

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **3 023 045**

51 Int. Cl.:

**A61B 6/00** (2014.01)  
**H01J 35/16** (2006.01)  
**G21K 5/02** (2006.01)  
**G21K 1/02** (2006.01)  
**A61B 6/06** (2006.01)  
**A61B 6/02** (2006.01)  
**A61B 6/40** (2014.01)

12

## TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **23.11.2018** **PCT/GB2018/053400**  
87 Fecha y número de publicación internacional: **31.05.2019** **WO19102216**  
96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.11.2018** **E 18819333 (8)**  
97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.03.2025** **EP 3713490**

54 Título: **Un dispositivo de obtención de imágenes de rayos X**

30 Prioridad:

**25.11.2017 GB 201719599**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**29.05.2025**

73 Titular/es:

**ADAPTIX LTD (100.00%)**  
**Begbroke Science Park, Centre for Innovation**  
**and Enterprise (CIE), Woodstock Road**  
**Begbroke, Oxfordshire OX5 1PF, GB**

72 Inventor/es:

**MCKEAN, WES;**  
**WELLS, STEVE y**  
**TRAVISH, GIL**

74 Agente/Representante:

**SÁEZ MAESO, Ana**

ES 3 023 045 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

Un dispositivo de obtención de imágenes de rayos X

La presente invención se refiere en general a un dispositivo de obtención de imágenes de rayos X y a un método para producirlas, y tiene una utilidad particular, aunque no exclusiva, en medicina.

5 Esta invención se centra en las fuentes de rayos X, y más específicamente en múltiples fuentes de rayos X. Es bien sabido que los tubos de rayos X pueden moverse de forma controlada mediante pórticos y platinas motorizadas controladas por ordenador para obtener imágenes de un objeto desde múltiples ángulos y posiciones. También se sabe que se pueden disponer múltiples tubos de rayos X para realizar tareas similares con mayor velocidad y precisión, pero con un coste y una complejidad adicionales.

10 También se ha divulgado que se pueden construir arreglos de emisores de manera que configuraciones lineales o bidimensionales cubran múltiples posiciones y ángulos para la obtención de imágenes. Estos "paneles" son conceptualmente simples, ofreciendo un único recinto de vacío que contiene y soporta todos los emisores y objetivos de la fuente de rayos X distribuida.

15 Se han considerado diversas configuraciones en la literatura, incluyendo grupos de emisores integrados en múltiples unidades discretas. En general, estas configuraciones se seleccionan con base en consideraciones generales de ingeniería, tal como el ajuste mecánico.

20 Los sistemas de rayos X convencionales se basan en tubos para generar un cono de rayos X desde una fuente puntual. Estas fuentes con base en tubos se utilizan para prácticamente toda obtención de imágenes médicas de rayos X. Debido a la geometría de la fuente, las configuraciones posibles para los sistemas de obtención de imágenes de rayos X son limitadas y generalmente incluyen sistemas 2D "planares", 3D "CT" (tomografía computarizada) y sistemas de "tomosíntesis" parcialmente 3D.

25 En las configuraciones planares, la fuente se posiciona con respecto al paciente y al detector, ya sea manualmente o con la ayuda de un pórtico motorizado, y se mantiene en una ubicación fija, tomando una sola exposición. Estos sistemas producen diagramas de sombras 2D, son generalmente económicos de implementar (bajos costes de inversión, instalación y mantenimiento), y son fáciles de operar con un bajo coste por imagen. La obtención de imágenes planares presenta deficiencias en un número de áreas: cuantificación, especificidad de la indicación, capacidad para detectar diversas anomalías anatómicas, etc. Muchas de estas deficiencias se deben a la incapacidad de eliminar el impacto (atenuación) del tejido suprayacente y subyacente.

30 Los sistemas de tomografía computarizada (CT) rotan la fuente y el detector alrededor del objeto que se va a visualizar (por ejemplo, el cuerpo humano) y reconstruyen un modelo tridimensional del objeto mediante tomografía. La CT generalmente soluciona las deficiencias de la obtención de imagen plana; sin embargo, esto implica un aumento considerable en el coste de implementación, el coste por uso, la dosis al paciente, el tamaño, el peso (y, por lo tanto, la falta de portabilidad), el tiempo de lectura, etc. En cuidados críticos o afecciones graves, la carga de dosis y los costes generalmente están justificados, pero en la obtención de imágenes o pruebas de detección más rutinarias, los riesgos y los gastos no siempre son aceptables.

35 Los sistemas de tomosíntesis digital (DT) suelen mover una fuente de rayos X en un rango limitado de ángulos (posiciones) mientras apuntan al detector. Si bien se han considerado otras configuraciones, los sistemas de DT convencionales comparten el uso de una cobertura angular límite (por ejemplo, 40°) y el uso de diferentes algoritmos matemáticos para reconstruir la escena 3D parcial. La DT generalmente ofrece un equilibrio razonable entre la tomografía planar y la CT. En algunos casos, la DT puede proporcionar una determinación clínica tan precisa como la CT, pero con dosis y costes mucho más cercanos a los asociados con la obtención de imágenes planares.

40 Dado que la DT requiere múltiples exposiciones de una fuente móvil y posicionada con precisión, estos sistemas se instalan en salas de radiología, tienen costes de implementación relativamente altos (en comparación con la radiología planar) y no son móviles. Los costes y la complejidad dependen en gran medida de las limitaciones de la fuente (basada en tubos).

45 La eliminación de la necesidad de movimiento es deseable. Tales "fuentes distribuidas" se han considerado en varias configuraciones, incluido el uso de múltiples tubos convencionales colocados en un arco o una línea; arreglos lineales de cátodos que pueden activarse individualmente; y arreglos bidimensionales de cátodos fríos. Estas fuentes distribuidas fijas eliminan la necesidad de mover la fuente y, por lo tanto, pueden reducir el coste, la complejidad y los requisitos de tamaño, abriendo la oportunidad para la radiología 3D móvil. Este tipo de fuentes también puede aumentar la velocidad de adquisición y así reducir la probabilidad de desenfoque de movimiento.

50 Las fuentes de rayos X distribuidas implican la optimización de varios parámetros, además de los ya considerados para las fuentes de un solo emisor (tubos), como el área de cobertura, la distancia entre emisores,

la topología (1D, 2D, cuadrada, triangular, etc.), el ángulo de emisión y la colimación general. En muchas aplicaciones, es necesario o deseable un área de cobertura amplia. Por ejemplo, para la obtención de imágenes torácicas en medicina (radiología general), se desea un campo de visión de rayos X de 40 cm x 40 cm o más. Para estas aplicaciones, un arreglo distribuido en una sola carcasa puede tener que ser grande, por ejemplo, de 50 cm x 50 cm o más, y representar un volumen y peso significativos. Los pesos y volúmenes más elevados suelen estar asociados con costes más elevados. Además, existen desafíos de ingeniería para fabricar recintos de vacío que sean a la vez grandes, transmisoras de rayos X y que no se desvíen excesivamente bajo presión atmosférica.

Al mismo tiempo, la configuración de la emisión de rayos X de estos grandes paneles no es necesariamente óptima para la obtención de imágenes. La cobertura angular de un arreglo suele estar determinada por el ángulo de apertura del colimador. Si bien es posible que cada emisor tenga un ángulo diferente con respecto al plano del arreglo, estas configuraciones resultan en una ingeniería muy compleja y patrones de salida complejos.

En general, cuanto mayor sea el ángulo de cobertura, mejor será la resolución de corte (el grosor mínimo que se puede resolver en la reconstrucción 3D) y más fácil será identificar objetos que, de otro modo, quedarían ocultos por objetos de alta atenuación (huesos, amalgamas, etc.). Una estrategia para aumentar el ángulo de cobertura de una fuente distribuida consiste en moldear la posición y el ángulo de los diversos emisores. En la práctica, este modelado de la fuente se realiza con mayor facilidad introduciendo un ángulo de curvatura en lo que, de otro modo, sería una disposición plana de los emisores. Este modelado puede extenderse a la creación de un arco; sin embargo, las ventajas sobre un ángulo simple son limitadas, ya que el detector permanece en un plano estático.

El documento US2010189223 divulga un aparato que comprende paneles de rayos X en mosaico, con un ánodo que actúa como un arreglo de fuentes puntuales, ensamblado dentro de una envolvente de vacío sellada.

Persiste el deseo de mejorar la resolución y reducir la dosificación y el coste.

En consecuencia, en un aspecto, la invención proporciona un dispositivo de obtención de imágenes de rayos X que comprende al menos dos paneles sustancialmente planos, cada panel que comprende una pluralidad de emisores de rayos X alojados en un recinto de vacío, en donde cada emisor de rayos X emite rayos X en un *conelet* que tiene un eje de *conelet* central, y cada panel está dispuesto de tal manera que los ejes de *conelet* centrales de cada emisor de rayos X en cada panel respectivo son paralelos entre sí, en donde los al menos dos paneles tienen cada uno un eje de panel central y están dispuestos de tal manera que sus ejes de panel central no son paralelos entre sí, y en donde los ejes de panel central están en un plano común, además el dispositivo que comprende un medio de retención de panel dispuesto de tal manera que el medio de retención de panel retiene los al menos dos paneles estacionarios con relación a un objeto durante la radiografía del objeto, en donde cada emisor de rayos X incluye un colimador que tiene un ángulo común del colimador y los paneles están dispuestos de tal manera que el ángulo entre los ejes de sus paneles centrales es aproximadamente el mismo que el ángulo común del colimador, y en donde el ángulo común del colimador determina el ángulo de los *conelets*.

Un resultado algo sorprendente de esto es que un cambio gradual en el ángulo de cobertura puede mejorar sustancialmente la reconstrucción de la imagen y la resolución del corte. Si bien este efecto puede ser difícil de cuantificar en general, en una simulación, una solución de dos paneles con un ángulo de 10-15° entre los planos del panel y una colimación de ángulo completo de 20° por emisor resultó en una calidad de reconstrucción ("realidad fundamental") sustancialmente igual a la de la disposición ideal de emisores (a lo largo de un arco).

En este sentido, los emisores de rayos X pueden estar encerrados en un único recinto de vacío en cada panel. En un ejemplo, durante el uso, se espera que los paneles, el detector y el sujeto permanezcan estacionarios uno con respecto al otro.

La expresión planar significa que los emisores de rayos X se encuentran en un plano uniforme, y la expresión eje del panel central significa un eje que proyecta normalmente al plano de emisores en una posición aproximadamente central del área de emisores.

Es importante distinguir entre la cobertura completa del campo de visión por emisor utilizada en fuentes distribuidas convencionales y las que se están considerando. En las fuentes utilizadas en los arreglos descritos aquí, cada emisor cubre solo una porción del campo de visión. Esta diferencia geométrica tiene implicaciones para el uso de múltiples paneles (un arreglo de paneles, cada uno con un arreglo de emisores de rayos X, posiblemente en una disposición en cuadrícula). Para las fuentes divulgadas en la técnica anterior, incluidos los sistemas convencionales de tomosíntesis móvil, el uso de múltiples arreglos en ángulo entre sí requeriría una colimación asimétrica de cada emisor y no necesariamente proporcionaría un beneficio general. Para el arreglo de fuentes considerado aquí con cobertura parcial por emisor, la inclinación de los arreglos entre sí aumenta los ángulos relativos, a la vez que configura el campo de visión general.

- Una ventaja adicional del uso de arreglos de paneles angulados es la capacidad de localizar o determinar mejor la posición relativa de la fuente con respecto al detector. En muchas aplicaciones clínicas, como la obtención de imágenes dentales y en la cama del paciente, la ubicación del detector no se conoce bien, ya que está oculto (por ejemplo, dentro de la boca o detrás del paciente) y la posición relativa de la fuente solo puede determinarse mediante software. La información adicional proporcionada por los ángulos aumentados y conocidos entre los paneles facilita la determinación de la posición. Esta información de posición mejora aún más la calidad de la reconstrucción de la imagen.
- Otra ventaja del uso de arreglos de paneles angulados es que no se requiere enmascaramiento alrededor de los bordes del campo de rayos X.
- Dado que los ejes centrales de cada panel no son paralelos, esto implica que los ejes centrales paralelos de los *conelefs* de un panel no son paralelos a los ejes centrales paralelos de los *conelefs* de un panel adyacente.
- En este sentido, la expresión *conelet* puede referirse a un cono pequeño y la expresión eje central del *conelet* al eje que se proyecta centralmente a través del cono de rayos X emitidos desde la salida del emisor.
- Una ventaja de los paneles con ejes centrales no paralelos es la mayor resolución de profundidad del objeto radiografiado.
- La expresión "ángulo común del colimador" determina el ángulo de los *conelefs* y puede estar en un rango de 10 a 50 grados, o de 18 a 45 grados. El ángulo común del colimador puede ajustarse durante la fabricación o de otra manera, dependiendo del uso probable del dispositivo. Por ejemplo, las aplicaciones dentales en humanos pueden tener un ángulo de 35 a 45 grados, mientras que las aplicaciones en el tórax pueden tener un ángulo de 18 a 30 grados. Los ángulos comunes del colimador también determinan el tamaño del área de rayos X recibida en el detector y la presencia o no, y el grado de, superposición entre emisores y paneles adyacentes. Los ángulos comunes del colimador utilizados en este documento pueden ser ángulos de "apertura total".
- El dispositivo de obtención de imágenes de rayos X puede tener n paneles, siendo n más de dos, dispuestos uno al lado del otro en un arreglo lineal, cada panel con su eje central en un plano común, en donde cada emisor de rayos X incluye un colimador con un ángulo común del colimador y los dos paneles exteriores del arreglo están dispuestos de tal manera que el ángulo entre sus ejes centrales sea aproximadamente igual al ángulo común del colimador, y cada panel intermedio puede estar dispuesto de tal manera que el ángulo entre su eje central y el del panel adyacente se calcule mediante la fórmula  $(\text{ángulo común del colimador})/(n-1)$ .
- El dispositivo de obtención de imágenes de rayos X puede tener una disposición de cuatro o más paneles, dispuestos en dos o más filas, cada panel dispuesto de manera que sus ejes de panel central converjan en un punto común distal al dispositivo, en donde cada emisor de rayos X puede incluir un colimador que tiene un ángulo común del colimador y los paneles en los extremos de cada fila pueden disponerse de modo que el ángulo entre los ejes de sus paneles centrales y una línea que conecta el punto común con el centro de la disposición de paneles puede ser aproximadamente el mismo que el ángulo común del colimador.
- El dispositivo de obtención de imágenes de rayos X puede tener una disposición de seis o más paneles, dispuestos en dos o más filas, cada panel en una primera fila puede estar dispuesto de tal manera que sus ejes de panel central converjan en un primer punto común distal al dispositivo, y cada panel en cada fila subsiguiente puede estar dispuesto de tal manera que sus ejes de panel central converjan en respectivos puntos comunes subsiguientes distales al dispositivo, en donde cada emisor de rayos X puede incluir un colimador que tiene un ángulo común del colimador y los paneles en los extremos de cada fila pueden estar dispuestos de tal manera que el ángulo entre sus ejes de panel central y una línea que conecta el punto común relevante con el centro de la disposición de paneles en esa fila puede ser aproximadamente el mismo que el ángulo común del colimador.
- En algunos ejemplos, los paneles de las esquinas exteriores de cualquier disposición de paneles, tal como una disposición de paneles de 3 x 3, pueden estar inclinados hacia el objeto con respecto a los demás paneles de su respectiva fila, o hacia afuera para ampliar el área de rayos X, según sea necesario. Por consiguiente, es posible crear más de un punto común en cada fila, de modo que los dos paneles exteriores tengan el mismo punto común, que es diferente del punto común de los paneles intermedios de la misma fila.
- El dispositivo de obtención de imágenes de rayos X puede tener dos paneles dispuestos de modo que el ángulo entre sus ejes centrales en dos de los tres ejes cardinales esté comprendido entre 1 y 89 grados.
- El ángulo entre estos dos ejes centrales del panel, en cada uno de los tres ejes cardinales del panel, puede estar comprendido entre 5 y 45 grados, entre 10 y 20 grados o entre 10 y 45 grados.
- El dispositivo de obtención de imágenes de rayos X puede comprender además un detector digital de rayos X con un eje central en el panel detector y un controlador para controlar cada emisor de rayos X individualmente. En este sentido, el detector puede ser plano, y la expresión eje central del panel detector puede significar un

eje que se proyecta perpendicularmente al plano del detector en una posición aproximadamente central del área plana del detector.

El dispositivo de obtención de imágenes de rayos X puede configurarse de tal manera que la distancia entre los paneles y el detector esté en el rango de una a dos veces el grosor del objeto a radiografiar.

- 5 El dispositivo de obtención de imágenes de rayos X puede comprender además medios de retención del detector, y puede estar dispuesto de manera que los medios de retención del detector retengan el detector estacionario en relación con el objeto durante la radiografía del objeto.

El dispositivo de obtención de imágenes de rayos X puede comprender entre dos y dieciséis paneles.

- 10 El dispositivo de obtención de imágenes de rayos X puede incluir además un procesador para procesar los datos generados por el detector, como resultado de la recepción de rayos X, y para generar una imagen posterior.

El procesador puede configurarse para procesar los datos recibidos durante un período de tiempo para producir un modelo de tomosíntesis 3D de un objeto radiografiado en donde los rayos X recibidos han sido emitidos por diferentes emisores en los paneles y han pasado a través del objeto en diferentes direcciones.

- 15 El procesador puede configurarse para determinar el ángulo relativo del eje central de cada panel con respecto al eje central del panel detector en dos de los tres ejes cardinales.

- 20 El dispositivo de obtención de imágenes de rayos X puede incluir además medios de posicionamiento para ajustar la posición de al menos uno de los dos paneles con respecto al otro, antes de la radiografía del objeto. Dichos medios de posicionamiento son bien conocidos y pueden incluir brazos, abrazaderas, ménsulas y similares para posicionar cada panel, o conjunto de paneles, uno con respecto al otro. En este sentido, la posición relativa incluye inclinación, guiñada y balanceo. De esta manera, una vez que los paneles se han movido a la posición deseada, permanecen estáticos durante el procedimiento de rayos X. Alternativamente, los paneles pueden fabricarse de forma que se asienten en una carcasa con posiciones relativas preestablecidas.

- 25 Se puede proporcionar un dispositivo de obtención de imágenes de rayos X que incluya más de un dispositivo de obtención de imágenes (con más de un detector), pero que tenga un procesador compartido para producir una imagen 3D. El dispositivo de obtención de imágenes de rayos X puede denominarse sistema de obtención de imágenes de rayos X.

- 30 En un segundo aspecto, la invención proporciona un método para producir una imagen de rayos X de un objeto que comprende los pasos de proporcionar un dispositivo de obtención de imágenes de rayos X de acuerdo con el primer aspecto; proporcionar un objeto entre el detector y los paneles; generar rayos X desde los paneles; procesar los datos recibidos por el detector como resultado de la recepción de rayos X; y producir una imagen a partir de ellos.

- 35 El método puede comprender además el paso de usar el procesador para determinar el ángulo relativo del eje central del panel de cada panel con respecto al eje central del panel del detector en dos de los tres ejes cardinales, con el fin de mejorar la precisión de la imagen generada.

- 40 El método puede comprender además el paso en la que el detector recibe datos durante un período de tiempo en donde los rayos X recibidos han sido emitidos por diferentes emisores en los paneles y han atravesado el objeto en diferentes direcciones, y el procesador procesa dichos datos para generar un modelo de tomosíntesis 3D del objeto.

El dispositivo de obtención de imágenes de rayos X puede incluir cualquiera de las características descritas en relación con el primer aspecto.

- 45 Las características, funciones y ventajas anteriores y otras de la presente invención se harán evidentes a partir de la siguiente descripción detallada, junto con los dibujos adjuntos, que ilustran, a modo de ejemplo, los principios de la invención. Esta descripción se ofrece únicamente a modo de ejemplo, sin limitar el alcance de la invención. Las figuras de referencia citadas a continuación se refieren a los dibujos adjuntos.

La figura 1 es una vista esquemática de un dispositivo de obtención de imágenes de rayos X;

La figura 2 es otra vista esquemática de un dispositivo de obtención de imágenes de rayos X;

La figura 3 es una vista en planta de los dos paneles de arriba de un arreglo de cuatro paneles;

- 50 La figura 4 es una vista lateral del arreglo de cuatro paneles de la figura 3;

La figura 5 es una vista en perspectiva del arreglo de cuatro paneles de las figuras 3 y 4;

La figura 6 es una vista esquemática del plano del detector;

La figura 7 es una vista esquemática de otro plano del detector;

La figura 8 es una vista esquemática de otro plano del detector.

5 La presente invención se describirá con respecto a ciertos dibujos, pero no se limita a ellos, sino únicamente a las reivindicaciones. Los dibujos descritos son solo esquemáticos y no limitativos. Es posible que cada dibujo no incluya todas las características de la invención y, por lo tanto, no necesariamente debe considerarse como una realización de la invención. En los dibujos, el tamaño de algunos elementos puede estar exagerado y no estar dibujado a escala con fines ilustrativos. Las dimensiones y las dimensiones relativas no corresponden a las reducciones reales en la práctica de la invención.

10 Además, las expresiones "primero", "segundo", "tercero" y similares en la descripción y las reivindicaciones se utilizan para distinguir entre elementos similares y no necesariamente para describir una secuencia, ya sea temporal, espacial, jerarquizada o de cualquier otra manera. Se entiende que las expresiones utilizadas son intercambiables en circunstancias apropiadas y que su operación es posible en secuencias distintas a las descritas o ilustradas en este documento.

15 Además, las expresiones de arriba, de abajo, encima, debajo y similares en la descripción y las reivindicaciones se utilizan con fines descriptivos y no necesariamente para describir posiciones relativas. Debe entenderse que las expresiones así utilizadas son intercambiables en circunstancias apropiadas y que la operación es posible en otras orientaciones distintas a las descritas o ilustradas en este documento.

20 Cabe señalar que la expresión "que comprende", utilizada en las reivindicaciones, no debe interpretarse como restringida a los medios enumerados a continuación; no excluye otros elementos o pasos. Por lo tanto, debe interpretarse como que especifica la presencia de las características, números enteros, pasos o componentes indicados, pero no excluye la presencia o adición de una o más características, números enteros, pasos o componentes, o grupos de estos. Por lo tanto, el alcance de la expresión "un dispositivo que comprende los medios A y B" no debe limitarse a dispositivos que constan únicamente de los componentes A y B. Esto significa  
25 que, con respecto a la presente invención, los únicos componentes relevantes del dispositivo son A y B.

De igual manera, cabe destacar que la expresión "conectado", utilizada en la descripción, no debe interpretarse como restringida únicamente a conexiones directas. Por lo tanto, el alcance de la expresión "un dispositivo A conectado a un dispositivo B" no debe limitarse a dispositivos o sistemas en donde una salida del dispositivo A está conectada directamente a una entrada del dispositivo B. Significa que existe un trayecto entre una salida  
30 de A y una entrada de B, que puede ser un trayecto que incluya otros dispositivos o medios. "Conectado" puede significar que dos o más elementos están en contacto físico o eléctrico directo, o que dos o más elementos no están en contacto directo entre sí, pero aun así cooperan o interactúan entre sí. Por ejemplo, se contempla la conectividad inalámbrica.

35 La referencia a "una realización" o "un aspecto" en esta memoria descriptiva significa que una característica, estructura o rasgo particular descrito en relación con la realización o el aspecto se incluye en al menos una realización o aspecto de la presente invención. Por lo tanto, las expresiones "en una realización", "en una realización" o "en un aspecto" que aparecen en diversas partes de esta memoria descriptiva no se refieren necesariamente a la misma realización o aspecto, sino que pueden referirse a diferentes realizaciones o aspectos. Además, los rasgos, estructuras o características particulares de cualquier realización o aspecto de  
40 la invención pueden combinarse de cualquier manera adecuada, como resultará evidente para un experto en la técnica a partir de esta divulgación, en una o más realizaciones o aspectos.

De igual manera, cabe destacar que, en la descripción, diversas características de la invención a veces se agrupan en una única realización, figura o descripción con el fin de simplificar la divulgación y facilitar la comprensión de uno o más de los diversos aspectos inventivos. Sin embargo, este método de divulgación no  
45 debe interpretarse como que la invención reivindicada requiere más características que las expresamente descritas en cada reivindicación. Asimismo, la descripción de cualquier dibujo o aspecto individual no debe considerarse necesariamente una realización de la invención. Más bien, como reflejan las reivindicaciones siguientes, los aspectos inventivos residen en menos de todas las características de una única realización divulgada anteriormente. Por lo tanto, las reivindicaciones que siguen a la descripción detallada se incorporan  
50 expresamente a esta descripción detallada, y cada reivindicación se considera por sí sola una realización independiente de esta invención.

Además, si bien algunas realizaciones descritas en este documento incluyen algunas características incluidas en otras realizaciones, se pretende que las combinaciones de características de diferentes realizaciones estén dentro del alcance de la invención y formen realizaciones adicionales, como entenderán los expertos en la  
55 técnica. Por ejemplo, en las reivindicaciones siguientes, cualquiera de las realizaciones reivindicadas puede utilizarse en cualquier combinación.

En la descripción proporcionada en este documento, se exponen numerosos detalles específicos. Sin embargo, se entiende que las realizaciones de la invención pueden llevarse a la práctica sin estos detalles específicos. En otros casos, no se han mostrado en detalle métodos, estructuras y técnicas bien conocidos para no dificultar la comprensión de esta descripción.

- 5 En la discusión de la invención, a menos que se indique lo contrario, la divulgación de valores alternativos para el límite superior o inferior del rango permitido de un parámetro, junto con una indicación de que uno de dichos valores es más preferido que el otro, debe interpretarse como una declaración implícita de que cada valor intermedio de dicho parámetro, que se encuentra entre la más preferida y la menos preferida de dichas alternativas, es en sí mismo preferido a dicho valor menos preferido y también a cada valor que se encuentra entre dicho valor menos preferido y dicho valor intermedio.

El uso de la expresión "al menos uno" puede significar solo uno en ciertas circunstancias. El uso de la expresión "cualquiera" puede significar "todos" y/o "cada uno" en ciertas circunstancias.

- 15 Los principios de la invención se describirán a continuación mediante una descripción detallada de al menos un dibujo relativo a las características de ejemplo. Es evidente que se pueden configurar otras configuraciones de acuerdo con el conocimiento del experto en la técnica, sin apartarse del concepto subyacente ni de la enseñanza técnica, limitándose la invención únicamente a las expresiones de las reivindicaciones adjuntas.

- 20 En la figura 1, el dispositivo de obtención de imágenes de rayos X 10 incluye dos paneles planos 20 y 21, cada uno que comprende un arreglo de emisores y colimadores de rayos X. Los paneles 20 y 21 se sujetan mediante brazos 13 que se extienden desde un soporte 11. Sin embargo, se entiende que estos son solo ejemplos, y que se pueden utilizar otros métodos y estructuras para sujetar los paneles y los detectores en su lugar.

- 25 Los ejes centrales de los paneles se indican mediante las líneas 28 que se proyectan perpendicularmente hacia afuera desde el centro de la superficie frontal de cada panel. Cada panel 20, 21 produce rayos X que emergen de las caras frontales de los paneles. Los límites exteriores de la envolvente de rayos X se muestran mediante las líneas 24 y 25. Los rayos X se dirigen al sujeto 26 y convergen hacia un detector 30 en forma de panel ubicado detrás de este, con respecto a los paneles 20 y 21. El eje central del panel detector 31 se indica mediante una línea que se proyecta perpendicularmente hacia afuera desde el centro de su superficie frontal.

- 30 En este sentido, los paneles 20 y 21 son arreglos de emisores, cada uno con su propio cátodo, ánodo y recinto de vacío, y potenciados por un suministro de alimentación de alto voltaje compartido o por suministros de alimentación individuales para cada emisor. El ángulo entre los ejes del panel central 28 puede estar relacionado con el ángulo de abertura de los colimadores (ángulo común del colimador) que se encuentran en los paneles para colimar los rayos X producidos. En un ejemplo, el ángulo entre los ejes del panel central 28 es aproximadamente igual al ángulo de abertura de los colimadores (ángulo común del colimador).

- 35 En la figura 2, el dispositivo de obtención de imágenes de rayos X 10A consta de dos paneles 20 y 21, mostrados a modo de ejemplo, con emisores de rayos X 40 y colimadores 50 (sin escala). El detector 30 está conectado 32 a un controlador 55, que a su vez está conectado 52 a un visualizador 60. Durante su uso, los rayos X se emiten desde los colimadores 50 en *cones* 51 que tienen ejes de *cones* centrales 52. Las señales recibidas por el detector 30 son procesadas por el controlador 55 o el visualizador 60 para generar una imagen en el visualizador para su revisión. El controlador 55 también está conectado 54 a los paneles 20 y 21 para controlar así la emisión de rayos X. Por ejemplo, el controlador puede controlar qué emisores se utilizan para proporcionar los rayos X que emergen de los paneles. Puede controlar la sincronización, la secuenciación y otras características de los rayos X emitidos para producir áreas y direcciones definidas que incidan sobre el sujeto 26. El controlador puede lograr esto controlando solenoides que curvan selectivamente el trayecto de electrones, producido por los emisores, de modo que incida sobre material que produce rayos X de alta energía o sobre material absorbente (que produce rayos X de baja energía). El controlador también está conectado al detector 30, por lo que es posible manipular los datos que definen qué emisores emiten rayos X con las señales recibidas, de modo que con el tiempo se puedan crear imágenes 3D.

- 50 La figura 3 muestra una fuente de cuatro paneles configurada en un arreglo 2x2 100 desde arriba. Los paneles están dispuestos para emitir rayos X en una dirección aproximadamente horizontal. Cada panel consta de un bloque sustancialmente rectangular con un plano principal que forma la superficie frontal desde la que se emiten los rayos X. Solo son visibles los dos paneles de arriba 120 y 121. Cada panel se ha rotado un ángulo de 130° alrededor de un eje vertical, alejándose y alejándose del plano vertical del "emisor" 131, de modo que el plano principal de cada panel ya no es vertical. Este ángulo de 130° puede ser aproximadamente la mitad del ángulo común del colimador. Los paneles se han inclinado hacia adentro de esta manera, de modo que el ángulo entre la cara frontal de cada panel es ahora de abajo a 180 grados. Además, cada panel se ha rotado alrededor de un eje horizontal que se extiende a lo largo del centro del plano principal de cada panel de lado a lado. De esta manera, los paneles se han inclinado hacia abajo. El ángulo de inclinación hacia abajo puede ser aproximadamente igual al ángulo común del colimador. Los ejes imaginarios del panel central 28 se muestran para facilitar la comprensión de la figura. La figura 4 muestra este ángulo hacia abajo más claramente ya que muestra la vista lateral del mismo arreglo 100 de 2x2 de la figura 3. Aquí, se muestran uno de los paneles de

arriba 121 y uno de los paneles de abajo 122. Puede verse que el panel de abajo 122 tiene un ángulo hacia arriba y el panel de arriba tiene un ángulo hacia abajo. El panel de arriba 121 se ha desplazado un ángulo de  $140^\circ$  respecto al plano vertical del "emisor" 131 alrededor del eje horizontal descrito en la figura 3. Este ángulo de  $140^\circ$  puede ser aproximadamente igual al ángulo común del colimador. Al orientar los paneles de esta manera, los rayos X emitidos por los dos paneles de arriba se dirigen por debajo de la horizontal y hacia el interior, y los emitidos por los dos paneles de abajo se dirigen por encima de la horizontal y hacia el interior, de modo que los rayos X de los cuatro paneles convergen entre sí en dirección al detector 30.

La figura 5 muestra una vista en perspectiva del arreglo de cuatro paneles de las figuras 3 y 4. Se puede observar cómo los cuatro paneles 120, 121, 122 y 123 están dispuestos en un patrón cuadrado de  $2 \times 2$ . Los paneles se han inclinado hacia adentro de modo que sus ejes centrales 28 convergen en un único punto común 29. Este punto común 29 puede estar en una línea imaginaria que se extiende hacia afuera desde el centro del arreglo 100 en un ángulo común con el plano de cada uno de los cuatro paneles. Sin embargo, en algunas circunstancias, los paneles de la fila de arriba tienen un primer punto común y los de la segunda fila tienen un segundo punto común. Es posible que el primer y el segundo punto común se encuentren en una línea imaginaria que se extiende hacia afuera desde el centro del arreglo 100 en un ángulo común con el plano de cada uno de los cuatro paneles. Los paneles de arriba 120 y 121 se han inclinado de modo que sus planos frontales no estén en el mismo plano. El ángulo entre esos planos se muestra con la referencia 33. Los dos paneles de abajo 122, 123 están orientados entre sí de manera similar. Los paneles de abajo 122 y 123 también están inclinados con respecto a los dos paneles de arriba 120 y 121, de modo que el ángulo entre los planos frontales de un panel de arriba 121 y un panel de abajo 122 se muestra con la referencia 39. En un ejemplo, el ángulo 33 entre los planos es aproximadamente igual al ángulo de abertura de los colimadores (el ángulo común del colimador).

En general, en la tomosíntesis, cuando los planos detector y emisor no son paralelos entre sí, se produce una reconstrucción de la imagen "fuera de foco". Por lo tanto, es importante conocer la geometría espacial del sistema de obtención de imágenes antes de reconstruir la imagen. No siempre se dispone de información geométrica exacta debido a que el detector está enmascarado por el sujeto. Sin embargo, es posible recuperar y corregir las posiciones espaciales del emisor y el detector a partir de los datos de atenuación mediante métodos de geometría proyectiva.

Para determinar con precisión las posiciones relativas de las fuentes y detectores, es necesario comparar imágenes tomadas desde diferentes emisores. Para facilitar esta determinación, se puede introducir un plano de mapeo numérico delante de un plano del emisor. Este plano puede ser paralelo al plano del emisor. Se pueden aplicar todos los estiramientos y deformaciones de las imágenes debidos a inclinaciones y rotaciones conocidas, y las proyecciones corregidas resultantes se colocan en el centro del plano de mapeo. Cuando se conoce con exactitud la geometría, las imágenes tienen la misma forma y tamaño (suponiendo ángulos de colimación idénticos o al menos conocidos). Para dislocaciones "desconocidas" en las posiciones relativas de las fuentes y detectores, las imágenes correspondientes se mapean alejándose del centro del plano de mapeo siguiendo un patrón determinista. Es posible entonces invertir o deconvolucionar estos patrones para determinar las posiciones reales de los emisores con respecto a los detectores. Por ejemplo, debido al efecto de magnificación/demagnificación, una inclinación o rotación produce cambios en el área y la forma del objeto fotografiado desde diferentes emisores.

Experimentos numéricos han demostrado que esta técnica no es particularmente sensible a pequeños desplazamientos e inclinaciones. En otras palabras, para geometrías de sistemas comunes con emisores de un solo plano, las distorsiones en el plano de mapeo no son señales suficientemente amplificadas de los errores de posición del emisor. Por lo tanto, en la práctica, puede resultar difícil deconvolucionar las pequeñas distorsiones para determinar con precisión las ubicaciones reales de los emisores. Sin embargo, con múltiples planos de emisores, se dispone de información adicional. El método descrito anteriormente puede aplicarse posteriormente al uso de múltiples planos de mapeo. Mediante una comparación adecuada de los diferentes planos de mapeo, es posible obtener una medición más sensible de los errores de posición relativa.

El dispositivo puede precalibrarse durante la fabricación para conocer la orientación y las posiciones relativas de los emisores y el detector. Alternativamente, puede calibrarse después de la fabricación. Esto puede ser necesario cuando las posiciones relativas de uno o más paneles emisores y del detector han cambiado. La calibración puede realizarse emitiendo rayos X desde diversos emisores en una secuencia predeterminada, sin la presencia de un sujeto, e identificando dónde se reciben en el detector.

La figura 6 muestra una vista del plano del detector 200 para un arreglo de emisores de panel único y muestra el área activa de un detector 220 en relación con una región de interés 230 y la envolvente exterior del campo de rayos X 210. Las posiciones relativas y las áreas de cobertura de los conos de rayos X producidos por los cuatro emisores de esquina en el arreglo de emisores del panel único se indican como círculos 240, 242, 244 y 246, uno en cada esquina de la envolvente 210.

En contraste, la figura 7 muestra una vista del plano del detector para una configuración de fuente con un arreglo de emisores de dos paneles, como se muestra en la figura 1. Los paneles se han inclinado uno hacia



el otro alrededor de un eje horizontal que pasa por el centro de cada panel de lado a lado. El área activa del detector 320 con respecto a la región de interés 330 se muestra, como antes, pero la envolvente exterior del campo de rayos X 310 se ha estrechado en el plano vertical. Esto se demuestra mediante las posiciones relativas y las áreas de cobertura de los rayos X de los dos emisores de esquina superiores del panel de arriba 20 y los dos emisores de esquina inferiores del panel de abajo 21, indicados como círculos 340, 342, 344 y 346, uno en cada esquina de la envolvente 310. La posición del cono de rayos X de uno de los emisores de esquina (242) de una fuente de un solo panel (o un arreglo de dos paneles con sus planos principales (caras frontales) paralelos y en el mismo plano, es decir, sin estar inclinados) se muestra como referencia. Con respecto a la figura 5, el área de cobertura en un eje se ha acercado al área del detector, manteniendo una cobertura angular óptima.

La figura 8 muestra una vista plana del detector para una configuración de fuente de arreglo de emisores de cuatro paneles como se muestra en las figuras 3 a 5, donde los dos paneles superiores 120, 121 han sido inclinados hacia abajo y hacia adentro uno hacia el otro, y los dos paneles inferiores 122 han sido inclinados hacia arriba y hacia adentro uno hacia el otro de modo que los rayos X producidos por el dispositivo de 4 paneles converjan entre sí. El área activa del detector 420 con respecto a la región de interés 430 se muestra, como antes, pero la envolvente exterior del campo de rayos X 410 se ha estrechado tanto en el plano horizontal como en el vertical. Esto se demuestra mediante las posiciones relativas y las áreas de cobertura de los rayos X provenientes de la esquina superior exterior de cada uno de los dos emisores de esquina superiores de los paneles de arriba 120 y 121, y de la esquina de abajo exterior de cada uno de los dos emisores de esquina de los paneles inferiores 122, indicados como círculos 440, 442, 444 y 446, uno en cada esquina de la envolvente 410. La posición del cono de rayos X proveniente de uno de los emisores de esquina (242) de una fuente de un solo panel (o de un arreglo de dos o cuatro paneles con sus planos principales (caras frontales) paralelos y en el mismo plano, es decir, sin estar inclinados) se muestra como referencia. En comparación con las figuras 6 y 7, el área de cobertura en ambos ejes se ha acercado al área del detector, manteniendo al mismo tiempo una cobertura angular óptima.

Este efecto reduce los rayos X dispersos que se desplazan más allá del detector, lo cual beneficia a los operadores. Además, elimina la necesidad de usar una máscara alrededor de los emisores o del detector para absorber de forma segura dichos rayos X dispersos e indeseados.

Aunque no se muestra, debe entenderse que se puede emplear cualquier número de paneles en cualquier patrón regular o irregular. Por ejemplo, un arreglo de 6x2, un arreglo de 3x3 y así sucesivamente. Algunos o todos los paneles pueden inclinarse entre sí para converger el haz de rayos X y así producir una envolvente de rayos X más enfocada.

La siguiente tabla proporciona información sobre los posibles ángulos de los *conelets* (ángulos comunes del colimador) para diversas aplicaciones, junto con el número probable de paneles, el número de *conelets* simultáneos (es decir, el número de emisores que disparan simultáneamente) y la relación entre el tamaño del *conelet* (por ejemplo, diámetro o área) y el tamaño del detector (por ejemplo, ancho o longitud, o área) para un arreglo de paneles múltiples.

Como se puede observar, al reducirse el ángulo de *conelet*, la relación entre el tamaño de *conelet* y el tamaño del detector se reduce. Por lo tanto, aumenta el número de *conelets* necesarios para obtener imágenes de un objeto. Esto permite un mayor control sobre la parte del objeto que recibe los rayos X, lo que optimiza el proceso y reduce la dosificación. El ángulo de contraste de los múltiples paneles también permite una mayor profundidad de resolución.

En resumen, la relación entre el tamaño de *conelet* y el tamaño del detector se puede representar como  $1/(\text{número de paneles a lo largo} + 2) < \text{relación entre el tamaño de conelet y el detector} < 0.7$ .

Solicitud	Ángulo de <i>conelet</i>	Número de paneles	Número de <i>conelets</i> simultáneos	Relación entre el tamaño del <i>conelet</i> y el tamaño del detector en casos de paneles múltiples
Dental	35-45°	1	1	n/a
Orto	30-40°	1, 1x2	1, posiblemente 2	~0.5-0.6
Mama	30-40°	1, 1x2	1, posiblemente 2	~0.3 a 0.6
Pecho	18-30°	2x2, 3x3, 4x4	4 o 5	~0.2 a 0.4

# REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo de obtención de imágenes de rayos X (10) que comprende al menos dos paneles sustancialmente planos (20, 21), cada uno de los cuales que comprende una pluralidad de emisores de rayos X (40) alojados en un recinto de vacío, en donde cada emisor de rayos X emite rayos X en un *conelets* (51) que tiene un eje central de *conelets* (52), y cada panel está dispuesto de manera que los ejes centrales de *conelets* de cada emisor de rayos X en cada panel respectivo son paralelos entre sí, en donde los al menos dos paneles tienen cada uno un eje de panel central (28) y están dispuestos de tal manera que sus ejes centrales no son paralelos entre sí, y en donde los ejes centrales del panel se encuentran en un plano común, el dispositivo que comprende además un medio de retención de panel (11, 13) dispuesto de tal manera que el medio de retención de panel retiene al menos dos paneles estacionarios en relación con un objeto durante la radiografía del objeto, en donde cada emisor de rayos X incluye un colimador (50) que tiene un ángulo común del colimador y los paneles están dispuestos de tal manera que el ángulo entre sus ejes de panel central (28) es aproximadamente el mismo que el ángulo común del colimador, y en donde el ángulo común del colimador determina el ángulo de los *conelets*.
2. El dispositivo de obtención de imágenes de rayos X (10) de la reivindicación 1, que tiene n paneles, siendo n más de dos, dispuestos uno junto al otro en un arreglo lineal, cada uno con su eje central en un plano común, en donde cada emisor de rayos X incluye un colimador con un ángulo común del colimador y los dos paneles exteriores del mismo arreglo están dispuestos de manera que el ángulo entre sus ejes centrales es aproximadamente igual al ángulo común del colimador, y cada panel intermedio está dispuesto de manera que el ángulo entre su eje central y el del panel adyacente se calcula mediante la fórmula  $(\text{ángulo común del colimador})/(n-1)$ .
3. El dispositivo de obtención de imágenes de rayos X (10) de la reivindicación 1, que tiene una disposición de cuatro o más paneles, dispuestos en dos o más filas, cada panel dispuesto de manera que sus ejes centrales convergen en un punto común distal al dispositivo, en donde cada emisor de rayos X incluye un colimador con un ángulo común del colimador y los paneles en los extremos de cada fila están dispuestos de manera que el ángulo entre sus ejes centrales y una línea que conecta el punto común con el centro de la disposición de paneles es aproximadamente igual al ángulo común del colimador.
4. El dispositivo de obtención de imágenes de rayos X (10) de la reivindicación 1, que tiene una disposición de seis o más paneles, dispuestos en dos o más filas, cada panel en una primera fila dispuesto de tal manera que sus ejes de panel central convergen en un primer punto común distal al dispositivo, y cada panel en cada fila subsiguiente dispuesto de tal manera que sus ejes de panel central convergen en respectivos puntos comunes subsiguientes distales al dispositivo, en donde cada emisor de rayos X incluye un colimador que tiene un ángulo común del colimador y los paneles en los extremos de cada fila están dispuestos de tal manera que el ángulo entre sus ejes de panel central y una línea que conecta el punto común relevante con el centro de la disposición de paneles en esa fila es aproximadamente el mismo que el ángulo común del colimador.
5. El dispositivo de obtención de imágenes de rayos X (10) de cualquier reivindicación anterior, en donde el ángulo común del colimador se encuentra en el rango de 10 a 45 grados.
6. El dispositivo de obtención de imágenes de rayos X (10) de cualquier reivindicación anterior, que comprende además un detector (30) de rayos X digital que tiene un eje (31) de panel detector central y un controlador para controlar cada emisor de rayos X individualmente.
7. El dispositivo de obtención de imágenes de rayos X (10) de la reivindicación 6, que comprende además medios de retención del detector, y está dispuesto de tal manera que los medios de retención del detector mantienen el detector estacionario con relación al objeto durante la radiografía del objeto.
8. El dispositivo de obtención de imágenes de rayos X (10) de cualquiera de las reivindicaciones 6 y 7, que comprende además un procesador para procesar datos producidos por el detector, como resultado de recibir rayos X, y para producir una imagen.
9. El dispositivo de obtención de imágenes de rayos X (10) de la reivindicación 8, en donde el procesador está configurado para procesar datos recibidos durante un período de tiempo para producir un modelo de tomosíntesis 3D de un objeto radiografiado en donde los rayos X recibidos han sido emitidos por diferentes emisores en los paneles y han pasado a través del objeto en diferentes direcciones.
10. El dispositivo de obtención de imágenes de rayos X (10) de cualquiera de las reivindicaciones 8 y 9, en donde el procesador está configurado para determinar el ángulo relativo del eje del panel central de cada panel con respecto al eje del panel detector central (31) en dos de los tres ejes cardinales.
11. El dispositivo de obtención de imágenes de rayos X (10) según cualquier reivindicación anterior, que comprende además medios de posicionamiento para ajustar la posición de al menos uno de los al menos dos paneles con respecto al otro de los al menos dos paneles, antes de la radiografía del objeto.

12. Un método para producir una imagen de rayos X de un objeto que comprende los pasos de proporcionar un dispositivo de obtención de imágenes de rayos X (10) de acuerdo con la reivindicación 8; colocar un objeto entre el detector y los paneles; hacer que los paneles emitan rayos X; procesar los datos recibidos por el detector (30) como resultado de la recepción de rayos X; y producir una imagen a partir de ellos.
- 5 13. Un método para producir una imagen de rayos X de un objeto de acuerdo con la reivindicación 12, que comprende además el paso de utilizar el procesador para determinar el ángulo relativo del eje del panel central de cada panel con respecto al eje del panel detector central (31) del detector (30) en dos de los tres ejes cardinales para mejorar la precisión de la imagen producida.
- 10 14. El método para producir una imagen de rayos X de un objeto, de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 12 y 13, que comprende además el paso en la que el detector (30) recibe datos durante un período de tiempo en donde los rayos X recibidos han sido emitidos por diferentes emisores en los paneles y han atravesado el objeto en diferentes direcciones, y el procesador procesa dichos datos para producir un modelo de tomosíntesis 3D del objeto.

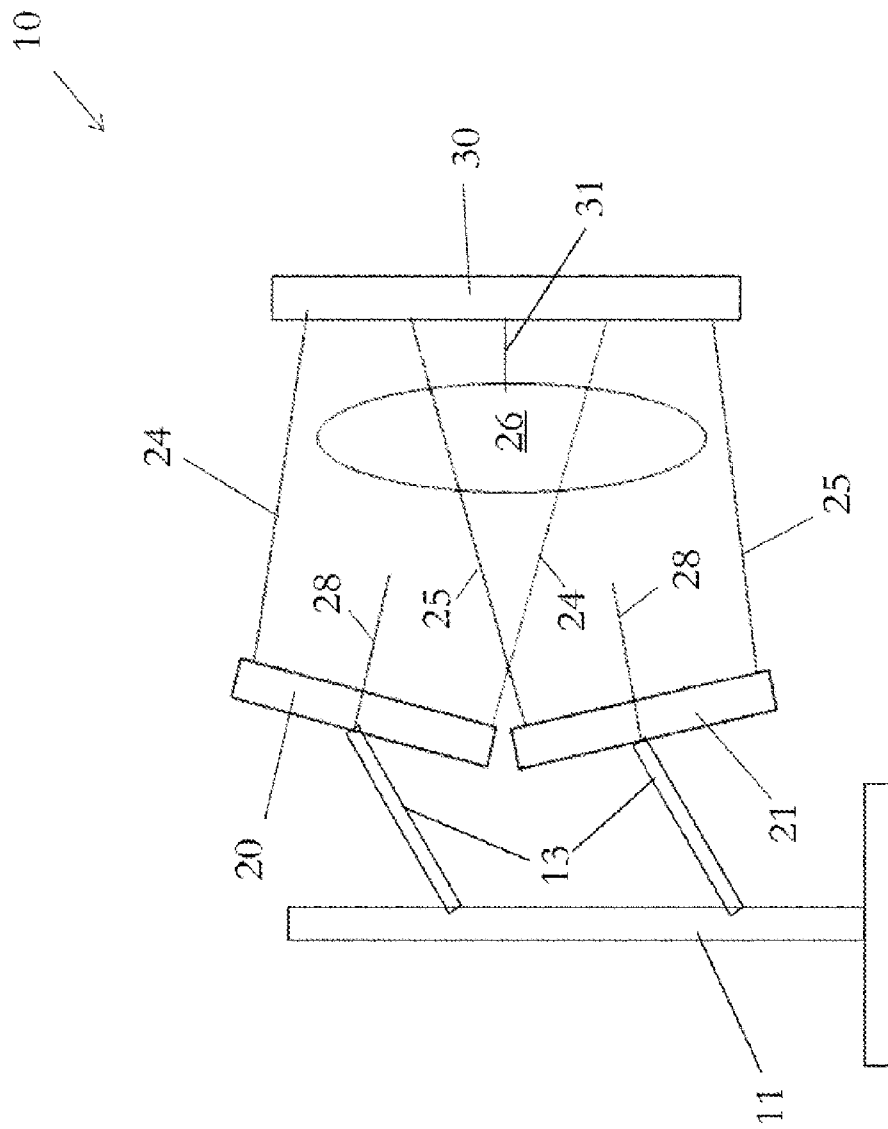


Figura 1

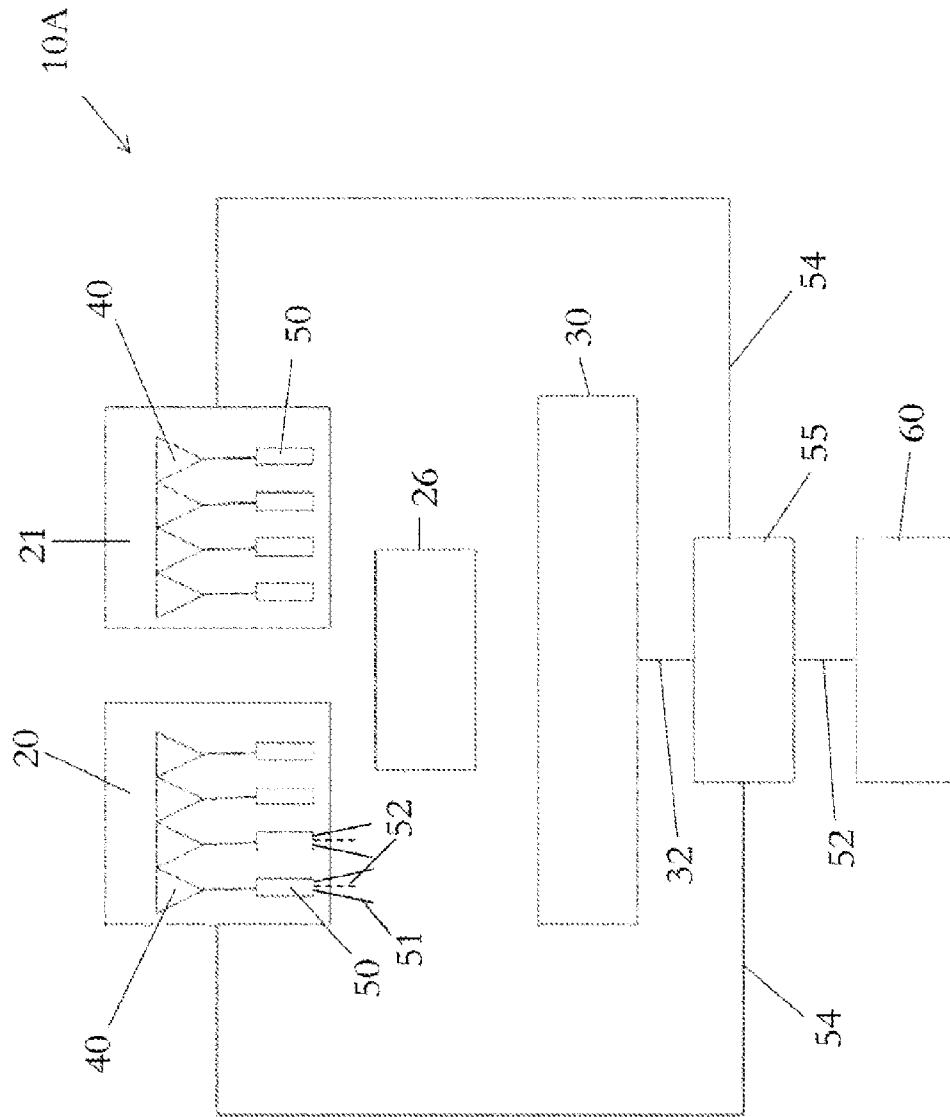


Figura 2

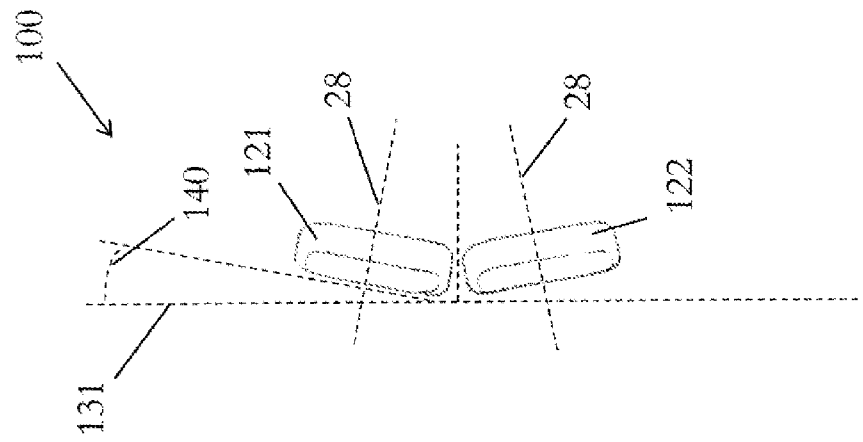


Figura 4

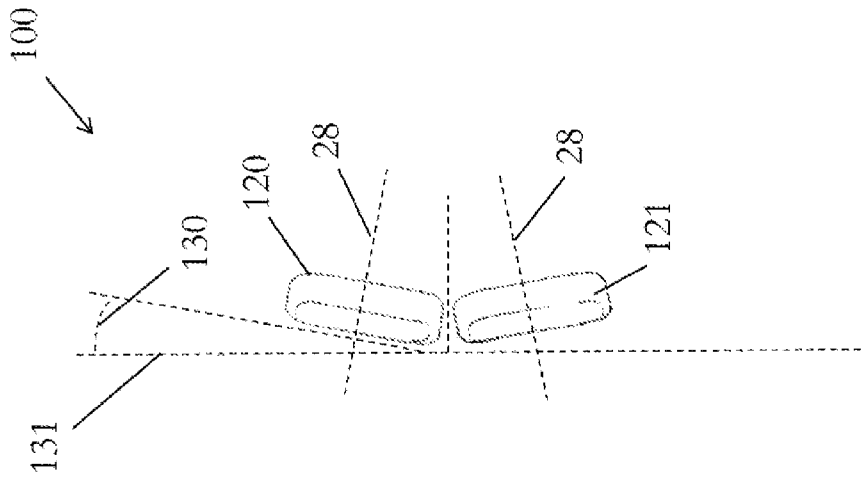


Figura 3

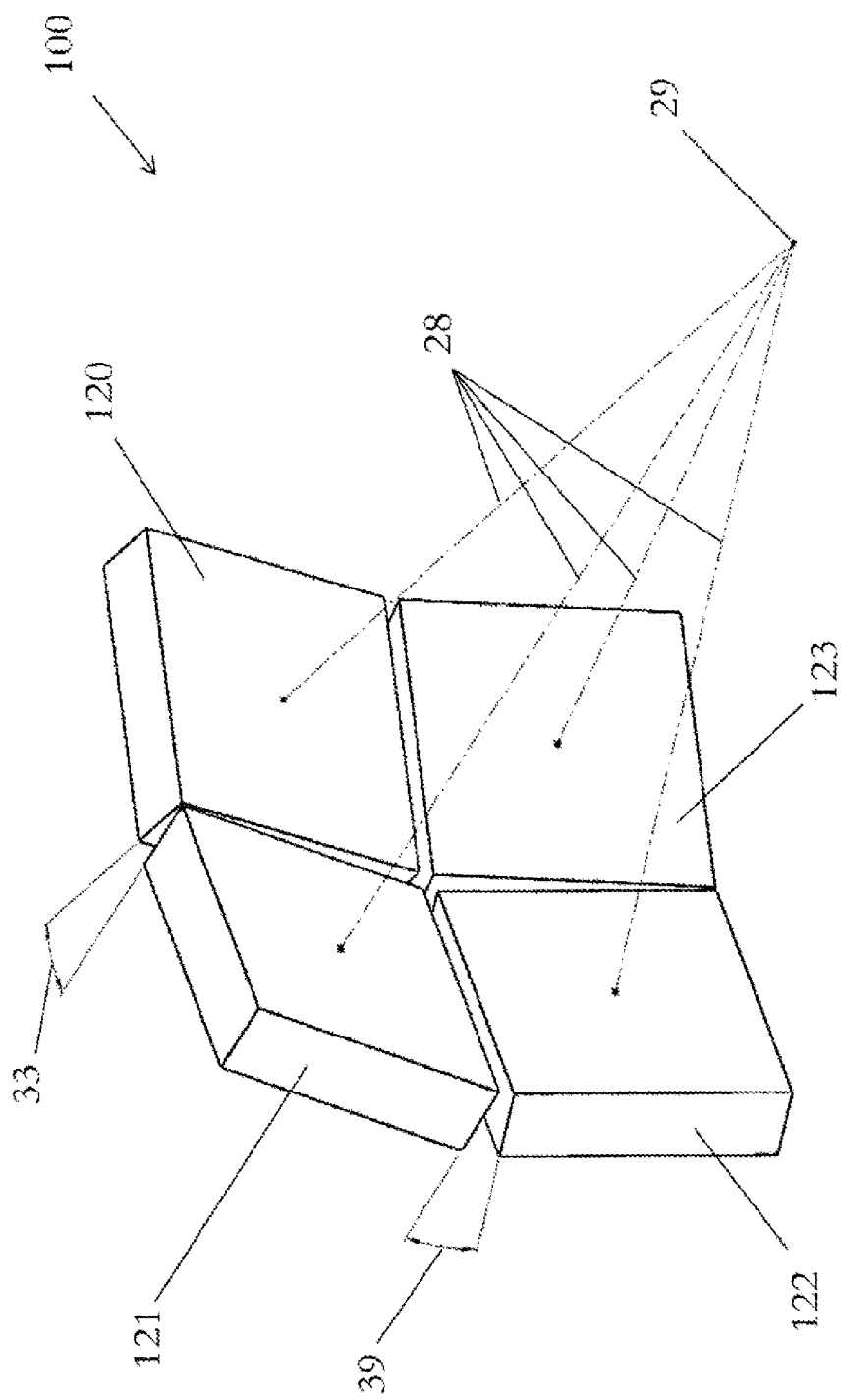


Figura 5

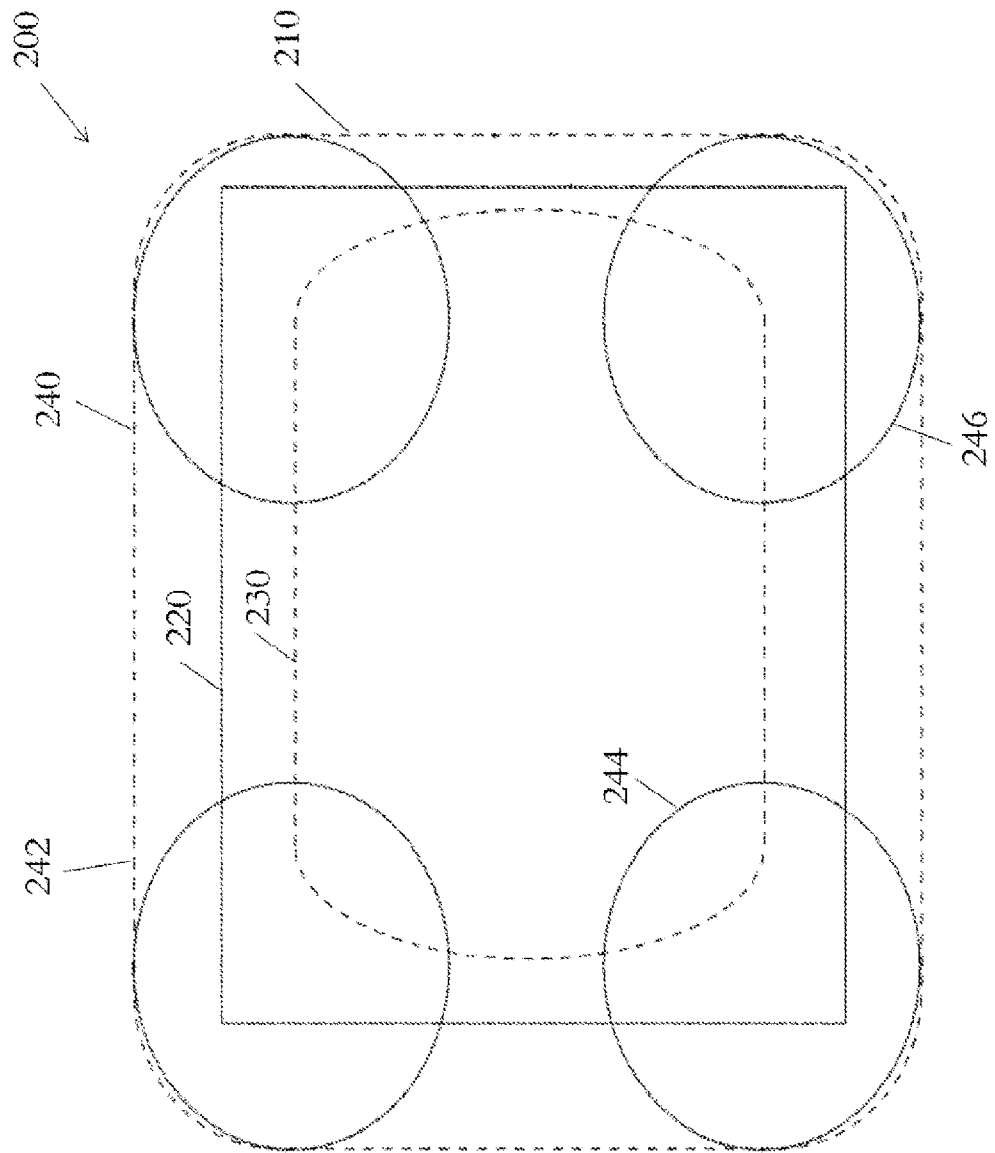


Figure 6



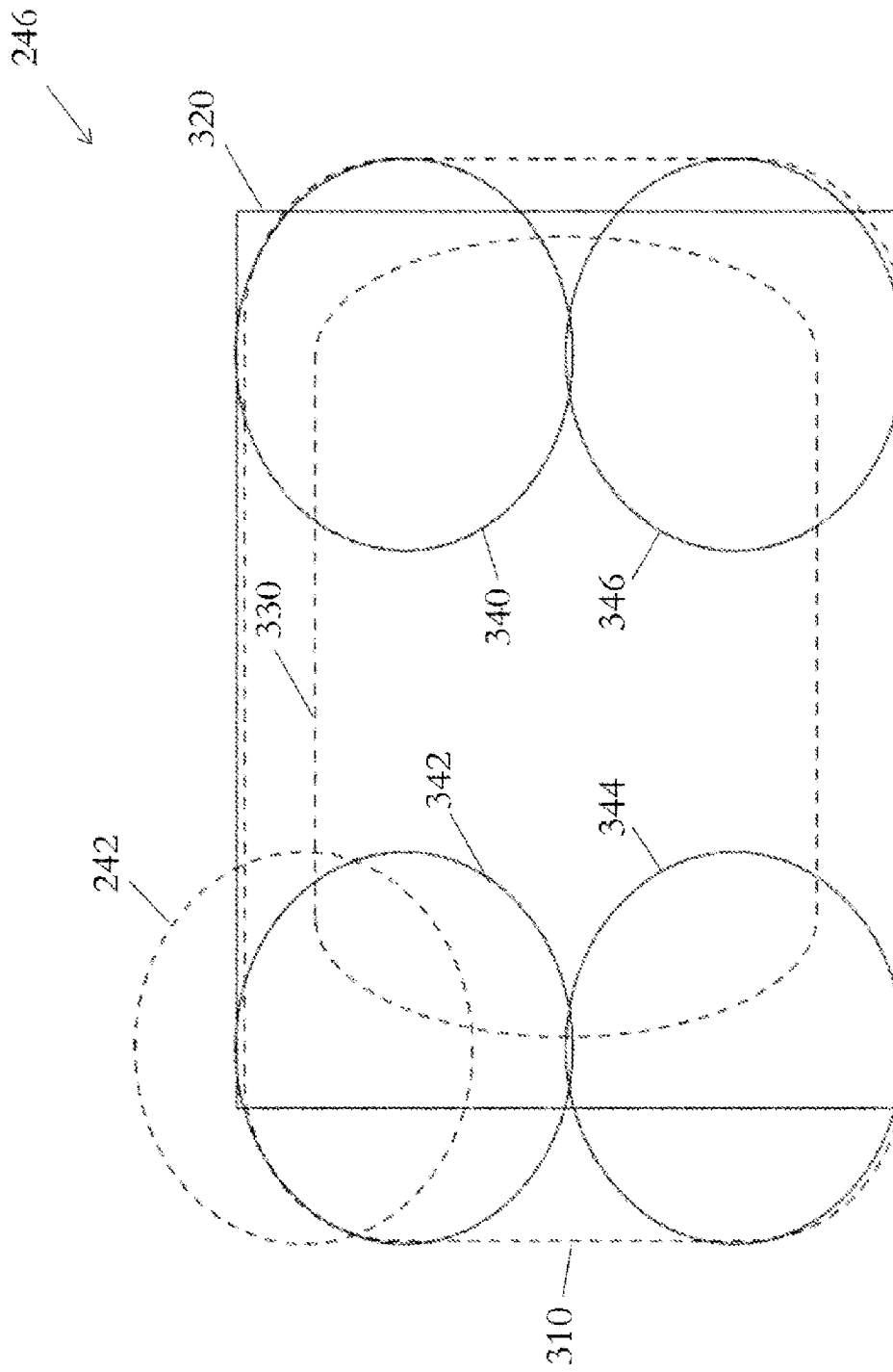


Figura 7

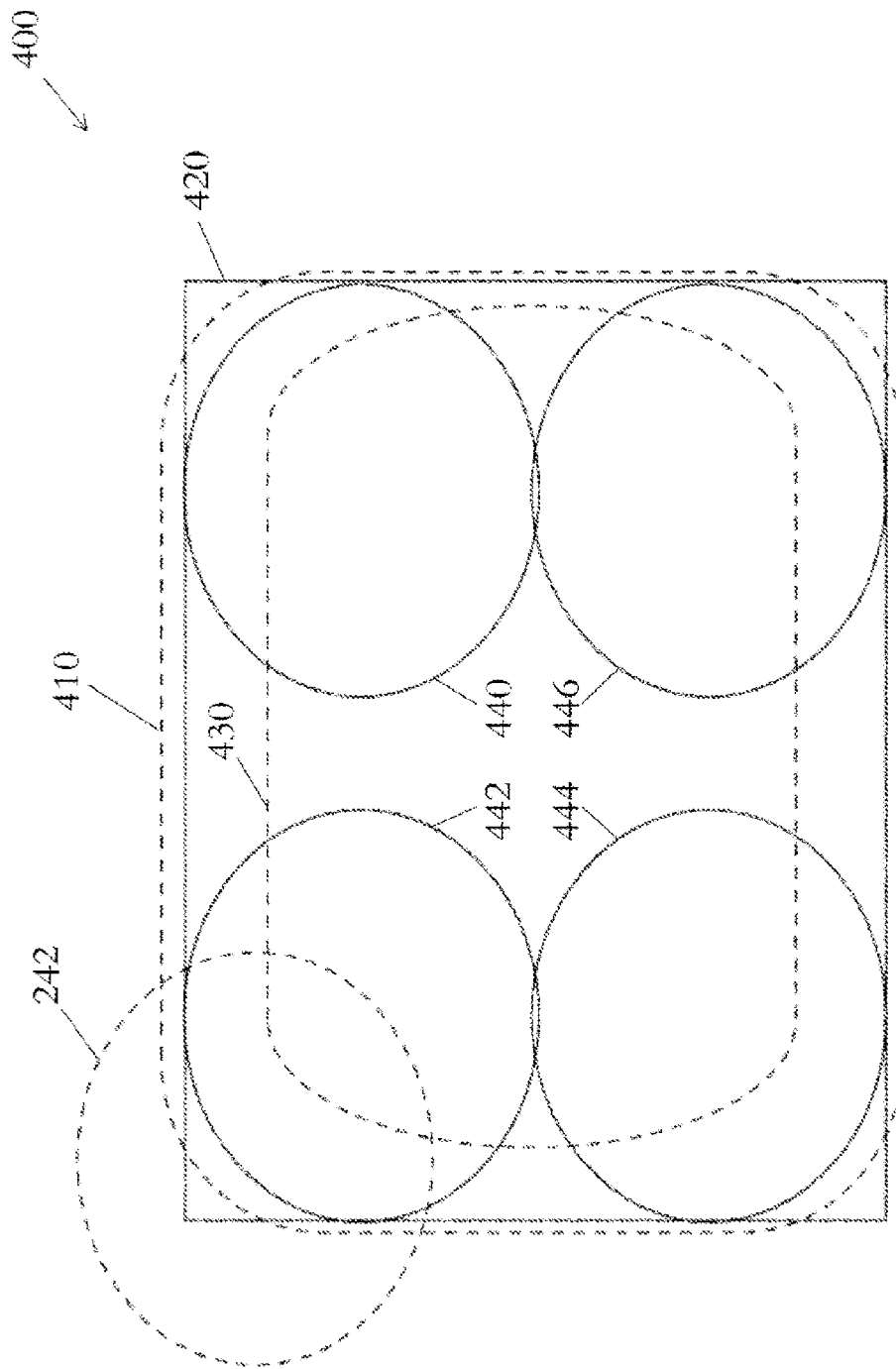


Figure 8