ij}^k, \quad 1 \leq i \leq n, \quad 1 \leq j \leq n, \quad 0 \leq s_k \leq 1 \quad (\text{Ecuación 6})$$

Con esta notación, las atenuaciones de las proyecciones individuales son tratadas como coeficientes constantes s_k . Además, la relación de la Ecuación 2, permite establecer la relación biunívoca:

$$\{s_1, s_2, \dots, s_N\} \leftrightarrow \{\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_N\} \quad (\text{Ecuación 7})$$

Por lo tanto, la distribución $\{s_1, s_2, \dots, s_N\}$ resuelve el problema de hallar la distribución original del coeficiente de atenuación $\{\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_N\}$, a través de la relación inversa de la Ecuación 2:

$$\mu_i = \frac{1}{a} \ln \left(\frac{g(r_i)}{g(r_i) - s_i} \right) \quad (\text{Ecuación 8})$$

De acuerdo a lo explicado arriba, los coeficientes s_k se hallan mediante una modelización de la imagen codificada original con una imagen-objetivo perfecta. Esto se implementa proponiendo una solución general, que es una combinación lineal arbitraria de las matrices $\{S_{ij}^k\}$, $1 \leq k \leq N$, de la siguiente forma:

$$S_{ij} = \sum_{k=1}^N \alpha_k T_{ij}^k, \quad 1 \leq i \leq n, \quad 1 \leq j \leq n, \quad 0 \leq \alpha_k \leq 1 \quad (\text{Ecuación 9})$$

que corresponde a la forma más general de distribución de atenuación S_{ij} para una distribución de coeficiente de atenuación arbitraria $\{\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_N\}$ en el CDV.

El resultado final es una imagen sintetizada, réplica sin ruido de la imagen codificada original. La optimización se realiza por minimización del error cuadrático medio entre la imagen codificada 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:

$$\varepsilon(\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_N) = \frac{1}{n^2} \sum_{r=1}^n \sum_{s=1}^n \left[S_{rs} - \sum_{k=1}^N \alpha_k T_{rs}^k \right]^2, \quad 0 \leq \alpha_k \leq 1 \quad (\text{Ecuación 10})$$

Se trata de un problema de optimización no lineal con restricciones ($0 \leq \alpha_k \leq 1$ y $\sum_{k=1}^N \alpha_k \leq 1$), en N variables, que se puede resolver numéricamente mediante métodos de descenso por gradiente u otro método de los que figuran en la literatura. Se obtienen los coeficientes: $\{s_1, s_2, \dots, s_N\} \leftrightarrow \{\alpha_1^{\min}, \alpha_2^{\min}, \dots, \alpha_N^{\min}\}$ que minimizan $\varepsilon(\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_N)$. Luego, Los coeficientes $\{\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_N\}$ se estiman utilizando la siguiente relación:

$$\mu_i = \frac{1}{a_i} \ln \left(\frac{g(r_i)}{g(r_i) - \alpha_i^{\min}} \right) \quad (\text{Ecuación 11})$$

La figura 21 representa el diagrama de flujo que muestra 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 del coeficiente de atenuación $\{ \mu_1, \mu_2, \dots, \mu_N \}$ asociada al objeto (2).

En el paso inicial P1, se configura el sistema con el objeto. La región ocupada por la porción del objeto que se desea observar, debe estar incluida totalmente en la región CDV (20) del sistema. De acuerdo al tamaño relativo objeto-CDV y la región de interés seleccionada del objeto, se utilizará el dispositivo sin colimador (CDV) o el dispositivo con colimador (CDV-R).

En el paso siguiente P2, la radiación proveniente de la fuente atraviesa el objeto (2). Cada elemento atenuante que constituye el objeto, produce su proyección cuadrada elemental atenuada. Las atenuaciones de todas las proyecciones elementales se suman y producen una distribución 2D de fluencia sobre el plano del detector, que es característica, y única, para cada distribución del coeficiente de atenuación del objeto $\mu(r)$ (paso P3). En esta distribución 2D se encuentra la información codificada del objeto atenuante.

Cada elemento de detección que constituye el detector, colecta un número de cuentas proporcional a la fluencia incidente sobre ese elemento (paso P4). Por lo tanto, se registra en este paso, la distribución 2D de fluencia sobre el plano del detector característica del objeto original. Se registran una multitud de proyecciones elementales superpuestas tales como las mostradas en la imagen (67) (figura 17-b).

Los datos de colección son procesados electrónicamente por el detector y almacenados como una imagen digital (paso P5). Esta imagen representa una imagen codificada de la distribución original del coeficiente de atenuación.

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 las figuras 25, 26 y 27, la imagen original detectada (92), se transforma en la imagen procesada (93).

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 del coeficiente de atenuación, según cuatro puntos de vista diferentes, localizados en los vértices (75), (76), (77) y (78) de la fuente codificadora (5). En el paso P7, la imagen resultante del paso P6, es convolucionada con el operador H, 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 94 de la figura 25).

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: $\{\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_N\}$ 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 Ecuación 10 del error en función de los parámetros libres del modelo. Luego, en el paso P11, la función error (Ecuación 10) 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, a saber $\{\alpha_1^{\min}, \alpha_2^{\min}, \dots, \alpha_N^{\min}\}$ (paso P12). Estos parámetros permiten calcular la distribución del coeficiente de atenuación $\{\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_N\}$ a través de la Ecuación 11. De esta manera se decodifica la imagen en el paso P13. La información contenida en $\{\mu_1(r_1), \mu_2(r_2), \dots, \mu_N(r_N)\}$ puede alimentar cualquier sistema de imágenes 3D constituyendo la salida final del sistema (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 el objeto, a efectos de obtener información 2D y 3D de la distribución del coeficiente de atenuación del objeto. De acuerdo al tamaño relativo objeto-CDV y la región de interés seleccionada del objeto, se utilizará el dispositivo de CDV total o el dispositivo de CDV restringido - (P1).
- b. Afectar a la radiación proveniente de la fuente, haciéndola atravesar el objeto. - (P2).
- c. Las atenuaciones de todas las proyecciones elementales se suman y producen una distribución 2D de fluencia sobre el detector, donde se encuentra la información codificada del objeto 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 por el ruido (P6).

El método de decodificación I, (cuatro reconstrucciones 2D) 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 no lineal, denominado H previamente, definido por la expresión de atenuación diferencial que opera sobre submatrices 2×2 de la imagen procesada resultante de la codificación, con la reconstrucción de cuatro proyecciones 2D de la distribución original de atenuación del objeto, 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 3D del coeficiente de atenuación del objeto.
- f. Alimentar un sistema de imágenes 3D (P14).

Para mayor entendimiento de la presente invención, se muestran a continuación dos ejemplos de realización del dispositivo para obtener imágenes radiográficas con fuente codificadora y métodos de codificación y decodificación que lo utilizan, los cuales se pueden observar en las figuras 27 y 30 respectivamente.

En la figura 27 se muestra un ejemplo de realización práctica del invento, en el campo de la mamografía de rayos X. Se indican sucesivamente los pasos de adquisición, codificación y decodificación según el método de decodificación II, utilizando el sistema con colimador. Este ejemplo de realización, permitiría la detección y visualización 3D de microcalcificaciones mamarias en una única adquisición. Las microcalcificaciones están constituidas generalmente por fosfato de calcio en la forma cristalina de hidroxiapatita $[Ca_5(PO_4)_3(OH)]$, y son posibles indicadores de cáncer de mama. Tienen formas ovoides o fusiformes, con dimensiones que varían en el intervalo 0.1 mm–1mm, su densidad aproximada es 3.16 g/cm^3 y su coeficiente de absorción lineal, es 20.73 cm^{-1} (a energías de 20 KeV).

La fuente codificadora (5) tiene dimensiones que pueden variar desde 5 mm × 5 mm, hasta 20 mm × 20 mm aproximadamente. Puede utilizarse cualquiera de las fuentes propuestas A-M, con blancos extensos hechos de alguno de estos elementos: molibdeno, plata, estaño, bario, cerio, o combinaciones físicas o químicas de dos o más de estos elementos. De esta manera, se obtiene el espectro requerido de salida para esta aplicación, el cual debe estar restringido al intervalo 17-30 KeV aproximadamente. Por ejemplo, se puede usar un blanco

hecho de una combinación de molibdeno (~ 17 keV) y bario (~ 32 KeV) para aplicar técnicas DEXA que incrementen el contraste de las microcalcificaciones en la imagen final.

También puede usarse una compacta fuente radiactiva (K) de I-125 en forma directa, ya que el espectro está en el intervalo adecuado para esta aplicación: 27.5 KeV(74%), 27,2 (40%), 31 keV (21%), 35.5 (7%).

La distancia entre la fuente y el detector es variable en el intervalo 60 mm–200 mm aproximadamente.

El colimador convergente tiene un espesor de 4 a 10 mm, y una distancia focal en el intervalo 40 mm–150 mm. Está hecho de plomo o tungsteno, preferentemente este último material. Está conformado por orificios de sección cuadrada o hexagonal de 0.5 mm a 1 mm de diámetro. El espesor septal es de 0.1 mm a 0.2 mm.

El detector usado depende de la magnitud de fluencia de la fuente. Si se utilizan fuentes de alta fluencia basadas en tubos de rayos X se puede utilizar indistintamente un detector tipo panel plano basado en cristales de centelleo de CsI, integrador en energía, o alternativamente un detector de fotón único, de píxel híbrido, con alguno de los siguientes materiales semiconductores en la capa sensora: Si, CdZnTe, CdTe ó AsGa. En caso de utilizarse fuente radiactiva de I-125 se utiliza solamente el detector de fotón único, de píxel híbrido.

Colocada la mama (98) en la región CDV del sistema entre la fuente y el detector, las propiedades del colimador convergente (53) restringen el campo a la región CDV-R (52). Se obtendrá una imagen 3D de todas las estructuras presentes en el interior de la mama que se encuentran incluídas solamente en la región CDV-R (52). Los materiales elegidos para el blanco de la fuente (fuentes A-M) acrecentarán el contraste de las microcalcificaciones en la imagen final.

Al finalizar la adquisición y el procesamiento digital efectuado por el detector, se obtiene la imagen codificada (92). Esta imagen es sometida al procesamiento

de pre-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 preserven y/o rescaten los bordes y las magnitudes de las pendientes, obteniéndose la imagen procesada (93).

Finalmente, se aplica el método de decodificación II, que se implementa mediante la aplicación del método de optimización no lineal multi-variable (95) descrito arriba, obteniéndose el conjunto de datos $\{ \mu_1(r_1), \mu_2(r_2), \dots, \mu_N(r_N) \}$ (96), correspondientes a los valores de atenuación de los elementos de atenuación octaédricos ubicados en la región CDV-R en el interior de la mama (98). Conocida la posición de dichos elementos, se tiene la información necesaria para alimentar una aplicación computacional de renderizado volumétrico que convertirá dicha información en una imagen 3D realista de la distribución de atenuación en la región seleccionada (CDV-R) del interior de la mama. Esta imagen podrá observarse en un dispositivo de salida como un monitor o proyector de computadora (97). Se podrá ver la distribución 3D de microcalcificaciones, al permitir seleccionar el punto de vista del observador y variarlo según la conveniencia, o hacer cortes según planos predeterminados y observar la distribución según esos planos.

En otra variante del presente invento, el conjunto de datos $\{ \mu_1(r_1), \mu_2(r_2), \dots, \mu_N(r_N) \}$, puede alimentar un sistema de visión estereoscópica computacional permitiendo ver la distribución espacial de microcalcificaciones en una única observación. En este caso el dispositivo de salida (97) puede ser un monitor o proyector 3D, del tipo activo, pasivo, lenticular o en combinación con lentes oculares 3D.

En la figura 30 se muestra un segundo ejemplo de realización práctica del invento, en el ámbito de Ensayo No destructivo de Materiales (END) mediante radiografía estereoscópica. Se indican sucesivamente los pasos de adquisición, codificación y decodificación según el método de decodificación I, utilizando el

sistema con colimador. Este ejemplo de realización, permite la detección y visualización estereoscópica de defectos en materiales y soldaduras, visualizar su estructura volumétrica, efectuar mediciones relacionadas con esta distribución y medir o estimar la profundidad de los defectos respecto de la superficie del material. Los defectos pueden ser discontinuidades en el material, tales como: burbujas de aire, agua retenida, inclusiones extrañas, grietas, corrosión, e inhomogeneidades. Los materiales utilizados pueden ser muy diversos: metales, hormigón armado, polímeros, cerámicos, grafito, productos orgánicos, madera o combinaciones de varios de estos materiales. La técnica permite adquirir simultáneamente cuatro imágenes diferentes de la misma región del material, desde cuatro puntos de vista diferentes que posibilitan apreciar la distribución espacial de dichos defectos.

La fuente codificadora (5) tiene dimensiones que pueden variar desde 1 mm $\times$ 1 mm, hasta 100 mm $\times$ 100 mm aproximadamente, dependiendo de las dimensiones del objeto y de la región a visualizar. Puede utilizarse cualquiera de las fuentes propuestas A-M, con blancos extensos hechos de alguno de estos elementos: molibdeno, plata, estaño, bario, cerio, tungsteno, oro, plomo, bismuto, uranio o combinaciones físicas o químicas de dos o más de estos elementos. De esta manera, se obtiene el espectro óptimo de salida según la densidad y número atómico Z de los elementos que componen el objeto y de los defectos que se desean visualizar. Por ejemplo, se puede usar un blanco hecho de una combinación de dos elementos diferentes para aplicar técnicas DEXA que incrementen el contraste de los defectos en la imagen final. Para el caso, de estudio en materiales de elevada densidad, elevado Z y/o grandes espesores, por ejemplo hormigón o acero, es necesario usar radiaciones gamma de elevadas energías. En este caso son adecuadas las fuentes K, L o M basadas en fuentes gamma que utilicen alguno de los radionucleídos indicados en la tabla 1 de la figura 28, o combinaciones de varios de dichos radionucleídos. Además, estas fuentes gamma resultan adecuadas en condiciones de espacios de difícil accesibilidad y restricciones de alimentación eléctrica.

La distancia entre la fuente (5) y el detector (4) es variable en el intervalo 20 mm–500 mm aproximadamente. El colimador convergente (53) tiene un espesor de 1 a 50 mm, y una distancia focal en el intervalo 10 mm–250 mm. Está hecho de plomo o tungsteno, preferentemente este último material. Está conformado por orificios de sección cuadrada o hexagonal de 0.1 mm a 1 mm de diámetro. El espesor septal es de 0.1 mm a 2 mm. El valor exacto de todas estas magnitudes depende de las energías de las radiaciones, de los materiales a analizar, de las dimensiones del objeto y del campo de visión CDV, así como del tipo de defectos a visualizar.

El detector (4) usado depende de la magnitud de fluencia de la fuente y el rango de energías de las radiaciones emitidas. Pueden utilizarse detectores analógicos como los de pantalla-película o digitales basados en cristales de centelleo o en semiconductores sensores, tales como los previamente descritos. En caso de utilizar medios de registro analógicos, la imagen debe digitalizarse posteriormente. Si se utilizan fuentes de alta fluencia basadas en tubos de rayos X se puede utilizar indistintamente un detector tipo panel plano basado en cristales de centelleo de CsI, integrador en energía, o alternativamente un detector de fotón único, de píxel híbrido, con alguno de los siguientes materiales semiconductores en la capa sensora: Si, CdZnTe, CdTe ó AsGa. En caso de utilizarse fuente gamma se utiliza preferentemente el detector de fotón único, de píxel híbrido.

Se coloca la región de interés del objeto (89) en el campo CDV-R (52) del sistema, entre la fuente y el detector. Las propiedades del colimador convergente (53) determinan la extensión de la región CDV-R (52). Se obtendrá un conjunto de cuatro imágenes que muestran los defectos presentes en el interior del objeto que se encuentran incluidos en la región CDV-R. Cada imagen tiene un punto de vista diferente, correspondiente a la ubicación de cada vértice de la fuente durante el registro.

Al finalizar la adquisición y el procesamiento digital efectuado por el detector, se obtiene la imagen codificada (92). Esta imagen es sometida al procesamiento de pre-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 preserven y/o rescaten los bordes y las magnitudes de las pendientes, obteniéndose la imagen procesada (93).

Finalmente, se aplica el método de decodificación I, que consiste en la aplicación del operador no lineal H (103) a la imagen procesada (93), obteniéndose como resultado final, la imagen (94) consistente en un conjunto de cuatro imágenes adyacentes diferentes, ubicadas en los cuadrantes I, II, III; y IV, cada una de las cuales representa una proyección del objeto original desde un punto de vista diferente, que se corresponde con cada uno de los cuatro vértices (75), (76), (77), y (78) de la fuente codificadora cuadrada (5).

Estas imágenes finales podrán observarse en un dispositivo de salida como un monitor o proyector de computadora (97), para hacer un estudio de los defectos y sus ubicaciones espaciales, comparando entre si las cuatro imágenes y observando el cambio de posición relativo de los defectos al cambiar el punto de vista. En otra variante del presente invento, el conjunto de las cuatro imágenes, puede alimentar un sistema de visión estereoscópica computacional permitiendo ver la distribución espacial 3D de defectos en una única observación y de manera confortable y natural para la visión humana, utilizando los sistemas descritos previamente. En este último caso, el dispositivo de salida (97) puede ser un monitor o proyector 3D, del tipo activo, pasivo, lenticular o en combinación con lentes oculares 3D.

A continuación, siguen 20 reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1) Un dispositivo para obtener imágenes radiográficas codificadas de un objeto (2), que comprende una fuente codificadora (5) extensa emisora de radiación de altas energías, y un detector de imágenes (4), caracterizado porque

dicha fuente codificadora (5) es una placa plana de forma rectangular de cuatro vértices (75), (76), (77) y (78);

donde dicha forma rectangular es un paralelogramo que tiene los cuatro ángulos rectos;

donde dicha fuente codificadora (5) tiene una distribución de radiancia uniforme sobre su superficie de emisión;

donde dicha fuente codificadora (5) emite un haz de radiación codificador multidireccional (19);

donde dicha fuente codificadora (5) y dicho detector (4) se ubican en planos geométricos paralelos entre sí;

donde el centro geométrico de dicha fuente codificadora (5) y el centro geométrico de dicho detector (4) pasan por un eje Z de simetría del dispositivo;

donde dicho eje Z es ortogonal a los planos geométricos de dicha fuente codificadora (5) y dicho detector (4);

donde dicho objeto (2) se ubica entre dicha fuente codificadora (5) y dicho detector (4) en una región tridimensional denominada campo de visión (20);

donde dicho campo de visión (20) tiene forma octaédrica; y

donde las aristas de dicho campo de visión (20) se denominan e_i .

2) El dispositivo para obtener imágenes radiográficas codificadas de un objeto (2), según la reivindicación 1, caracterizado porque dicha fuente codificadora (5) es preferentemente una placa plana de forma cuadrada; y donde dicho campo de visión (20) está delimitado por dichas aristas e_i que se representan a través de las siguientes ecuaciones paramétricas:

$$e_i(k) = \left\{ \begin{array}{ll} V_j k, & 0 \leq k \leq \frac{q}{q+2p} \\ (V_i - W_j) k + W_j, & \frac{q}{q+2p} \leq k \leq \frac{q}{q+p} \end{array} \right\}$$

tal que $1 \leq i \leq 4$;

donde: $V_1 = (p, p, z_F)$, $V_2 = (-p, p, z_F)$, $V_3 = (-p, -p, z_F)$, y $V_4 = (p, -p, z_F)$ son las coordenadas de los vértices de la fuente codificadora (5);

donde $W_1 = (q,q,0)$, $W_2 = (-q,q,0)$, $W_3 = (-q,-q,0)$, y $W_4 = (q,-q,0)$, son las coordenadas de los vértices del detector (4);

donde $2p$ son las dimensiones laterales de la fuente codificadora (5);

donde $2q$ son las dimensiones laterales del detector (4); y

donde el subíndice j hace referencia al vértice opuesto al vértice i .

3) El dispositivo para obtener imágenes radiográficas codificadas de un objeto (2), según la reivindicación 1, caracterizado porque dicha fuente extensa es un tubo de rayos X con blanco extenso de única cara.

4) El dispositivo para obtener imágenes radiográficas codificadas de un objeto (2), según la reivindicación 1, caracterizado porque dicha fuente extensa es un tubo de rayos X con blanco extenso de doble cara.

5) El dispositivo para obtener imágenes radiográficas codificadas de un objeto (2), según la reivindicación 1, caracterizado porque dicha fuente extensa es un tubo de rayos X convencional con blanco de única cara cuya radiación de salida incide sobre un blanco extenso foto-excitado de doble cara.

6) El dispositivo para obtener imágenes radiográficas codificadas de un objeto (2), según la reivindicación 1, caracterizado porque dicha fuente extensa es un tubo de rayos X convencional con blanco de única cara cuya radiación de salida incide sobre un blanco extenso foto-excitado de única cara.

7) El dispositivo para obtener imágenes radiográficas codificadas de un objeto (2), según la reivindicación 1, caracterizado porque dicha fuente extensa es un tubo de rayos X convencional con blanco de doble cara cuya radiación de salida incide sobre un blanco extenso foto-excitado de doble cara.

8) El dispositivo para obtener imágenes radiográficas codificadas de un objeto (2), según la reivindicación 1, caracterizado porque dicha fuente extensa es un tubo de rayos X convencional con blanco de doble cara cuya radiación de salida incide sobre un blanco extenso foto-excitado de única cara.

9) El dispositivo para obtener imágenes radiográficas codificadas de un objeto (2), según la reivindicación 1, caracterizado porque dicha fuente extensa es un tubo de rayos X con blanco

extenso de única cara cuya radiación de salida incide sobre un blanco extenso foto-excitado de doble cara.

10) El dispositivo para obtener imágenes radiográficas codificadas de un objeto (2), según la reivindicación 1, caracterizado porque dicha fuente extensa es un tubo de rayos X con blanco extenso de única cara cuya radiación de salida incide sobre un blanco extenso foto-excitado de única cara.

11) El dispositivo para obtener imágenes radiográficas codificadas de un objeto (2), según la reivindicación 1, caracterizado porque dicha fuente extensa es un tubo de rayos X con blanco extenso de doble cara cuya radiación de salida incide sobre un blanco extenso foto-excitado de doble cara.

12) El dispositivo para obtener imágenes radiográficas codificadas de un objeto (2), según la reivindicación 1, caracterizado porque dicha fuente extensa es un tubo de rayos X con blanco extenso de doble cara cuya radiación de salida incide sobre un blanco extenso foto-excitado de única cara.

13) El dispositivo para obtener imágenes radiográficas codificadas de un objeto (2), según la reivindicación 1, caracterizado porque dicha fuente extensa está formada por una o varias capas de un sustrato, una o varias capas uniformes de material radiactivo emisor de radiaciones de alta energía y una o varias capas de material fluorescente intercaladas.

14) El dispositivo para obtener imágenes radiográficas codificadas de un objeto (2), según la reivindicación 1, caracterizado porque dicha fuente extensa es una fuente radiactiva gamma cuya radiación incide sobre un blanco extenso foto-excitado de doble cara.

15) El dispositivo para obtener imágenes radiográficas codificadas de un objeto (2), según la reivindicación 1, caracterizado porque dicha fuente extensa está formada por un soporte anular cuadrado con depósito uniforme de material radiactivo emisor de radiaciones de alta energía cuya radiación incide en un blanco extenso foto-excitado de única cara ubicado en la región central del anillo.

16) El dispositivo para obtener imágenes radiográficas codificadas de un objeto (2), según la reivindicación 1, caracterizado porque además contiene un colimador convergente (53) colocado en contacto directo y cubriendo totalmente el área de dicha fuente codificadora (5).

17) El dispositivo para obtener imágenes radiográficas codificadas de un objeto (2), según la reivindicación 16, caracterizado porque dicho colimador convergente (53) consiste en un conjunto de celdillas adyacentes separadas por tabiques de un material absorbente como plomo o tungsteno.

18) Un método de codificación y decodificación de imágenes radiográficas, que utiliza el dispositivo para obtener imágenes radiográficas de un objeto (2) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque comprende las siguientes etapas:

- a) Colocar dicho objeto (2) dentro del campo de visión (20) de dicho dispositivo;
- b) Atravesar a dicho objeto (2) con dicho haz codificador (19) proveniente de dicha fuente codificadora (5);
- c) Colectar y sumar las atenuaciones de fluencia de las imágenes proyectadas del paso b) y obtener una distribución 2D de fluencia sobre el plano del detector (4);
- d) Obtener una imagen codificada, a través del procesamiento electrónico de los datos de colección del paso c), y almacenarlos como una imagen digital 2D;
- e) Compensar la degradación producida por el ruido de Poisson y por la pérdida de uniformidad durante la adquisición de dicha imagen codificada mediante técnicas de restauración digital; y
- f) Decodificar la imagen obtenida en el paso e).

19) El método de codificación y decodificación de imágenes radiográficas, de acuerdo con la reivindicación 18, caracterizado porque dicha etapa f) comprende preferentemente los siguientes pasos:

- a) Convolucionar dicha imagen digital 2D codificada, mediante el procesador del detector de imágenes (4), con el operador no lineal, definido por la expresión de atenuación diferencial que opera sobre las submatrices 2×2 de dicha imagen digital 2D codificada, obteniéndose un conjunto de cuatro imágenes decodificadas adyacentes de iguales dimensiones, que representan cuatro proyecciones 2D de la distribución original de atenuación del objeto (2), según cuatro puntos de vista diferentes localizados en los vértices;
- b) Separar dicho conjunto de cuatro imágenes decodificadas adyacentes en cuatro imágenes digitales independientes, mediante el procesador del detector de imágenes (4); y
- c) Habilitar la salida de dichas cuatro imágenes decodificadas hacia un dispositivo de visualización computacional.

20) El método de codificación y decodificación de imágenes radiográficas, de acuerdo con la reivindicación 18, caracterizado porque dicha etapa f) comprende preferentemente los siguientes pasos:

- a) Estimar los parámetros libres del modelo, mediante el procesador del detector de imágenes (4);
- b) Calcular el error en función de dichos parámetros libres del modelo, mediante el procesador del detector de imágenes (4);
- c) Minimizar numéricamente la función error, mediante el procesador del detector de imágenes (4);
- d) Obtener los parámetros óptimos del modelo, mediante el procesador del detector de imágenes (4);
- e) Decodificar la imagen, estimando la distribución 3D del coeficiente de atenuación del objeto (2), mediante el procesador del detector de imágenes (4); y
- f) Alimentar un sistema de imágenes 3D.

Ing. Edgardo Sergio ALANIZ

Agente de la Propiedad Industrial N° 2282

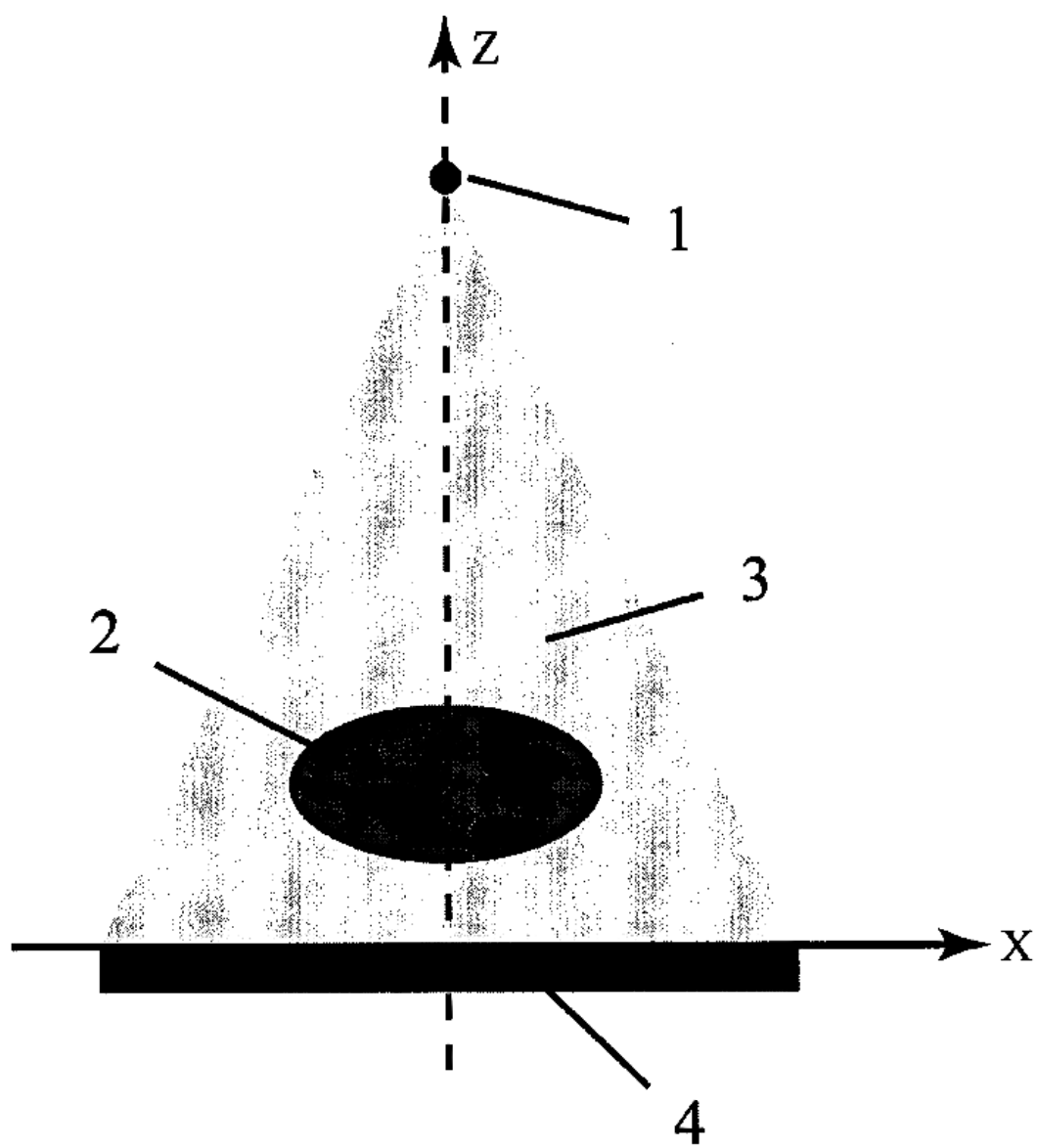


Figura 1

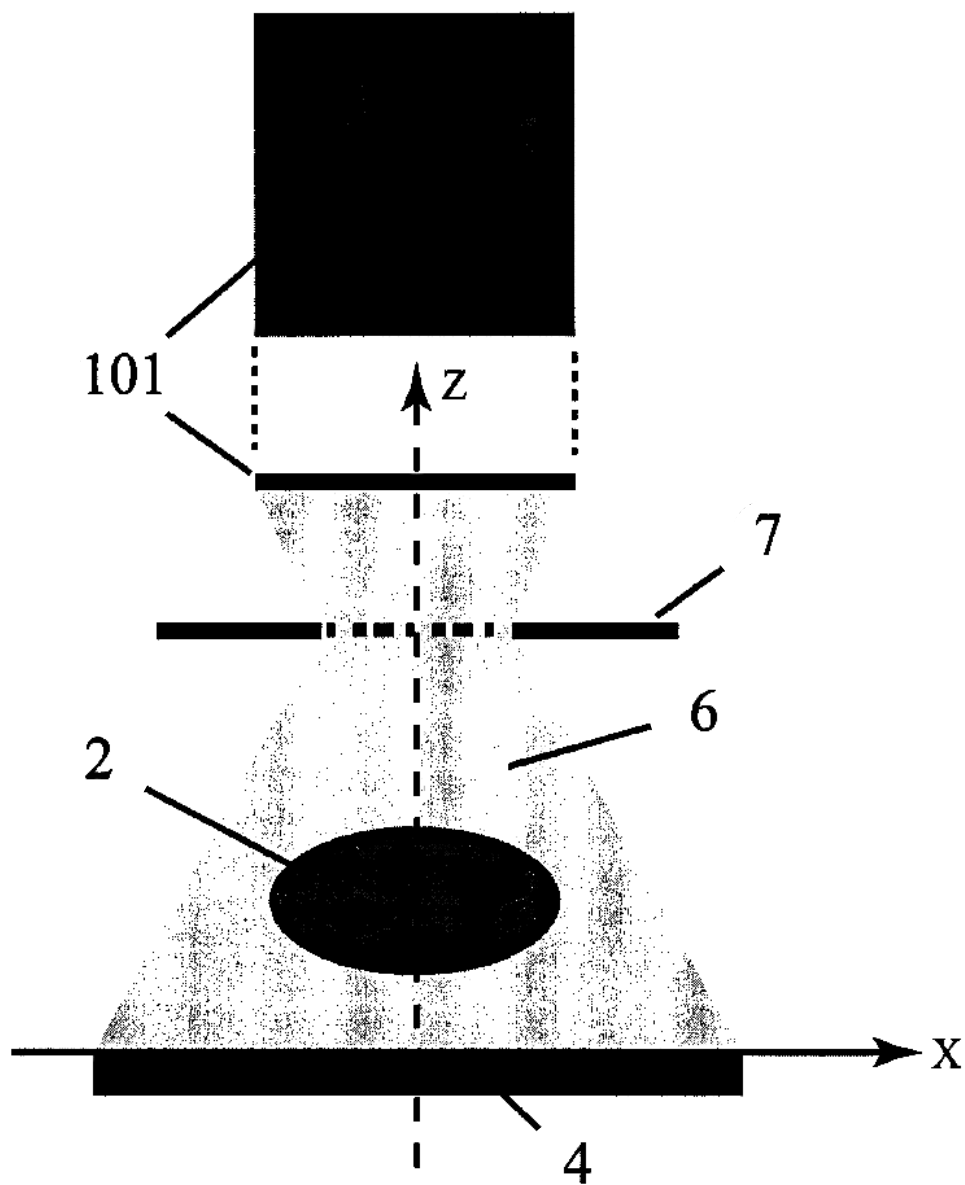


Figura 2

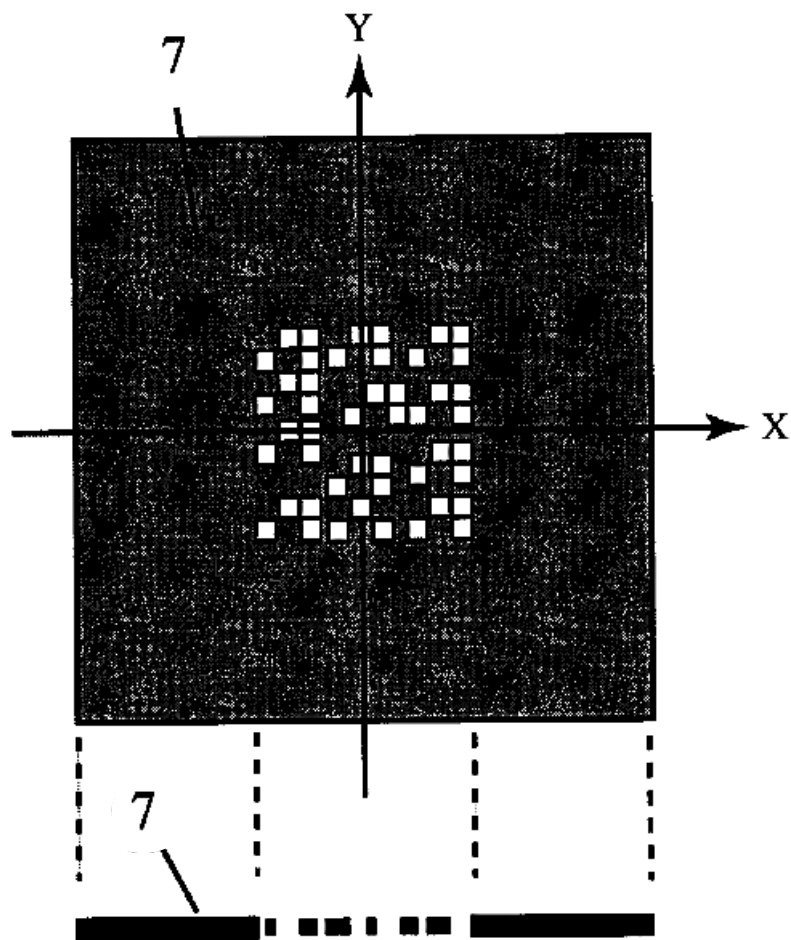


Figura 3

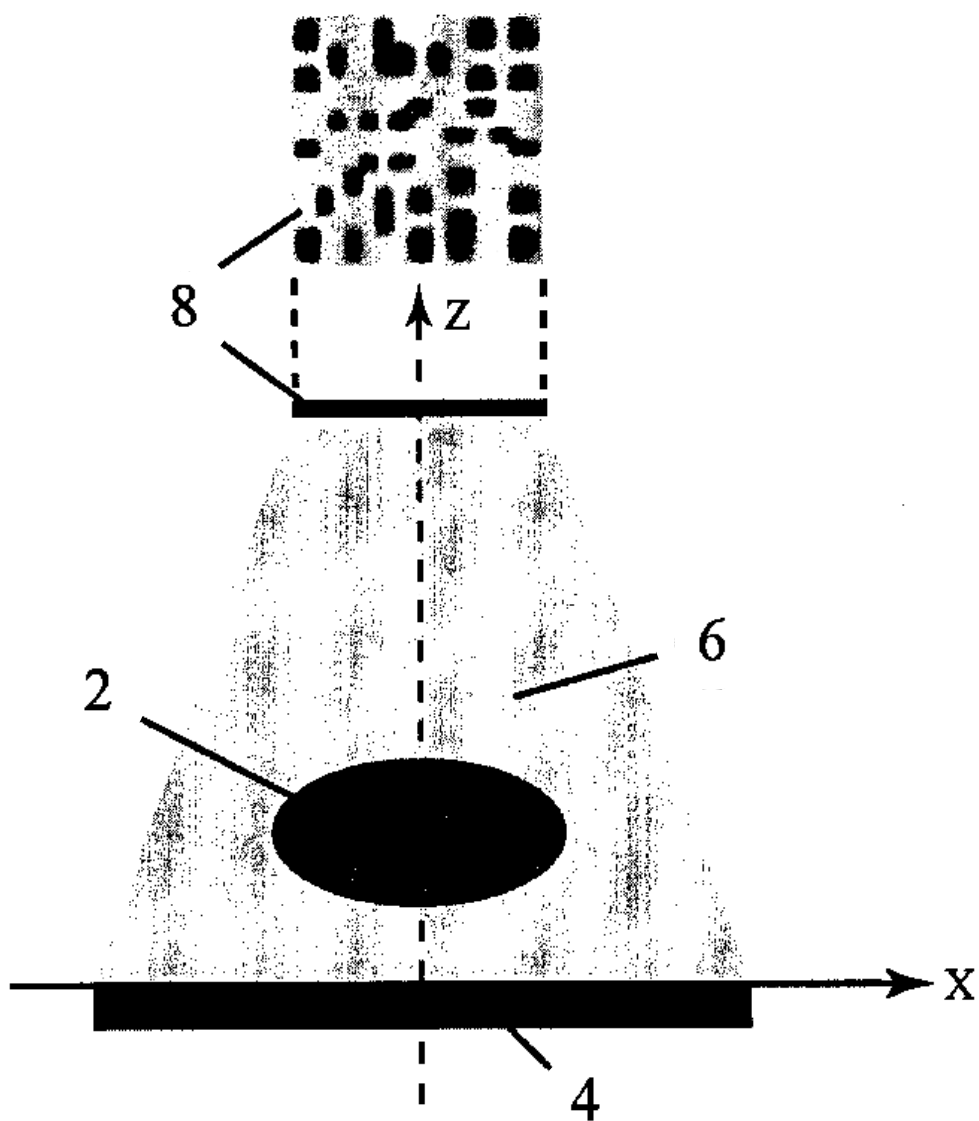


Figura 4

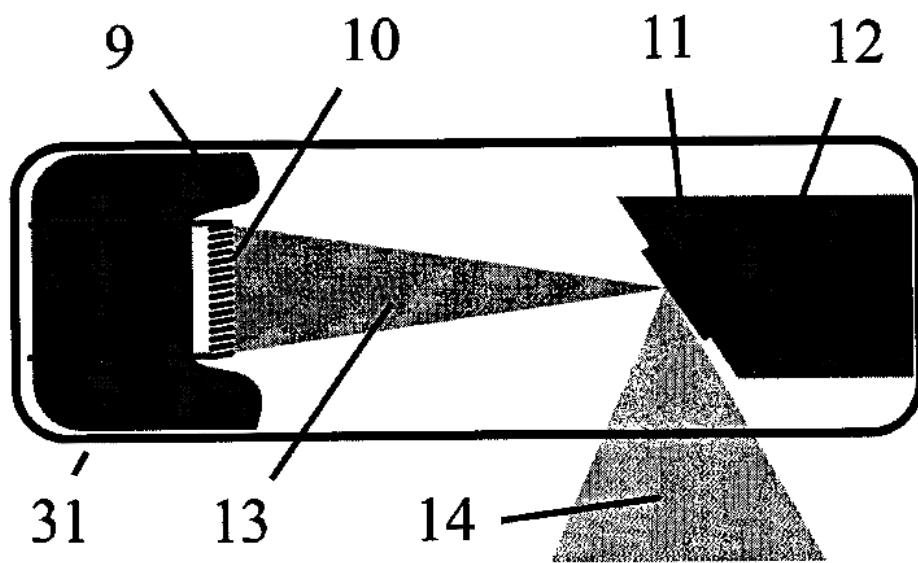


Figura 5

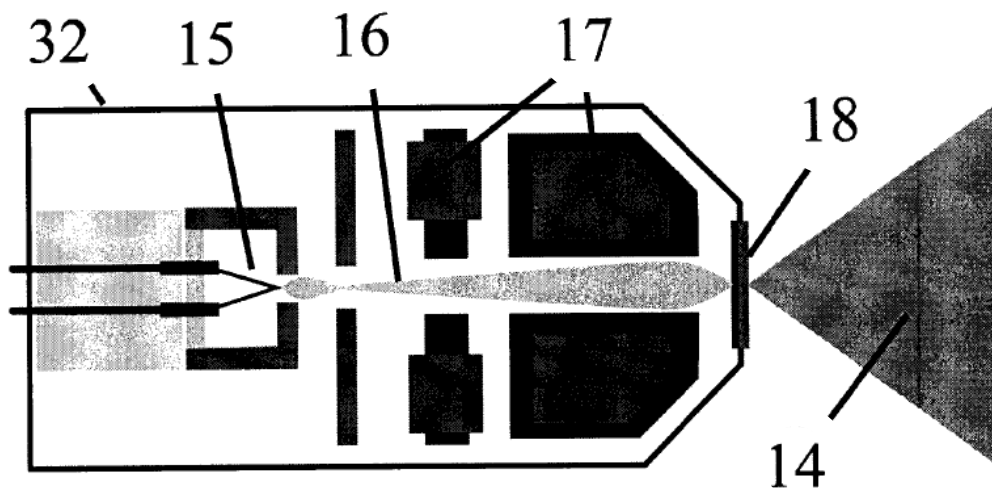


Figura 6

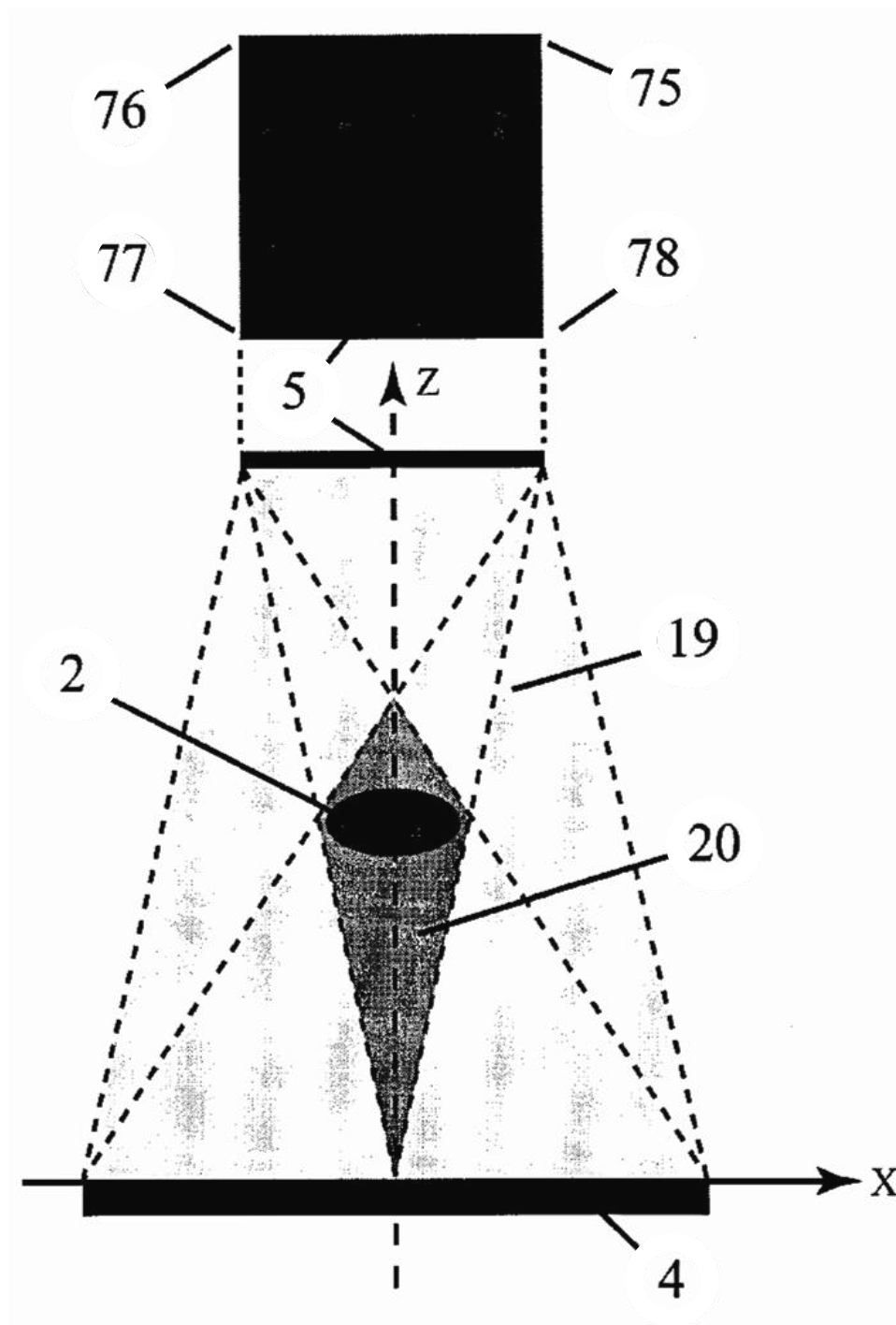


Figura 7

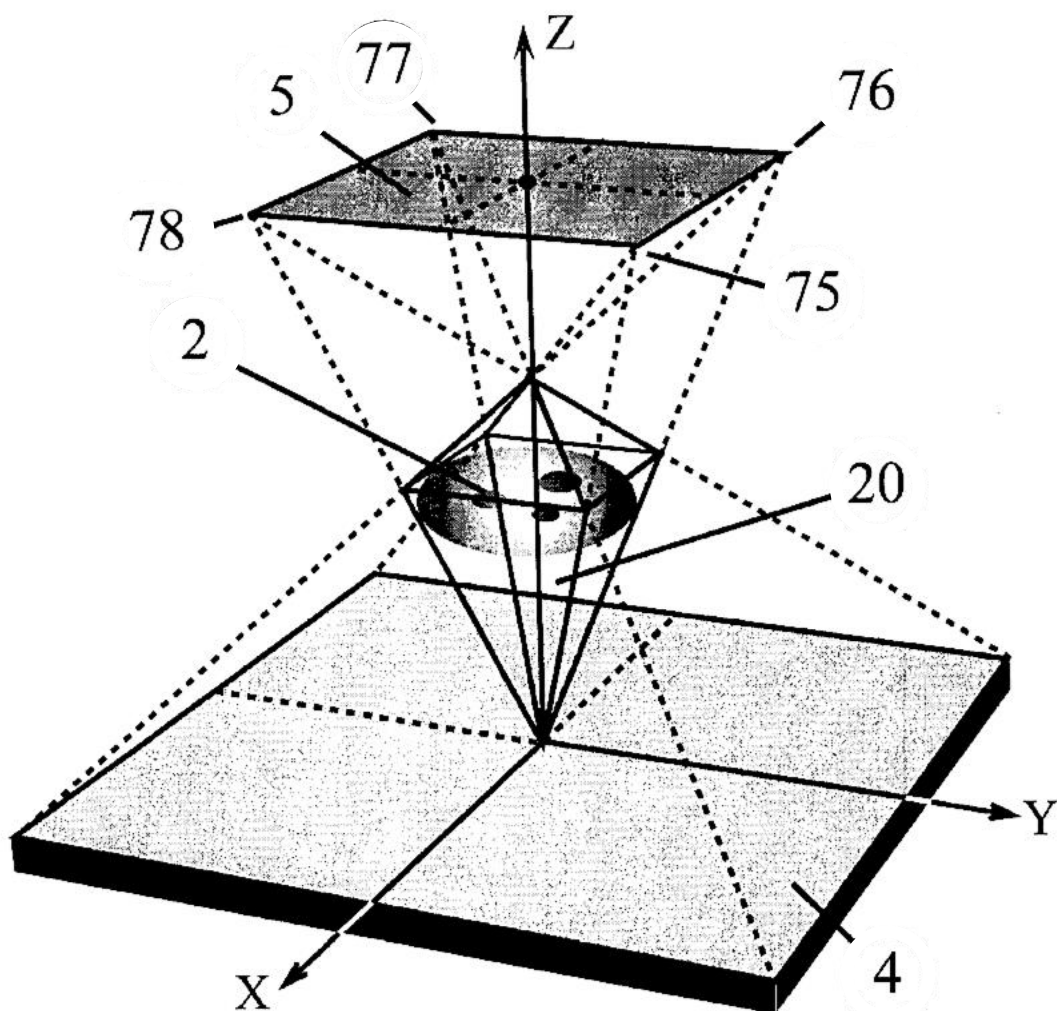


Figura 8

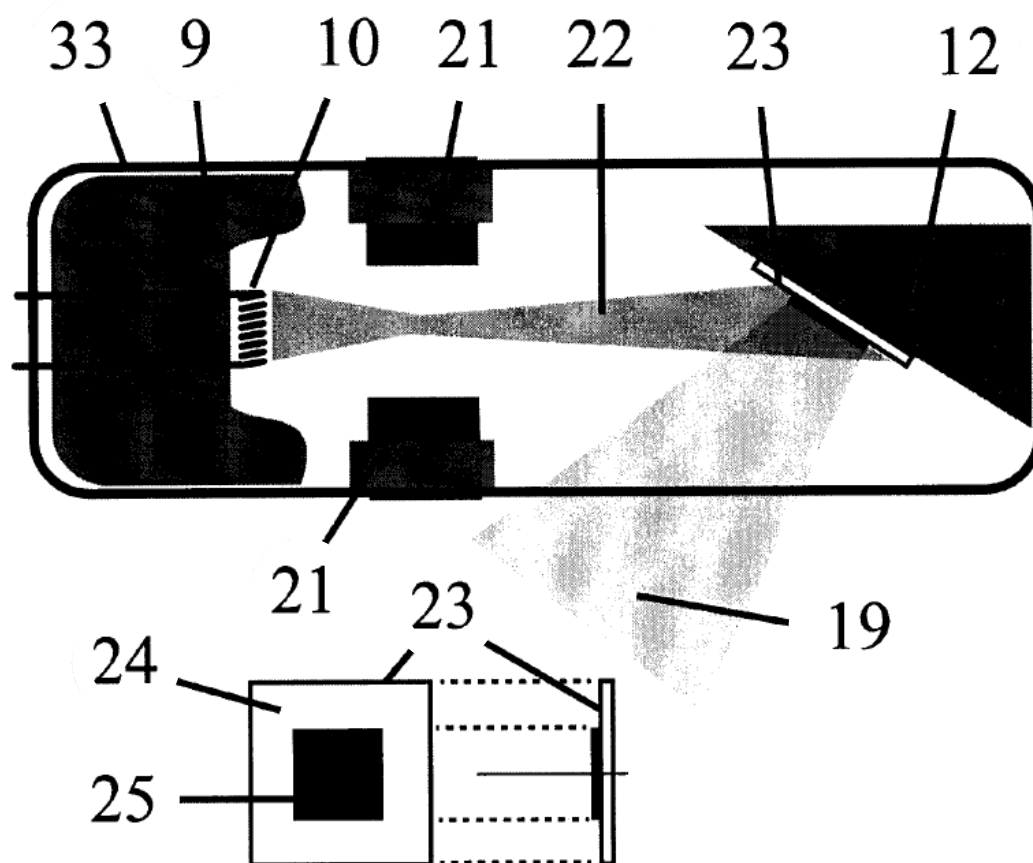


Figura 9

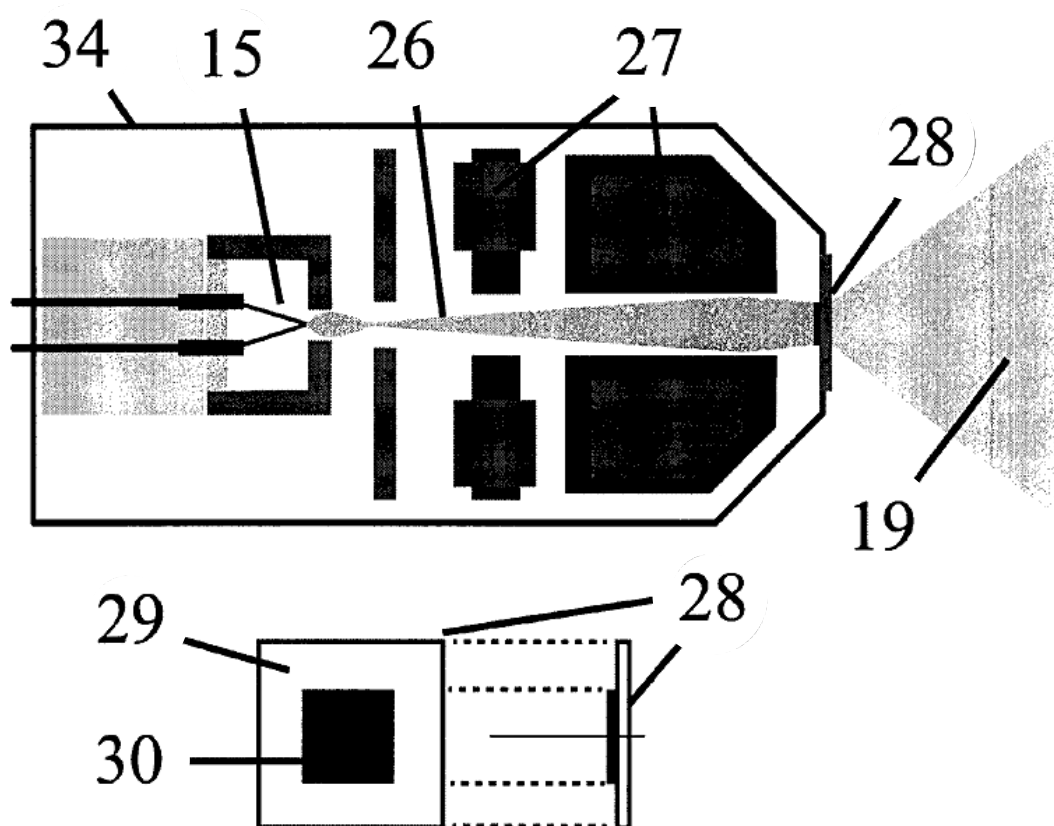


Figura 10

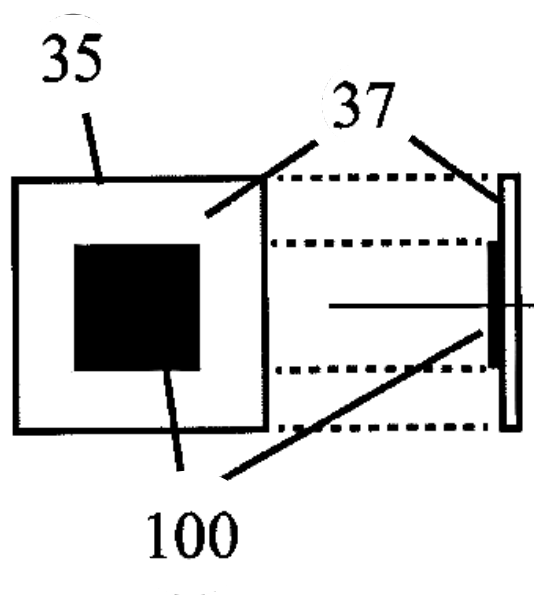
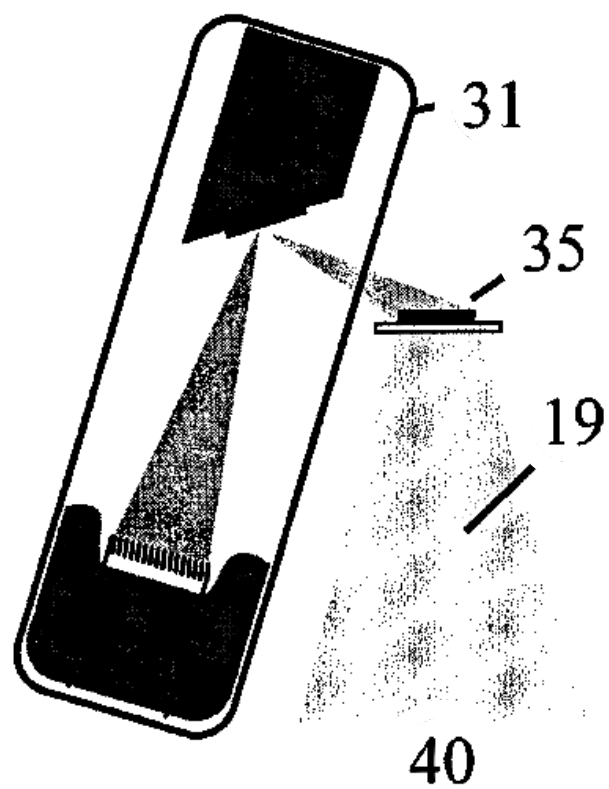


Figura 11

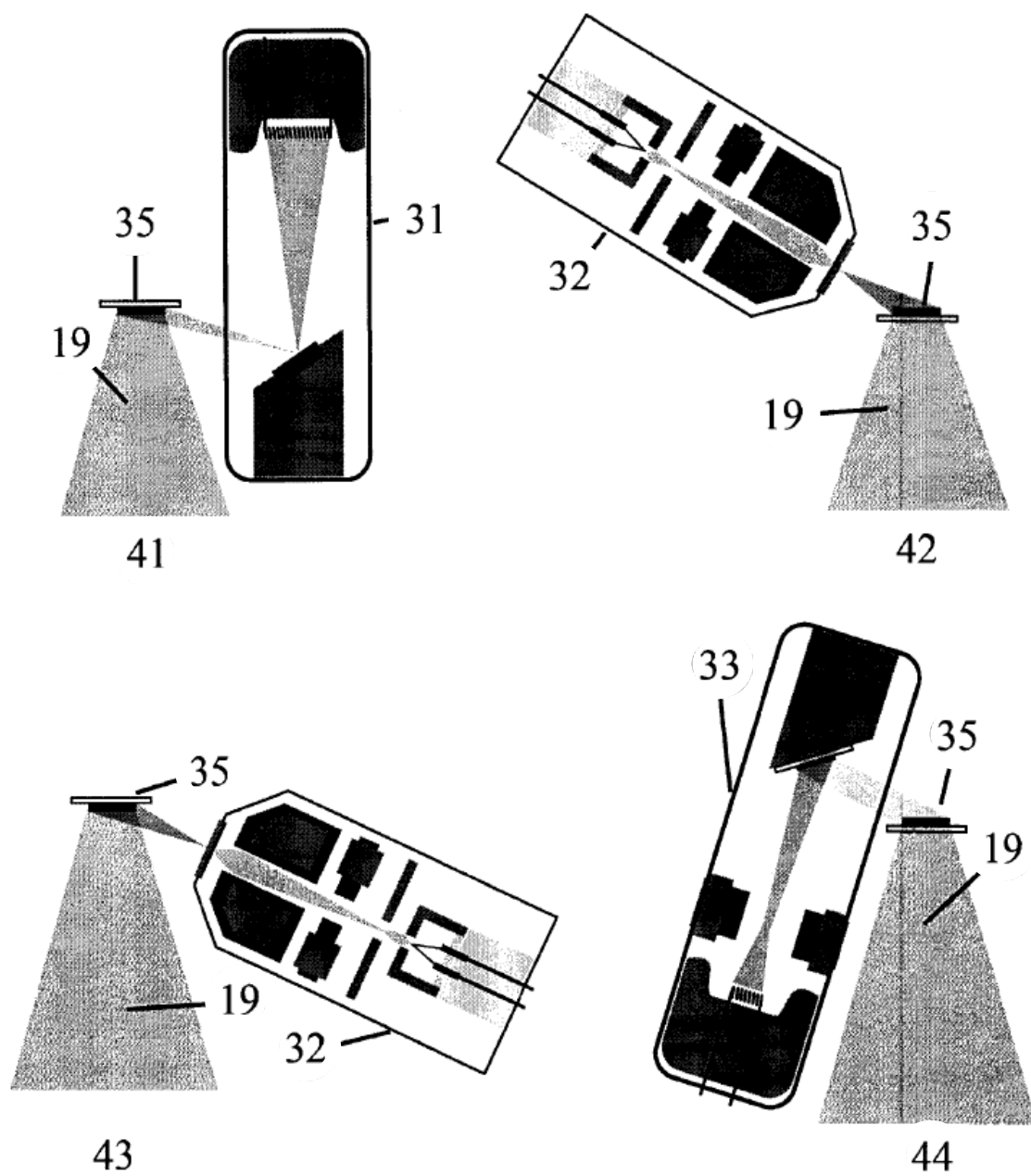


Figura 12

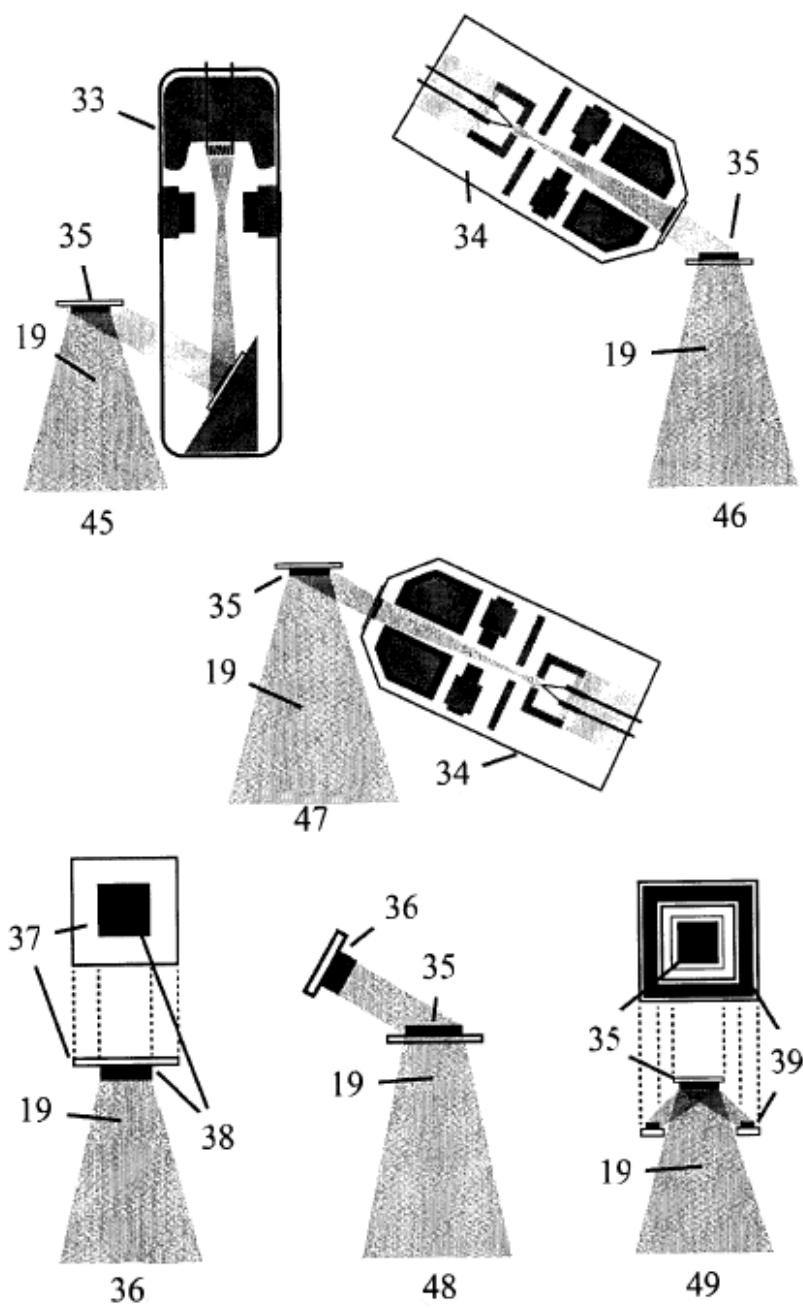


Figura 13

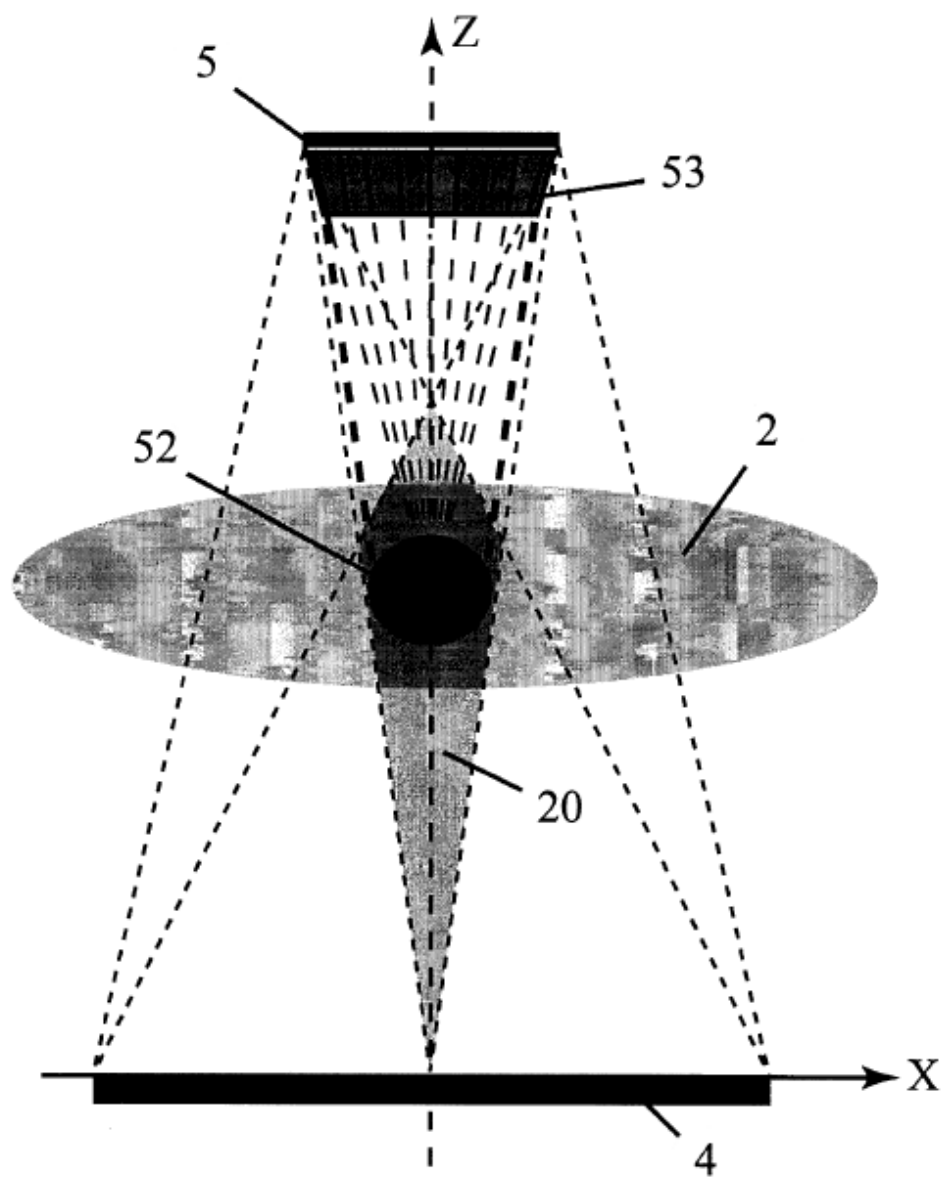


Figura 14

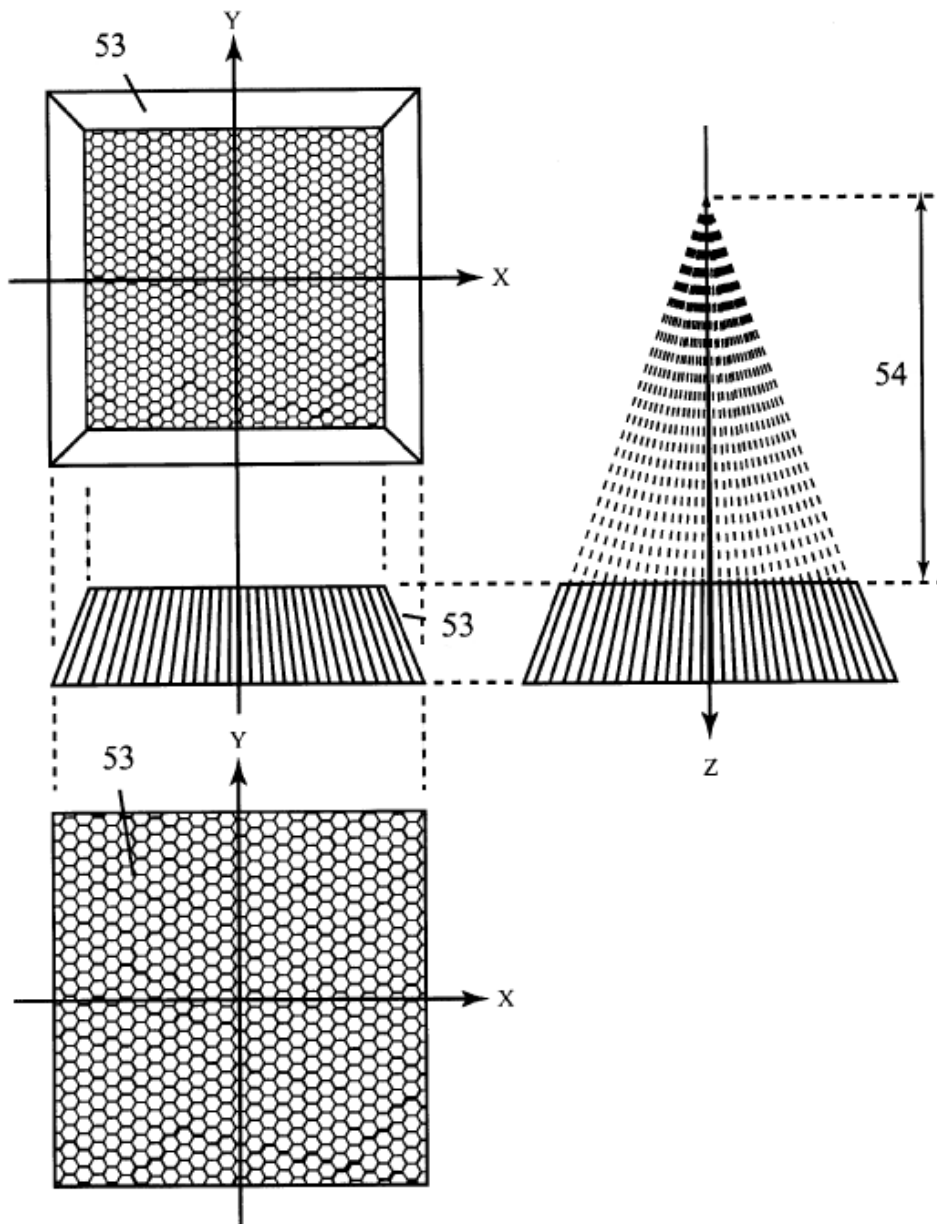


Figura 15

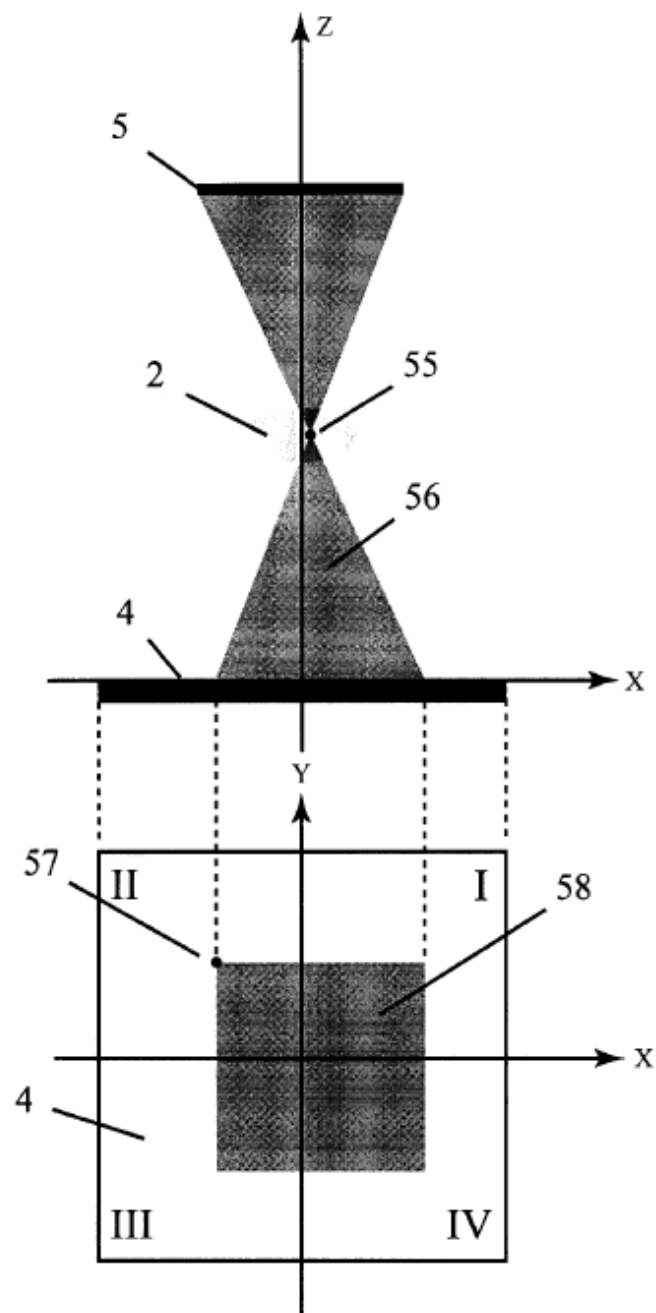


Figura 16

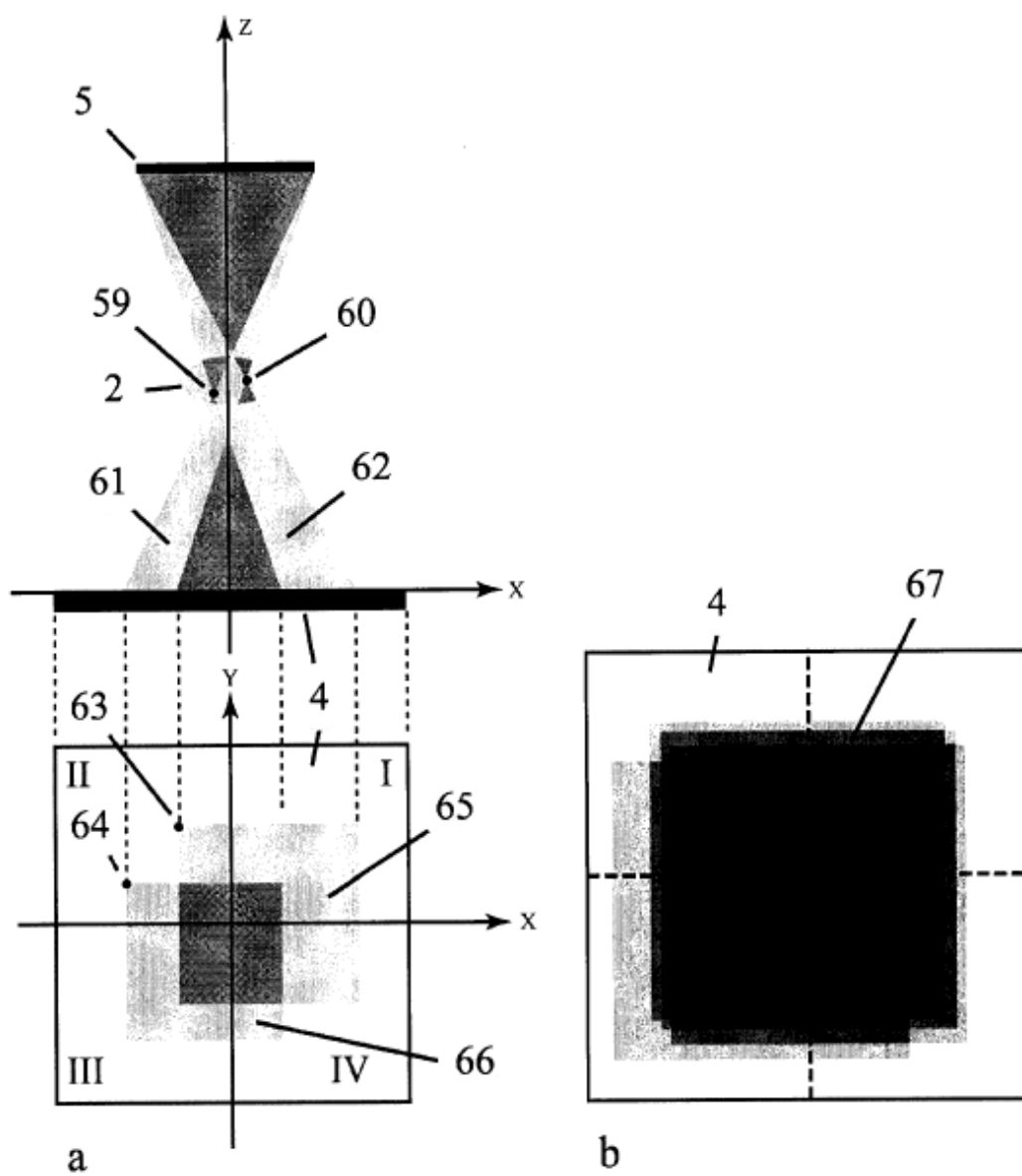


Figura 17

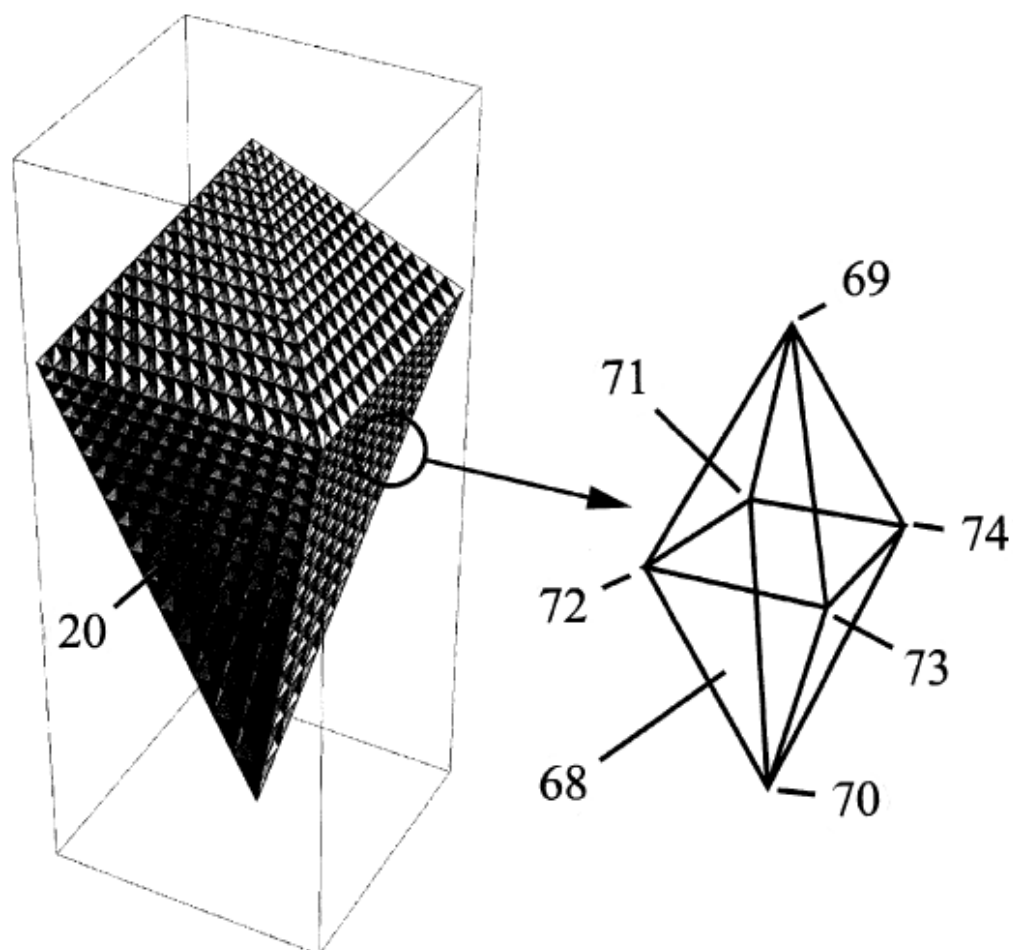


Figura 18

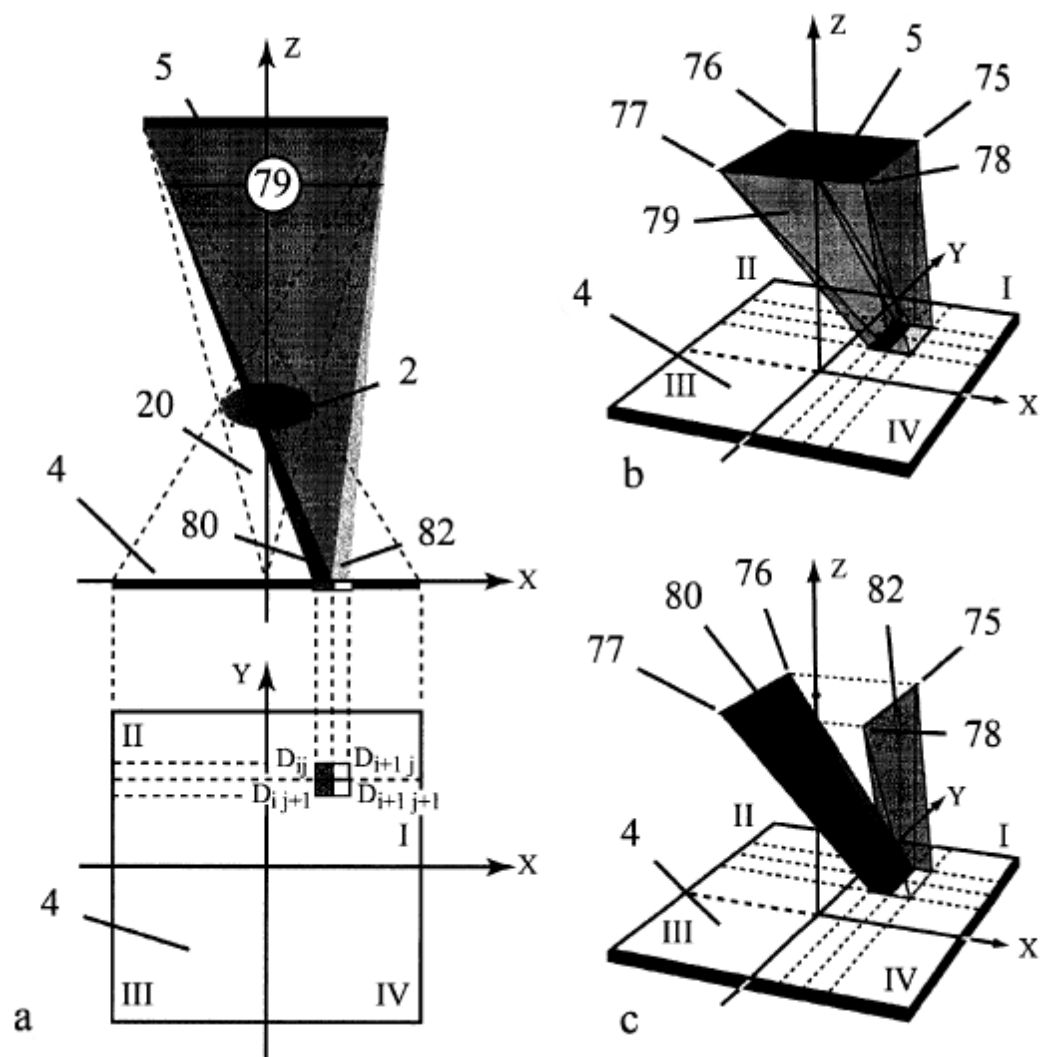


Figura 19

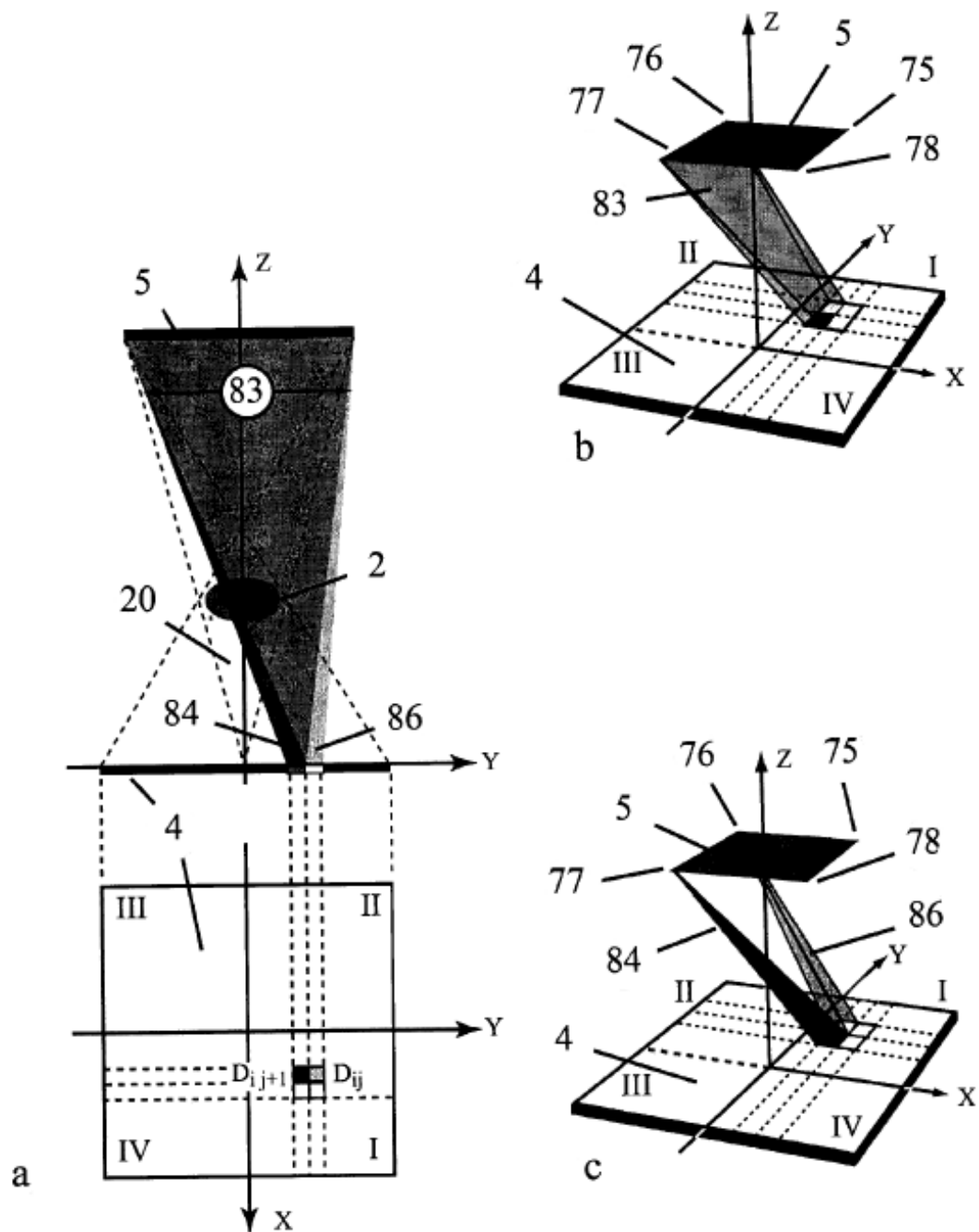


Figura 20

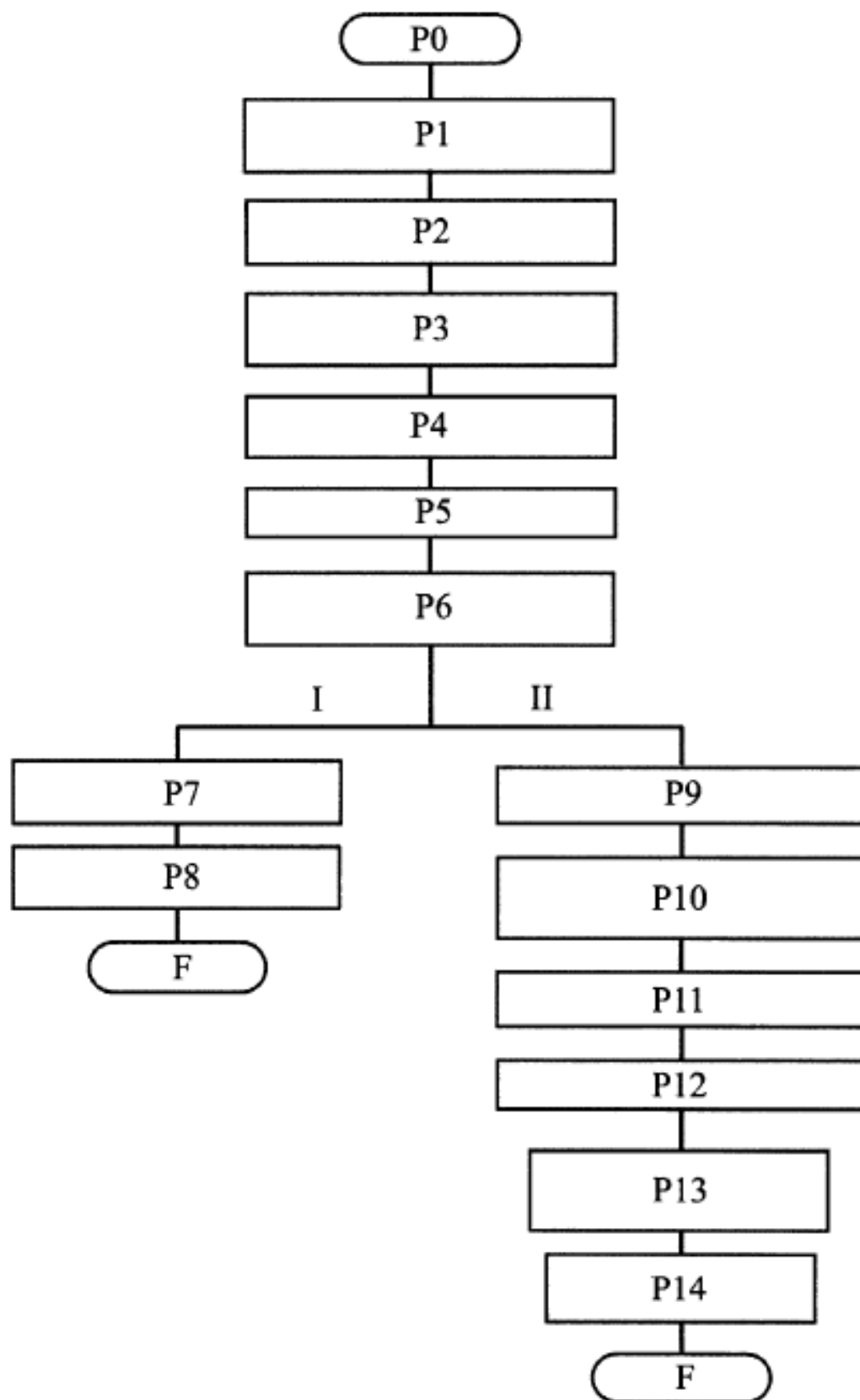


Figura 21

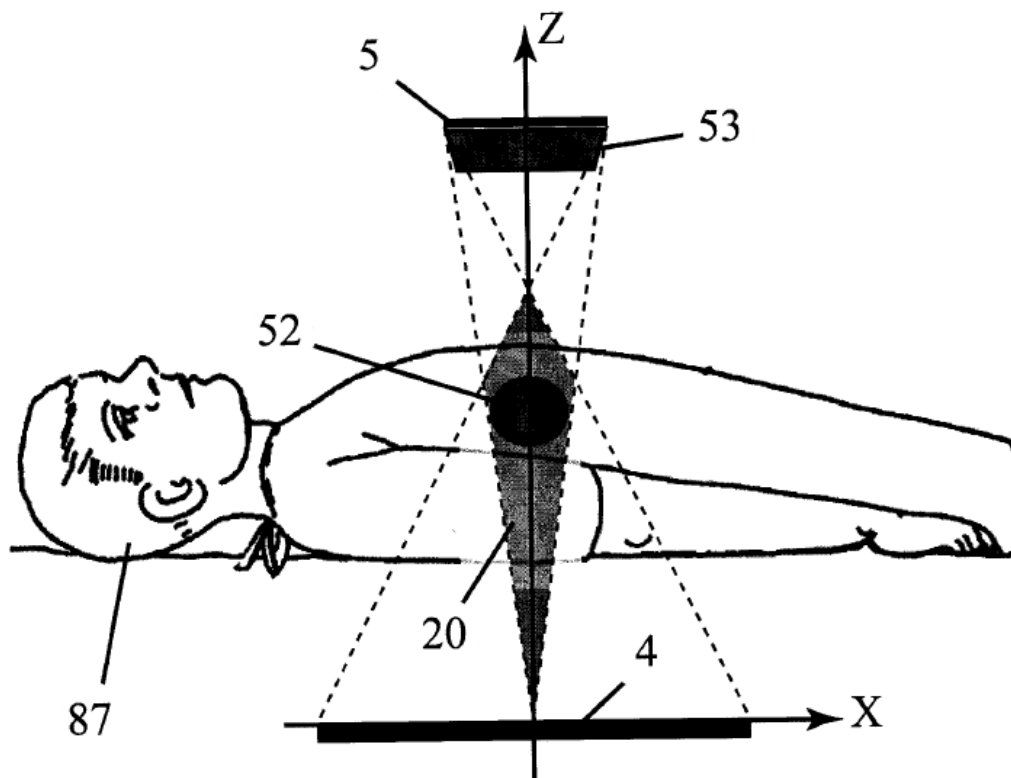


Figura 22

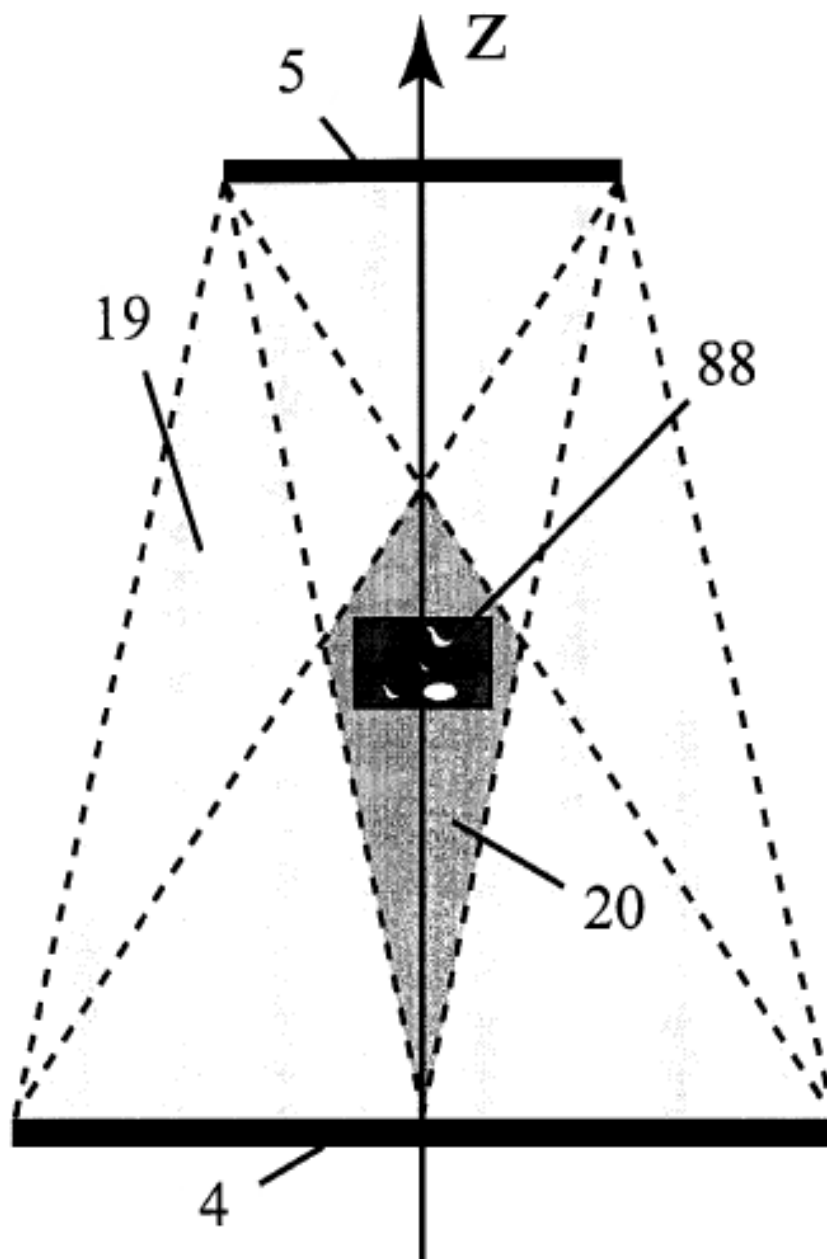


Figura 23

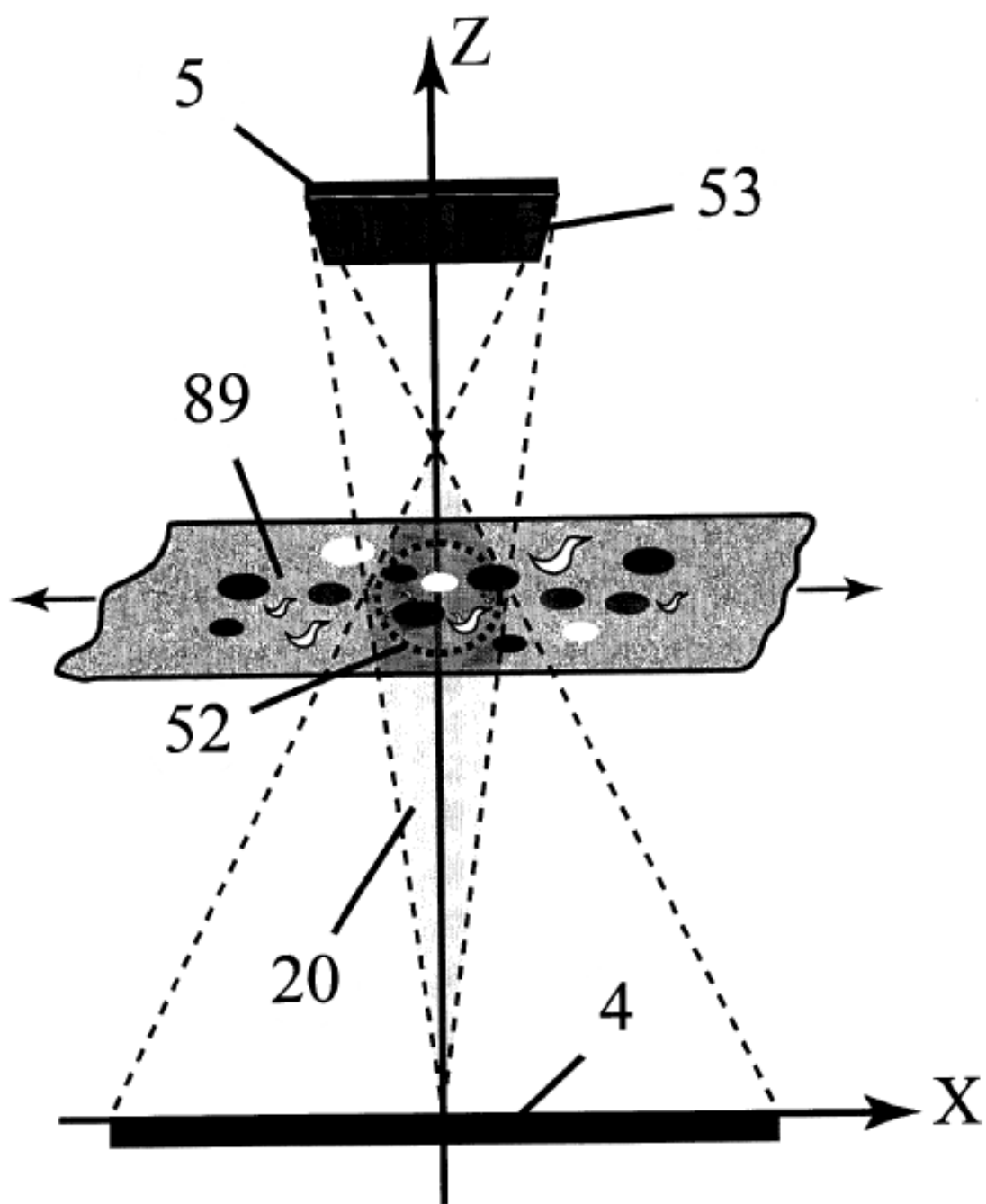


Figura 24

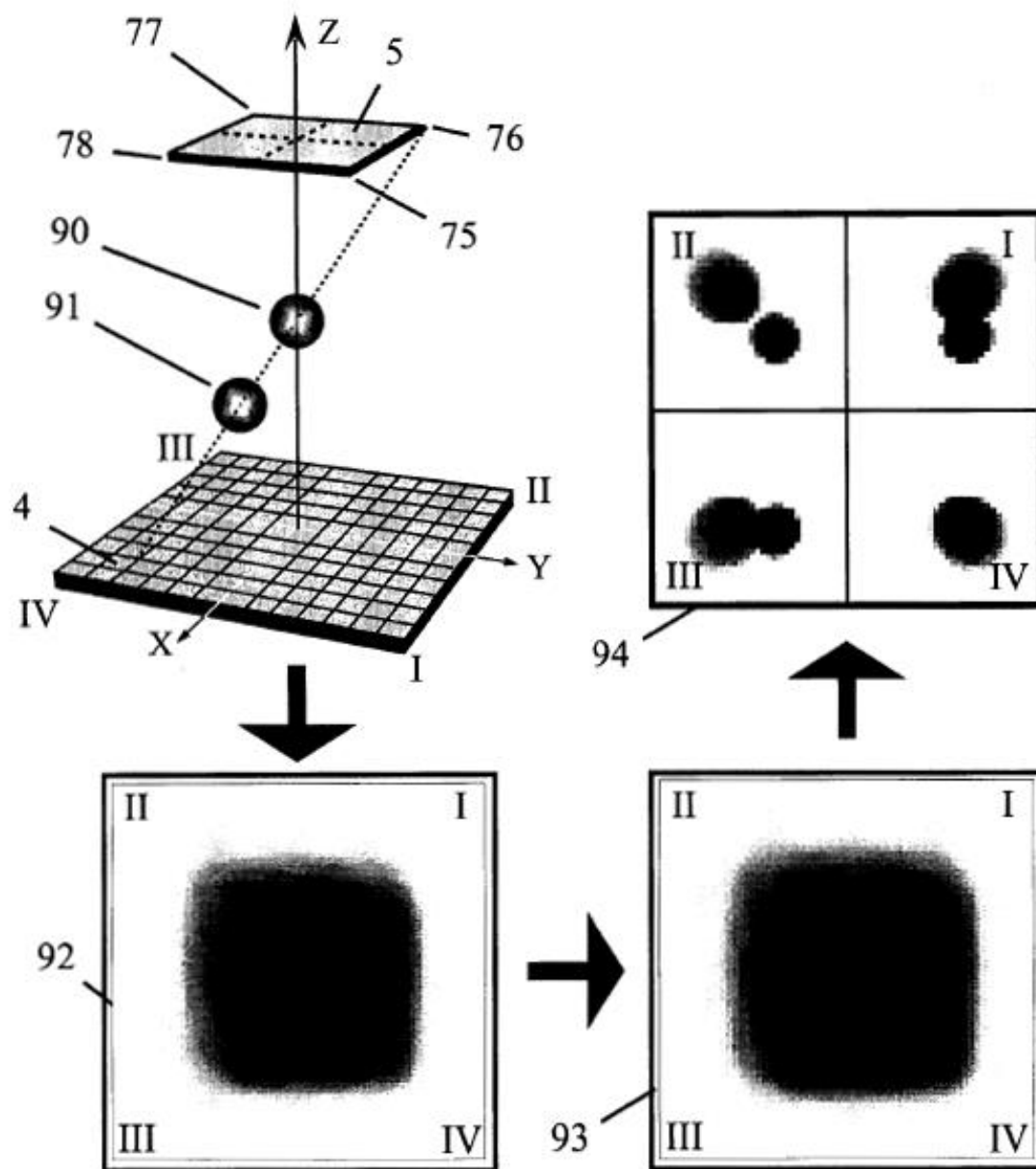


Figura 25

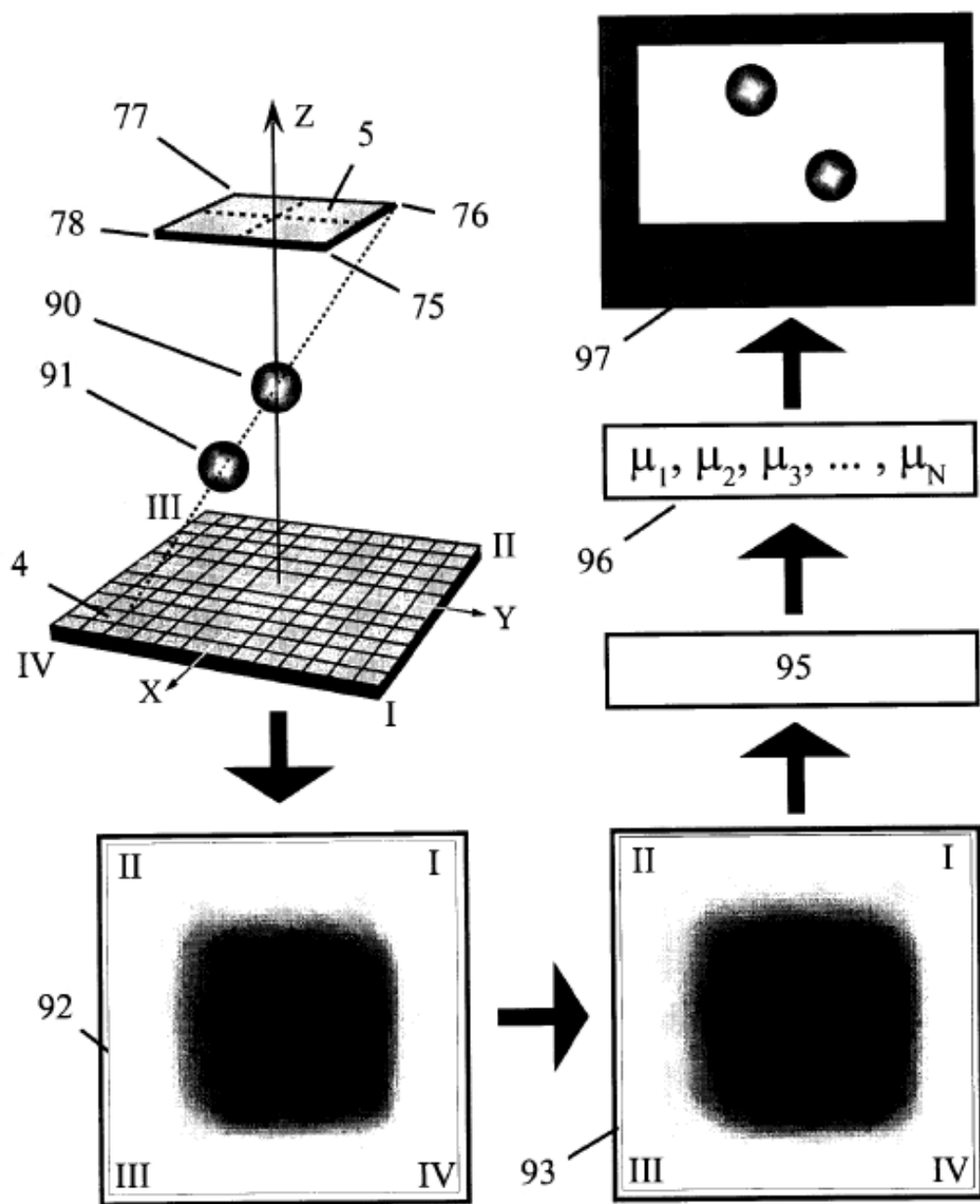


Figura 26

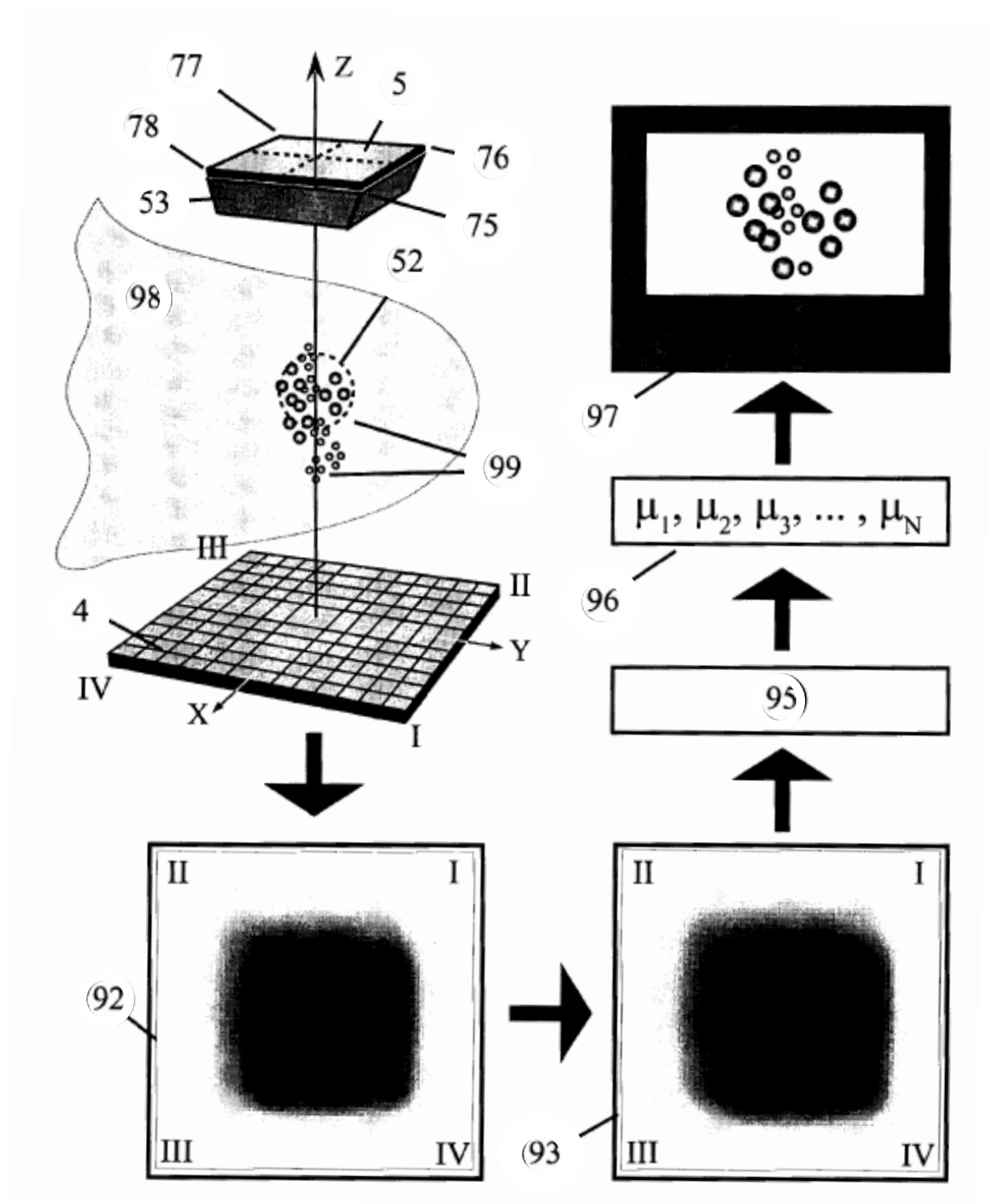


Figura 27

Fuente	31	32	33	34	FG	BEF-DC	BEF-UC	Espectro
A			•					Continuo-discreto
B				•				Continuo-discreto
C	•					•		Discreto
D	•						•	Discreto
E		•				•		Discreto
F		•					•	Discreto
G			•			•		Discreto
H			•				•	Discreto
I				•		•		Discreto
J				•			•	Discreto
K					•			Discreto
L					•	•		Discreto
M					•		•	Discreto

Figura 28 (Tabla 1)

Nucleido	Modo de producción	T _{1/2}	Energía de la radiación gamma							
			E(KeV)	%	E(KeV)	%	E(KeV)	%	E(KeV)	%
Co-60	⁵⁹ Co (n,γ) ⁶⁰ Co	5.3 a	1333	100	1173	100				
Ir-192	¹⁹¹ Ir (n,γ) ¹⁹² Ir	74 d	317	83	468	48	308	30	206	3.3
Cs-137	Fisión U-235	30 a	662	85						
Yb-169	¹⁶⁸ Yb (n,γ) ¹⁶⁹ Yb	32 d	63	44	198	36	177	22		
Tm-170	¹⁶⁹ Tm (n,γ) ¹⁷⁰ Tm	129 d	84	2.5						
Ta-182	¹⁸¹ Ta (n,γ) ¹⁸² Ta	114 d	68	41	1121	35	1221	27		
Se-75	⁷⁴ Se (n,γ) ⁷⁵ Se	120 d	265	59	136	58	280	25	121	17
Cr-51	⁵⁰ Cr (n,γ) ⁵¹ Cr	28 d	320	10						
Gd-153	¹⁵² Gd (n,γ) ¹⁵³ Gd	240 d	97	29	103	21	70	2.4		
Ba-133	¹³² Ba (n,γ) ¹³³ Ba ¹³³ Cs (p,n) ¹³³ Ba	10.5 a	356	62	81	34	303	18	384	9

Figura 29 (Tabla 2)

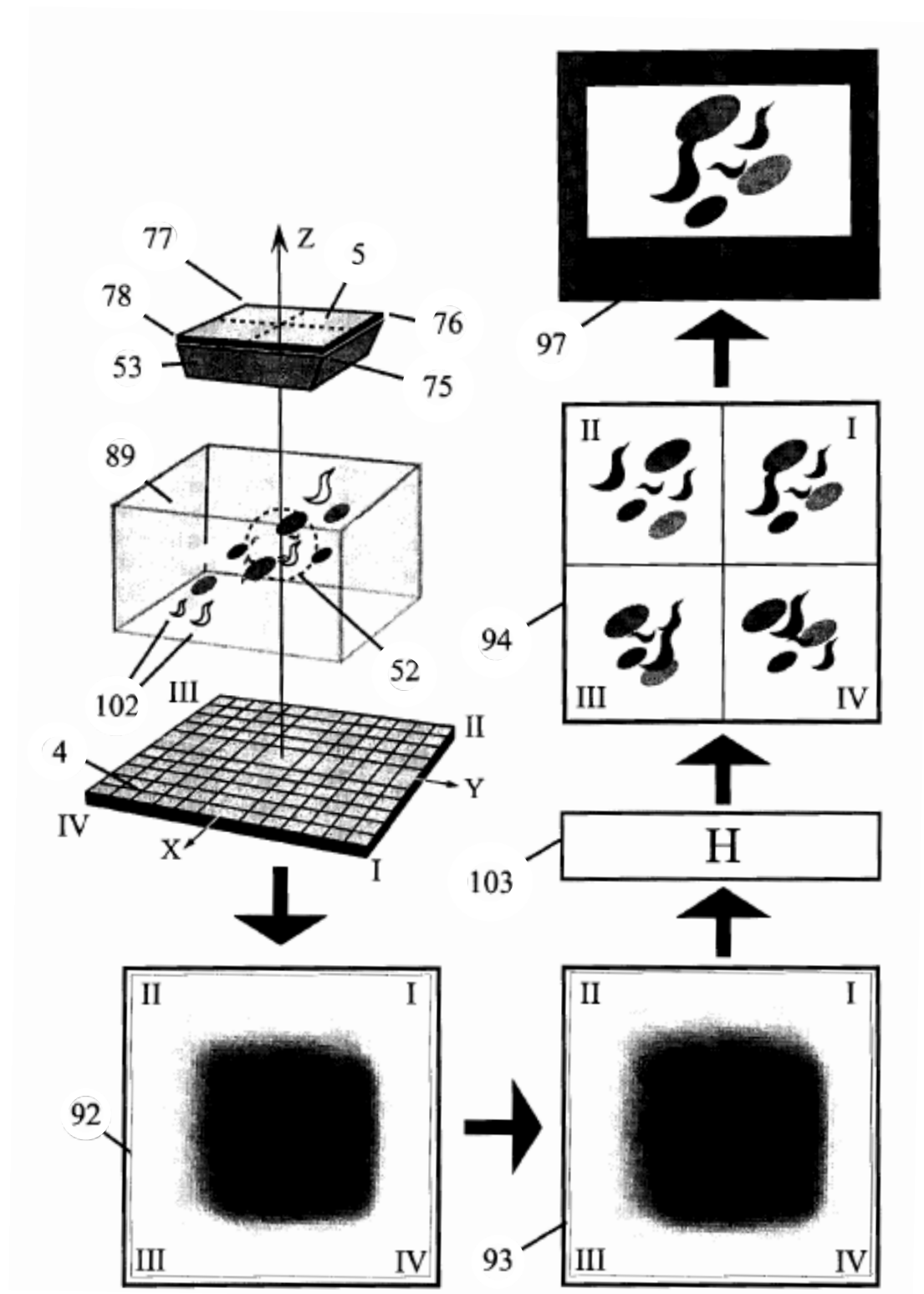


Figura 30



REPÚBLICA ARGENTINA

(10) PATENTE DE INVENCION

(11) RESOLUCION NÚMERO: AR092463B1

(--) DISPOSICION GDE NÚMERO: DI-2022-26-APN-ANP#INPI

(24) FECHA DE RESOLUCION: 31/01/2022

(--) FECHA DE VENCIMIENTO: 06/09/2033

(21) ACTA NÚMERO: P20130103170

(22) FECHA PRESENTACION: 06/09/2013

(51) INT.CL.7 : G03B 42/02

(30) PRIORIDAD CONVENIO DE PARÍS

(54) TÍTULO :DISPOSITIVO PARA OBTENER IMÁGENES RADIOGRÁFICAS CON FUENTE CODIFICADORA Y MÉTODOS DE CODIFICACIÓN Y DECODIFICACIÓN, QUE LO UTILIZAN.

(71) TITULAR :

COMISION NACIONAL DE ENERGIA ATOMICA (CNEA)

---- CON RESIDENCIA EN :

AVDA. DEL LIBERTADOR 8250 C.A. DE BS. AS., País AR

(74) AGENTE :2282