

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 751 448**

51 Int. Cl.:

G21K 1/04 (2006.01)

A61B 6/06 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **04.12.2013** **PCT/IB2013/060626**

87 Fecha y número de publicación internacional: **10.07.2014** **WO14106783**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **04.12.2013** **E 13869873 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.07.2019** **EP 2941774**

54 Título: **Sistema de reducción de rayos X**

30 Prioridad:

01.01.2013 US 201361748091 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
31.03.2020

73 Titular/es:

CONTROLRAD SYSTEMS INC. (33.3%)
150 N Radnor Chester Road, F200
Radnor, Pennsylvania 19087, US;
MELMAN, HAIM ZVI (33.3%) y
GUEZ, ALLON (33.3%)

72 Inventor/es:

MELMAN, HAIM ZVI y
GUEZ, ALLON

74 Agente/Representante:

GARCÍA GONZÁLEZ, Sergio

ES 2 751 448 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 reducción de rayos X

Campo de la invención

- 5 La invención se refiere al campo de imágenes de rayos X de múltiples cuadros y, más particularmente, al campo del control de la cantidad de radiación de rayos X durante un examen de imágenes de rayos X de múltiples cuadros.

Antecedentes de la invención

En un sistema típico de imágenes de rayos X de múltiples cuadros, el tubo de rayos X genera radiación de rayos X en un ángulo sólido relativamente amplio. Para evitar una exposición innecesaria tanto al paciente como al equipo médico, se utilizan colimadores de materiales absorbentes de rayos X, tales como plomo, para bloquear la radiación redundante.

- 10 De esta manera, solo el ángulo sólido necesario de radiación útil sale del tubo de rayos X para exponer solo los elementos necesarios.

Tales colimadores se usan típicamente en un modo estático pero pueden asumir una variedad de diseños y geometría de radiación de rayos X. Los colimadores se pueden configurar de forma manual o automática usando como entrada, por ejemplo, el ambiente del órgano que está involucrado en el procedimiento.

- 15 En el examen de imágenes de rayos X de múltiples cuadros, la situación es más dinámica que en una exposición de rayos X única. La radiación de rayos X está activa durante un período relativamente largo y el médico tratante generalmente tiene que estar cerca del paciente, por lo tanto, cerca de la radiación de rayos X. Como resultado, se desea proporcionar procedimientos para minimizar la exposición al equipo médico. Se han sugerido procedimientos para reducir la intensidad de la radiación de rayos X donde la relación señal/ruido (S/N) reducida resultante de la imagen de rayos X se compensa con la mejora de la imagen digital. Otros procedimientos sugieren un colimador que limita el ángulo sólido de la radiación de rayos X a una fracción del área del intensificador de imagen y mueve el colimador para barrer el área de entrada entera del intensificador de imagen donde la región de interés (ROI) está expuesta más que el resto del área. De esta manera, la ROI obtiene una radiación de rayos X lo suficientemente alta como para generar una buena imagen S/N, mientras que el resto de la imagen se expone con una baja intensidad de rayos X, lo que proporciona una imagen S/N relativamente baja. El tamaño y la posición de la ROI se pueden determinar en una pluralidad de procedimientos. Por ejemplo, puede ser un área fija en el centro de la imagen o se puede centrar automáticamente en el área más activa de la imagen, esta actividad está determinada por el análisis de imagen temporal de una secuencia de imágenes de cine recibidas de la cámara de video del sistema de imágenes de rayos X de múltiples cuadros.

30 **Sumario de la invención**

Se describe un sistema de rayos X que incorpora una fuente de rayos X, un detector, un monitor para visualizar una imagen de rayos X de un campo de visión y un rastreador ocular en el que dicho rastreador ocular está configurado para proporcionar coordenadas de observación del usuario en el área de imagen; dicho sistema configurado para determinar una región de Interés (ROI) de modo que el punto de observación está contenido en dicha ROI; y para optimizar la imagen visualizada en dicho monitor de acuerdo con la parte de imagen que está contenida en dicha ROI.

- 35 La optimización de la imagen se puede realizar mediante el control de cualquiera de los siguientes parámetros: corriente del tubo de rayos X (ya sea en modo continuo o de pulso); pico de kilovoltaje del tubo de rayos X (PKV); longitud del pulso de rayos X; AGC (Control automático de ganancia), ya sea analógico o digital; reproducción de tono de la imagen implementada en función de brillo; reproducción de tono de la imagen implementada en función de contraste; reproducción de tono de la imagen implementada en función de brillo; reproducción de tono de la imagen implementada en función gamma; reproducción de tono de la imagen implementada en función de desplazamiento; reproducción de tono de la imagen implementada en función lineal de n grados; y reproducción de tono de la imagen implementada en una función no lineal.

- 40 El sistema de rayos X puede incluir además un colimador, que se puede configurar para modificar la dosis de radiación de rayos X (DPP) por pixel en el campo de visión de acuerdo con la ubicación del punto de observación.

El sistema de rayos X puede incluir además un colimador, que se puede configurar para modificar la dosis por píxel (DPP) en el campo de visión de acuerdo con la ubicación del punto de observación.

- 50 Se describe adicionalmente un sistema de rayos X que incorpora una fuente de rayos X, un detector, un monitor para visualizar una imagen de rayos X y un colimador; dicho colimador está configurado para exponer una primera área a un primer nivel de radiación y una segunda área a un segundo nivel de radiación; y dicho sistema está configurado para procesar dicha segunda área para que sea similar a dicha primera área usando una función de corrección de tono.

Las funciones de corrección de tono pueden ser una de al menos dos funciones de corrección de tono, cada una de las

funciones de corrección de tono está asociada con un PKV específico.

El sistema también se puede configurar para crear una función de corrección de tono mediante la interpolación de otras dos funciones de corrección de tono, cada una de las otras funciones de corrección de tono asociadas con un PKV específico.

- 5 El sistema se puede configurar además para estimar una función de corrección de tono para una tercera área a partir de la función de corrección de tono utilizada para dicha segunda área. La estimación puede usar cálculo exponencial.

El sistema se puede configurar además para ajustar la escala de entrada de la función de corrección de tono para adaptarse a los cambios en la corriente de rayos X.

El ajuste se puede realizar usando un factor igual al cambio relativo de la corriente de rayos X.

- 10 También se describe un procedimiento para calcular una función de corrección de tono que incluye: exponer una primera área a una primera radiación de rayos X y una segunda área a una segunda radiación de rayos X, en la que al menos una parte de dicha primera y segunda radiación es a través de un fantoma de absorción variable de modo que para cada nivel de transmisión designado de dicho fantoma hay al menos un área expuesta por dicha primera radiación y al menos un área expuesta por dicha segunda radiación; para cada nivel de transmisión designado, calcular el valor de píxel promedio; calcular la relación de dichos dos valores de píxel promedio para todos los niveles de absorción designados; y ajustar una función a dichas relaciones calculadas para usar como la función de corrección de tono.
- 15

El fantoma de absorción variable puede ser una cuña escalonada.

El fantoma de absorción variable puede ser un fantoma de espesor variable de función de pendiente continua.

- 20 Se describe adicionalmente un procedimiento para calcular una función de corrección de tono que incluye: exponer un área a una primera radiación de rayos X y exponer dicha área a una segunda radiación de rayos X, en la que dicha primera y segunda radiación es a través de un tejido humano en dicha área; calcular la relación de al menos un valor de píxel en dicha área correspondiente a dicha primera radiación al valor de píxel correspondiente en dicha área correspondiente a dicha segunda radiación; y ajustar una función a dicha al menos una relación calculada y valor de píxel en dicha área correspondiente a dicha segunda radiación para usar como una primera función de corrección de tono.
- 25

Se usa más de un área. Se puede calcular una segunda función de corrección de tono, utilizando también los datos que se adquirieron después de la adquisición de los datos utilizados para calcular dicha primera función de corrección de tono.

Los datos utilizados para calcular dicha primera función de corrección de tono pueden ser de al menos 2 pacientes.

- 30 Se describe además un sistema de rayos X que incorpora una fuente de rayos X, un colimador, un detector y un monitor, medio para mover dicho colimador en un plano generalmente paralelo al plano de dicho colimador; dicho colimador comprende una abertura que permite que pase toda la radiación, un anillo externo que reduce la radiación que pasa a una cantidad que depende del material y el espesor de dicho anillo externo y un anillo interno entre dicha abertura y dicho anillo externo, con un espesor que cambia en función de la distancia desde dicha abertura, comenzando con un espesor bajo en el lado de la abertura y terminando en el espesor del anillo externo en el lado del anillo externo; y el sistema se configura para modificar datos de imagen para ajustar esencialmente la imagen adquirida a través del anillo interno y la imagen adquirida a través del anillo externo para que parezca visualmente similar a la imagen adquirida a través de dicha abertura, en que los parámetros utilizados para dichos ajustes dependen de la posición de dicho colimador. El sistema se puede configurar para adquirir dichos parámetros mediante un procedimiento de calibración, dicho procedimiento de calibración incluye mediciones realizadas en una variedad de dichas posiciones del colimador.
- 35
- 40

La variedad de posiciones del colimador puede incluir una variedad de posiciones en el plano del colimador.

La variedad de posiciones del colimador puede incluir una variedad de distancias desde la fuente de rayos X.

- 45 El espesor del anillo interno puede ser esencialmente simétrico con respecto a un plano que se ubica esencialmente a medio camino entre las dos superficies externas de dicho anillo externo.

El sistema puede incluir una capa de material que es diferente del material del anillo externo, dicha capa se ubica en dicha área de abertura.

La capa se puede superponer al menos con una parte de dicho anillo interno.

- 50 De acuerdo con un sexto aspecto de la presente invención, se proporciona un sistema de rayos X que incorpora una fuente de rayos X, un detector, un monitor para visualizar una imagen de rayos X, un colimador y un dispositivo de

entrada; en el que dicho dispositivo de entrada está configurado para proporcionar coordenadas relativas a la imagen de rayos X; el sistema está configurado para seleccionar una región de la imagen de acuerdo con dichas coordenadas; y ajustar al menos uno de los siguientes parámetros de acuerdo con dichas coordenadas: dicha forma de región; y dicha posición de región.

- 5 El sistema se puede configurar además para ajustar al menos uno de los siguientes parámetros de acuerdo con dicha región: mA del tubo de rayos X mA; mAs de tubo de rayos X; KVp tubo de rayos X; dicho brillo de imagen de rayos X; dicho contraste de imagen; y dicho tono de imagen.

El dispositivo de entrada puede ser al menos uno de: un rastreador ocular; un joystick un teclado; una pantalla interactiva, un dispositivo de lectura de gestos; y un intérprete de voz.

10 Breve descripción de los dibujos

La invención se entenderá mejor con referencia a las siguientes figuras:

La Figura 1A es una ilustración esquemática simplificada de un diseño de ejemplo de un ambiente y sistema clínico de imágenes de rayos X de múltiples cuadros

- 15 La Figura 1B es una ilustración de un ejemplo de un diseño del sistema de la Figura 1A que muestra detalles adicionales de los componentes del ejemplo del sistema de la invención;

La Figura 2 es una ilustración esquemática de un ejemplo de imagen visualizada en un monitor de un sistema de imágenes de rayos X de múltiples cuadros;

La Figura 3 es una ilustración esquemática de aspectos adicionales del ejemplo del sistema de la Figura 1A;

- 20 La Figura 4 es una ilustración esquemática de un ejemplo de regiones de exposición a rayos X del detector con referencia a los parámetros de la Figura 3;

La Figura 5 es una ilustración esquemática de un ejemplo de a colimador;

La Figura 6 es una ilustración esquemática de un ejemplo de la región expuesta del intensificador de imagen en un determinado ángulo de rotación del colimador de la Figura 5;

- 25 La Figura 7 es una ilustración esquemática de un ejemplo del patrón de exposición de luz del sensor en un determinado ángulo de rotación del colimador de la Figura 5;

La Figura 8 es una ilustración esquemática de un ejemplo de proceso de lectura de los valores de píxel del sensor;

La Figura 9 es una ilustración esquemática de un ejemplo del proceso de lectura de los valores de píxel del sensor;

La Figura 10A es una ilustración esquemática de una vista superior de un ejemplo de un colimador;

La Figura 10B es una ilustración esquemática de una vista inferior del ejemplo del colimador de la Figura 10A;

- 30 La Figura 10C es una ilustración esquemática de una vista transversal del ejemplo de colimador de la Figura 10A;

La Figura 11A es una ilustración esquemática de las partes principales de otro ejemplo de un colimador;

La Figura 11 B es una ilustración esquemática de las partes de la Figura 11A en la configuración operativa;

La Figura 11 C es una ilustración esquemática de una sección transversal de la Figura 11 B;

La Figura 11 D es una ilustración esquemática de las partes del ejemplo de colimador de la Figura 11 B;

- 35 La Figura 12A es una ilustración esquemática de los módulos principales de otro ejemplo de un colimador;

La Figura 12B es una ilustración esquemática de los módulos de la Figura 12A en la configuración operativa;

La Figura 13A es una ilustración esquemática de otro ejemplo de un colimador;

La Figura 13B es una ilustración esquemática de otro ejemplo de un colimador;

La Figura 14A es una ilustración esquemática de las partes principales de otro ejemplo de un colimador;

- 40 La Figura 14B es una ilustración esquemática de las partes de la Figura 14A en la configuración operativa;

La Figura 15 es una ilustración esquemática de otro ejemplo de otro colimador y una exposición cualitativa generada

por el colimador como una distancia desde el centro de rotación;

La Figura 16 es una ilustración esquemática de otro ejemplo de otro colimador;

La Figura 17A es una ilustración esquemática de un ejemplo de ROI que no se ubica generalmente alrededor del centro de rotación;

5 La Figura 17B es una ilustración esquemática de un ejemplo de cambio del perfil de velocidad de rotación de un colimador para mejorar la calidad de imagen de la ROI de la Figura 17A;

La Figura 18 es una ilustración esquemática de un ejemplo de un colimador no rotatorio y el efecto que tiene sobre una imagen visualizada en el monitor;

10 La Figura 19 es un ejemplo de la ROI de la Figura 17A y un colimador que se puede desplazar para llevar el centro de rotación a generalmente el centro de la ROI;

La Figura 20A es el mismo ejemplo de colimador de la Figura 5 proporcionada en la presente para la comparación visual con el colimador de la Figura 20B;

La Figura 20B es un ejemplo de una versión del colimador de la Figura 5 con mayor diámetro y orificio del sector más largo, usado para evitar el sombreado de la imagen durante el desplazamiento del colimador;

15 La Figura 21A presenta un fantoma de cuña escalonado típico para usar con rayos X;

La Figura 21 B demuestra diferente absorción en ROI y áreas de fondo debido al filtro de fondo y al cambio en el espectro de rayos;

La Figura 21 C es un ejemplo de una función de corrección de tono realizado para corregir el tono de la imagen de fondo para ajustar la imagen de la ROI;

20 La Figura 21D es un ejemplo de una función de corrección de tono ajustado para exposición a rayos X x2 en comparación con la exposición a rayos X en la etapa de cálculo;

La Figura 21 E es una ampliación de la función de la Figura 21 D, en el intervalo usable;

La Figura 22A proporciona una ilustración de una ubicación de ROI y el fondo para el cálculo de la función de corrección de tono;

25 La Figura 22B proporciona una ilustración de otra ubicación de ROI el fondo para el cálculo de la función de corrección de tono;

La Figura 23A ilustra la trayectoria de dos rayos X a través del colimador de la Figura 18 en una posición del colimador;

30 La Figura 23B ilustra la trayectoria de dos rayos X a través del colimador de la Figura 18 en una segunda posición del colimador;

La Figura 24A ilustra la trayectoria de dos rayos X a través de un colimador con borde de apertura simétrica en una posición del colimador;

La Figura 24B ilustra la trayectoria de dos rayos X a través de un colimador con borde de apertura simétrica en una segunda posición del colimador;

35 La Figura 25 ilustra un ejemplo modificado del colimador de la Figura 18;

La Figura 26 es una ilustración esquemática simplificada de un ejemplo de diseño de un ambiente y sistema clínico de imágenes de rayos X de múltiples cuadros con la adición de un rastreador ocular;

La Figura 27 es un cuadro de flujo con referencia a La Figura 1A, que describe un proceso básico de imágenes de rayos X de múltiples cuadros usando un rastreador ocular;

40 La Figura 28A es un cuadro de flujo que describe un procedimiento para visualizar los datos completos de un EC usando múltiples cuadros, que realiza la normalización en cada cuadro por separado;

La Figura 28B es un cuadro de flujo que describe un procedimiento para visualizar los datos completos de un EC usando múltiples cuadros, que realiza la normalización después de que se han sumado los cuadros;

45 La Figura 28C es un cuadro de flujo que describe un procedimiento para visualizar los datos completos de un EC usando múltiples cuadros, que actualiza la visualización después de cada cuadro;

La Figura 29 es un cuadro de flujo con referencia a la Figura 8, que describe el proceso de lectura de los valores de píxel del sensor;

La Figura 30 es un cuadro de flujo con referencia a La Figura 17B, que describe el cambio en el perfil de velocidad de rotación de un colimador para incorporar una ROI que no está en el centro de la visualización;

5 La Figura 31 es un cuadro de flujo con referencia a La Figura 18D, que describe los ajustes necesarios para lograr una S/N homogénea en anchos de anillo colimador variables;

La Figura 32 es un cuadro de flujo que describe un procedimiento para cambiar gradualmente la visualización de una región de imagen previamente en la ROI que se ha movido al fondo;

10 La Figura 33A es un cuadro de flujo con referencia a las Figuras 21A, 21 B, 21C, que describe el proceso de generación de una función de corrección de tono usando un fantoma de absorción variable (VAP);

La Figura 33B es un cuadro de flujo con referencia a las Figuras 22A, 22B, que describe el proceso de generación de una función de corrección de tono usando el cuerpo del paciente;

La Figura 34A es un diagrama esquemático de un sistema de rayos X con un detector utilizado con diferentes niveles de zoom;

15 La Figura 34B es un diagrama de un ejemplo de un colimador con 3 elementos de ROI de acuerdo con la invención; La Figura 34C es un diagrama de otro ejemplo de un colimador con 3 elementos de ROI de acuerdo con la invención;

La Figura 35A proporciona una vista de un colimador construido con 4 placas parcialmente transparentes a los rayos X;

20 La Figura 35B es una vista superior del colimador de la Figura 35A con la ROI en el centro;

La Figura 35C es una vista superior del colimador de la Figura 35A con la ROI en una ubicación fuera del centro;

La Figura 35D es una vista superior del colimador de la Figura 35C con una ROI menor;

La Figura 35E es una vista superior del colimador de la Figura 35C con una ROI mayor con una geometría diferente; y

25 La Figura 36 ilustra la distribución de intensidad de rayos X en diferentes áreas de la imagen cuando la ROI está en la posición presentada en Figura 35B.

Descripción detallada de la invención

Ahora se hace referencia a La Figura 1A, que presenta un diseño típico de un ambiente clínico de imágenes de rayos X de múltiples cuadros. El tubo de rayos X 100 genera radiación de rayos X 102 dirigida hacia arriba, que ocupa un ángulo sólido relativamente grande hacia el colimador 104. El colimador 104 bloquea una parte de la radiación que permite que un ángulo sólido de radiación más pequeño continúe en la dirección hacia arriba, atraviéndose la cama 108 que generalmente está hecho de material que es relativamente transparente a la radiación de rayos X y a través del paciente 110 que está acostado en la cama 108. Parte de la radiación se absorbe y se dispersa en el paciente y la radiación restante llega al área de entrada típicamente redonda 112 del intensificador de imagen 114. El área de entrada del intensificador de imagen es típicamente del orden de 300 mm de diámetro, pero puede variar según el modelo y la tecnología. La imagen generada por el intensificador de imagen 114 es capturada por la cámara, 116 procesada por el procesador de imagen 117 y posteriormente se visualiza en el monitor 118 como imagen 120.

Aunque la invención se describe principalmente con referencia a la combinación del intensificador de imagen 114 y la cámara 116, se puede apreciar que ambos elementos se pueden reemplazar mediante un sensor de radiografía digital de cualquier tecnología, tal como paneles planos CCD o CMOS u otras tecnologías tales como Silicio amorfo con centelleadores ubicados en el plano 112. Un ejemplo de esto es CXDI-50RF, disponible en Canon USA, Inc., Lake Success, NY. El término "detector" se usará para incluir cualquiera de estas tecnologías, que incluyen la combinación de cualquier intensificador de imagen con cualquier cámara e incluye cualquier tipo de sensor de panel plano o cualquier otro dispositivo que convierte rayos X en señal electrónica. Los términos "área" y "región" se usan alternativamente en la divulgación detallada de la invención, significan lo mismo y se usan como sinónimos.

El término "fuente de rayos X" se usará para proporcionar una interpretación amplia para un dispositivo que tiene una fuente puntual de rayos X que no necesariamente tiene la forma de un tubo. Aunque el término tubo de rayos X se usa en los ejemplos de la invención en convención con una terminología común en la técnica, se representa en la presente que los ejemplos de la invención no se limitan a una interpretación estrecha del tubo de rayos X y que cualquier x La fuente de rayos se puede utilizar en estos ejemplos (por ejemplo, incluso material radiactivo configurado para funcionar

como fuente puntual).

El operador 122 está de pie junto al paciente para realizar el procedimiento médico mientras mira la imagen 120.

El operador tiene un interruptor de pie 124. Cuando se presiona el interruptor, se emite radiación continua de rayos X (o rayos X pulsados de frecuencia relativamente alta como se explica a continuación) para proporcionar una imagen de cine 120. La intensidad de la radiación de rayos X se optimiza típicamente en una relación de baja intensidad que se desea para reducir la exposición al paciente y al operador y la radiación de alta intensidad que se desea para permitir una imagen de alta calidad 120 (S/N alta). Con una radiación de rayos X de baja intensidad y, por lo tanto, una baja exposición del área de entrada del intensificador de imagen, la S/N de la imagen 120 podría ser tan baja que la imagen 120 se vuelva inútil.

El sistema de coordenadas 126 es un sistema de coordenadas cartesianas de referencia con el eje Y que apunta hacia la página y X-Y es un plano paralelo a planos tal como el del colimador 104 y el plano de entrada del intensificador de imagen 112.

Un propósito de la presente invención es proporcionar una alta exposición en el área de entrada del intensificador de imagen en la ROI deseada que proporcionará, por lo tanto, una imagen S/N alta al tiempo que reduce la exposición de otras secciones del área del intensificador de imagen, a costa de una menor calidad de imagen (S/N más baja). Con esta disposición, el operador puede ver una imagen clara en la ROI y obtener una imagen lo suficientemente buena para la orientación general en el resto del área de la imagen. Para simplificar la discusión, la radiación dispersa no se considera en la divulgación detallada de la invención. El efecto de la radiación dispersa y los medios para reducirla son bien conocidos en la técnica.

En los ejemplos siguientes, se supone que las estadísticas de ruido son de distribución gaussiana, lo que satisface la mayoría de los aspectos prácticos y sirve para presentaciones muy claras de ejemplos de la divulgación detallada. Si se desea las matemáticas presentadas en asociación con las estadísticas gaussianas se pueden reemplazar con la estadística de Poisson (u otras estadísticas) sin degradar el alcance de la invención. Los valores de ruido asociados con cada señal están representados por la desviación estándar de las estadísticas de Poisson para esa señal, conocida en la técnica como ruido de Poisson.

También se discute la dosis por píxel (DPP) a lo largo de la divulgación detallada en el mismo sentido, es decir, cuando se compara la DPP del píxel A con la DPP del píxel B, se supone que la transmisión del objeto para ambos píxeles es la misma.

Un ejemplo de un diseño más detallado de un ambiente clínico de imágenes de rayos X de múltiples cuadros se describe en las Figuras 1 B y 27. El operador 122 presiona el interruptor de pie 124 para activar los rayos X (etapa 2724). El rastreador ocular 128 (tal como EyeLink 1000 disponible de SR Research Ltd., Kanata, Ontario, Canadá) o cualquier dispositivo de entrada alternativo proporcionan una indicación de dónde está mirando el operador 122 (etapa 2728). Esta información se proporciona típicamente en relación con el monitor 118. Esta información, el "punto de observación", se puede proporcionar, por ejemplo, en términos de coordenadas (X, Z), en el plano del monitor 118, utilizando el sistema de coordenadas 126. Se puede apreciar que en este ejemplo el plano del monitor 118 y, por lo tanto, también la imagen 120 son paralelas al plano (X, Z) del sistema de coordenadas 126. Son posibles otros sistemas de coordenadas, que incluyen los sistemas de coordenadas que se agrupan en el monitor 118 y rotan con el monitor 118 cuando este rota en relación con el sistema de coordenadas 126.

Los datos de la entrada 128 se proporcionan al controlador 127, que es básicamente una computadora, tal como cualquier computadora de PC. Si el controlador 127 determina que la mirada del operador no está fija en la imagen 120, el tubo de rayos X 100 no se activa (etapa 2700). De lo contrario, en la etapa 2710, se activa el tubo de rayos X 100 y se emite radiación de rayos X hacia el colimador 104 (y/o 150/150A).

El recuadro 150 en la Figura 1 B representa un colimador que no forma parte de la invención reivindicada, por ejemplo, el colimador de la Figura 5, Figura 10A a La Figura 10C, Figura 11A a La Figura 11D, Figura 12A a 12B, Figura 13A a

35 Figura 13B, Figura 14A a 14B, Figura 15A a 15D, Figura 16A a 16D, Figura 18A a 18C, Figura 20A a 20B, Figura 24A a 24B y Figura 25.

El recuadro 150 se puede ubicar debajo del colimador 104, encima del colimador 104 como se muestra con la referencia numérica 150A o en lugar del colimador 104 (no se muestra en la Figura 1 B). Los colimadores representados por los recuadros 150 y 150A son controlados por el controlador 127. La emisión de rayos X también es controlada por el controlador 127, típicamente a través del controlador de rayos X 130. En un ejemplo, los rayos X se pueden detener incluso si el operador 122 presiona el interruptor de pie 124 si el punto de observación del operador no está dentro del área de la imagen 120. El colimador bloquea parcialmente la radiación, de acuerdo con el punto de observación del operador determinado (etapa 2720). Parte de los rayos X son absorbidos por el paciente 110 (etapa 2730) y la radiación restante llega al intensificador de imagen 114 (etapa 2740). En la etapa 2750, la imagen se intensifica y captura con una cámara 116 y en la etapa 2760 la imagen capturada se transfiere al procesador de imagen 117 y en la etapa 2770 la

imagen procesada se visualiza en el monitor 120.

El procesador de imagen 117 puede asumir muchas formas y se puede incorporar a la presente invención de diferentes maneras. En el ejemplo de la Figura 1B, el procesador de imagen 117 incluye dos subunidades principales: 117A proporciona corrección de imagen básica, tal como la no uniformidad de píxeles (desplazamiento oscuro, sensibilidad, reconstrucción de píxeles muertos, etc.), 117C proporciona procesamiento de mejora de imagen (tal como reducción de ruido, enmascaramiento no nítido, corrección gamma, etc.). En sistemas convencionales, la imagen de la subunidad 117A se transfiere para su posterior procesamiento en la subunidad 117C. Las subunidades del procesador de imagen 117 pueden tener como soporte cada una un hardware dedicado, pero también pueden ser subunidades lógicas compatibles con cualquier hardware.

En el ejemplo de la Figura 1B, la imagen de la cámara 116 se corrige mediante la subunidad de procesamiento de imagen 117A y posteriormente se transfiere al controlador 127. El controlador 127 procesa la imagen según sea necesario usando cualquiera de los colimadores representados por el recuadro 150 y devuelve la imagen procesada a subunidad 117C para mejorar la imagen.

Se puede apreciar que el procesamiento de imágenes del controlador 127 no debe tener lugar en el controlador 127 y puede ser ejecutado por una tercera subunidad 117B (no mostrada en la Figura 1 B) ubicada entre 117A y 117C. La subunidad 117B también puede ser solo una unidad lógica realizada en cualquier parte del procesador de imagen 117.

También se puede apreciar que el controlador de rayos X 130 se presenta aquí en el sentido amplio del controlador del sistema. Como tal, también se puede comunicar con el procesador de imagen 117 para determinar sus parámetros operativos y recibir información como se muestra en la línea de comunicación 132, puede controlar el intensificador de imagen 114, por ejemplo para parámetros de zoom (no se muestra la línea de comunicación), puede controlar los parámetros de cámara 116 (no se muestra la línea de comunicación), puede controlar la posición del brazo c y la cama (no se muestra la línea de comunicación) y puede controlar el tubo de rayos X 100 y los parámetros operativos del colimador 104 (no se muestra la línea de comunicación).

Puede haber una interfaz de usuario para que el operador 122 u otros miembros del personal ingresen solicitudes o cualquier otra necesidad al controlador de rayos X 130 (no mostrado). Físicamente, parte o la totalidad del procesador de imagen 117, el controlador 127 y el generador de rayos X (la unidad eléctrica que acciona el tubo de rayos X 100) pueden estar incluidos en el controlador de rayos X 130. El controlador de rayos X 130 puede contener una o más computadoras y software adecuado para soportar la funcionalidad requerida. Un ejemplo para tal sistema con un controlador de rayos X es el brazo c móvil OEC 9900 Elite disponible de GE OEC Medical Systems, Inc., Salt Lake City, UT USA. Se puede apreciar que el sistema de ejemplo no es idéntico al sistema de la Figura 1 B y solo se proporciona como un ejemplo general. Parte de estas características se muestran en la Figura 26.

Se hace referencia ahora a la Figura 2 que ilustra un ejemplo que no forma parte de la invención reivindicada de una imagen 120 visualizada en el monitor 118. En este ejemplo, la línea de círculos discontinua indica el límite entre el segmento 200 de la imagen y el segmento 202 de la imagen, ambos segmentos constituyen la imagen 120 completa. En este ejemplo, se desea obtener una buena calidad de imagen en el segmento 200, lo que significa DPP de rayos X más alta para el segmento 200 y es aceptable tener una calidad de imagen más baja en el segmento 202, lo que significa DPP más baja para el segmento 202.

Se podrá apreciar que los dos segmentos 200 y 202 se proporcionan en la presente memoria solo como un ejemplo y que la imagen 120 se puede dividir en cualquier conjunto de segmentos mediante el control de la forma de las aberturas en los colimadores y el modo de movimiento de los colimadores. Dichos ejemplos se proporcionarán a continuación.

Se podrá apreciar que la DPP se debe interpretar como la dosis de rayos X administrada hacia un segmento que representa un píxel de la imagen 120 para generar el valor de lectura de píxel utilizado para construir la imagen 120 (que excluye la absorción por el paciente u otros elementos que no forman parte del sistema, tal como las manos y las herramientas del operador).

Se hace referencia ahora a la Figura 3. Un colimador típico 104 que tiene una abertura redonda 304 se introduce en la trayectoria de rayos X de modo que solo los rayos X 106 que se proyectan desde el punto focal 306 del tubo de rayos X 100 y pasen a través de la abertura 304 llegan a la superficie de entrada redonda 112 del intensificador de imagen 114, mientras que otros rayos X 102 son bloqueados por el colimador. Esta disposición expone el área de entrada entera 112 del intensificador de imagen a generalmente la misma DPP. Tal disposición no proporciona la función de una DPP al segmento 300 que se correlaciona con el segmento 200 de la Figura 2 y otra DPP al segmento 302 que se correlaciona con el segmento 202 de la Figura 2. El diámetro del área de entrada 112 es B como se indica en la Figura 3.

D1 representa la distancia desde el punto focal de rayos X 306 a la abertura 104. D2 representa la distancia desde el punto focal de rayos X 306 a la superficie de entrada del intensificador de imagen 112.

Se hace referencia ahora a la Figura 4 que define los segmentos del ejemplo actual de la superficie de entrada del intensificador de imagen 112 para soportar un ejemplo de la invención. En este ejemplo, el segmento 300 es un área

circular de radio R1 centrada en el área de entrada circular 112 del intensificador de imagen. El segmento 302 tiene forma de anillo con radio interno R1 y radio externo R2. R2 normalmente también es el radio del área de entrada del intensificador de imagen.

Se hace referencia ahora a la Figura 5 que proporciona un ejemplo, que no forma parte de la invención reivindicada de un colimador que funciona para proporcionar una DPP para el segmento 300 y otra DPP para el segmento 302.

El colimador 500 está construido básicamente como una placa redonda de material absorbente de rayos X (tal como plomo, típicamente de 1 a 4 mm de espesor), de un radio mayor que r2. La abertura 502 del colimador 500 se construye como un corte circular 504 de radio r1 en el centro del colimador y un corte de sector 506 de radio r2 y ángulo 508. Se puede apreciar que el término sector se usa tanto para indicar un sector de un área circular y un sector de un área en forma de anillo, según el contexto.

En este ejemplo, r1 y r2 de la abertura 502 están diseñados para proporcionar R1 y R2 de la Figura 4. Cuando el colimador 500 se coloca en la ubicación del colimador 104 de la Figura 4, r1 y r2 se pueden calcular usando las siguientes ecuaciones:

$$r1=R1/(D2/D1)$$

$$r2=R2/(D2/D1)$$

En este ejemplo, la amplitud angular 508 es 36 grados, 1/10 de un círculo. El colimador 500 puede rota alrededor de su centro como se muestra en la flecha 512. Se puede agregar la pesa 510 para equilibrar el colimador 500 y asegurar que las coordenadas del centro de gravedad en el plano del colimador coincidan con el centro de rotación, de este modo se evitan las vibraciones del sistema que podrían provenir de un colimador no equilibrado. Después de completar una rotación de 360 grados, la DPP para el segmento 302 es 1/10 de la DPP del segmento 300.

Se puede apreciar que el ángulo 508 se puede diseñar para lograr cualquier relación de DPP deseada. Por ejemplo, si el ángulo 508 está diseñado para ser de 18 grados, después de una rotación completa de la abertura 500, la DPP para el segmento 302 será 1/20 de la DPP del segmento 300. La discusión del ejemplo actual se hará con referencia al ángulo 508 que es de 36 grados.

Después de completar una rotación del colimador 500, la cámara 116 captura un cuadro de los datos integrados por el sensor durante el tiempo de rotación completo del colimador 500, dicho cuadro consiste en los valores leídos del conjunto de píxeles del sensor de cámara. Esto se describirá con más detalles a continuación, proporcionando como ejemplo una cámara basada en un sensor CCD (dispositivo de carga acoplada) tal como la cámara CCD TH 8730 disponible en THALES ELECTRON DEVICES, Velizy Cedex, Francia.

En este ejemplo, la sincronización de la cámara 116 con la rotación del colimador 500 se realiza utilizando la pestaña 514 construida en el colimador 500 que pasa a través del fotosensor 516 tal como EE-SX3070 disponible de OMRON Management Center of America, Inc., Schaumburg, IL, U.S.A.

Cuando se recibe la señal de interrupción de la pestaña 514 del fotosensor 516, las líneas del sensor de la cámara 116 se transfieren a sus registros de desplazamiento y los píxeles comienzan un nuevo ciclo de integración. Los datos del ciclo de integración anterior se leen de la cámara. Cuando la pestaña 514 interrumpe el fotosensor 516 nuevamente, las señales acumuladas se transfieren nuevamente a los registros de desplazamiento del sensor de la cámara 116 para leerse como el siguiente cuadro.

Mediante este procedimiento, se genera un cuadro para cada ronda completa del colimador. Para cada cuadro, la DPP en el segmento 202 de la imagen 120 es 1/10 la DPP en el segmento 200 de la imagen 120.

Para proporcionar una vista adicional de lo anterior, se hace referencia a la Figura 6 que describe el mapa de exposición de la entrada del intensificador de imagen 112 en una posición momentánea del colimador rotatorio 500. En esta posición, el área circular 600 y el área del sector 602 están expuestas a la radiación mientras el sector complementario 604 no está expuesto a la radiación bloqueada por el colimador 500. A medida que el colimador 500 rota, el área del sector 602 y 604 rotan con él, mientras que el área circular 600 permanece sin cambios. Durante un ciclo de velocidad de rotación constante del colimador 500, cada píxel fuera del área 600 se expone a rayos X durante 1/10 del tiempo de un píxel en el área 600 y, por lo tanto, recibe una DPP que es 1/10 de un píxel del área 600. En la Figura 7 se muestra la imagen óptica equivalente proyectada en el sensor de la cámara 710, donde el área 700 de la Figura 7 es el equivalente del área 600 de la Figura 6, el área 702 de la Figura 7 es el equivalente del área 602 de la Figura 6. La imagen de salida de la proyección del intensificador de imagen en el sensor 710 se indica mediante el indicador numérico 712. 714 es un área de sensor típica que está fuera del intervalo de la imagen de salida del intensificador de imagen.

Para cada cuadro, además de la corrección de compensación y ganancia típica para compensar las características de

respuesta lineal por píxel, se puede necesitar una multiplicación por un factor de 10 de la señal de los píxeles del segmento 202 para generar una imagen 120 para que el aspecto de brillo y contraste del segmento 202 puede ser similar a la del segmento 200.

5 El presente procedimiento descrito en la presente memoria con referencia a un ejemplo específico se llamará "normalización" de los píxeles. El esquema de normalización se realiza de acuerdo con el esquema de exposición a rayos X (es decir, forma, velocidad y posición del colimador).

Para generar un cine de 10 cuadros por segundo (fps), el colimador 500 se debe rotar como a una velocidad de 10 rondas por segundo (rps). Para generar un cine de 16 fps, el colimador 500 se debe rotar a una velocidad de 16 rps.

10 Con cada rotación de 360 grados, se completa una exposición completa del área de entrada 112. Por lo tanto, un ciclo de exposición (EC) se define como la menor cantidad de rotación del colimador 500 para proporcionar la exposición diseñada mínima completa del área de entrada 112. En el ejemplo del colimador 500 de la Figura 5, el EC requiere una rotación de 360 grados. Para otros diseños de colimadores tal como el de la Figura 13A, el EC requiere una rotación de 180 grados y el de la Figura 13B EC requiere una rotación de 120 grados.

15 Se podrá apreciar que los ejemplos de colimadores, las proyecciones de rayos X en el área de entrada del intensificador de imagen 112, las imágenes proyectadas en el sensor de la cámara (o sensor de panel plano) y las imágenes visualizadas en el monitor 118 se describen de manera general ignorando posibles problemas geométricos tales como la imagen al revés debido a la imagen de la lente que podría ser diferente si también se usa un espejo o la dirección de rotación que se muestra en el sentido de las agujas del reloj a lo largo de la divulgación, pero de acuerdo con el diseño específico y la orientación del observador puede ser diferente. Se aprecia que un experto en la materia entienda estas
20 opciones y tenga la interpretación adecuada para cualquier diseño de sistema específico.

Se puede apreciar que el esquema de lectura de cuadros de cámara descrito anteriormente con referencia al colimador 500 puede ser diferente:

25 1. La lectura del cuadro no tiene que ser en el instante en que la pestaña 514 interrumpe el fotosensor 516. Esto se puede hacer en cualquier fase de la rotación del colimador 500 siempre que se haga en la misma fase para cada EC.

2. Leer más de un cuadro durante un EC. Sin embargo, se desea que para cada EC, se lea un número entero de cuadros. Al hacerlo, los cuadros de lectura incluyen los datos completos de un EC, lo que facilita la construcción de un cuadro de visualización que se puede presentar en el monitor 118 de varias maneras:

30 a. Se hace referencia a las Figuras 28A. En la etapa 2800 comienza un nuevo EC. En la etapa 2805 píxeles del cuadro actual se normalizan y se agregan a la suma de píxeles (etapa 2810). En la etapa 2815 se considera el siguiente cuadro. Si se ha alcanzado el final del EC, la imagen visualizada se refresca (etapa 2825) y el proceso vuelve al comienzo de un nuevo EC. Este proceso resume los valores de píxeles de todos los cuadros de un EC para generar una imagen de exposición completa. Posteriormente resume los valores de píxel de todos los cuadros del siguiente EC para generar la siguiente imagen de exposición completa. De esta manera, la imagen en el monitor se reemplaza por una imagen temporalmente sucesiva cada vez que se completa un EC. La normalización de los valores de píxel se puede hacer para cada cuadro por separado o solo una vez para la suma de los cuadros, como se muestra en la Fig. 28B, o cualquier otra combinación de cuadros.

40 b. Se hace referencia a la Figura 28C. Para el ejemplo de este procedimiento, se asumirá que la cámara proporciona 8 cuadros durante un EC. En la etapa 2830 comienza un nuevo EC. En este ejemplo, los 8 cuadros numerados del 1 al 8 se almacenan en el almacenamiento de cuadros (etapas 2835 - 2845 y se genera un primer cuadro de visualización a partir de estos cuadros como se describió anteriormente (se suman los cuadros en la etapa 2850 y normalizan los valores de píxel en la etapa 2855) La imagen resultante posteriormente se visualiza en el monitor 118. Cuando se adquiere el cuadro 9 (después de 1/8 EC), el cuadro 1 se reemplaza por el cuadro 9 en el almacenamiento de cuadros (etapa 2870) y los cuadros 9,2,3,4,5, 6,7,8 se procesan (sumando, normalizando) para generar el segundo cuadro de visualización que ahora se puede visualizar en el monitor 118 después de 1/8 EC. Después de otro 1/8 de un EC el siguiente cuadro (cuadro 10) se adquiere en la etapa 2875 y se almacena en la posición del cuadro 2. Los cuadros 9, 10, 3, 4, 5, 6, 7, 8 ahora se procesan para generar el tercer cuadro de visualización. De esta manera, usando un almacenamiento de cuadros manejado en el procedimiento de FIFO (primero en entrar, primero en salir) y se generan cuadros de visualización con cada nuevo cuadro adquirido del sensor, se visualiza una secuencia de imágenes de cine para el usuario en el monitor 118.

55 c. En otro ejemplo, la suma de los píxeles de los cuadros se realiza solo para los píxeles que se han expuesto a rayos X de acuerdo con los criterios de forma y movimiento del colimador durante el tiempo de integración del cuadro adquirido. En el ejemplo b anterior, esto sería 1/8 del tiempo del EC. Los píxeles que se sumarán para crear la imagen son (1) los del área 700 y (2) aquellos en un sector de ángulo en el orden de 2x (la

amplitud angular 508 del sector del colimador 506). El motivo de 2X es que durante 1/8 del tiempo de integración, el colimador rota 1/8 del EC. Se puede desear un ángulo de sector algo mayor que 2° (ángulo 508) para compensar las limitaciones de exactitud. Este procedimiento de suma reduce considerablemente la cantidad de píxeles involucrados en el proceso de suma y, por lo tanto, reduce el tiempo de cálculo y los recursos de computación.

d. En otro ejemplo, el procesamiento de píxeles se limita a los píxeles especificados en c arriba. Este procedimiento de procesamiento reduce considerablemente la cantidad de píxeles involucrados en el procesamiento y, por lo tanto, reduce el tiempo de cálculo y los recursos de computación.

e. En otro ejemplo, el almacenamiento de píxeles está limitado a los píxeles especificados en c arriba. Este procedimiento de almacenamiento reduce considerablemente la cantidad de píxeles involucrados en el almacenamiento y, por lo tanto, reduce las necesidades de almacenamiento.

f. En otro ejemplo, cualquiera de los procedimientos descritos en esta sección (a - como un concepto general, b - como un ejemplo específico de a, c, d y e) se puede combinar en una implementación que use cualquier combinación de los procedimientos o algunos de ellos.

3. Lectura de un cuadro durante más de un EC. En otro ejemplo más, el colimador se puede operar para proporcionar un número entero de EC por un cuadro recibido del sensor. Por ejemplo, después de 2 EC realizados por el colimador, se lee un cuadro del sensor. Después de normalizar los valores de píxeles de este cuadro, se puede visualizar en el monitor 118.

Se podrá apreciar que en muchos diseños la velocidad de cuadro proporcionada por el sensor es dictada por el sensor y la electrónica y el firmware asociados. En tales casos, la velocidad de rotación del colimador 500 se puede ajustar a las características del sensor de modo que un tiempo EC sea el mismo que el tiempo de recibir un número entero de cuadros del sensor (un cuadro o más). También es posible establecer la velocidad de rotación del colimador para que se complete un número entero de EC durante el ciclo de tiempo para adquirir en el cuadro del sensor.

La descripción de la lectura de cuadros anterior es particularmente adecuada para sensores tipo CCD, ya sean cámaras CCD montadas en intensificadores de imagen o sensores de panel plano utilizados en lugar de intensificadores de imagen y cámaras y ubicados generalmente en el plano 112 de la Figura 3. La característica específica de CCD es capturar los valores del cuadro completo, todos los píxeles del sensor, a la vez. Esto es seguido por la transferencia secuencial de los valores analógicos a un convertidor analógico a digital (A/D). Otros sensores, como los sensores de imágenes CMOS, leen los píxeles del cuadro típicamente uno por uno en lo que se conoce como un procedimiento de obturador rodante. Los procedimientos de lectura de los cuadros del sensor en sincronización con el colimador EC son aplicables también a dichos sensores, independientemente de los procedimientos de lectura de cuadros.

La capacidad de "acceso aleatorio" para leer píxeles de sensores tales como sensores CMOS proporciona otro ejemplo más. A diferencia de un sensor CCD, el orden de lectura de píxeles de un sensor CMOS puede ser cualquier orden que desee el diseñador del sistema. El siguiente ejemplo utiliza esta capacidad. En este contexto, el sensor CMOS representa cualquier sensor que soporta la lectura de píxeles en cualquier orden.

Ahora se hace referencia a las Figuras 8 y 29. El ejemplo de la Figura 8 también se describe usando un ejemplo de intensificador de imagen y una cámara CMOS, pero se puede apreciar que el procedimiento de este ejemplo también es aplicable a sensores de panel plano y otros sensores capaces de acceso aleatorio para la lectura de píxeles.

En la etapa 2900, la imagen de salida del intensificador de imagen 114 se proyecta en el área 712 del sensor 710. De acuerdo con la posición momentánea del colimador rotatorio 500, el círculo 700 y el sector 702 se iluminan momentáneamente junto con la posición del colimador 500 y el sector 704 y el sector 714 no están iluminados. Los sectores 702 y 704 rotan como se muestra en la flecha 706 en conjunto con la rotación del colimador 500.

Para el propósito de este ejemplo, los píxeles antes de una línea radial tal como 702A u 800A son píxeles cuyos centros están en la línea radial o en la dirección de las agujas del reloj desde la línea radial. Los píxeles que están después de la línea radial son píxeles con centros que están en dirección contraria a las agujas del reloj desde la línea radial. El sector 702, por ejemplo, incluye píxeles que están después de la línea radial 702A y también antes de la línea radial 702B. Por ejemplo, en un modo de ejemplo donde el cuadro se lee desde el sensor una vez en un EC, los píxeles adyacentes a la línea radial 702A acaban de comenzar a exponerse a la imagen de salida del intensificador de imagen y los píxeles adyacentes a la línea radial 702B acaban de completar de exponerse a la imagen de salida del intensificador de imagen. Los píxeles en el sector 702 están parcialmente expuestos por su ubicación entre 702A y 702B. En este ejemplo, los píxeles en el sector entre las líneas radiales 702B y 800B aún no se han leído después de haber sido expuestos a la salida del intensificador de imagen.

En el ejemplo actual, la posición angular presente de la línea radial 702A es K•360 grados (K veces 360, K es un número entero que indica el número de EC desde el comienzo de la rotación). La amplitud angular de la sección 702 es de 36 grados de acuerdo con el ejemplo del colimador 500. Por lo tanto, la línea radial 702B está en ángulo K•360-36

grados. En esta posición del colimador, comienza un ciclo de lectura de los píxeles del sector 800 (etapa 2910). La línea radial 800A se define para asegurar que todos los píxeles después de esta línea radial se han expuesto totalmente. Este ángulo se puede determinar utilizando R1 de la Figura 5 y el tamaño de píxel proyectado en la Figura 5. Para calcular un espacio angular mínimo teórico entre 702B y 800A para asegurar que también los píxeles adyacentes a 800A se hayan expuesto completamente, se debe considerar un arco de radio R1 en la longitud que tiene una cuerda de 1/2 píxel diagonal de longitud. Esto determina la amplitud angular mínima entre 702B y 800A para asegurar la exposición total a todos los píxeles en el sector 800. En una implementación más práctica, asumiendo que el área 712 es de aproximadamente 1,000 píxeles verticalmente y 1,000 píxeles horizontalmente, y que R1 está en el orden de $1/4 = 1/2$ de R2 (ver Figura 4) y considerando las tolerancias de tales diseños e implementación, una longitud de arco útil de radio R1 sería, por ejemplo, la longitud de 5 píxeles en diagonal. Esto significa que la amplitud angular entre 702B y 800A es de aproximadamente 2,5 grados. Es decir, en el instante de la Figura 8, la posición angular de la línea radial 800A es $K \bullet 360 - (36 + 2,5)$ grados.

En este ejemplo específico, la amplitud angular del sector 800 también se selecciona para que sea de 36 grados. Por lo tanto, en el instante de la Figura 8, la posición angular de la línea radial 800B es $K \bullet 360 - (36 + 2,5 + 36)$ grados.

En la Figura 8, la amplitud angular del sector 800 se dibuja para demostrar un ángulo menor que la amplitud angular del sector 702 para enfatizar que los ángulos no necesitan ser los mismos y son los mismos en el ejemplo proporcionado aquí en el texto solo para el propósito del ejemplo específico.

Una vez determinada la geometría del sector 800, los píxeles de ese sector se leen ahora desde el sensor de la cámara. En un sensor CMOS típico, la lectura de cada píxel es seguida por un restablecimiento a ese píxel (etapa 2920) para que el píxel pueda iniciar la señal de integración desde cero nuevamente. En otro ejemplo, en una primera fase se leen todos los píxeles del sector 800 y en una segunda fase se restablecen los píxeles. El ciclo de lectura y restablecimiento del sector 800 debe finalizar dentro del tiempo que le toma al sector 702 rotar una distancia angular igual a la amplitud angular del sector 800 (etapa 2950) para permitir que el sistema esté listo a tiempo para leer el siguiente sector de la misma amplitud angular que el sector 800, pero rota en sentido de las agujas del reloj la cantidad de amplitud angular del sector 800 en relación con la posición angular del sector 800. En este ejemplo: 36 grados.

En el ejemplo anterior, con el colimador 500 que rota a 10 rps, el sector 800 de 36 grados de amplitud asume 10 orientaciones a través de un EC, las orientaciones están separadas por 36 grados y los ciclos de lectura y restablecimiento de píxeles se realizan a una velocidad de 10 cps (ciclos por segundo).

Se puede apreciar que este ejemplo se puede implementar en diferentes diseños específicos.

Por ejemplo, la amplitud angular del sector 800 se puede diseñar a 18 grados mientras que el del sector 702 todavía es 36 grados y el colimador 500 está rotando a 10 rps.

En este ejemplo, el sector 800 asume 20 orientaciones a través de un EC, las orientaciones están separadas por 18 grados y los ciclos de lectura y restablecimiento de píxeles se realizan a una velocidad de 20 cps (ciclos por segundo).

En otro ejemplo más, el ruido oscuro acumulado por los píxeles en el sector 704 que están después de la línea radial 800B y antes de la línea radial 802A se elimina mediante otro ciclo de restablecimiento de los píxeles ubicados en el sector 802 (después de la línea radial 802A y antes de la línea radial 802B). Este proceso de restablecimiento se realiza idealmente en un sector 802 especificado cerca y antes del sector 702. El restablecimiento de todos los píxeles del sector 802 se debe completar antes de que la línea radial 702A del sector rotatorio 702 alcance los píxeles del sector 802. De lo contrario, la amplitud angular y la posición angular del sector de restablecimiento 802 está diseñada en procedimientos y consideraciones análogas a las utilizadas para determinar el sector 800.

Los píxeles leídos del sector 800 se deben procesar para la normalización (etapa 2930) y se pueden usar para generar cuadros de visualización (etapa 2940) de manera similar a los descritos en la sección 2 anterior "Lectura de más de un cuadro durante un EC" donde en el ejemplo actual, solo se leen, almacenan y procesan los píxeles del sector y no el cuadro completo del sensor.

En este ejemplo, después de la normalización de píxeles de la última lectura del sector, los píxeles procesados se pueden usar para reemplazar directamente los píxeles correspondientes en el cuadro de visualización. De esta forma, el cuadro de visualización se refresca en un modo similar al barrido del haz del radar, cada vez que se refresca el siguiente sector de la imagen. Después de los refrescos 360/(amplitud angular del sector de lectura), se refresca el cuadro de visualización entero. Esto proporciona un esquema de refresco de imagen simple.

Ahora se presta atención a la Figura 9. A diferencia de la Figura 8, donde el sector de lectura incluía el conjunto completo de píxeles ubicados después de la línea radial 800A y antes de la línea radial 800B, la geometría del área de lectura se divide en dos partes: área circular 700 y sector 900. El Sector 900 de la Figura 9 contiene los píxeles que están después de la línea radial 900A y también están antes de la línea radial 900B y también están ubicados después de los radios R-1 y antes de R-2. En este ejemplo, los píxeles antes de un radio son aquellos con una distancia desde el centro menor o igual al radio R y los píxeles después de un radio R son aquellos con una distancia desde el centro

mayor que R. Los píxeles del área 700 son todos aquellos píxeles ubicados antes de R- 1.

En este ejemplo, los píxeles de la sección 900 se leen y manejan utilizando los mismos procedimientos descritos con referencia al ejemplo de la Figura 8. Lo mismo se aplica también para el sector de restablecimiento 802.

Los píxeles del área 700 se manejan de manera diferente.

5 En una implementación, los píxeles en el área 700 se pueden leer una vez o más durante un EC y manejar como se describe anteriormente para el ejemplo de lectura del sensor CMOS entero o el área 700 se puede leer una vez en más de un EC y manejar en consecuencia como se describe anteriormente para el ejemplo de lectura del sensor CMOS entero. Se podrá apreciar que para cada procedimiento de lectura, el proceso de normalización de los píxeles se debe ejecutar para obtener un cuadro de visualización donde todos los valores de píxeles representen la misma sensibilidad a la exposición.

Se presta atención ahora a La Figura 10 que proporciona un ejemplo para el diseño de un colimador combinado con un sistema de movimiento destinado a proporcionar la función de rotación del colimador 500,073]

La Figura 10A es una vista superior del colimador y el sistema de rotación de este ejemplo.

La Figura 10B es una vista inferior del colimador y el sistema de rotación de este ejemplo.

15 La Figura 10C es una vista de la sección transversal a-a de la Figura 10A.

La Figura 10A muestra el colimador 500 y la abertura 502 (se eliminan otros detalles para mayor claridad). La polea 1000 está montada en la parte superior del colimador 500 en una ubicación concéntrica al colimador. La polea 1002 está montada sobre el motor 1012 (ver motor en la Figura 10B y Figura 10C). La correa 1004 conecta la polea 1000 con la polea 1002 para transferir la rotación de la polea 1002 a la polea 1000 y así proporcionar la rotación deseada del colimador 500. El ejemplo de sistema de correa y polea 1000, 1002 y 1004 presenta un sistema de correa plana, pero se podrá apreciar que se puede utilizar cualquier otro sistema de correas, que incluye correas redondas, correas trapezoidales, correas de múltiples ranuras, correas acanaladas, correas de película y sistemas de correas dentadas. La Figura 10B que muestra el lado inferior de la Figura 10A muestra más componentes que no se mostraban antes. Se muestra la pista circular en forma de V 1006 concéntrica con el colimador 500 (ver sección transversal a-a de 1006 en la Figura 10C).

Tres ruedas 1008, 1010 y 1012 están en contacto con la ranura en V de la pista 1006. Los ejes de rotación de las 3 ruedas están montados en una parte estática en forma de anillo 1016 (no mostrada en la Figura 10B) que está fijada al marco de referencia del tubo de rayos X. Esta estructura proporciona un soporte del colimador 500 en una posición deseada con referencia al tubo de rayos X (por ejemplo, la posición del colimador 104 de la Figura 3) mientras que, al mismo tiempo, proporciona 3 ruedas 1008, 1010 y 1012 con la pista 1006 para colimador 500 para rotar como se desee.

La rotación del motor 1014 se transfiere al colimador 500 mediante la polea 1002, a través de la correa 1004 y la polea 1006. El colimador 500 posteriormente rota soportado en la pista 1006 que se desliza sobre las ruedas 1008, 1010 y 1022. Se podrá apreciar que el mecanismo de rotación descrito en la presente memoria es solo un ejemplo de una posible implementación del mecanismo de rotación para un colimador rotatorio. En cambio, el mecanismo de rotación podría usar transmisión de engranajes de cualquier tipo, que incluye engranajes rectos, helicoidales, cónicos, hipoides, de corona y sinfín. El mecanismo de rotación puede usar para 1002 un cilindro de superficie de alta fricción y poner 1002 en contacto directo con el borde del colimador 500 para que la correa 1004 y la polea 1000 no sean necesarias. Otra implementación puede configurar el colimador 500 como también un rotor de un motor con la adición de un estator construido a su alrededor.

40 En la divulgación del colimador de la Figura 5, la pestaña 514 y el fotosensor 516 se presentaron como elementos que proporcionan el rastreo de la posición angular del colimador 500 con el fin de sincronizar la posición angular del colimador y el proceso de lectura del sensor. Estos elementos se presentaron como un ejemplo de implementación. Los medios para rastrear la posición de rotación se pueden implementar de muchas otras maneras. En el ejemplo de la Figura 10, el motor 1002 podría tener un codificador conectado, tal como el que está disponible en Maxon Precision Motors, Inc, Fall River, MA, EE. UU. El codificador simple se puede construir mediante el pegando de una tira codificada binaria en blanco y negro a la circunferencia del colimador 500 y la lectura de la tira usando sensores ópticos tales como el sensor óptico reflectante TCRT5000 disponible en Newark, <http://www.newark.com>.

El colimador 500 se describió anteriormente como que tiene una abertura fija que no se puede modificarse después de la fabricación del colimador.

50 Se podrá apreciar que en otros ejemplos, se pueden hacer diseños mecánicos de ensamblajes de colimadores para acomodar colimadores intercambiables. De esta forma, se pueden montar diferentes aberturas en el ensamblaje del colimador según las necesidades de la aplicación específica.

En una implementación adicional, el colimador se puede diseñar para tener una abertura variable dentro del ensamblaje

del colimador. Esto se demuestra con referencia a la Figura 11.

El colimador de la Figura 11 está contraído por dos colimadores superpuestos que se muestran en la Figura 11 A. Un colimador es 1100 con la abertura 1104 y la pesa de equilibrio 510 para llevar el centro de gravedad de este colimador al centro de rotación de este colimador. El segundo colimador es 1102 con la abertura 1105 y la pesa de equilibrio 511 para llevar el centro de gravedad de este colimador al centro de rotación de este colimador. En ambos colimadores, la geometría de la abertura es la combinación del orificio circular central de radio r1 y el orificio del sector de radio r2 y la amplitud angular del sector de 180 grados. En realidad, el colimador 1102 tiene el mismo diseño general que el colimador 1100 y está invertido.

Cuando los colimadores 110 y 1102 se colocan concéntricos uno encima del otro como se muestra en la Figura 11 B, se obtiene una abertura combinada que es la misma que en el colimador 500 de la Figura 5. Mediante la rotación del colimador 1100 con respecto al colimador 1102, La amplitud angular del sector 508 puede aumentar o disminuir. En este ejemplo, la amplitud angular del sector 508 se puede establecer en el intervalo de $0 = 180$ grados. En este ejemplo, el anillo 1108 mantiene colimadores 1100 y 1102 juntos, como se muestra también en la Figura 11 C, que es la sección transversal bb de la Figura 11 B. Ahora se hace referencia a la Figura 11 C (las pesas 510 y 511 no se muestran en este dibujo transversal). En este ejemplo, se muestra el anillo 1108 que mantiene juntos los colimadores 1100 y 1102, lo que les permite rotar uno en relación con el otro para establecer la amplitud angular 508 del sector 506 como se desee. Un ejemplo de un mecanismo de bloqueo para sostener colimadores 1100 y 1102 es la orientación relativa deseada que se describe en la Figura 11D. En la Figura 11D, el anillo 1108 se muestra sin colimadores 1100 y 1102 para mayor claridad. Se recorta una sección 1110 en el dibujo para exponer la forma de U 1112 del anillo 1108, dentro del cual están contenidos los colimadores 1100 y 1102. El tornillo 1114 que se ajusta en el orificio roscado 1116 se usa para bloquear los colimadores 1100 y 1102 en su posición después de que se ha establecido la amplitud angular deseada 508. Para cambiar la amplitud angular 508, el operador puede soltar el tornillo 1114, reajustar la orientación de los colimadores 1100 y/o 1102 y apretar el tornillo 1114 nuevamente para establecer la posición de los colimadores. El ejemplo de la Figura 11, que incluye el ajuste manual de la amplitud angular 508, se proporciona como un ejemplo de implementación. Muchas otras opciones están disponibles. Un ejemplo más se muestra con referencia a la Figura 12. En este ejemplo, la amplitud angular 508 se puede controlar mediante una computadora. El mecanismo de la Figura 12 e principalmente una estructura que contiene dos unidades similares a la unidad de la Figura 10, con pocos cambios, que incluyen la eliminación de la polea 1000 utilizando en su lugar el borde del colimador como polea. Las pesas de equilibrio 510 y 511 no se muestran aquí para aclarar el dibujo.

En la Figura 12A, la unidad inferior que incluye el colimador 500 es esencialmente el ensamblaje de la Figura 10 con la polea 1000 retirada y utilizando en su lugar el borde del colimador 500 como polea. En la unidad superior que incluye el colimador 1200, el ensamblaje es el mismo que el ensamblaje inferior cuando el ensamblaje inferior rota 180 grados alrededor de un eje vertical a la página, con la excepción de que el motor 1214 rotó otros 180 grados para que quede debajo de la polea, igual que el motor 1014. Esto no es obligatorio en este ejemplo, pero en algunos casos de diseño podría ayudar a mantener el espacio sobre el ensamblaje de la Figura 12 libre de objetos no deseados. La Figura 12B muestra ahora estos 2 ensamblajes unidos de manera que los colimadores 500 y 1200 estén cerca entre sí y sean concéntricos. En el ensamblaje de la Figura 12B, cada uno de los colimadores 500 y 1200 se puede rotar independientemente. Para cada colimador, la posición angular se conoce a través de cualquier sistema de codificación, que incluye los ejemplos proporcionados anteriormente.

En un ejemplo del uso del ensamblaje de la Figura 12B, la amplitud angular 508 se establece cuando el colimador 500 está en reposo y el colimador 1200 rota hasta alcanzar el ángulo deseado 508. Posteriormente, ambos colimadores rotan a la misma velocidad para proporcionar los ejemplos de patrones de exposición a rayos X como se describió anteriormente. Se puede apreciar que no sea necesario para detener cualquiera de los colimadores para ajustar el ángulo 508. En cambio, durante la rotación de ambos colimadores, la velocidad de rotación de un colimador con respecto al otro se puede cambiar hasta que se logre el ángulo deseado 508 y posteriormente continuar la rotación de ambos colimadores en la misma velocidad

Se podrá apreciar que un mecanismo con capacidades tales como el ejemplo de la Figura 12B se puede utilizar para introducir patrones de exposición más sofisticados. Con tales mecanismos, el ángulo 508 se puede cambiar durante un EC para generar múltiples patrones de exposición. Por ejemplo, el ángulo 508 se puede aumentar para la primera mitad del EC y disminuir para la segunda mitad del EC. Esto crea un patrón de exposición de 3 exposiciones diferentes (se aprecia que los límites entre las áreas expuestas a través del sector 506 no son nítidos y el ancho de estos bordes depende del ángulo 508 y la velocidad de cambio de este ángulo en relación con la velocidad de rotación de Los colimadores.

También se podrá apreciar que cualquiera de los colimadores puede rotar a una velocidad variable a través del EC y afectar la geometría de la exposición. Por ejemplo, el colimador 500 de la Figura 5 puede rotar a una velocidad en los primeros 180 grados del EC y dos veces más rápido durante los otros 180 grados del EC. En este ejemplo, el área expuesta a través del sector 506 durante la primera mitad del EC tiene el doble de DPP que el área expuesta a través del sector 506 durante la segunda mitad del EC, con un cambio gradual de DPP en el límite entre estas dos mitades. El área central expuesta a través de la abertura circular 504 tiene un tercer nivel de DPP. Otros perfiles de velocidad de

rotación pueden generar otras geometrías de exposición. Por ejemplo, 3 velocidades de rotación diferentes en 3 partes diferentes del EC generarán 4 áreas con diferentes DPP.

Los ejemplos proporcionados anteriormente presentan colimadores con aberturas que tienen formas básicas similares que consisten en una abertura redonda central combinada con una abertura en forma de sector. Se hace referencia ahora a la Figura 13A que muestra otro ejemplo de una abertura.

En este ejemplo, la abertura del colimador 1300 está construida de un orificio circular 1302 concéntrico con el borde del colimador, un orificio en forma de sector 1304 y un orificio en forma de sector 1306 en dirección opuesta a 1304 (los dos sectores están separados 180 grados). Si se desea, por ejemplo, que el área de anillo de la Figura 6 (que incluye los sectores 602 y 604) estará expuesta a DPP que sea 1/10 que la DPP del área 600 de la Figura 6, entonces cada uno de los sectores 1304 y 1306 se pueden establecer en 18 grados y posteriormente se puede lograr un EC con solo 180 grados de rotación del colimador 1300 en comparación con 360 grados requeridos para el colimador de la Figura 5. Además, para 10 fps, la velocidad de rotación del colimador 1300 debe ser de 5 rps y no de 10 rps como en el caso del colimador 500 de la Figura 5. Además, la pesa de equilibrio tal como 510 de la Figura 5 no es necesario para el colimador 1300 de la Figura 13A, ya que está equilibrado por su geometría.

Otro ejemplo de un colimador se proporciona en la Figura 13B. La abertura del colimador 1310 está construida de un orificio circular 1312 concéntrico con el borde del colimador, un orificio en forma de sector 1314, un orificio en forma de sector 1316 y un orificio en forma de sector 1318, los tres sectores están separados 120 grados. Si se desea, por ejemplo, el área de anillo de la Figura 6 (que incluye los sectores 602 y 604) estará expuesta a la DPP que es 1/10 de la DPP del área 600 de la Figura 6, posteriormente cada uno de los sectores 1314, 1316 y 1318 se puede configurar a 12 grados y posteriormente se puede lograr un EC con solo 120 grados de rotación del colimador 1310 en comparación con los 360 grados requeridos para el colimador de la Figura 5. Además, para 10 fps, la velocidad de rotación del colimador 1300 debería ser 10/3 rps y no 10 rps como en el caso del colimador 500 de la Figura 5. Además, la pesa de equilibrio tal como 510 de la Figura 5 no se requiere para el colimador 1310 de la Figura 13B ya que está equilibrado por su geometría.

Se podrá apreciar que las relaciones y los procedimientos para rotar los ejemplos de colimadores de la Figura 13A y la Figura 13B y leer los valores de píxeles del sensor de imagen descrito anteriormente en relación con el ejemplo de colimador de la Figura 5 son completamente implantables con los ejemplos de los colimadores de la Figura 13A y la Figura 13B con ajustes que son obvios para una persona experta en la técnica. Por ejemplo, para el colimador de la Figura 13B y un sector 800 de lectura de píxeles de la cámara CMOS de la Figura 8 se pueden complementar con sectores de lectura adicionales de 2 píxeles, cada uno en conjunto con uno de los 2 sectores de apertura adicionales de la Figura 13B.

Algunos de estos cambios y comparaciones se indican en la siguiente tabla que presenta un ejemplo de diferencias en las características y la implementación entre los 3 ejemplos diferentes de colimadores.

Colimador	Figura 5	Figura 13A	Figura 13B	Comentarios
Abertura redonda central	Sí	Sí	Sí	
#de sectores de abertura	1	2	3	
Amplitud angular de sectores	36 grados	18 grados	12 grados	Para la relación DPP 1:10
Separación angular de sectores	NA	180 grados	120 grados	
Rotación del EC	360 grados	180 grados	120 grados	
rps	10	5	10/3	Para 10 fps
fps a 10 rps	10	20	30	

La Figura 11 y la Figura 12 proporcionan un ejemplo de cómo se puede contraer el colimador 500 de la Figura 5 de una manera que permite un ángulo de amplitud variable 508 del sector 506.

La Figura 14 proporciona un ejemplo de cómo se puede construir el colimador de la Figura 13A de modo que la amplitud del ángulo de los sectores 1304 y 1306 se pueda ajustar según se desee.

En la Figura 14A se presenta un ejemplo de 2 colimadores 1400 y 1402. El rectángulo de fondo gris se proporciona para una mejor visualización del área sólida de los colimadores y los orificios de la abertura y no son parte de la estructura. Lo mismo es para la Figura 14B. Cada uno de los colimadores tiene una abertura hecha de un orificio circular concéntrico con el borde del colimador y dos orificios de los sectores, cada sector tiene una amplitud angular de 90 grados y los sectores están separados 180 grados. Cuando los colimadores 1400 y 1402 se colocan uno encima del otro y concéntricos, se proporciona el colimador combinado de la Figura 14B. El tamaño y la forma de la abertura del colimador en la Figura 14B es el mismo que el tamaño y la forma de la abertura del colimador de la Figura 13A. Sin embargo, en el caso del ensamblaje de la Figura 14B, la amplitud angular de los sectores de abertura 1404 y 1406 se pueden modificar recalificando los colimadores 1400 y 1402 entre sí. Esto se puede realizar usando cualquiera de los procedimientos descritos anteriormente con referencia a la Figura 11 y la Figura 12

Se podrá apreciar que diseños similares pueden proporcionar una amplitud angular variable de los sectores de abertura del colimador 1310 de la Figura 13B y otros diseños de abertura.

En el diseño de abertura anterior, la forma de la abertura se diseñó para proporcionar, a una velocidad de rotación constante, dos áreas con dos DPP diferentes.

La Figura 15A representa dicho colimador y también un perfil de exposición cualitativa que muestra dos niveles de DPP para diferentes distancias desde el centro - r. Se pueden diseñar otras aberturas para proporcionar los perfiles de exposición deseados. Algunos ejemplos se muestran en la Figura 15B, Figura 15C y Figura 15D. Todos los colimadores de la Figura 15 tienen un diseño de abertura dirigido a una rotación de 360 grados para un EC.

Las características de las aberturas en los colimadores de la Figura 15 se pueden combinar con las características de las aberturas en los colimadores de la Figura 13. En la Figura 16 se muestran ejemplos de tales combinaciones que muestran 4 colimadores con 4 diseños de aberturas diferentes. En la Figura 16A, las mitades izquierda y derecha de la abertura no son simétricas y un EC requiere una rotación de 360 grados. La Figura 16B ofrece un colimador con una abertura que proporciona un perfil de exposición similar (pero no idéntico) al de la Figura 15C, pero un EC consiste en una rotación de 90 grados solamente. La Figura 16C ofrece un colimador con una abertura que proporciona un perfil de exposición similar (pero no idéntico) al de la Figura 15D, pero un EC consiste en una rotación de $360/8 = 45$ grados solamente. La Figura 16D ofrece un colimador con una abertura que proporciona un perfil de exposición similar (pero no idéntico) al de la Figura 15D también, pero un EC consiste en una rotación de 180 grados solamente.

Siguiendo estos ejemplos, se aprecia que la invención se puede implementar en muchos diseños y no se limita a un diseño particular proporcionado anteriormente como ejemplo. Corrección de píxeles:

Como se explicó anteriormente, los píxeles con diferentes DPP según el diseño y uso del colimador se normalizan para proporcionar un cuadro de visualización adecuado. El esquema de normalización se realiza de acuerdo con el esquema de exposición a rayos X (es decir, forma, velocidad y posición del colimador). Dicha normalización se puede realizar sobre la base de parámetros teóricos. Por ejemplo, con referencia a la Figura 7 y la Figura 5, con el colimador 500 que rota como una velocidad constante, los píxeles del sectores que incorporan el anillo 702 y 704 reciben $1/10$ de la dosis del área circular 700 (en este ejemplo, la amplitud angular 508 de sector 506 es de 36 grados). Para simplificar este ejemplo, se asume que se lee un cuadro del sensor cada vez que se completa un EC (es decir, el colimador 500 completa una rotación de 360 grados). También se asume que todos los píxeles del sensor tienen la misma respuesta a la salida del intensificador de imagen y que el intensificador de imagen tiene una respuesta uniforme y el haz de rayos X del tubo de rayos X es uniforme. La única fuente de diferencias integrada (es decir, a nivel del sistema) entre los píxeles proviene del colimador y la forma en que se opera. En este ejemplo, la normalización basada en el diseño del sistema puede ser una multiplicación de píxeles por uno o 2 factores que compensarán la diferencia en la DPP.

En un ejemplo de normalización, los valores de los píxeles de sectores que incorporan el anillo 702 y 704 se pueden multiplicar por 10. En otro ejemplo de normalización, los valores de los píxeles del área circular 700 se pueden multiplicar por $1/10$. En otro ejemplo más de normalización, los valores de los píxeles de los sectores que incorporan el anillo 702 y 704 se pueden multiplicar por 5 y los valores de los píxeles del área circular 700 se pueden multiplicar por $1/2$.

Se podrá apreciar que la divulgación, explicaciones y ejemplos de esta invención, la multiplicación y división son completamente equivalentes y expresiones como "multiplicar por $1/10$ " son completamente equivalentes a expresiones como "dividir por 10" y siempre que la multiplicación por un valor significa también la división por valor recíproco alternativo y viceversa. Lo mismo es válido para los símbolos de multiplicación y división utilizados en las ecuaciones. Por ejemplo, A/B representa también $A \bullet C$ donde $C = 1/B$.

El ejemplo anterior es relativamente simple ya que el esquema de normalización incorpora 2 áreas conocidas con dos DPP conocidas. La situación se puede volver relativamente más complicada con diferentes colimadores o esquemas de movimiento del colimador.

En el siguiente ejemplo, se introduce un cambio en la rotación del colimador 500. En lugar de la velocidad de rotación constante, se usa una velocidad de rotación variable como se presenta en la siguiente tabla para un EC (en el caso del

colimador 500: 360 grados):

Sector #	Intervalo del EC (grados)	Estado de rotación angular
1	0-150	Velocidad constante 1
2	150-180	Aceleración positiva constante
3	180-330	Velocidad constante 2
4	330-360	Aceleración negativa constante

5 Este patrón de rotación junto con la convolución con los píxeles de la imagen, especialmente en los sectores de aceleración, hace que sea más difícil estimar la normalización de los factores.

En el ejemplo de los colimadores de la Figura 15C y la Figura 15D, muchos "anillos de píxeles" (píxeles a una cierta distancia del centro) necesitan un factor de normalización adecuado. Las tolerancias de producción del sistema que no están incluidas en la estimación teórica de los factores de normalización pueden generar errores que se mostrarán como patrones de anillo en la imagen que se visualiza en el monitor 118.

10 El siguiente procedimiento de calibración proporciona una calibración que elimina la necesidad de una estimación teórica de los factores y también compensa las tolerancias de producción.

En este ejemplo, se puede usar cualquier colimador y se puede usar cualquier patrón de rotación fijado por CE.

15 El sistema de imágenes de rayos X de múltiples cuadros se ajusta para incluir todos los elementos fijos relevantes para el proceso de imágenes (tubo de rayos X, el modo de operación de rayos X deseado, es decir, voltaje y corriente, posible filtro de rayos X, colimador, cama del paciente, intensificador de imagen, cámara) pero ninguna de las partes variables (el paciente, las manos y herramientas del operador).

20 De acuerdo con este procedimiento de calibración, el colimador deseado rota en el patrón deseado. Se adquiere un conjunto de cuadros sin procesar (utilizando cualquiera de los procedimientos de ejemplo mencionados anteriormente). Un cuadro sin formato es un cuadro resultante de un número entero de uno o más EC con todos los píxeles de 712 (Figura 7), sin ninguna manipulación de los píxeles. El número de los cuadros sin procesar adquiridos deberían ser suficientes para obtener una S/N relativamente buena en un cuadro sin procesar promedio que es el promedio de los cuadros sin procesar adquiridos. Un cuadro sin procesar promedio con S/N que es 10 veces mayor que el del cuadro sin procesar es típicamente suficiente y esto se puede lograr mediante el promediado de 100 cuadros sin procesar. Se podrá apreciar que se pueden usar más o menos cuadros sin procesar, de acuerdo con la calidad deseada del cuadro normalizado.

25 Se crea un cuadro sin procesar promedio con rayos X desactivados y otro con rayos X activados. Para este ejemplo, se asume que el valor de brillo para cada píxel para propósitos de visualización varía de cero a 255. También se seleccionan para mostrar un cuadro sin ruido teórico en el intervalo 5 = 250 (el píxel sin ruido más oscuro se muestra en el valor 5 y el píxel sin ruido expuesto más brillante se muestra en el valor 250. Esto permite al ruido que lleva los valores de píxel al intervalo 0 = 4 y 251 = 255 contribuir con su apariencia estadística al cuadro visualizado). La corrección para cada píxel i de los cuadros sin procesar, P_{ij} (j es un índice de número de cuadro en este ejemplo) se calcula utilizando los valores de los píxeles del cuadro sin procesar promedio con radiación de rayos X activada, A_i y valores de píxeles del cuadro sin procesar promedio hecho con radiación de rayos X desactivada, B_i , para producir el píxel D_{ij} corregido de la siguiente manera:

$$(Ecuación 1) \quad D_{ij} = (P_{ij} - B_i) \bullet (245 / A_i) + 5$$

35

En un enfoque aún más simple, la corrección podría ignorar los aspectos visuales de ruido en el nivel oscuro y brillante y simplemente corregir el intervalo de visualización 0 = 255 de la siguiente manera:

$$(Ecuación 2) \quad D_{ij} = (P_{ij} - B_i) \bullet (255 / A_i)$$

Se podrá apreciar que la corrección sugerida anteriormente es lineal y funciona mejor para sistemas con respuesta relativamente lineal del intensificador de imagen y la cámara.

5 Para sistemas con respuesta no lineal, se pueden usar esquemas de corrección más complicados tales como la corrección bi-lineal. En este ejemplo, el intervalo de los valores de los píxeles se divide aproximadamente en 2 intervalos. La corriente de rayos X se puede reducir, por ejemplo, a 1/2 de su modo de operación normal, de modo que la DPP se reduzca a la mitad. Se aprecia que el nivel de corriente reducido depende de la naturaleza de la no linealidad y la corrección bi-lineal óptima puede requerir otra corriente que 1/2 de rayos X. También se podrá apreciar que la DPP se puede reducir también de otras maneras, tales placas de aluminio se colocan justo después del colimador.

10 En este ejemplo, con 1/2 de la corriente de rayos X, se adquiere otro conjunto de cuadros sin procesar. Se podrá apreciar que la S/N de estos cuadros sin procesar es menor que la de los cuadros sin procesar de la corriente de rayos X estándar para la aplicación específica. Esto se puede compensar mediante el uso de más cuadros sin procesar para generar el cuadro sin procesar promedio para 1/2 de la corriente de rayos X, por ejemplo 200 cuadros sin procesar. Se permite que M_i represente los valores de los píxeles del cuadro sin procesar promedio hecho con 1/2 radiación de corriente de rayos X en

15 El ejemplo de corrección de la Ecuación 2 se implementa en este ejemplo de la siguiente manera:

Para P_{ij} con valores menores o iguales 127

$$(Ecuación 3) \quad D_{ij} = (P_{ij} - B_i) \bullet (127 / M_i)$$

Para P_{ij} con valores superiores a 127

$$(Ecuación 4) \quad D_{ij} = (P_{ij} - B_i) \bullet (255 / A_i)$$

20 Se podrá apreciar que la corriente de rayos X para M_i se puede ajustar a un nivel diferente (por ejemplo, 1/4 de la corriente estándar de 45 para la aplicación específica) y las ecuaciones asumirán la forma:

Para P_{ij} con valores menores o iguales a 63

$$(Ecuación 5) \quad D_{ij} = (P_{ij} - B_i) \bullet (63 / M_i)$$

Para P_{ij} con valores superiores a 63

25 $(Ecuación 6) \quad D_{ij} = (P_{ij} - B_i) \bullet (255 / A_i)$

También se podrá apreciar que si la no linealidad de los píxeles es similar entre los diferentes píxeles dentro del intervalo operativo del sistema (es decir, las diferencias en la respuesta no lineal son relativamente pequeñas), la corrección de la no linealidad, en la mayoría de los casos no se requiere. Si la aplicación no requiere una respuesta lineal y solo se desea reducir la respuesta de píxeles que no afecta la uniformidad en el cuadro visualizado, entonces se puede omitir la corrección de no linealidad.

30 Se pueden omitir todas las correcciones de píxeles si el patrón de ruido resultante de esto no altera la aplicación. La corrección se puede realizar a diferentes niveles de sofisticación (interpolación lineal, bi-lineal, trilineal, polinomial y demás) o en absoluto, según sea adecuado para la aplicación.

ROI variables y perfiles de velocidad de rotación variables:

35 En los ejemplos anteriores se describieron diferentes perfiles de rotación con diferentes velocidades de rotación. En el siguiente ejemplo, los perfiles de rotación de velocidad variable se describirán en el contexto de la ROI en la imagen. En los ejemplos de los colimadores anteriores, se presentó un área circular central (tal como 600 de la Figura 6 y 700 de la Figura 7) como la ROI y, por lo tanto, reciben más DPP que el anillo de los sectores 702 y 704 que reciben una DPP más baja. Este es el caso trivial y, por lo general, el área central de la imagen es también la ROI, donde se encuentra la parte más importante de la imagen. La DPP más alto da como resultado una S/N más alta en esta área y, por lo tanto, proporciona una mejor calidad de imagen en esa área (tal como mejores detalles distinguibles). Normalmente, durante, por ejemplo, un procedimiento de inserción del catéter, la cama del paciente se mueve durante el proceso para mantener la punta del catéter en el intervalo del área 700. Sin embargo, a veces el área de mayor interés en la imagen se mueve fuera del área 700, por ejemplo, con referencia a la Figura 17A, al área indicada por el indicador numérico

1700.

Esto podría ser el resultado de muchos motivos, tales como (1) la punta del catéter se ha movido al área 1700 y el paciente no se ha movido para llevar la punta del catéter al área 700 (2) el operador está buscando en el área 1700 por cualquier motivo. Esta nueva información de ROI se puede incorporar como entrada al sistema de muchas maneras, que incluyen el seguimiento automático de la punta del catéter o el seguimiento del área en la que mira el operador usando un dispositivo de seguimiento ocular (tal como EyeLink 1000 disponible de SR Research Ltd., Kanata, Ontario, Canadá) para indicar la ubicación de ROI deseada para que esté junto con el punto de observación del usuario o mediante el uso de un mouse de computadora para indicar la ubicación de ROI deseada.

Con una amplitud angular del sector de abertura 702 y a una velocidad de rotación constante del colimador 500, la DPP en el área exterior del anillo 700 es 1/10 de la DPP dentro del área circular 700 y S/N en el área exterior del anillo 700 es 1/101/2 de la del área 700, lo que produce una calidad de imagen más baja. Para superar esto y mantener la frecuencia de refresco de los cuadros de visualización de 10 fps con colimador 500 EC de 1/10 de segundo como en el ejemplo básico de la invención, el perfil de rotación se puede modificar para que la velocidad de rotación del colimador en el sector 1702 (Figura 17B) que contiene el área 700 se reduzca a 1/10 de la velocidad uniforme y la velocidad de rotación en el resto del EC se incrementa para mantener el EC de 1/10 de segundo.

Esto se explicará ahora con referencia a la Figura 17B, y el diagrama de flujo correspondiente en la Figura 30 con ejemplos de números reales.

Los inventores asumen que la amplitud angular del sector 1702 que solo contiene el área 1700 es de 54 grados (etapa 3000). El primer borde del sector 1702 es 1702A y está ubicado en la posición angular 63 grados y el segundo borde del sector 1702 es 1702B y está ubicado en la posición angular 117 grados. Es decir, el sector 1700 está centrado en una posición angular de 90 grados.

En la etapa 31010, la velocidad de rotación reducida del colimador 500 se calcula para el área 1702, lo que dará como resultado que el área 1702 tenga una S/N similar a la del área 702. En este ejemplo, cuando el borde 702A del sector 702 se aproxima al ángulo de 63 grados (la ubicación de 1702A) la velocidad de rotación del colimador 500 se reduce a 1 rps. Esta velocidad de rotación se mantiene hasta que el borde 702B del sector 702 alcanza la posición del borde 1702B (117 grados). Desde este punto, la velocidad de rotación del colimador 500 se incrementa nuevamente. En la etapa 3020, se calcula la velocidad de rotación aumentada del colimador 500 en el área 704, que compensará el cambio de velocidad en el área 1702, para dejar las rps totales sin cambios. Para simplificar, se asumirá que la aceleración y la desaceleración son extremadamente altas y, por lo tanto, los tiempos de aceleración y desaceleración son definitivamente insignificantes para este ejemplo. Según la explicación anterior, el perfil de rotación del colimador 500 posteriormente incluye $54 + 36 = 90$ grados (1/4 de la rotación del EC) a una velocidad de 1 rps. Para compensar esto y completar el EC a un promedio de 10 rps, la velocidad de rotación del colimador 500 en el resto 3/4 de la rotación del EC se debe aumentar a Xrps, que cumple la siguiente ecuación:

$$(Ecuación 7) \quad 1rps \bullet 1/4 + Xrps \bullet 3/4 = 10rps$$

En consecuencia:

$$(Ecuación 8) \quad Xrps = (10rps - 1rps \bullet 1/4) / (3/4) = 13 rps$$

Es decir, durante el resto de los 270 grados de rotación del EC, la velocidad de rotación debe ser de 13 rps.

Con este perfil de rotación, el sector 1702 se expone a la misma DPP que el área 700 y la S/N del área 1700 también es la misma que el área 700, según se desee.

Se podrá apreciar que en el intervalo del sector fuera del sector 1702, para el cual la velocidad de rotación del colimador se incrementa a 13 rps, la DPP se reduce por debajo de la DPP de velocidad de rotación constante a 1/13 de la DPP del área 700.

También se podrá apreciar que el área 1700 se presentó aquí como un ejemplo que demuestra el diseño del perfil de rotación de acuerdo con diferentes geometrías de ROI. El área 1700 podría ser diferente en forma y ubicación y podría ser posible que se agregue más de una ROI a la ROI básica del círculo 700. Dichas variaciones se manejan con variaciones de perfil del mismo concepto descrito anteriormente.

También se podrá apreciar que la aceleración y la desaceleración mencionadas anteriormente puedan tomar una parte poco confiable del EC y se deben tener en cuenta. Los autores asumen en el siguiente ejemplo que la aceleración y la desaceleración ocupan 45 grados de rotación cada una y que son uniformes. En este caso, la aceleración tiene que comenzar 45 grados antes de que el borde 702A llegue a la posición del borde 1702A y la desaceleración comienza cuando el borde 702B llega a la posición de 1702B. Todos los demás parámetros del sistema son los mismos. Si X

indica la velocidad de rotación durante los 180 grados de EC e Y es la velocidad de rotación promedio durante cada uno de los sectores de desaceleración y aceleración de 45 grados, entonces la siguiente ecuación debe cumplir para mantener el EC de 0,1 s (o una velocidad de rotación promedio de 10 rps):

$$(Ecuación 9) \quad 1rps \bullet 1/4 + 2 \bullet Yrps \bullet 1/8 + Xrps \bullet 1/2 = 10 \text{ rps}$$

5 Dada la aceleración y desaceleración constantes entre 1 rps y 10 rps, $Y = (1 + 10) / 2 = 5,5$ y la alta rotación durante 180 grados es 16,75 rps. Se podrá apreciar que este enfoque presentado a través del ejemplo anterior sea aplicable también a otros perfiles de aceleración, otros colimadores y otros esquemas de operación (tales como diferentes tasas de fps). También se podrá apreciar que los procedimientos de corrección de píxeles descritos anteriormente son totalmente aplicables también a los perfiles de velocidad de rotación variable,

10 Diferentes tasas de refresco para diferentes áreas de la imagen:

Se ha presentado anteriormente (con el ejemplo del colimador 500 de la Figura 5 y el modo de operación de velocidad de rotación constante del colimador a 10 rps y una tasa de refresco del cuadro de visualización de 10 fps) que la DPP del área circular 700 de la Figura 7 es 10 veces más alta que la DPP del área anular construida de los sectores 702 y 704 (se denominará "anillo" para abreviar). Por lo tanto, la S/N en el área 700 también es $10^{1/2}$ mejor que la S/N en el
15 área del anillo. La tasa de refresco de la imagen 120 entera (Figura 2) es la misma: 10 fps. La resolución temporal del cuadro entero es de 0,1 segundo (s). En el ejemplo anterior, cada cuadro de visualización se construyó a partir de los datos de un cuadro adquirido de la cámara 116. El área 200 en la pantalla 118 es equivalente al área 700 en el sensor. El área 200 está expuesta a 10 veces la DPP del área 202 y la S/N en el área 200 es $10^{1/2}$ mejor que la S/N del área 202 del anillo. Con cada EC del colimador 500, los datos se leen del sensor 714, se procesan y se muestran en el
20 monitor 118. La imagen completa 120 se refresca entonces cada 0,1 s.

En el siguiente ejemplo, se desea mejorar la S/N del anillo 202.

En un primer ejemplo, mientras que el área 200 se refresca cada 0,1 s con los datos leídos del sensor 714, el anillo 202 se actualiza solo cada 1 s. Durante este 1 s, los datos recibidos del sensor 714 para los píxeles del anillo 202 se utilizan para generar una imagen de anillo que es la suma de los 10 cuadros anteriores. En una forma simplificada, se
25 almacenan los 10 cuadros indexados $j = 1$ a 10. Posteriormente, para cada píxel i en el intervalo del anillo 202, se calcula la suma de valores: $P_{ni} = \sum p_{ij}$. Los P_{ni} posteriormente se corrigen y se visualizan donde n es el número de índice para cada conjunto de 10 cuadros. Por lo tanto, para $j = 1$ a 10, los píxeles de los cuadros de suma son $P1i$. Para los cuadros $j = 11$ a 20, los píxeles de los cuadros de suma es $P2i$. Para los cuadros $j = 21$ a 30, los píxeles de los cuadros de suma son $P3i$ y así sucesivamente. Por lo tanto, con este ejemplo se obtiene una imagen 120 donde la S/N
30 del anillo 202 es similar a la del área 200, aunque el anillo 202 recibe 1/10 de la DPP en cada unidad de tiempo del área 200. El compromiso es que el anillo 202 se refresca cada 1 s en comparación con cada 0,1 s del área 200 y la resolución temporal del anillo 202.

En un segundo ejemplo, después de que los primeros 10 cuadros indexados $j = 1$ a 10 se adquirieron y almacenaron y mostraron como la suma de los píxeles para el anillo 202, el refresco del anillo 202 se realiza de una manera diferente.
35 En lugar de mantener la visualización del anillo 202 durante 1 s hasta que se adquieren $j = 11$ a 20, la imagen visualizada se refresca después de 0,1 s de la siguiente manera: el Cuadro $j = 11$ se adquiere y se almacena en lugar del cuadro 1. Por lo tanto, los cuadros almacenados anteriormente 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 se almacenan los siguientes cuadros: 11, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10. Este conjunto de cuadros se maneja de la misma manera que el conjunto anterior y se refresca el anillo 202. Después, se adquiere el cuadro indexado adicional de 0,1s 12 y se almacena en lugar del cuadro
40 indexado 2: 11, 12, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10. El conjunto ahora se procesa de la misma manera y se refresca la visualización del anillo 202. Este proceso se repite y, como resultado, el área del anillo se refresca cada 0,1s, igual que el área 200. La resolución temporal del anillo 202 todavía es 1s en comparación con el área 200 con una resolución temporal de 0,1 s. La S/N en el anillo 202 es similar a la S/N del área 200.

En un tercer ejemplo, se presenta un enfoque intermedio. Siguiendo el primer ejemplo, en lugar de sumar píxeles de 10
45 cuadros y refrescar el anillo 202 cada 1 s, se puede realizar la suma cada 5 cuadros y se puede hacer un refresco del anillo 202 cada 0,5 s. La S/N del anillo 202 ahora es $1/2^{1/2}$ de la S/N del área 200, pero aún mejor que $1/10^{1/2}$ del ejemplo básico del colimador 500 y la resolución temporal es de solo 0,5s en comparación con 1 s del primer ejemplo de este procedimiento.

Se podrá apreciar que también en el segundo ejemplo se puede usar un enfoque intermedio donde, en lugar de
50 reemplazar cada vez que uno de los 10 cuadros, el reemplazo es de un cuadro en un conjunto de 5 cuadros: 1, 2, 3, 4, 5 posteriormente 6, 2, 3, 4, 5 posteriormente 6, 6, 3, 4, 5 y así sucesivamente. Aquí se obtiene nuevamente el refresco del anillo 202 cada 0,1s pero con una resolución temporal de 0,5s y la S/N del anillo 202 ahora es $1/2^{1/2}$ de la S/N del área 200 pero aún mejor que $1/10^{1/2}$ del ejemplo básico colimador 500.

Se apreciará que este procedimiento se puede implementar también para colimadores que no son colimadores

rotatorios tal como uno de la Figura 18. La Figura 18A proporciona una vista superior del colimador y la Figura 18B es una sección transversal c-c de la Figura 18A. El colimador 1800 proporciona una función similar de reducción de rayos X que otros colimadores. Tiene una abertura 1802 que permite que pase toda la radiación en esa área, el anillo 1806 que reduce la cantidad de radiación que pasa a través del área en una cantidad que depende del material (típicamente aluminio) y el espesor del material y el anillo 1804 con un espesor que cambia en función de la distancia desde el centro, comenzando en el espesor cero en el lado de la abertura 1802 que termina en el espesor del anillo 1806 en el lado del anillo 1806. La Figura 18C proporciona un gráfico de DPP esquemático en función de la distancia desde el centro: r. Se supone que más allá del anillo 1806, la radiación está completamente bloqueada. A los efectos de la divulgación de este ejemplo, se ignora la radiación que se dispersa desde el colimador 1800. Para este ejemplo, también se supone que la DPP que pasa a través del anillo 1806 es 1/10 de la DPP que pasa a través de la abertura 1802. La velocidad de cuadro es de 10 fps y la tasa de refresco del cuadro de visualización es de 10/s. Como se describe en los ejemplos anteriores, la S/N de la parte de la imagen asociada con el anillo 1806 es $1/10^{1/2}$ de la S/N asociada con la abertura 1802. Para mostrar una imagen donde la S/N del área asociada con el anillo 1806 es similar a la S/N en el área asociada con la abertura 1802, se puede usar cualquiera de los procedimientos anteriores.

La Figura 18D proporciona una representación del monitor 118 con el cuadro visualizado asociado con el colimador 1800. El círculo 1822 es el área asociada con la radiación que llega a través de la abertura 1802 del colimador 1800. El anillo 1824 es el área asociada con la radiación que llega a través del anillo 1804 del colimador 1800. El anillo 1826 es el área asociada con la radiación que llega a través del anillo 1806 del colimador 1800. Se podrá apreciar que si bien el ejemplo del anillo 1804 en la Figura 18B es un cambio de espesor lineal, el ejemplo del cambio en la radiación de 1814 en la Figura 18C es de un cambio de espesor no lineal. Es decir, se pueden usar muchas funciones diferentes para generar un gradiente de espesor 1804 para adaptarse al cambio gradual deseado de radiación entre el anillo 1800 y el anillo 1806 de la Figura 18B.

En un primer ejemplo, mientras que el área 1822 se refresca cada 0,1s con los datos leídos del sensor 714, el anillo 1826 se refresca solo cada 1s. Durante este 1s, los datos recibidos del sensor 714 para los píxeles del anillo 1826 se utilizan para generar una imagen del anillo que es la suma de los 10 cuadros anteriores. En una forma simplificada, se almacenan los 10 cuadros indexados $j = 1$ a 10. Posteriormente, para cada píxel i en el intervalo del anillo 1826, se calcula la suma de valores: $P_{ni} = \sum p_{ij}$. Los P_{ni} posteriormente se corrigen y se visualizan donde n es el número de índice para cada conjunto de 10 cuadros. Por lo tanto, para $j = 1$ a 10, los píxeles de los cuadros de suma son $P1_i$. Para los cuadros $j = 11$ a 20, los píxeles de los cuadros de suma es $P2_i$. Para los cuadros $j = 21$ a 30, los píxeles de los cuadros de suma son $P3_i$ y así sucesivamente. Con este ejemplo, por lo tanto, se obtiene una visualización de la imagen 120 donde la S/N del anillo 1826 es similar a la del área 1822, aunque el anillo 1826 recibe 1/10 de la DPP en cada unidad de tiempo del área 1822. El compromiso es que el anillo 1826 se refresca cada 1 s en comparación con cada 0,1 s del área 1822 y la resolución temporal del anillo 1826 es 1 s en comparación con 0,1 s del área 1822.

Para el anillo 1824, se usará aquí el ejemplo en el que la DPP disminuye linealmente en el ancho del anillo 1820 de la DPP de 1822 al 1/10 de esta DPP, la DPP del anillo 1826.

En este ejemplo, se puede dividir el anillo 1824 en 8 anillos del paso de radio igual para que la DPP promedio en el anillo más pequeño #1 sea 9/10 de 1822, la DPP promedio en el próximo anillo #2 es 8/10 de 1822, anillo #3 es 7/10 y así sucesivamente hasta el último anillo #8 que tiene 2/10 DPP de 1822.

Cada vez que se menciona un valor con referencia a los segmentos anteriores (anillos #1 a #8), el valor es el valor promedio de ese segmento en consideración de la variación de espesor del colimador en ese segmento. Cuando el propósito es proporcionar en la imagen visualizada 120 entera, la misma S/N y mantener una resolución temporal de hasta 1 s, se puede realizar de manera simple para el anillo #5 (1/2 DPP que en el área 1822) y el anillo #8 (1/5 DPP del área 1822) ya que la relación de DPP en el área 1822 y la DPP en el anillo #5 es un número entero. Lo mismo es el caso para el anillo #2.

En el caso del anillo #5, la adición de 2 cuadros temporalmente sucesivos como se describe en cualquiera de los procedimientos anteriores (con la corrección de píxeles adecuada como se describió anteriormente) proporciona una S/N similar al área 1822. La resolución temporal en este ejemplo es 0,2s.

En el caso del anillo #8, la adición de 5 cuadros temporalmente sucesivos como se describe en cualquiera de los procedimientos anteriores (con la corrección de píxeles adecuada como se describió anteriormente) proporciona una S/N similar al área 1822. La resolución temporal en este ejemplo es 0,5s.

Para otras anillos (#1, #3, #4, #6, #7 y #8) la relación de DPP en el área 1822 y la DPP en cualquiera de estos anillos no es un número entero. Por lo tanto, la adición de píxeles de un número entero de cuadros (hasta 10 considerando el límite deseado de no más de 1 s de resolución temporal) excederá la S/N deseada o será menor que la S/N deseada.

Para lograr la S/N deseada según los requerimientos de este ejemplo, se puede aplicar el siguiente procedimiento (que se describe mediante un diagrama de flujo en la Figura 31):

1. Para cada anillo #m, se añade el número mínimo de píxeles de cuadros sucesivamente temporales que

proporcionan una S/N igual o mayor a la S/N del área 1822 (etapas 3100 - 3120).

2. Se ejecuta la corrección de píxeles (desplazamiento, normalización, etc., como se describió anteriormente) (etapa 3130).

3. Se añade ruido a cada píxel en el anillo #m, se compensan los casos de S/N más altas que en el área 1822 (etapas 3140-3150).

Las etapas anteriores se discutirán con más detalles con referencia al anillo #1. La DPP en el anillo #1 es 9/10 el DPP del área 1822. La S/N en el anillo #1 es $(9/10)^{1/2}$ de la S/N en el área 1822. Por lo tanto, de acuerdo con la etapa 1 anterior se necesitan agregar píxeles de 2 cuadros temporalmente sucesivos en el área del anillo #1 para hacer que la S/N de los píxeles en el anillo #1 sea igual o mayor que la del área 1822.

Mediante la adición de los píxeles de 2 cuadros temporalmente sucesivos en el área del anillo #1, la DPP efectiva en cuadro resultante del anillo 1 es 18/10 de la DPP en el área 1822. La S/N en el anillo #1 es ahora $(18/10)^{1/2}$ de la S/N en el área 1822. Para compensar la S/N demasiado alta (y, por lo tanto, producir posibles artefactos visuales en la imagen 120, se agrega un ruido gaussiano a cada píxel para satisfacer la ecuación:

$$(Ecuación 10) \quad (N_{1822})^2 = (N_{\#1})^2 + (N_{ad})^2$$

Donde N_{1822} es el ruido asociado con un píxel específico en el área 1822 para una transmisión de objeto específica, $N_{\#1}$ es el ruido asociado con el píxel que es la suma de 2 píxeles sucesivamente temporales en el anillo #1 (suma de píxeles), que tiene la transmisión del mismo objeto y después de que la suma de píxeles haya pasado por el proceso de corrección de píxeles (que incluye, en la forma de corrección más simple, dividir el valor de los píxeles sumados por 1,8 para llevar la DPP efectiva de 18/10 a 10/10, lo mismo que en el área 1822) y N_{ad} es el ruido que se agregará a la suma de píxeles para llevar su S/N al mismo nivel que el píxel equivalente en el área 1822.

En el ejemplo anterior, dado que el número de fotones de rayos X en la suma de píxeles del anillo #1 es 1,8 del píxel equivalente (transmisión del mismo objeto) del área 1822, el ruido de la suma de píxeles es $(1,8)^{1/2}$ del píxel equivalente en el área 1822 y la S/N también es $(1,8)^{1/2}$ del píxel equivalente en el área 1822.

Para calcular la cantidad de N_{ad} se usa la ecuación 10 en la forma:

$$(Ecuación 11) \quad N_{ad} = ((N_{1822})^2 - (N_{\#1})^2)^{1/2}$$

Con la división de la corrección de píxel por 1,8.

Usando los números:

$$N_{ad} = (1^2 - ((1,8^{1/2}) / 1,8)^2)^{1/2}$$

$$N_{ad} = 0,667$$

Por lo tanto, mediante la adición de este ruido de Poisson a la suma de píxeles se proporciona a este píxel un ruido similar al píxel equivalente en el área 1822.

Se aprecia que todos los ejemplos se calculan sobre una base relativa y, por lo tanto, el píxel del área 1822 es 1.

Se podrá apreciar que los valores de ruido en la ecuación 10 dependen del valor del píxel y son típicamente la raíz cuadrada del promedio de píxeles.

El mismo procedimiento de corrección es aplicable a todos los segmentos del anillo 1824 con ajustes adecuados.

Se podrá apreciar que se puede la realizar la adición de píxeles de cuadros sucesivos mediante la adición de cuadros nuevos cada vez antes de refrescar el cuadro de visualización o usando el procedimiento FIFO como se describe anteriormente.

Se podrá apreciar que la división del anillo 1824 en 8 segmentos (anillo #1 al anillo #8) se proporciona solo a modo de ejemplo. Cuanto mayor sea el número de segmentos, más uniforme será la S/N sobre el anillo 1824. Sin embargo, la visibilidad de la no uniformidad del ajuste de S/N queda oscurecida por la S/N de la imagen, por lo tanto, por encima de

cierto número de segmentos la contribución visual de más segmentos es baja y puede ser indistinguible para el operador.

Por lo tanto, se puede limitar el número de segmentos de anillo de acuerdo con las estadísticas S/N de la imagen en el procedimiento específico.

- 5 Los mismos procedimientos para manejar las regiones de DPP no uniformes, tal como el anillo 1824 del ejemplo de colimador 1800, también se pueden usar para colimadores tales como los de la Figura 15C, la Figura 15D y todos los colimadores de la Figura 16 que también producen regiones de DPP uniformes. Estos procedimientos se pueden usar con cualquier colimador que genere diferentes regiones de exposición, independientemente del procedimiento utilizado por el colimador, ya sea que las diferentes regiones de exposición se generen por la forma del colimador, por un movimiento del colimador o combinación de forma y movimiento. En todos los casos de movimiento de los ciclos del colimador del mismo patrón de movimiento, se simplifica la mejora de la imagen como se describe anteriormente, pero no es un requerimiento permitir la mejora de la imagen descrita anteriormente.

- 10 En el ejemplo anterior, con referencia al área de imagen 1826 (Figura 18D) correspondiente al anillo 1806 (Figura 18A), la discusión se refería al procesamiento básico del área de imagen 1826: debido a que la radiación es 1/10 de la radiación en el área 1822, se pueden sumar los últimos 10 cuadros en el área 1826 para generar un área procesada de 1826 con S/N similar a la del área 1822.

En otro enfoque, se puede comprometer el objetivo S/N en el área 1826 para agregar menos cuadros. Por ejemplo, se puede preferir sumar solo 5 cuadros y obtener una S/N que es 0,71 de la S/N del área 1822 pero, al hacerlo, se mejora la resolución temporal del área 1826 por un factor de 2 en comparación con el caso de sumar 10 cuadros.

- 20 Para compensar brillo 1/2 resultante en este ejemplo, cada valor de píxel en el área 1826 se puede multiplicar por 2. En términos más generales, si se necesita sumar M cuadros para obtener el brillo que está en conjunto con el brillo del área 1822, y en su lugar se suman m cuadros (m puede ser cualquier número positivo), los valores de píxeles de los píxeles en el área 1826 se debe multiplicar por M/m.

- 25 También se podrá apreciar que el número de cuadros sumados no tiene que ser un número entero. Por ejemplo, se pueden sumar 4,5 cuadros. En este ejemplo, FRM_n es el último cuadro, FRM_n-1 es el cuadro anterior y así sucesivamente. La suma de los últimos 4,5 cuadros puede asumir la forma (para cada píxel):

$$\text{SUM} = (\text{FRM}_n) + (\text{FRM}_n - 1) + (\text{FRM}_n - 2) + (\text{FRM}_n - 3) + 0.5 \times (\text{FRM}_n - 4)$$

El ajuste de brillo posteriormente usa el factor 10/4,5.

- 30 En algunos casos, debido al cambio espectral en la radiación que atraviesa el anillo 1806 (y también 1804), el rayo x en esa área experimenta un coeficiente de absorción más bajo cuando pasa a través del paciente. Por lo tanto, aunque cuando no está presente ningún paciente u otra materia absorbente, la radiación para el área 1826 es 1/10 de la radiación para el área 1822, cuando está presente un objeto absorbente, la radiación efectiva para el área 1826 con respecto a la del área 1822 es mayor que 1/10. Podría ser, por ejemplo, 1/8. En tal caso, la adición de 8 últimos cuadros cumple los criterios de S/N y brillo (que son similares a los del área 1822). Esto se puede usar para sumar menos cuadros, especialmente en áreas oscuras (alto coeficiente de absorción).

- 35 En otro ejemplo más cuando la ROI cambia al área 1700 como se presenta en la Figura 17A, en lugar de ajustar el perfil de rotación del colimador 500 como se explica con referencia a la Figura 17B, el colimador completo se puede desplazar linealmente, en dirección paralela al plano del colimador 500, de modo que la radiación de rayos X que pasa a través de la abertura circular 504 de la Figura 5 ahora se centra alrededor del área 1700 como se muestra en la Figura 19A en el sensor de cámara 710.

- Se supone que la única radiación que puede llegar a la superficie de entrada del colimador 112 es la radiación que pasa a través de la abertura del colimador 500 (orificio circular 505 y orificio del sector 506). Por lo tanto, el área 1902 en el sensor está sombreada en la Figura 19A (no llega radiación al área correspondiente de la entrada del intensificador de imagen 112) y solo se expone el área que incluye 700, 702 y 704 limitada por el límite 712. El área expuesta es entonces la superposición entre dos círculos con centros desplazados uno con respecto al otro y se indica en la Figura 19A con el indicador numérico 1900.

Esta función deseada se proporciona aquí dentro del área 1900 mediante el orificio circular 504 que permite una DPP mayor en el área 700 y el orificio del sector 506 asociado con el resto del área de la imagen que permite solo 1/10 de la DPP del orificio 504.

- 50 La Figura 19B ilustra la versión de apariencia de la Figura 2 de acuerdo con el ejemplo de la Figura 19A.

El colimador 500 se puede mover en el plano X-Y (ver el sistema de coordenadas 126 de la Figura 1A) utilizando cualquier sistema mecánico X-Y común. Por ejemplo, la parte estática en forma de anillo 1016 de la Figura 10C está conectada a un sistema X-Y en lugar de estar conectada a la estructura del tubo de rayos X y el sistema X-Y está

conectado a la estructura del tubo X-Y, de este modo permite que el colimador de la Figura 10C, en este ejemplo, se mueva en el plano X-Y según se desee para el ejemplo de la Figura 19A.

Se podrá apreciar que los procedimientos anteriores, tales como la corrección de píxeles, los ajustes S/N, la adición de píxeles de diferentes cuadros son completamente aplicables al ejemplo de la Figura 19A con el ajuste del desplazamiento del colimador. El procedimiento de cambio X-Y es aplicable a cualquiera de los colimadores de esta invención.

Se podrá apreciar que también el desplazamiento a lo largo de una línea (eje X, por ejemplo) en lugar de X-Y se puede aplicar de la misma manera con la limitación de las áreas de ROI que se pueden manejar de esta manera sobre el área de la imagen 120.

Los sistemas mecánicos X-Y pueden asumir muchos diseños, que incluyen tales como la tabla motorizada XY ZXW050HA02 disponible en Shanghai ZhengXin Ltd, Shanghai, China. El diseño a medida de los sistemas mecánicos X-Y es común en la técnica y a menudo se hace para adaptarse de manera óptima a las necesidades de la aplicación. Uno de estos proveedores de sistemas mecánicos X-Y diseñados a medida es LinTech, Monrovia, California, EE. UU.

Se podrá apreciar que el diámetro del colimador 500 puede aumentar de modo que la longitud del sector 702 aumente a r3 como se muestra en la Figura 20B.

La Figura 20A es el colimador de la Figura 5 proporcionado aquí como la Figura 20A para facilitar la comparación con el colimador de la Figura 20B. El ángulo 508 es el mismo (36 grados en este ejemplo), el diámetro del orificio circular 504 es el mismo (r1). R3 es suficientemente grande como para incorporar el campo de visión completo de la entrada del intensificador de imagen 112 también cuando el colimador se desplaza lateralmente como se explica con referencia a la Figura 19. Con este diseño, el área de imagen completa 120 de la Figura 19B permanece activa sin ningún área sombreada tal como 1902 en el ejemplo de la Figura 19.

Para el ejemplo de la Figura 19, donde el desplazamiento máximo deseado es hasta el punto en que el orificio circular del borde 700 está justo en un punto de contacto en cualquier punto del borde del borde de la imagen 712 (un ejemplo de tal punto es el punto 1904 en la Figura b19A) el radio requerido r3 del orificio del sector se puede calcular de la siguiente manera, con referencia a la Figura 20B:

$$(Ecuación 12) \quad r3 = A - r1$$

En la que A es el diámetro de la entrada del intensificador de imagen 112 B (ver Figura 3) escalado a su proyección en el plano colimador. Es decir:

$$(Ecuación 13) \quad A = B \bullet (D1/D2)$$

En el proceso del movimiento del colimador en el plano X-Y, los píxeles que se han expuesto a la DPP completa (a través del área 504) pueden cambiar el estado para exponerse a 1/10 de DPP ya que el área 504 se ha movido y dichos píxeles no están incluidos en esa área más. Se podrá apreciar que un píxel 1s tiene cambios de estado al estar incluido en el área 504 y la DPP completa está fuera del área 504 y 1/10 de DPP, considerando el modo de operación de este ejemplo, ya se han adquirido 10 cuadros de 1/10 DPP y el procesamiento de este píxel para visualización se realiza en cualquiera de los procedimientos descritos anteriormente que usan los últimos 10 cuadros para proporcionar la S/N igual que dentro del área 504 (o 5 cuadros después de 0,5 segundos en otro ejemplo). Durante la transición de 1 s se requiere otro manejo para mantener la S/N de este píxel igual que cuando se incluyó en el área 504. Se hace referencia a la Figura 32. En la etapa 3200, se agregan píxeles del cuadro actual a la suma de píxeles y se considera el siguiente cuadro (etapa 3210). Los cuadros sumados hasta ahora en el período de transición se combinan en una suma ponderada con los datos de DPP completa (etapa 3220), donde se ponderan los datos de DPP completa para compensar la DPP más baja de los nuevos cuadros y mantener una S /N constante. Por ejemplo, en un cuadro en la transición, la visualización será una suma ponderada de 90% de la DPP completa y el nuevo cuadro. Después de dos cuadros, 80% de la DPP completa y los dos cuadros nuevos, y así sucesivamente. La ponderación de la DPP completa atenúa su dosis efectiva para representar la DPP necesaria para mantener la S/N de los píxeles igual que cuando se incluyeron en el área 504.

En la etapa 3230, se realiza la normalización, y posteriormente se visualiza la imagen actualizada (etapa 3240). El proceso continúa durante un EC completo, donde los nuevos cuadros reciben progresivamente más ponderación en comparación con los datos de DPP completa anteriores. Cuando han pasado 10 cuadros, el período de transición ha terminado y los procedimientos como el descrito en la Figura 28C pueden comenzar a funcionar (etapa 3260).

A continuación se proporciona un ejemplo para mayor aclaración: en este ejemplo, con una frecuencia de refresco de 0,1 s y una resolución temporal que varía de 0,1s a 1s, se implementa el siguiente procedimiento, donde N es el índice

del último cuadro de DPP completa para ese píxel:

1. En el tiempo 0 visualización para el píxel 100%, los últimos datos de DPP completa del cuadro N. La resolución temporal es de 0,1s.
2. En el tiempo 0,1s visualización para el píxel una suma ponderada del 90% de los últimos datos de DPP completa del cuadro N y 100% de los nuevos datos de DPP del cuadro N+1.
3. En el tiempo 0,2s visualización para el píxel una suma ponderada del 80% de los últimos datos de DPP completa del cuadro N, el 100% de los datos DPP del cuadro N + 1 y el 100% de los datos DPP del cuadro N + 2.
4. ...
5. ...
6. ...
7. ...
8. ...
8. ...
10. En el tiempo 0,9s visualización para el píxel una suma ponderada del 10% de los últimos datos de DPP completa del cuadro N y del 100% de los nuevos datos de DPP de cada uno de los cuadros N + 1, N + 2,..., N + 9.
11. En el tiempo 1,0 s, la visualización para el píxel una suma ponderada del 0% de los últimos datos de DPP completa del cuadro N y del 100% de los nuevos datos DPP de cada uno de los cuadros N + 1, N + 2,..., N + 9, N + 10. La resolución temporal ahora ha cambiado a 1s.
12. Continuar con los procedimientos descritos anteriormente para la mejora de la imagen para las regiones de 1/10 de DPP. La resolución temporal es de 1 s.

Se podrá apreciar que en el caso del procedimiento para refrescar los píxeles de 1/10 DPP a una velocidad de solo 1 fps, los últimos datos de DPP completa se presentan durante 1 segundo después del cambio del píxel a una exposición de 1/10 de DPP y posteriormente el promedio de los últimos 10 cuadros de 1/10 de DPP se utilizarán para refrescar el píxel.

En el caso de que un píxel cambie de estado en la dirección opuesta, es decir, que cambia del área de 1/10 DPP a área de DPP completa, esta transición es instantánea y en los primeros 0,1 segundos después del cambio de estado, la imagen visualizada se refresca con el primer cuadro de 0,1s de DPP completa.

Se podrá apreciar como se explica con referencia a la Figura 1A, que los procedimientos anteriores son aplicables también para rayos X de pulso de frecuencia relativamente alta. El término "frecuencia relativamente alta" es relativo al diseño del colimador y al modo de operación. En el ejemplo del colimador 500 de la Figura 5, que tiene una amplitud angular del sector de 36 grados y rota a 10 rps, la frecuencia del pulso debe ser al menos a una frecuencia de 100/s de modo que haya al menos un pulso de rayos X por cada área de 36 grados de un cuadro. Para simplificar el esquema de corrección de píxeles, también se desea que la frecuencia del pulso de rayos X sea una multiplicación entera positiva de la frecuencia mínima. En este ejemplo: 200/s, 300/s, 400/s y así sucesivamente. En este ejemplo, 1,000/s (10 veces la frecuencia mínima se puede considerarse una frecuencia relativamente alta).

Se aprecia que ningún colimador es totalmente opaco a los rayos X y que los colimadores están contruidos para bloquear la mayoría de los rayos X en las regiones opacas. Con HVL (capa de valor medio) de 0,25 mm (similar a la de plomo), el colimador de 3 mm de espesor permite que pasen $0,5 (3/0,25) = 1/4096$ de la radiación de rayos X incidente (sin dispersión). El término "esencialmente opaco" se utilizará para describir estos colimadores prácticos. La mayoría de los colimadores descritos anteriormente en la presente están contruidos de una región esencialmente opaca tal como 518 de la Figura 5 y aberturas u orificios tales como 504 y 506 de la Figura 5. Los colimadores tales como el ejemplo de la Figura 18 son diferentes ya que, además de la región esencialmente opaca 1806 y la abertura 1802 incluyen regiones semi-opacas tales como 1804 de la Figura 18A.

Los colimadores de acuerdo con esta invención se pueden montar en un sistema de rayos X de manera independiente o junto con otro colimador, por ejemplo, de manera que está diseñado para limitar los rayos X a una parte del área de entrada 112 del intensificador de imagen. Los colimadores de la invención y otros colimadores se pueden colocar en

cualquier orden a lo largo de la trayectoria de los rayos X. La parte expuesta del área 112 es el resto de la superposición del área de todos los colimadores en la trayectoria del bloque de rayos X. En el diseño de dicha disposición sucesiva, las distancias de cada uno de los colimadores desde la fuente de rayos X y la distancia al área 112 se deben considerar con la geometría de los colimadores, como se describió anteriormente, para obtener la funcionalidad deseada.

5

Optimización de imagen usando la ROI dinámica y el rastreador ocular

En otro ejemplo, cualquiera de los ejemplos anteriores de colimadores y ejemplos de procesamiento de imágenes (y también ejemplos que no se describieron anteriormente en la presente) se pueden usar con un rastreador ocular para mejorar aún más la imagen percibida por el usuario. En un sistema típico de imágenes de rayos X de múltiples cuadros, se define un área, típicamente centrada alrededor del centro de la imagen, para determinar lo que generalmente se podría llamar el brillo de la imagen. A veces, el contraste de la imagen también se determina en función de esta área. Normalmente, el área es más pequeña que la imagen entera, pero también puede ser un área de un tamaño similar a la imagen entera.

Sobre la base del contenido de la imagen en esta área, se pueden determinar varios parámetros relacionados con la calidad de la imagen para optimizar la imagen para el usuario, tales como:

1. corriente del tubo de rayos X (ya sea en modo continuo o de pulso)
2. pico de kilovoltaje del tubo de rayos X (PKV)
3. longitud del pulso de rayos X
4. AGC (Control de ganancia automático), ya sea analógico o digital
5. Corrección de tono o ajuste de tono de la imagen implementada en varias funciones tal como brillo, contraste, gamma, desplazamiento, ganancia, funciones lineales de n grados, funciones no lineales, etc.

Un ejemplo de optimización de la imagen de acuerdo con el contenido de la imagen en esta área es identificar los píxeles 10% más brillantes en esta área, calcular el valor promedio de estos píxeles y ajustar la ganancia (multiplique cada valor de píxel por un factor constante) de modo que el valor promedio se ajusta al nivel 240 en un sistema de visualización de 8 bits que proporciona niveles de visualización de 0 a 255,

El resultado típico de tales cambios de parámetros que usan los datos de imagen del área definida es que la imagen en esa área está optimizada para el contenido de dicha imagen para la percepción visual del usuario, mientras que las partes de la imagen fuera de esta área podrían no estar optimizadas para la percepción visual del usuario.

Por ejemplo, un pulmón puede estar presente en el área de optimización. Debido a que el pulmón es relativamente transparente a la radiación de rayos X, la optimización funciona para reducir la radiación y hacer que el pulmón aparezca con el brillo deseado. Como resultado, la columna vertebral que está cerca, pero fuera del área de optimización, aparecerá oscura y se puede perder la visibilidad de los detalles. Para superar esto con la técnica presente, el paciente se mueve hasta que la columna vertebral esté en el área de optimización y se realice la optimización de la columna vertebral, iluminándola. Pero ahora, el pulmón es demasiado brillante y los detalles pulmonares en la imagen están degradados. Este conflicto se puede resolver mediante el uso de colimadores manipuladores de rayos X como los descritos anteriormente con el rastreador ocular.

De acuerdo con la presente invención, los parámetros de entrada del tubo de rayos X se pueden controlar automáticamente o mediante configuraciones guiadas por el usuario para mejorar/ajustar la intensidad (y obtener una calidad de imagen adecuada) dentro de la ROI, así como la periferia y garantizar que ciertas características (tales como un stent, herramienta o anatomía) sean evidentes y claramente visibles.

En el presente ejemplo, la ROI no es estática, sino que sigue las coordenadas de la mirada del usuario. El rastreador de ojos proporciona un flujo de (x, y) del punto de observación del usuario en la pantalla. La ROI se mueve a estas coordenadas, con un ajuste complementario del colimador y la optimización se realiza para la imagen incluida en la ROI, a la que está mirando el usuario.

Como resultado, la imagen se optimiza en el área donde el usuario está mirando y donde necesita la mejor imagen en cualquier momento sin necesidad de ajustes manuales o compensaciones para la función de optimización automática de imagen. Se podrá apreciar que esta función se puede utilizar durante todo el procedimiento o solo durante los intervalos deseados del procedimiento. La imagen se puede optimizar según el contenido de ROI utilizando cualquiera de los parámetros mencionados anteriormente o cualquier otro parámetro que modifique el valor visualizado de un píxel en la imagen.

También se podrá apreciar que la ROI no necesita estar centrado en el punto de observación. La optimización deseada

también se puede realizar cuando se selecciona la ROI para que contenga el punto de observación.

Se podrá apreciar que el procedimiento de optimización anterior se podrá aplicar también sin usar ninguno de los ejemplos anteriores de colimadores y ejemplos de procesamiento de imágenes. Este procedimiento se puede aplicar a un sistema de imágenes de rayos X de múltiples cuadros que emplea una DPP generalmente uniforme sobre el campo de visión de la entrada del intensificador de imagen 112. Se agrega un rastreador ocular a dicho sistema de imágenes de rayos X de múltiples cuadros para detectar el punto de observación del operador en el área de la imagen. La optimización anterior se realiza para un área de imagen que contiene este punto de observación como se describe anteriormente.

Procesamiento de la imagen de fondo usando la función de corrección de tono

Uno de los efectos del uso de un colimador del tipo descrito con referencia a la Figura 18A a la Figura 18D es el cambio del espectro de la radiación de rayos X en el fondo (anillo 1806) versus la ROI (Anillo 1802). El resultado de la reducción de la DPP de rayos X a través del filtro de fondo (anillo 1806) es un cambio del espectro de rayos X en esa área de la imagen en comparación con el área de ROI de la imagen (ROI en resumen). Esto a su vez da como resultado diferentes características de absorción de los rayos X en el tejido humano (o cualquier otro material) en el área de fondo versus la ROI. En el ejemplo del colimador asociado con la Figura 18A a la Figura 18D y considerando también el ejemplo de que el recuento de fotones del área de fondo por píxel es el 10% del recuento de fotones por píxel en la ROI en ausencia de paciente o fantoma (110 de la Figura 1A), se podría sugerir que al multiplicar cada valor de píxel de fondo por 10 (o al sumar las últimas 10 imágenes de fondo como se describe anteriormente), la imagen de fondo será similar a la imagen en la ROI. Este no es el caso típico. Normalmente, se requiere una función de reproducción de tonos más compleja para que la imagen de fondo sea más similar a la imagen de ROI. Esto se explica con más detalles con referencia a las Figuras 21A a 21C.

Se podrá apreciar que la selección del 10% anteriormente en la presente es arbitraria y se realiza solo a modo de ejemplo. Se pueden seleccionar otros valores entre 1% y 90%, así como cualquier valor mayor que cero y menor que 100%. El ajuste de la divulgación para valores distintos del 10% es obvio para los expertos en la materia.

Una herramienta típica utilizada en el campo de rayos X para la investigación de imágenes, mediciones, calibraciones y evaluaciones es la cuña escalonada 10 como se muestra en la Figura 21A. Se puede construir de muchos materiales. Al colocar dicha cuña escalonada en la trayectoria de rayos X en lugar del paciente 110 de la Figura 1A, se adquiere una imagen de franjas, los píxeles de cada franja rectangular son de un valor relativamente similar en comparación con la diferencia entre los píxeles de los escalones vecinos (asumiendo una S/N relativamente alta). El valor promedio en cada franja se puede medir para producir los valores de las 11 barras punteadas 2104 en la Figura 21B. El eje horizontal representa el espesor del paso relativo, el número cero representa sin absorción (solo una franja de aire), el número 1 representa el paso más fino de la cuña escalonada 2100 y el número 10 representa el paso más grueso de la cuña escalonada 2100, que es 10 veces más grueso que el paso más fino, en este ejemplo.

El eje vertical representa un valor de píxel. En este ejemplo, se seleccionó un sistema de 12 bits que proporciona un intervalo dinámico de $0 = 4095$. Se seleccionó un sistema de 12 bits para este ejemplo, ya que es un sistema popular en este campo para el procesamiento de imágenes digitales, pero se podrá apreciar que se puede usar cualquier sistema para realizar la invención, que la adopción de la invención a otro sistema es simple para un experto en la materia y el alcance de la invención no está limitado por este ejemplo.

Además, en este ejemplo, el nivel promedio de píxeles en el aire se estableció en 4000, lo que permite 95 niveles adicionales para el ruido de píxeles y evitar el corte digital de ruido alto ruido en 4095. Esta selección se realiza como un ejemplo y se aprecia que el ruido depende de tales sistemas en la DPP de rayos X y el valor para la transmisión de aire se debe realizar de acuerdo con las características de rayos X preferentes.

En este ejemplo, el filtrado de la intensidad de rayos X en el fondo, que da como resultado un cambio en la distribución espectral de la radiación de rayos X en el fondo, cambiará las características del coeficiente de absorción a través de la misma cuña escalonada 2100. Los valores de píxeles resultantes para la radiación de fondo para cada paso se muestran como 11 barras negras 2106 en la Figura 21B. Cuando se implementa un primer proceso del fondo mediante la adición de los últimos 10 cuadros de fondo como se describe anteriormente (o la multiplicación de cada píxel de fondo por 10), el valor de píxel de fondo procesado inicialmente el valor en el paso cero se vuelve similar al valor de píxel de ROI en el paso cero, como se muestra en la barra unida más a la izquierda en las 11 barras unidas 2108, que representa el valor promedio de los escalones en el fondo, después de agregar los últimos 10 cuadros.

Al examinar las barras 2108 versus las barras 2104 se hace evidente que, a excepción del paso cero, las 10 barras restantes 2108 tienen valores más altos que las 10 barras restantes 2104. Esto resulta de la absorción diferente en el fondo debido al cambio espectral realizado por el anillo 1806 del filtro de la Figura 18A. Por ejemplo, el valor de píxel promedio del paso 5 en la ROI es 1419 pero en el fondo procesado inicialmente es 2005. Esto da como resultado una diferencia evidente entre la imagen de fondo procesada inicialmente y la imagen de ROI.

Para resolver esto, se requiere una etapa de procesamiento adicional para el área de la imagen de fondo (fondo en

resumen). Tal función de corrección, con referencia al área de ROI y el área de fondo de las etapas de la Figura 21 B se muestra como la función 2112 de la Figura 21C y se llamará aquí función de corrección de tono. El proceso de cambio de una imagen usando la función de corrección de tono se llamará aquí corrección de tono. La función de corrección de tono 2112 se crea mediante el cálculo de los factores de corrección de tono para cada una de las 11 tiras para llevar el valor promedio de la tira de fondo al mismo valor de píxel promedio de la tira en el área de ROI. Cada uno de estos factores es la relación del valor de píxel del paso promedio en la ROI y el valor de píxel del paso promedio en el fondo. Los factores para los valores de píxel entre estos valores calculados se pueden obtener mediante la interpolación de cualquier tipo, tal como una interpolación cúbica o el ajuste de cualquier función a los 11 puntos calculados, tal como la función lineal exponencial o n-dimensional. Es evidente, en este ejemplo, que cuanto menor es el valor de píxel, en el área de fondo, menor es el factor de corrección. Por ejemplo, para el valor de píxel de fondo procesado inicialmente 762, el factor de corrección es 0,44 (2114 en la Figura 21C). Mientras que para el valor de píxel de fondo procesado inicialmente 2524, el factor de corrección es 0,79 (2116 en la Figura 21C).

La corrección de tono en este ejemplo se refiere a la multiplicación de cada píxel en el fondo procesado inicialmente por el factor asociado según el ejemplo de la Figura 21C.

La función de corrección de tono de la Figura 21C se usa para procesar adicionalmente el fondo procesado inicialmente mediante la multiplicación de cada uno de los píxeles de fondo procesados inicialmente por el factor asociado (Factor de corrección de píxeles de fondo) proporcionado por la función de reproducción de tono 2112.

Se podrá apreciar que, aunque, en este ejemplo, el fondo se procesó para ser similar a la ROI, pero también es posible utilizar el mismo enfoque para procesar la ROI para que sea similar al fondo. También es posible ejecutar el procesamiento inicial en el fondo y ejecutar la reproducción de tonos en la ROI en relación con el fondo. Solo se necesita intercambiar las palabras fondo y ROI en el ejemplo anterior para obtener una divulgación de dicha corrección de tono.

También se aprecia que el procesamiento inicial que produce valores de paso similares para ROI y fondo no es un requerimiento para la corrección de tono. La corrección del tono se puede ejecutar sin el procesamiento inicial anterior o con el procesamiento inicial que, por ejemplo, está diseñado para que el paso cero de fondo sea la mitad del valor del paso cero de ROI. Esto se puede hacer, por ejemplo, mediante la adición de 5 últimas imágenes en lugar de 10 últimas imágenes en la radiación de fondo de 10% presente. El proceso de corrección de tono es el mismo, solo la función de corrección de tono (calculada de la misma manera) es diferente.

Cálculo de la función de corrección de tono usando la cuña escalonada

En el siguiente ejemplo, se presenta un procedimiento con más detalles, para generar una función de corrección de tono para la imagen de fondo para que parezca similar a la de la ROI. En este procedimiento se hace referencia a la Figura 33A.

La primera fase de este procedimiento es la recolección de datos.

Para recolectar los datos, el fantoma de absorción variable se utiliza para proporcionar diferentes niveles de absorción a través del área de la imagen. Tal fantoma puede consistir en una cuña escalonada (tal como la de la Figura 21A), un fantoma de cuña lineal, un fantoma de espesor variable de función de pendiente continua, un fantoma de espesor aleatorio o cualquier otro fantoma de absorción variable que proporcionará suficientes puntos de medición en el intervalo dinámico de la imagen (0 = 4095 en un sistema de 12 bits), distribuido razonablemente en todo el intervalo dinámico para proporcionar la exactitud deseada. Se podrá apreciar que cuantos más escalones se distribuyan más uniformemente en el intervalo dinámico, más exacta será la función de corrección de tono. Una cuña escalonada de 10 escalones sería una opción razonable para una exactitud razonable.

El material preferido del fantoma de absorción variable (VAP) puede ser un material que se comporte de manera similar al tejido vivo. Es común suponer que el agua es una representación razonable de un tejido blando vivo. Hay materiales que se consideran equivalentes al agua que se utilizan para producir tales fantomas, tales como Plastic Water, disponible en Supertech, Elkhart, Indiana, USA. Mediante la utilización de dichos materiales, la recolección de datos se asemeja mejor a la respuesta a los tejidos blandos vivos del espectro de radiación de fondo filtrado y el espectro de radiación de la ROI. Los materiales que son equivalentes óseos también se pueden usar en tal fantoma de absorción variable, pero cualquier experto en la materia entenderá que es simplemente una extensión de la discusión sobre tejidos blandos y, por lo tanto, no se discutirá con más detalles en la presente memoria.

El fantoma de absorción variable (VAP) se coloca en el sistema de la Figura 1A en lugar del paciente 110. Se adquiere una imagen o un conjunto de imágenes para un PKV1 dado. La razón para que PKV sea un parámetro es que el espectro de rayos X sea dependiente de PKV y, por lo tanto, cada curva de corrección de tono se calcula para un PKV dado. Las imágenes adquiridas están diseñadas para que, en el ejemplo de la cuña escalonada, cada paso se adquiera con cada uno de los espectros de rayos X de la ROI y el fondo. Es decir, una parte del paso está en la ROI y otra parte está en el fondo o, en una imagen, el paso está en la ROI y en otra imagen el paso está en el fondo.

Ahora, en este ejemplo, se elige modificar los valores de los píxeles de fondo y usar la ROI como referencia y ajustar el fondo para que parezca similar a la ROI. Se podrá apreciar que el valor de los píxeles de la ROI se puede ajustar para que llevar a la ROI a que se vea como el fondo (u otras alternativas se pueden usar como se discutió anteriormente), pero debido a que la técnica es completamente análoga al presente ejemplo, no se discutirá aquí con más detalles. Para hacerlo, para cada etapa i (incluido el paso cero de aire) se calcula el promedio de 2 grupos de píxeles:

1. (etapa 3300) píxeles de la etapa i que están en la ROI: AVG_{ri}
2. (etapa 3305) píxeles de la etapa i que están en el fondo: AVG_{bi}

Estos dos números se usan (etapa 3310) ahora para calcular el valor de la función de corrección de tono para el píxel de fondo que tiene el nivel AVG_{bi} : $F(AVG_{bi})$:

$$F(AVG_{bi}) = AVG_{ri} / AVG_{bi}$$

En el ejemplo de la cuña escalonada de 10 pasos + un paso de aire, se proporciona un conjunto de 11 valores de función de corrección de tono:

$$\{F(AVG_{b0}), F(AVG_{b1}), F(AVG_{b2}), \dots, F(AVG_{b10})\}$$

En el ejemplo del sistema de visualización de 12 bits, se desean 4096 valores de corrección para que cada valor posible de un píxel en el fondo tenga un valor de función de corrección de tono de corrección. Tales valores más allá de los 11 valores calculados anteriormente se pueden estimar usando cualquier enfoque de interpolación y extrapolación (etapa 3320) tal como ajuste de función lineal, 2do grado o cualquier ajuste de función lineal de n -grado o ajuste de función exponencial, etc. El concepto es el mismo, la diferencia está en la exactitud de la función de corrección de tono calculada, evaluada típicamente por cuán similar es fondo a la ROI después de la corrección. Esto se puede demostrar usando el siguiente ejemplo.

Se proporciona una tabla de ejemplo para una cuña escalonada utilizada para medir los valores de función para cada uno de los 10 pasos más el paso de aire:

Paso	AVG_{ri}	AVG_{bi}	$F(AVG_{bi})$
0	4000,00	4000,00	1,00
1	3733,02	3819,97	0,98
2	3251,32	3483,85	0,93
3	2642,77	3034,31	0,87
4	2004,75	2523,83	0,79
5	1419,25	2004,75	0,71
6	937,69	1520,76	0,62
7	578,18	1101,69	0,52
8	332,71	762,18	0,44
9	178,67	503,57	0,35
10	89,55	317,73	0,28

En este ejemplo, el paso cero es un área sin absorción, un área fuera del VAP. En este ejemplo, el fondo también pasó por el procesamiento inicial (tal como la adición de los últimos 10 cuadros para compensar el 10% de radiación de fondo como se describe en los detalles anteriores). Por este motivo $AVG_{r0} = AVG_{b0}$. En este ejemplo, también se ha

- 5 establecido la exposición de modo que $AVGr0 = 4000$. Para un PKV dado, esto se realiza mediante la determinación, por ejemplo, de mA (miliamperios) en un sistema de imágenes de rayos X de múltiples cuadros continuo o la determinación de la carga por pulso en un sistema de rayos X pulsado (miliamperios segundo: mAs). Para el propósito de la siguiente discusión, se hará referencia a mA-0 como indicación de la configuración de corriente de rayos X para obtener $AVGr0 = 4000$.

Por lo tanto, para obtener los factores de corrección para $0 = 4095$ se necesita una interpolación para el intervalo $319 = 3999$ y se necesita extrapolación para los intervalos $0 = 317$ y $4001-40095$. Esto se puede realizar usando uno de los muchos procedimientos de ajuste de curvas proporcionados, por ejemplo, por MatLab, disponible en MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, USA. El procedimiento de ajuste específico generalmente depende de los datos.

- 10 Se podrá apreciar que no todas las etapas se deban usar para calcular la función de corrección de tono pero, típicamente, el uso de más etapas admite una mejor función de corrección de tono.

Se podrá apreciar que para el fin de ajustar la curva, siempre se espera que dicha curva pase también a través del punto $(AVGb, F(AVGb)) = (0,0)$. Es decir, cuando el espesor del absorbente es tan alto que la radiación está completamente bloqueada por este espesor, el valor de corrección de tono en este punto es cero.

- 15 De acuerdo con el ejemplo anterior, se puede ilustrar con 2 líneas adicionales en la tabla, que presentan un espesor relativo de 200 e infinito:

Paso	AVGri	AVGbi	F(AVGbi)
200	0,00	0,03	0,0068
00	0,00	0,00	0,00

- 20 Por lo tanto, este punto adicional (0,0) se puede usar adicionalmente, con cualquier conjunto de mediciones, para un mejor ajuste de la curva.

- 25 También se podrá apreciar que más de solo 2 áreas de imagen tales como ROI (1822 en la Figura 18D correspondiente a la sección de filtro 1802 en la Figura 18A y Figura 18B)) y fondo (1826 en la Figura 18D correspondiente a la sección de filtro 1806 en la Figura 18A y Figura 18B) son relevantes para la corrección de tono descrita anteriormente. Otras áreas de imagen tales como el área de transición 1824 en la Figura 18D correspondiente a la sección de filtro 1804 en la Figura 18A y la Figura 18B son relevantes. En el ejemplo del área de transición 1824, el espectro de los rayos X cambia gradualmente en función de la distancia desde el centro de ROI debido al cambio variable en el espesor del filtro sobre el anillo 1804. Se podrá apreciar que la curva de corrección de tono diseñada para el fondo 1826 no será óptima para el área de transición 1824.

- 30 Por lo tanto, se desea dividir el área de transición 1824 en varias subáreas de transición, cada subárea de transición tiene un espectro de rayos X relativamente uniforme después del filtrado. Para cada subárea de transición de este tipo, se calcula una función de corrección de tono (para cada PKV) y se utiliza para corregir el tono de la subárea de transición asociada.

- 35 En otro enfoque, la función de corrección de tono para una subárea específica se puede estimar a partir de la función de corrección de tono del fondo, tomando en cuenta el espesor del filtro en la subárea de transición específica. Por ejemplo, para un espesor de la subárea de transición cercano al del fondo, la función de corrección de tono estará cerca de la función de corrección de tono del fondo. Un ejemplo para tal estimación de valores de corrección de tono se proporciona en la siguiente tabla

Paso	Fondo	Fondo cercano	ROI cercana
0	1,00	1,00	1,00
1	0,98	0,98	1,00
2	0,93	0,94	1,00
3	0,87	0,89	0,99

4	0,79	0,82	0,98
5	0,71	0,75	0,98
6	0,62	0,66	0,97
7	0,52	0,58	0,96
8	0,44	0,49	0,94
9	0,35	0,41	0,93
10	0,28	0,34	0,92

Los valores para "Fondo cercano" y "ROI cercana" se estiman a partir de los valores de fondo utilizando una evaluación exponencial en la forma:

$$\text{Estimated_value} = \text{Background_value}^E$$

- 5 Donde E = 0,85 para la estimación de valores de "Fondo cercano" y E = 0,07 para la estimación de valores de "ROI cercana".

Se pueden usar muchas otras estimaciones. La estimación exponencial apoya razonablemente las características de absorción exponencial de los rayos X en la materia.

- 10 El procedimiento anterior se ejecuta para un intervalo de valores de PKV para generar una función de corrección de tono para cada valor de PKV. Por ejemplo, en el intervalo de 50PKV a 150PKV, se pueden generar 5 funciones de corrección de tono para 50, 75, 100, 125 y 150PKV.

- 15 En caso de que, por ejemplo, se use 90PKV con un paciente, la función de corrección de tono se puede interpolar a partir de las funciones de corrección de tono calculadas para 75PKV y 100PKV usando interpolación lineal o cualquier otra interpolación. La función de corrección de tono interpolada ahora se puede utilizar para la corrección de tono del fondo generado con radiación de 90PKV.

- 20 Una situación común que se puede encontrar después de ejecutar el cálculo de la función de corrección de tono anterior es que la imagen real en uso no contiene secciones de aire y quizás tampoco contiene objetos equivalentes a los pasos 1, 2, 3 y 4. Es posible, por ejemplo, que la parte más "transparente a los rayos X" en el objeto examinado (paciente 110 en la Figura 1A) alcance solo el nivel 2000 o el intervalo dinámico 0 = 4095. En tal caso, la corriente de rayos X se podría duplicar para aumentar la DPP de modo que esta área se ilumine y llegue al nivel 4000.

En tal caso, el valor de corrección de tono originalmente diseñado para 4000 ya no es adecuado ya que el 4000 actual se genera después de una absorción equivalente al nivel 2000 de la función de corrección de tono.

- 25 Para manejar esta situación, si el mA de rayos X se duplica para que el mA actual sea 2x (mA-0), se pueden modificar las unidades del eje x de la función de corrección de tono de la Figura 21C al multiplicar también por 2 los valores de eje x, para obtener la función de corrección de tono modificada de la Figura 21D. El intervalo dinámico que se utilizará en la función de corrección de tono de la Figura 21D es todavía 0 = 4095 (4095 se indica con la línea discontinua 2120 en la Figura 21D). En este intervalo, los valores reales de corrección de tono varían de 0,00 a aproximadamente 0,71 y no hasta 1,00 como antes. Por lo tanto, cuando la corriente de rayos X durante el uso cambia en relación con la corriente de rayos X durante el cálculo de la función de corrección de tono, la escala de x (la "escala de entrada") de la función de corrección de tono se puede ajustar como se describió anteriormente, en las mismas proporciones que el cambio en mA, y posteriormente se puede usar para proporcionar las correcciones de tono requeridas bajo la nueva corriente de rayos X.

- 35 Se podrá apreciar que lo que determina con mayor precisión este ajuste de escala es el cambio en el número de fotones de rayos X emitidos desde el tubo de rayos X hacia el objeto inspeccionado. Debido a que esto generalmente se considera razonablemente proporcional al cambio en mA, mA se usa comúnmente para este propósito.

Como se explicó anteriormente, en referencia al uso de la función de corrección de tono, la función de corrección de tono se puede usar sin procesamiento inicial del fondo. En tal caso, el cálculo de la función de corrección de tono se debe realizar en las mismas condiciones, es decir, sin la implementación del procesamiento inicial de los datos utilizados para el cálculo de la función de corrección de tono.

- 40 Cálculo de la función de corrección de imagen del fondo utilizando el cuerpo del paciente.

En otro ejemplo de la invención, el cálculo de la función de corrección de tono se puede basar en datos del paciente en tiempo real (en lugar de un fantoma como se describió anteriormente) y optimizarse para el paciente específico. Para describir este ejemplo, se hace referencia a la Figura 22A a la Figura 22B. Las figuras presentan la capa de visualización, pero esto se hace solo por conveniencia. La discusión hecha en referencia a estas figuras se refiere también al procesamiento de imagen y las capas de datos de memoria de imagen que se manejan típicamente en 12 bits y también a la distribución de rayos X y las capas del detector (ya sea un detector plano o un intensificador de imagen o cualquier detector de rayos X teórico), las geometrías relacionadas con estas capas son completamente análogas a las descritas en referencia a la Figura 22A y la Figura 22B y el diagrama de flujo correspondiente en la Figura 33B.

Este ejemplo se proporciona con los mismos parámetros seleccionados para la divulgación de los ejemplos anteriores, tales como: el cálculo de la función de corrección de tono se realiza para un PKV y mA específicos, la radiación de fondo está diseñada para ser el 10% de la radiación de ROI cuando no hay paciente o el fantoma está presente como 110 de la Figura 1A, etc. Las desviaciones importantes para la explicación de este ejemplo se presentarán explícitamente. La siguiente divulgación también adoptará la simplificación anterior del colimador de la Figura 18A de que el ancho del anillo 1804 es cero y solo se consideran el orificio central del anillo 1802 y el anillo 1806. La expansión al caso del anillo 1804 es completamente análoga a las expansiones descritas anteriormente.

Se hace referencia ahora a la Figura 22A. Durante el tiempo representado por la Figura 22A, el operador está mirando el punto 2202. La ROI 2204 se establece, como se describió anteriormente, alrededor del punto de observación 2202 (etapa 3330). El alto nivel de radiación se dirige ahora a la ROI 2204, mientras que el fondo 2206 está expuesto a 1/10 de la radiación de la ROI. En el flujo principal, los datos se procesan como se describió anteriormente (típicamente el procesamiento inicial de adición de cuadros, opcionalmente ajuste del brillo usando un factor de multiplicación y el segundo procesamiento usando la función de corrección de tono almacenada. También se pueden aplicar otros procesos de mejora de imagen tales como filtros espaciales).

En un flujo de fondo, tiene lugar el cálculo de una curva de corrección de tono, sobre la base de los datos adquiridos de la imagen del paciente 110.

De la Figura 22A, se adquieren 2 tipos de datos:

En las imágenes de ROI 2202, los datos se adquieren y almacenan (etapa 3335) (preferiblemente en 12 bits pero también posible con otra exactitud, tal como 8 bits) para el espectro de rayos X que no se filtra por el anillo 1806 de la Figura 18A.

2. En las imágenes de fondo 2206, los datos se adquieren y se almacenan en la etapa 3340) (preferiblemente en 12 bits pero también posible con otra exactitud tal como 8 bits) para el espectro de rayos X que se filtra por el anillo 1806 de la Figura 18A.

Ahora, después de un tiempo, el punto de observación del operador se mueve al punto 2208 de la Figura 22B. La ROI sigue el punto de observación y ahora se muestra como ROI 2210 (etapa 3345).

De la Figura 22B, se adquieren 2 tipos de datos:

3. En las imágenes de ROI 2210, los datos se adquieren y almacenan (etapa 3350) (preferiblemente en 12 bits pero también posible con otra exactitud, tal como 8 bits) para el espectro de rayos X que no se filtra por el anillo 1806 de la Figura 18A.

4. En el fondo 2206 (que incluye ahora también el área 2214 que anteriormente era ROI 2204), los datos de las imágenes se adquieren y almacenan (etapa 3360) (preferiblemente en 12 bits pero también posible con otra exactitud, tal como 8 bits) para el espectro de rayos X que se filtra por el anillo 1806 de la Fi

Con estos datos recolectados se puede calcular la función de corrección de tono.

En un enfoque, para cada uno de los cuadros se realiza el procesamiento inicial (suma de cuadros y ajuste de brillo). El otro enfoque para calcular la función de corrección de tono sin procesamiento inicial no se discutirá, ya que ya se explica bien en los ejemplos anteriores.

En esta etapa, utilizando los datos procesados inicialmente, los valores de píxeles (parte o todos) de la ROI 2204 se dividen por los valores de los píxeles correspondientes del área de fondo 2214 (etapa 3370) para proporcionar el factor de corrección de píxeles de fondo de corrección de tono (salida) de la Figura 21C para los valores correspondientes de píxeles de fondo (entrada) en el área 2214 de la Figura 22B. Además, utilizando los datos procesados inicialmente, los valores de píxeles (parte o todos) de la ROI 2210 se dividen por los valores de los píxeles correspondientes del área de fondo correspondiente 2206 de los datos adquiridos en la etapa de la Figura 22A para proporcionar el factor de corrección de píxeles de fondo de corrección de tono de la Figura 21 C para los valores correspondientes de píxeles de fondo en el área 2206 de la Figura 22A.

Esto proporciona un conjunto de múltiples puntos de entrada para la función de corrección de tono que tienen el factor de corrección de píxeles de fondo calculado correspondiente. Debido al ruido, este conjunto generalmente incluye también valores de entrada, del mismo valor, que tienen valores de salida diferentes. Esta distribución estadística de los valores de salida se puede resolver mediante cualquier procedimiento, que incluye el promedio de los valores de salida, la mediana o cualquier otro procedimiento. En este ejemplo, se adopta el enfoque promedio. De esta manera, los múltiples valores de entrada de posibles valores de salida diferentes se reducen a un valor de entrada único con un valor de salida único.

Teniendo este conjunto de puntos, se puede realizar un ajuste de curva para ajustar este conjunto (y preferiblemente también el punto (0,0)) para calcular la función de corrección de tono sobre la base de datos reales del paciente (etapa 3380).

Se podrá apreciar que solo se puede usar una posición de ROI para este propósito también y más de 2 posiciones de ROI demostradas en el ejemplo anterior.

También se podrá apreciar que si se usan las ubicaciones de ROI más diferentes, es más probable obtener más puntos en el conjunto utilizado para el ajuste de la curva y, por lo tanto, una función de corrección de tono más exacta.

También se podrá apreciar que se puedan utilizar más datos para el cálculo para mejorar la exactitud. Por ejemplo, si el ejemplo se basa en 10 fps y la posición de la ROI en la Figura 22A duró más de 5 segundos, entonces los datos de ROI y el fondo se pueden recolectar de todos los cuadros realizados durante los últimos 5 segundos antes de mover el punto de observación a la posición de la Figura 22B. De la misma manera, si la posición de ROI en la Figura 22B duró más de 3 segundos, entonces los datos de ROI y el fondo se pueden recolectar de todos los cuadros realizados durante los primeros 3 segundos después de mover el punto de observación a la posición de la Figura 22B. Cada uno de estos datos se puede promediar temporalmente, lo que reduce los errores de ruido y proporciona valores más exactos para el ajuste de la curva de la función de corrección de tono.

También se podrá apreciar que dicho cálculo de la función de corrección de tono se puede calcular durante un procedimiento clínico con un paciente, donde el primer cálculo se realiza justo después de que la ROI se movió primero de un lugar a otro y la función de corrección de tono se puede recalcular en cualquier intervalo de tiempo utilizando los datos acumulados adicionalmente.

Al comienzo del proceso, se puede usar una función de corrección de tono predeterminada y reemplazarla por la primera función de corrección de tono calculada justo después de su cálculo y, además, reemplazar cada función de corrección de tono por la función de corrección de tono calculada sucesivamente que se mejora debido a los datos adicionales.

Se podrá apreciar que los datos de cálculo de corrección de tono recolectados de múltiples pacientes se pueden usar para generar una o más funciones de corrección de tono de "paciente general" que se pueden usar para futuros pacientes. Dichos datos se pueden mejorar con cada paciente adicional cuyos datos se agreguen a los datos ya almacenados y procesados juntos.

Como se explicó anteriormente, en referencia al uso de la función de corrección de tono, la función de corrección de tono se puede usar sin procesamiento inicial del fondo. En tal caso, el cálculo de la función de corrección de tono se debe realizar en las mismas condiciones, es decir, sin la implementación del procesamiento inicial de los datos utilizados para el cálculo de la función de corrección de tono.

Se ha proporcionado anteriormente, a modo de ejemplo de que se puede dividir el anillo 1824 de la Figura 18 en 8 anillos de paso de radio igual de modo que la DPP promedio en el anillo más pequeño #1 sea 9/10 de 1822, la DPP promedio en el próximo anillo #2 es 8/10 de 1822, el anillo #3 es 7/10 y así sucesivamente hasta el último anillo #8 que tiene 2/10 de DPP de 1822. En este ejemplo se supone que cada anillo, que tiene un radio interno y externo específico proporciona una DPP que es independiente del ángulo 1828 de la Figura 18A.

Este procedimiento actúa con exactitud cuando la fuente de rayos X es un haz en el centro de la abertura como se muestra en la Figura 23A. En la Figura 23A, la línea discontinua 2302 marca la capa media del colimador 1800 (espesor medio). Los rayos X (rayos) 2304 y 2306 cruzan la superficie superior del anillo 1804 en la misma línea de puntos 2302 que cruza la superficie superior del anillo 1804.

Esto representa que los rayos pasan el colimador en el mismo radio pero en diferentes ángulos. Debido a que la fuente de rayos X es un haz en el centro de la abertura 1802 y el anillo 1804, la simetría implica que en la trayectoria de cada uno de los rayos 2304 y 2306 el material del colimador 1800 es el mismo. Por lo tanto, la atenuación es la misma e independiente del ángulo 1828 de la Figura 18A.

La Figura 23B presenta la situación en la que el colimador 1800 se ha movido hacia la derecha. Los rayos 2308 que son análogos al rayo 2304 y el rayo 2310 que son análogos al rayo 2306, aunque pasan el colimador 1800 en el mismo radio, no tienen el mismo ángulo de incidencia en la superficie del colimador. La trayectoria dentro del colimador para

los rayos 2308 y 2310 es diferente y, por lo tanto, tienen una atenuación diferente. Para superar esto, se hace una consideración del fenómeno y se introduce a los cálculos de DPP.

En un enfoque, se realiza una corrección a la DPP como parámetro de la posición del colimador 1800. Esto se puede realizar usando coeficientes de absorción de rayos X del material del colimador y la geometría del colimador. Debido a que la fuente de distancia 306 al colimador 1800 también afecta la posición del colimador DPP Vs, esta distancia también se puede considerar en los cálculos para mejorar aún más la exactitud.

Una alternativa al cálculo de la DPP, la DPP se puede medir para diferentes posiciones del colimador 1800 y usar como datos de atenuación. La exactitud se puede aumentar aún más mediante la medición de la DPP también en función de la fuente 306 a la distancia del colimador 1800.

La reducción de la sensibilidad de la atenuación al ángulo de incidencia del rayo se puede proporcionar mediante un borde de apertura simétrico o casi simétrico como se muestra en la Figura 24A, referencia numérica 2312. Con este diseño, la diferencia de la trayectoria en el material del colimador entre el rayo 2308 y el rayo 2310 es más pequeño que con el borde de apertura de las Figuras 23A y 23B. Se podrá apreciar que la optimización del diseño se puede hacer a cada lado del borde de apertura que no es simétrico a la línea 2302 para minimizar la sensibilidad de la atenuación al ángulo de incidencia del rayo. El resultado de tal optimización serían dos superficies del borde de la abertura (superficies superior e inferior del anillo 2312 en las Figuras 24A y 24B) que no son simétricas a la línea 2302.

Ahora se hace referencia a la Figura 25 que ilustra un ejemplo modificado del colimador 1800. Es común filtrar la radiación de rayos X, usando capas como capas de aluminio (Al) de varios espesores para cambiar la distribución espectral de la radiación de rayos X. Tal filtrado típicamente (pero no limitado a) reduce la parte de baja energía del espectro de rayos X. El colimador de la Figura 18, con la mayoría de los materiales, haría lo mismo. Ahora, si el colimador de la Figura 18 se usa con otra capa de filtro, la otra capa de filtro que está diseñada para cubrir la sección transversal completa del haz de rayos X, no solo proporciona los resultados deseados en el área de la abertura 1802 sino que también agrega este efecto también al área fuera de la abertura, 1806, además de lo que ya hace el colimador. Esto podría no ser deseado. Para superar esto, en lugar de utilizar un filtro que cubra la sección transversal completa del haz de rayos X, se agrega un filtro más pequeño 2500 en el área de ROI solamente, como parte del colimador 1800. De esta manera, el filtro actúa en el área de abertura 1802 como se desea pero no agrega filtrado adicional no deseado en el área 1806.

Ahora se presta atención a la Figura 26 que presenta un ejemplo de sistema para llevar a cabo la invención. Típicamente en los sistemas de rayos X, se utiliza una ROI que se centra en la imagen 120 (tal como la ROI 200 de la Figura 2) y tiene una posición fija para el análisis de imágenes y para generar parámetros para conducir el tubo de rayos X 100 y modificar la imagen 120. Se pueden calcular parámetros tales como el valor promedio, valor máximo y contraste para esta área. Tales parámetros se usan típicamente para optimizar el funcionamiento del tubo de rayos X (tal como mA, mAs y KVp).

En este ejemplo, el rastreador ocular 128 se usa para proporcionar al controlador de rayos X 130 las coordenadas de observación del usuario 122. En lugar de utilizar una ROI de posición fija como en la técnica anterior, la ROI se mueve de acuerdo con la coordenada de observación de modo que incluya el punto de observación o está cerca del punto de observación. Con este ajuste de la posición de ROI en función del punto de observación, el análisis y los parámetros calculados a partir de la ROI para conducir el tubo de rayos X y modificar la imagen 120 se realizan a partir de una ROI que se ubica de acuerdo con el punto de observación en lugar de una ROI fija, que a veces puede estar a una distancia del punto de observación y no representar la información de la imagen que es relevante para el punto de observación.

Por ejemplo, el centro de la imagen podría incluir principalmente huesos (tales como vértebras y esternón) que constituyen una parte oscura de la imagen y el lado de la imagen 120 incluye principalmente pulmón, que es una parte brillante de la imagen. Con una ROI central fija, los parámetros de rayos X y el ajuste de la imagen (tal como brillo, contraste y corrección de tono) se ajustarán para que la imagen central salga clara. Este ajuste conducirá un exceso de rayos X al área del pulmón que está fuera de la ROI y también podría aumentar el brillo del área de los pulmones más allá de una calidad de imagen aceptable, lo que produce imágenes de pulmones inutilizables. Cuando el usuario mira el pulmón, la calidad de la imagen puede ser inútil. En tales casos, el usuario puede mover al paciente o al sistema de brazo c a una nueva posición para que el pulmón entre en la ROI de posición fija centrada. Con el ejemplo actual de la ROI en movimiento, en función del punto de observación, cuando el usuario mira el pulmón, al lado de la imagen 120, la ROI se mueve también al área de los pulmones y los parámetros de rayos X y el ajuste de la imagen se realizan de acuerdo con la ROI desplazada, según se requiera para los pulmones. Esto también, en este ejemplo, normalmente reduce la intensidad de los rayos X y reduce la exposición del paciente de acuerdo con el punto de observación.

Se podrá apreciar que muchas relaciones entre el punto de observación y la ROI estén disponibles. Dichas relaciones pueden incluir la posición de ROI en relación con el punto de observación, el tamaño de ROI en relación con el punto de observación, la forma de ROI en relación con el punto de observación (en una imagen rectangular, la ROI puede ser circular en el área central y rectangular cerca de las esquinas de la imagen o asumir cualquier otra forma, incluida una combinación de un arco y bordes rectos de 90 grados). Además, la ROI puede estar centrada alrededor del punto de observación, pero también puede tener una ubicación variable en relación con el punto de observación. Tal ubicación

variable puede depender de cualquier combinación de la ubicación del punto de observación, la dinámica del punto de observación y la forma fija o variable de la ROI. La ROI se puede fijar en su posición y solo cambiar de tamaño en función del punto de observación. Un ejemplo de esto es una ROI circular centrada alrededor de la imagen 120, donde el diámetro de la ROI cambia de acuerdo con el punto de observación. En un ejemplo, el diámetro de ROI puede aumentar cuando aumenta la distancia del punto de observación desde el centro de la imagen 120.

Se debe apreciar que un término de rastreador ocular en la presente invención se usa para indicar cualquier dispositivo que pueda proporcionar información relacionada con el punto de observación del usuario.

En el ejemplo de la Figura 26, se puede apreciar que la invención no se limita a un rastreador ocular que típicamente proporciona automáticamente información del punto de observación del usuario. En un ejemplo de la presente invención, el rastreador ocular se puede reemplazar con cualquier dispositivo de entrada que afecte la posición y/o la forma de la ROI. Por ejemplo, se puede usar un joystick, un teclado, una pantalla interactiva tal como la pantalla de una PC, tableta o teléfono inteligente, un dispositivo de lectura de gestos, un intérprete de voz o cualquier otro dispositivo adecuado para determinar las coordenadas relativas a la imagen 120, y la posición y/o forma de ROI cambiará de acuerdo con dicha entrada.

Los cambios de tono se describen anteriormente usando los términos corrección de tono. Aunque en muchos ejemplos se usa el término corrección de tono, esto no limita los ejemplos al sentido de "corrección" y todos estos ejemplos se pueden interpretar en el sentido de cualquier cambio de tono de la imagen, incluido el que puede incluir cualquier modificación de imagen deseada. El término de corrección de tono se debe interpretar como un cambio de tono que puede incluir cualquier modificación de imagen deseada.

20 Colimador de ROI múltiple

Las Figuras 18A y 18B describen un colimador con fondo parcialmente transparente (1806) y sección de ROI completamente transparente (1802) donde el diámetro de la ROI expone el área 1822 (Figura 18D) y el área parcialmente transparente 1806 expone el área 1826 en la Figura 18D. Por simplicidad, el área de transición 1804 en la Figura 18A y 1824 en la Figura 18D se ignoran en este ejemplo, pero se apreciará que este ejemplo también puede incluir una versión con el área de transición.

Por ejemplo, en la Figura 34A, en el plano de entrada del Intensificador de imagen 112, el área totalmente expuesta 3402 por el haz de rayos X 106 puede tener un diámetro de 30,48 cm. El área expuesta de la ROI se puede diseñar, por ejemplo, a 1/3 pulgada de diámetro del área completa 3402, 10,16 cm, como se muestra con el indicador numérico 3404. En un ejemplo de área de imagen de 1024x1024 píxeles, el diámetro de 30,48 cm se visualiza en casi 1024 píxeles (1826 Y 1824 de la Figura 18D) y la ROI se visualiza en casi $1024/3 = 341$ píxeles de diámetro (1822 de la Figura 18D).

En algunos casos, el usuario puede activar la función de zoom del intensificador de imagen 114 de modo que solo una parte del área de entrada 112 se capture en el sensor de la cámara 116. Por ejemplo, en lugar de 30,48 cm solo 22,86 cm de diámetro desde el área de entrada 112 se captura en el sensor de la cámara 116. En tal ejemplo, se captura un área de diámetro 22,86 cm en 1024x1024 píxeles de la imagen. El usuario puede esperar que el área de ROI tenga un 1/3 de diámetro de la imagen visualizada 120. En este caso, el área de entrada de diámetro de 7,62 cm 112 se debe exponer a 341 píxeles como diámetro de ROI y no a 10,16 cm como antes, como se muestra con el indicador numérico 3406.

En un ejemplo, el ajuste del diámetro del área de radiación de ROI de 10,16 cm a 7,62 cm se puede hacer moviendo el colimador 1800, con un área de ROI 1802 diseñada para 10,16 cm de diámetro hacia el intensificador de imagen 114 para crear una nueva distancia del colimador 1800 desde el punto focal de rayos X 306. Si D1 es la distancia del colimador 1800 desde el punto focal 306 para una ROI de 10,16 cm de diámetro, posteriormente, para obtener una ROI de 7,62 cm de diámetro, la nueva distancia del colimador 1800 desde el punto focal 306 debería ser para este ejemplo $D1 \times 3/4$. Este ejemplo de cálculo de proporción se puede usar también para otros diámetros de ROI. El colimador 1800 se puede alejar o acercar al punto focal 306 utilizando cualquier sistema mecánico motorizado. Se puede apreciar que en este ejemplo el colimador 1800 está representado en la Figura 34A por un colimador más general 150 y también, otros colimadores representados por el colimador 150 (como se explicó anteriormente) se pueden usar de acuerdo con este ejemplo.

De acuerdo con la invención, en lugar de mover el colimador 1800 lejos o hacia el punto focal 306, los colimadores tales como el colimador 1800 se pueden diseñar de acuerdo con la Figura 34B y mostrar con el colimador 3410. Este colimador tiene 3 orificios para una ROI de 3 tamaños diferentes. Por ejemplo, cada diámetro del orificio de la ROI está diseñado para proyectar 1/3 del diámetro del área expuesta. Por ejemplo, si el diámetro del área de entrada del intensificador de imagen 112 es de 30,48 cm y tiene 2 opciones de zoom de 22,86 cm y 15,24 cm, entonces el orificio 3414 será 9/12 del orificio 3412 y el orificio 3416 tendrá 6/12 del orificio 3412 de diámetro. Para cada zoom del intensificador de imagen 114 se usa el área correspondiente del colimador 3410 para que la ROI se mantenga 1/3 de diámetro de la imagen 120.

El colimador 3420 de la Figura 34C es otro ejemplo que permite el ajuste del orificio de la ROI a las opciones de zoom del intensificador de imagen 114 de una manera similar al colimador 3410 pero con una geometría diferente.

El orificio rectangular 3428 (que también puede ser un orificio circular relativamente grande) proporciona un área de colimador que no limita el rayo X y permite el uso convencional de dicho sistema.

5 Se podrá apreciar que los colimadores con una pluralidad de orificios tales como los de la Figura 34B y 35C también se pueden mover perpendicularmente al plano del colimador para proporcionar una ROI de tamaño variable en el área de entrada 112. Mediante la combinación de más de un tamaño de orificio y movimiento perpendicularmente al área del colimador, se pueden proporcionar más tamaños de ROI con un intervalo de movimiento vertical reducido en comparación con un orificio.

10 A medida que aumenta la variedad de dimensiones de los orificios, se requiere un intervalo de movimiento más pequeño perpendicularmente al plano del colimador para cubrir más tamaños de ROI.

También se puede apreciar que los ejemplos de las Figuras 34 se pueden combinar con cualquiera de los bordes del orificio como se muestra en referencia a las Figuras 23, 24 y 25.

Se hace referencia ahora a la Figura 35A que proporciona otro ejemplo de colimador 3500.

15 El sistema de coordenadas 126 está presente en la Figura 35A para proporcionar orientación en referencia a la Figura 1B.

Se muestra el punto focal de rayos X 306 y se proyecta un haz de rayos X en forma de cono 106 hacia arriba hacia el área de entrada 112 (no se muestra en la Figura 35A - ver Figura 34A).

20 Las placas 3501, 3502, 3503 y 3504 son parcialmente transparentes a los rayos X. En este ejemplo, se asumirá que cada una de esas placas transmite el 30% del haz 106, pero se puede apreciar que hay otros niveles de transmisión disponibles. Las placas 3501, 3502, 3503 y 3504 pueden estar hechas de cualquier material adecuado, considerando el efecto deseado de la distribución espectral del haz de rayos X transmitido. Por ejemplo, se pueden usar placas de cobre.

25 El círculo discontinuo 106A representa la sección transversal del cono de rayos X 106 en general en el plano del colimador 3500. Excepto para un haz de rayos X de forma rectangular, 3510, la intensidad del resto del haz (106B) se reduce debido a las placas 3501, 3502, 3503 y 3504. Cuando solo hay una capa de placas, el haz de rayos X se reduce al 30% de su intensidad original. En las áreas donde dos placas se superponen, el haz de rayos X se reduce al 9% de su intensidad original ($30\% \times 30\%$), con este ejemplo, la ROI 510 ahora es rectangular. Los motores pueden mover las placas 3501, 3502, 3503 y 3504 como se explica en la Figura 35B.

30 Se podrá apreciar que, debido a los cambios espectrales de los rayos X que dependen del espesor del material filtrante, el resultado de 2 capas, cada una de las cuales permite que pase el 30% de la radiografía incidente, normalmente no es 9%, sino que depende del espectro de rayos X original y el material del filtro. Sin embargo, se asumirán tales relaciones ($30\% \times 30\% = 9\%$) para simplificar la divulgación.

35 La absorbancia real de una capa versus 2 capas se puede diseñar según las necesidades de cualquier aplicación específica y se ignorará en esta divulgación. En la Figura 35B, los componentes de los elementos de motorización se detallan en referencia a la placa 3501. El otro mecanismo de 3 placas es analógico.

40 El motor 3501A acciona el tornillo 3501C que mueve la tuerca 3501B. La tuerca 3501B está conectada a la placa 3501, por lo tanto, permite que la placa 3501 se mueva en las direcciones de la flecha 3501 D. Por lo tanto, cada placa se puede mover independientemente de las otras placas como lo indica la flecha de doble punta para cada placa. Los rieles que se pueden usar para soportar las placas y permitir el movimiento no se muestran en esta figura.

En el ejemplo de la Figura 35B, el orificio 3512 está en el centro del haz 106 (como se muestra en la sección transversal del haz 106A) y tiene un cierto tamaño.

45 En el ejemplo de la Figura 35C, las placas 3503 y 3504 se movieron hacia la derecha sin cambiar la distancia entre estas placas. Las placas 3501 y 3502 se movieron hacia arriba sin cambiar la distancia entre estas placas. Como resultado, el orificio 3512 se movió hacia el borde superior derecho de la sección transversal del haz de rayos X 106A pero sin cambiar sus dimensiones.

50 En el ejemplo de la Figura 35D, el orificio 3512 también está generalmente en el área superior derecha de la sección transversal del haz de rayos X 106A, pero se redujo la distancia entre las placas 3501 y 3502 y también se redujo la distancia entre las placas 3503 y 3504. Como resultado, el tamaño del orificio 3512 se redujo y la ROI resultante es más pequeña ahora.

En la Figura 35E, el orificio todavía está en el área superior derecha de la sección transversal del haz de rayos X 106A,

pero la distancia entre las placas se cambió nuevamente para producir un rectángulo grande que también es particularmente más largo en la dirección Y que en la dirección X. Por lo tanto, la ROI se vuelve más grande y también de una forma diferente.

5 Con este ejemplo de colimador 3500, por lo tanto, la ROI de la imagen 120 no solo se puede mover a través del área 40 de la imagen 120 a la ubicación deseada, sino que también se puede cambiar el tamaño y la relación de aspecto de la ROI según se desee, para compensar el zoom del intensificador de imagen 114 o por otros motivos.

Se puede apreciar que, aunque la Figura 35 implica que los pares de placas colimadoras están dispuestas en el mismo plano, y cada una de las placas de un par de placas se puede colocar en un plano diferente.

10 Se hace referencia ahora a la Figura 36, que ilustra la distribución de intensidad de rayos X en diferentes áreas de la imagen 120 cuando la ROI está en la posición presentada en la Figura 35B. En este ejemplo, no hay ningún objeto (paciente) entre el colimador 3500 y el área de entrada 112, por lo que, idealmente, sin el colimador 3500, la radiación de rayos X sobre el área de entrada 112 sería uniforme. En este ejemplo, como resultado del colimador 3500, el área de la imagen 120 se divide en 3 áreas de intensidad: 3602, la ROI, donde la intensidad original del 100% es, 3604 (4 de esas áreas) donde la intensidad es el 30% de la ROI y 3606 (4 de esas áreas) donde la intensidad es del 9% de la ROI.

15 Los procedimientos descritos anteriormente para corregir el fondo son completamente aplicables para corregir el fondo del presente ejemplo donde cada una de las áreas 3604 y 3606 requieren sus propios parámetros de corrección.

20 Por lo tanto, se podrá apreciar que el ejemplo actual se puede usar junto con los procedimientos de corrección descritos anteriormente. También se puede apreciar que los conceptos de transición de borde tales como los asociados con las Figuras 18 y 24 son aplicables también a los bordes de las placas del colimador 3500 que están orientados al orificio 3512.

Se podrá apreciar que, aunque lo anterior se describió en referencia a un intensificador de imágenes, es aplicable a cualquier detector, que incluye un detector de panel plano. La geometría del detector, el área de zoom y la ROI pueden ser de naturaleza mixta y no es necesario que sean de la misma naturaleza (es decir, circular o rectangular u otra geometría).

25 Los expertos en la materia apreciarán que los procedimientos y tecnologías descritos anteriormente no se limitan a las configuraciones y procedimientos mencionados anteriormente en la presente como ejemplos. Estos se proporcionan como ejemplos y se pueden usar otras configuraciones y procedimientos para optimizar el resultado final, de acuerdo con el diseño específico y el conjunto de tecnologías implementadas en la producción del diseño.

30 Las realizaciones anteriores de la presente se describen solo a modo de ejemplo y no especifican un alcance limitado de la invención.

El alcance de la invención se define únicamente por las reivindicaciones proporcionadas a continuación en la presente memoria.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de rayos X que comprende:

una fuente de rayos X (306);

un detector (114) que tiene un área de entrada;

un monitor configurado para visualizar las imágenes detectadas;

medio para determinar la ubicación de una región de interés (ROI) de un paciente en dicha imagen visualizada;

un colimador (3410, 3420) que comprende medios para proyectar dicha región de interés (ROI) en una fracción seleccionada de dicha área de entrada expuesta en dicha fuente de rayos X, dicho colimador comprende una placa que se pueden mover en cualquier dirección X-Y en un plano paralelo a dicha área de entrada del detector,

dicha placa comprende una pluralidad de orificios (3412, 3414, 3416, 3422, 3424, 3426, 3428), cada uno que tiene un tamaño diferente asociado con diferente factor de zoom del detector; y

medio para mover dicha placa del colimador;

estando dicho medio de movimiento configurado para mover dicha placa del colimador para colocar un orificio de acuerdo con un factor de zoom y una región de interés (ROI) seleccionada en dicha imagen visualizada;

estando cada uno de dicha pluralidad de orificios configurado para proyectar dicha fracción seleccionada del área expuesta para un correspondiente zoom del detector.

2. El sistema de rayos X de la reivindicación 1, que además comprende:

una unidad de procesamiento de imagen conectada entre dicho detector y dicho monitor, estando dicha unidad de procesamiento de imagen configurada para modificar la imagen detectada visualizada en dicho monitor en el área exterior de dicha ROI de acuerdo con la parte de imagen en dicha ROI.

3. El sistema de la reivindicación 2, en el que dicha modificación de imagen comprende determinar una función de reproducción de tono para la imagen.

4. El sistema de rayos X de la reivindicación 3, en el que dicha función de reproducción de tono se implementa como una de función de brillo, una función de contraste, una función gamma, una función de desplazamiento, una función lineal de n grados y una función no lineal.

5. El sistema de rayos X de la reivindicación 2, en el que dicha modificación de imagen comprende controlar dichos parámetros de fuente de rayos X.

6. El sistema de rayos X de la reivindicación 5, en el que dichos parámetros de la fuente de rayos X se seleccionan del grupo que consiste en: corriente, pico de kilovoltaje (PKV), longitud de pulso y control automático de ganancia (AGC).

7. El sistema de rayos X de la reivindicación 1 en el que dicho colimador está configurado para incorporar posiciones preestablecidas de acuerdo con las opciones de zoom preestablecidas del detector.

8. El sistema de rayos X de acuerdo con la reivindicación 1 en el que dicho colimador también se puede mover en una dirección perpendicular al plano colimador.

8. Un procedimiento de control de un tamaño de visualización de una región de interés (ROI) en una imagen de un área irradiada con rayos X, que comprende:

proporcionar un sistema de rayos X que comprende:

una fuente de rayos X;

un detector que tiene un área de entrada;

un colimador que comprende medios para proyectar una región de interés (ROI) sobre una fracción seleccionada de dicha área de entrada expuesta por dicha fuente de rayos X;

- dicho colimador comprende una placa que se pueden mover en cualquier dirección X-Y en un plano paralelo a dicha área de entrada del detector, dicha placa comprende una pluralidad de orificios, cada uno que tiene un tamaño diferente asociado con diferente factor de zoom del detector; y medio para mover dicha placa del colimador;
- 5 estando dicho medio de movimiento configurado para mover dicha placa del colimador para colocar un orificio de acuerdo con un factor de zoom y
- una región de interés (ROI) seleccionada en dicha imagen visualizada;
- cada una de dicha pluralidad de orificios configurada para proyectar dicha fracción seleccionada del área expuesta para un correspondiente zoom del detector;
- 10 seleccionar una ROI en dicha imagen visualizada;
- ajustar dicho sistema de rayos X a un factor de zoom;
- seleccionar una de dicha pluralidad de orificios de acuerdo con dicha ROI seleccionada y dicho factor de zoom; y
- mover dicha placa del colimador para ubicar dicho orificio seleccionado de acuerdo con una ubicación de dicha ROI seleccionada.
- 15 10. El procedimiento de la reivindicación 9, en el que dicho sistema de rayos X además comprende:
- una unidad de procesamiento de imagen conectada entre dicho detector y dicho monitor;
- dicho procedimiento también comprende:
- modificar dicha imagen detectada visualizada en dicho monitor en el área fuera de dicha ROI de acuerdo con la parte de imagen en dicha ROI.
- 20 11. El procedimiento de la reivindicación 10, en el que dicha modificación de imagen comprende la determinación de una función de reproducción de tono para la imagen.
12. El procedimiento de la reivindicación 11, en el que dicha función de reproducción de tono se implementa como una de función de brillo, una función de contraste, una función gamma, una función de desplazamiento, una función lineal de n grados y una función no lineal.
- 25 13. El procedimiento de la reivindicación 10, en el que dicha modificación de imagen comprende controlar dichos parámetros de fuente de rayos X.
14. El procedimiento de la reivindicación 13, en el que dichos parámetros de la fuente de rayos X se seleccionan del grupo que consiste en: corriente, pico de kilovoltaje (PKV), longitud de pulso y control automático de ganancia (AGC).
- 30 15. El procedimiento de la reivindicación 9, en el que dicho colimador está configurado para incorporar posiciones preestablecidas de acuerdo con las opciones de zoom preestablecidas del detector.

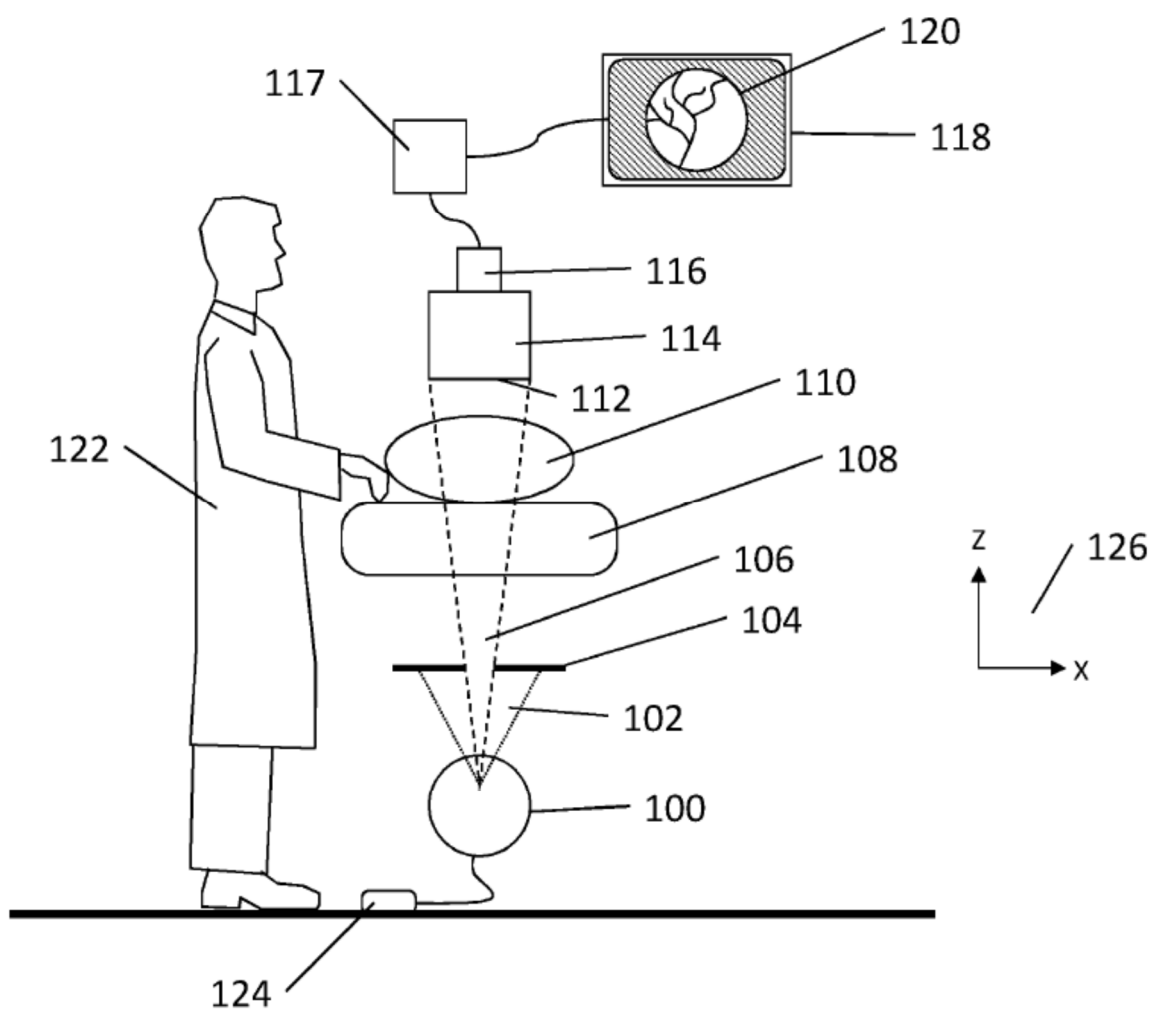


Figura 1A

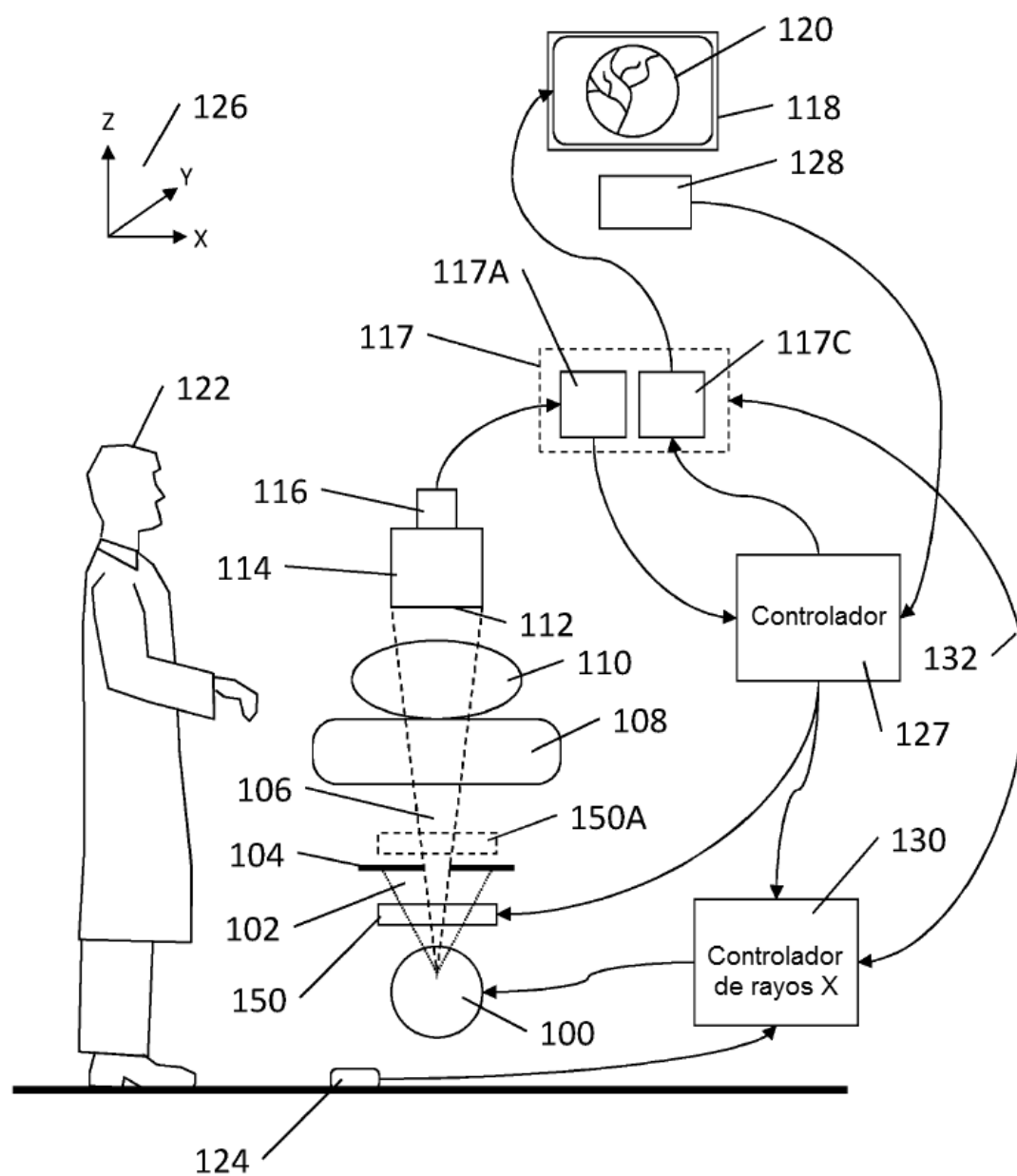


Figura 1B

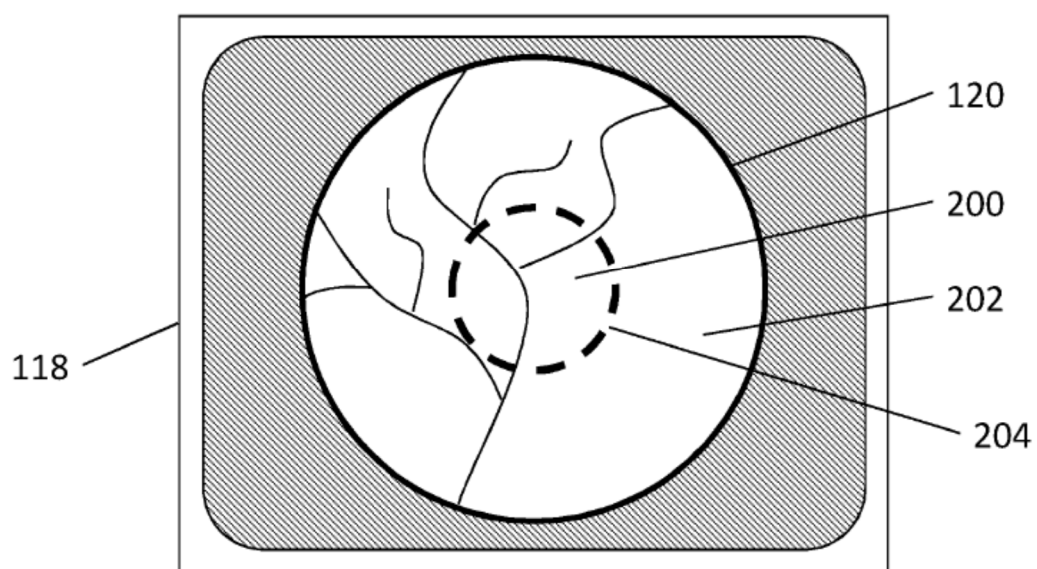


Figura 2

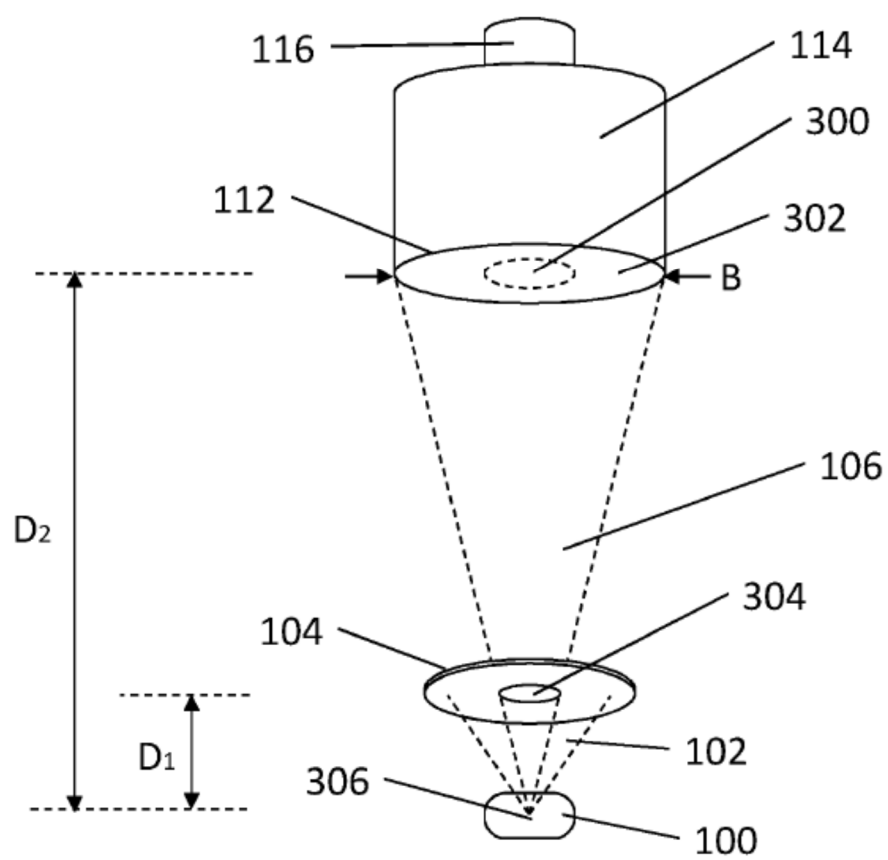


Figura 3

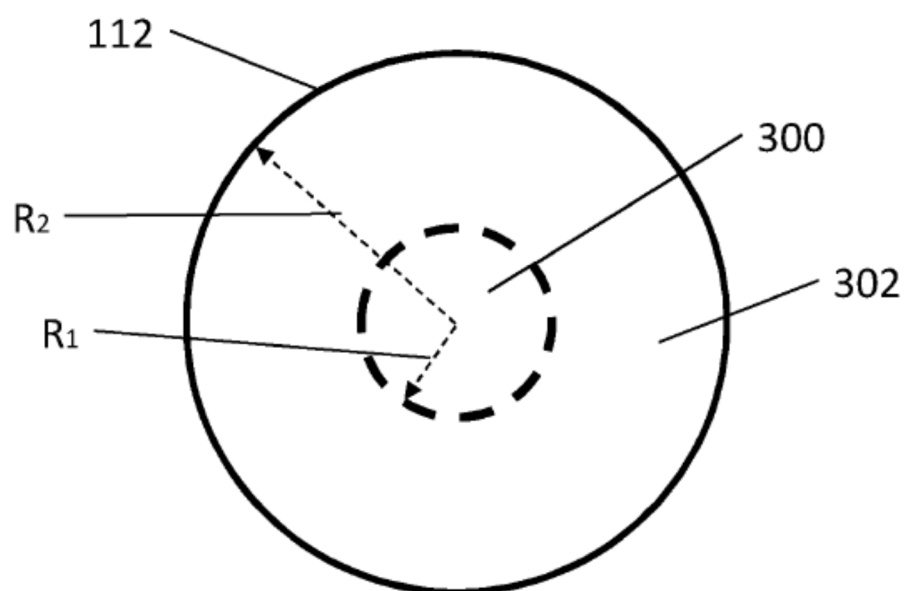


Figura 4

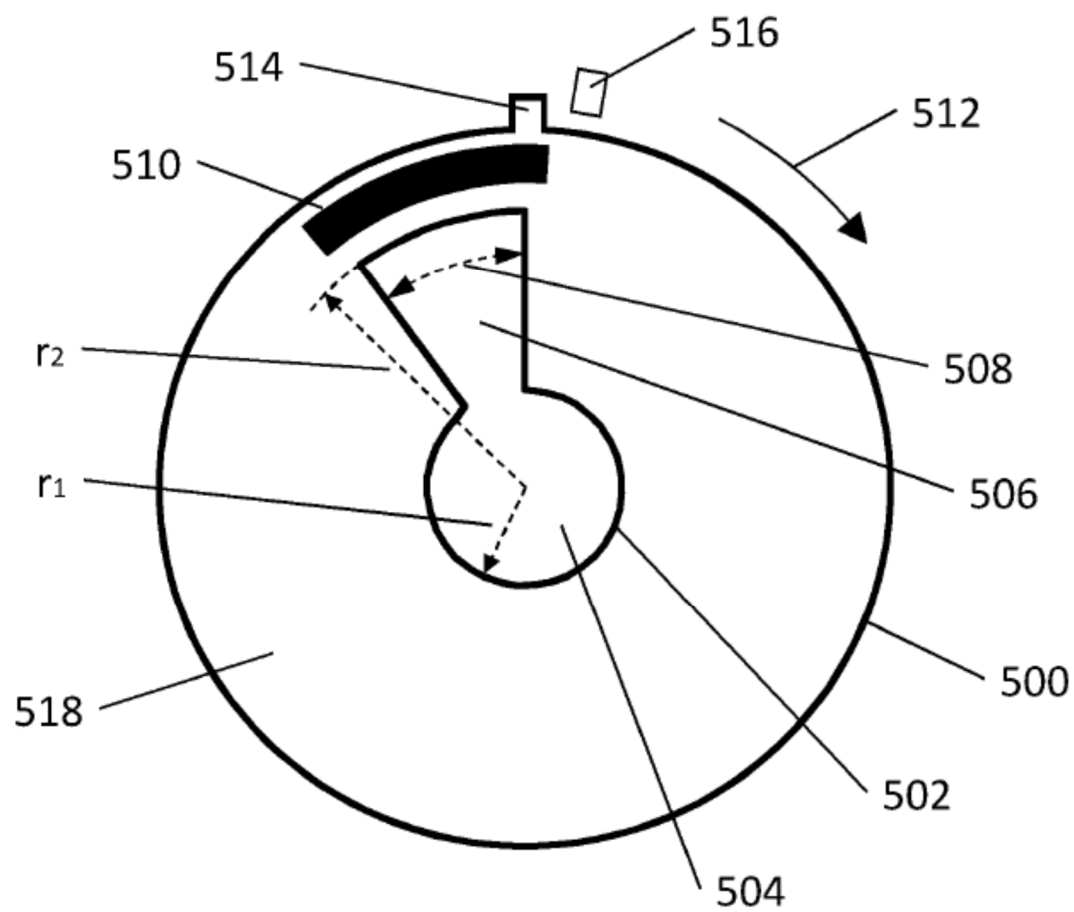


Figura 5

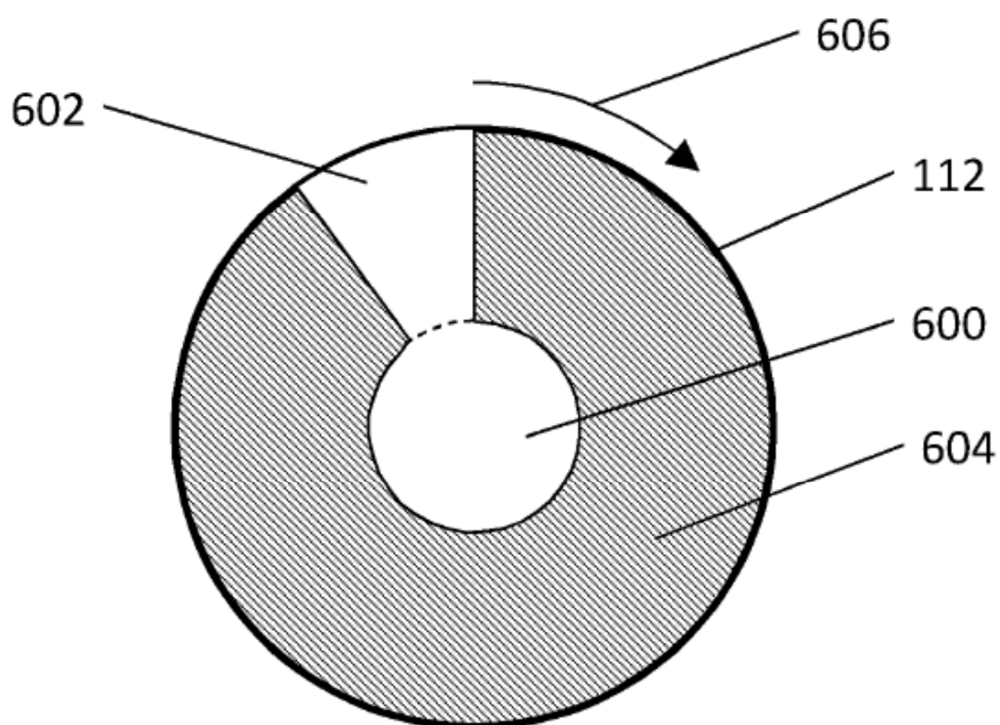


Figura 6

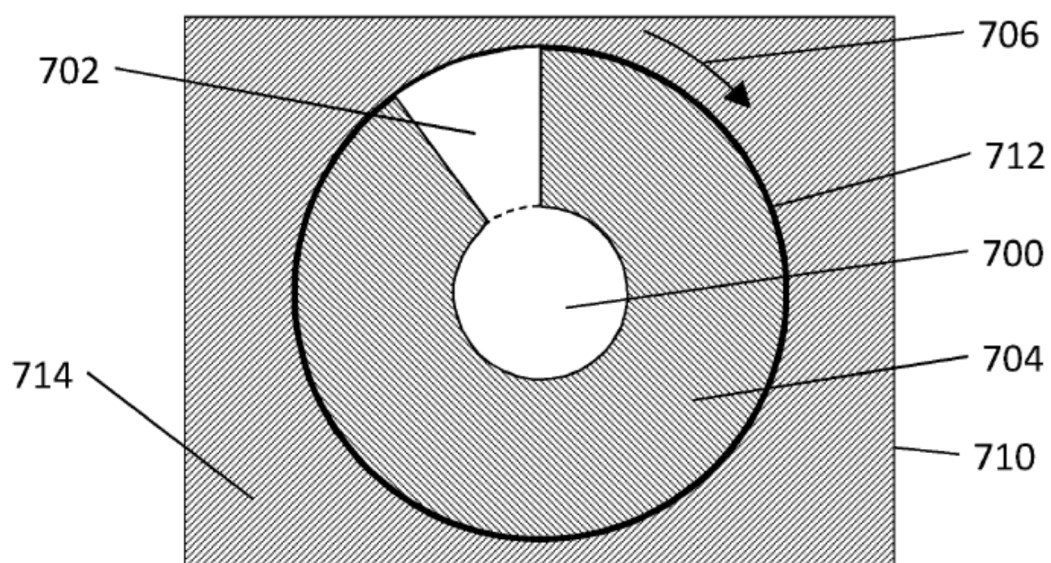


Figura 7

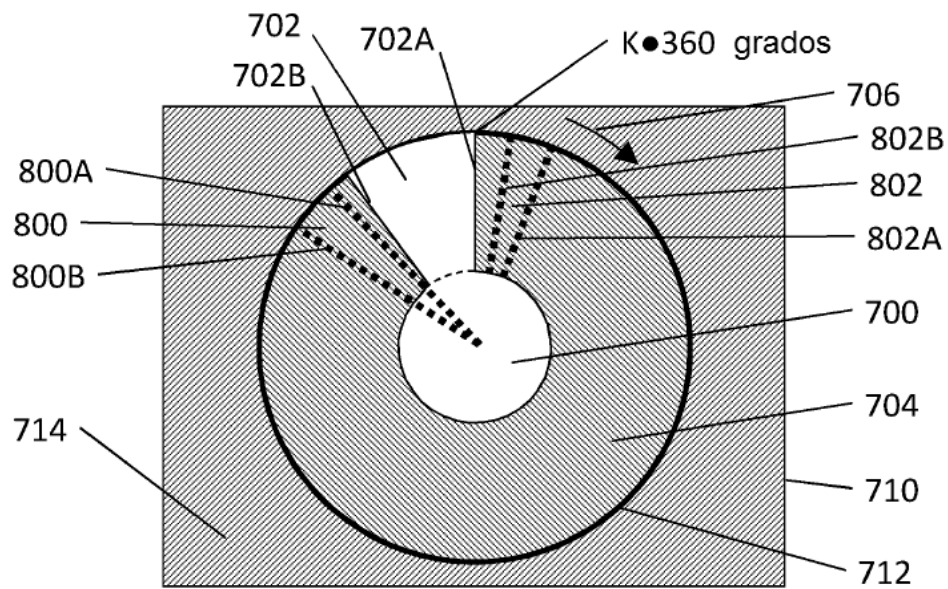


Figura 8

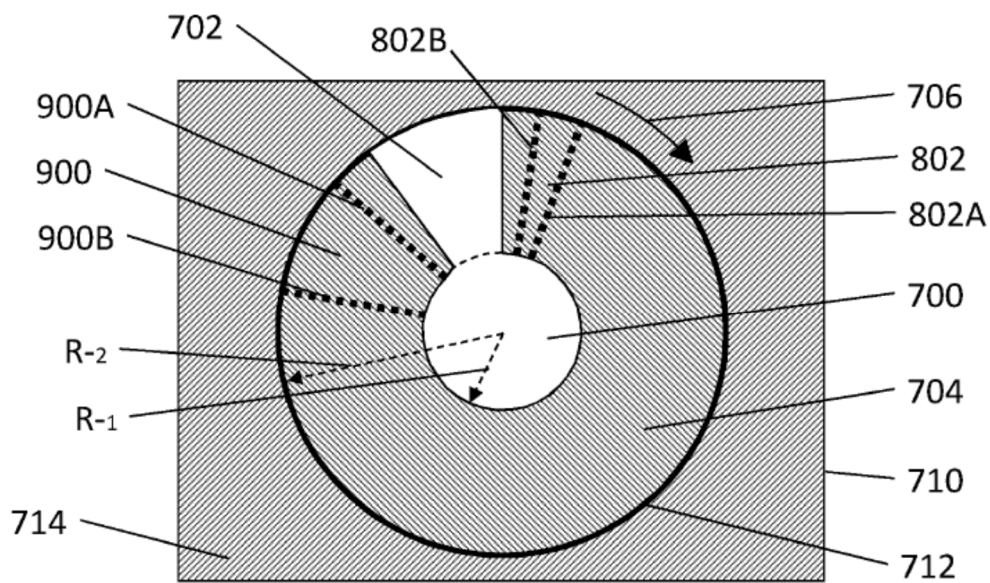
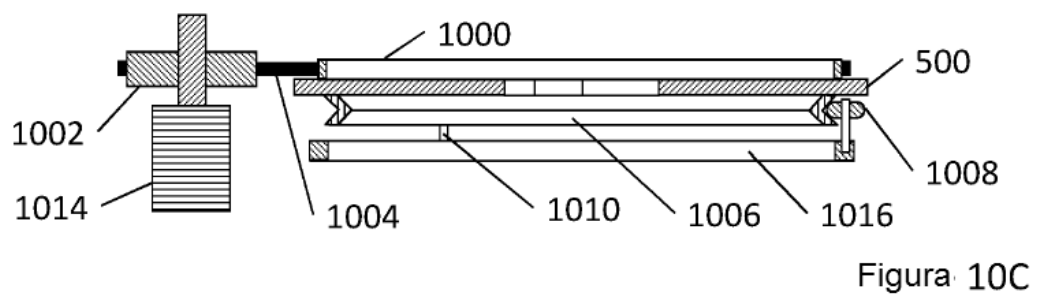
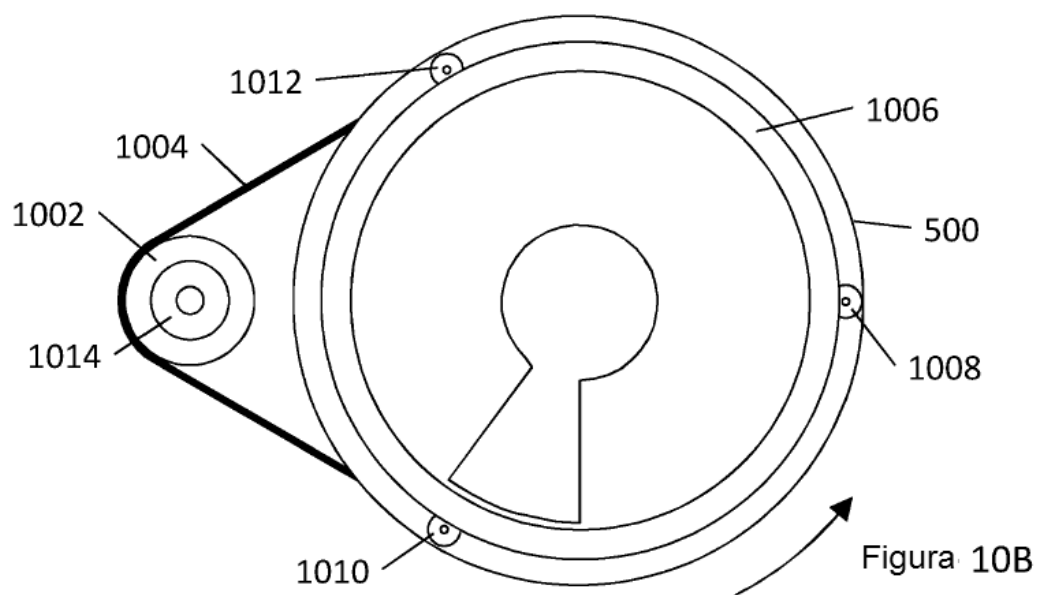
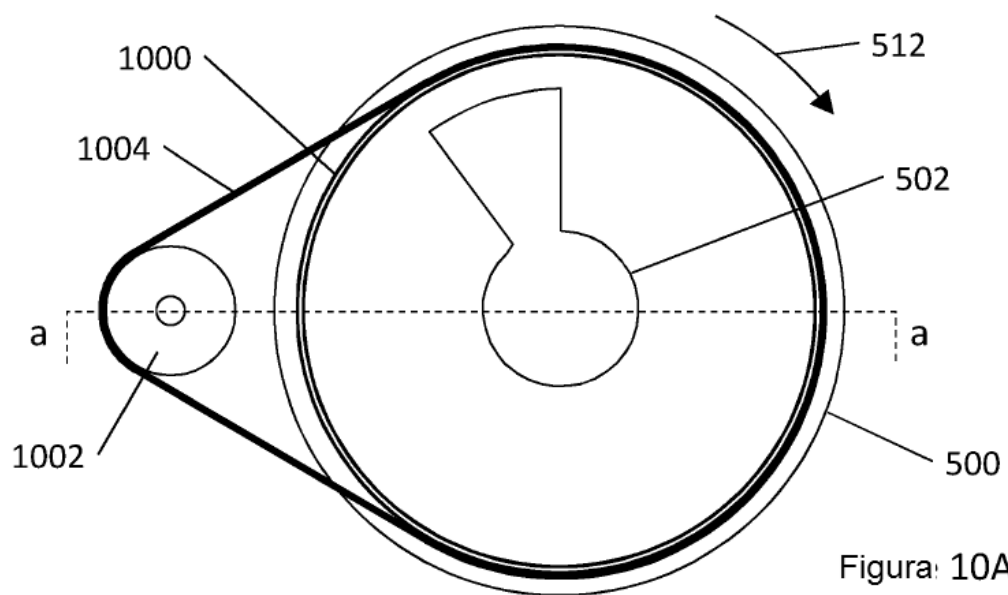


Figura 9



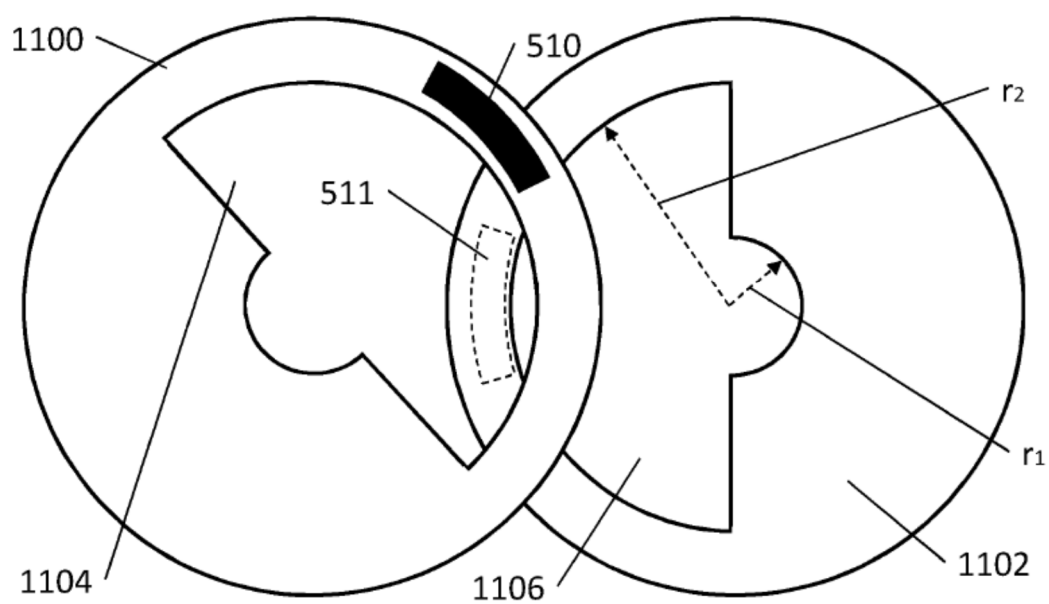


Figura 11A

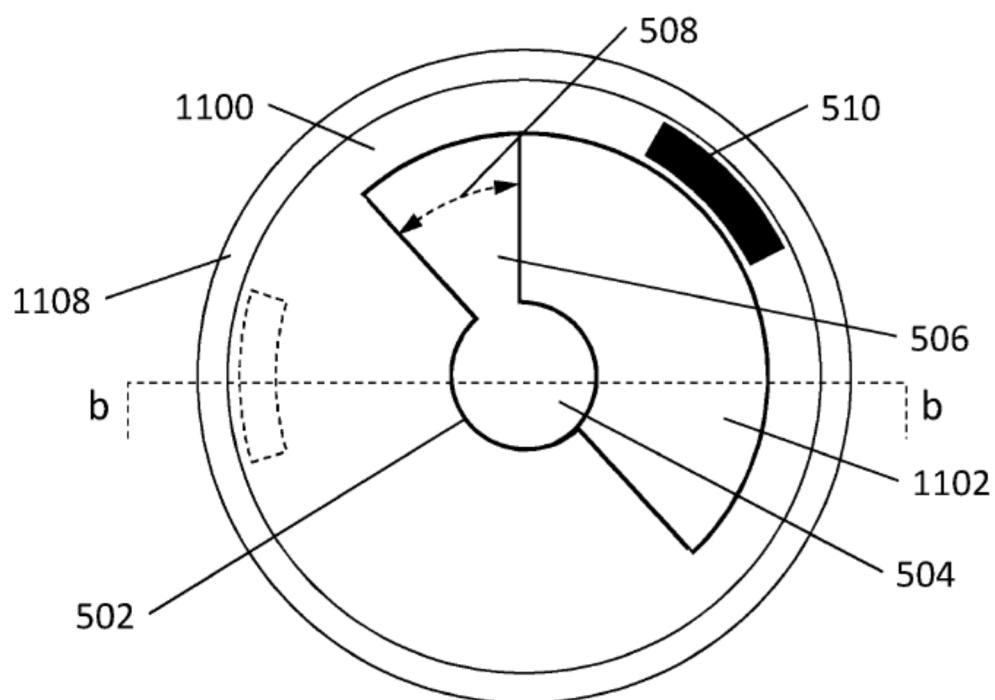


Figura 11B

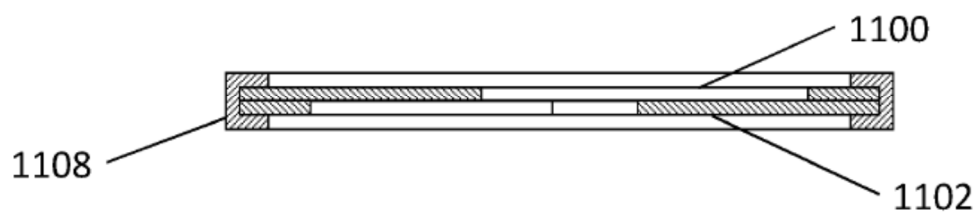


Figura 11C

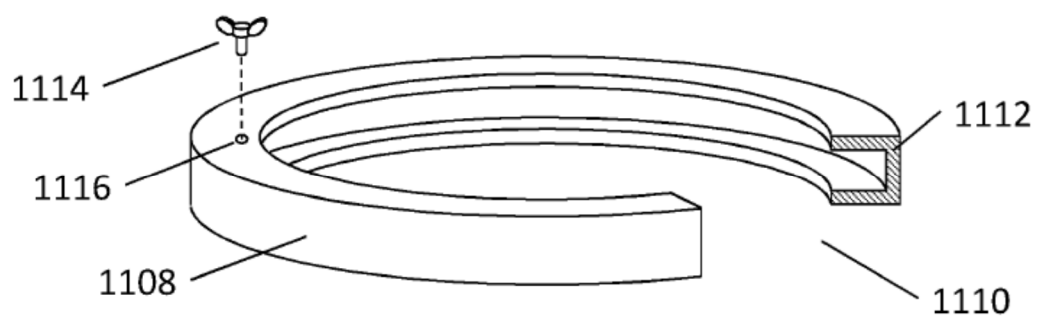


Figura 11D

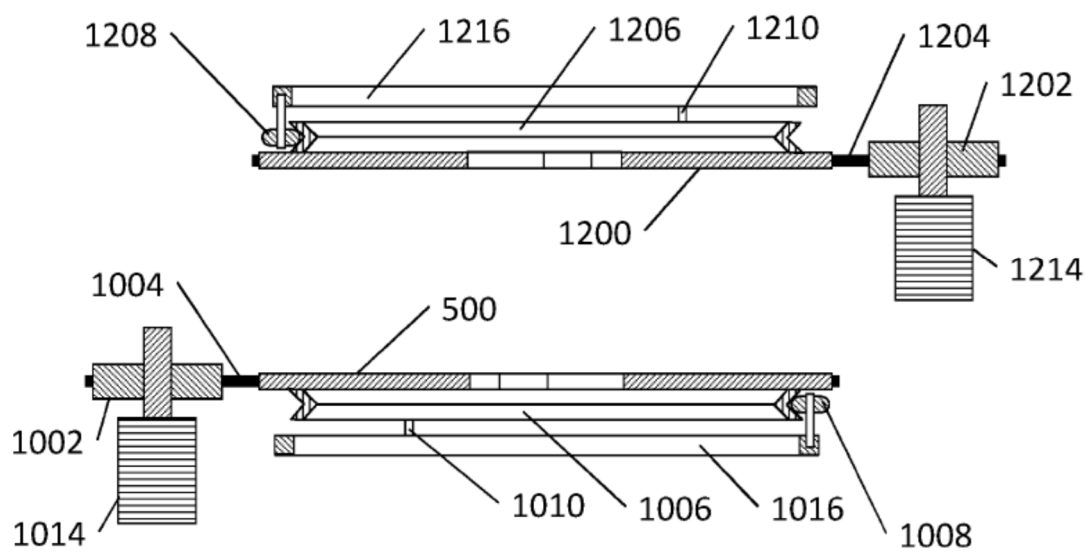


Figura 12A

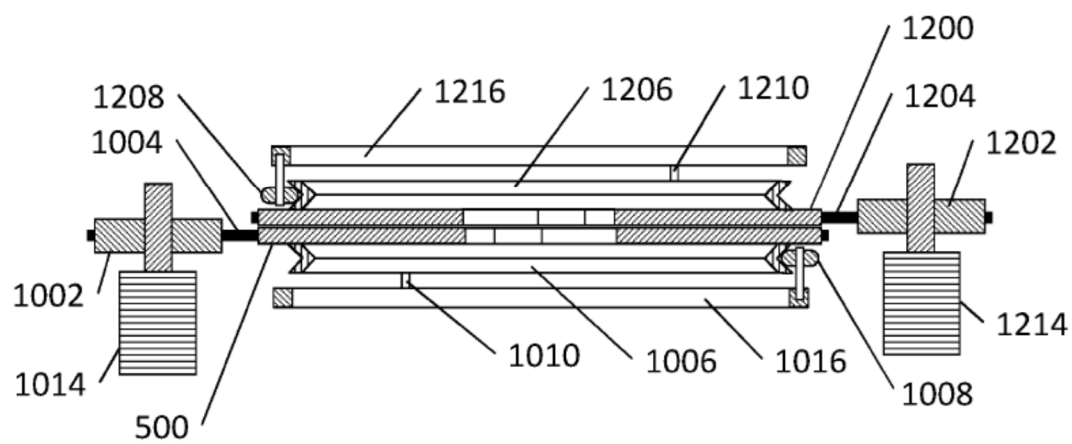


Figura 12B

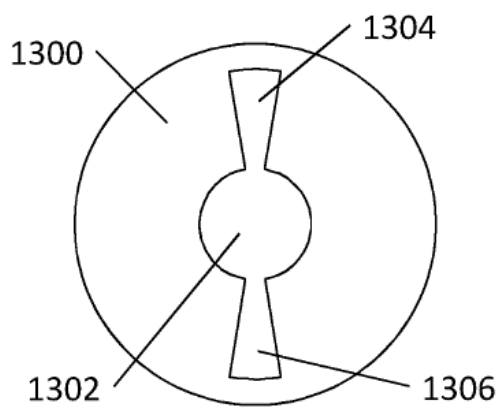


Figura 13A

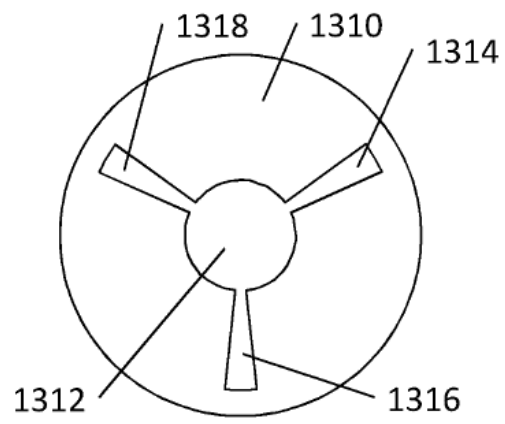


Figura 13B

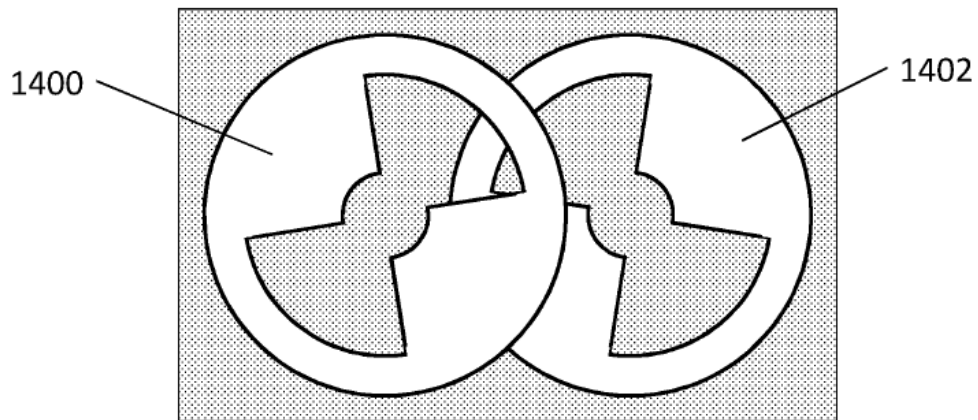


Figura 14A

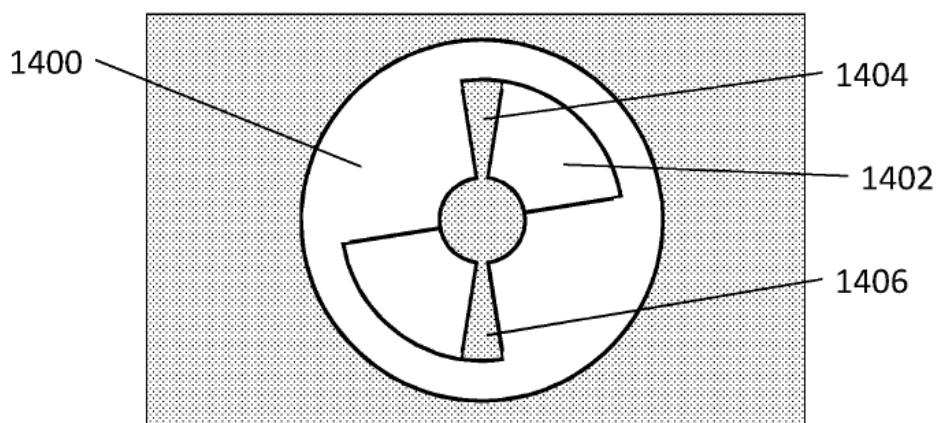


Figura 14B

Figura 15A

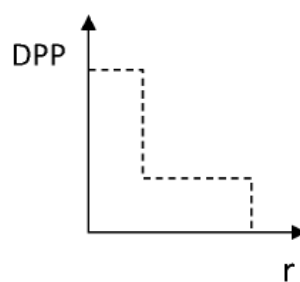
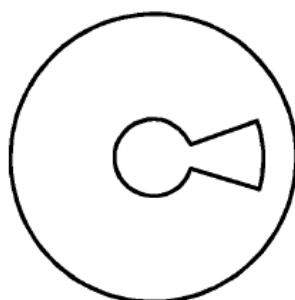


Figura 15B

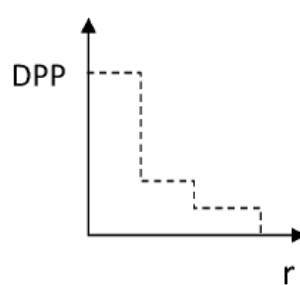
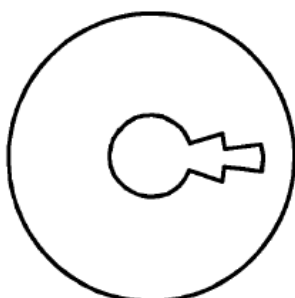


Figura 15C

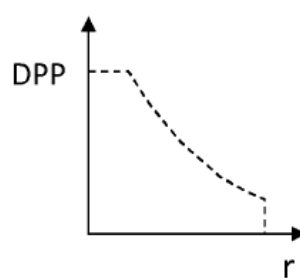
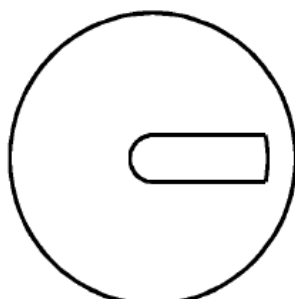


Figura 15D

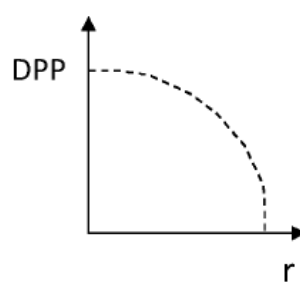
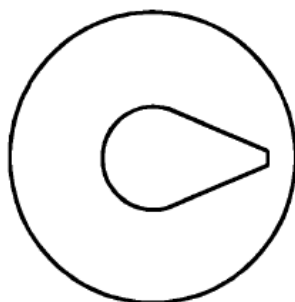


Figura 16A

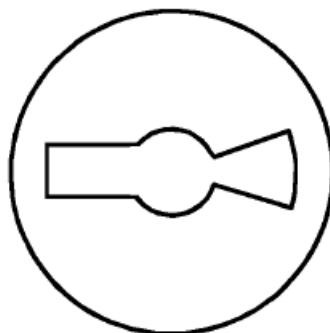


Figura 16B

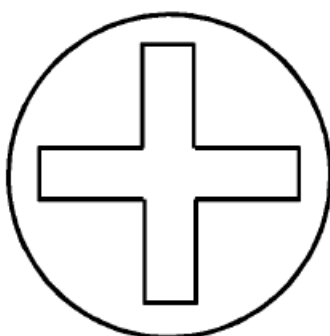


Figura 16C

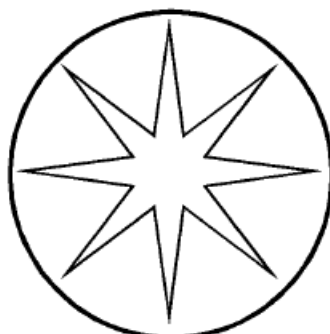
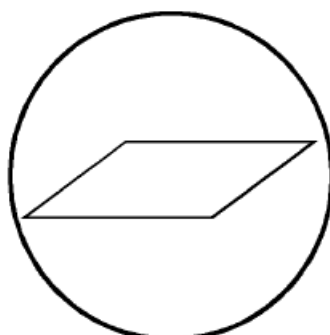


Figura 16D



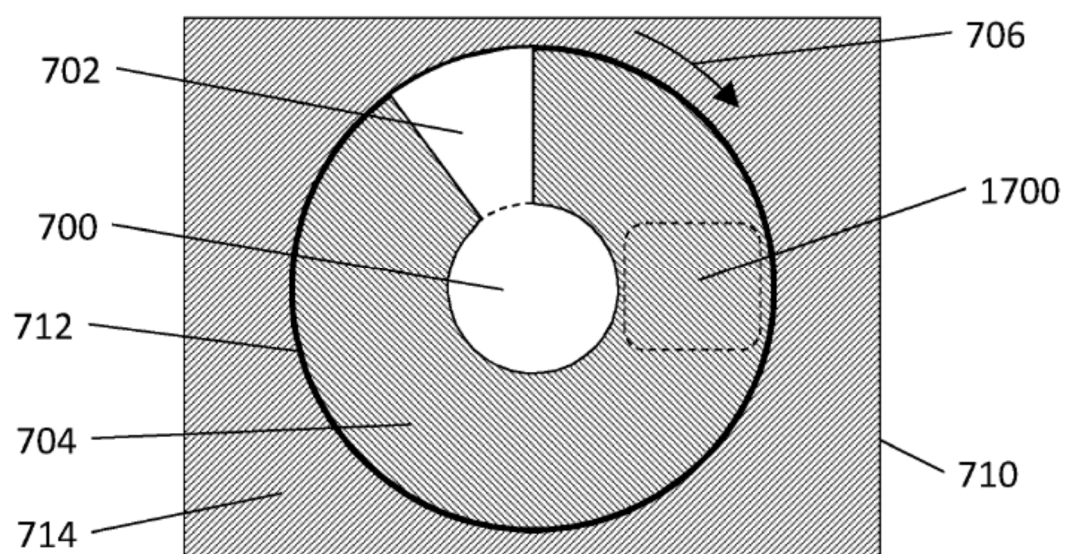


Figura 17A

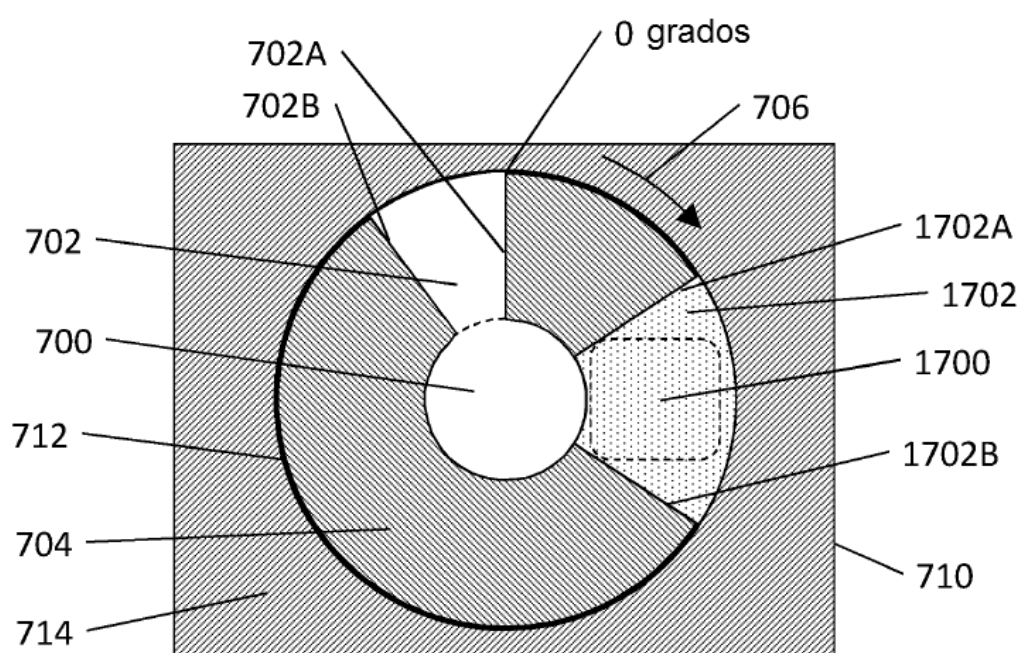


Figura 17B

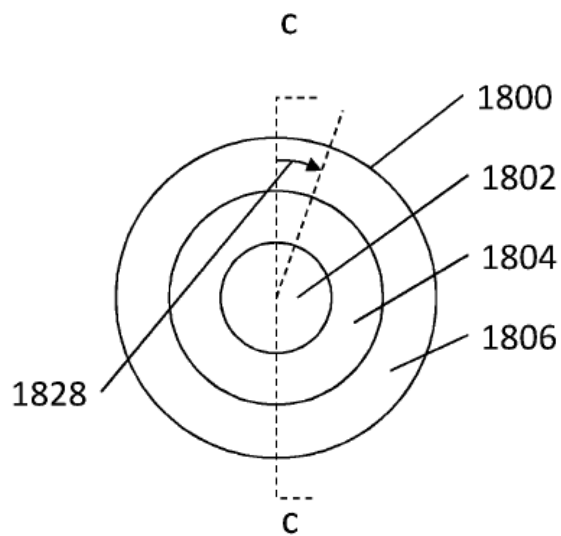


Figura 18A

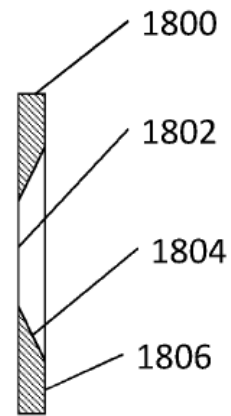


Figura 18B

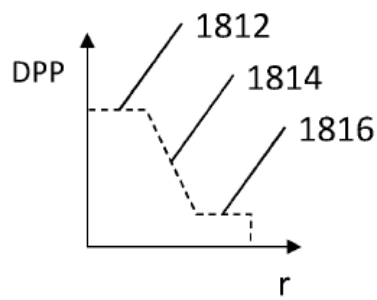


Figura 18C

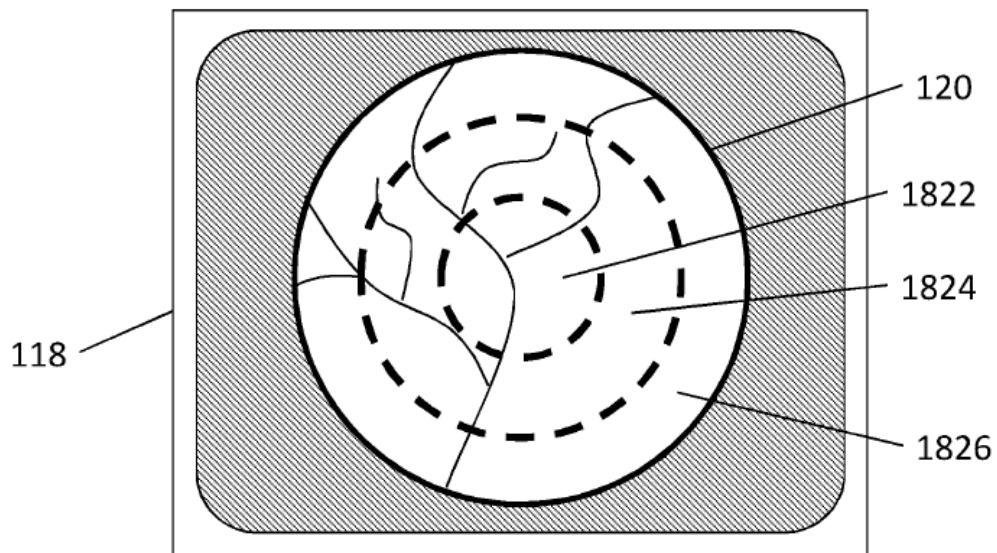


Figura 18D

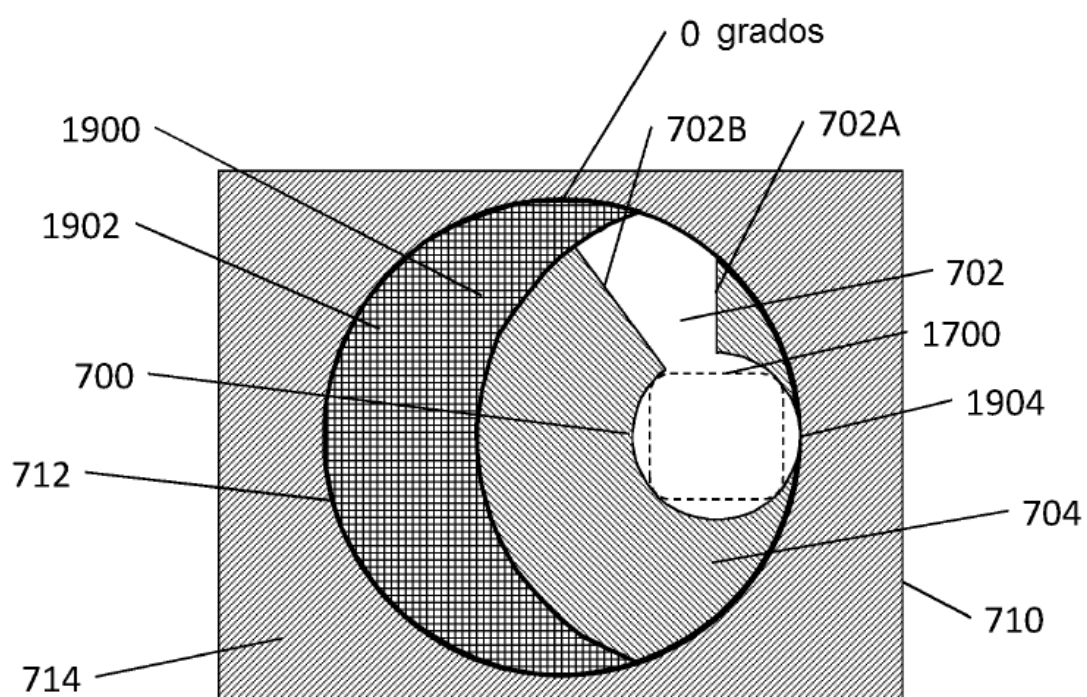


Figura 19A

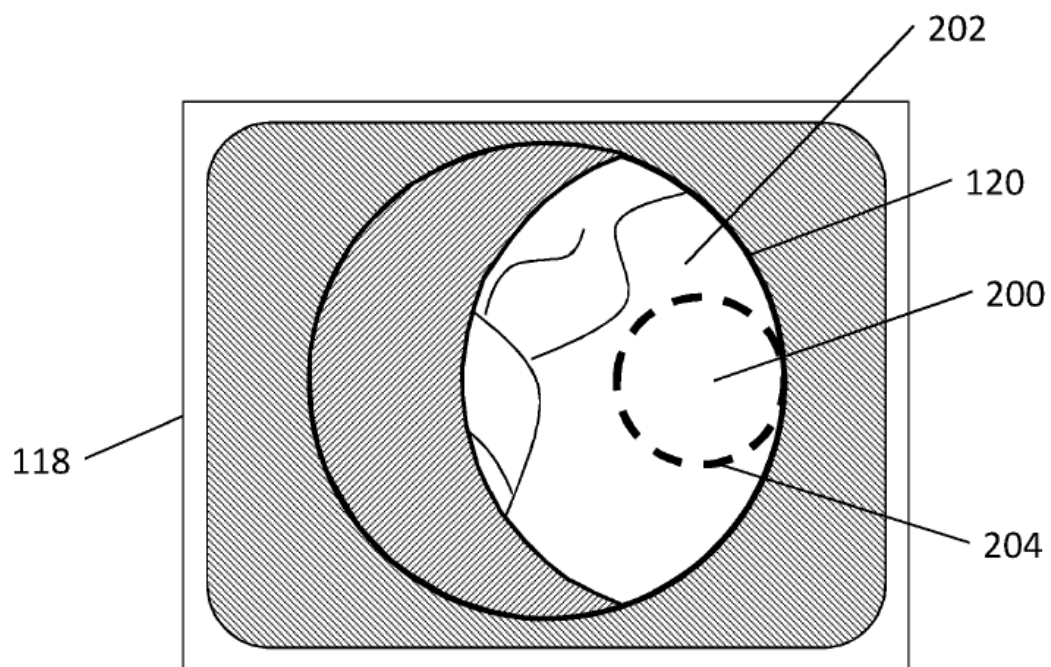
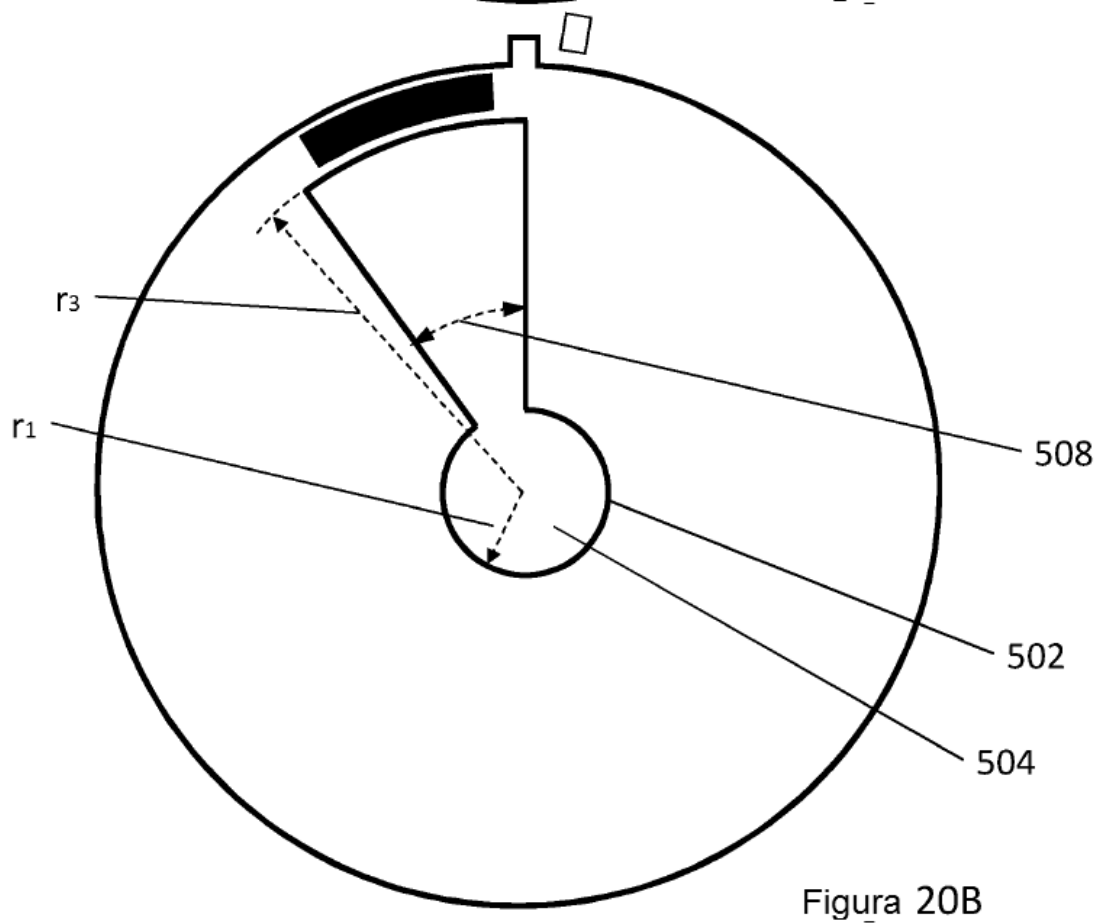
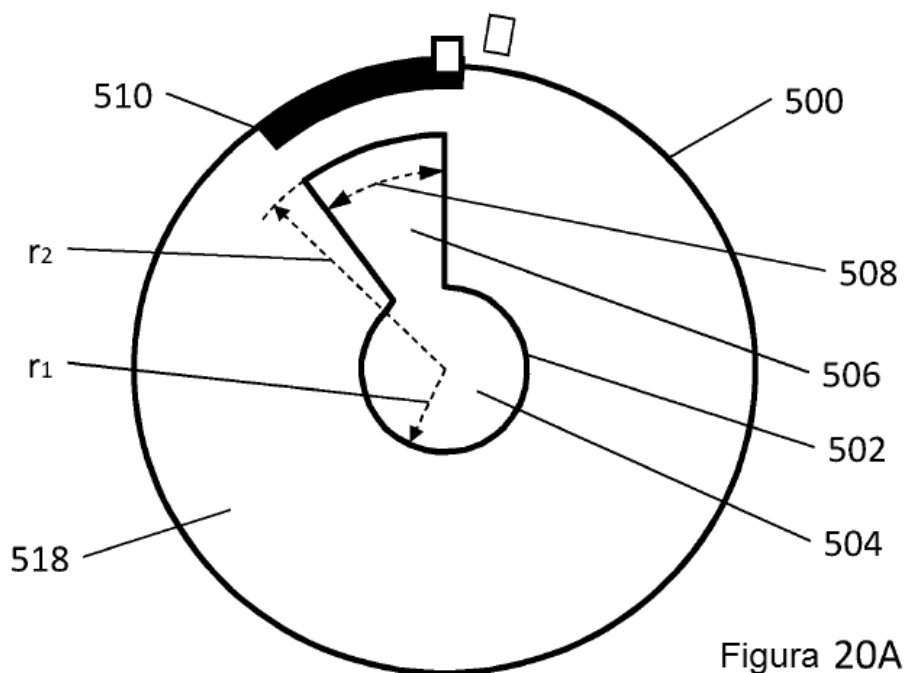


Figura 19B



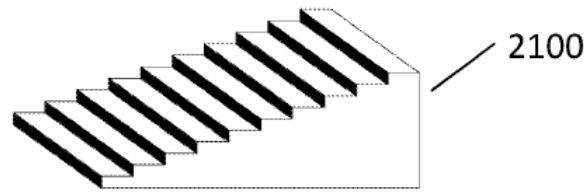


Figura 21A

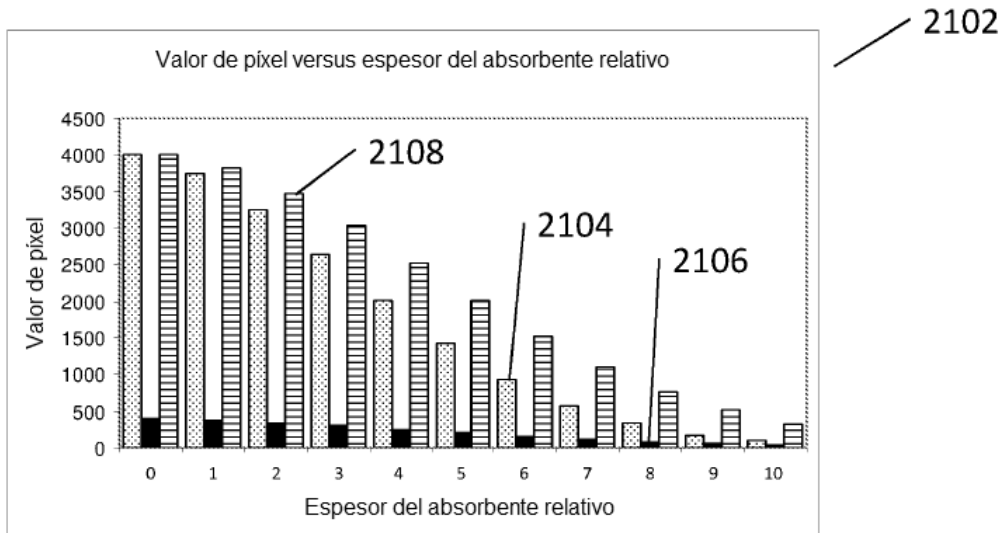


Figura 21B

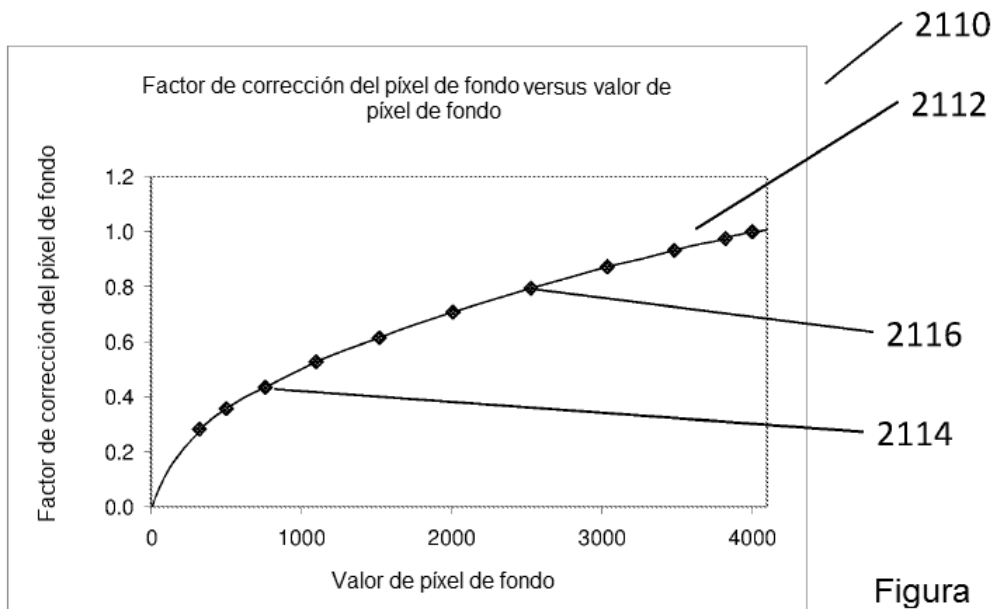
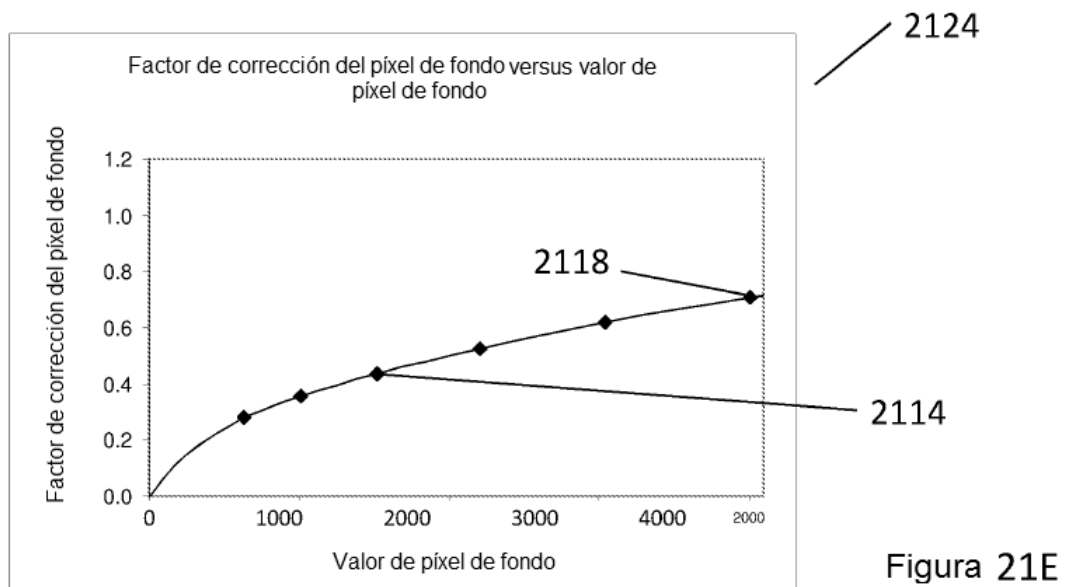
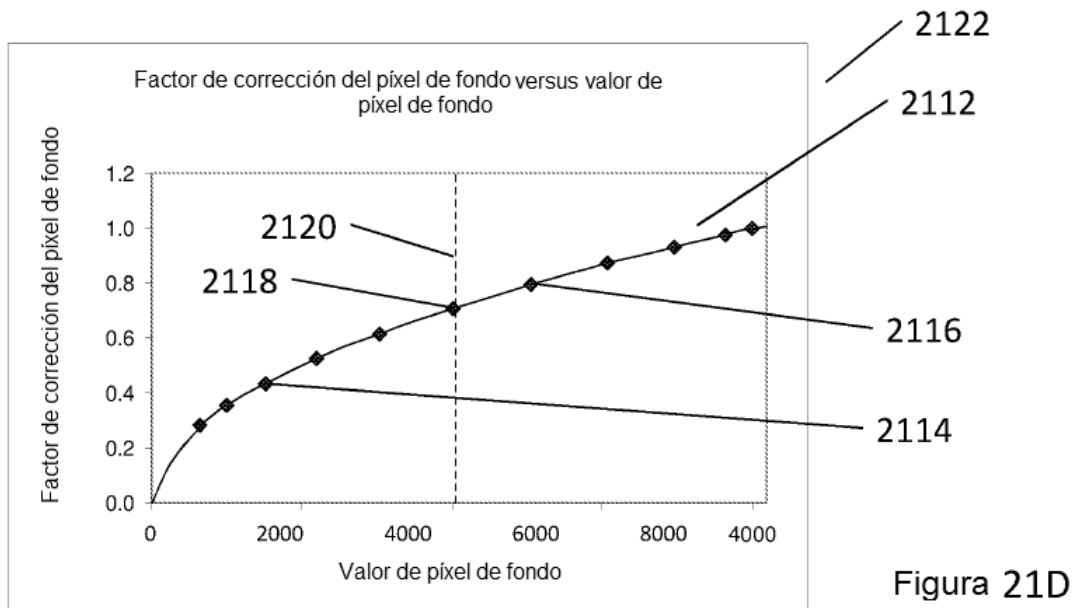


Figura 21C



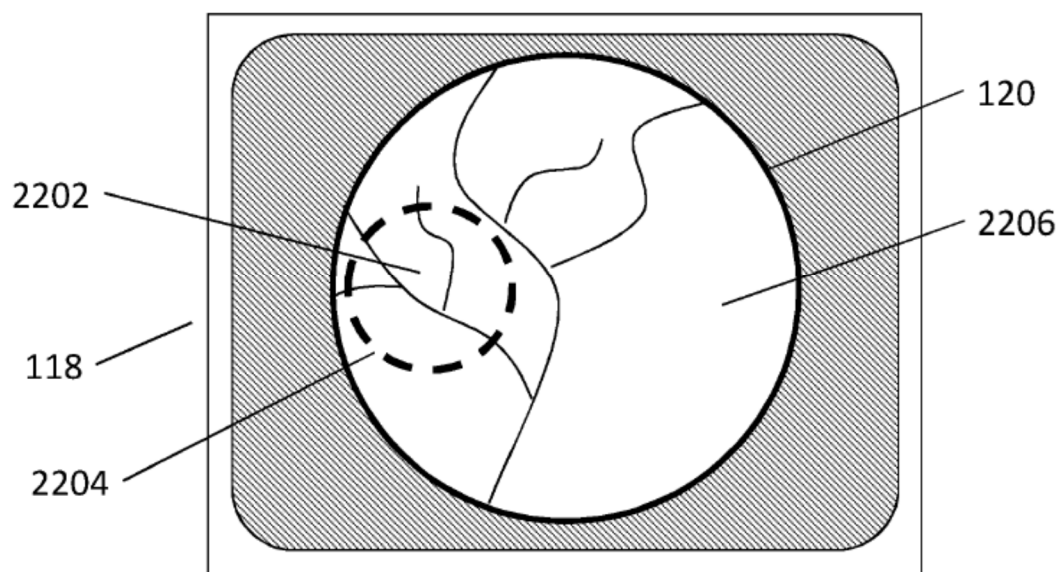


Figura 22A

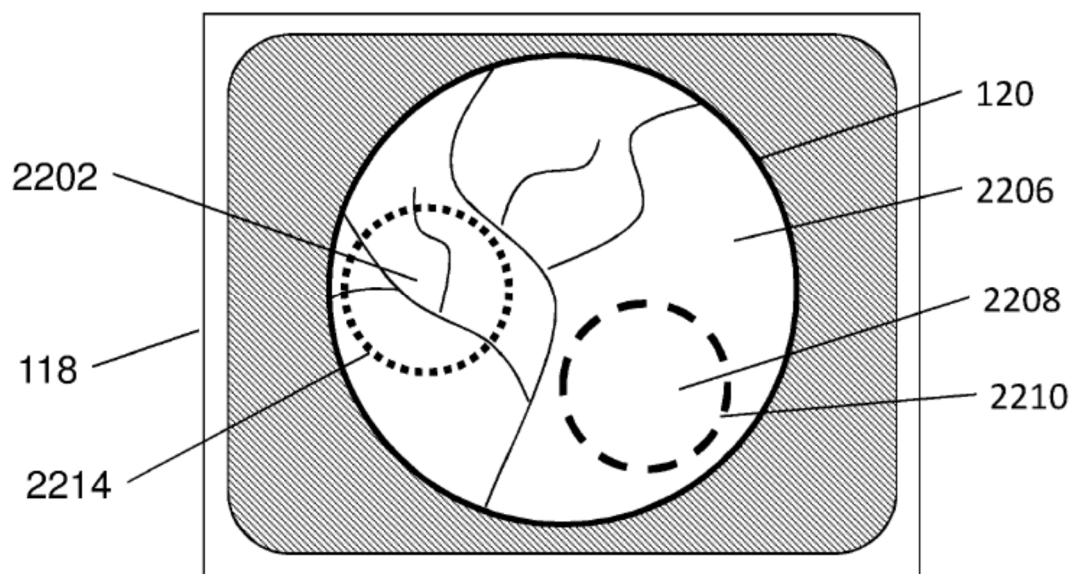


Figura 22B

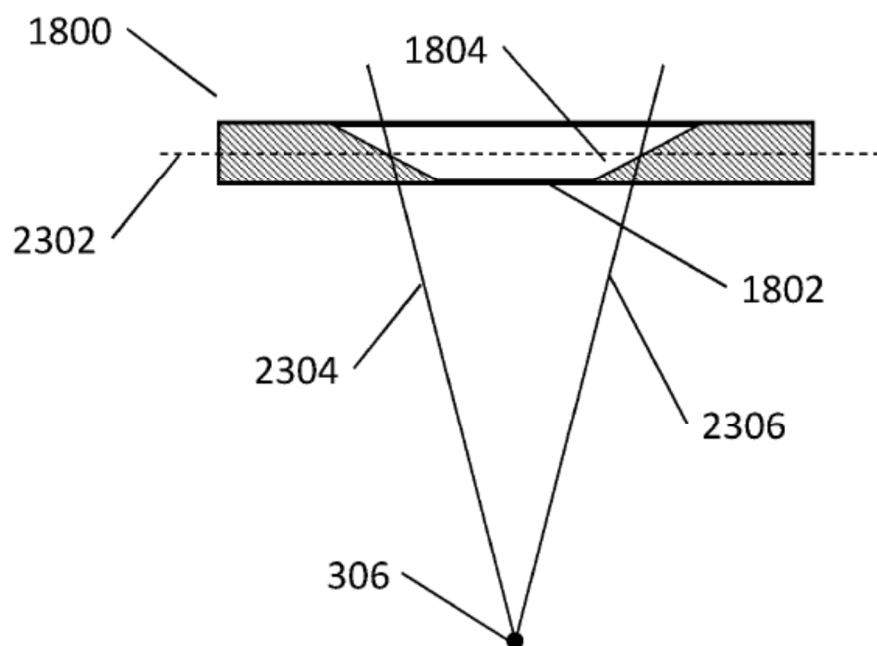


Figura 23A

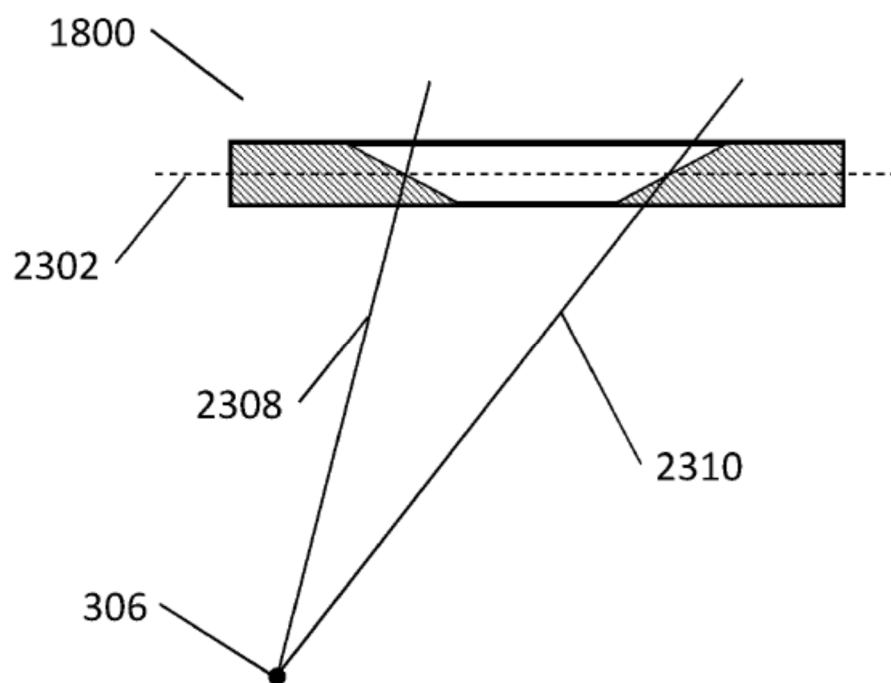


Figura 23B

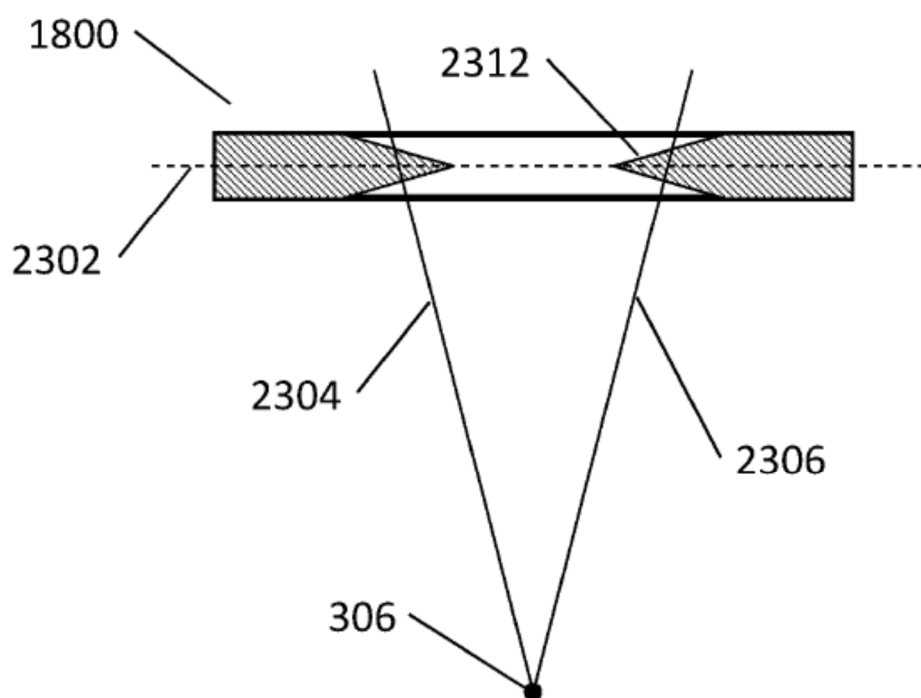


Figura 24A

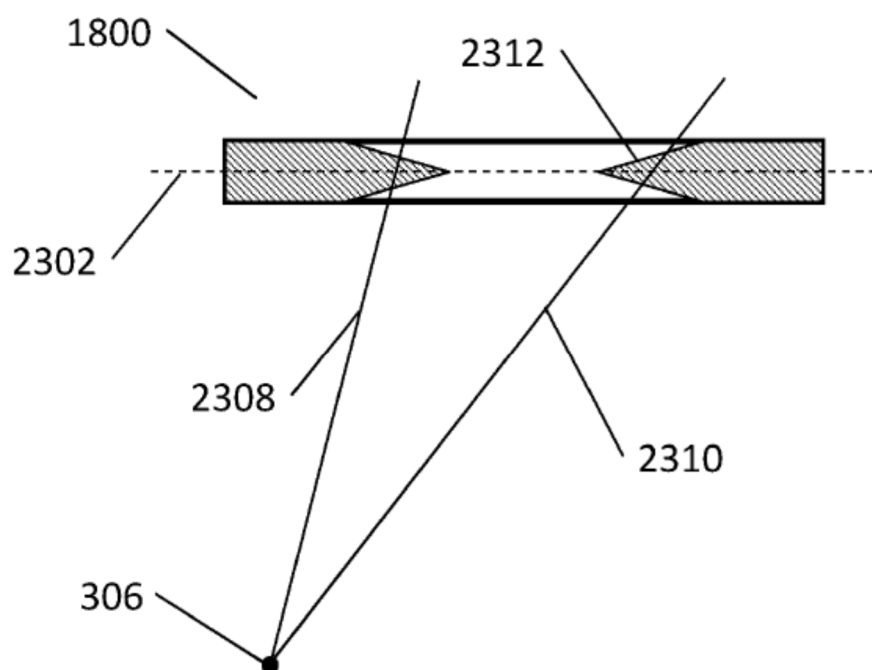


Figura 24A

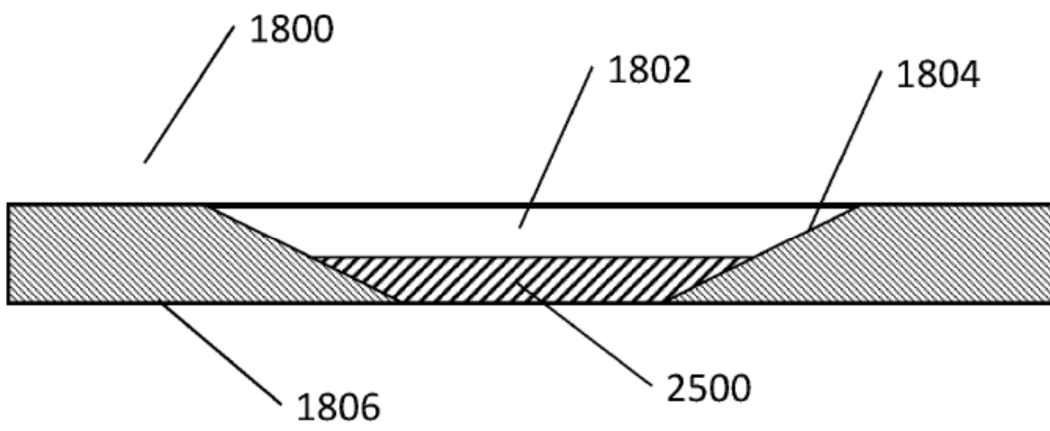


Figura 25

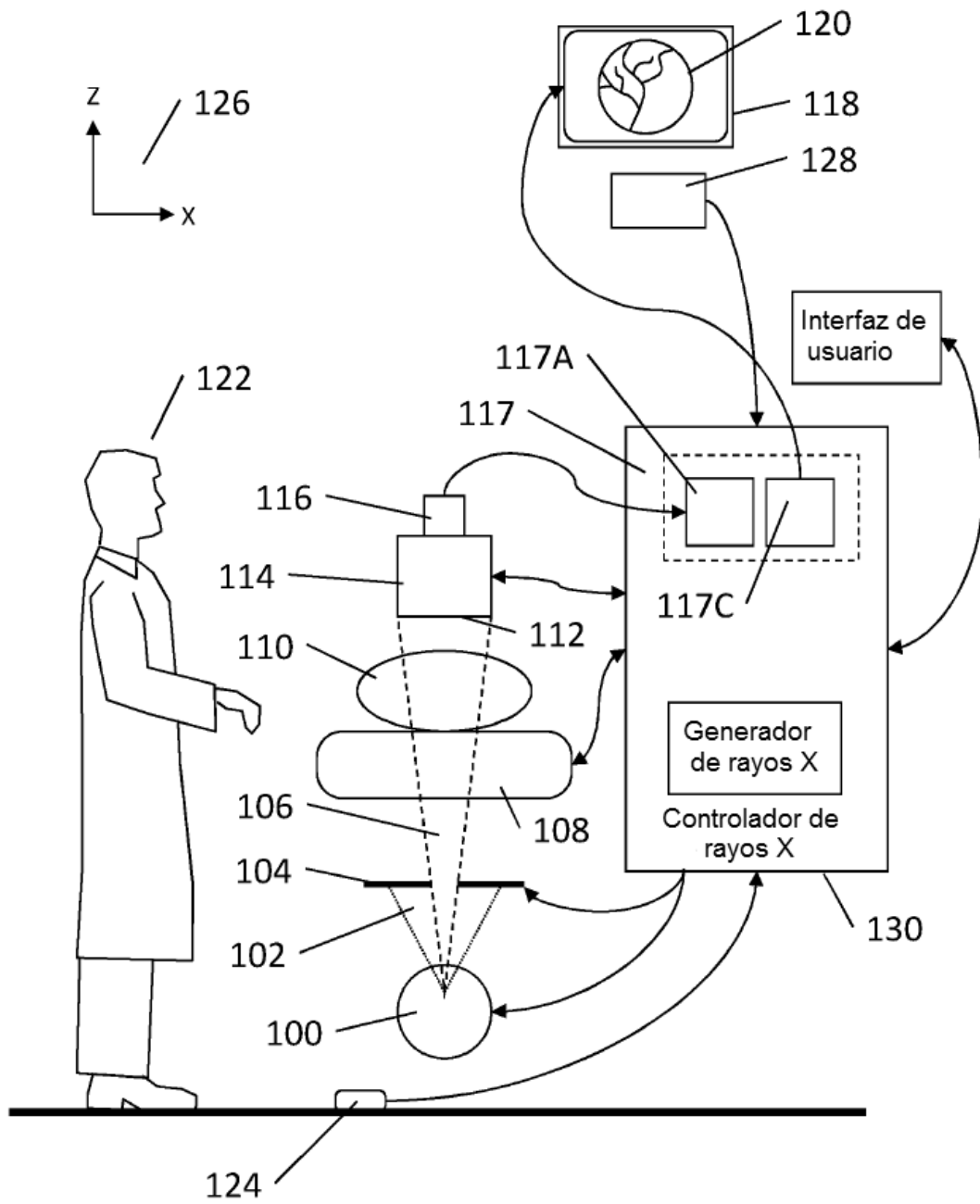


Figura 26

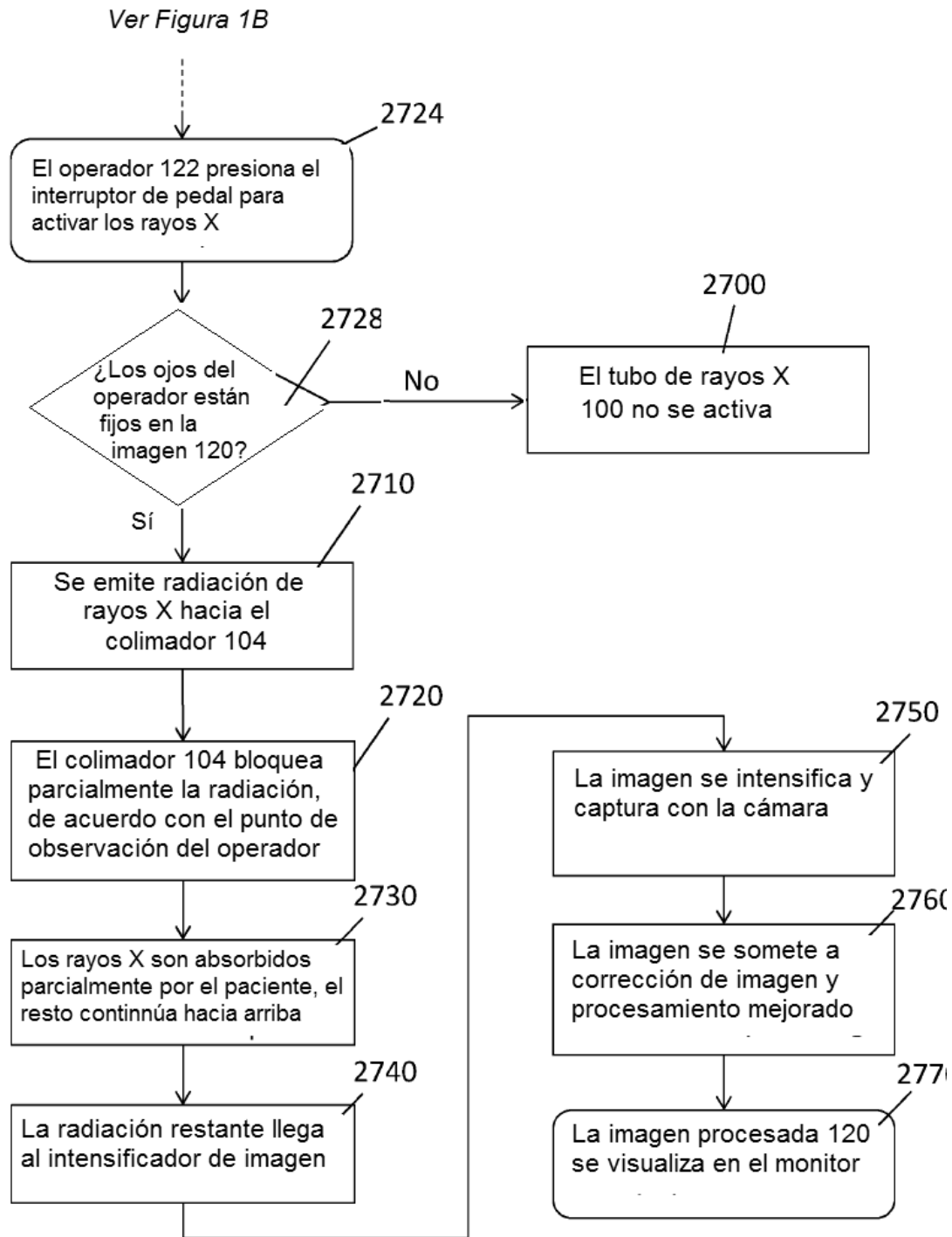


Figura 27

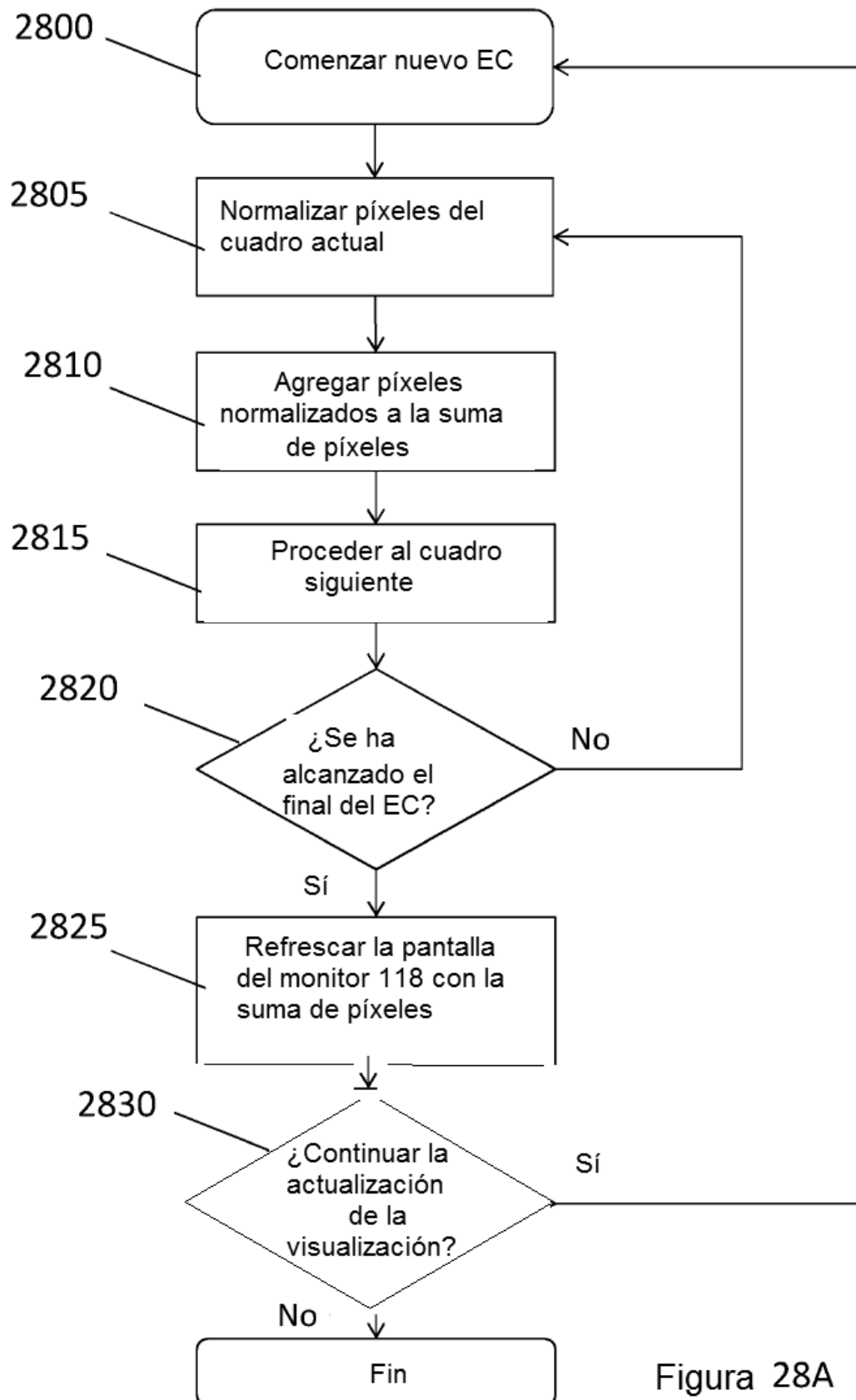


Figura 28A

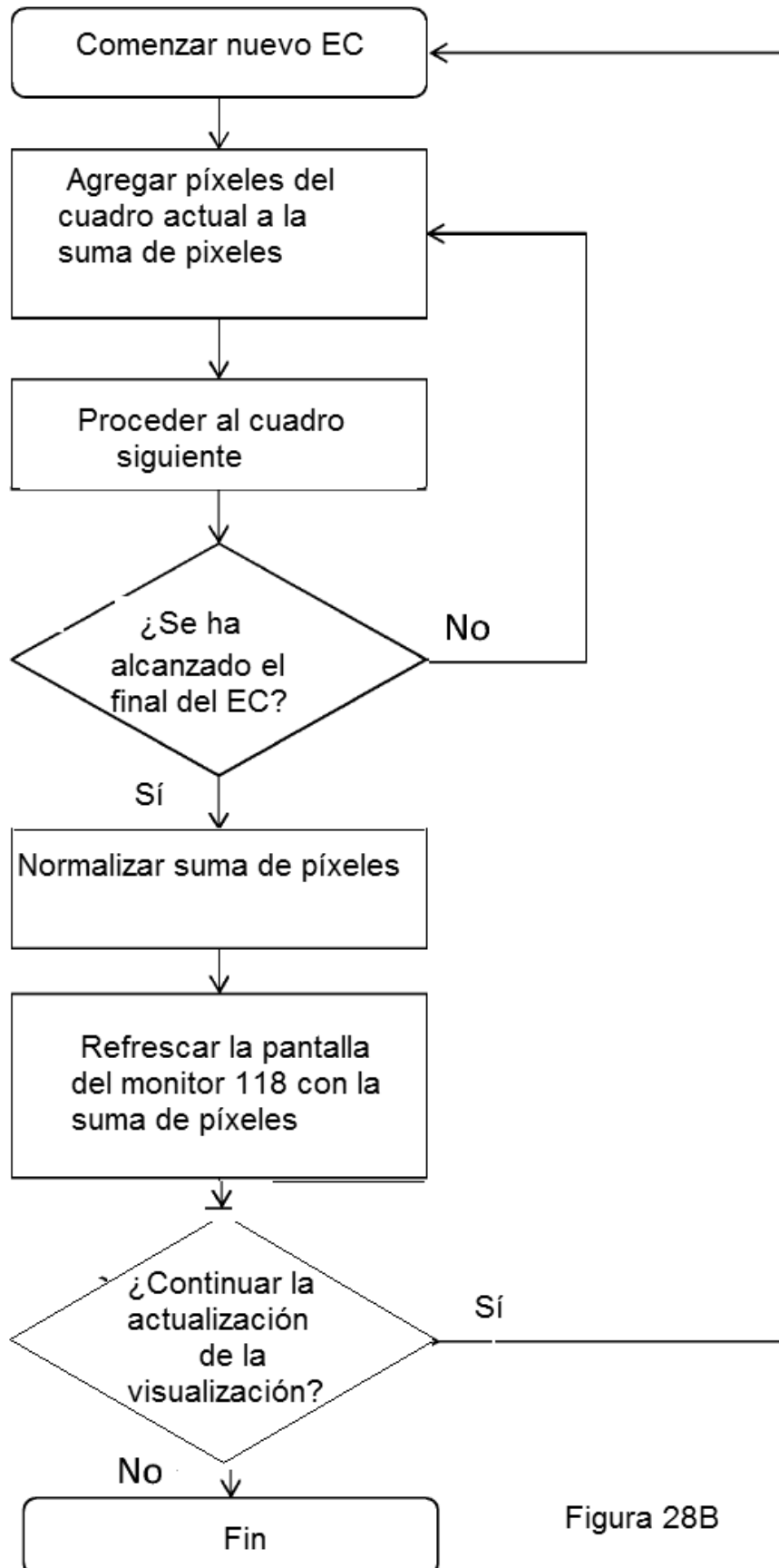
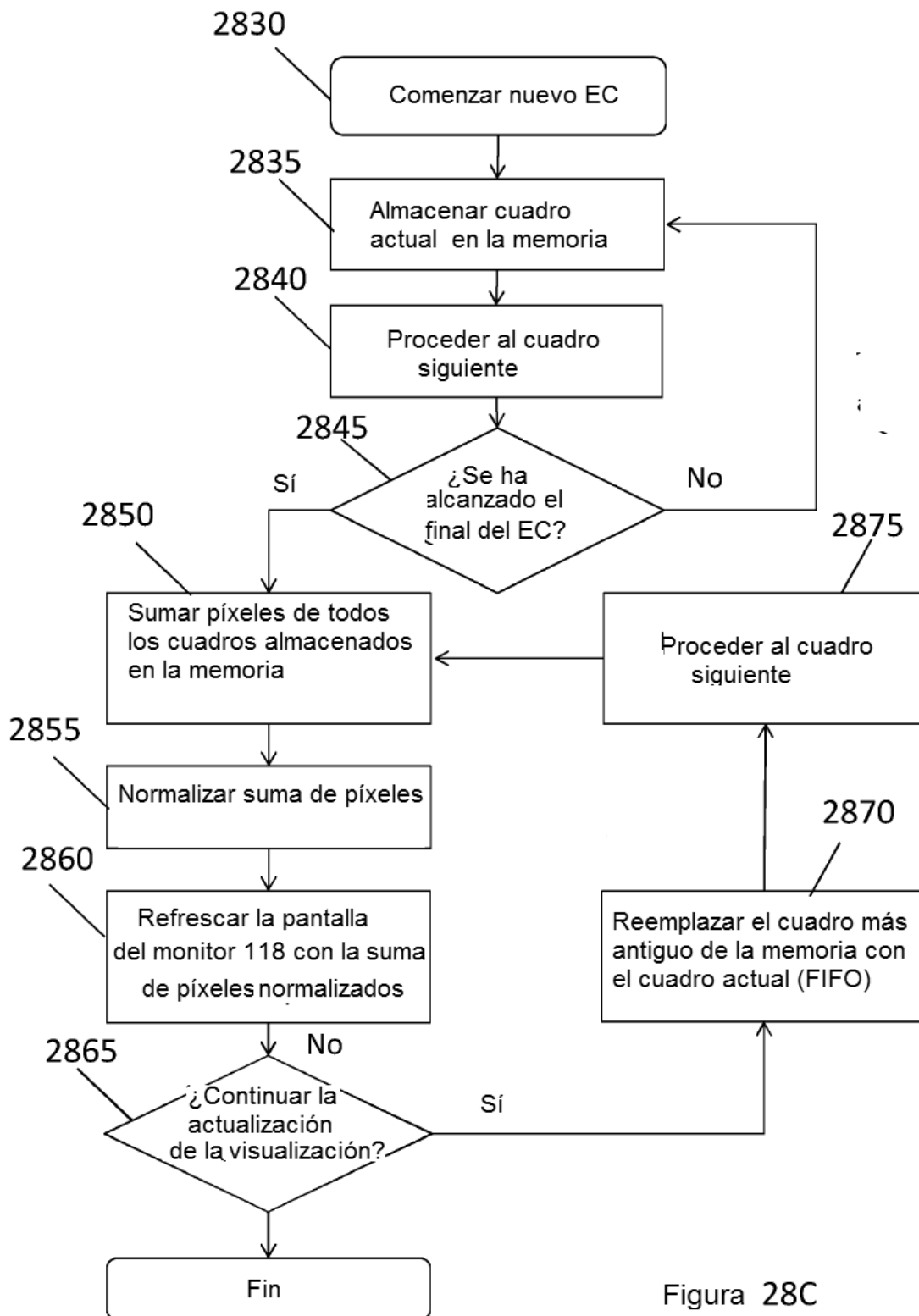


Figura 28B



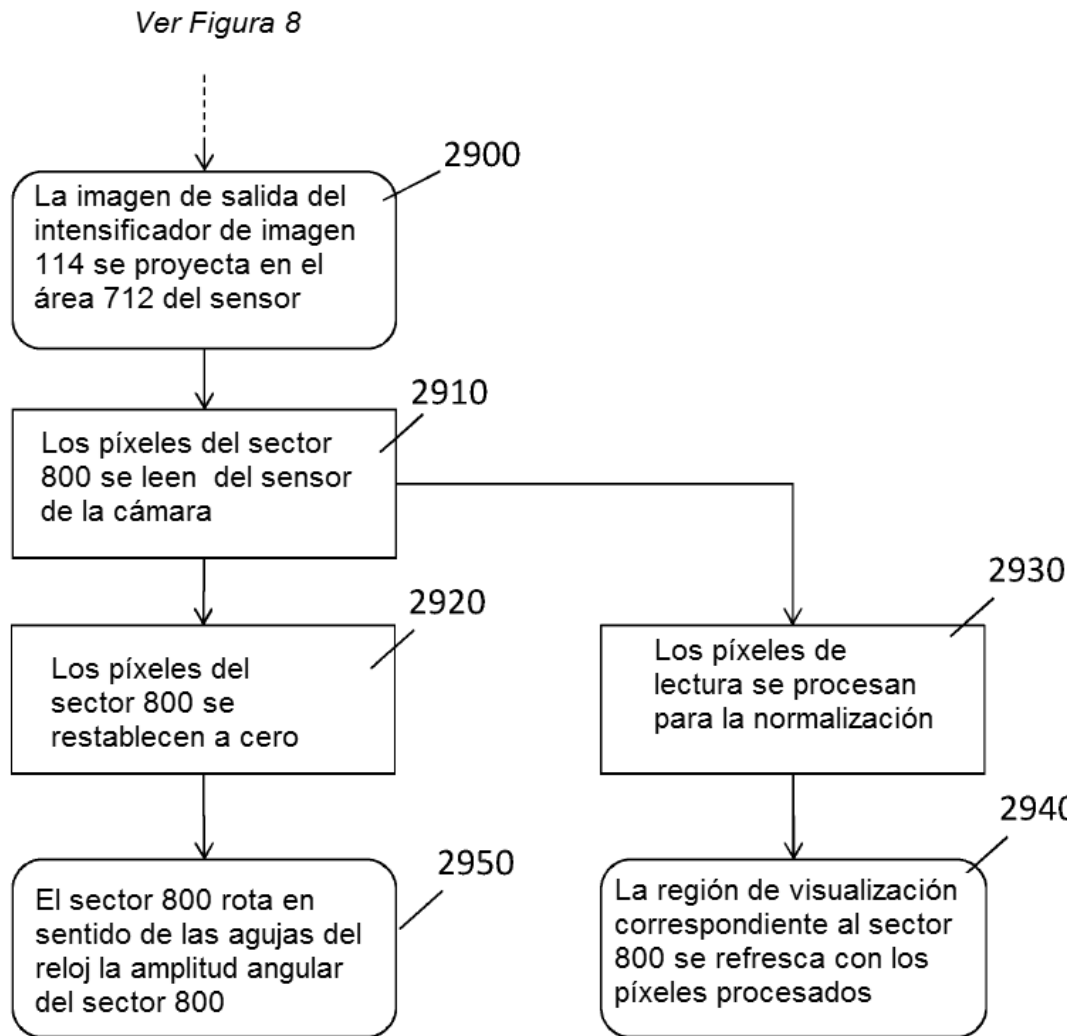


Figura 29

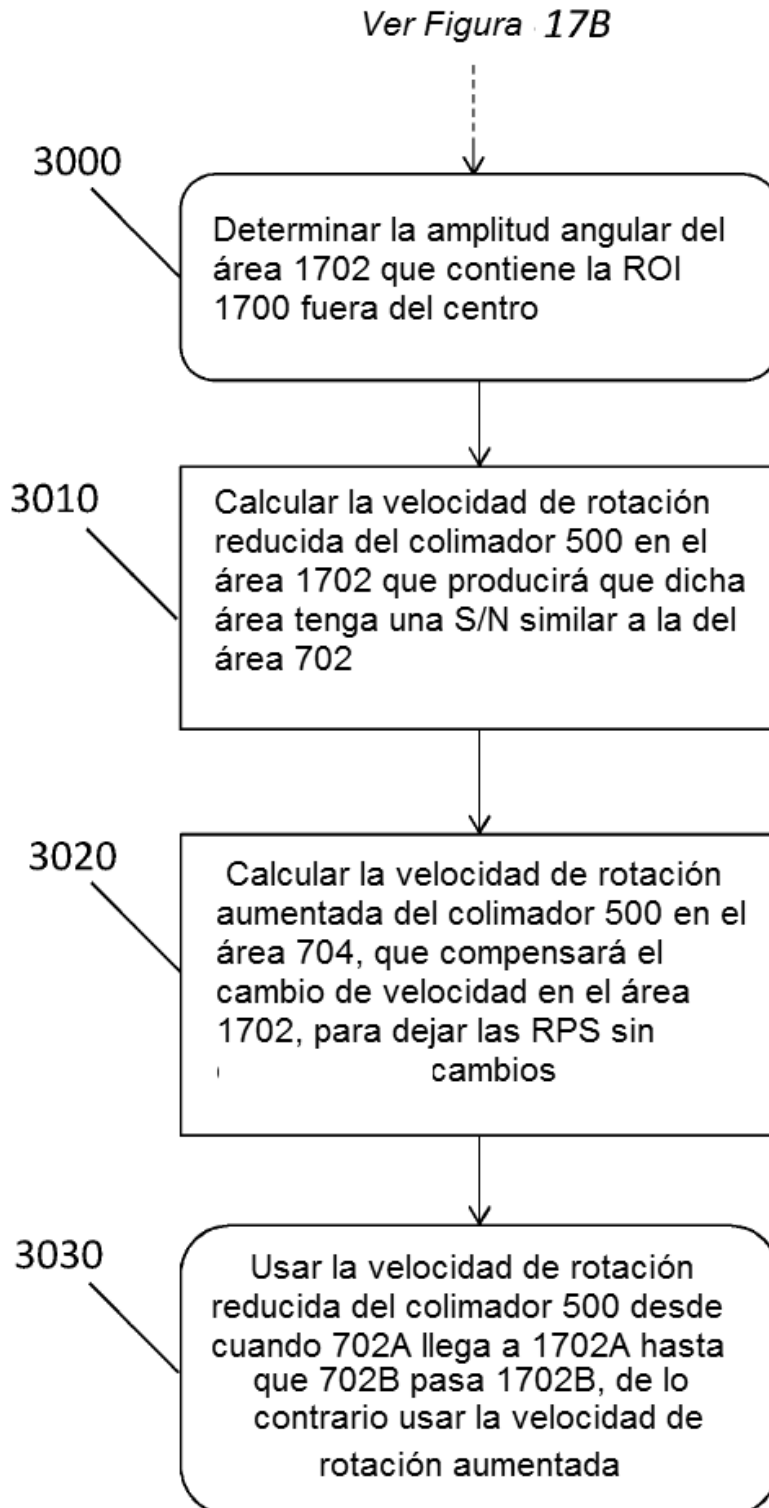


Figura 30

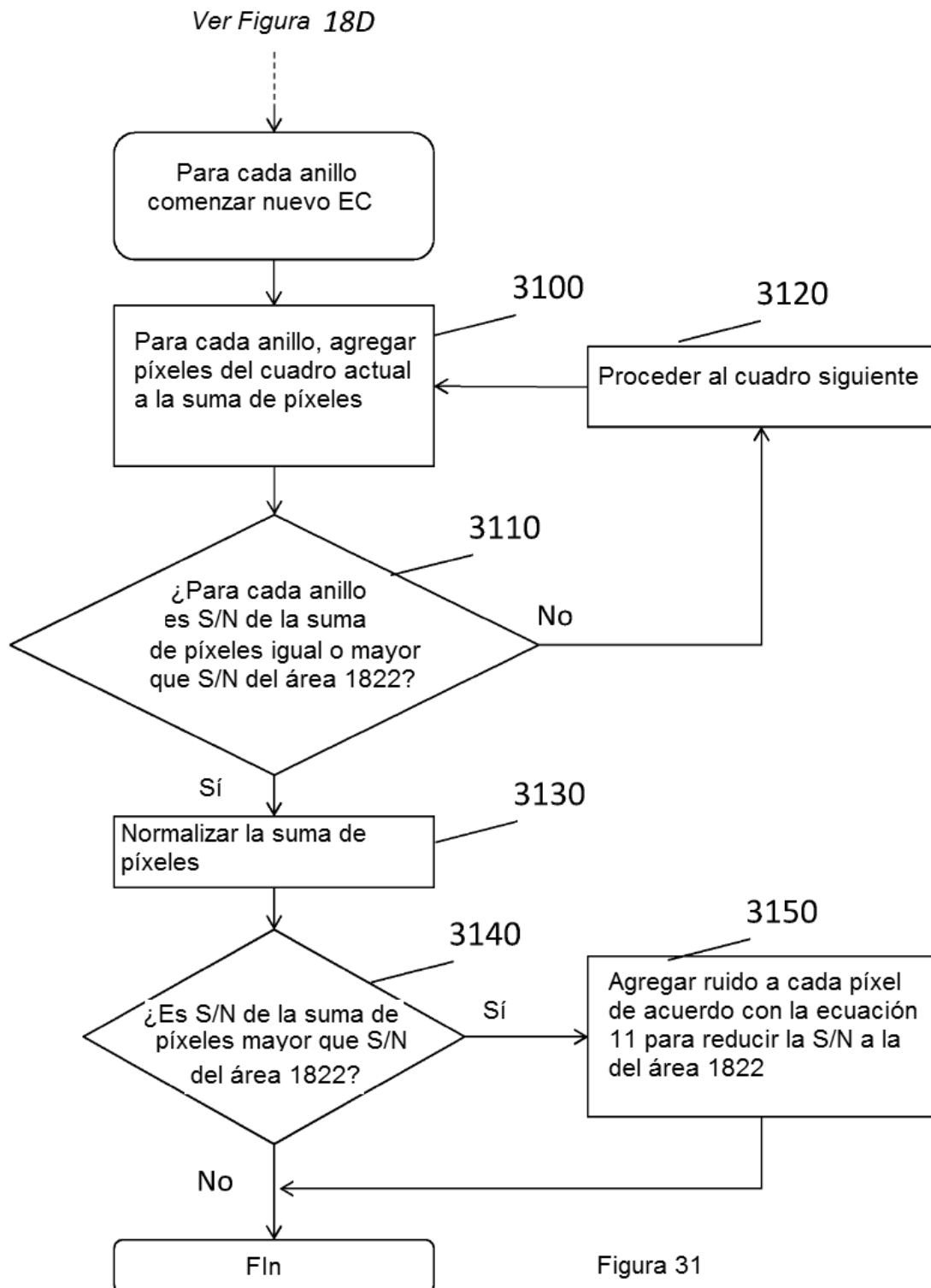


Figura 31

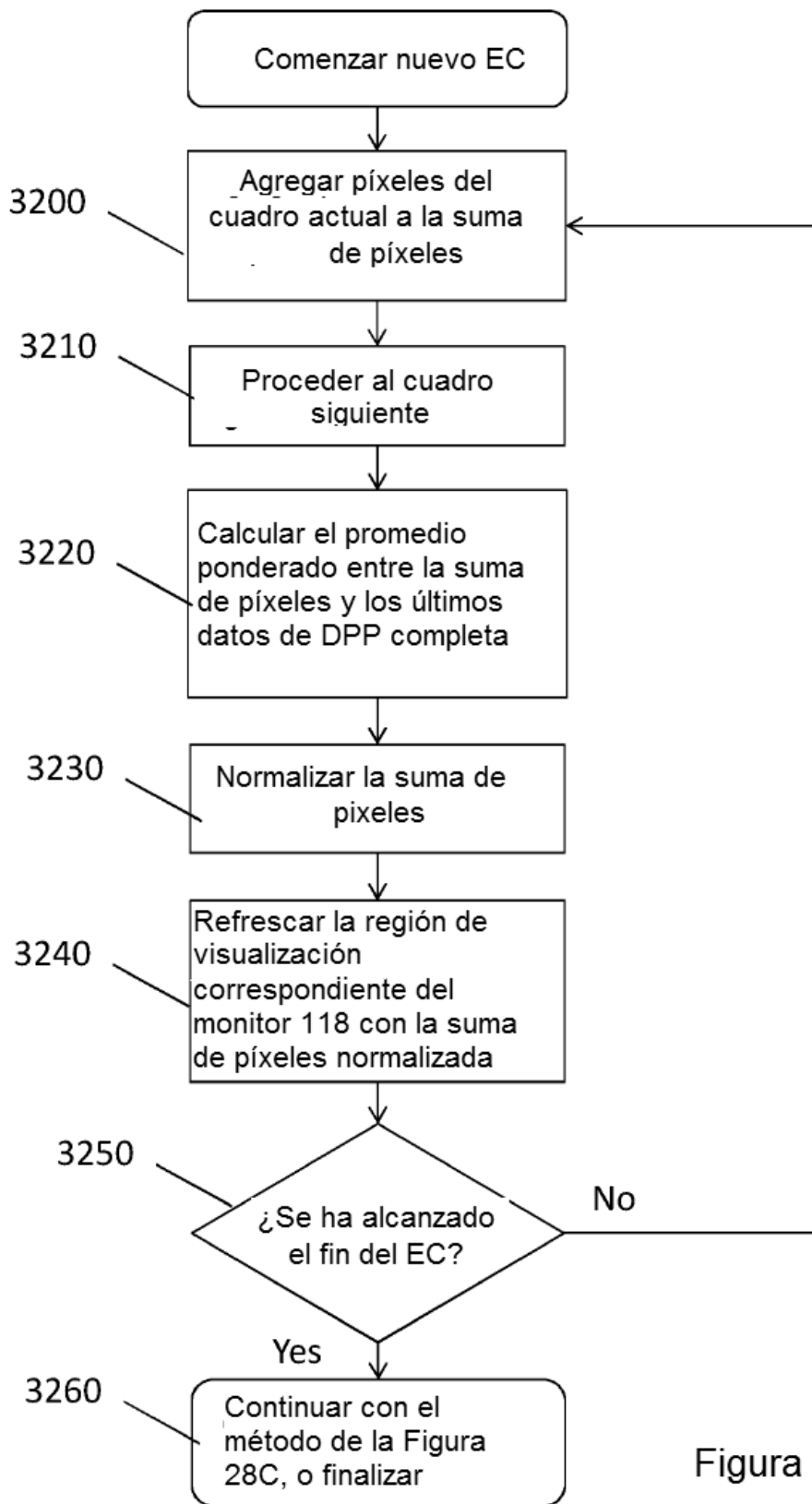


Figura 32

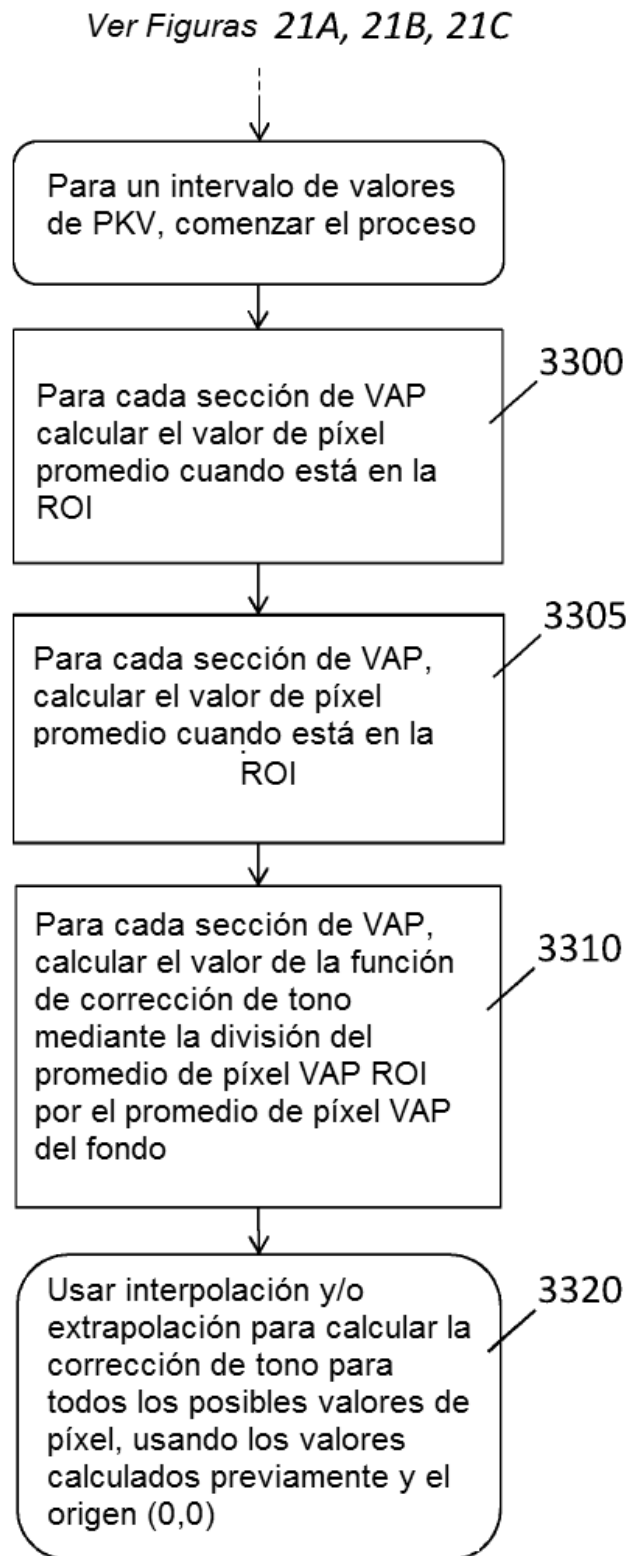


Figura 33A

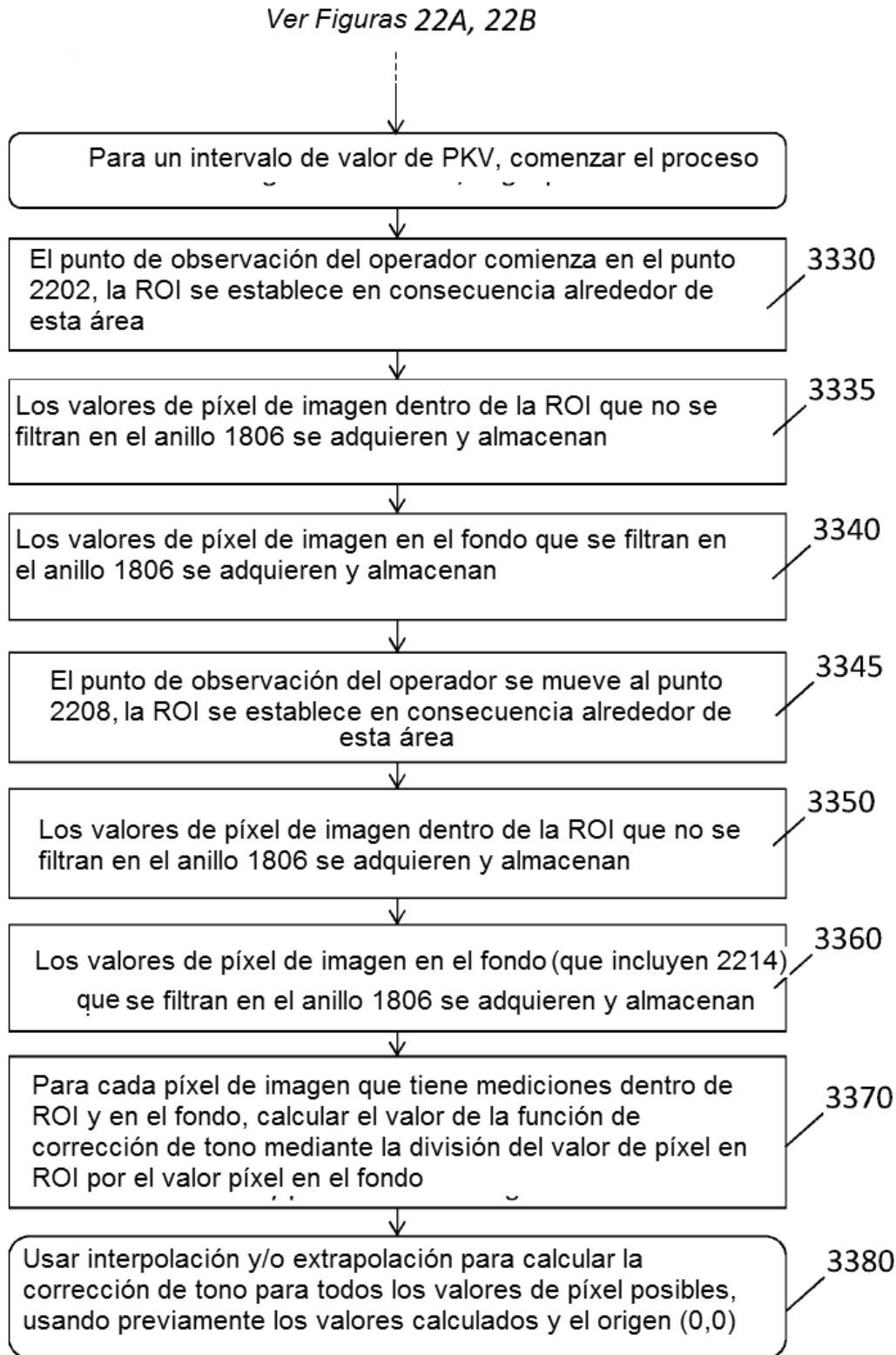


Figura 33B

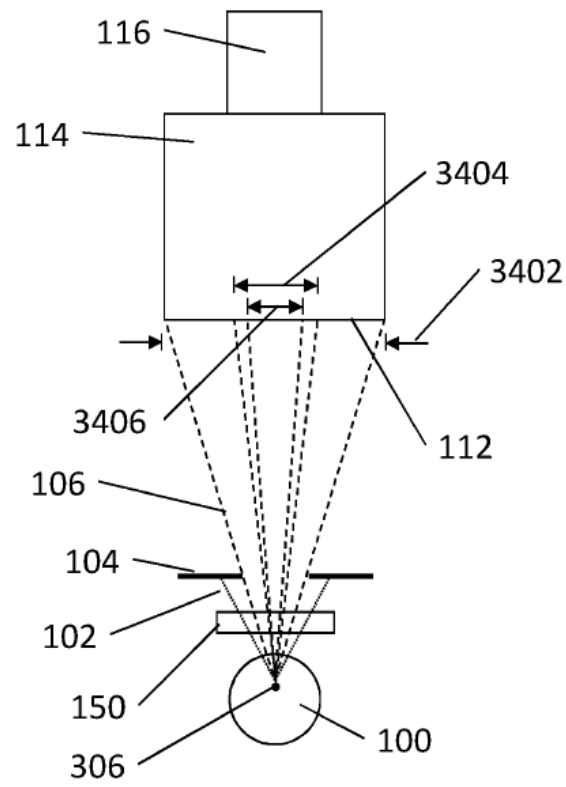


Figura 34A

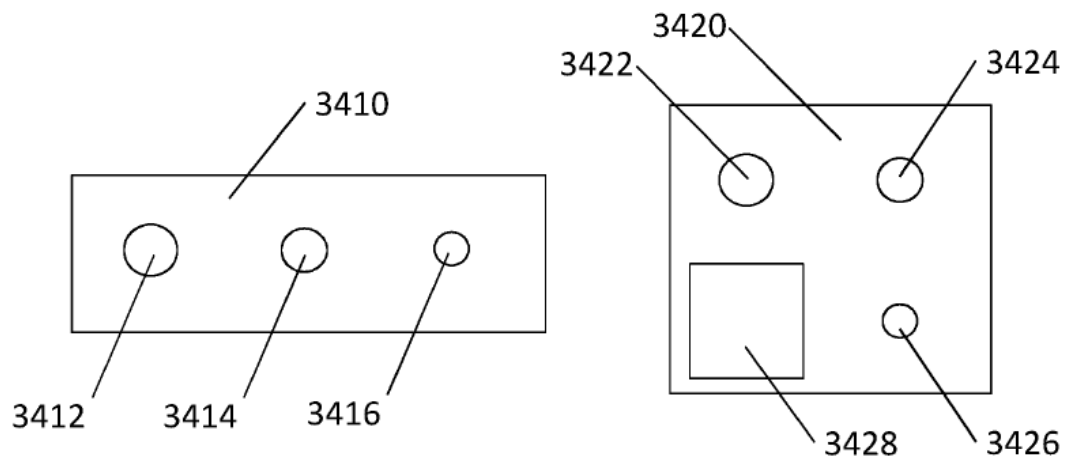


Figura 34B

Figura 34C

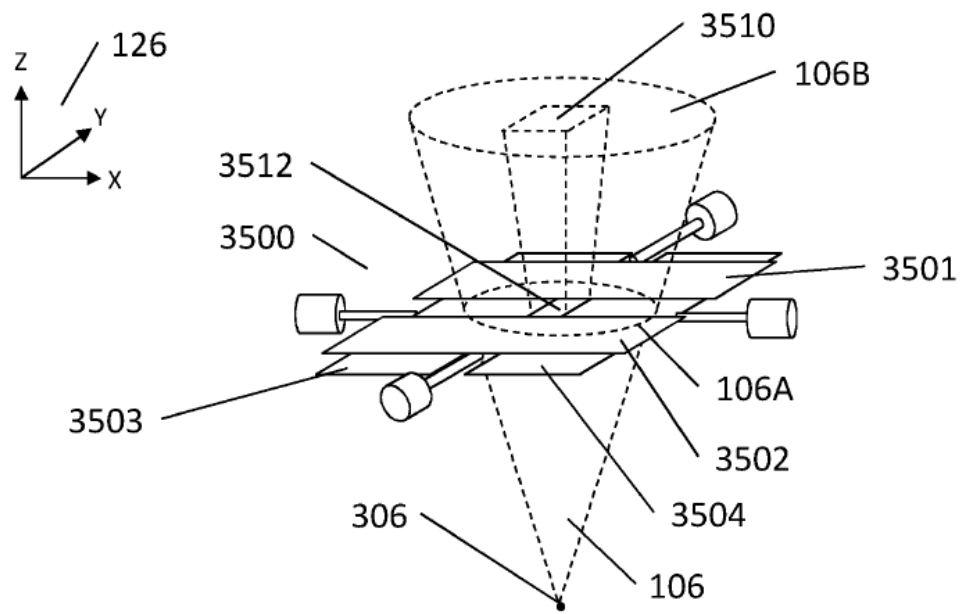


Figura 35A

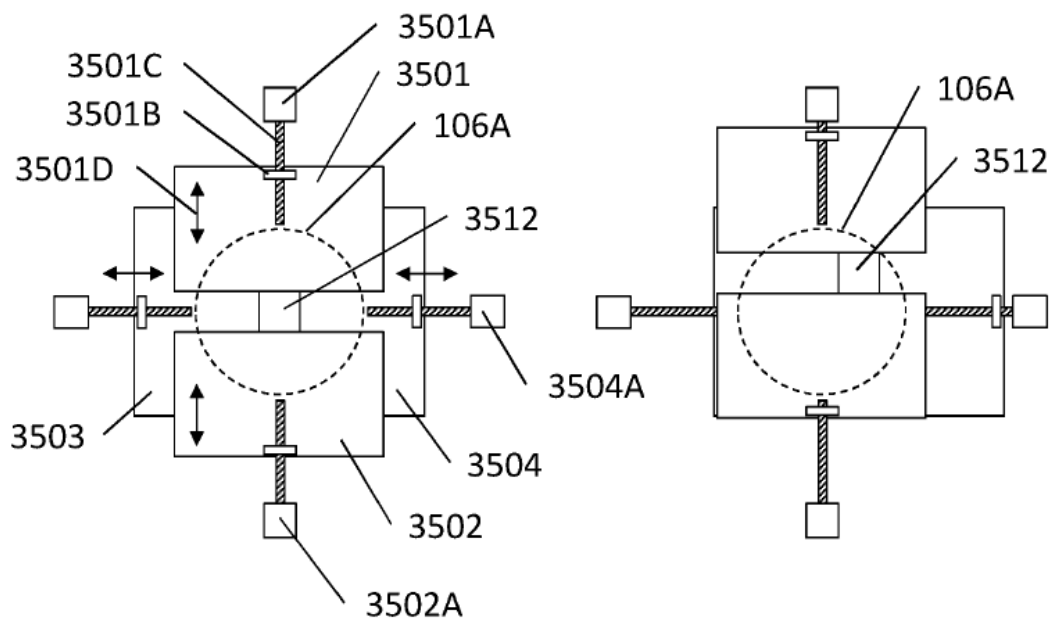


Figura 35B

Figura 35C

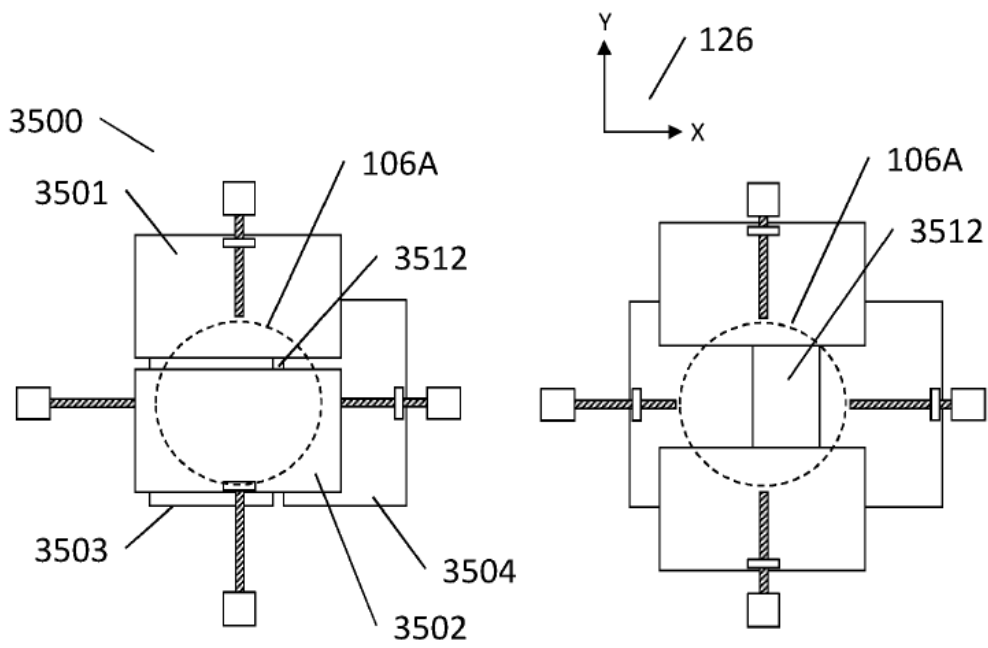


Figura 35D

Figura 35E

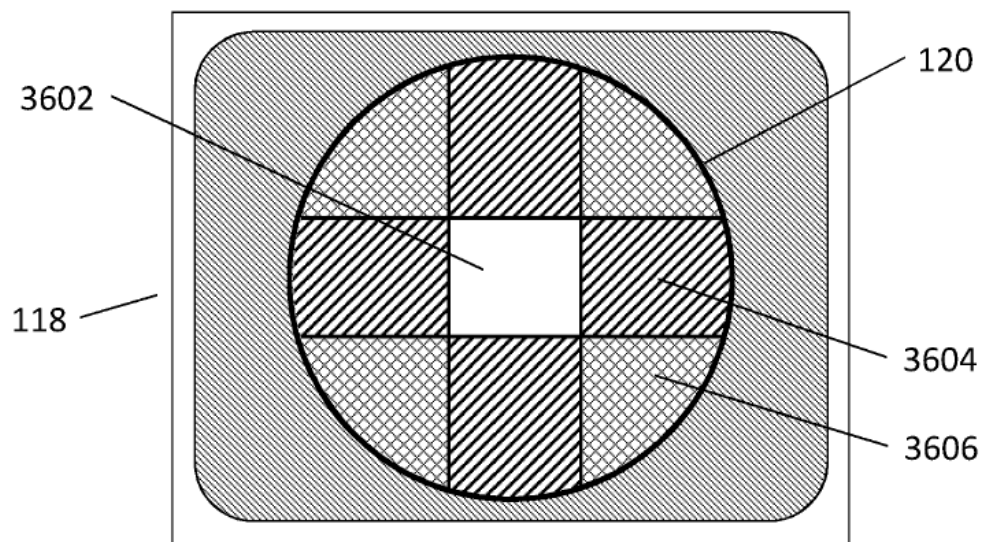


Figura 36