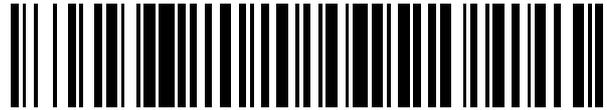


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 818 190**

51 Int. Cl.:

**A61B 6/06** (2006.01)

**G06T 5/40** (2006.01)

**G06T 5/00** (2006.01)

**A61B 6/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **08.09.2016 PCT/IB2016/055344**

87 Fecha y número de publicación internacional: **16.03.2017 WO17042704**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **08.09.2016 E 16843772 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **10.06.2020 EP 3346921**

54 Título: **Un sistema de rayos X con procedimientos implementados por ordenador para el procesamiento de imágenes**

30 Prioridad:

**09.09.2015 US 201562215789 P**

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

**09.04.2021**

73 Titular/es:

**CONTROLRAD SYSTEMS INC. (50.0%)  
150 N Radnor Chester Road, F200  
Radnor, Pennsylvania 19087, US y  
MELMAN, HAIM ZVI (50.0%)**

72 Inventor/es:

**MELMAN, HAIM ZVI**

74 Agente/Representante:

**VIDAL GONZÁLEZ, Maria Ester**

ES 2 818 190 T3

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

**DESCRIPCIÓN**

Un sistema de rayos X con procedimientos implementados por ordenador para el procesamiento de imágenes

**5 Campo de la invención**

La invención está relacionada con el campo de los sistemas de formación de imágenes y, más particularmente, con el campo del procesamiento de imágenes en imágenes de sistemas de rayos X que implican una región de interés basada en filtros.

10

**Antecedentes de la invención**

Aunque la presente invención es aplicable a varios sistemas de formación de imágenes, se describirá con referencia a sistemas de rayos X de fluoroscopia que incorporan filtros para reducir la radiación en una parte del campo de visión (FOV).

15

Los dispositivos y sistemas que generan diversas formas de radiación/energía ionizante se utilizan para diversos fines terapéuticos/de tratamiento, diagnóstico o de formación de imágenes. Por ejemplo, se pueden usar varias formas de radiación/energía ionizante para inspeccionar un objeto (como en los sistemas de escaneo de los aeropuertos, diferentes configuraciones de seguridad, control de fabricación y proceso) o inspeccionar a un paciente (como en una clínica u hospital, laboratorio, donde un cirujano/terapeuta opera un sistema de rayos X o tomografía computarizada).

20

La industria de la imagenología médica, por ejemplo, está extremadamente enfocada en reducir la dosis de radiación en los procedimientos de diagnóstico y tratamiento que incluyen la modificación de hardware y software y los procedimientos en las salas de operaciones. Véase Miller DL, Balter S, Schueler BA, Wagner LK, Strauss KJ, Vano E. "Clinical radiation management for fluoroscopically guided interventional procedures (Manejo de radiación clínica para procedimientos intervencionistas guiados por fluoroscopia)", *Radiology*. Nov 2010; 257(2):321-332. El reporte de la dosis de radiación es una de las medidas de control de calidad que exige Medicare. Además, la Administración de Alimentos y Medicamentos (FDA) en su "Libro Blanco" de 2010 solicitó una reducción significativa de la "radiación innecesaria". FDA, "White Paper: Initiative to Reduce Unnecessary Radiation Exposure from Medical Imaging. (Libro Blanco: Iniciativa para reducir la exposición innecesaria a la radiación en la imagenología médica)". En: Administración CfDaRHUSFaD, ed. 2010.

25

30

Hay dos componentes principales que pueden reducir la exposición a la radiación. El primer componente son las mejoras técnicas de los equipos de rayos X, como la inversión en mejores filtros, colimadores, equipos de adquisición y análisis de imágenes. El otro componente es la forma en que el operador usa la radiación, que incluye la duración de la exposición, la distancia desde la fuente al paciente y la colimación adecuada. Véase Miller DL, Balter S, Schueler BA, Wagner LK, Strauss KJ, Vano E. "Clinical radiation management for fluoroscopically guided interventional procedures (Manejo de radiación clínica para procedimientos intervencionistas guiados por fluoroscopia)", *Radiology*. Nov 2010; 257(2):321-332 y Arthur WR, Dhawan J, Norell MS, Hunter AJ, Clark AL, "Does cardiologist- or radiographer-operated fluoroscopy and image acquisition influence optimization of patient radiation exposure during routine coronary angiography? (¿La fluoroscopia y la adquisición de imágenes operadas por cardiólogos o radiólogos influyen en la optimización de la exposición a la radiación del paciente durante la angiografía coronaria de rutina?)", *Br J Radiol*. Septiembre de 2002; 75(897):748-753. La educación radiológica del operador/médico es fundamental para reducir la dosis de radiación y los médicos capacitados utilizan cantidades significativamente menores de radiación. Existe un enfoque similar para reducir la exposición a la radiación en las áreas no médicas. Por ejemplo, la industria nuclear ha sido muy sensible durante varias décadas a la exposición a la radiación y en muchos otros campos de fabricación existen directrices estrictas para minimizar la exposición. Consulte: <http://www.state.il.us/iema/publications/pdf/IEMA%20032%20Everyday%20Uses%20of%20Radiation.pdf>.

35

40

45

50

Por ejemplo, durante un procedimiento médico intervencionista guiado por fluoroscopia, existen períodos de tiempo en los que el operador (generalmente un médico), incluso cuando activa la fuente de radiación que irradia al paciente y el personal no recibe la información que se genera por una fuente de radiación. Esta radiación (y la información que contiene) no solo se desperdicia, sino que además daña innecesariamente al paciente y al personal/operador de la fuente de radiación. Esto puede denominarse "Radiación Desatendida" (UR), que no es deseable. De este modo, en las distintas aplicaciones en las que se inspeccionan objetos o pacientes, es deseable reducir la Radiación Desatendida y, por lo tanto, minimizar la exposición a la radiación potencialmente dañina por parte del operador y/o paciente y es este objetivo al que la divulgación está dirigida.

55

60

**Sumario de la invención**

La presente invención está definida por las reivindicaciones 1 y 5. Las realizaciones preferentes están definidas por las reivindicaciones dependientes. Las realizaciones, aspectos y ejemplos adicionales divulgados en la

65

presente memoria únicamente tienen fines ilustrativos y no forman parte de la presente invención como reivindicada.

**Breve descripción de los dibujos**

5

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 entorno y sistema clínico de formación de imágenes de múltiples cuadros;

10

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

La Figura 2 es una ilustración esquemática de un ejemplo de imagen desplegada en un monitor de un sistema de formación de imágenes de múltiples cuadros;

15

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

La Figura 4A proporciona una vista superior del colimador de acuerdo con la presente invención;

La Figura 4B es una sección transversal c-c del colimador de la Figura 4A;

La Figura 4C proporciona un gráfico esquemático de DPP como una función de la distancia desde el centro;

La Figura 4D proporciona una representación de un monitor con el cuadro desplegado asociado con el colimador de la Figura 4A;

20

La Figura 5 presenta un sistema ejemplar para llevar a cabo la invención;

Las Figuras 6 y 6.1 proporcionan una vista superior de un colimador/filtro construido con un ejemplo de cuatro placas parcialmente transparentes para rayos X;

La Figura 6.2 representa la sección transversal del cono de rayos X en general en el plano del colimador de la Figura 6;

25

La Figura 6.3 proporciona una representación de un monitor con el cuadro desplegado asociado con el colimador de la Figura 6;

La Figura 7 ilustra la distribución de la intensidad de los rayos X en diferentes áreas de la imagen del colimador/filtro de la Figura 6 en una posición de ejemplo;

30

La Figura 8A muestra un área de imagen o de detector representada como un rectángulo con una línea de imagen;

La Figura 8B es un ejemplo de distribución de DPP a lo largo de la línea de imagen de la Figura 8A en el detector;

La Figura 8C representa un sistema de despliegue que tiene 256 niveles de grises;

35

La Figura 8D muestra los detalles de la línea de imagen comprimida a un nivel de grises plano 255;

La Figura 9A es un ejemplo de la línea de imagen de la Figura 8B, en la que las líneas discontinuas añadidas indican los bordes entre 3 partes de la imagen;

La Figura 9B muestra la DPP reducida en los fondos y la DPP sin cambios en la ROI;

La Figura 9C muestra una imagen corregida de la Figura 9B para restaurar la imagen a lo que habría sido sin filtrado;

40

La Figura 9D muestra el resultado como una parte descolorida de la imagen que no tiene detalles de imagen;

La Figura 9E muestra el resultado después de aplicar un procesamiento de fondo básico;

La Figura 9F muestra el hecho de proporcionar la continuidad de la imagen a lo largo de la línea de imagen de la Figura 8B, en la ubicación de las líneas de borde;

45

La Figura 9G muestra un espacio de nivel de grises a lo largo de la línea de imagen de la Figura 8B que puede resultar de una elección específica de ROI\_GL(max), BCK\_GL(min) y la función de transformación;

La Figura 9H muestra un "rebasamiento" del nivel de grises y los espacios a lo largo de la línea de imagen de la Figura 8B que pueden resultar de una elección específica de ROI\_GL(max), BCK\_GL(min) y la función de transformación;

50

La Figura 9I ilustra una parte de datos en imagen (ROI) que está oscura;

La Figura 9J ilustra los datos de la Figura 9I cuando se usa el filtro;

La Figura 9K ilustra el resultado de una mayor intensidad de rayos X con respecto a la Figura 9J;

La Figura 9L ilustra la parte de imagen 910 con S/N mejorada y partes de imagen 912 y 914 transformadas para proporcionar el resto de los detalles de la imagen de una manera continua de niveles de grises;

55

La Figura 10 es un diagrama de flujo que muestra el flujo de trabajo básico de un sistema de acuerdo con la presente invención; y

Las Figuras 11A-11D representan histogramas de al menos una parte de la imagen.

**Descripción detallada de la invención**

60

Aunque la presente invención es aplicable a varios sistemas de formación de imágenes, se describirá con referencia a sistemas de rayos X de fluoroscopia que incorporan filtros para reducir la radiación en una parte del campo de visión (FOV).

65

A lo largo de la siguiente descripción se hace referencia a varios colimadores que tienen placas o filtros. Ambos

términos se utilizan en el mismo sentido, para describir filtros destinados a cambiar la intensidad de la radiación de manera no uniforme sobre el campo de visión (FOV), a diferencia de los filtros destinados a cambiar el espectro de la radiación en todo el FOV.

5 Ahora se hace referencia a la Figura 1A, que presenta un diseño típico de un entorno clínico de formación de imágenes de múltiples cuadros, como se describe en la Solicitud de Patente Internacional N.º PCT/IB2013/051541. El tubo de rayos X 100 genera radiación de rayos X 102 dirigida hacia arriba y que cubre un ángulo sólido relativamente grande hacia el colimador 104. El colimador 104 bloquea parte de la radiación permitiendo que un ángulo sólido de radiación más pequeño continúe en la dirección ascendente, atraviese la  
10 cama 108 que está hecho habitualmente 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 es absorbida y dispersada por el paciente y la radiación restante llega al área de entrada 112 habitualmente redonda del intensificador de imagen 114. El área de entrada del intensificador de imagen es habitualmente 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  
15 capturada por la cámara 116, procesada por el procesador de imágenes 117 y luego desplegada en el monitor 118 como imagen 120.

Aunque la invención se describe principalmente con referencia a la combinación del intensificador de imagen 114 y cámara 116, se apreciaría que ambos elementos pueden ser reemplazados por un sensor de radiografía digital de cualquier tecnología como pantallas planas CCD o CMOS u otras tecnologías como Amorphous Silicon con centelleadores ubicados en el plano 112. Un ejemplo de este tipo es CXDI-50RF, disponible en Canon USA, Inc., Lake Success, NY. El término "detector" se utiliza para incluir cualquiera de estas tecnologías, incluida la combinación de cualquier intensificador de imagen con cualquier cámara e incluyendo cualquier tipo de sensor de pantalla plana o cualquier otro dispositivo que convierta rayos X en señales electrónicas.

20 Los términos "área" y "región" se utilizan alternativamente en la descripción detallada de la invención y significan lo mismo y se utilizan a manera de sinónimos.

El término "fuente de rayos X" se utiliza para proporcionar una interpretación amplia de 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 de acuerdo con la terminología común en la técnica, aquí se representa que los ejemplos de la invención no se limitan a una interpretación estricta del tubo de rayos X y que cualquier fuente de rayos x se puede utilizar en estos ejemplos (por ejemplo, incluso material radiactivo configurado para funcionar como una fuente puntual).

30 El operador 122 está junto al paciente para realizar el procedimiento médico mientras observa la imagen 120.

El operador tiene un conmutador de pedal 124. Al presionar el conmutador, se emite radiación de rayos X continua (o rayos X pulsados con frecuencia relativamente alta como se explica a continuación) para proporcionar una imagen de cine 120. La intensidad de la radiación de rayos X es habitualmente optimizada en una compensación de baja intensidad que se desea para reducir la exposición del paciente y el operador y la radiación de alta intensidad que se desea para permitir una imagen de alta calidad 120 (alta relación S/N). Con radiación de rayos X de baja intensidad y, por lo tanto, 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.

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

50 Es un objetivo de la presente invención proporcionar una alta exposición en el área de entrada del intensificador de imagen en una o más Regiones de Interés (ROI) deseadas que proporcionen, por lo tanto, una imagen S/N alta en la misma, mientras se reduce la exposición de otras secciones del área del intensificador de imagen, a costa de una menor calidad de imagen (menor S/N). Con esta disposición, el operador puede observar una imagen clara en una o más ROI y obtener una imagen lo suficientemente buena para la orientación general en el  
55 resto del área de la imagen. También es un objetivo de la presente invención proporcionar un mapa más complejo de segmentos en la imagen donde cada segmento resulta de un nivel diferente de radiación de rayos X según lo desee la aplicación específica.

60 En el contexto de los ejemplos proporcionados a lo largo de la descripción detallada de la invención, cuando la S/N de un área se compara con la S/N de otra área, las S/N se comparan para píxeles que tienen la misma transmitancia del objeto (como las manos y herramientas del paciente y de los operadores). Por ejemplo, cuando se describe que un área A tiene una S/N más baja que el área B, se supone que la transmisión de rayos X por el objeto a ambas áreas es uniforme en el área y es la misma. Por ejemplo, si en el centro del área A solo la mitad de la radiación que llega al objeto se transmite al intensificador de imagen, la S/N en el área B se compara con el  
65 área A para un área B en la que también solo la mitad de la radiación que llega al objeto se transmite al

intensificador de imagen. La S (señal) del área A es el valor de lectura promedio del área A (promedio a lo largo del tiempo o sobre el área si incluye suficientes píxeles en el sentido estadístico). La S (señal) del área B es el valor de lectura promedio del área B (promedio a lo largo del tiempo o sobre el área si incluye suficientes píxeles en el sentido estadístico). Para simplificar la discusión, la radiación dispersa no se considera en la descripción 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 tienen una distribución gaussiana, lo que satisface la mayoría de los aspectos prácticos de la implementación de la invención y sirve para una presentación muy clara de ejemplos de la descripción detallada de la invención. Esto no es una limitación de la invención y, si se desea, las matemáticas presentadas en asociación con las estadísticas gaussianas pueden reemplazarse por las de las estadísticas 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 la dosis por píxel (DPP) a lo largo de la descripción detallada de la invención se analiza en el mismo sentido, es decir, cuando se compara la DPP del píxel A con la DPP del píxel B, se asume que la transmisión del objeto para ambos píxeles es la misma.

En las Figuras 1B y 10 se describe un ejemplo de un diseño más detallado de un entorno clínico de formación de imágenes de múltiples cuadros de acuerdo con la presente invención. El operador 122 presiona el conmutador de pedal 124 para activar los rayos X (etapa 1240). El seguidor ocular 128 (tal como EyeLink 1000 disponible de SR Research Ltd., Kanata, Ontario, Canadá) o cualquier dispositivo de entrada alternativo proporciona una indicación de dónde uno o más operadores (o usuarios) 122 están enfocando su atención (etapa 1128). Esta información se proporciona habitualmente en relación con el monitor 118. Esta información, el al menos un centro deseado de ROI, se puede proporcionar, por ejemplo, en términos de coordenadas (X, Z), en el plano del monitor 118, utilizando el sistema de coordenadas 126. Se apreciará que en este ejemplo el plano del monitor 118 y por lo tanto también la imagen 120 son paralelos al plano (X, Z) del sistema de coordenadas 126. Son posibles otros sistemas de coordenadas, incluidos los sistemas de coordenadas que están agrupados para el monitor 118 y rotan con el monitor 118 cuando se gira con relación al sistema de coordenadas 126.

Los datos de la entrada 128 se proporcionan al controlador 127 que es básicamente un ordenador, como cualquier ordenador PC. Si el controlador 127 determina que el foco de atención del operador no está fijo en la imagen 120, el tubo de rayos X 100 no se activa (etapa 1100). De lo contrario, en la etapa 1105, 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 de la Figura 1B representa un colimador de acuerdo con la presente invención, como se describe en la Solicitud de Patente Internacional N.º PCT/IB2014/065661.

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 mostrado en la Figura 1B). 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, habitualmente a través del controlador de rayos X 130. En un ejemplo, los rayos X pueden detenerse incluso si el operador 122 presiona el conmutador de pedal 124 si al menos uno de los centros deseados de ROI por los usuarios no está dentro del área de la imagen 120. El colimador bloquea parcialmente la radiación, dependiendo del al menos un centro deseado de ROI determinado (etapa 1220). Parte de los rayos X son absorbidos por el paciente 110 (etapa 1230) y la radiación restante llega al intensificador de imagen 114 (etapa 1240). En la etapa 1250 la imagen es intensificada y capturada por una cámara 116 y, en la etapa 1260, la imagen capturada se transfiere al procesador de imágenes 117 y en la etapa 1270 la imagen procesada se muestra en el monitor 120.

Ahora se hace referencia a la Figura 2 que ilustra un ejemplo de una imagen 120 mostrada en el monitor 118. En este ejemplo, la línea circular discontinua 204 indica el borde 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 una mayor DPP de rayos X para el segmento 200 y es aceptable tener una calidad de imagen más baja en el segmento 202, lo que significa una menor DPP para el segmento 202.

Se apreciará que los dos segmentos 200 y 202 se proporcionan aquí únicamente como un ejemplo de una realización de la invención que no se limita a este ejemplo y que la imagen 120 se puede dividir en cualquier conjunto de segmentos al controlar la forma de las aberturas en los colimadores y el modo de movimiento de los colimadores. Estos ejemplos se proporcionan a continuación.

Se apreciaría que la DPP debería interpretarse como la dosis de rayos X suministrada 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 (excluyendo la absorción por parte del paciente u otros elementos que no son parte del sistema, como las manos y herramientas del operador).

Ahora se hace referencia 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 pasan a través de la abertura 304 lleguen 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

5

expone toda el área de entrada 112 del intensificador de imagen generalmente a 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.

10

D1 representa la distancia desde el punto focal de rayos X 306 a la abertura 304. D2 representa la distancia desde el punto focal de rayos X 306 a la superficie de entrada de intensificador de imagen 112.

La Figura 4A proporciona una vista superior de otro colimador 400 y la Figura 4B es una sección transversal c-c de la Figura 4A. El colimador 400 proporciona una función de reducción de rayos X similar a la de otros colimadores de la invención. Tiene una abertura 402 que permite que toda la radiación en esa área pueda pasar, el anillo 406 que reduce la radiación que pasa a través del área en una cantidad que depende del material (habitualmente aluminio) y el espesor del material y el anillo 404 con un espesor que cambia como una función de la distancia desde el centro, comenzando con un espesor cero en el lado de la abertura 402 y terminando en el espesor del anillo 406 en el lado del anillo 406. La Figura 4C proporciona un gráfico de DPP esquemático en función de la distancia desde el centro: r.

15

20

La Figura 4D proporciona una representación del monitor 118 con el cuadro desplegado asociado con el colimador 400. El círculo 422 es el área asociada con la radiación que llega a través de la abertura 402 del colimador 400. El anillo 424 es el área asociada con la radiación que llega a través del anillo 404 del colimador 400. El anillo 426 es el área asociada con la radiación que llega a través del anillo 406 del colimador 400. Se apreciará que mientras el ejemplo del anillo 404 en la Figura 4B es un cambio lineal de espesor, el ejemplo de cambio en la radiación de 414 en la Figura 4C tiene un cambio de espesor no lineal. Es decir, se pueden usar muchas funciones diferentes para generar un gradiente en el espesor 404 para adaptarse al cambio gradual deseado de radiación entre la abertura 402 y el anillo 406 de la Figura 4B. Se llama ahora la atención sobre la

25

30

Figura 5 que presenta un sistema ejemplar para llevar a cabo la invención.

Usualmente, en los sistemas de rayos X, una ROI se centra en la imagen 120 (como la ROI 200 de la Figura 2) y tiene una posición fija que se utiliza para el análisis de imágenes y para generar parámetros para controlar el tubo de rayos X 100 y modificar la imagen 120. Para esta área se pueden calcular parámetros como el valor medio, el valor máximo y el contraste. Estos parámetros se utilizan habitualmente para optimizar la operación del tubo de rayos X (tal como mA, mAs y KVp).

35

En este ejemplo, se utiliza un dispositivo de entrada, como un seguidor ocular 128, para proporcionar al controlador de rayos X 130 el foco de las coordenadas de atención de uno o más usuarios 122. En lugar de utilizar una ROI de posición fija como en la técnica anterior, la una o más ROI se mueven de acuerdo con el foco de atención para que incluyan los centros deseados de las ROI o estén cerca de los centros deseados de las ROI. Con este ajuste de la posición de las ROI en función del foco de atención, el análisis y los parámetros calculados a partir de las ROI para accionar el tubo de rayos X y modificar la imagen 120 se realizan a partir de al menos una ROI que se ubica según el foco de atención en lugar de una ROI fija, que a veces puede estar a una distancia del foco de atención y no representar la información de la imagen que es relevante para el foco de atención.

40

45

En el ejemplo de la Figura 5, el dispositivo de entrada puede ser cualquier dispositivo de entrada que afecte la posición y/o la forma de la ROI. Por ejemplo, se puede utilizar un rastreador ocular, un joystick, un teclado, una pantalla interactiva, 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 de ROI y/o la forma cambia de acuerdo con dicha entrada.

50

Se hace ahora referencia a las Figuras 6, 6.1 y 6.2 que proporcionan otro colimador 600 ejemplar, tal como se describe en la Solicitud de Patente Internacional N.º PCT/IB2014/065661. El colimador 600 comprende cuatro placas 601, 602, 603 y 604 que son opacas o parcialmente transparentes a los rayos X. En este ejemplo asumiremos que cada una de dichas placas transmite el 10% del haz 106, pero se apreciará que se pueden contemplar otros niveles de transmisión. Las placas 601, 602, 603 y 604 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 utilizar placas de cobre o aluminio. El círculo discontinuo 106A representa la sección transversal del cono de rayos X 106 en general en el plano del colimador 600. Excepto por una porción de haz de rayos X de forma rectangular 612, el resto de la intensidad del haz se reduce debido a las placas 601, 602, 603 y 604.

55

60

Se aprecia que un haz de rayos X de imagen circular/forma de cono circular es solo un ejemplo. El haz de rayos

65

X y la imagen pueden ser rectangulares o de cualquier otra forma, dependiendo de la configuración del brazo en C y del colimador.

5 Con este ejemplo de colimador 600, por lo tanto, la ROI 3602 de la imagen 120 (Figura 6.2) no solo se puede mover a través del área de la imagen 120 hasta la ubicación deseada, sino que también se puede cambiar el tamaño y la relación de aspecto de la ROI como se desee, para compensar el acercamiento en el intensificador de imagen 114 (Figura 1A) o por otras razones.

10 Se hace ahora referencia a la Figura 7, que ilustra la distribución de la intensidad de los rayos X en diferentes áreas de la imagen 120 cuando la ROI 702 de la imagen está en la posición resultante de la ROI mecánica 612 presentada en la Figura 6. En este ejemplo, no hay ningún objeto (paciente) entre el colimador 600 y el área de entrada 112, por lo que, idealmente, sin radiación de bloqueo del colimador convencional adicional, la radiación de rayos X sobre el área de entrada 112, fuera de la ROI, sería uniforme (hasta un límite específico limitaciones de uniformidad inherentes al sistema). En este ejemplo, como resultado del colimador 600, el área de la imagen 120 se divide en dos áreas de intensidad: 702, la ROI, en la que la intensidad original del 100% es y 704 en la que la intensidad es el 10% de la intensidad de la ROI.

20 La presente invención se describe con referencia a la utilización de filtros parcialmente transparentes desplegados entre la fuente de radiación y el objeto (habitualmente un paciente) para reducir la radiación en al menos una parte de la imagen, como en los ejemplos de la Figura 6 e imágenes resultantes como en el ejemplo de la Figura 7, pero se apreciará que la invención no se limita a estos filtros sino que también es totalmente aplicable a colimadores/filtros como en el ejemplo de la Figura 4A-4B y a las imágenes resultantes como en el ejemplo de Figura 4D. De hecho, la presente invención es aplicable a cualquier sistema de rayos X que utilice filtros que sean parcialmente transparentes, por ejemplo, en el intervalo de transparencia del 1% al 99%, y habitualmente en el intervalo del 5% al 70%.

30 Se hace referencia a la Figura 8A. La imagen o área de detector 800 se representa como un rectángulo. La siguiente explicación se referirá a una imagen de rayos X desplegada en un monitor como el 118 de la Figura 1B, pero los expertos en la técnica apreciarán que una explicación que se refiera a un detector de rayos X, ya sea un detector de panel plano de un intensificador de imagen, es análogo. La línea 802 representa una línea de la imagen, una "línea de imagen". En este ejemplo, la línea de imagen 802 está en el centro de la imagen 800. La Figura 8B es un ejemplo de distribución de DPP a lo largo de la línea de imagen 802 en el detector. Una DPP 804 alta será el resultado de partes relativamente transparentes del paciente 110 de la Figura 5 (u objeto inspeccionado) y una DPP 806 baja será el resultado de partes relativamente opacas del paciente 110 de la Figura 5 (u objeto inspeccionado, en lo sucesivo: el paciente). Por ejemplo, puede haber una DPP 804 alta debido a pulmones relativamente transparentes y una DPP 806 baja puede estar presente debido a un corazón relativamente opaco. En otro ejemplo, la DPP 804 alta puede estar presente debido al aire limpio justo fuera de la pierna de un paciente y la DPP 806 baja puede estar presente debido a la pierna relativamente opaca del paciente. Tales situaciones presentan un alto intervalo dinámico de la imagen, lo que significa que la relación entre la DPP alta de la imagen y la DPP baja es alta.

40 Tal situación a menudo crea problemas al mostrar todo el intervalo dinámico de la imagen como se muestra en la Figura 8C y la Figura 8D.

45 La Figura 8C representa un sistema de despliegue que tiene 256 niveles de grises (un sistema de 8 bits). Se apreciará que la invención no se limita a un sistema de 8 bits y esto se usa solo como un ejemplo para facilitar la descripción de la invención.

50 En este caso, el eje vertical representa los niveles de grises. Se proporcionan suficientes rayos X (y procesamiento de imágenes adecuado) para desplegar 806 parte de la imagen con un brillo y contraste adecuados. Sin embargo, esto "empuja" a la parte 804 más allá del intervalo dinámico del sistema de despliegue, más allá del nivel de grises 255. El resultado se demuestra en la Figura 8D. Los detalles de 804 se comprimen a un nivel de grises plano 255 como lo muestra el indicador numérico 808. La parte de imagen 804 se muestra luego sin detalles, un área blanca descolorida.

55 Cuando se utilizan filtros como se describió anteriormente, al menos una parte del área de imagen recibe una DPP reducida, una radiación reducida. La Figura 9A es un ejemplo de la línea de imagen 802 de la Figura 8B en la que las líneas discontinuas 902 y 904 añadidas indican los bordes entre 3 partes de la imagen: parte de imagen 910 (ROI), 912 (fondo) y parte de imagen 914 (fondo). En este ejemplo, los fondos 912 y 914 se filtran para reducir la DPP y la ROI 910 no es filtrada. El resultado se ilustra en la Figura 9B, que muestra la DPP reducida en los fondos 912 y 914 y la DPP sin cambios en la ROI 910. Los procedimientos divulgados en las invenciones de referencia enseñan a corregir las partes de DPP reducidas de la imagen para que se parezcan en general a la imagen que habría sido desplegada cuando no se utilizan los filtros para reducir la DPP en segundo plano. La corrección de una imagen de este tipo con un alto intervalo dinámico, para restaurar la imagen a lo que habría sido sin filtrado, haría que los datos de imagen corregidos de la Figura 9B se vean como en la Figura 9C,

en la que gran parte de los datos de la parte de imagen 912 excede el intervalo máximo de despliegue y por lo tanto se recorta a un único nivel de grises 255, como se muestra en la Figura 9D por el indicador numérico 808. Esto resultará en una parte descolorida de la imagen que no tiene detalles de imagen.

5 Para resolver esta situación, se proporciona un procedimiento implementado por ordenador para procesar el fondo (partes filtradas como 912 y 914) para evitar partes descoloridas de la imagen (es decir, una parte de la imagen que se vuelve completamente blanca y en la que los detalles se pierden).

10 En un ejemplo, se evalúan diferentes partes de la imagen para aclarar la imagen en función del percentil más brillante de cada parte. Por ejemplo, para cada parte se calcula un histograma y se identifica el nivel de grises del percentil seleccionado (percentil de población del histograma). El brillo de esta parte de la imagen se realiza de modo que el nivel de grises de este percentil se transforme al nivel de grises deseado.

15 En un ejemplo, el percentil se puede seleccionar en un 90%. Puede especificarse una transformación de los niveles de grises de la parte de la imagen procesada para transferir este nivel de grises del 90% al nivel de despliegue de 225 (de los 256 niveles de grises del sistema de ejemplo). La función de brillo puede ser cualquier función de reproducción de tono (también denominada en la presente memoria como transformación, función de transformación, transformación de nivel de grises y función de transformación de nivel de grises) como un factor que multiplica cada nivel de grises del píxel original para obtener el valor de píxel deseado. En dicha transformación, si, por ejemplo, el nivel de grises del percentil del 90% es 150 y el nivel de grises de despliegue deseado (nivel de grises objetivo) para este percentil es 225, el factor de transformación será  $225/150 = 1,5$ .

25 Tal procesamiento de fondo básico puede producir el resultado ilustrado en la Figura 9E. Se aprecia que, en este ejemplo específico, el nivel de grises del percentil del 90% en el fondo 912 se transforma al nivel de grises 225. En este ejemplo, también el intervalo del percentil entre el 90% y el 100% del fondo 912 está por debajo del nivel de grises 255 y, por lo tanto, hay no hay partes descoloridas de la imagen y todos los detalles son visibles.

30 En este ejemplo, observe la posibilidad de resultado de discontinuidad de la imagen a lo largo de la línea de imagen 802, en la ubicación de las líneas de borde 902 y 904 mostradas en la Figura 9E.

Una alternativa ejemplar a un factor de multiplicación simple puede ser una función lineal general de cualquier grado. En el siguiente ejemplo, se demuestra una función lineal de primer grado, con un factor de multiplicación y un factor de compensación en la forma:

$$35 \quad \text{Nuevo\_GL}(P_i) = \text{Original\_GL}(P_i) \cdot \text{Factor} + \text{Compensación}$$

En la que para cada píxel i:

40 Original\_GL(P<sub>i</sub>) es el nivel de grises original del píxel i (después del filtrado);  
 Factor es el factor de multiplicación;  
 Compensación es la constante de compensación; y  
 Nuevo\_GL(P<sub>i</sub>) es el nuevo nivel de grises de píxeles que sigue a la transformación.

45 Este enfoque puede ayudar a proporcionar continuidad de la imagen a lo largo de la línea de imagen 802, en la ubicación de las líneas de borde 902 y 904, como se muestra en la Figura 9F. Se puede usar una transformación adicional como Gamma, logarítmica o cualquier otra transformación en la que habitualmente todas estas transformaciones son funciones crecientes monótonicas.

50 Se apreciará que el percentil del histograma del 90% se puede reemplazar por el píxel más brillante que es equivalente al percentil del 100%, por valores atípicos (como en las estadísticas, un valor atípico es un punto de observación que está distante de otras observaciones) ignorando los píxeles atípicos en el histograma o ignorando un número fijo de los píxeles más brillantes en lugar de utilizar el percentil.

55 También se apreciará que el número objetivo puede estar por debajo del máximo nivel de grises desplegable (como 225 de 255 en el ejemplo anterior), o puede ser el máximo nivel de grises desplegable o por encima del máximo nivel de grises desplegable. Todo depende de la experiencia del usuario deseada y, por lo tanto, de la implementación específica.

60 En otro ejemplo, la transformación puede diseñarse para evitar la discontinuidad presentada en referencia a la Figura 9E. Esto se describirá a continuación con referencia a un sistema lineal en el que el nivel de grises de un píxel es directamente proporcional a la DPP de ese píxel. Los expertos en la técnica apreciarán que, si el procesamiento se realiza para datos no lineales, como logarítmicos, una multiplicación por factor proporcionada como ejemplo a continuación se convertiría en una constante aditiva y que deberían realizarse ajustes similares, dependiendo del posible procesamiento previo de la imagen antes de ser manipulada de acuerdo con la presente invención.

También en este ejemplo se establece un requisito para transformar el nivel de grises del percentil del 90% del fondo al nivel de grises 225 del sistema de despliegue, pero en este ejemplo se agregan más restricciones y se usan para el procesamiento del fondo como en el siguiente proceso de ejemplo:

5 1. La imagen de fondo se procesa de acuerdo con las referencias anteriores con el fin de proporcionar una imagen como si los filtros de la invención no redujeran la radiación. Esto proporcionará los niveles de grises de fondo (calculados, no mostrados) de la Figura 9C (912 y 914).

En este ejemplo, se asume que la imagen de fondo se procesa utilizando un factor de multiplicación F. El nivel de grises calculado del píxel i en el fondo procesado es:

$$10 \quad \text{CBKG\_GL}(Pi) = \text{BCK\_GL}(Pi) \cdot F$$

En la que BCK\_GL(Pi) es el nivel de grises del píxel i después de la reducción de DPP por el filtro de la invención.

15 2. Para los valores de las partes de fondo (en la Figura 9C) después de la multiplicación por un factor, también se calcula un histograma. Se pueden extraer los niveles de grises mínimo y máximo de este histograma de los datos calculados: CBKG\_GL(min), CBKG\_GL(max).

20 Estos valores se pueden extraer en cualquiera de los enfoques mencionados, niveles de grises mínimo y máximo, percentil bajo (como 3%) y percentil alto (como 98%), enfoque de valores atípicos, números de píxeles predeterminados, y así sucesivamente.

3. Con referencia aún a la Figura 9C, se calcula un histograma de ROI 910. Se pueden extraer los niveles de grises mínimo y máximo de este histograma: ROI\_GL(min), ROI\_GL(max).

25 Estos valores se pueden extraer en cualquiera de los enfoques mencionados, niveles de grises mínimo y máximo, percentil bajo (como 3%) y percentil alto (como 98%), enfoque de valores atípicos, números de píxeles predeterminados, y así sucesivamente.

30 4. Para todos los CBKG(Pi) < ROI\_GL(max) se utiliza la transformación:

$$\text{Nuevo\_BKG}(Pi) = \text{Original\_BKG}(Pi) \cdot F$$

35 En la que Original\_BKG(Pi) es el nivel de grises del píxel original i después de reducir la DPP y antes de procesar los datos de fondo, y Nuevo\_BKG(Pi) es el nivel de grises recién calculado para este píxel para su despliegue en el sistema de despliegue de 8 bits.

40 5. Se extraen los valores máximo y mínimo para la imagen de fondo sin procesar: BKG\_GL(min) y BKG\_GL(max).

Estos valores se pueden extraer en cualquiera de los enfoques mencionados, niveles de grises mínimo y máximo, percentil bajo (como 3%) y percentil alto (como 98%), enfoque de valores atípicos, números de píxeles predeterminados, y así sucesivamente.

45 6. Para todos los CBKG(Pi) ≥ ROI\_GL(max) se utiliza la transformación:

$$\text{Nuevo\_BKG\_GL}(Pi) = [\text{BKG\_GL}(Pi) - \text{BKG\_GL}(\text{min})] \cdot K + \text{Compensación}$$

En la que:

50 Objetivo\_GL es el nivel de grises objetivo; y

$$K = \frac{\text{Objetivo\_GL} - \text{ROI\_GL}(\text{max})}{\text{BKG\_GL}(\text{max}) - \text{BKG\_GL}(\text{min})}$$

55 La descripción anterior se proporciona únicamente como un ejemplo específico en el que el fondo se procesa mediante transformaciones lineales de primer grado. A continuación, se proporciona una descripción más general de la invención de una manera que permite el uso de cualquier función creciente monótonica para transformar el nivel de grises de los píxeles con DPP reducida al nivel de grises deseado:

60 Etapa 1. Determinar los niveles de grises incluidos en el intervalo de niveles de grises de la parte de ROI: ROI\_GL(min) y ROI\_GL(max), en la que ROI\_GL(min) < ROI\_GL(max).

Etapa 2. Determinar un nivel de grises objetivo, Objetivo > ROI\_GL(max).

65 Etapa 3. Procesar un primer intervalo de píxeles del fondo. El primer intervalo son aquellos píxeles que después del procesamiento se dirigen para parecerse a la imagen DPP sin reducir y tendrán niveles de

grises que son más pequeños que ROI\_GL(max).

Etapa 4. Para otros píxeles del fondo, el segundo intervalo, determinar los niveles de grises incluidos en el intervalo de niveles de grises de estos píxeles de fondo: BCK\_GL(min) y BKG\_GL(max),  $BCK\_GL(min) < BKG\_GL(max)$ .

5 Etapa 5. Procesar estos píxeles para que BCK\_GL(min) asuma el valor de ROI\_GL(max) y BCK\_GL(max) asuma el valor del nivel de grises objetivo.

Debe apreciarse que el alcance de la invención no se limita a una elección específica de valor:

10 (1) ROI\_GL(min) y ROI\_GL(max) se pueden elegir utilizando cualquier procedimiento, como los procedimientos a continuación, pero la invención no se limita a estos procedimientos:

1. Mínimo o máximo del histograma de la parte de ROI;
2. Percentil del histograma de la parte de ROI;
- 15 3. Mínimo o máximo del histograma de la parte de ROI después de eliminar los valores atípicos;
4. Mínimo o máximo del histograma de la parte de ROI después de eliminar un número predeterminado de píxeles del nivel de grises más alto y eliminar el número predeterminado de píxeles del nivel de grises más bajo en el histograma de los píxeles de ROI;
- 20 5. Porcentaje del nivel de grises de píxel más brillante y porcentaje del nivel de grises de píxel más oscuro;
6. Cualquier otro procedimiento; o
7. Cualquier combinación de los anteriores.

25 (2) El nivel de grises objetivo se puede determinar usando cualquier procedimiento descrito en el punto (1) anterior.

(3) Para "Procesar píxeles del fondo, que después del procesamiento se dirigen para que se parezcan a la imagen DPP sin reducir, su nivel de grises es menor que ROI\_GL(max)" en la etapa 3 anterior, se apreciará que no solo se puede utilizar "menor", sino también "igual" o "cercano" o percentil y se pueden utilizar otros criterios para seleccionar el primer intervalo de píxeles del fondo.

30 (4) Para la etapa 4 anterior, se apreciará que BCK\_GL(min) y BKG\_GL(max) pueden determinarse usando cualquier procedimiento descrito en el punto (1) anterior.

(5) Para la etapa 5 anterior, se apreciará que el procesamiento de estos píxeles, utilizando una función de transformación de nivel de grises de píxeles, de modo que BCK\_GL(min) asuma el valor de ROI\_GL(max) y BCK\_GL(max) asuma el valor del nivel de grises objetivo, se puede realizar con cualquier función creciente monotónica, que incluye, entre otras:

1. una función lineal;
2. una función polinomial;
3. una función logarítmica;
- 40 4. una función exponencial;
5. cualquier otra función; o
6. cualquier combinación de las funciones anteriores.

45 Se apreciará que, con el alcance descrito de seleccionar valores de nivel de grises del proceso anterior, son posibles resultados de imagen adicionales como se muestra en las Figura 9G y 9H.

En la Figura 9G, el espacio de nivel de grises 916 a lo largo de la línea de imagen 802 puede resultar de una elección específica de ROI\_GL(max), BCK\_GL(min) y la función de transformación.

50 También en la Figura 9H, el "rebasamiento" 920 del nivel de grises, los espacios 922 y 924 a lo largo de la línea de imagen 802 pueden resultar de una elección específica de ROI\_GL(max), BCK\_GL(min) y la función de transformación.

55 También se apreciará que el procesamiento de imágenes anterior se puede realizar siempre que se cambie la ROI.

También se apreciará que el procesamiento de imágenes anterior también se puede realizar en tiempo real mientras cambia la ROI. En tal caso, refiriéndose a imágenes de una pantalla de vídeo, tal proceso puede llevarse a cabo con al menos parte de las imágenes de vídeo capturadas durante el movimiento de la ROI.

60 En otro ejemplo de la invención, también se pueden procesar los píxeles de la parte de ROI. Dicho procesamiento puede, por ejemplo, estar dirigido a proporcionar una imagen mejorada de la parte de ROI.

65 En tal caso, la parte de ROI 910 (Figura 9B) se puede procesar como se desee (por ejemplo, cambiar el contraste y/o el brillo de la imagen). Las partes de fondo 912 y 914 (Figura 9B) se pueden procesar como se

describió anteriormente donde la expresión "parecerse a la DPP sin reducir" sería en este caso: "dirigido a parecerse a la DPP sin reducir y el procesamiento de la parte de ROI 910". En otro ejemplo de la invención, se determina la exposición (cantidad y espectro) de rayos X en la ROI para optimizar la imagen de la ROI, por ejemplo, para S/N (relación señal/ruido). En la presente invención, tal optimización puede ignorar el fondo para obtener la exposición óptima en consideración de la ROI sola. En este enfoque, el manejo de la imagen de ROI se realiza para asignar el intervalo de niveles de grises para el segundo intervalo del fondo. El intervalo de nivel de grises de repuesto puede ser, por ejemplo, 250-255 o en otro ejemplo 180-255, dependiendo de las preferencias del usuario.

Después de dicha optimización, la parte de fondo se procesa tal como se describió anteriormente.

Esto se ilustra en el ejemplo de las Figuras 9I-9K.

La Figura 9I ilustra un dato en la parte de imagen 910 (ROI) que está oscuro (en comparación con la parte de imagen 910 en la Figura 9A) y por lo tanto tiene un valor de S/N relativamente bajo. Cuando se usa el filtro, las intensidades podrán ser apreciadas tal como se ilustra en la Figura 9J. En este ejemplo, la intensidad de los rayos X se puede ajustar para proporcionar más radiación. Esto dará como resultado habitualmente un aumento de la intensidad en todas las partes de la imagen, pero particularmente en la parte de imagen 910. La Figura 9K ilustra el resultado de una mayor intensidad de rayos X en relación con la Figura 9J. Se logra el aumento deseado en S/N en la parte de imagen 910. La cantidad de rayos X añadidos se mantiene de modo que los píxeles de la parte de imagen 910 no ocupen un intervalo de niveles de grises por encima de cierto nivel. Este intervalo se guarda para los píxeles asociados con la parte de imagen 912, cuyo nivel de grises se transforma en ese intervalo de niveles de grises utilizando uno de los procedimientos descritos anteriormente. Los niveles de grises de los píxeles de la parte de imagen 914 también se transforman usando uno de los procedimientos descritos anteriormente y el resultado se ilustra en la Figura 9L proporcionando la parte de imagen 910 con una S/N mejorada y las partes de imagen 912 y 914 transformadas para proporcionar el resto de los detalles de la imagen de manera continua en niveles de grises.

La descripción anterior proporcionó una divulgación detallada del manejo de las partes filtradas 912 y 914 que, si se transformaran para restaurar los valores de grises como si estas partes no estuvieran filtradas, tendrían valores de grises por encima o por debajo de los valores de grises de la parte de imagen 910. El ejemplo de la línea de imagen 802 se simplifica con fines explicativos en el sentido de que, en la Figura 9A, todos los niveles de grises sin filtrar de la parte de imagen 912 son más altos que los niveles de grises de la parte de imagen 910 y todos los niveles de grises de la parte de imagen 914 son más bajos que los niveles de grises de la parte de imagen 910. Este no es el caso general.

En un caso más general, los píxeles fuera de la ROI, cuando no se filtran, incluirán píxeles con valores de grises más altos que el intervalo de valores de grises incluidos en la ROI, píxeles con niveles de grises incluidos en el intervalo de nivel de grises de la ROI y píxeles con niveles de grises que son más bajos que el intervalo de nivel de grises de los píxeles de la ROI.

En un enfoque simple de manejo de la parte filtrada de la imagen, se determina un único valor basado en la ROI (como percentil del 99%, nivel de grises máximo o cualquier otro criterio):  $GL(ref)$ , un segundo nivel de grises  $GL(alto)$  se determina en función del intervalo dinámico del sistema de despliegue y de modo que sea mayor que  $GL(ref)$ . Por lo general, en un sistema de 8 bits no mayor de 255 (pero también puede ser mayor de 255). Los píxeles filtrados se dividen en al menos un primer y un segundo grupo. El primer grupo son aquellos píxeles con niveles de grises que, en la imagen no filtrada o en la imagen filtrada corregida para parecerse a una imagen no filtrada, son iguales o mayores que  $GL(ref)$ . El segundo grupo son aquellos píxeles con niveles de grises que, en la imagen no filtrada o en la imagen filtrada corregida para parecerse a una imagen no filtrada, son menores o iguales a  $GL(ref)$ .

En el primer grupo filtrado se seleccionan dos valores, habitualmente  $GL1(alto)$  y  $GL1(bajo)$ ,  $GL1(alto) > GL1(bajo)$ . Estos valores se seleccionan mediante cualquier procedimiento (como percentil del 99%, nivel de grises máximo o cualquier otro criterio). Cualquiera de los procedimientos descritos anteriormente se utiliza para transformar los niveles de grises del primer grupo de modo que:  $GL1(alto) = GL(alto)$ , y  $GL1(bajo) = GL(ref)$ .

En el segundo grupo filtrado se seleccionan dos valores, habitualmente  $GL2(alto)$  y  $GL2(bajo)$ ,  $GL2(alto) > GL2(bajo)$ . Estos valores se seleccionan mediante cualquier procedimiento (como percentil del 99%, nivel de grises máximo o cualquier otro criterio). Cualquiera de los procedimientos descritos anteriormente se utiliza para transformar los niveles de grises del segundo grupo de modo que:  $GL2(alto) = GL(ref)$ , y  $GL2(bajo) < GL(ref)$ .

Se apreciaría que la determinación de  $GL(ref)$  es una herramienta útil en la determinación de una restricción a la función de transformación designada, pero es posible definir la función de transformación sin seleccionar  $GL(ref)$ , por ejemplo, una función de transformación que obtiene asintóticamente cerca de 255 en un sistema de 8 bits, pero nunca asume este valor.

Se apreciará que los procedimientos descritos anteriormente para determinar un nivel de grises y transformar los niveles de grises se aplican aquí.

5 La descripción anterior de la presente invención se hizo con referencia a la línea de imagen 802, es aplicable a todas las líneas de imagen de la imagen completa.

10 En el siguiente ejemplo, la descripción de la invención se hará con referencia a un área de imagen. Tal área de imagen puede incluir una sección de la imagen completa o la imagen completa en sí. El uso de los términos "área de imagen" o "área de imagen completa" se hace por conveniencia y también se refieren a al menos una sección del área de imagen completa que se está considerando para el procesamiento, mientras que al menos otra sección puede ignorarse en referencia al procesamiento.

15 Se hace ahora referencia a las Figuras 11A-11D que representan histogramas de al menos una parte de la imagen. El eje horizontal representa los niveles de grises de una imagen en escala de grises de 8 bits (proporcionada como ejemplo) y el eje vertical indica el número de píxeles para cada nivel de grises, en la parte considerada de la imagen.

20 La Figura 11A ilustra el histograma 1102 del área de ROI 702 de la Figura 7 y la Figura 11B ilustra el histograma 1104 del área 704 de la Figura 7 (fuera de la ROI) cuando no está filtrada. La Figura 11B ilustra una situación en la que parte de los píxeles están saturados en el nivel de grises 255 y la información física real ilustrada con la parte 1106 del histograma de trazos se pierde, y se contrae al nivel de grises 255, dando como resultado un área de imagen descolorida. GL(maxB) ilustra el nivel de grises máximo del histograma 1104 si no está truncado por la limitación de 8 bits del nivel de grises máximo 255.

25 La Figura 11C ilustra el histograma 1108 del área 704 de la Figura 7 (fuera de la ROI) cuando se filtra. En esta parte de la imagen filtrada, la información que se perdió en la Figura 11B no se pierde. El nivel de grises máximo del histograma 1108 es GL(maxC).

30 El histograma 1108 ilustra el resultado del filtrado: el intervalo de nivel de grises del histograma se comprime hacia el lado izquierdo del eje de la escala de grises y el número de píxeles por nivel de grises aumenta en relación con el histograma 1104, lo que refleja el hecho de que ahora se distribuye el mismo número de píxeles un número menor de escalas de grises. Como se describió anteriormente, la parte de la imagen de ROI se verá como una imagen típica, mientras que la parte filtrada se verá oscura en relación con la imagen de ROI no filtrada.

35 En un enfoque típico para compensar la imagen filtrada oscura, los niveles de grises de los píxeles de la Figura 11C se multiplican por un factor:

40 
$$\frac{GL(\text{maxB})}{GL(\text{maxC})}$$

45 En otro ejemplo, el factor se puede calcular utilizando los niveles de grises asociados con el pico de los histogramas (el nivel de grises con el mayor número de píxeles). GL(pB) es el nivel de grises del pico del histograma 1104 de la imagen sin filtrar fuera de la ROI en la Figura 11B. GL(pC) es el nivel de grises del pico del histograma 1108 de la imagen filtrada fuera de la ROI en la Figura 11C.

El factor ahora se puede calcular como:

50 
$$\text{Factor} = \frac{GL(\text{pB})}{GL(\text{pC})}$$

55 La multiplicación de los niveles de grises de los píxeles filtrados por dichos factores restaurará la apariencia de la imagen del histograma 1108 como si no estuviera filtrada (histograma 1104) y hará que el área filtrada se vea similar al área de ROI (con menor resolución de niveles de grises). Los efectos secundarios del filtrado, como el cambio de contraste, no se analizan en la presente memoria en beneficio de una explicación simplificada y se presentan únicamente como referencia en la presente, como se discute en la Solicitud de Patente N.º US 14/380,743.

60 El problema asociado con este enfoque es que una parte de la imagen procesada requerirá niveles de grises por encima de 255 y esta parte de la imagen se truncará como se explica en referencia a la Figura 11B.

65 Esto se resuelve en la presente invención aplicando diferentes procesamientos a diferentes partes de la imagen como se describe en el ejemplo siguiente en referencia a los histogramas de las Figuras 11A-11D.

Un nivel de grises de referencia,  $GL(\text{ref})$ , se determina sobre la base de la imagen de ROI, por ejemplo, utilizando el histograma 1102 de la Figura 11A.

$GL(\text{ref})$  se puede determinar utilizando cualquier procedimiento, incluidos los procedimientos descritos anteriormente, como el nivel de grises máximo del histograma 1102, un percentil de nivel de grises inferior al 100% de los píxeles del histograma 1102 o superior al 100% de los píxeles del histograma. 1102, un desplazamiento de nivel de grises predeterminado por encima o por debajo del nivel de grises máximo del histograma 1102, el máximo del histograma 1102 después de eliminar un número predeterminado de píxeles del valor de escala de grises más alto del histograma y así sucesivamente.

Con una característica de filtrado conocida, se calcula el equivalente de  $GL(\text{ref})$  para el histograma 1108 de los píxeles filtrados de la Figura 11C:  $GL(\text{refC})$ .

Sabiendo por ejemplo que el filtrado reduce la escala de grises de un píxel al 10% de los mismos píxeles no filtrados:

$$GL(\text{refC}) = GL(\text{ref}) / 10$$

Alternativamente, como otro ejemplo,  $GL(\text{refC})$  se puede evaluar usando  $GL(\text{pB})$  y  $GL(\text{pC})$ :

$$GL(\text{refC}) = GL(\text{ref}) \cdot \frac{GL(\text{pC})}{GL(\text{pB})}$$

En el presente ejemplo:

Para píxeles  $P_i$  con  $GL(P_i) < GL(\text{refC})$  se puede aplicar la siguiente transformación de nivel de grises:

$$\text{Nuevo\_GL}(P_i) = \text{Original\_GL}(P_i) \cdot \text{Factor 1}$$

En la que

$$\text{Factor1} = \frac{GL(\text{pB})}{GL(\text{pC})}$$

Esto transformará los píxeles relevantes para volverse similares a los píxeles no filtrados de la Figura 11B, para el intervalo de  $0 \leq GL < GL(\text{ref})$ . Este intervalo del histograma se indica con el indicador numérico 1110 en la Figura 11D.

Para píxeles  $P_i$  con  $GL(P_i) \geq GL(\text{refC})$  se puede aplicar la siguiente transformación de nivel de grises:

Se calcula un Factor2:

$$\text{Factor2} = \frac{GL(\text{altoD}) - GL(\text{ref})}{GL(\text{altoC}) - GL(\text{refC})}$$

En la que:

$GL(\text{altoD})$  se determina en función del intervalo dinámico del sistema de despliegue, normalmente entre  $GL(\text{ref})$  y 255 (en el ejemplo del sistema de despliegue de 8 bits), de cualquier forma preferida. Simplemente se puede determinar que sea 255 o  $245$  o  $GL(\text{ref}) + (255 - GL(\text{ref})) \cdot 0,9$ .  $GL(\text{altoD})$  es preferentemente un valor cercano a 255, preferentemente menor o igual que 255 pero también puede ser mayor que 255 en un sistema de despliegue de 8 bits; y  $GL(\text{altoC})$  se determina habitualmente entre  $GL(\text{refC})$  y  $GL(\text{maxC})$  de cualquier forma preferida. Simplemente se puede determinar como  $GL(\text{maxC})$  o  $GL(\text{maxC}) - 5$  o  $GL(\text{refC}) + (GL(\text{maxC}) - GL(\text{refC})) \cdot 0,9$ .  $GL(\text{altoC})$  es preferentemente un valor cercano a  $GL(\text{maxC})$ , preferentemente menor o igual que  $GL(\text{maxC})$  pero también puede ser mayor que  $GL(\text{maxC})$  en un sistema de despliegue de 8 bits.

La transformación del nivel de grises de píxeles para píxeles  $P_i$  con  $GL(P_i) \geq GL(\text{refC})$  de la Figura 11C puede, en este ejemplo, ser una transformación lineal simple:

$$\text{Nuevo\_GL}(P_i) = (\text{Original\_GL}(P_i) - GL(\text{refC})) \cdot \frac{GL(\text{altoD}) - GL(\text{ref})}{GL(\text{altoC}) - GL(\text{refC})} + GL(\text{ref})$$

Esto dará como resultado píxeles con nuevos niveles de grises que dan como resultado la parte del histograma 1112 de la Figura 11D, que van desde GL(ref) hasta, en este ejemplo, menos de 255.

5 Los datos saturados de la Figura 11B no están presentes en el resultado del cálculo de la Figura 11D. En su lugar, el intervalo de nivel de grises de los píxeles se comprime para el intervalo por encima de GL(ref) de modo que todos los valores estén dentro de los 256 niveles de grises disponibles del sistema y no haya áreas descoloridas en la imagen resultante.

10 En un enfoque aún más simple, el histograma 1108 simplemente se modifica para que abarque todo el intervalo dinámico, hasta, por ejemplo, GL(altoD). En tal caso, la transformación se verá así:

$$\text{Nuevo\_GL}(Pi) = \text{Original\_GL}(Pi) \bullet \frac{\text{GL}(\text{altoD})}{\text{GL}(\text{maxC})}$$

15 Se apreciará que el procesamiento de estos píxeles se puede realizar con cualquier función creciente monotónica, que incluye, entre otras:

- 20 (1) una función lineal;
- (2) una función polinomial;
- (3) una función logarítmica;
- (4) una función exponencial;
- (5) cualquier otra función; o
- 25 (6) cualquier combinación de las funciones anteriores.

Todas estas transformaciones son preferentemente funciones crecientes monotónicas.

30 También se apreciará que los ejemplos anteriores no limitan el alcance de la invención y que los ejemplos son una implementación específica del procesamiento de una imagen de un sistema de rayos X que comprende una fuente de rayos X, al menos un filtro de rayos X parcialmente transparente, un detector de rayos X, un monitor para desplegar imágenes de rayos X detectadas por dicho detector y medios de procesamiento de imágenes, un procedimiento para generar una imagen de rayos X y modificar dicha imagen para despliegue, que comprende:

- 35 usar dicho al menos un filtro para filtrar los rayos X a fin de reducir la intensidad de los rayos X en al menos una parte de la imagen;
- mantener al menos una parte de la imagen sin filtrar;
- determinar un primer nivel de grises basado en al menos una parte no filtrada de la imagen;
- 40 modificar al menos una primera pluralidad de píxeles de la parte de imagen filtrada usando una primera función de transformación de nivel de grises, en la que los niveles de grises de la primera pluralidad de píxeles modificada son iguales o inferiores a dicho primer nivel de grises; y
- modificar al menos una segunda pluralidad de píxeles de la parte de imagen filtrada usando una función de transformación de segundo nivel de grises, en la que los niveles de grises de la segunda pluralidad de píxeles modificada son superiores o iguales a dicho primer nivel de grises.

45 Una redacción alternativa sería: usar una función de transformación de primer nivel de grises para transformar (o mapear) los niveles de grises de una primera pluralidad de píxeles de la parte de imagen filtrada a un nivel de grises que sea igual o menor que dicho primer nivel de grises; y usar una segunda función de transformación de nivel de grises para transformar (o mapear) los niveles de grises de una segunda pluralidad de píxeles de la parte de imagen filtrada a un nivel de grises que es mayor o igual que dicho primer nivel de grises. Esta redacción alternativa se aplica a todas las partes relevantes de la invención.

50 En un enfoque adicional, mientras que la parte de la imagen incluida en la ROI se mantiene sin cambios, el intervalo dinámico de la parte de la imagen fuera de la ROI se modifica para ocupar un intervalo predeterminado del intervalo dinámico de despliegue.

55 En otro enfoque adicional, el intervalo dinámico de la parte de la imagen incluida en la ROI se modifica para ocupar un primer intervalo predeterminado del intervalo dinámico de despliegue y el intervalo dinámico de la parte de la imagen fuera de la ROI también se modifica para ocupar un segundo intervalo predeterminado del intervalo dinámico de despliegue. El primero y segundo intervalos predeterminados del intervalo dinámico de despliegue pueden seleccionarse para que sean idénticos.

60 Se apreciará que a veces también se puede desear una corrección dependiente de la ubicación de los píxeles. Un ejemplo de este tipo es la corrección de falta de uniformidad de píxeles resultante de la respuesta no uniforme del detector de rayos X a la radiación de rayos X en diferentes ubicaciones del detector. Otro ejemplo es el viñeteado del sistema óptico que se usa habitualmente junto con los detectores de rayos X intensificadores

de imagen (pero también está presente hasta cierto punto en los detectores de pantallas planas, debido a la naturaleza de fuente puntual de la radiación de rayos X en los tubos de rayos X. En tales casos, los niveles de grises de los píxeles de la primera pluralidad de píxeles (por ejemplo) también se modifican en función de la ubicación. Por lo tanto, además de apuntar a un intervalo igual o menor que dicho primer nivel de grises, la primera función de transformación de nivel de grises puede variar de píxel a píxel de la primera pluralidad de píxeles, para proporcionar no solo el objetivo en un intervalo igual o menor que dicho primer nivel de grises, sino también para proporcionar una corrección que depende de la ubicación del píxel, como la falta de uniformidad de los píxeles y el viñeteado.

5

10 Por lo tanto, el alcance de la invención no está limitado por consideraciones adicionales de corrección de píxeles e incluye:

15 modificar al menos un primer píxel de la parte de imagen filtrada usando una primera función de transformación de nivel de grises, en la que el nivel de grises del al menos un primer píxel modificado es igual o menor que dicho primer nivel de grises; y  
 20 modificar al menos un segundo píxel de la parte de la imagen filtrada utilizando una segunda función de transformación de nivel de grises, en la que el nivel de grises del al menos un segundo píxel modificado es mayor o igual que dicho primer nivel de grises.

20 Usando una redacción alternativa:

25 usar al menos una primera función de transformación de nivel de grises para transformar (o mapear) el nivel de grises de al menos un primer píxel de la parte de imagen filtrada a un nivel de grises que es igual o menor que dicho primer nivel de grises; y  
 30 usar al menos una segunda función de transformación de nivel de grises para transformar (o mapear) el nivel de grises de al menos un segundo píxel de la parte de la imagen filtrada a un nivel de grises que sea mayor o igual que dicho primer nivel de grises.

30 Esta redacción alternativa se aplica a todas las partes relevantes de la invención.

En otro ejemplo:

35 determinar un primer nivel de grises basado en al menos una parte sin filtrar de la imagen;  
 40 determinar un segundo nivel de grises basado en el intervalo dinámico del sistema de despliegue;  
 45 usar al menos una primera función de transformación de nivel de grises para transformar el nivel de grises de al menos un primer píxel de la parte de la imagen filtrada a un nivel de grises que es igual o menor que dicho primer nivel de grises; y  
 50 usar al menos una segunda función de transformación de nivel de grises para transformar el nivel de grises de al menos un segundo píxel de la parte de la imagen filtrada a un nivel de grises que sea mayor o igual que dicho primer nivel de grises y menor o igual que dicho segundo nivel de grises.

55 En la explicación siguiente, el término "imagen" se utiliza principalmente para hacer referencia al contenido de un cuadro, pero a veces, según el contexto, "imagen" y "cuadro" pueden significar lo mismo. Usualmente, un cuadro contiene una imagen recibida del sistema de formación de imágenes de múltiples cuadros. Puede incluir procesamiento de imágenes o ser una imagen sin procesar, tal como se recibe del detector de rayos X.

60 Se apreciará que las transformaciones anteriores se pueden calcular y optimizar para cada cuadro de un sistema de múltiples cuadros. Sin embargo, si la imagen cambia con frecuencia, dependiendo de la naturaleza del objeto, dicho procesamiento cuadro a cuadro puede proporcionar un brillo y una apariencia de contraste siempre cambiantes en la imagen y resultar molesto para el usuario.

65 Lo anterior puede superarse de varias formas dirigidas a rastrear el flujo secuencial de múltiples cuadros proporcionados por el dispositivo de formación de imágenes de múltiples cuadros para detectar un nivel de cambio en la secuencia de imágenes, basándose en criterios preferidos. Cuando se identifica dicho nivel de cambio, se lleva a cabo una redeterminación de al menos un elemento, como una función de transformación de nivel de grises,  $GL(ref)$ ,  $GL(maxB)$ ,  $GL(refC)$ ,  $GL(pC)$ ,  $GL(pD)$  y  $GL(altoD)$ .

A continuación, se muestran algunos ejemplos de implementación específica de la invención:

60 (1) Verificar el histograma de todo el campo de visión (FOV), o de una parte de la imagen (como sería con una corrección para restaurar los píxeles de la imagen al nivel de grises esperado sin un filtro) y evaluar los píxeles más brillantes (la parte brillante de la imagen, como los píxeles de percentil más alto, por ejemplo, percentil en el intervalo del 50% al 100%). Mantener un procesamiento fijo hasta recibir un cuadro con un cambio de nivel de grises en los píxeles más brillantes que esté por encima de un umbral predeterminado o por debajo del mismo u otro umbral predeterminado y, siguiendo tal condición, volver a determinar al menos

65

uno de los elementos anteriores y utilizar el conjunto de elementos determinado actualmente para el procesamiento de cuadros hasta que se detecte de nuevo un cambio mayor que un umbral.

5 (2) Verificar el histograma de todo el FOV, o de una parte de la imagen, como sería con una corrección para restaurar los píxeles de la imagen al nivel de grises esperado sin un filtro y evaluar los píxeles más brillantes (como los píxeles de percentil más alto) para varios cuadros. Se puede determinar el número de cuadros o se puede determinar un período de tiempo para seleccionar los cuadros. Por ejemplo: 10 últimos cuadros o los cuadros de los 5 últimos segundos. Otro ejemplo: 10 cuadros antes de los últimos 5 cuadros o los cuadros de los 5 segundos antes de los últimos 2 segundos. Ajustar el procesamiento para el cuadro del intervalo dinámico más grande (relación entre el nivel de grises promedio de los píxeles del percentil superior y el nivel de grises promedio de los píxeles del percentil inferior). Ajustar el procesamiento del histograma de ese cuadro. Esto también se puede llevar a cabo usando más de un cuadro, por ejemplo, promediando n cuadros del intervalo dinámico más grande. Optimizar el procesamiento del histograma de ese cuadro promedio.

15 (3) Igual que (2) pero, para aclarar una versión de (2), la búsqueda del cuadro con el intervalo dinámico más grande se realiza para m últimos cuadros, por lo que el intervalo dinámico mayor puede aumentar o disminuir mientras se generan los cuadros.

20 (4) Igual que (3), pero la búsqueda es de n cuadros del intervalo dinámico más grande dentro de los últimos m cuadros,  $m > n$  y estos n cuadros se promedian para proporcionar el histograma del intervalo dinámico para el procesamiento.

25 (5) Igual que el anterior usando el promedio ponderado (WA) de cuadros pasados, en un ejemplo:

$$WA(1) = \text{Imagen}(1)$$

Para  $n > 1$ :

$$30 \quad WA(n) = \frac{WA(n-1) + \text{imagen}(n) \bullet K}{1+K}$$

En la que:

35 WA es el promedio ponderado;  
 Imagen(1) es la primera imagen de una serie de imágenes;  
 Imagen(n) es la enésima imagen de una serie de imágenes; y  
 40 K es un factor,  $0 \leq K$ , que se puede seleccionar por el usuario. Cuanto mayor sea K, más dominará WA la última imagen y, por lo tanto, el histograma de WA.

Se apreciará que no se deben usar todas las imágenes de las secuencias de imágenes y que se puede usar cualquier subconjunto de imágenes, por ejemplo, solo se puede usar cada 3ra. imagen de modo que n pertenezca al conjunto de números enteros {1,4,7,10,...} y si, en este ejemplo  $n = 7$ , entonces  $n-1$  en la ecuación anterior significa 4.

50 (6) Igual que en el ejemplo 5, incluida una función de restablecimiento: cuando la última imagen varía de WA más de un umbral, el cálculo de WA se restablece y comienza de nuevo desde la última imagen. La variación de más de un umbral de los conceptos de la presente invención se describió anteriormente.

Se apreciaría, para todos los ejemplos anteriores y para la invención en sí, que no todas las imágenes de las secuencias de imágenes deben usarse para volver a determinar los elementos anteriores y que cualquier subconjunto de imágenes se puede usar, por ejemplo, solo se puede usar cada 3ra. imagen de manera que n pertenezca al conjunto de números enteros {1,4,7,10,...}.

55 Aunque la descripción anterior proporcionó como ejemplo de saturación los 256 niveles de grises de un sistema de 8 bits, se apreciaría que el fenómeno de saturación es completamente análogo en sistemas con otro número de bits de píxeles de imagen (como sistemas de 10 bits, 12 bits y 16 bits) y es también es análogo a la saturación del detector que puede ocurrir en un nivel de grises por debajo del nivel de grises máximo del sistema de formación de imágenes. En tal caso, la saturación del sensor (y la descripción de la invención por el mismo) es completamente análoga al considerar el nivel de grises máximo del sistema de formación de imágenes como el nivel de grises en el que el detector se satura.

65 Se apreciará que los ejemplos anteriores se proporcionan para mejorar la explicación de la invención y no son características limitantes de la invención. El alcance de la invención incluye analizar el último cuadro para

generar la transformación deseada, pero también cubre el uso de cualquier conjunto o subconjunto de cuadros anteriores para el análisis realizado para generar la transformación deseada.

5 También se apreciará que los términos reproducción de tono, función de transformación y función de transformación de nivel de grises se usan de manera equivalente en la descripción divulgada.

10 Los procedimientos de mejora de imágenes de acuerdo con la presente invención se pueden aplicar tanto en tiempo real, donde está actualmente la atención del usuario, como también para preparar las adquisiciones de imágenes con selectividad de resolución basada en ROI para un futuro procesamiento posterior (cine, almacenamiento, transmisión, etc.) en función de ROI designadas por el usuario para futuras necesidades de procesamiento, donde el procesamiento de imágenes también puede basarse en el historial almacenado de ROI y sus trayectorias, así como en etiquetas de segmentación de imágenes, historial de trayectorias de herramientas, conocimientos de anatomía y procedimientos y base de conocimientos. Por ejemplo, cuando un sitio (identificado mediante la dirección de píxel o mediante la anatomía etiquetada) se visita con frecuencia, es posible que necesite una mejora más allá de un simple píxel sin ROI, etc. Las imágenes almacenadas pueden proyectarse en un modo de bucle de cine que permite retroceder durante los segundos precedentes cuadro a cuadro.

20 De manera similar, cuando se usa DynaCT® para obtener imágenes similares a la tomografía computarizada (TC) usando un sistema de arco en C, el usuario/operador puede identificar imágenes para guardarlas para usos futuros. La identificación de imágenes puede realizarse automáticamente usando, por ejemplo, un dispositivo de seguimiento ocular, o manualmente por el operador seleccionando imágenes usando un dispositivo de entrada, que puede comprender el tacto (teclado, pantalla), audio (micrófono), etc.

25 Se apreciará que la invención no se limita a un sistema de despliegue de 8 bits y este sistema se usa solo como ejemplo para facilitar la descripción de la invención.

Todos los ejemplos anteriores utilizan valores específicos a modo de ejemplo y descripción simple.

30 Se apreciará que el percentil del histograma del 90% puede ser reemplazado por el píxel más brillante (píxel del nivel de grises máximo) que es equivalente al percentil del 100%, por un valor atípico (como en las estadísticas, un valor atípico es un punto de observación distante de otras observaciones) ignorando los píxeles atípicos en el histograma o ignorando un número fijo de los píxeles más brillantes en lugar de utilizar el percentil.

35 También se apreciará que el número objetivo (como en los ejemplos de GL(alto) y GL(altoD) puede estar por debajo del nivel de grises máximo desplegable (como 225 de 255 en el ejemplo anterior), o podría ser el máximo nivel de grises desplegable o por encima del máximo nivel de grises desplegable. Todo depende de la experiencia del usuario deseada y, por lo tanto, de la implementación específica. Por lo tanto, todos los ejemplos anteriores no se limitan a los valores específicos utilizados y el alcance de la invención incluye otras posibilidades, tal como ha sido explicado.

40 Los expertos en la técnica apreciarán que los procedimientos y tecnologías descritos anteriormente no se limitan a las configuraciones y procedimientos mencionados anteriormente en la presente memoria a modo de ejemplos. Estos se proporcionan como ejemplos y otras configuraciones y procedimientos se pueden utilizar para optimizar el resultado final, dependiendo del diseño específico y el conjunto de tecnologías implementadas en la producción del diseño.

45 Las realizaciones anteriores en la presente memoria se describen únicamente a modo de ejemplo y no especifican un alcance limitado de la invención.

50 El alcance de la invención se define únicamente por las reivindicaciones que se proporcionan a continuación.

55

**REIVINDICACIONES**

- 5 1. Un sistema de rayos X que comprende una fuente de rayos X, al menos un filtro de rayos X parcialmente transparente, un detector de rayos X, un monitor para desplegar imágenes de rayos X detectadas por dicho detector y medios de procesamiento de imágenes, en el que dicho despliegue comprende un intervalo dinámico;

10 dicho sistema está configurado para generar al menos una imagen de rayos X y modificar al menos una de dicha al menos una imagen para su despliegue al:

15 usar dicho al menos un filtro para filtrar rayos X a fin de reducir la intensidad de los rayos X en al menos una parte de dicha imagen;

mantener al menos una parte de dicha imagen sin filtrar por dicho al menos un filtro;

determinar un intervalo en dicho intervalo dinámico de dicho despliegue; y

20 modificar al menos un píxel en dicha al menos una parte filtrada de dicha imagen en base a dicho intervalo determinado de dicho intervalo dinámico de dicho despliegue.
2. El sistema según la reivindicación 1, en el que dicha modificación se realiza mediante al menos una función de transformación de nivel de grises seleccionada del grupo que consiste en:

25 (1) una función lineal;

(2) una función polinomial;

(3) una función logarítmica;

(4) una función exponencial; y

(5) cualquier combinación de las funciones anteriores.
3. El sistema según la reivindicación 1, en el que se determina un primer nivel de grises en base a dicha imagen sin filtrar; y

30 se determina un segundo nivel de grises en base a dicha imagen filtrada;

dicho al menos un píxel de dicha imagen filtrada se transforma mediante una transformación de modo que dicho segundo nivel de grises se cambia con respecto a dicho primer nivel de grises; y

dicha transformación mantiene los niveles de grises de dicha imagen filtrada dentro de dicho intervalo determinado de dicho intervalo dinámico de dicho despliegue.
4. El sistema según la reivindicación 3, en el que la diferencia entre dicho primer nivel de grises y dicho segundo nivel de grises después de dicha transformación es menos del 25% de dicho intervalo determinado de dicho intervalo dinámico de dicho despliegue.
5. Un procedimiento de modificación del intervalo dinámico de una imagen, que comprende:

40 proporcionar un sistema de rayos X que comprende una fuente de rayos X, al menos un filtro de rayos X parcialmente transparente, un detector de rayos X, un monitor para desplegar imágenes de rayos X detectadas por dicho detector y medios de procesamiento de imágenes, en el que dicho despliegue comprende un intervalo dinámico;

45 generar al menos una imagen de rayos X y modificar al menos una de dicha al menos una imagen para su despliegue al:

50 usar dicho al menos un filtro para filtrar rayos X a fin de reducir la intensidad de los rayos X en al menos una parte de dicha imagen;

mantener al menos una parte de dicha imagen sin filtrar por dicho al menos un filtro;

modificar el intervalo dinámico de dicha al menos una parte filtrada de dicha imagen a un primer intervalo predeterminado de dicho intervalo dinámico de despliegue; y

modificar el intervalo dinámico de dicha al menos una parte no filtrada de dicha imagen a un segundo intervalo predeterminado de dicho intervalo dinámico de despliegue.
6. El procedimiento según la reivindicación 5, en el que dicha modificación se realiza mediante al menos una función de transformación de nivel de grises seleccionada del grupo que consiste en:

55 (1) una función lineal;

(2) una función polinomial;

60 (3) una función logarítmica;

(4) una función exponencial; y

(5) cualquier combinación de las funciones anteriores.
7. El procedimiento según la reivindicación 5, que además comprende:

65

- 5            determinar un primer nivel de grises en base a dicha imagen sin filtrar; y  
              determinar un segundo nivel de grises en base a dicha imagen filtrada;  
              transformar mediante una transformación dicho al menos un píxel de dicha imagen filtrada de modo  
              que dicho segundo nivel de grises se cambia con respecto a dicho primer nivel de grises; y  
              mantener los niveles de grises de dichas imágenes filtradas y sin filtrar dentro de sus correspondientes  
              dichos intervalos determinados de dicho intervalo dinámico de dicho despliegue.
- 10            **8.** El procedimiento según la reivindicación 7, en el que la diferencia entre dicho primer nivel de grises y dicho  
              segundo nivel de grises después de dichas transformaciones es menos del 25% de dicho intervalo dinámico  
              de dicho despliegue.

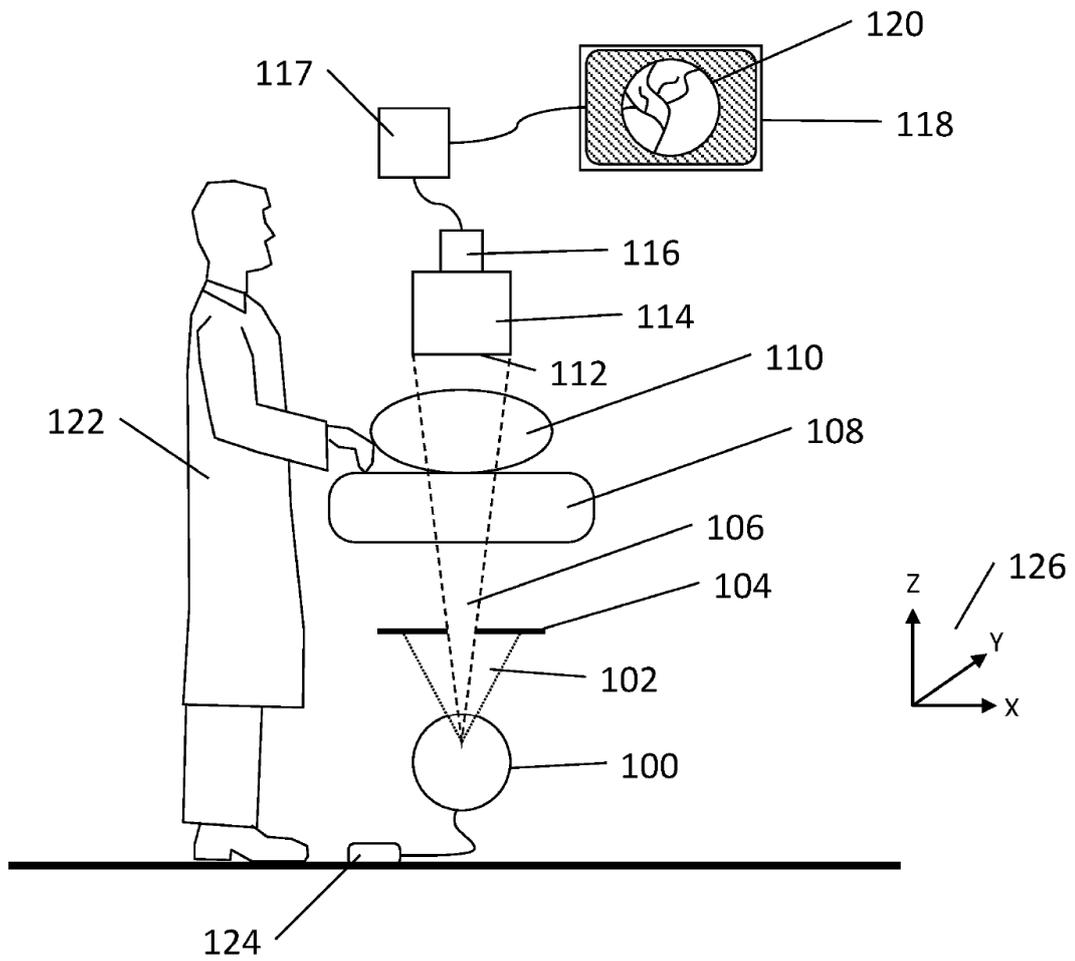


Figura 1A

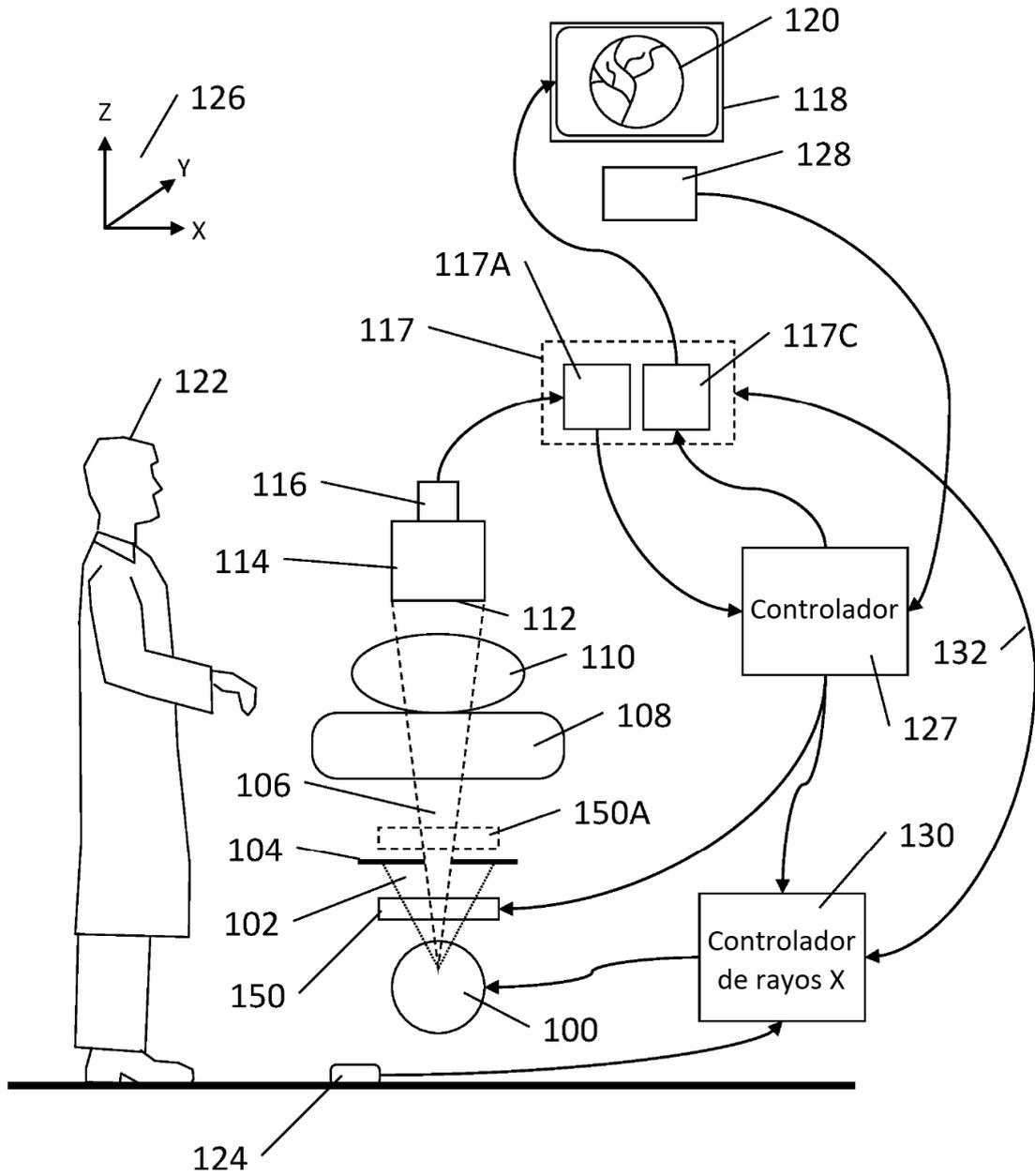


Figura 1B

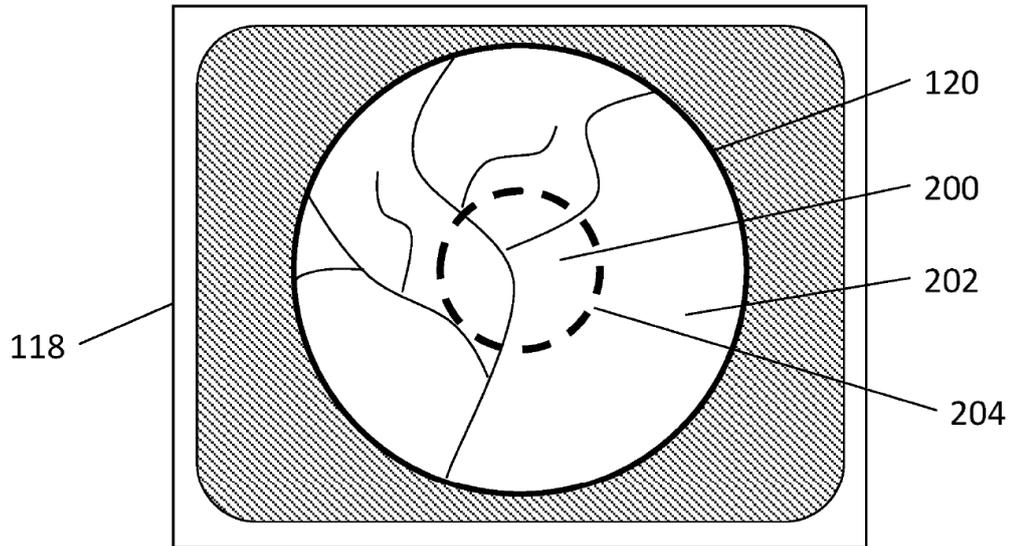


Figura 2

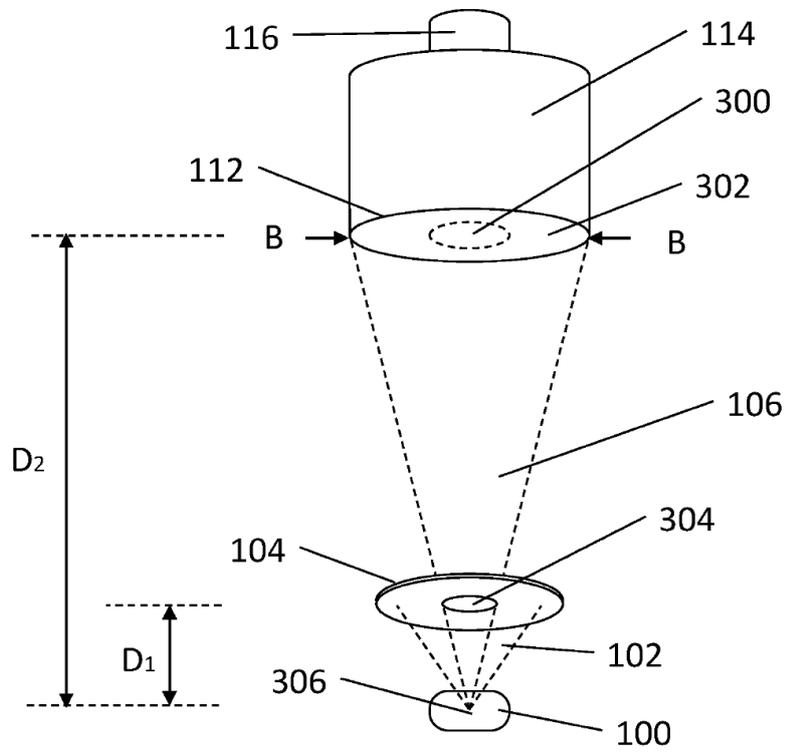


Figura 3

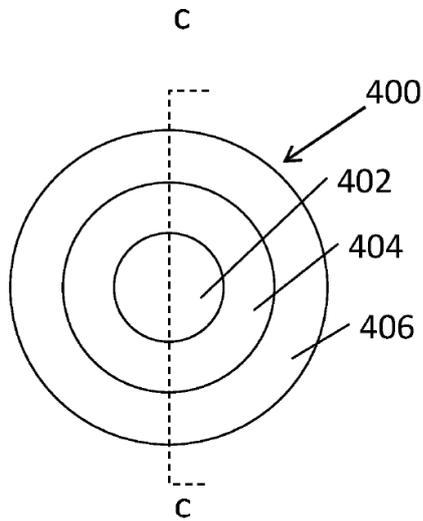


Figura 4A

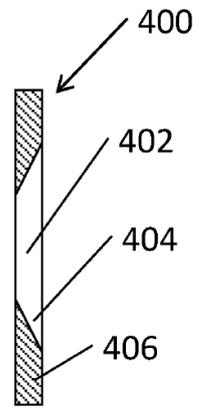


Figura 4B

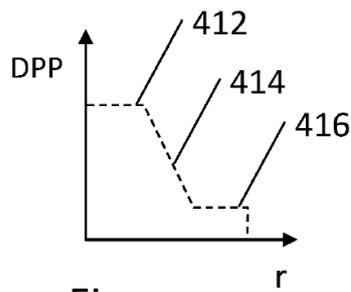


Figura 4C

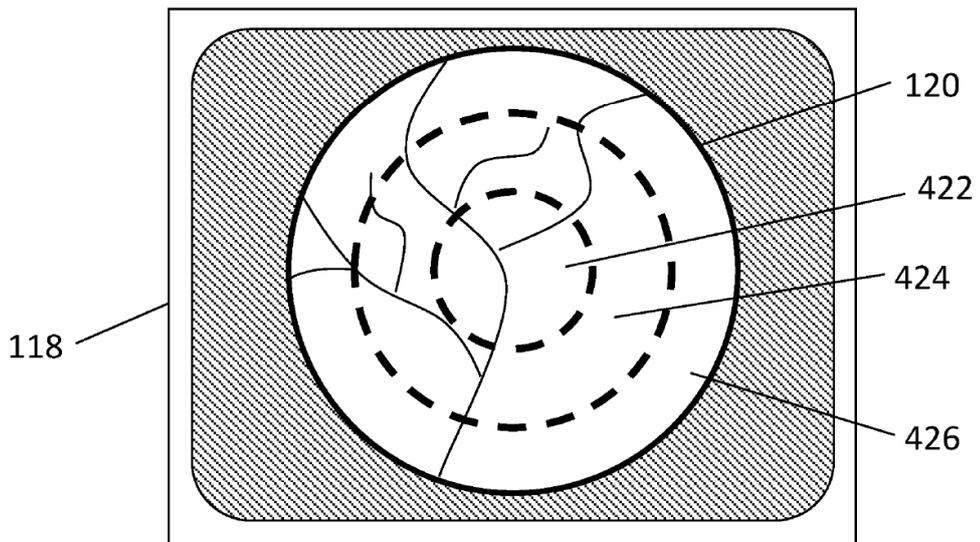


Figura 4D

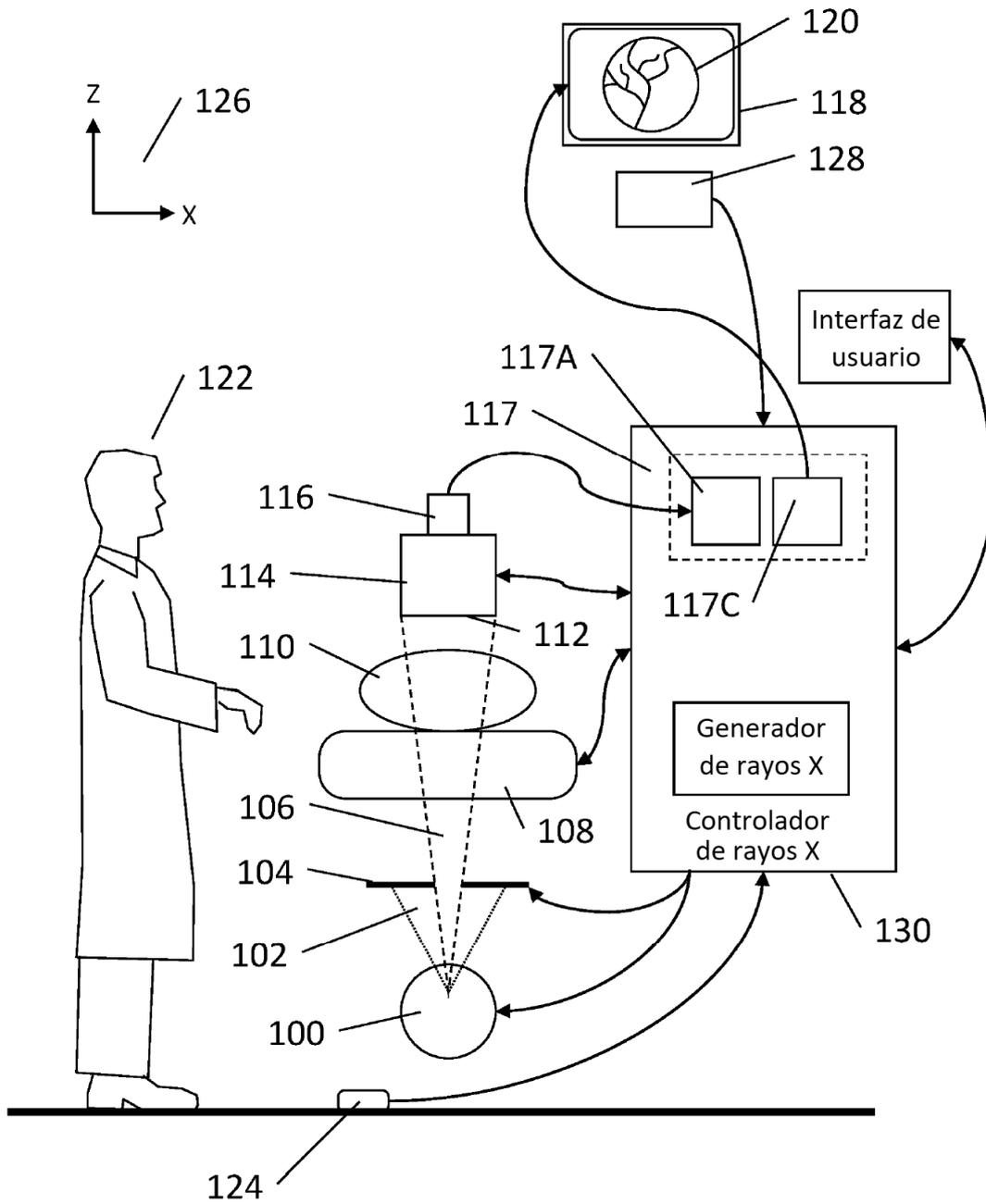


Figura 5

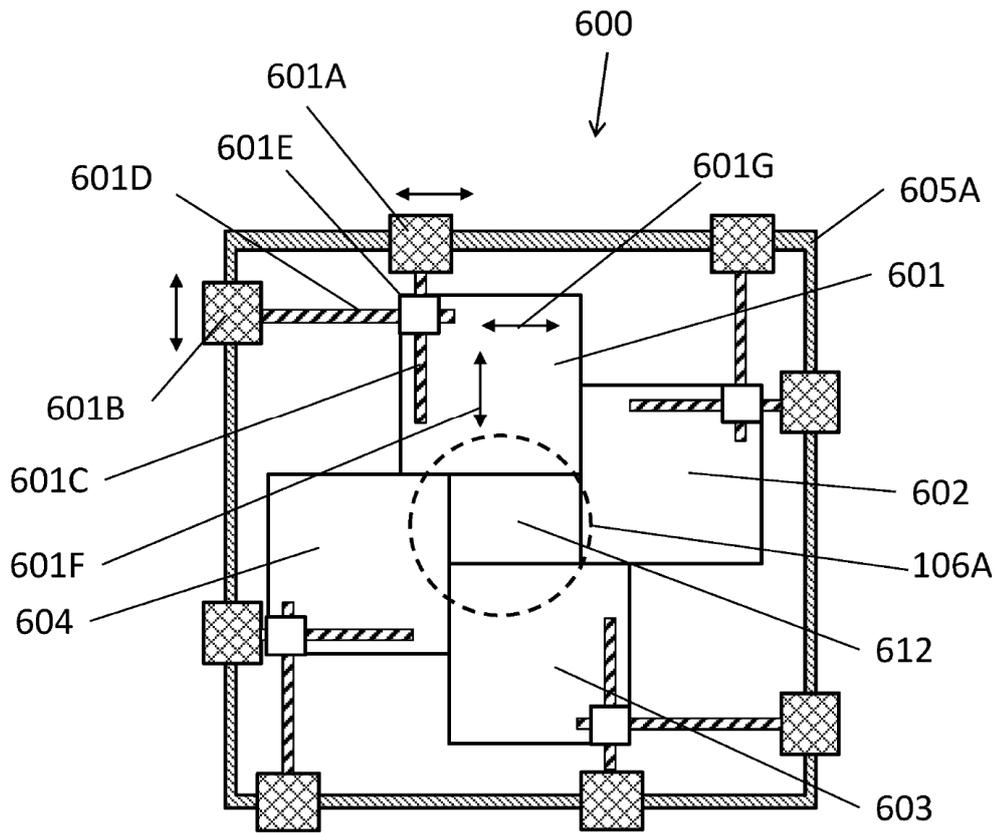


Figura 6

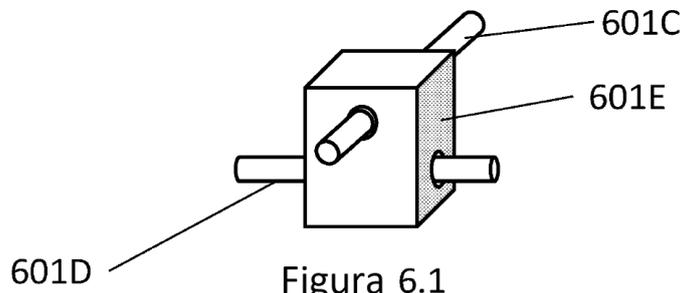


Figura 6.1

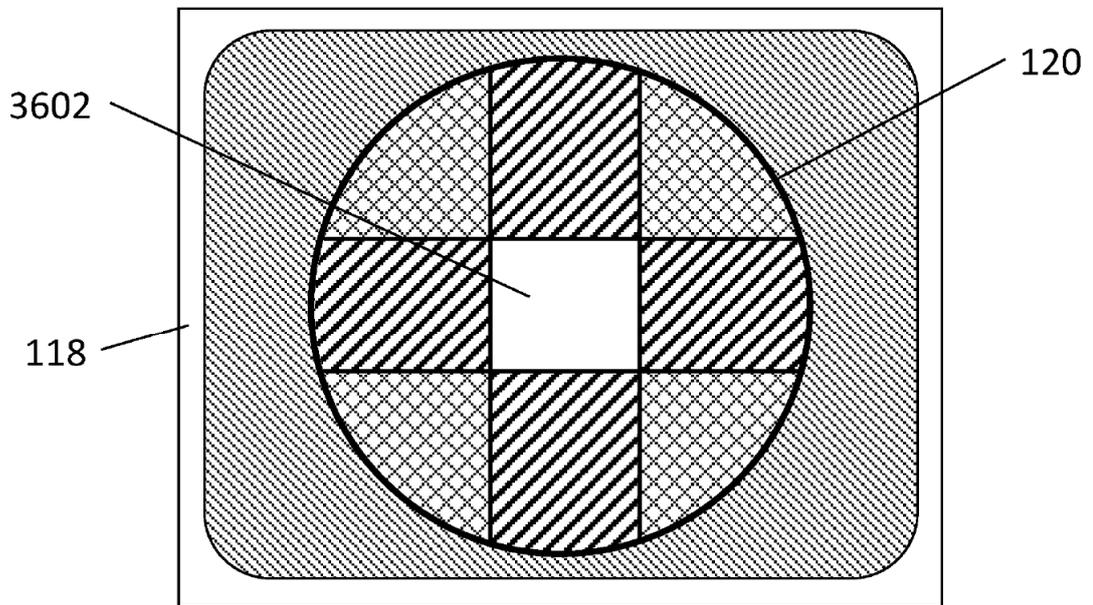


Figura 6.2

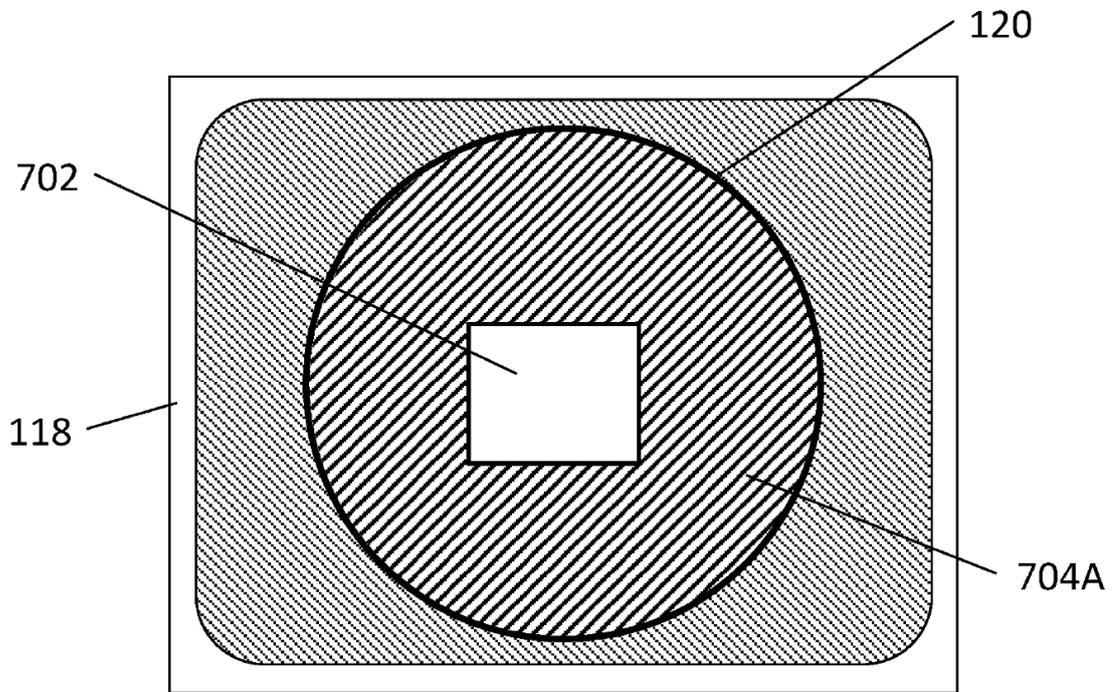


Figura 7

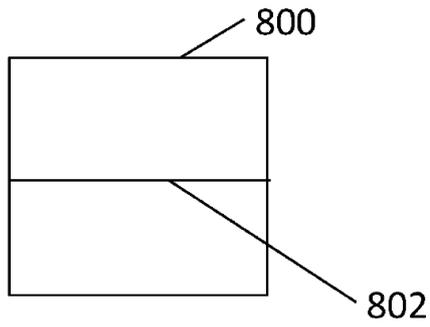


Figura 8A

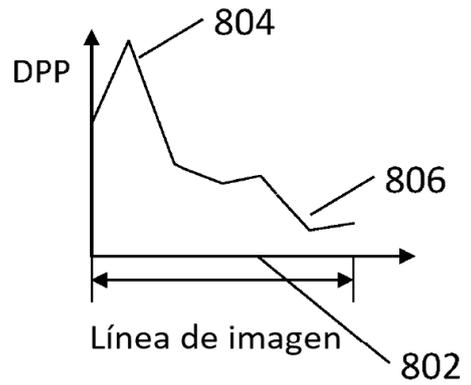


Figura 8B

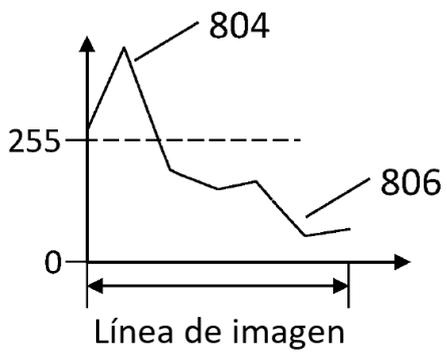


Figura 8C

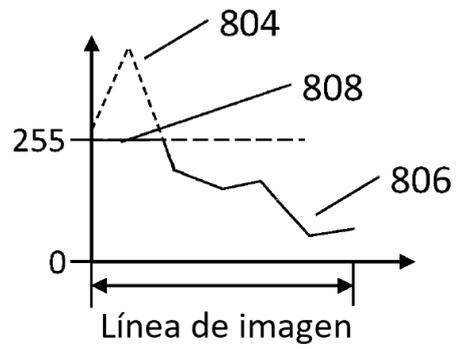


Figura 8D

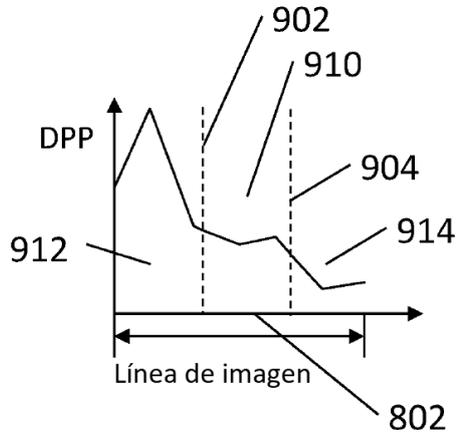


Figura 9A

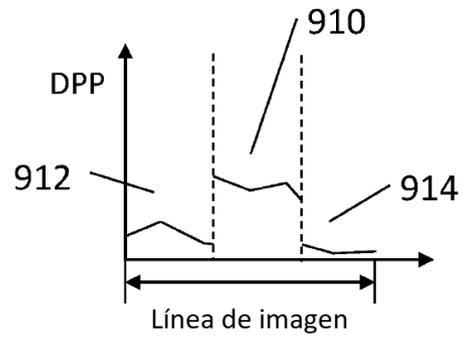


Figura 9B

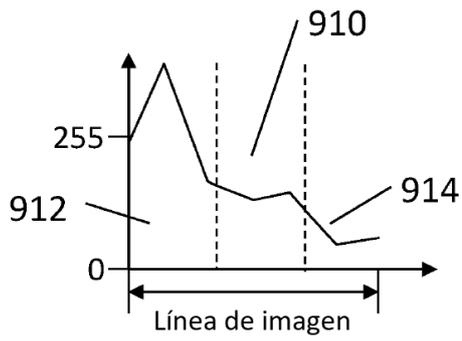


Figura 9C

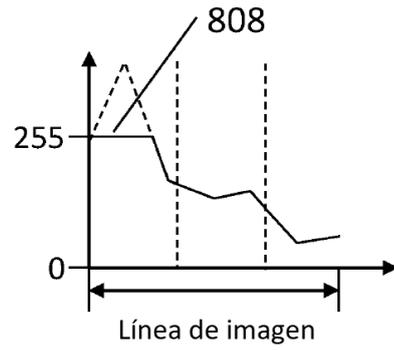


Figura 9D

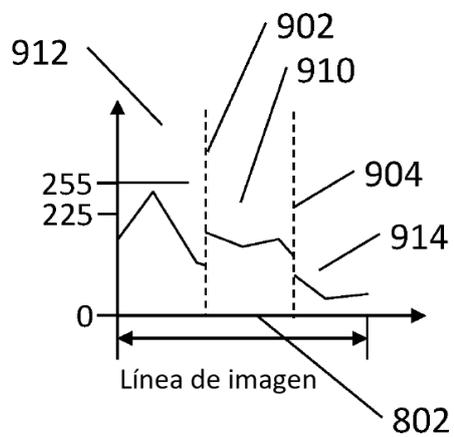


Figura 9E

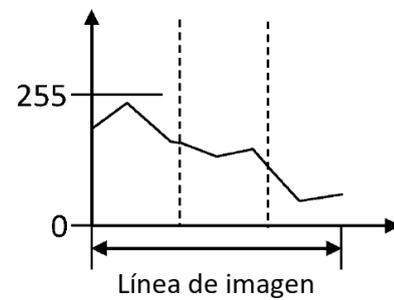


Figura 9F

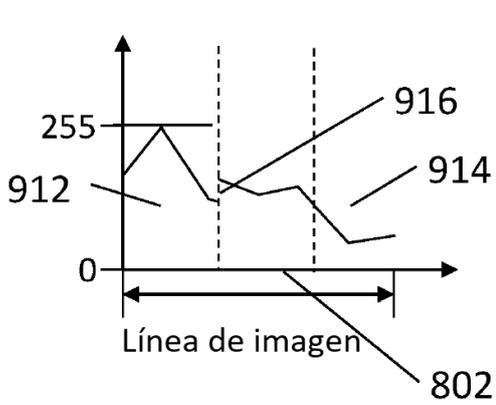


Figura 9G

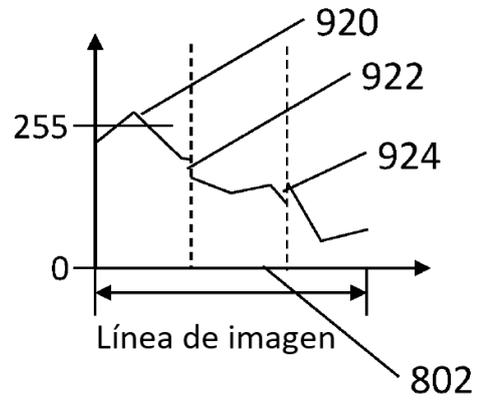


Figura 9H

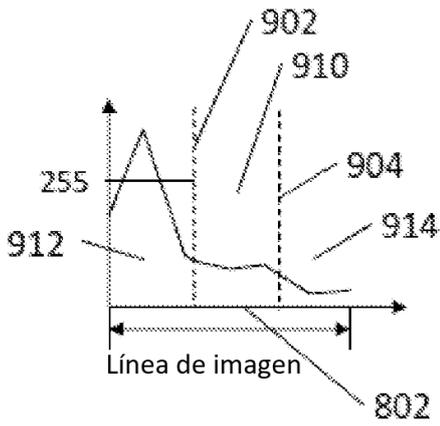


Figura 9I

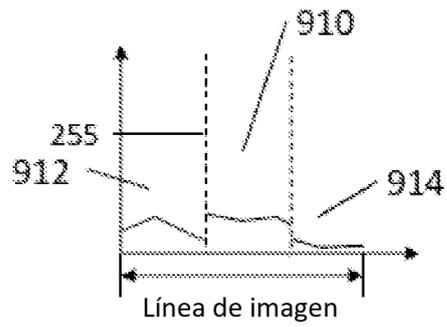


Figura 9J

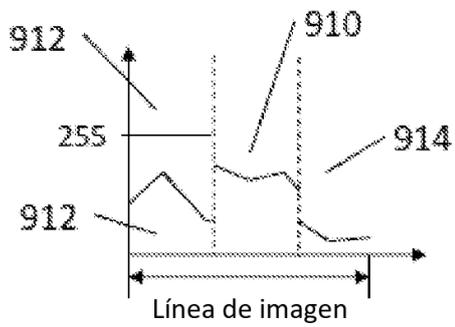


Figura 9K

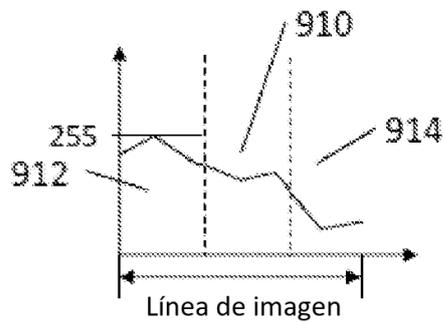


Figura 9L

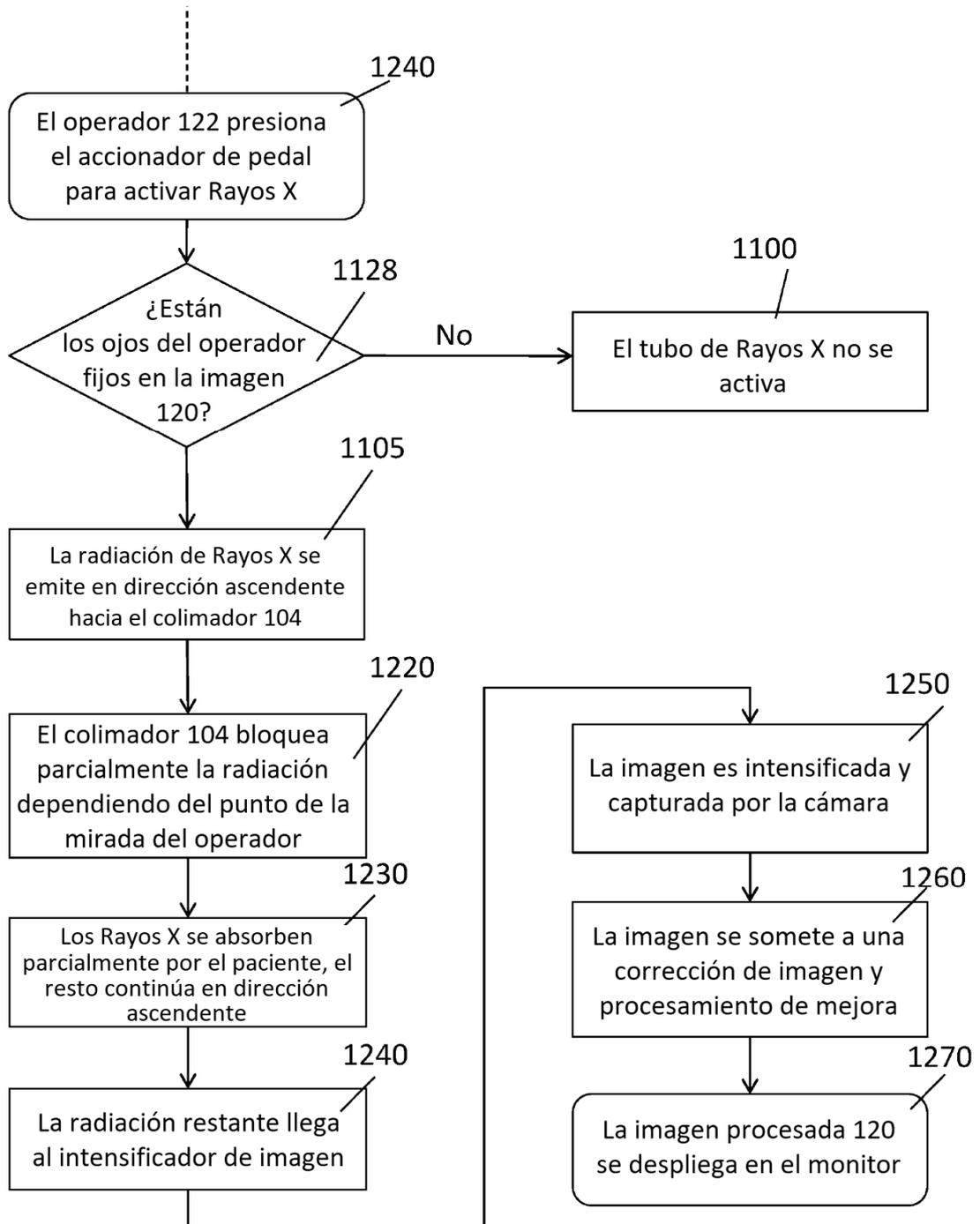


Figura 10

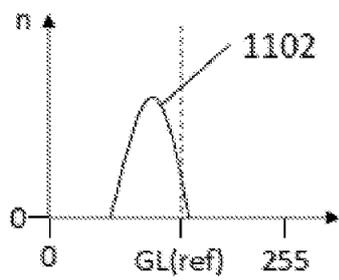


Figura 11A

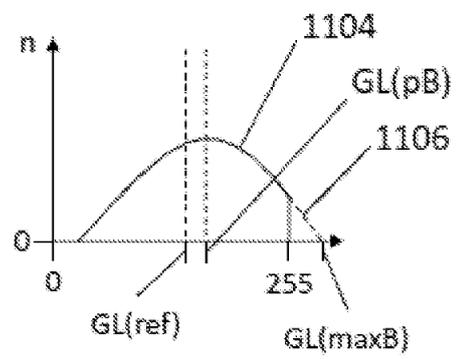


Figura 11B

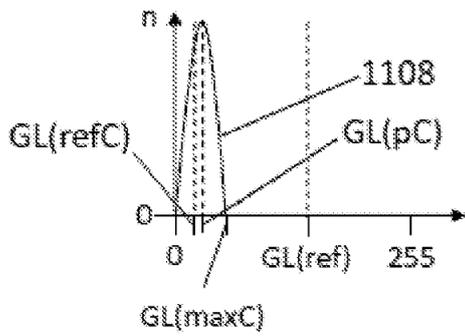


Figura 11C

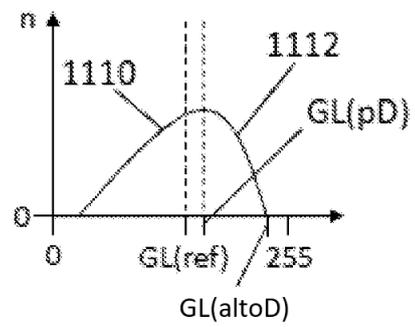


Figura 11D