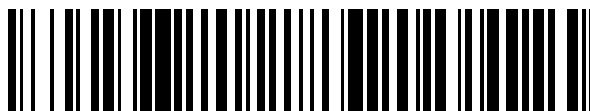


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 800 032**

51 Int. Cl.:

A61B 6/02 (2006.01)

A61B 6/00 (2006.01)

G06T 15/06 (2011.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **25.01.2016 PCT/IB2016/000637**

87 Fecha y número de publicación internacional: **03.08.2017 WO17130018**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **25.01.2016 E 16725573 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.03.2020 EP 3407793**

54 Título: **Sistema de obtención de imágenes médicas con una red fija de detectores de rayos X y método para usarlo**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
23.12.2020

73 Titular/es:
**ADAPTIX LTD (100.0%)
Begbroke Science Park Centre for Innovation and
Enterprise (CIE) Woodstock Road
Begbroke, Oxfordshire OX5 1PF, GB**

72 Inventor/es:
**TRAVISH, GIL;
HAUSER, RAPHAEL y
PATEL, KISHAN**

74 Agente/Representante:
ELZABURU, S.L.P

ES 2 800 032 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Sistema de obtención de imágenes médicas con una red fija de detectores de rayos X y método para usarlo

Un sistema de obtención de imágenes digitales por rayos X comprenderá típicamente:

- un objeto del que se han de obtener imágenes (p. ej., una región de interés interna de un paciente);
- 5 • una fuente utilizada para transmitir rayos X que tengan una intensidad (flujo) predeterminada;
- un detector para recibir los rayos X y generar como salida el flujo recibido en forma de datos digitales brutos de salida;
- 10 • un soporte para sostener, mover y/o alinear la fuente y el detector con respecto al objeto del que se están obteniendo imágenes, de manera que al menos algo del flujo transmitido pase a través del objeto antes de ser recibido por el detector;
- un controlador digital para controlar el flujo transmitido por la fuente antes de que llegue al objeto;
- un procesador digital para almacenar y analizar los datos brutos de salida procedentes del detector, con el fin de producir datos de imagen digitalizada representativos de variaciones de una característica física predeterminada dentro del objeto del que se están obteniendo imágenes; y
- 15 • un dispositivo de visualización para presentar los datos de imagen en una forma inteligible para un operador humano.

Las imágenes (radiografías) bidimensionales (2D) utilizadas en la mayoría de las exploraciones radiográficas médicas se crean directamente a partir de la atenuación diferencial de la radiación aplicada que pasa a través de un sujeto. Dado que los sujetos biológicos son semitransparentes a rayos X de energía e intensidad suficientemente elevadas, la imagen de "sombras" resultante combina información acerca de todos los tejidos que se encuentran entre la fuente y el detector. Esas radiografías 2D emplean generalmente un haz de rayos X en forma de cono, procedente de una fuente puntual única, que se proyecta sobre una superficie plana de película analógica o sobre una red plana de detectores digitales, lo que origina una distorsión geométrica sustancial y efectos de paralaje en las imágenes en escala de grises resultantes, que requieren una interpretación humana experta para convertirlas en un diagnóstico médicamente significativo.

La distancia entre la fuente y el objeto del que se han de obtener imágenes (p. ej., un órgano interno particular o una estructura ortopédica) se conoce como la distancia de fuente a objeto (DFO), y es función del ángulo del cono de rayos X y de la amplitud de cobertura deseada del objeto. En la práctica, la denominada distancia segura para la piel limita aún más la DFO, ya que los rayos X no deben originar una dosis excesiva allí donde entran a la parte del cuerpo del paciente adyacente a la fuente. La ampliación de la imagen recibida se rige por la relación entre la distancia de la fuente al objeto (DFO) y la distancia de la fuente a la imagen (DFI), es decir, la distancia entre la fuente puntual y el receptor de la imagen (típicamente un panel de detectores bidimensional o una película fotosensible) que mide la radiación que no es absorbida por el objeto (la persona, animal u objeto del que se han de obtener imágenes).

La tomografía computarizada (TC) convencional utiliza una fuente en movimiento, recopila muchas (esencialmente todas) las proyecciones a través del sujeto y construye una imagen digital mediante una transformación algorítmica directa de los datos recopilados, descrita matemáticamente como la aplicación de la transformación inversa de Radon. Las exploraciones por TC recopilan muchos más datos que las radiografías 2D e implican dosis totales significativamente superiores a las de aquellas.

La tomosíntesis digital (TD) utiliza un ángulo de barrido más limitado que la TC y, para una radiografía de tórax (RT), administra al paciente una dosis efectiva sustancialmente inferior a la de una TC torácica de baja dosis y, típicamente, solo en torno a un 30% superior a la de un examen radiográfico convencional de tórax de dos vistas.

La tomografía de ángulo limitado y alta resolución (tomosíntesis) es una tecnología relativamente nueva que en la actualidad se utiliza para mamografía y que minimiza el solapamiento de tejidos que ocurre en la imagen proyectada en el caso de la radiografía de sombra convencional, pero con una dosis menor y un equipo menos complicado que el requerido para la TC, y sigue permitiendo al radiólogo discriminar entre una anomalía aparente y las estructuras anatómicas situadas por encima y por debajo de la misma. Los algoritmos reales para la tomosíntesis están bien documentados y típicamente implican métodos TAC/Radon.

Cuando se han de obtener múltiples imágenes de un objeto desde una diversidad de direcciones, a partir de las cuales se pueda reconstruir una imagen tridimensional, se puede emplear un pórtico mecánico para mover una única fuente a lo largo de una secuencia de ubicaciones con respecto al objeto.

Más recientemente se ha propuesto utilizar una red estática bidimensional de emisores enfrentada a una correspondiente red de detectores, con el fin de producir una imagen en 3D. Sin embargo, si la región de interés

- 5 incluye múltiples tipos de tejidos que presentan un abanico de densidades, y los datos deben ponerse a disposición del personal médico en tiempo real, sin exponer al paciente a niveles de radiación potencialmente dañinos, el uso de una red fija de emisores espacialmente distribuidos y de una red fija de detectores espacialmente distribuidos para reconstruir una imagen tridimensional detallada presenta nuevos desafíos, particularmente en el desarrollo de procesos apropiados de exploración y de captura de datos que proporcionen datos de imagen estadísticamente suficientes, con exposición mínima del paciente a la radiación, así como en el procesamiento eficiente de esos datos para calcular y visualizar vistas seleccionadas de la región de interés mientras el paciente aún está disponible para cualquier seguimiento radiológico que esté indicado.
- 10 Tanto el documento US2015228092 como el WO2015167308 describen sistemas de obtención de imágenes médicas que proporcionan una reconstrucción en 3D del objeto del que se están obteniendo imágenes. El alcance de la presente invención es el establecido en las reivindicaciones adjuntas a la presente memoria.
- Se pueden determinar las posiciones de una red 2D de emisores y de una red 2D de detectores con respecto a un sistema de referencia de coordenadas 3D.
- 15 Los emisores individuales pueden estar organizados en múltiples grupos, cada uno de los cuales ilumina una región de interés entre la red de emisores y la red de detectores, de manera que el cono de rayos de radiación proyectado sobre la red de detectores desde cualquier emisor individual de uno cualquiera de estos grupos esté espacialmente separado, de manera sustancial, de los correspondientes conos proyectados desde todos los demás emisores de ese mismo grupo.
- 20 Los emisores pueden estar organizados en grupos basados en patrones geométricos regulares, tales como redes extendidas de polígonos regulares (p. ej., cuadrados o triángulos equiláteros) y los emisores comprendidos en cada grupo pueden estar asociados con vértices o centros de polígonos individuales que pueden estar separados por una distancia predeterminada correspondiente al diámetro nominal del cono de radiación proyectado, y los otros grupos pueden estar organizados de manera similar pero con desplazamientos predeterminados respectivos que sean múltiplos de una fracción de ese diámetro nominal.
- 25 La organización de emisores en grupos puede estar precedida por un paso de calibración que puede identificar el patrón de proyección de cada emisor sobre los detectores individuales y puede garantizar que cada emisor de un grupo particular tenga un patrón de proyección respectivo que no interfiera con la detección precisa de la radiación procedente de cualquier otro emisor de ese mismo grupo y que cada detector operativo reciba radiación procedente de al menos un número predeterminado de emisores. Se puede utilizar un proceso pseudoaleatorio para seleccionar los emisores de cada grupo.
- 30 Se puede hacer funcionar cada uno de estos grupos de emisores durante distintos intervalos de tiempo respectivos, consiguiendo así una separación en el tiempo sustancial de la radiación procedente de más de un emisor dentro del campo de visión efectivo del mismo detector, por lo que la radiación recibida por un detector concreto durante un intervalo concreto de tiempo puede correlacionarse directamente con la radiación transmitida durante ese mismo intervalo de tiempo por un emisor concreto.
- 35 El sistema de coordenadas que incluye la ubicación aproximada de una región de interés (RDI) del paciente con respecto a las redes de emisores y de detectores se puede determinar antes de cualquier exposición a la radiación. Se puede colocar el paciente a una distancia adecuada de los emisores, que son activados sucesivamente, para garantizar que cada punto situado dentro de la RDI reciba radiación desde al menos tres (y preferiblemente más de tres) emisores no colineales.
- 40 Se puede medir la intensidad de la radiación recibida por cada detector durante cada uno de estos intervalos concretos de tiempo y almacenarla en una matriz de datos de entrada, con lo que la matriz de datos de entrada contendrá colectivamente suficiente información requerida para reconstruir (representar) una representación (imagen fantasma) de la RDI que se encuentra entre el panel de emisores y el panel de detectores.
- 45 La porción de RDI del espacio 3D entre el panel de emisores y el panel de detectores puede estar representada por una matriz inicial de datos de salida de elementos 3D de volumen (vóxeles), en donde al menos algunos de esos vóxeles pueden representar porciones respectivas de ese espacio que son atravesadas por partes correspondientes de una pluralidad de rayos de radiación que se extienden cada uno desde un emisor respectivo hasta un detector respectivo, y que pueden estar asociadas con respectivos coeficientes de absorción que representan la absorción de radiación característica de una porción correspondiente de la RDI.
- 50 Las dimensiones iniciales de los vóxeles, los valores iniciales de los coeficientes asociados y/o la ubicación de las diversas porciones de la RDI con respecto a los emisores y a los detectores se pueden deducir de un examen radiológico previo de la misma RDI o de una RDI análoga.
- 55 Los respectivos coeficientes de absorción y los errores asociados se pueden calcular para cada vóxel en un proceso de reconstrucción de imagen que puede utilizar procedimientos de voxelación y de trazado de rayos computacionalmente eficientes basados en la información almacenada de intensidad para cada rayo de radiación recibido que ha pasado a través de ese vóxel desde cada emisor hasta cada detector, transformando así la matriz

de datos de entrada de datos de intensidad recibidos, en una matriz de datos de salida de vóxeles que tienen cada uno un coeficiente de absorción calculado y un error asociado.

5 El proceso de reconstrucción de la imagen también puede tener en cuenta cualquier atributo físico conocido de la RDI, tales como la proporción relativa de distintos tejidos que tengan coeficientes de absorción diferentes, y el tamaño, la forma y la ubicación probables de tejido que tenga coeficientes de absorción similares.

10 El proceso de reconstrucción de la imagen puede ser un proceso iterativo en el cual la matriz de datos de salida existente puede ser reemplazada por una nueva matriz de datos de salida en la cual se han combinado con sus vecinos inmediatos vóxeles que tenían coeficientes calculados similares, para dar vóxeles más grandes, se han dividido en vóxeles más pequeños vóxeles que tenían coeficientes calculados dispares a los de sus vecinos inmediatos, y se calculan nuevos coeficientes de absorción con nuevos errores calculados.

Se puede repetir el proceso iterativo hasta que se alcance un límite definido.

El límite definido puede estar basado en el grado con que la nueva iteración represente una mejora significativa sobre la iteración precedente.

15 Se puede alcanzar el límite definido solamente después de que la combinación o división de vóxeles no logre reducir el error calculado para que esté dentro de un nivel de confianza predeterminado.

El límite definido puede incluir un tiempo permisible máximo para crear nuevas matrices de datos de salida.

20 El proceso iterativo puede comenzar con una matriz que tenga relativamente pocos vóxeles (por ejemplo, $4 \times 4 \times 4 = 64$ vóxeles) y posteriormente puede expandir el número de vóxeles (o, lo que es equivalente, reducir el volumen de cada vóxel) solamente en aquellas regiones que, en una iteración precedente, hayan sido identificadas como poseedoras de un coeficiente de absorción estadísticamente elevado y/o de un cambio estadísticamente significativo en el coeficiente de absorción con respecto a los coeficientes de regiones próximas.

25 El proceso iterativo puede comenzar con una matriz que tenga un número relativamente grande, aunque todavía computacionalmente práctico, de vóxeles (por ejemplo, no más de $100 \times 100 \times 100 = 1\,000\,000$ de vóxeles), y puede aumentar el número de vóxeles de una región (por ejemplo, dividiendo por la mitad n vóxeles para producir n vóxeles adicionales) solamente después de que se haya realizado en otra región una reducción correspondiente (por ejemplo, combinando en un supervóxel $n + 1$ vóxeles adyacentes).

Las ubicaciones de los vóxeles individuales y sus características de absorción calculadas en la matriz 3D final de datos de salida se pueden transformar después a una vista 2D concreta (o una serie de vistas) de la imagen fantasma.

30 El hecho de que los coeficientes de los vecinos inmediatos se desvíen puede sugerir una frontera curva, que puede ser detectada y refinada por métodos conocidos.

El hecho de que los coeficientes individuales de los vóxeles vecinos circundantes se desvíen puede sugerir un artefacto, que se puede solucionar mediante el refinamiento posterior de los vóxeles afectados.

35 La red de emisores y la red de detectores están acopladas entre sí mediante una estructura suficientemente rígida. El sistema de coordenadas fijo y la distancia entre las dos redes se pueden determinar en el momento de la fabricación y antes de cualquier uso práctico del dispositivo para obtención de imágenes. La transformación de los datos de vóxel en una vista concreta de la RDI puede sustituirse por la simple generación como salida de los datos de vóxel calculados, que luego pueden ser normalizados y comparados estadísticamente con datos comparables de otros sujetos que posean características conocidas (tales como la presencia o ausencia de una enfermedad 40 predeterminada u otra situación médica) con el fin de determinar una puntuación analítica numérica que indique la probabilidad de la presencia o ausencia de una enfermedad o deficiencia particulares, u otra característica definida, en la RDI que está siendo examinada.

45 Aunque se contempla que la mayoría de las funciones mencionadas en lo que antecede sean implementadas por medio de uno o más ordenadores digitales programados, al menos algunas de dichas funciones pueden ser realizadas por un operador humano (por ejemplo, la verificación de la posición relativa de la RDI con respecto a los emisores y a los detectores), y otras pueden ser realizadas por *hardware* dedicado (por ejemplo, el funcionamiento secuencial de los emisores). Además, parte de las funcionalidades requeridas pueden estar operativas solamente cuando el aparato esté siendo fabricado o reparado, o durante una inspección y mantenimiento periódicos, y otras funcionalidades pueden estar operativas solamente una vez durante una secuencia de múltiples exámenes 50 radiológicos que impliquen a múltiples pacientes.

La Figura 1 muestra los subsistemas básicos de un sistema ilustrativo de obtención de imágenes médicas que tiene una red fija de detectores de rayos X y una red fija de emisores de rayos X, y muestra cómo emisores adyacentes, si son hechos funcionar de manera simultánea, proyectan haces de radiación solapantes sobre la misma zona de la red de detectores.

La Figura 2 es una vista esquemática en planta de una parte del panel de detectores de la Figura 1, que muestra patrones de radiación procedente de tres emisores adyacentes, proyectados sobre zonas solapantes del panel de detectores.

5 La Figura 3 es similar a la Figura 2, pero muestra el solapamiento de coberturas mejorado que resulta de ocho emisores que rodean a un noveno emisor.

La Figura 4 muestra cómo se puede dividir lógicamente una red 6x6 de emisores en cuatro redes 3x3, teniendo la cobertura de un solo emisor un diámetro menor que la dimensión lateral de una de dichas redes 3x3.

10 La Figura 5, que comprende las figuras 5.1A a 5.3C, muestra nueve vistas de una única red 6x6 iluminada por una disposición regular de nueve patrones de radiación solapantes diferentes, cada uno con un diámetro aproximadamente igual a la dimensión lateral de una única subred 3x3, de manera que no se solapan los patrones de radiación de ninguno de dichos grupos.

La Figura 6, que comprende las Figuras 6A y 6B, muestra cómo se pueden dividir lógicamente los emisores de una única red bidimensional en una pluralidad de grupos pseudoaleatoriamente seleccionados, de manera que no se solapan las zonas de cobertura respectivas de los emisores de ninguno de dichos grupos.

15 La Figura 7 es un diagrama de flujo funcional de ciertos procesos clave realizados por el sistema de obtención de imágenes de la Figura 1.

Se hará referencia ahora a la Figura 1, que muestra los subsistemas básicos de un sistema ilustrativo 100 de obtención de imágenes médicas que tiene una red fija de detectores 102 de rayos X y una red fija de emisores 104 de rayos X, donde emisores adyacentes 104a, 104b pueden proyectar haces solapantes 106a, 106b de radiación sobre la misma zona 102a de la red 102 de detectores si son hechos funcionar de manera simultánea. Según se muestra en la Figura 1, el sistema 100 de obtención de imágenes incluye también una estación de trabajo 108 para adquisición que controla la radiación procedente de los emisores individuales 104a, 104b (o grupos de emisores) que forman la red 104 de emisores y transforma los datos de salida procedentes de la red 102 de detectores en una matriz tridimensional de datos que representan el coeficiente de atenuación de la radiación (es decir, la densidad local) en cada punto dentro de un objeto 110 que está siendo examinado (la "región de interés" o RDI). La estación de trabajo 112 para visualización realiza los cálculos necesarios para transformar los datos de imagen procedentes de la estación de trabajo 108 para adquisición en una o más vistas internas de la RDI 110 que son presentadas visualmente a un radiólogo u otro profesional médico.

20 Para realizar los cálculos concretos del coeficiente de atenuación llevados a cabo por la estación de trabajo 108, y que se describirán con mayor detalle más adelante en relación con la Figura 7 que sigue, es necesario determinar la posición relativa (distancia y orientación) de cada detector dentro del cono de proyección de cada emisor sobre los dos paneles respectivos 102, 104 del sistema de obtención de imágenes. De manera equivalente, dado que las posiciones de los emisores en el panel 104 de emisores y las posiciones de los detectores en el panel 102 de detectores han quedado fijadas en el momento de la fabricación y, por lo tanto, son *a priori* conocidas, solamente se necesita medir la posición relativa de los dos paneles 102, 104 entre sí. Utilizando uno de los dos paneles como sistema de referencia, con un punto concreto (p. ej., una de sus esquinas en el caso de un panel rectangular) como origen y con dos ejes de coordenadas ortogonales fijos que yacen en el plano del panel, que definen la posición y la orientación de los ejes x e y, la normal a ese primer plano del panel fija un eje z. Entonces, la posición del segundo panel con respecto a este sistema de coordenadas fijo se puede determinar midiendo las coordenadas de tres puntos fijos en el plano del segundo panel (p. ej., en el caso de un panel rectangular, tres de sus esquinas). Esto requiere seis números (o coordenadas), teniendo en cuenta que se conocen las longitudes de las distancias entre los tres puntos y los ángulos entre sus segmentos lineales de conexión. A partir de estos seis números se pueden calcular las posiciones relativas de todos los emisores y detectores, utilizando geometría analítica básica. Para una instalación fija, las medidas requeridas se realizarán cuando se instale el aparato, como parte del proceso de instalación, y se verificarán durante el mantenimiento programado de rutina. Como alternativa, se pueden determinar las seis coordenadas requeridas con respecto a una "sonda de prueba" conocida, colocada en una posición conocida durante la verificación y calibración diarias del sistema, o bien se pueden medir mecánicamente o por medio de actuadores durante el arranque y la inicialización del sistema, y/o recalibrarse antes cada conjunto de exposiciones secuenciales de una RDI particular.

50 Se hará referencia ahora a la Figura 2, que es una vista esquemática en planta de una parte del panel de detectores de la Figura 1, mostrando patrones de radiación procedente de tres emisores adyacentes, proyectados sobre correspondientes zonas 106a, 106b, 106c, parcialmente solapantes, del panel de detectores. Para maximizar la cantidad de información disponible para una dosis y un tiempo de exposición dados (y tal como se describe con mayor detalle en la solicitud PCT, cedida comúnmente con la presente, a la que se ha hecho referencia), se pueden disponer conjuntos de emisores que tengan solo un solapamiento espacial limitado, para que emitan radiación de manera simultánea, y se pueden controlar individualmente emisores que producen conos solapantes de radiación para que emitan radiación en sucesión, con el fin de lograr una separación en el tiempo. En este proceso, cada emisor produce una imagen o sombra de todos los objetos (o partes de los mismos) que se encuentran dentro del cono de proyección que el emisor proyecta sobre el panel de detectores, y la información contenida en esas

imágenes o sombras, y capturada por los detectores individuales durante ráfagas sucesivas de radiación, está disponible para representar un modelo 3D de la RDI (como se describirá con mayor detalle en lo que sigue, haciendo referencia a la Figura 7). Tal como se indica con el número "3", los tres emisores tienen cobertura en la zona central, mientras que cada par de emisores tiene una zona de cobertura solapante (número "2") dentro de la intersección de sus respectivas zonas de cobertura (y también con la del tercer emisor, que se indica con el número "3"). En contraste, las porciones periféricas (número "1") de la zona de cobertura combinada solamente están cubiertas por un emisor.

La Figura 3 es similar a la Figura 2, pero muestra el solapamiento mejorado (representado por los números "1", "2", "3" y "4") resultante de rodear el círculo central 106a de cobertura, representado por el borde de puntos y trazos, con la cobertura de ocho emisores adyacentes (cuatro círculos contiguos 106b de cobertura con bordes continuos en los cuatro cuadrantes del círculo central de cobertura, dos círculos 106c de cobertura verticalmente contiguos, con bordes de trazos cortos, por encima y debajo del círculo central de cobertura, y dos círculos 106d de cobertura horizontalmente contiguos, con bordes de trazos largos, a ambos lados del círculo central de cobertura). En particular, las cuatro porciones con forma de diamante marcadas con "2" en el círculo central (de puntos y trazos) están cubiertas cada una por el círculo central y uno de los círculos (de trazos) con orientación horizontal o vertical, dibujados con líneas de trazos, cada una de las tres porciones triangulares marcadas con "3" están cubiertas por el círculo central, por uno de los círculos de trazos y por uno de los círculos continuos en los cuatro cuadrantes, y las porciones de forma cuadrada marcadas con "4" están cubiertas cada una por el círculo central, por dos círculos de trazos (uno de trazos largos y otro de trazos cortos) y por un círculo continuo.

Haciendo referencia ahora a la Figura 4, se planteará aquí un diseño modular de una red bidimensional 114 de emisores 104 con zonas de cobertura solapantes, donde se hacen funcionar por grupos los emisores (véase la Figura 5) de modo que se produce un escaso o nulo solapamiento de la cobertura dentro del mismo grupo, pero un solapamiento sustancial de la cobertura entre grupos. En particular, una red 114 de emisores de mayor tamaño (por ejemplo, 6x6) puede subdividirse lógicamente en (o crearse a partir de) un número de subredes idénticas (por ejemplo, redes 3x3 116), teniendo la cobertura 106 de un único emisor 118 un diámetro menor que la dimensión lateral mínima de una de tales subredes.

Como se aprecia mejor en la Figura 5 (que comprende nueve partes designadas desde la 5.1.A hasta la 5.3.C) los 36 emisores individuales 118 de la Figura 4 pueden ser hechos funcionar en nueve grupos, cada uno compuesto de cuatro emisores con zonas de cobertura correspondientes que se indican por un punto rodeado de círculos continuos. En particular, y tal como se muestra en la Figura 5.1.A, cada subred 3x3 ha sido etiquetada a lo largo de su eje vertical con números del 1 al 3 y a lo largo de su eje horizontal con letras de la A a la C, e incluye nueve emisores con nueve círculos de cobertura respectivos (de los cuales solamente uno está activo en un momento dado). Tal división de la red en subredes tiene la propiedad útil de que se puede hacer funcionar de manera simultánea un grupo de emisores en la misma ubicación dentro de cada subred (por ejemplo, la esquina superior izquierda) sin solapamiento alguno de sus respectivas zonas de cobertura. Sin embargo, debe apreciarse que se puede incrementar la zona de cobertura de un único grupo de emisores, sin que aumente sustancialmente el solapamiento, si se emplean patrones de radiación que reflejen con mayor precisión la relación geométrica entre emisores adyacentes (por ejemplo, triángulos equiláteros para la Figura 2 o cuadrados para la Figura 3). Además, aunque cada emisor tenga un patrón de cobertura menos que óptimo (por ejemplo, las zonas circulares de cobertura representadas de los respectivos emisores dispuestos en una parrilla cuadrada), un solapamiento limitado puede incrementar los datos útiles (es decir, las mediciones procedentes de un solo emisor) recibidos, durante una exploración particular, por los detectores de las esquinas de una celda particular, y al mismo tiempo reducir los datos útiles recibidos en el punto medio entre dos emisores adyacentes del mismo grupo, donde se solapan las respectivas zonas de cobertura.

En el caso particular de la Figura 5.1.A solamente están activos los emisores centrados en torno a las celdas 1A. Cada emisor tiene una zona de cobertura que incluye la celda en la que está ubicado el emisor y partes de las ocho celdas que rodean a dicha celda. Dado que el emisor 1A se encuentra en la parte superior izquierda de cada subred, su cobertura incluirá no solo la celda 1A sino también las celdas 1B, 2B y 2A en la misma subred, las celdas 2C y 1C en cualquier subred a su izquierda inmediata, la celda 3C en cualquier subred por encima y a su izquierda, y las celdas 3A y 3B en cualquier subred inmediatamente encima. Nótese que la red 9x9 es modular y, en consecuencia, las celdas desocupadas en la fila inferior 3 y en la columna derecha C estarán en la zona de cobertura (indicada por líneas de trazos) de cualquier emisor 1A de un grupo inmediatamente adyacente en cualquier subred de esa misma red o una red inmediatamente adyacente.

La Figura 5.1.C, la Figura 5.3.A y la Figura 5.3.C son funcionalmente similares a la Figura 5.1.A, pero con los emisores activos situados en las esquinas superior derecha, inferior izquierda e inferior derecha de sus respectivas subredes.

En la Figura 5.1.B las zonas de cobertura de los emisores activos se extienden solamente a las subredes (si las hay) situadas inmediatamente encima. Análogamente, en la Figura 5.3.B las zonas de cobertura de los emisores activos se extienden solamente a las subredes (si las hay) situadas inmediatamente debajo.

En la Figura 5.2.A las zonas de cobertura de los emisores activos se extienden solamente a las subredes (si las hay)

situadas inmediatamente a la izquierda. Análogamente, en la Figura 5.2.C las zonas de cobertura de los emisores activos se extienden solamente a las subredes (si las hay) situadas inmediatamente a la derecha.

La Figura 5.2.B representa el caso simple en el cual toda la zona de cobertura de cada emisor activo está confinada dentro de una única subred.

5 Aunque la realización ilustrada en la Figura 4 y en la Figura 5 presenta solamente cuatro subredes que definen cada una nueve grupos, el concepto de modularidad antes descrito se puede expandir fácilmente, no solo aumentando el tamaño de la subred básica (ya sea en la separación entre emisores adyacentes o en el número de emisores, o en ambas cosas) sino también (como lo sugieren los círculos parciales a trazos que representan la posible cobertura desde emisores en redes adyacentes, en todas salvo la Figura 5.2.B) aumentando el número de redes.

10 Se hará referencia ahora a la Figura 6 (que comprende la Figura 6A y la Figura 6B), que muestra un método alternativo para asignar los emisores individuales de una red única a grupos no solapantes, basado en el siguiente procedimiento:

15 se forma cada grupo seleccionando emisores de una secuencia "pseudoraleatoria" predeterminada y asignando secuencialmente los emisores seleccionados a ese grupo, sujeto a las restricciones de que (1) cada emisor estará asignado a un grupo solamente, y (2) no se asignará ningún emisor a un grupo particular que incluya ya un emisor que tenga un zona de cobertura que se solape con la de un emisor previamente asignado.

20 Según se muestra en la Figura 6A, supóngase que el primer grupo incluye ya los emisores 1A, 1F, 6A y 6F. Si se seleccionase el emisor 4A, su círculo de cobertura (no mostrado) se solaparía con el del anterior emisor 6A. Los emisores 3C, 3D, 4C y 4D son los únicos emisores que no poseen un zona de cobertura que entre en conflicto sustancial con la de los emisores 1A, 1F, 6A y 6F. Suponiendo que se selecciona el emisor 104 en la celda 4D 118, solamente presenta un ligero solapamiento 106a de cobertura con el emisor 6F.

25 La Figura 6B muestra una segunda ronda de selección. Supóngase que los emisores 1A, 1F, 4D, 6A y 6F han sido seleccionados en la ronda uno y 1B, 1E, 4A y 6C ya han sido seleccionados en la ronda 2. Entonces solamente quedan todavía potencialmente disponibles para su selección en la ronda 2 los emisores 4E, 4F y 5F. Si 4E precede a 4F y a 5F en la lista pseudoraleatoria de secuencias, será elegido a continuación. Esta selección pseudoraleatoria de un grupo de emisores con cobertura no solapante puede repetirse para otra ronda, siendo excluidos de consideración 1A, 1B, 1E, 1F, 4A, 4D, 4E, 6A y 6C, lo que deja a 1C, 2A, 2B, 2C, 2D, 2E, 2F, 3A, 3B, 3C, 3D, 3E, 3F, 4B, 4C, 4F, 5A, 5B, 5C, 5D, 5E y 5F disponibles para su posible selección en el tercer grupo (no mostrado).

30 Este proceso de selección pseudoraleatorio presenta la ventaja de que puede adaptarse fácilmente a cambios no planificados en la disponibilidad de emisores particulares o a modificaciones posteriores de la geometría del dispositivo. Sin embargo, esa flexibilidad conlleva el coste adicional de que el proceso de selección aleatoria será con frecuencia menos que óptimo, y que, para un dispositivo que tenga muchos emisores, no es posible probar y certificar por adelantado todas las alternativas posibles.

35 Se hará referencia ahora a la Figura 7, que es un diagrama funcional de alto nivel que muestra el flujo de señales de control y datos dentro del sistema de obtención de imágenes de la Figura 1. El sistema se calibra antes de su uso (bloque 120), con lo cual se determinan mediciones críticas, se hacen funcionar secuencialmente los emisores individuales y se identifica cualquier emisor y/o detector defectuoso, verificándose también la funcionalidad del sistema al generar una imagen de una sonda de prueba.

40 Suponiendo que los resultados de la prueba se encuentren dentro de los límites aceptables y se haya registrado cualquier cambio en la configuración o en las mediciones revisadas, el sistema se encuentra entonces listo para el uso normal (bloques 121 - 132). Se activa secuencialmente (bloque 121) cada grupo de emisores. Se mide en cada píxel individual dentro de la zona de cobertura colectiva de ese grupo (bloque 122), y se almacena (bloque 123), la variación local en la intensidad de las sombras de radiación proyectadas desde los emisores individuales 104 sobre el panel 102 de detectores pixelado (Figura 1) después de que la radiación combinada del grupo haya pasado a través de las regiones correspondientes del objeto 110. Una vez que se han recibido todos los datos relativos a un grupo particular de emisores, en el almacenamiento 124 se anexan esos datos a cualquiera de los datos ya recibidos de grupos precedentes, y se identifica (bloque 125) y se activa (bloque 121) el siguiente grupo de emisores, repitiéndose el proceso hasta que se han captado en el almacenamiento 124 y transmitido (bloque 126) al subsistema procesador de imágenes (bloques 127, 128, 129 y 130) de la unidad 108 de procesamiento de señales datos brutos suficientes para permitir la conversión de esos datos en la imagen deseada de la RDI 110, con lo que se pueden convertir esos datos (bloque 130) al formato deseado (bloque 131) y visualizarlos (bloque 132) mediante el subsistema 112 de visualización.

55 Se discutirán ahora ciertas realizaciones actualmente preferidas de un proceso iterativo de reconstrucción de la imagen (bloques 127, 128 y 129) con detalle suficiente para permitir a personas expertas en las técnicas computacionales poner en práctica este aspecto de la invención. Con ubicaciones conocidas de emisores y detectores, es decir, las posiciones conocidas de cada emisor energizado 104 y de los píxeles del panel 102 de detectores en los que se reciben los correspondientes rayos de radiación, los datos de sombra recopilados por el detector respectivo durante cada exploración representan la cantidad de radiación (si la hay) transmitida desde cada

emisor que ha llegado a cada píxel de la red de detectores. En términos generales, el espacio u objeto del que se han de obtener imágenes se subdivide en elementos de volumen tridimensionales no solapantes, denominados vóxeles, y al proceso de definir (o redefinir) dichos vóxeles se le puede denominar voxelización (o revoxelización). El coeficiente de atenuación lineal de la parte del objeto 110 ocupada por cada vóxel variará típicamente de un vóxel a otro, y se determina un vector de datos correspondiente a estos coeficientes de atenuación (es decir, cada vóxel se modela como ocupado por una parte del objeto compuesta por material homogéneo cuyo coeficiente de atenuación representa una única muestra o punto de datos, y todos estos puntos de datos son recopilados en un conjunto denominado vector).

A modo de ejemplo, para rayos X de 10 y 50 keV, y considerando un cuerpo humano, los valores del coeficiente x de atenuación lineal son aproximadamente los siguientes:

Tabla 1: Coeficientes de atenuación para distintos tipos de tejido

Material	a 10 keV	a 50 keV
Tejido adiposo	$x = - 3,11 \text{ cm}^{-2}$	$x = - 0,20 \text{ cm}^{-2}$
Agua	$x = - 5,33 \text{ cm}^{-2}$	$x = - 0,23 \text{ cm}^{-2}$
Músculo	$x = - 5,63 \text{ cm}^{-2}$	$x = - 0,24 \text{ cm}^{-2}$
Hueso	$x = - 54,72 \text{ cm}^{-2}$	$x = - 0,81 \text{ cm}^{-2}$

Así pues, el hueso origina considerablemente más atenuación que los otros componentes corporales enumerados (en ausencia de cualquier medio de contraste), y el coeficiente de atenuación depende no solo del material, sino también de la energía (es decir, la frecuencia) de los rayos X.

Incluso con más detectores (píxeles) que emisores, y con un funcionamiento secuencial de los emisores individuales (o conjuntos predeterminados de emisores) con conos de radiación no solapantes proyectados sobre los detectores, en las aplicaciones de obtención de imágenes médicas que implican a un paciente vivo existen limitaciones prácticas para la exposición total a la radiación y para el tiempo transcurrido dedicado al procedimiento, que limitarán la cantidad de datos recibidos desde todos los posibles emparejamientos emisor/detector. Por lo tanto, en general no se dispondrá de datos suficientes para transformar inequívocamente la información recibida desde el panel de detectores en el valor de atenuación correspondiente de cada vóxel de una imagen 3D reconstruida, con una resolución comparable a la de una red 2D de detectores (en términos matemáticos, los datos están infrarrestingidos). En consecuencia, se utiliza la metodología de detección comprimida (limitada de manera preferible, pero no necesariamente, a algoritmos de búsqueda de base computacionalmente eficientes) para determinar un conjunto de valores de coeficientes de atenuación que mejor se ajusten a los datos disponibles (y reduzcan a un mínimo la función de mérito).

Preferiblemente, el dominio de obtención de imágenes está voxelizado a través de una subdivisión jerárquica, que puede corresponder generalmente a (o se puede transformar fácilmente en) el alineamiento y la separación física de los emisores y los detectores, y el espacio de objeto ubicado entre ellos. Se obtiene una voxelización óptima mediante la corrección iterativa (ramificación 129 del bloque 128) de la voxelización (bloque 127) hasta que se satisface un criterio cuantitativo de parada, tal como exceder un número fijado de iteraciones o satisfacer condiciones de optimalidad predeterminadas dentro de una tolerancia especificada. A cada cambio sucesivo de voxelización se le denominará en adelante una "iteración externa". Dentro de cada iteración externa, se mantiene fija la voxelización y se establece un modelo de optimización de detección comprimida (bloque 128), como se planteará más adelante, cuya solución determina los coeficientes de atenuación asociados con cada vóxel de la voxelización actual. El proceso de detección comprimida utilizado para obtener los coeficientes de atenuación para una optimización externa particular implicará también, típicamente, un método iterativo (las opciones específicas serán planteadas en lo que sigue), denominándose en adelante "iteración interna" a los pasos de detección comprimida dentro de cada particular iteración externa de la voxelización.

Cuando se utiliza una subdivisión jerárquica, se elige una voxelización inicial (bloque 127 del bloque 126). En particular, se puede utilizar todo el dominio de imagen como un único vóxel inicial, o bien se puede obtener la voxelización inicial a partir de una parrilla regular o de una subdivisión del dominio de imagen en simples o poliedros o polítopos más generales. En iteraciones externas posteriores (bloque 127 a través de la ramificación 129) se puede subdividir adicionalmente cada vóxel (denominado vóxel padre) de la voxelización previa (en la primera iteración externa, la voxelización inicial desempeña el papel de la voxelización previa) en dos o más vóxeles de menor tamaño (denominados vóxeles hijos). Por ejemplo, si se subdivide un vóxel padre en dos vóxeles hijos, se puede introducir un único hiperplano secante, y si se subdivide un vóxel padre en cuatro vóxeles hijos, se pueden utilizar dos de estos hiperplanos secantes mutuamente perpendiculares. Después se puede aplicar de manera

recursiva el proceso de subdivisión, asumiendo los vóxeles hijos el papel de vóxeles padres que son adicionalmente subdivididos en sus propios vóxeles hijos.

También se puede llevar a cabo la operación contraria, es decir, enrudecer (hacer más grosera) localmente (o globalmente) una voxelización. Esto consiste en fusionar dos o más vóxeles adyacentes que ocupan un dominio poliédrico convexo, para dar un único supervóxel que ocupe este dominio. Para una voxelización que ha sido obtenida por subdivisión jerárquica, esto puede implicar simplemente identificar el supervóxel entre los vóxeles padres y separar por corte sus hijos, convirtiendo así el vóxel padre particular en una hoja del árbol de estructura de datos. Si ningún vóxel padre corresponde exactamente al dominio del supervóxel, se debe identificar y subdividir un vóxel padre que contenga el supervóxel, de manera que una de las nuevas hojas corresponda al supervóxel.

5 Cuando se utiliza un sistema de direccionamiento explícito, la fusión de vóxeles se puede lograr sobrescribiendo, insertando o anexando una estructura de datos asociada con el supervóxel a la lista de direcciones de la voxelización existente, y borrando las direcciones de las estructuras de datos asociadas con los vóxeles que se van a fusionar. En otra implementación, en lugar de fusionar explícitamente conjuntos de vóxeles para dar supervóxeles, se introducen restricciones que fuerzan a los coeficientes de atenuación de todos los vóxeles individuales que pertenecen a un único superconjunto de vóxeles (es decir, la totalidad de vóxeles que se fusionarían para dar un único supervóxel) a tomar el mismo valor, que representa el coeficiente de atenuación del supervóxel que habría resultado de la fusión de este conjunto de vóxeles. Por lo tanto, la operación de fusión puede llevarse a cabo de manera implícita en lugar de explícita, correspondiendo cada uno de los superconjuntos a una restricción diferente.

Para llevar a cabo la reconstrucción numérica de los coeficientes de atenuación asociados con todos los vóxeles, se requiere una estructura de datos que asocie un vóxel con su posición en el espacio, con el valor de su coeficiente de atenuación y posiblemente con otros datos que ayuden a relacionar el vóxel con sus vecinos y faciliten las operaciones de afinamiento y enrudecimiento locales que se describen más adelante. Para voxelizaciones asociadas con una parrilla regular se puede utilizar un sistema de direccionamiento explícito, basado en la vectorización de la parrilla. En una subdivisión jerárquica de vóxeles se puede utilizar un sistema de direccionamiento implícito: comenzando con un sistema de direccionamiento de la voxelización inicial, se puede anexar a cada vóxel de la voxelización inicial una estructura de árbol enraizada, con cada uno de los vóxeles iniciales en la raíz de su árbol, correspondiendo el primer nivel del árbol a sus hijos, correspondiendo la segunda capa a sus nietos, etc. Las hojas individuales del árbol corresponderán así a los vóxeles de la voxelización final que colectivamente (el conjunto unión de todas las hojas en ese árbol) corresponden al vóxel original en la raíz del árbol.

20 Se puede enviar información o datos a la estructura de datos asociada con cada vóxel de la voxelización final enviándolos a la raíz del árbol donde se encuentran (utilizando el sistema de direccionamiento de la voxelización inicial) y diseñando la estructura de datos asociada con cada vóxel padre en el árbol para traspasar los datos a sus vóxeles hijos, y aplicando este proceso de manera recursiva. Se pueden extraer datos o información de las estructuras de datos asociadas con los vóxeles de la voxelización final traspasando los datos a la estructura de datos asociada con su padre, y aplicando este proceso de manera recursiva para traspasar los datos hasta el vóxel raíz asociado con el árbol donde se encuentra el vóxel que ha iniciado la comunicación de datos, y extrayendo los datos desde el vóxel raíz mediante el uso del sistema de direccionamiento utilizado para la voxelización inicial.

25 Un tercer enfoque consiste en utilizar un sistema híbrido de direccionamiento cuando a veces se enrudece (se hace más grosera) la parrilla regular inicial para dar una parrilla regular con un tamaño de parrilla mayor. En este caso se puede utilizar la regularidad de la parrilla local refinada para llegar a un sistema de direccionamiento explícito para la voxelización global, insertando o anexando las direcciones de los restantes vóxeles originales (enrudecidos) en la lista correspondiente de las nuevas direcciones asociadas con la parrilla más grosera que ha sustituido a la lista de direcciones original.

La atenuación de un rayo de rayos X dentro de un vóxel particular depende del coeficiente x de atenuación determinado por el material que ocupa el vóxel (que se supone es homogéneo dentro del espacio asociado con el vóxel) y de la energía con la que se emite el haz de rayos X. En adelante, al coeficiente de atenuación del i -ésimo vóxel se le designa x_i .

El segundo factor que determina la atenuación del rayo mientras atraviesa un vóxel es la distancia recorrida por el rayo a través del vóxel; para el i -ésimo vóxel se designará esta distancia como ζ_i . Según la conocida ley de Beer-Lambert, la proporción de los fotones que entran al vóxel y no son absorbidos mientras atraviesan el vóxel i viene dada por $\exp(x_i \zeta_i)$. Esta fórmula sigue siendo válida cuando un rayo no atraviesa en absoluto el vóxel i , ya que en este caso se tiene $\zeta_i = 0$ y $\exp(x_i \zeta_i) = 1$, lo que corresponde a una absorción nula. En todos los casos se tiene $0 < \exp(x_i \zeta_i) \leq 1$, ya que x_i es cero o negativo y ζ_i es cero o positivo. La atenuación de un rayo de fotones que atraviesa múltiples vóxeles se acumula multiplicativamente, de modo que la relación entre la intensidad I_E del rayo en la emisión y la intensidad I_D del rayo en un detector (donde se mide y se absorbe la radiación remanente) viene dada por

$$I_D = I_E \times \exp(x_1 \zeta_1 + x_2 \zeta_2 + \dots + x_n \zeta_n), \quad (1)$$

donde n es el número total de vóxeles. Se puede obtener una ecuación lineal tomando logaritmos:

$$\log(I_D/I_E) = x_1\zeta_1 + x_2\zeta_2 + \dots + x_n\zeta_n. \quad (2)$$

Cualquier vóxel que no sea intersecado por el rayo tendrá un valor de distancia $\zeta_i = 0$ y, por lo tanto, la variable correspondiente x_i queda efectivamente eliminada de la ecuación. Cada conjunto de rayos medido producirá una ecuación de esta forma y, así, un sistema de estas ecuaciones lineales puede ser representado en una matriz A de tamaño $m \times n$, asociado con un vector b correspondiente, donde m , el número de rayos, puede ser mucho menor que n (el número de vóxeles), quizás en un factor de 10 o más. En un modelo ilustrativo, cada rayo corresponde a un par emisor-detector, ya que se modelan los fotones que son emitidos en un emisor 104 y detectados en un detector del panel 102 de detectores tras atravesar el objeto 110 a lo largo de una línea (a la que se denomina rayo). Esta es una suposición de modelo, ya que en la práctica estos fotones atraviesan el objeto en un cono estrecho que se aproxima a una línea a medida que el tamaño de los detectores se acerca a cero, y algunos fotones también son dispersados fuera de este cono. El rayo que corresponde a un par emisor-detector está definido por el segmento de línea entre los centros del emisor y del detector, al cual se colapsa el cono estrecho bajo el presente supuesto de modelo. Por ejemplo, si el panel de detectores contiene del orden de 10^6 detectores y el panel de emisores contiene del orden de 10^2 emisores, entonces el número m de rayos se sitúa en el orden de 10^8 , mientras que el número n de vóxeles se podría elegir en el orden de 10^9 , para lograr la misma resolución 3D que la resolución 2D ofrecida por el panel de detectores. El cálculo de las distancias ζ_i es posible por el hecho de que se conoce la posición relativa del emisor e y del detector d , así como la posición del vóxel i con respecto a estos puntos una vez que se ha fijado la voxelización.

La matriz A y el vector b descritos en la presente memoria se pueden utilizar de manera inmediata en un problema de búsqueda de base sin más alteraciones. Una ventaja notable de este modelo es que la matriz A se construye después de haber obtenido las mediciones de atenuación. Esto permite elegir distintas voxelizaciones para el mismo conjunto de mediciones y, por lo tanto, se puede utilizar un proceso de prueba y error para mejorar la voxelización con el fin de que proporcione el ajuste de imagen de mejor calidad para el propósito pretendido. Para construir la matriz A se deben calcular las distancias ζ_i para cada rayo (correspondiente a un par emisor-detector) y cada vóxel atravesado por el rayo a lo largo de una sección de longitud positiva. Todos los demás coeficientes de la matriz son cero.

Un método simple para determinar los coeficientes no nulos de la matriz A consiste en utilizar el trazado de rayos, en el cual se calculan los puntos de entrada y salida del rayo en un vóxel atravesado, y se identifica el punto de salida como el punto de entrada del siguiente vóxel atravesado por el rayo. Este método posee una paralelización natural. Se puede acelerar aún más en el caso donde la voxelización se deriva de una parrilla regular, explotando el hecho de que en los vóxeles cuyos puntos de entrada y salida se encuentran en caras paralelas opuestas, los dos puntos están desplazados por el mismo vector constante (que depende de la dirección del rayo y de la orientación de las dos caras). Entonces se pueden calcular los coeficientes no nulos de la matriz A a partir de la longitud de la intersección de cada rayo con cada vóxel de la voxelización inicial, y después se puede determinar recursivamente la longitud de las intersecciones con cada vóxel en cada uno de los árboles enraizados subdividiendo la intersección del rayo con cada vóxel padre en segmentos de línea que corresponden a la intersección del rayo con los vóxeles hijos del padre. Por ejemplo, si se divide cada vóxel padre en dos vóxeles hijos mediante un hiperplano secante, entonces el punto del segmento de línea asociado con el padre, que separa los segmentos de línea asociados con los vóxeles hijos, viene dado por la intersección del rayo con el hiperplano. Si el punto de intersección se encuentra fuera del vóxel padre, solamente uno de los dos vóxeles hijos tiene una intersección distinta de cero con el rayo, cuya longitud es idéntica a la longitud del segmento de línea asociado con el padre. Este proceso iterativo también posee una paralelización natural.

Utilizando esta terminología matricial, la ecuación a resolver tiene la forma:

$$Ax = b, \quad (3)$$

donde x es un vector de n componentes que representan cada uno de los distintos valores x_i , b es un vector de m componentes que representan las intensidades I_D medidas (después de la absorción) para cada rayo distinto, y A es una matriz $m \times n$ con una fila correspondiente a cada rayo, consistiendo esta fila en las distancias ζ_i , ($i = 1, \dots, n$) de las intersecciones entre el rayo y cada vóxel.

Además del sistema de ecuaciones, se pueden imponer restricciones adicionales sobre el vector x de decisión. Estas toman la forma de

$$\begin{aligned} Bx &= v, \\ Cx &\leq z, \end{aligned} \quad (4)$$

donde B y C son matrices $m_B \times n$ y $m_C \times n$ con coeficientes reales, y v , z son vectores reales de tamaño m_B y m_C respectivamente, y donde los signos de igualdad y desigualdad deben regir, con respecto a los componentes, para los vectores a ambos lados de las ecuaciones o desigualdades. El número m_B de restricciones de igualdad puede

ser cero, pero siempre hay al menos $m_C \geq n$ restricciones de desigualdad correspondientes a las condiciones de no positividad $x_i \leq 0$, ($i = 1, \dots, n$). Otras restricciones pueden incluir ligaduras superiores e inferiores sobre coeficientes específicos de x ,

$$\ell_i \leq x_i \leq u_i, \quad (5)$$

5 que, por ejemplo, se pueden derivar de una reconstrucción de x a través de un modelo o algoritmo diferente, o de un conocimiento *a priori* derivado de un conjunto de precedentes, o restricciones de igualdad y desigualdad sobre un subconjunto de coeficientes de x derivados de una reconstrucción sobre una voxelización diferente, por ejemplo,

$$x_i = x_\ell \quad (6)$$

10 cuando se desea modelar los vóxeles i y ℓ como fusionados sin introducir una estructura de datos para el supervóxel fusionado, correspondiendo su coeficiente de atenuación al valor común de x_i y x_ℓ .

En términos más generales, también se debe tener en cuenta el hecho de que pueden producirse ruido o errores en las observaciones. Por lo tanto, considérese un sistema de ecuaciones y desigualdades:

$$Ax = b + \varepsilon,$$

$$Bx = v,$$

$$15 \quad Cx \leq z, \quad (7)$$

donde A , x y b son como se han descrito más arriba y ε es un vector de ruidos, correspondiendo el componente j -ésimo ε_j al ruido de medición del rayo j , dado por un par emisor-detector (e, d). En esta configuración, el término b_j representa la intensidad medida del rayo j en el detector d , mientras que $b_j + \varepsilon_j$ representa una medición de verdad fundamental (inobservable) que se obtendría en condiciones idealizadas, mientras que el término ε_j de ruido capta la diferencia agregada entre los dos valores debida a muchas fuentes separadas de inexactitudes:

i. La intensidad de emisión de los rayos X emitidos en el emisor e en dirección al detector d puede desviarse del valor asumido I_E , a consecuencia de defectos, deterioro del material, desviaciones de la geometría de diseño, del suministro de energía y de efectos aleatorios dentro del emisor o de partes del panel de emisores conectadas al emisor.

25 ii. Como se ha mencionado antes, se transmiten fotones desde el emisor e hasta el detector d dentro de una sección del espacio descrita como un cono estrecho, mientras que la medición de verdad fundamental b_j postula el colapso de ese espacio angular en un segmento de línea que conecta los centros del emisor e y el detector d . En consecuencia, distintos fotones atraviesan un vóxel particular a lo largo de segmentos de línea que tienen longitudes ligeramente distintas, lo que hace que el número de fotones que llegan al detector d sea ligeramente distinto del valor teórico implicado por b_j .

30 iii. Al atravesar el objeto desde el emisor e hasta el detector d , un número aleatorio de fotones son dispersados y cambian de dirección de manera aleatoria, llegando a un detector distinto de d y siendo detectados en el mismo. Esto hace que el número de fotones detectados en d que han sido emitidos en e sea menor que el valor teórico. Al mismo tiempo, resulta dispersado un número aleatorio de fotones que están siendo transmitidos a lo largo de otros rayos, algunos de los cuales llegan al detector d y se detectan en el mismo, con el efecto de aumentar el recuento de detección por encima de su valor teórico. Los dos fenómenos ocurren a la vez, lo que puede dar lugar a que el número real de fotones que se detectan en el detector d sea menor o mayor que el valor teórico, siendo aleatoria la desviación real.

35 iv. La detección de fotones en el detector d se basa en un proceso físico que involucra el adelgazamiento de Poisson, lo que hace que un número aleatorio de fotones que llegan queden sin detectar. Se puede corregir el error esperado ampliando adecuadamente la medición real, pero la medición resultante sigue siendo aleatoria. Impurezas, averías y defectos materiales y geométricos dentro del detector d , así como variaciones dentro de las partes del panel de detectores conectadas al detector d , la conexión inalámbrica, cableada o de fibra óptica del panel de detectores al almacenamiento de datos o *hardware* del ordenador, y también variaciones dentro del propio *hardware*, añaden en conjunto más ruido al valor final de la medición almacenada de la intensidad de los rayos X transmitidos a lo largo del rayo j , que se utilizará en el cálculo de la reconstrucción de la imagen.

Nótese que las restricciones en las dos últimas relaciones de (7) para Bx y Cx no contienen ningún ruido, ya que estas son restricciones estrictas impuestas por el modelador o por las leyes de la física.

El sistema de ecuaciones lineales $Ax = b$ puede estar infradeterminado (lo que corresponde al caso $m < n$), ser

invertible (lo que corresponde a $m = n$ y A no singular) o estar sobredeterminado (lo que corresponde a $m > n$), dependiendo de la resolución de la voxelización elegida. Las voxelizaciones más finas dan lugar a sistemas más infradeterminados. En consecuencia, cuando se requiere una imagen con resolución fina el sistema está típicamente infradeterminado, por ejemplo en un factor de 10 o más.

5 La solución a tal sistema de ecuaciones infradeterminado se puede obtener mediante técnicas conocidas, tales como la búsqueda de base. Esto utiliza técnicas que se estudian en el campo de la detección comprimida. La detección comprimida tiene que ver con la adquisición de datos y su recuperación en un sistema que está infradeterminado. La técnica aprovecha una característica clave que es común a muchas de esas señales, en concreto el hecho de que a menudo presentan una representación escasa en alguna base. Esta propiedad adicional
10 permite imponer una condición adicional sobre el problema de recuperar el vector solución: debe tener el menor número posible de entradas no nulas. Como se ha explicado más arriba, las imágenes de rayos X se emplean en particular para investigar zonas de elevada densidad y alto coeficiente de atenuación, tales como huesos u órganos particulares infundidos con un medio de contraste apropiado, que ocupan una fracción relativamente pequeña del volumen corporal. Por lo tanto, en aplicaciones de obtención de imágenes médicas es razonable esperar que una
15 señal que surja de una imagen de este tipo sea escasa en lo que se refiere a los valores del coeficiente de atenuación. El campo de gradiente de densidad de la mayoría de los objetos también es escaso, debido a las interfaces nítidas entre materiales de alta y baja atenuación. Matemáticamente, este tipo de escasez se puede explotar de la misma manera que la escasez en el propio vector x .

20 Teniendo en cuenta la presencia de errores, el sistema de ecuaciones a resolver, expresado como una búsqueda de base, es el siguiente

$$\begin{aligned} \min_{x \in \mathbb{R}^n} \quad & \|x\|_1, \\ \text{sujeto a} \quad & Ax = b + \varepsilon, \\ & Bx = v, \\ & Cx \leq z, \end{aligned} \quad (8)$$

25 donde $\|x\|_1 = \sum_{i=1}^n |x_i|$ es la 1-norma del vector x de variables x_i de decisión. Debido a las restricciones de no positividad $x_i \leq 0$, incorporadas entre las restricciones $Cx \leq z$, se tiene $\|x\|_1 = -\sum_{i=1}^n x_i$, de modo que encontrar las decisiones óptimas x para el problema anterior se logra fácilmente resolviendo el problema de programación lineal

$$\begin{aligned} \max_{x \in \mathbb{R}^n} \quad & \sum_{i=1}^n x_i, \\ \text{sujeto a} \quad & Ax = b + \varepsilon, \\ & Bx = v, \\ & Cx \leq z. \end{aligned} \quad (9)$$

35 Esta no es la única manera de reformular el anterior problema en forma de programación lineal. De hecho, existe un número infinito de reformulaciones, por ejemplo

$$\begin{aligned} \min_{(x,y) \in \mathbb{R}^{2n}} \quad & \sum_{i=1}^n y_i, \\ \text{sujeto a} \quad & Ax = b + \varepsilon, \\ & Bx = v, \\ & Cx \leq z, \quad y_i - x_i \geq 0, \quad (i = 1, \dots, n), \\ & y_i + x_i \geq 0, \quad (i = 1, \dots, n) \end{aligned} \quad (10)$$

El término ε de ruido en el problema (7) se puede tratar de varias maneras diferentes:

- i. Tratar ε como conocido (p. ej., $\varepsilon = 0$) proporciona el problema de programación lineal (PL)

$$\begin{aligned} \max_{x \in \mathbb{R}^n} \quad & \sum_{i=1}^n x_i, \\ \text{sujeto a} \quad & Ax = b, \\ & Bx = v, \\ & Cx \leq z. \end{aligned} \quad (11)$$

50 De esta forma, se puede resolver el problema mediante cualquiera de los algoritmos de PL conocidos, incluida la siguiente lista no exhaustiva: el algoritmo de simplex, algoritmos de punto interior, algoritmos de subgradiente, el método de elipsoide, métodos de agrupamiento, el algoritmo de perceptrón, algoritmos de proyección de Bregman, algoritmo de suavizado de Nesterov, métodos aleatorizados de descenso de coordenadas y variantes de algoritmos de descenso de coordenadas de bloques alternos. Estos últimos son particularmente adecuados para resolver

problemas a gran escala de la forma (3), que constituyen una PL con estructura especial.

ii. Si se trata el ruido como desconocido, se puede añadir en la función objetivo un término $\Phi(\varepsilon)$ de regularización

$$\begin{aligned}
 & \max_{(x,\varepsilon) \in \mathbb{R}^{n+m}} && \sum_{i=1}^n x_i - \Phi(\varepsilon), \\
 & \text{sujeto a} && Ax = b + \varepsilon, \\
 & && Bx = v, \\
 & && Cx \leq z,
 \end{aligned} \tag{12}$$

donde $\Phi(\varepsilon)$ es una función de riesgo convexa (y típicamente no negativa) del vector ε de ruido. Esto cambia el objetivo a hallar un vector x de decisión que satisfaga aproximadamente el sistema de ecuaciones $Ax = b$, y donde el término $\Phi(\varepsilon)$ proporciona un incentivo para mantener pequeño el residual $\varepsilon = Ax - b$, es decir, la desviación de las mediciones implícitas b con respecto a las mediciones de verdad fundamental $b + \varepsilon$. Las opciones populares del término de regularización incluyen lo siguiente:

- $\Phi(\varepsilon) = \lambda \|\varepsilon\|_1$, con $\lambda > 0$. En este caso, el problema se puede formular en forma de programación lineal

$$\begin{aligned}
 & \max_{(x,\varepsilon,t) \in \mathbb{R}^{n+m+m}} && \sum_{i=1}^n x_i - \lambda \sum_{j=1}^m t_j, \\
 & \text{sujeto a} && Ax = b + \varepsilon, \\
 & && Bx = v, \\
 & && Cx \leq z, \quad t_j \geq \varepsilon_j, \quad (j = 1, \dots, m), \\
 & && t_j \geq -\varepsilon_j, \quad (j = 1, \dots, m).
 \end{aligned} \tag{13}$$

También se pueden utilizar, para resolver el problema resultante, los enfoques algorítmicos discutidos en i).

- $\Phi(\varepsilon) = \lambda \|\varepsilon\|_2^2 = \lambda \sum_{j=1}^m \varepsilon_j^2$, con $\lambda > 0$. Esta aproximación por mínimos cuadrados se puede interpretar como una regresión restringida dirigida a minimizar la varianza del término de ruido, o bien como una estimación restringida de máxima verosimilitud de x bajo el supuesto de que el ruido es gaussiano. El problema resultante

$$\begin{aligned}
 & \max_{(x,\varepsilon) \in \mathbb{R}^{n+m}} && \sum_{i=1}^n x_i - \lambda \|Ax - b\|_2^2, \\
 & \text{sujeto a} && Bx = v, \\
 & && Cx \leq z
 \end{aligned} \tag{14}$$

es un problema de programación cuadrática convexa que se puede resolver, entre otros algoritmos, mediante un solucionador SOCP, el método de conjunto activo, métodos de subgradiente, de agrupamiento y de elipsoide, y mediante proyección alternada.

- Se puede elegir $\Phi(\varepsilon)$ como una norma o el cuadrado de una norma diseñados para modelar específicamente la estructura y la escasez en el término de ruido. Los ejemplos de tales normas pueden modelar el ruido de mediciones en detectores cercanos que estén correlacionados, o que el ruido ocurra solamente en ubicaciones escasas de detectores, o en bloques contiguos escasos de detectores, o que el ruido surja a causa de un deterioro físico en un conjunto escaso de emisores, o una superposición de varios de estos enfoques. Para resolver estos problemas se pueden emplear variantes de métodos de subgradiente, métodos de agrupamiento, proyección de Bregman, descenso de coordenadas de bloque y métodos de punto interior, así como algoritmos para optimización general no lineal, tales como programación cuadrática secuencial, métodos de punto interior, métodos cuasinewtonianos, el método proximal, el método lagrangiano aumentado, los métodos de región de confianza y muchos más.

iii. En lugar de incorporar el error en una función de mérito, se pueden formular tolerancias máximas para el error en forma de restricciones de desigualdad. Esto implica especificar un presupuesto de violación de restricciones:

$$\|\varepsilon\| = \|Ax - b\| \leq u, \tag{15}$$

donde u es un vector de tamaño m con coeficientes estrictamente positivos. El problema resultante es

$$\begin{aligned}
 & \max_{x \in \mathbb{R}^n} && \sum_{i=1}^n x_i, \\
 & \text{sujeto a} && \|Ax - b\| \leq u, \\
 & && Bx = v, \\
 & && Cx \leq z,
 \end{aligned} \tag{16}$$

donde $|Ax - b|$ denota el vector de valores absolutos, por componentes, del vector $|Ax - b|$. Este problema puede formularse nuevamente en forma de PL y resolverse mediante cualquiera de las técnicas enumeradas en i).

iv. De manera más general, se puede establecer un presupuesto sobre una función Φ no lineal de la violación de restricción, para llegar a un problema de la forma

$$\begin{aligned}
 & \max_{x \in \mathbb{R}^n} \quad \sum_{i=1}^n x_i, \\
 & \text{sujeto a} \quad \Phi(Ax - b) \leq u, \\
 & \quad \quad \quad Bx = v, \\
 & \quad \quad \quad Cx \leq z,
 \end{aligned} \tag{17}$$

con $\Phi(\varepsilon)$ tomando cualquiera de las formas discutidas en ii). Se puede aplicar cualquiera de los enfoques algorítmicos allí discutidos.

El desarrollo de algoritmos para resolver problemas de minimización de ℓ_1 ha sido objeto de muchos estudios en la bibliografía de detección comprimida, y existen diversos métodos para este fin. Por especificidad, los autores utilizan el algoritmo YALL1 ("Your Algorithms for ℓ_1 " ("tus algoritmos para ℓ_1 ")) desarrollado por Y. Zhang, J. Yang y W. Yin en la Rice University, un algoritmo que resuelve muchas variaciones del problema ℓ_1 y, por lo tanto, proporciona una herramienta flexible para la creación de prototipos. YALL1 se basa en el método de multiplicadores con direcciones alternadas, véase J. Yang e Y. Zhang: Alternating Direction Algorithms for ℓ_1 problems in Compressive Sensing (Algoritmos con direcciones alternadas para problemas ℓ_1 en detección compresiva), SIAM Journal on Scientific Computing, vol. 33, n.º 1, páginas 250-278, 2011, y también disponible en <http://www.caam.rice.edu/zhang/reports/tr0937.pdf>.

Para una mayor especificidad, en lo que sigue se concentrará la atención en el problema ℓ_1 , aunque para contabilizar el error de medida se puede utilizar juntamente con la invención cualquiera de los modelos conocidos, entre los cuales el problema ℓ_1 puro no es el más preferido. Por lo tanto, nada de lo que viene a continuación en la discusión que sigue está restringido al problema ℓ_1 . Se aprecia fácilmente que el problema (13) converge hacia el problema (11) de búsqueda de base en el límite cuando λ tiende a cero. Para cualquier λ distinto de cero, (13) ofrece una relajación de (11) en el sentido de que no es necesario satisfacer exactamente las restricciones de igualdad que surgen de las mediciones, sino que, en lugar de ello, se penaliza cualquier violación de las restricciones. De hecho, no es deseable poner a cero λ , tanto por que los errores de medida son un hecho inevitable, como por que la verdad fundamental del vector de decisión x , es decir, el vector de densidad real del objeto del que se obtienen imágenes, no es realmente escaso sino que contiene un conjunto escaso de coeficientes que son mucho mayores en valor absoluto que la mayoría de los coeficientes. Un λ distinto de cero permite que los coeficientes de pequeña magnitud sean redondeados eficazmente a cero mediante el despliegue de un modelo inductor de escasez.

Haciendo de nuevo referencia a la Figura 1 y a la Figura 7, para cualquier voxelización dada se puede calcular la matriz A de diseño como se ha discutido más arriba: en una serie de exposiciones separadas en el tiempo se seleccionan y se activan grupos de emisores en el panel 104 de emisores (bloques 121 y 125 de la Figura 7) de manera (por ejemplo, como se muestra en las Figuras 3 a 5) que los múltiples conos de radiación de rayos X producidos por uno cualquiera de estos grupos pasan a través del objeto 110 y, suponiendo condiciones idealizadas en las que no se produce dispersión, llegan al panel 102 de detectores de manera sustancialmente no solapante. Es decir, en condiciones idealizadas todos los fotones que llegan a un detector activo del panel 102 durante el proceso de medición de una sola exposición han sido emitidos por un único emisor. Al tomar varias exposiciones separadas en el tiempo y hacer variar los grupos de emisores que se activan simultáneamente en cada exposición particular, cualquier detector particular (píxel) del panel 102 de detectores mide sucesivamente rayos X que llegan desde diferentes emisores, permitiendo así un solapamiento espacial en las mediciones que están separadas en el tiempo.

Según se muestra, por ejemplo, en las vistas múltiples de la Figura 5, durante cada exposición se activa un conjunto distinto de emisores, dispuestos en un patrón de emisión. Si el patrón de emisión de una exposición particular está configurado de manera que se emiten rayos X desde el emisor e del panel 104 de emisores en la dirección del detector d del panel 102 de detectores, se dice que el par emisor-detector (e, d) está activado. Cualquier par emisor-detector $j = (e, d)$ que esté activado en una de las diversas exposiciones separadas en el tiempo define un rayo j de emisión y, en consecuencia, una fila j de la matriz A , cuyo coeficiente $\xi_{j,i}$ viene dado por la longitud del segmento de línea determinado por la intersección del rayo j con el vóxel i , donde los índices i de columna están enumerados en el mismo orden (implícito o explícito) que los vóxeles de la voxelización elegida. Las longitudes $\xi_{j,i}$ se calculan como se ha planteado más arriba, y la geometría del panel 104 de emisores, su posición con respecto al panel 102 de detectores y los conjuntos de emisores que son activados en sucesivas exposiciones separadas en el tiempo se eligen de manera que al menos se active un par emisor-detector $j = (e, d)$, para el cual $\xi_{j,i} \neq 0$, en el curso de una u otra exposición, para cada vóxel i del que se desee una reconstrucción del coeficiente x_i de atenuación.

Cuando los vóxeles están enumerados implícitamente mediante la estructura de árbol planteada en lo que antecede,

o mediante un conjunto de tales árboles cuando la voxelización inicial tiene una enumeración explícita, se pueden mantener los coeficientes $\zeta_{j,i}$ en la estructura de datos que corresponde a las hojas del árbol (o árboles), en lugar de ensamblar explícitamente la matriz A . Esto puede resultar ventajoso cuando la voxelización elegida tiene grano muy fino y, por lo tanto, contiene una gran cantidad de vóxeles. En este caso, cada vóxel padre de dos (o más) vóxeles hijos está asociado también a una estructura de datos que puede almacenar la longitud de la intersección del rayo j con su vóxel (padre) asociado, y que corresponde a la suma de los coeficientes $\zeta_{j,i}$ asociados con los hijos i . Así, los coeficientes de las matrices de diseño correspondientes a una jerarquía anidada de voxelizaciones sucesivamente refinadas son almacenados en la memoria del ordenador o en un soporte para datos, y se direccionan de manera implícita.

5 El vector columna b está constituido por componentes b_j , uno para cada rayo correspondiente a un par emisor-detector (e, d) que se active en cualquiera de las diversas exposiciones separadas en el tiempo. El coeficiente b_j se calcula como $b_j = \log(I_D/I_E)$, donde \log es el logaritmo natural, I_E es la intensidad con la cual el emisor e del panel 104 de emisores emite rayos X en dirección al detector d del panel del detector 102, e I_D es la intensidad con la que llegan los rayos X al detector d , medida por el detector d durante la exposición cuando el par (e, d) está activado.

10 Cuando se han ensamblado la matriz A y el vector b , se puede utilizar el algoritmo YALL1 para resolver el problema asociado,

$$20 \quad \begin{array}{ll} \max_{(x,\varepsilon) \in \mathbb{R}^{n+m}} & \sum_{i=1}^n x_i - \lambda \|Ax - b\|_2^2, \\ \text{sujeto a} & Bx = v, \\ & Cx \leq z, \end{array} \quad (18)$$

o cualquier otro de los modelos discutidos más arriba. El vector x resultante proporciona una representación en datos de la imagen del objeto reconstruida, correspondiendo el componente i -ésimo x_i al coeficiente de atenuación, numéricamente reconstruido, asociado con el vóxel i bajo el supuesto de modelo de que el vóxel i está ocupado por material homogéneo. Se pueden utilizar los valores x_i para generar una representación gráfica del objeto o de una parte del mismo, ya sea en 3D o en cortes 2D o 1D, o de proyecciones 2D en cualquier dirección de proyección elegida, o bien se pueden utilizar para simular un gráfico de sombras paralelas clásico del objeto, o se pueden utilizar para detectar automáticamente ciertas características de interés, tales como zonas espaciales dentro del objeto donde están presentes materiales, anomalías o defectos específicos, o para calcular la geometría de una parte concreta dentro del objeto, por ejemplo un hueso particular o una parte del mismo, o la forma de un órgano o vaso sanguíneo, con el objetivo de utilizar estos datos geométricos para fabricar implantes médicos o para el diagnóstico médico, por ejemplo en caso de patologías, traumas, objetos alojados en el tejido, etc. En aplicaciones de seguridad, se pueden utilizar para la detección automática de objetos no deseados o peligrosos. En el control de calidad no destructivo se pueden utilizar para detectar automáticamente defectos en el material, tales como grietas o la oclusión de bolsas de aire o el material en exceso en aplicaciones de impresión 3D o de moldeo por colada.

Si se emplea una voxelización con enumeración implícita, también se pueden aplicar jerárquicamente todas las operaciones de álgebra lineal requeridas en el curso de la ejecución del algoritmo para resolver el problema, utilizando la misma jerarquía anidada de voxelizaciones y las estructuras de datos asociadas. En particular, esto se aplica a productos matriz-vector, eliminación gaussiana, identificación de pivotes y aplicación de rotaciones de Givens o de reflexiones de Householder. En consecuencia, el vector x tiene también una representación jerárquica anidada que corresponde a la voxelización jerárquica anidada, y se puede almacenar el componente i en la estructura de datos asociada con el vóxel i , en lugar de ensamblar explícitamente el vector x . Por ejemplo, si se subdivide un vóxel padre k en dos vóxeles secundarios i y ℓ , cada una de las estructuras de datos asociadas con estos vóxeles almacena respectivamente un valor x_k , x_i y x_ℓ del valor final que toma el vector x después de la compleción del algoritmo (que puede tener, y típicamente tiene, naturaleza iterativa), correspondiendo x_i al coeficiente de atenuación, numéricamente reconstruido, del material homogéneo hipotético que ocupa el vóxel i , y correspondiendo x_ℓ al coeficiente de atenuación, numéricamente reconstruido, del material homogéneo hipotético que ocupa el vóxel ℓ . Análogamente, x_k corresponde al coeficiente de atenuación, numéricamente reconstruido, del material hipotéticamente homogéneo que ocupa el vóxel k , pero visto que este es el vóxel padre que consiste en la unión de los vóxeles hijos i y ℓ , el supuesto de modelo de la homogeneidad del vóxel k es generalmente inconsistente con el supuesto de modelo de la homogeneidad de los vóxeles i y ℓ , ya que en la voxelización más fina se permite que los coeficientes x_i y x_ℓ de atenuación puedan tomar valores diferentes, mientras que en la voxelización más gruesa de la cual el vóxel padre k constituye un vóxel, se obliga a que el material que ocupa ambos vóxeles i y ℓ tome el mismo coeficiente de atenuación. Por esta razón, x_k se encontrará generalmente entre x_i y x_ℓ , en un valor cercano, pero no igual, a la media ponderada de x_i y x_ℓ .

$$x_k \approx \frac{\zeta_{j,i}}{\zeta_{j,i} + \zeta_{j,\ell}} x_i + \frac{\zeta_{j,\ell}}{\zeta_{j,i} + \zeta_{j,\ell}} x_\ell , \quad (19)$$

con pesos proporcionales a las longitudes de intersección $\zeta_{j,i}$ y $\zeta_{j,\ell}$ de un rayo j que interseca ambos vóxeles hijos. Nótese que esta media depende del rayo j elegido, pero visto que, para una voxelización lo suficientemente fina, los coeficientes de atenuación de los vóxeles cercanos son casi iguales en la mayoría de los lugares, la diferencia es pequeña.

En versiones de refinamiento iterativo del algoritmo, se puede calcular primeramente el valor x_k , ya que es computacionalmente más barato resolver el problema (13) para una voxelización más gruesa, y después se pueden utilizar

$$x_i^{[0]} = x_k, \quad x_\ell^{[0]} = x_k \quad (20)$$

como valores iniciales para un algoritmo iterativo con el fin de resolver el problema (13) en la voxelización más fina. También se puede utilizar la misma inicialización cuando se refina la voxelización en el curso de una iteración externa, que se describirá a continuación, consistente en cada caso en resolver una instanciación del problema (13) sobre una voxelización fija, seguida de un conjunto de cálculos que refinan y/o enrudecen localmente la voxelización, dependiendo de criterios cuantitativos que se describirán más adelante. Se utiliza la nueva voxelización para configurar la instanciación del problema (13) empleada en la siguiente iteración externa. Se repite este proceso hasta que se satisface un criterio de terminación, por ejemplo cuando ya no se modifica la voxelización o después de haber llevado a cabo un número fijo de iteraciones externas.

Cuando la voxelización está direccionada a través de un sistema de direccionamiento explícito, por ejemplo cuando se usa una parrilla regular, se puede utilizar una inicialización similar en la cual el valor inicial del coeficiente de atenuación de los vóxeles refinados es igual al valor calculado numéricamente del coeficiente de atenuación del vóxel desde el cual se refinan.

Análogamente, si en el curso de una iteración externa se enrudece localmente la voxelización, la atenuación de un nuevo supervóxel puede inicializarse mediante una promediación ponderada de los coeficientes de atenuación de los vóxeles constituyentes, con pesos relativos proporcionales a las longitudes de intersección de un rayo que atraviese todos los vóxeles constituyentes. En particular, si los vóxeles fusionados son los vóxeles hijos de un vóxel padre en una voxelización jerárquica, entonces esta fórmula de promediación es aproximadamente igual a la media ponderada

$$x_k \approx \frac{\zeta_{j,i}}{\zeta_{j,i} + \zeta_{j,\ell}} x_i + \frac{\zeta_{j,\ell}}{\zeta_{j,i} + \zeta_{j,\ell}} x_\ell . \quad (21)$$

Nótese que esta inicialización depende del rayo elegido, pero visto que los valores no difieren significativamente en la mayoría de los lugares cuando se elige un rayo diferente, y en vista del hecho que el valor promedio proporciona solamente los puntos de partida para un algoritmo de optimización iterativo globalmente convergente para un problema convexo, este asunto no plantea dificultades. Siempre existe un rayo apropiado, ya que cada vóxel está atravesado por al menos un rayo, y se permiten longitudes de intersección $\zeta_{j,i} = 0$ para algunos de los términos (pero no todos) que aparecen en la fórmula de promediación.

La primera iteración externa puede comenzar con la asunción de que no se conoce información previa sobre el objeto del que se han de obtener imágenes. En este caso, se puede emplear una parrilla regular como voxelización inicial, o cualquier otra voxelización de elección. Se puede elegir el tamaño de los vóxeles uno o dos órdenes mayores que la resolución deseada para la imagen reconstruida final, ya que esto acelerará el tiempo de cálculo de la primera iteración externa. Otro enfoque consiste en utilizar información previa para configurar la voxelización inicial. La información previa puede estar disponible en forma de la voxelización óptima (final) de una imagen de un objeto similar que ha sido reconstruido con anterioridad. Por ejemplo, en un contexto médico donde se toma una radiografía de tórax, se puede emplear como voxelización inicial la voxelización óptima de una radiografía de tórax tomada de un paciente anterior. Si el objeto del que se han de obtener imágenes es un cráneo, se puede emplear una voxelización precedente de un cráneo, etc. Se pueden guardar en una biblioteca varias voxelizaciones precedentes de objetos similares, de entre las cuales que se elige la que presente el mejor ajuste. Por ejemplo, entre las voxelizaciones precedentes de una biblioteca de imágenes de cráneo se pueden comparar con el paciente actual las proporciones entre longitud y anchura y altura, y se puede elegir y escalar adecuadamente la voxelización precedente que presente proporciones más parecidas a las del paciente actual. La selección de un precedente dentro de una biblioteca puede basarse en otros criterios cuantitativos, o bien puede realizar la elección una persona experta en la materia, por ejemplo, un facultativo en un contexto médico, un experto en seguridad aeroportuaria en un contexto de inspección de seguridad aeroportuaria, un agente de control fronterizo en un contexto de inspección de vehículos, etc. Un tercer enfoque para elegir una voxelización inicial consiste en situar un objeto modelo entre los paneles emisores y detectores, exponer el objeto modelo a exposiciones de rayos X secuenciales en el tiempo, comenzar sin una conjetura previa o fundada acerca de una voxelización previa para el objeto modelo en una

primera iteración externa del método de reconstrucción de la imagen para el modelo, corregir iterativamente la voxelización asociada con la reconstrucción de la imagen del objeto modelo en cada iteración externa del proceso de reconstrucción de la imagen del objeto modelo, y tomar la voxelización final (óptima) del objeto modelo como voxelización inicial del objeto real del que se han de obtener imágenes. Se puede emplear este método para establecer una biblioteca de precedentes, o bien se puede utilizar de manera *ad hoc*, eligiendo como objeto modelo un objeto del cual se pueda suponer que su contenido 3D y geometría son similares a los del objeto del que se desea obtener imágenes.

Una vez elegida una voxelización inicial, se puede establecer la matriz A de diseño como se ha planteado más arriba y mantenerla en la memoria del ordenador o en un dispositivo de almacenamiento, ya sea en forma explícita o en forma implícita. Las dos últimas restricciones de (7) se configuran según sea necesario, generando las matrices y vectores relevantes y almacenándolos en un ordenador o dispositivo de almacenamiento. Cuando se han reunido los datos del problema, se puede resolver la instancia correspondiente del problema (13) (o de cualquier otro de los modelos discutidos anteriormente) mediante uno de los enfoques algorítmicos mencionados en lo que antecede. La mayoría de estos algoritmos tienen naturaleza iterativa, es decir, toman un vector (subóptimo) $x^{[k]}$ de decisión, inicial o existente (donde $k = 0$ para el vector de decisión inicial y $k = 1, 2, 3, \dots$ en iteraciones posteriores), y utilizan esa información para encontrar una solución mejorada $x^{[k+1]}$, en el sentido de que la función objetivo o de mérito del problema de optimización (13) toma un mejor valor, en el presente caso un valor mayor, ya que el problema (13) está formulado en forma de maximización. Se aplica de forma iterativa este proceso de optimización para un proceso de voxelización dado, y a cada iteración se la denomina una iteración interna.

En contraste, una iteración externa consiste en seleccionar, calcular, buscar o recibir como comunicación una voxelización, ensamblar las matrices A , B , C y los vectores b , v , z asociados a esa voxelización, resolver de forma iterativa la instancia de problema del modelo (13) determinado por estos datos de problema y finalmente, utilizando el vector x de decisión óptimo reconstruido, decidir sobre la voxelización a utilizar en la siguiente iteración externa, así como el punto de partida inicial $x^{[0]}$ de la siguiente iteración externa. Como alternativa, se puede comunicar el vector óptimo x a la siguiente iteración externa, y se pueden diseñar las iteraciones externas para utilizar esta información en el cálculo de su voxelización asociada y la solución inicial $x^{[0]}$ "al comienzo" de la iteración en lugar de "al final". Así, cada iteración externa del método de reconstrucción comprende una pluralidad de iteraciones internas como parte de los cálculos asociados consigo.

Se puede utilizar el vector x de decisión óptimo resultante del problema (13) de optimización, asociado con una iteración externa, para corregir la voxelización asociada con esta iteración dando una voxelización que se utilizará en la siguiente iteración externa, así como para calcular una solución inicial $x^{[0]}$ que se utilizará para dar comienzo al proceso iterativo interno en la siguiente iteración externa. Los mecanismos principales ya han sido explicados más arriba: la voxelización se corrige mediante refinamiento y enrudecimiento locales, y los valores iniciales de $x^{[0]}$, correspondientes a los nuevos vóxeles, son usados como iniciadores, utilizando la fórmula (3) en el caso de vóxeles refinados y un análogo de la fórmula (2) en el caso de supervóxeles resultantes de la fusión de vóxeles en el enrudecimiento local. Para todos los demás vóxeles i , $x_i^{[0]}$ puede ser igual a x_i , es decir, en la siguiente iteración externa se utiliza el coeficiente correspondiente del vector de decisión óptimo de la iteración externa precedente como valor de partida del coeficiente asociado con el mismo vóxel. El empleo de este proceso garantiza que el cálculo numérico realizado en la siguiente iteración externa sea computacionalmente menos costoso, ya que principalmente son los valores de x asociados con los nuevos vóxeles los que cambian, mientras que los coeficientes asociados con otros vóxeles son simplemente sometidos a ajuste fino, un proceso que generalmente se logra después de solamente algunas iteraciones internas.

Queda por describir cómo, en función del vector x de decisión óptimo de la iteración externa precedente, se seleccionan los vóxeles que deben ser refinados o enrudecidos. Un primer mecanismo para corregir la voxelización, mediante el cual se pueden determinar zonas de enrudecimiento local, es buscar el vector x , haciendo uso de la información de adyacencia espacial relativa a los vóxeles, con el fin de identificar vóxeles i cuyo coeficiente x_i de atenuación asociado tenga un valor absoluto elevado y estén rodeados de vóxeles cuyo coeficiente de atenuación tenga un valor análogamente elevado, por ejemplo, dentro de un porcentaje fijo (p. ej., el 1% o el 5% o el 10%) del valor x_i . Un grupo semejante de vóxeles puede ser fusionado para dar uno o varios supervóxeles. En otra variante, solamente se lleva a cabo la fusión si el grupo de vóxeles está rodeado por una capa adicional de vóxeles con coeficientes de atenuación similares, o por dos capas adicionales de estos.

En la práctica, es probable que los objetos 110 y los componentes de alta densidad tales como huesos o metal, que se encuentren dentro de esos objetos 110, presenten curvatura en sus fronteras. Además, es poco probable que las fronteras de los vóxeles estén alineadas con las fronteras de dichos componentes de alta densidad, y en una situación en la que una frontera se extiende solamente a través de parte de un vóxel, de manera que solamente una parte del vóxel sea altamente atenuante, es posible que puedan pasar a través del vóxel dos rayos diferentes, uno que se extienda a través de la parte fuertemente atenuante y el otro a través de la parte débilmente atenuante. Esto proporcionaría mediciones en conflicto para el vóxel, por lo que puede ocurrir que no sea posible resolver el sistema de ecuaciones, incluso aunque sea indeterminado, aunque el modelo de búsqueda de base esté basado en el

supuesto de que el sistema tiene un número infinito de soluciones. La incorporación de un término ε de error en el modelo aborda en parte este problema, pero también se puede detectar la incompatibilidad del sistema lineal $Ax = b$ mediante procedimientos corrientes de álgebra lineal numérica, y se pueden identificar y refinar localmente los vóxeles causantes. Esto proporciona un segundo mecanismo para la corrección de la voxelización.

- 5 Las fronteras de componentes de alta densidad del objeto 110 también pueden provocar la aparición de artefactos en los valores reconstruidos de los coeficientes x de atenuación. Estos artefactos pueden ser identificados como vóxeles i con coeficientes de atenuación que son mucho mayores o mucho menores, en valor absoluto, que los coeficientes de atenuación asociados con los vóxeles que los rodean. Se pueden refinar estos vóxeles, proporcionando así un tercer mecanismo para la corrección de la voxelización.
- 10 De manera más general, dado que son las fronteras de los componentes de alta densidad las que originan artefactos, errores numéricos e inconsistencias, se pueden reducir estas dificultades y, por lo tanto, aumentar la precisión de la reconstrucción si se refina la voxelización en la proximidad de dichas fronteras. Para ello, se deben identificar tales fronteras. Esto se puede lograr de varias maneras: un primer método consiste en tratar el coeficiente de atenuación como una función de la posición espacial y calcular por diferencias finitas una aproximación numérica
- 15 del gradiente de esta función, utilizando la componente del vector x . Las ubicaciones donde el gradiente tiene una norma grande (p. ej., medida en la norma euclidiana) corresponden a vóxeles que pueden encontrarse en una frontera y deben ser refinados. Un segundo método consiste en estimar numéricamente la matriz hessiana de esta función en cada uno de los vóxeles, utilizando los componentes de x y la información espacial acerca de la ubicación del vóxel para la diferenciación finita, e identificar los vóxeles de frontera como ubicaciones donde el hessiano está muy mal condicionado. Además, mediante este método el rango del hessiano en un punto frontera revela la
- 20 dimensión de la estructura frontera. Por ejemplo, si el hessiano es deficiente en rango, con un rango de aproximadamente 2, el punto se encuentra en una estructura frontera bidimensional, mientras que si el hessiano tiene un rango de aproximadamente 1, el punto se encuentra en una estructura frontera de filigrana de dimensión 1. En ambos casos, los vectores propios del hessiano aproximado revelan las direcciones en las cuales se extiende localmente la estructura frontera, que corresponden a puntos adicionales en donde se debe calcular y analizar el
- 25 hessiano aproximado. En la práctica, por lo tanto, no es necesario calcular y analizar un hessiano aproximado en todos los vóxeles de la voxelización, sino que es suficiente identificar los puntos frontera por medio de un método más simple y utilizar el método de hessianos aproximados para extender y rastrear las estructuras frontera, de las cuales ya se han identificado algunos puntos. Un ejemplo de un método simple para identificar puntos frontera
- 30 potenciales consiste en establecer un primer conjunto de vóxeles que están rodeados de vóxeles con coeficientes de atenuación que tienen magnitudes absolutas bajas predeterminadas, y un segundo conjunto de vóxeles que están rodeados de vóxeles con coeficientes de atenuación que tienen magnitudes absolutas altas predeterminados, y después encontrar todos los vóxeles que estén dentro de una distancia predeterminada de ambos conjuntos (o, lo que es equivalente, extender las fronteras de ambos conjuntos a la mitad de esa distancia predeterminada e
- 35 identificar los vóxeles (si los hubiera) que están en ambos conjuntos extendidos).

Los refinamientos de la voxelización permiten obtener una imagen tridimensional más precisa en la siguiente iteración externa, mientras que los enrutamientos aseguran que la matriz de diseño y, por lo tanto, la dimensión del problema de la instancia del problema (13) resuelta en la siguiente iteración externa no crezcan excesivamente, manteniendo así la complejidad del cálculo numérico dentro de límites razonables, según lo determinen la naturaleza

40 de los recursos computacionales empleados para este cálculo y la necesidad de una velocidad de reconstrucción determinada por la aplicación prevista.

Aunque se ha descrito un sistema con todos los emisores montados en un único panel plano y todos orientados en la misma dirección, donde todos los emisores de cada grupo son capaces de confinar sus respectivos conos de radiación de salida en respectivas zonas no solapantes de la red de detectores, debe resultar evidente para los

45 expertos en la técnica de reconstrucción de imágenes que pueden ser posibles otras configuraciones, siempre que las posiciones relativas de al menos algunos de los emisores y detectores sean fijas y conocidas, y se puedan determinar las contribuciones respectivas de esos emisores fijos hacia esos detectores fijos. Además, aunque la tarea de correlacionar la radiación recibida con puntos particulares a lo largo de las rutas de transmisión convergentes desde múltiples detectores se simplifica si cada detector recibe radiación desde solamente un emisor

50 en un punto temporal dado, tal restricción no es absoluta. Si durante el proceso de calibración se determina que solamente un número relativamente pequeño de detectores recibe radiación sustancial desde más de un emisor en el mismo grupo, entonces la salida combinada procedente de un par de emisores adyacentes que se reciba en una ubicación particular dentro de la red de detectores puede ser simplemente consignada (o ignorada) basándose en mediciones realizadas durante la calibración del sistema.

- 55 Si bien en la presente memoria se ha descrito e ilustrado la invención, las personas con pericia ordinaria en la materia concebirán fácilmente una diversidad de otros medios y/o estructuras para realizar las funciones y/u obtener los resultados y/o una o varias de las ventajas descritas en la presente memoria, y se considera que cada una de tales variaciones o modificaciones se encuentra dentro del alcance de la presente invención. De manera más general, las personas con pericia en la materia apreciarán fácilmente que se pretende que todos los parámetros,
- 60 dimensiones, materiales y configuraciones descritos en la presente memoria sean ilustrativos, y que los parámetros, dimensiones, materiales y configuraciones reales dependerán de la aplicación o aplicaciones concretas para las

5 cuales se utilizan las enseñanzas de la presente invención. Las personas con pericia en la materia reconocerán, o podrán determinar utilizando no más que una experimentación rutinaria, muchos equivalentes a las realizaciones específicas de la invención descritas en la presente memoria. Por lo tanto, debe entenderse que las realizaciones precedentes se han presentado solo a modo de ejemplo y que, dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas y equivalentes de las mismas, se puede llevar a la práctica la invención de una forma distinta a la específicamente descrita y/o reivindicada. En consecuencia, se pretende que el alcance de la presente invención no esté limitado por las realizaciones ilustrativas descritas en lo que antecede, sino únicamente por las reivindicaciones adjuntas.

10 Todas las definiciones que se emplean en la presente memoria lo son únicamente para los fines de esta descripción. Dichas definiciones no deben imputarse necesariamente a otras patentes y/o solicitudes de patentes de propiedad común, estén o no relacionadas con esta descripción. Debe entenderse que las definiciones empleadas en la presente memoria prevalecen sobre las definiciones de diccionario, las definiciones en documentos incorporados por referencia y/o los significados ordinarios de los términos definidos.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema (100) de obtención de imágenes digitales por rayos X que comprende:

5 una red bidimensional fija de detectores (102) soportada en una posición fija con respecto a una red bidimensional fija de emisores (104), teniendo la radiación (106a, 106b) procedente de cada emisor (104a, 104b) un patrón de haz cónico que cubre una respectiva subred de detectores, recibiendo cada detector radiación desde una respectiva subred (116) de emisores y generando como salida una señal variable en el tiempo representativa de la radiación recibida desde esos emisores,

10 un controlador para activar grupos sucesivos de los emisores de manera que cada grupo de emisores incluye una combinación bidimensional de emisores que tienen múltiples patrones de haz asociados que cubren colectivamente una combinación bidimensional respectiva de subredes de detectores espacialmente separados; y

un procesador digital programado para reconstruir, a partir de las salidas individuales sucesivas de las subredes de detectores, una imagen tridimensional de una región de interés situada entre la red de emisores y la red de detectores y

caracterizado por que dicho procesador digital comprende:

15 medios para organizar la región de interés en un espacio tridimensional dividido en una pluralidad de vóxeles tridimensionales, y utilizar las salidas individuales sucesivas procedentes de los detectores y las posiciones y secuencias de activación conocidas de los emisores individuales (104a, 104b) de la red (104) de emisores para estimar las cantidades respectivas de radiación absorbida a lo largo de caminos de radiación correspondientes desde cada emisor (104a, 104b) hasta cada detector dentro de la cobertura de ese emisor (104a, 104b),

20 medios para utilizar los cálculos de radiación absorbida y una relación conocida entre coeficientes de atenuación y radiación absorbida, con el fin de identificar caminos de radiación de interés que presentan radiación absorbida estimada superior a un umbral predeterminado y calcular un coeficiente de atenuación respectivo para cada vóxel a lo largo de cada camino de radiación identificado de interés y para refinar los coeficientes de atenuación calculados con el fin de reducir cualquier diferencia estadísticamente significativa entre la absorción calculada y la absorción medida a lo largo de cada camino de interés identificado, y

25 medios para crear una matriz de vóxeles modificada con una discretización mejorada y un error reducido mediante la búsqueda de vóxeles que tengan un coeficiente de atenuación estimado que sea dispar en un primer umbral con respecto a los coeficientes correspondientes de al menos un vecino contiguo y la división de cada uno de tales vóxeles en un par respectivo de vóxeles más pequeños a distancias variables con respecto al vecino contiguo respectivo, la búsqueda de pares de vóxeles contiguos que tengan coeficientes de atenuación respectivos que sean similares dentro de un segundo umbral y la combinación de cada uno de tales pares de vóxeles contiguos en un vóxel más grande respectivo, el recálculo de coeficientes de absorción para al menos cualquier vóxel resultante más pequeño o más grande en la nueva matriz de vóxeles, y la repetición de los pasos de búsqueda y de recálculo precedentes hasta que la matriz de vóxeles modificada más recientemente no reúna los requisitos para una división o combinación adicionales.

2. El sistema de obtención de imágenes digitales por rayos X según la reivindicación 1, en donde:

40 el cálculo de los coeficientes de absorción para al menos algunos de los vóxeles tiene en cuenta no solo la ubicación y el tamaño del vóxel dentro de la matriz de vóxeles, sino también la ubicación y el ángulo con el cual un rayo (106a, 106b) de radiación que define un camino de radiación respectivo desde un emisor particular (104a, 104b) hasta un detector particular entra y sale de ese vóxel.

3. El sistema de obtención de imágenes digitales por rayos X según una u otra de las reivindicaciones 1 y 2, en donde:

se repiten sucesivamente al menos las operaciones de división hasta que cualquier división adicional de vóxeles no reduzca adicionalmente en una cantidad predeterminada el error calculado.

45 4. El sistema de obtención de imágenes digitales por rayos X según cualquier reivindicación precedente, en donde:

se repiten sucesivamente al menos las operaciones de combinación hasta que cualquier combinación adicional de vóxeles aumente el error calculado por encima de un nivel de confianza predeterminado.

5. El sistema de obtención de imágenes digitales por rayos X según cualquier reivindicación precedente, en donde:

50 no se repiten al menos las operaciones de división una vez que cualquier combinación adicional de vóxeles aumente el tamaño de la matriz de vóxeles por encima de un máximo predeterminado.

6. El sistema de obtención de imágenes digitales por rayos X según cualquier reivindicación precedente, en donde:

- la organización de emisores (104a, 104b) en grupos se basa en redes extendidas de polígonos regulares tales como cuadrados o hexágonos, estando los emisores (104a, 104b) de cada grupo asociados con vértices o centros de polígonos individuales que están separados por una distancia predeterminada correspondiente al diámetro nominal del cono (106a, 106b) de radiación proyectado, y con una organización similar de los otros grupos con desplazamientos predeterminados respectivos que son múltiplos de una fracción de ese diámetro nominal.
- 5 7. El sistema de obtención de imágenes digitales por rayos X según cualquier reivindicación precedente, en donde:
el procesador digital estima el patrón de haz de radiación de cada emisor (104a, 104b) dentro de un umbral de ruido predeterminado durante un proceso de calibración inicial en el cual el controlador activa los emisores (104a, 104b) individualmente en lugar de por grupos.
- 10 8. El sistema de obtención de imágenes digitales por rayos X según cualquier reivindicación precedente, en donde:
al menos algunos de los vóxeles individuales están organizados en una estructura jerárquica de árbol.
9. El sistema de obtención de imágenes digitales por rayos X según cualquier reivindicación precedente, en donde:
se calculan y se refinan de manera jerárquica los coeficientes de atenuación empleando algoritmos de detección comprimida.
- 15 10. El sistema de obtención de imágenes digitales por rayos X según la reivindicación 9, en donde:
los algoritmos de detección comprimida son algoritmos conocidos seleccionados del grupo que consiste esencialmente en el algoritmo de simplex, el algoritmo de suavizado de Nesterov, el algoritmo YALL1 y combinaciones de los mismos.
11. El sistema de obtención de imágenes digitales por rayos X según la reivindicación 9, en donde:
se calculan y refinan de manera jerárquica los coeficientes de atenuación empleando al menos un algoritmo o método seleccionado del grupo que consiste esencialmente en algoritmos de simplex, algoritmos de punto interior, algoritmos de subgradiente, el método de elipsoide, métodos de agrupamiento, el algoritmo de perceptrón, algoritmos de proyección de Bregman, algoritmo de suavizado de Nesterov, métodos aleatorizados de descenso de coordenadas, algoritmos con direcciones alternadas, algoritmos de descenso de coordenadas de bloques alternos, métodos de escisión hacia delante y hacia atrás y proximales, y variantes y combinaciones de los mismos.
- 20 25 12. El sistema de obtención de imágenes digitales por rayos X según la reivindicación 1, en donde:
el cálculo de los coeficientes de absorción para al menos algunos de los vóxeles tiene en cuenta no solamente la ubicación y el tamaño del vóxel dentro de la matriz de vóxeles, sino también la ubicación y el ángulo con el cual el rayo (106a, 106b) de radiación que define un camino de radiación respectivo desde un emisor particular (104a, 104b) hasta un detector particular entra y sale de ese vóxel, se repiten sucesivamente al menos las operaciones de división hasta que cualquier división adicional de vóxeles no reduzca adicionalmente en una cantidad predeterminada el error calculado, se repiten sucesivamente al menos las operaciones de combinación hasta que cualquier combinación adicional de vóxeles aumente el error calculado por encima de un nivel de confianza predeterminado, no se repiten al menos las operaciones de división una vez que cualquier combinación adicional de vóxeles aumente el tamaño de la matriz de vóxeles por encima de un máximo predeterminado, se repiten de manera iterativa las operaciones de recálculo y búsqueda para todos los vóxeles una vez que no hay más vóxeles candidatos para división o combinación en una iteración precedente, se repiten las operaciones de búsqueda cada vez que la operación de recálculo da como resultado al menos un coeficiente de atenuación revisado que es materialmente diferente de un coeficiente de atenuación precedente correspondiente, se identifican cualesquiera vóxeles frontera dentro de una distancia predeterminada tanto de una región de alta densidad que tiene una densidad por encima de un límite superior predeterminado como de una región de baja densidad que tiene una densidad por debajo de un límite inferior predeterminado, se refina cualquier región frontera resultante definida por esos vóxeles frontera, y se marca la región frontera refinada como posiblemente contenedora de un artefacto, se transforma la imagen tridimensional resultante en una serie especificada de vistas bidimensionales, el procesador digital estima el patrón de haz de radiación de cada emisor (104a, 104b) dentro de un umbral de ruido predeterminado durante un proceso de calibración inicial en el cual el controlador activa los emisores (104a, 104b) individualmente en lugar de por grupos, y el cual incluye colocar un modelo conocido que tiene datos de coeficientes de absorción conocidos en una ubicación conocida entre la red (104) de emisores y la red (102) de detectores, y comparar los datos de imagen calculados resultantes con los datos conocidos correspondientes.
- 30 35 40 45 50 55 13. Un método para construir una imagen bidimensional de rayos X a partir de una red fija de detectores (102) soportados en una posición fija con respecto a una red fija de emisores (104), teniendo la radiación (106a, 106b) procedente de cada emisor (104a, 104b) un patrón de haz cónico que cubre una respectiva subred de detectores, recibiendo cada detector radiación desde una respectiva subred (116) de emisores y generando como salida una señal variable en el tiempo representativa de la radiación recibida desde esos emisores, que comprende los pasos de:

activar grupos sucesivos de los emisores de manera que cada grupo de emisores incluye una combinación bidimensional de emisores que tienen múltiples patrones de haz asociados que cubren colectivamente una combinación bidimensional respectiva de subredes de detectores espacialmente separados;

5 reconstruir a partir de las salidas individuales sucesivas de las subredes de detectores una imagen tridimensional de una región de interés situada entre la red (104) de emisores y la red (102) de detectores al organizar la región de interés en un espacio tridimensional dividido en un pluralidad de vóxeles tridimensionales,

10 utilizar las salidas individuales sucesivas de los detectores y las posiciones conocidas y secuencias de activación de los emisores individuales (104a, 104b) de la red (104) de emisores para estimar las cantidades respectivas de radiación absorbida a lo largo de caminos de radiación correspondientes desde cada emisor (104a, 104b) hasta cada detector dentro de la cobertura de ese emisor (104a, 104b),

utilizar los cálculos de radiación absorbida para identificar caminos de radiación de interés que tienen una radiación absorbida estimada mayor que un umbral predeterminado,

utilizar una relación conocida entre coeficientes de atenuación y radiación absorbida para calcular un coeficiente de atenuación respectivo para cada vóxel a lo largo de cada camino de radiación identificado de interés,

15 refinar los coeficientes de atenuación calculados con el fin de reducir cualquier diferencia estadísticamente significativa entre la absorción calculada y la absorción medida a lo largo de cada camino de interés identificado, y

crear una matriz de vóxeles modificada con una discretización mejorada y un error reducido mediante:

20 la búsqueda de vóxeles que tengan un coeficiente de atenuación estimado que sea dispar en un primer umbral con respecto a los coeficientes correspondientes de al menos un vecino contiguo y dividir cada uno de tales vóxeles en un par respectivo de vóxeles más pequeños a distancias variables con respecto al vecino contiguo respectivo,

la búsqueda de pares de vóxeles contiguos que tengan coeficientes de atenuación respectivos que sean similares dentro de un segundo umbral y la combinación de cada uno de tales pares de vóxeles contiguos en un vóxel más grande respectivo,

25 el recálculo de coeficientes de absorción para al menos cualquier vóxel resultante más pequeño o más grande en la matriz de vóxeles modificada, y

la repetición de los pasos de búsqueda y de recálculo precedentes para crear una matriz de vóxeles nuevamente modificada a partir de una matriz de vóxeles previamente modificada hasta que la matriz de vóxeles modificada más recientemente no reúna los requisitos para una división o combinación adicionales.

14. El método según la reivindicación 13, en donde:

30 el cálculo de los coeficientes de absorción para al menos algunos de los vóxeles tiene en cuenta no solo la ubicación y el tamaño del vóxel dentro de la matriz de vóxeles, sino también la ubicación y el ángulo con el cual un rayo (106a, 106b) de radiación que define un camino de radiación respectivo desde un emisor particular (104a, 104b) hasta un detector particular entra y sale de ese vóxel, se repiten sucesivamente las operaciones de división hasta que cualquier división adicional de vóxeles no reduzca adicionalmente en una cantidad predeterminada el error
35 calculado, se repiten sucesivamente las operaciones de combinación hasta que cualquier combinación adicional de vóxeles aumente el error calculado por encima de un nivel de confianza predeterminado,

no se repiten las operaciones de división una vez que cualquier combinación adicional de vóxeles aumente el tamaño de la matriz de vóxeles por encima de un máximo predeterminado,

40 se repiten de manera iterativa las operaciones de recálculo y búsqueda para todos los vóxeles una vez que no hay más vóxeles candidatos para división o combinación en una iteración precedente,

se repiten las operaciones de búsqueda cada vez que la operación de recálculo da como resultado al menos un coeficiente de atenuación revisado que es materialmente diferente de un coeficiente de atenuación precedente correspondiente,

45 se identifican cualesquiera vóxeles frontera dentro de una distancia predeterminada tanto de una región de alta densidad que tiene una densidad por encima de un límite superior predeterminado como de una región de baja densidad que tiene una densidad por debajo de un límite inferior predeterminado, se refina cualquier región frontera resultante definida por esos vóxeles frontera, y se marca la región frontera refinada como posiblemente contenedora de un artefacto, se transforma la imagen tridimensional resultante en una serie especificada de vistas bidimensionales, se estima el patrón de haz de radiación de cada emisor (104a, 104b) dentro de un umbral de ruido
50 predeterminado en un proceso de calibración inicial en el cual se activan individualmente los emisores (104a, 104b) en lugar de por grupos, el proceso de calibración inicial incluye colocar un modelo conocido que tiene datos de coeficientes de absorción conocidos en una ubicación conocida entre la red (104) de emisores y la red (102) de detectores, y comparar los datos de imagen calculados resultantes con los datos conocidos correspondientes.

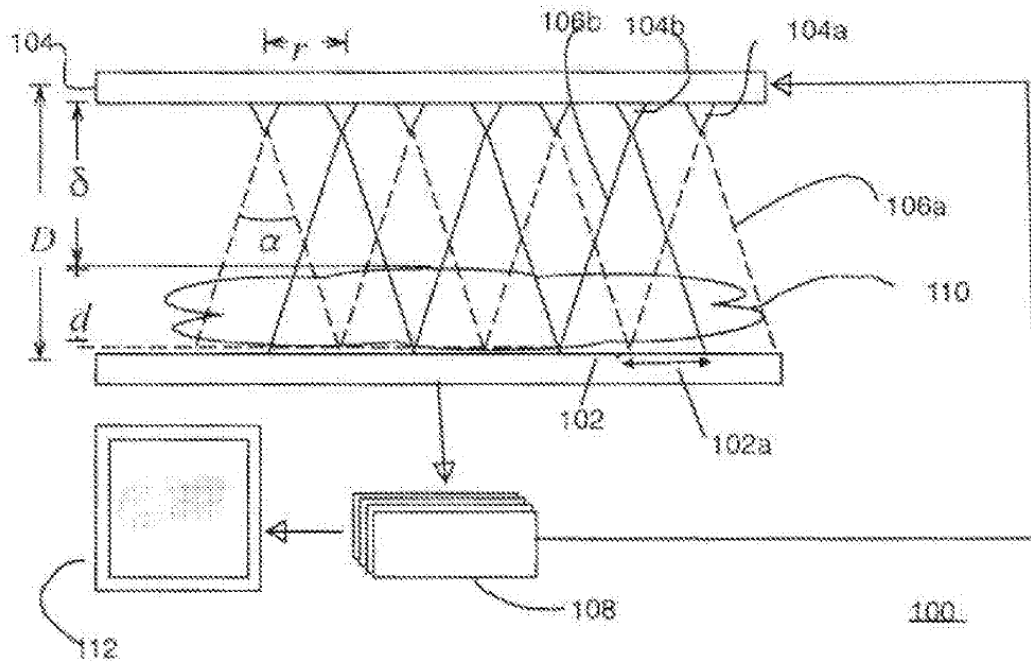


Figura 1:

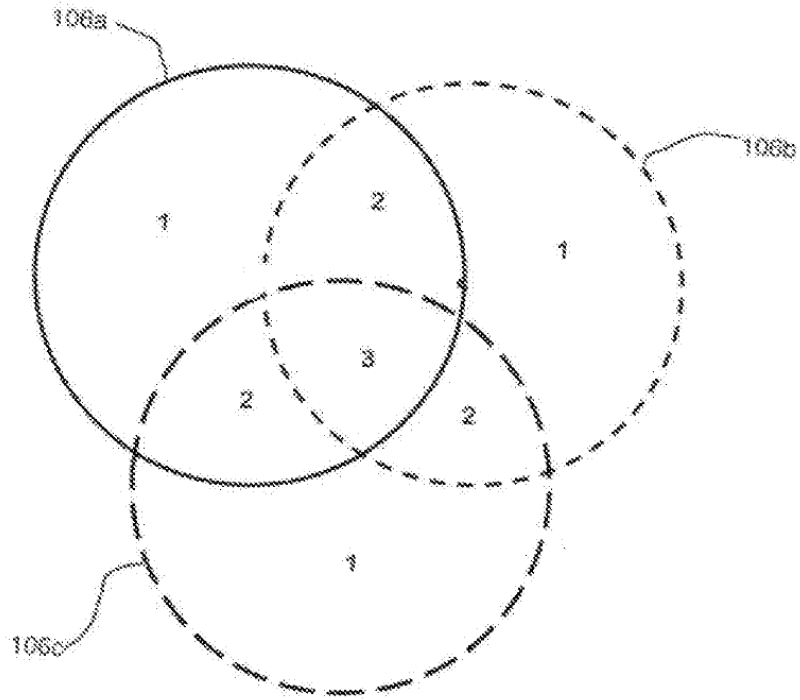


Fig 2

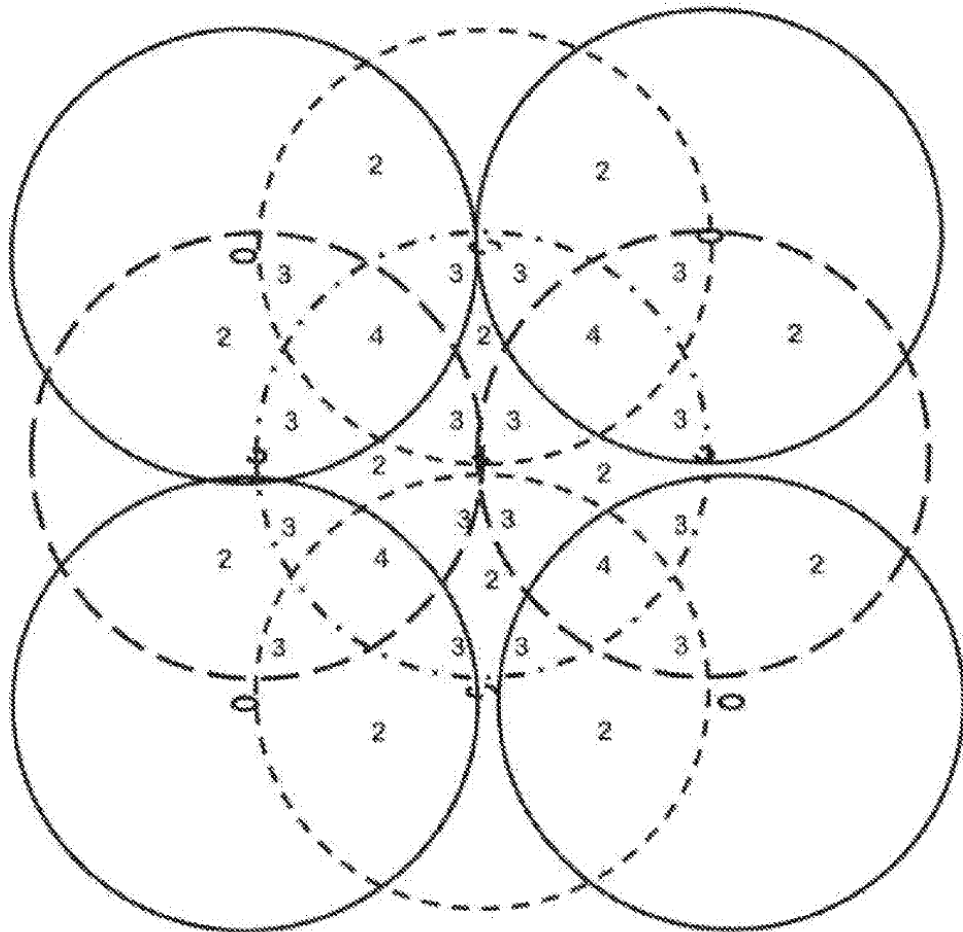


Fig 3

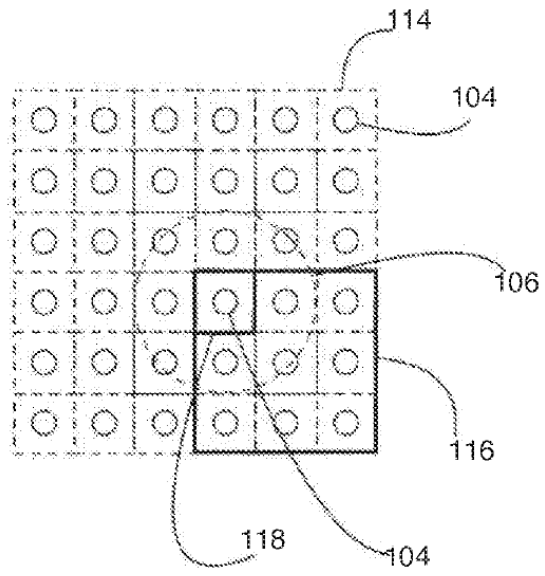


Figura 4

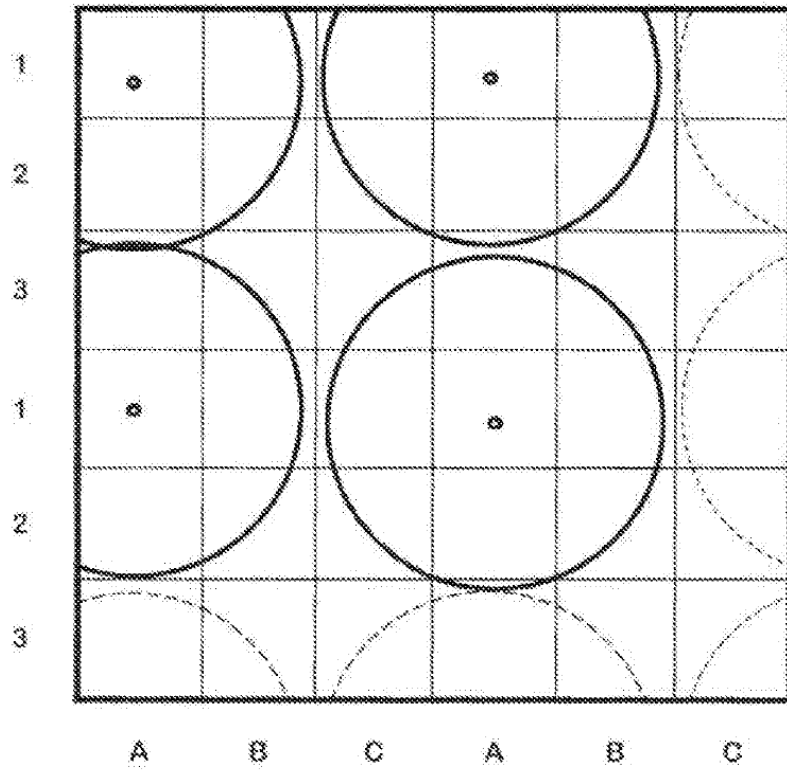


Fig 5.1.A

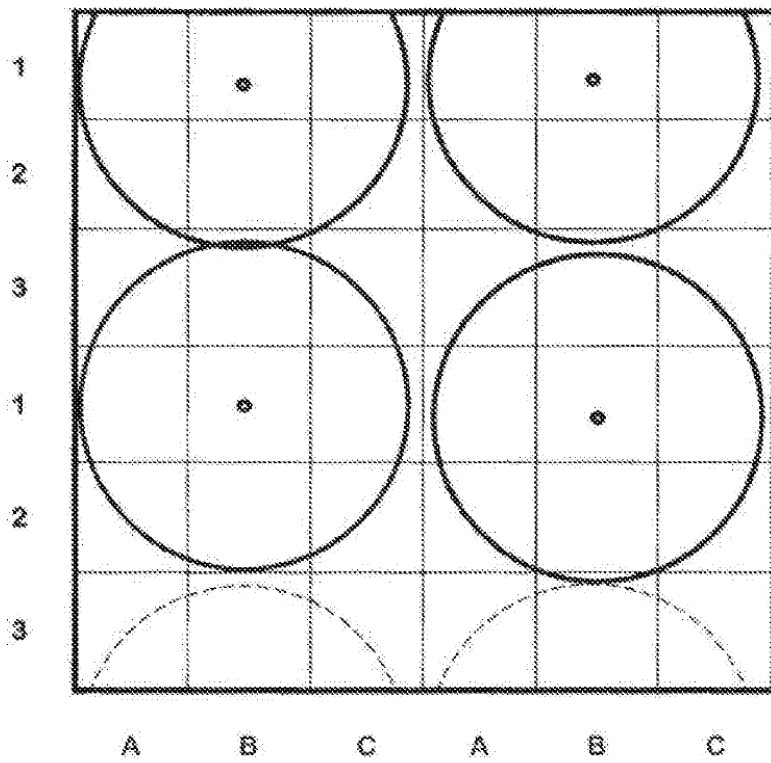


Fig 5.1.B

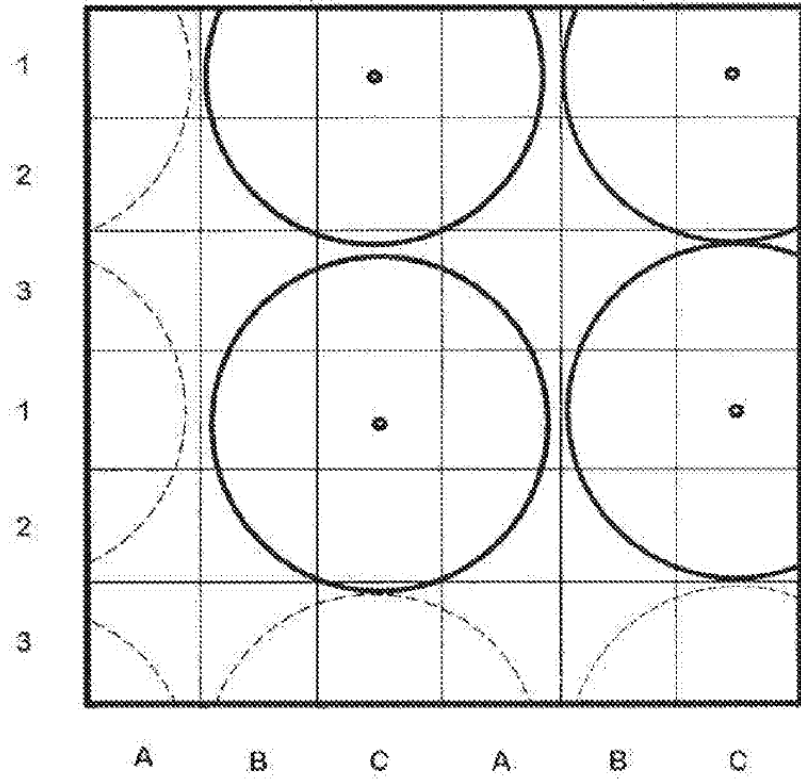
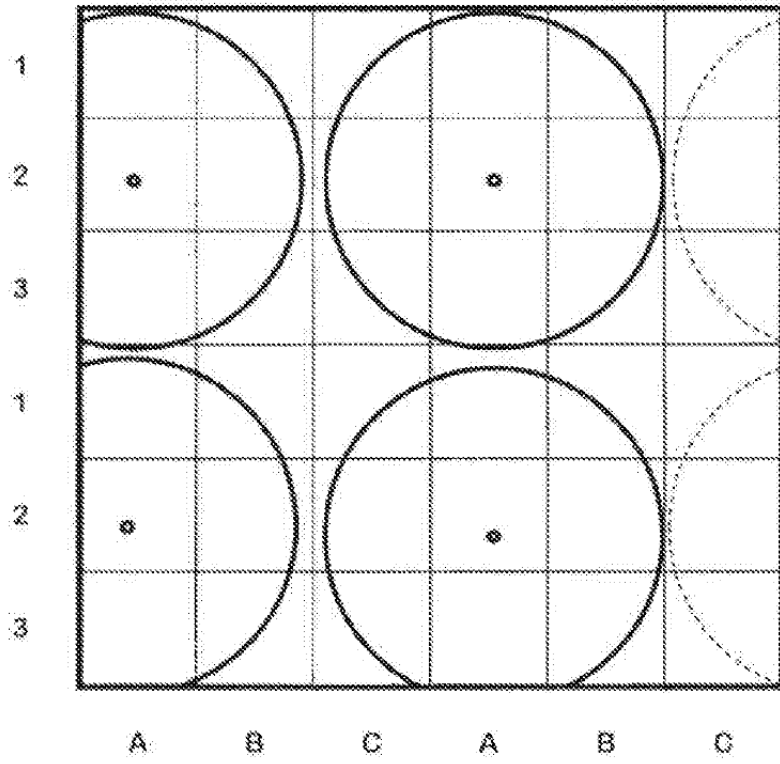


Fig 5.1.C



11

Fig 5.2.A

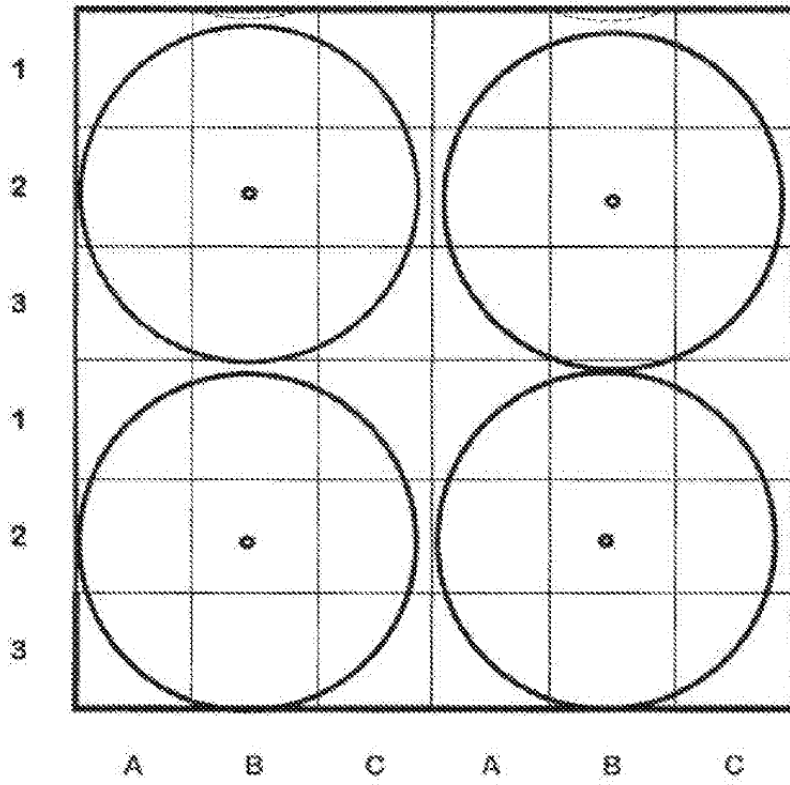


Fig 5.2.B

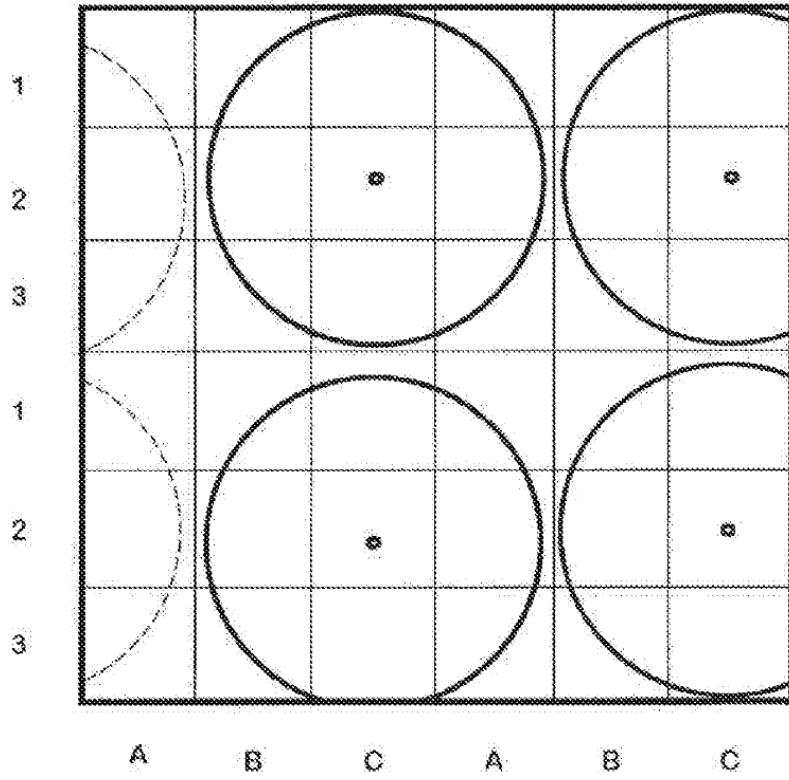


Fig 5.2.C

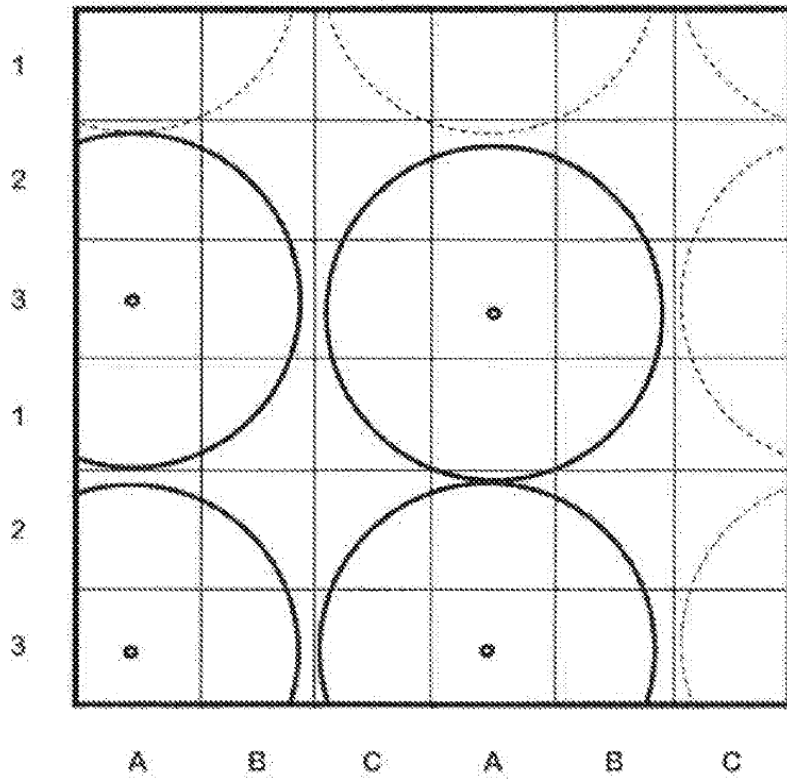


Fig 5.3.A

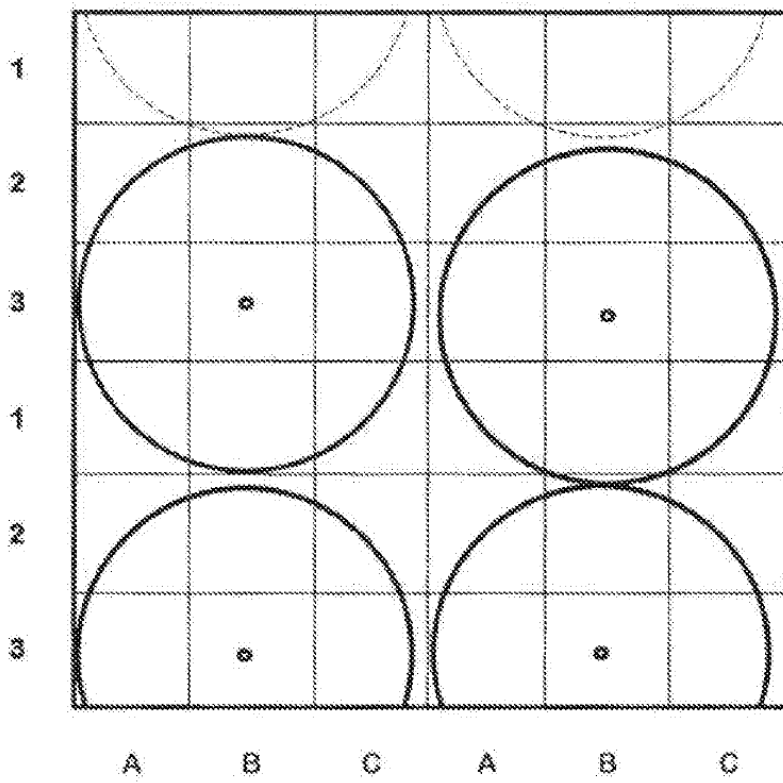


Fig 5.3.B

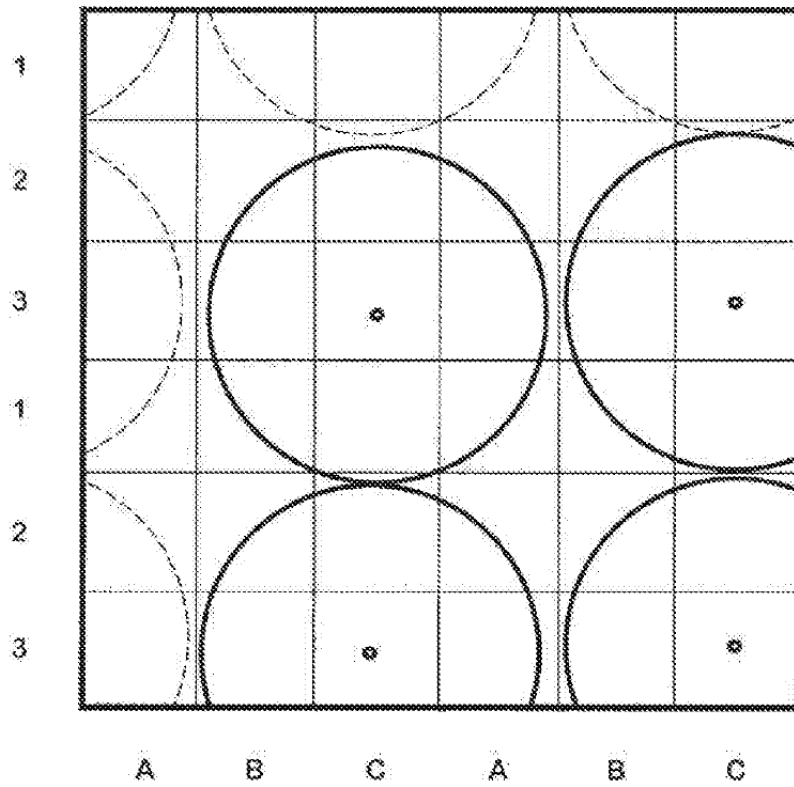


Fig 5.3.C

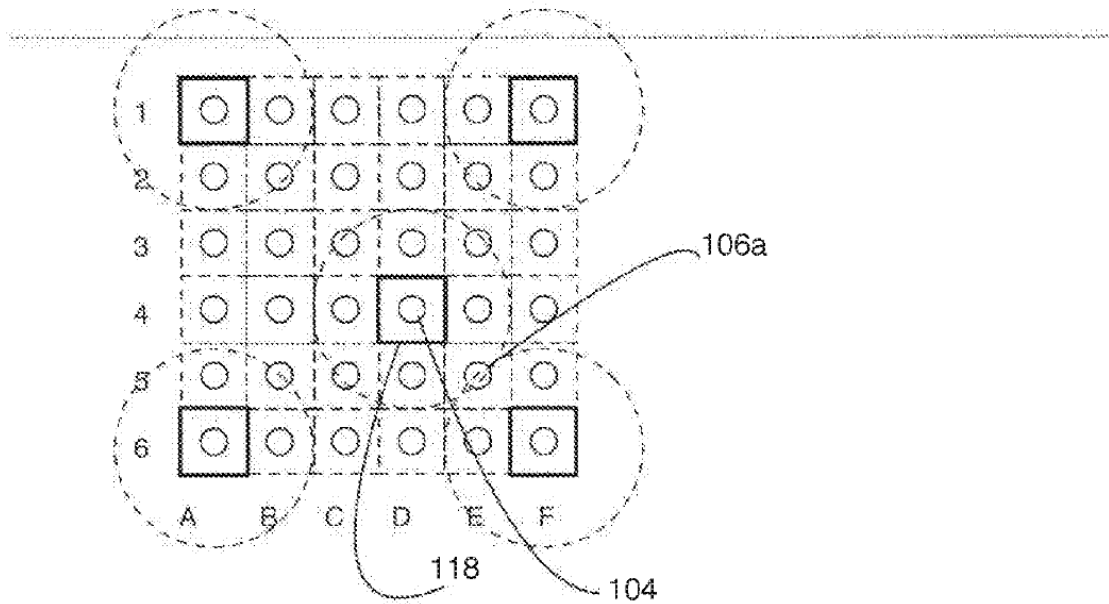


Figura 6A

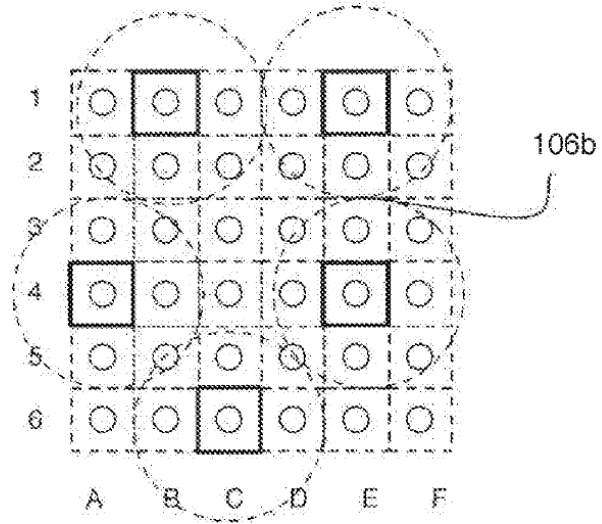


Figura 6B

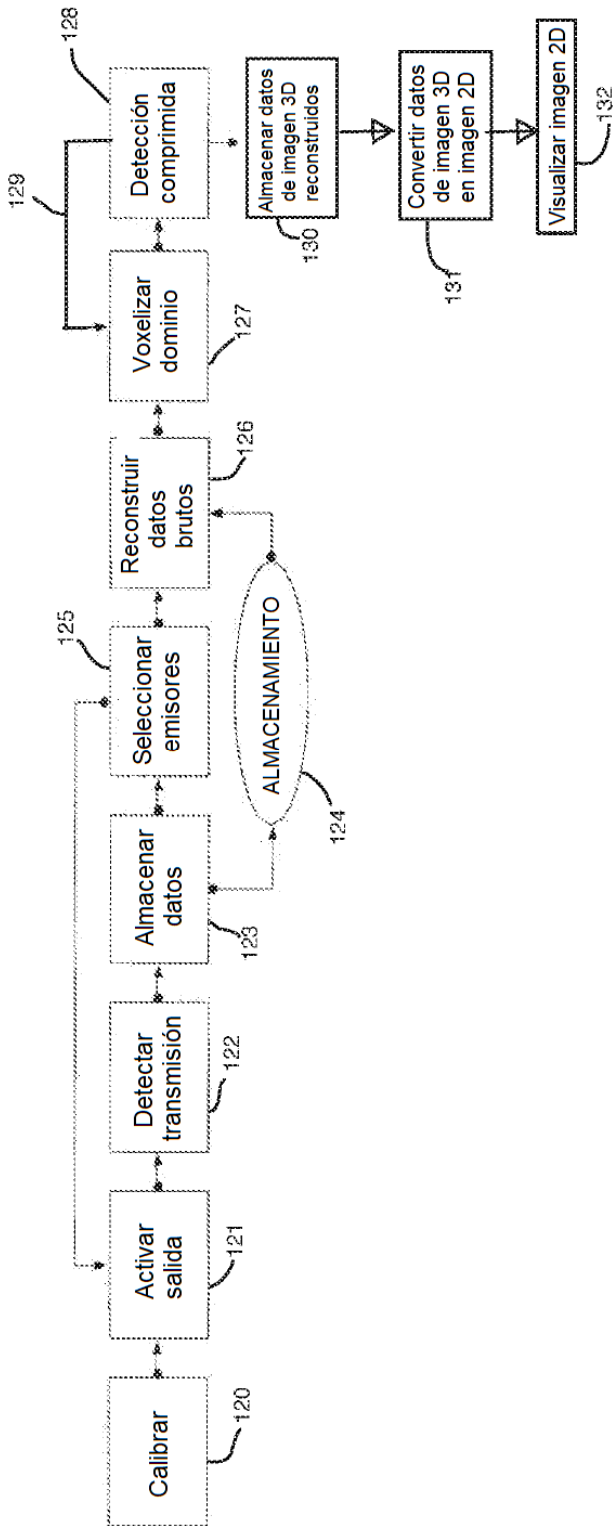


Figura 7: