

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 445 490**

21 Número de solicitud: 201231243

51 Int. Cl.:

**G06T 15/00** (2011.01)

**G06T 15/04** (2011.01)

**G06T 15/06** (2011.01)

12

## SOLICITUD DE PATENTE

A1

22 Fecha de presentación:

**31.07.2012**

43 Fecha de publicación de la solicitud:

**03.03.2014**

56 Se remite a la solicitud internacional:

**PCT/ES2013/070502**

71 Solicitantes:

**CONSEJO SUPERIOR DE INVESTIGACIONES  
CIENTIFICAS (CSIC) (58.8%)**

**Serrano nº 117**

**28006 MADRID ES;**

**UNIVERSIDAD POLITECNICA DE VALENCIA**

**(33.0%) y**

**UNIVERSIDAD DE VALENCIA (8.2%)**

72 Inventor/es:

**FERNANDEZ, Avelina;**

**GERMAN , Rodrigo;**

**ALBIOL COLOMER, Francisco;**

**ALBIOL COLOMER, Antonio Jose y**

**ALBIOL COLOMER, Alberto**

74 Agente/Representante:

**UNGRÍA LÓPEZ, Javier**

54 Título: **DISPOSITIVO Y PROCEDIMIENTO DE OBTENCIÓN DE IMAGENES DENSITOMÉTRICAS DE OBJETOS MEDIANTE COMBINACIÓN DE SISTEMAS RADIOLÓGICOS Y CÁMARAS DE PROFUNDIDAD**

57 Resumen:

Dispositivo y procedimiento de obtención de imágenes densitométricas que comprende al menos un dispositivo radiológico, al menos un sensor de profundidad y medios de procesamiento de imágenes que combinan la información de absorción radiológica del conjunto de imágenes radiológicas registradas obtenido con los sistemas radiológicos con unas distancias de material atravesado que proporciona la reconstrucción tridimensional de los objetos obtenida de los sensores de profundidad.

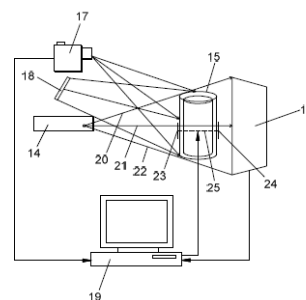


FIG. 6

## DESCRIPCIÓN

Dispositivo y procedimiento de obtención de imágenes densitométricas de objetos mediante combinación de sistemas radiológicos y cámaras de profundidad

5

### OBJETO DE LA INVENCION

La presente invención, tal y como se expresa en el enunciado de esta memoria descriptiva se refiere en primer lugar a un dispositivo de obtención de imágenes densitométricas de objetos mediante la combinación de sistemas radiológicos y cámaras de profundidad. En segundo lugar se refiere al procedimiento, que mediante el dispositivo mencionado, obtiene imágenes densitométricas de objetos usando una combinación de sistemas radiológicos y cámaras de profundidad. También se han previsto diversos usos del método y procedimiento anteriormente mencionados. Los principales campos de aplicación del dispositivo y método aquí descritos son el de la industria, el médico y la seguridad, y más concretamente el control de calidad de alimentos, control de calidad de piezas industriales y la mejora de dispositivos médicos radiológicos. Nótese que a lo largo de la presente memoria cuando se habla de objetos, se está englobando también individuos y escenas, pudiéndose aplicar la presente invención indistintamente sobre cualquiera de ellos.

10

15

### ANTECEDENTES DE LA INVENCION

20

El modelo de formación de imagen permite caracterizar de forma matemática el proceso por el que un punto de la escena se proyecta en una imagen.

25

Dependiendo de la precisión requerida y de la aplicación se suelen emplear diferentes tipos de modelos de formación como por ejemplo los modelos de "pinhole", lente fina y lente gruesa.

El modelo "pinhole" (figura 3) es el más sencillo de todos y el más utilizado en el área de la visión por computador.

30

Entre los principales parámetros del modelo se encuentran el centro óptico o de proyección y la distancia focal que es la distancia entre el plano de la imagen y el centro óptico. El centro óptico se emplea generalmente como origen del sistema de coordenadas referido a una cámara. En este modelo todos los puntos de la figura 3 contenidos en cualquiera de las líneas de puntos se proyectan sobre un mismo punto en el plano de imagen. Por tanto, cada punto de la imagen representa una recta en el espacio que contiene todos los puntos que se proyectan sobre él. En estéreo-visión se hace uso de esta importante propiedad para poder obtener las coordenadas 3D de un punto mediante triangulación (una recta por cada cámara).

35

El modelo "pinhole" ("Multiple View Geometry in Computer Vision", Hartley, R.I. and Zisserman, A.) puede resultar excesivamente simple cuando la lente empleada en la cámara produce aberraciones en la imagen proyectada. Algunas de las aberraciones más comunes son: aberración esférica, coma, astigmatismo, distorsión radial/tangencial y curvatura de campo.

40

El conjunto de todos los parámetros que permiten modelar el proceso proyectivo y las distorsiones producidas por las lentes se conocen como parámetros intrínsecos de la cámara.

45

Dependiendo del tipo de cámara la información que se proyecta en cada punto de la imagen puede tener distinta naturaleza. Por ejemplo, en una imagen RGB, cada pixel proporciona información sobre la zona de interacción de la luz que incide en la superficie y es reflejada al plano de la cámara (figura 5). En imágenes de rayos X, cada pixel corresponde a la intensidad atenuada debido a los fenómenos de absorción y difracción entre dos superficies que limitan un volumen.

50

Las cámaras de profundidad son sensores que permiten crear imágenes bidimensionales en las que cada pixel contiene la información de la distancia entre el punto de la escena que representa y el plano de la cámara. En ocasiones, tras un proceso de calibración, es posible obtener las tres coordenadas espaciales de los puntos de la escena que tienen información de profundidad.

55

Existen múltiples técnicas para obtener la profundidad de una escena. Una primera clasificación distinguiría entre técnicas pasivas o técnicas activas. En el primer caso la profundidad se obtiene en la mayoría de los mediante casos mediante triangulación. Para ello se emplean las imágenes obtenidas por dos o más cámaras RGB y se resuelve el problema de la correspondencia. La ventaja fundamental de los métodos pasivos es que no se requieren unas condiciones especiales de iluminación y son adecuados para trabajar en el exterior con luz del día. El inconveniente de las cámaras pasivas es que en el problema de la correspondencia es de difícil solución en zonas homogéneas tanto en intensidad como en color.

60

En el caso de las técnicas activas la escena es iluminada de forma artificial con un patrón de luz que mediante un

65

procesado adecuado permite recuperar la profundidad.

Una de las técnicas pioneras en este campo ilumina la escena mediante un haz de luz con forma lineal. La deformación de la proyección de dicho haz al incidir con los objetos de la escena se puede relacionar con la profundidad mediante triangulación, siempre que sean conocidas la posición de la fuente de luz y de la cámara que capta la imagen. Mediante el movimiento relativo del haz de luz respecto de los objetos a medir es posible obtener un conjunto de perfiles que forman la imagen de profundidad. El inconveniente de esta técnica es que el tiempo de adquisición de una imagen de profundidad es grande ya que en cada instante de tiempo se obtiene únicamente un perfil de intensidades.

Una forma alternativa de obtener la imagen de profundidad con una única imagen es emplear luz estructurada. En este caso lo que se suele proyectar es un patrón de luz conocido como por ejemplo un conjunto de líneas horizontales o verticales. De nuevo el análisis de las deformaciones de dicho patrón permite conocer la profundidad en múltiples perfiles.

Las cámaras de tiempo de vuelo emplean una técnica alternativa parecida a la que se emplea en sistemas radar. En este caso se emplea un sensor específico que mide el tiempo de vuelo de un pulso de luz. La ventaja respecto a los sistemas radar es que es posible obtener la profundidad de todos los puntos de la imagen de forma simultánea y no es necesario realizar ningún barrido de un haz puntual.

Recientemente ha aparecido en el mercado un nuevo tipo de cámaras de profundidad de muy bajo coste que emplean un tipo diferente de luz estructurada que conoce como luz codificada. Aunque inicialmente estas cámaras fueron diseñadas para aplicaciones relacionadas con el ocio, su bajo coste ha propiciado que aparezcan gran cantidad de nuevas aplicaciones en muchos ámbitos diferentes (US 2010/0199228 A1, patente Kinect). Este tipo de cámaras también son conocidas como RGB-D, esto es porque para cada punto se tiene tanto la información de color como la de profundidad. Esto es posible porque el patrón de luz codificada se encuentra en el infrarrojo cercano.

Las cámaras 3D tienen numerosas aplicaciones en campos como el diseño industrial y medicina. En estos casos las cámaras se emplean bien para el registro o bien para modelado de objetos. En otros campos de aplicación como el de la video vigilancia o la conducción asistida, la información de profundidad es muy útil para resolver ambigüedades que son muy difíciles de resolver empleando únicamente la información de una imagen RGB convencional.

El conjunto de sistemas para la reconstrucción de la superficie de un objeto es lo que se denomina "cámara de profundidad". Si este sistema acompaña la medida de la textura del objeto se denomina "cámara de profundidad y textura".

Las técnicas de rayos X (y rayos gamma) se emplean comúnmente desde principios del siglo XX en análisis no destructivos (Industrial Radiology: Theory and Practice R.Halmshaw.; Niet-destructief onderzoek. ISBN 90-407-1147-X (Dutch) W.J.P. Vink; Non-destructive analysis: Application of machine vision to food and agriculture: a review. Davies E.R.), tanto en diagnóstico clínico como en inspección de objetos y han dado lugar a grandes avances tecnológicos tanto en el desarrollo de detectores como en métodos de producción. Las imágenes radiográficas se obtienen colocando una fuente natural o artificial de rayos X o rayos gamma que atraviesa parte o todo el objeto a examinar, y un detector generalmente plano o lineal al otro lado. Las diferencias de absorción debidas a la naturaleza de los materiales y al espesor de material atravesado conforman una imagen de intensidades en el detector.

La diferencia fundamental entre referirse a rayos X frente a rayos gamma es que los primeros provienen de una fuente que genera un espectro continuo de fotones, mientras que los rayos gamma que provienen de desexcitaciones naturales de los núcleos atómicos o de capas profundas de electrones del átomo tienen energías conocidas, es decir son fuentes monocromáticas.

El uso de fuentes de rayos X radiológicos tiene la ventaja de que se puede modular la intensidad y cortar su emisión de forma automática, las fuentes de rayos gamma no pueden cortar su emisión pues es un proceso natural que sigue una intensidad variable con el tiempo:

$$I = I_0(t_0)e^{-wt}$$

donde "w" es la inversa de la vida media del isótopo " $I_0(t_0)$ " es la intensidad de la fuente medida a tiempo " $t_0$ " y "t" es el tiempo donde se realiza la medida de la intensidad.

Esta característica permite aplicaciones tales como medir la difusión de trazadores en un sistema generalmente vivo y permite aplicaciones como el SPECT (cámaras que detectan en un plano la proyección del isótopo) o PET (cámaras apareadas geométricamente que detectan coincidencias de los fotones de positrones producidos por la

desintegración del núcleo).

Existen dos modos generalmente utilizados de obtener la intensidad de la fuente que llega al atravesar la escena, o bien se mide la intensidad total sin discriminar la energía individual de cada fotón o bien se cuenta y se mide la energía individual de cada fotón mediante el empleo de cámaras gamma. Este último tipo de técnicas se aplica en las ya mencionadas aplicaciones PET y SPECT.

Cuando los rayos X interaccionan con la materia son en parte absorbidos y en parte transmitidos. La probabilidad de interaccionar con el material depende de la llamada densidad electrónica que es una función que depende de la energía del fotón incidente, y de la composición de elementos (Z o número atómico) del material.

Así la absorción de los rayos X depende de la distancia que atraviesan, y de las características del material. La intensidad transmitida viene determinada por la siguiente expresión:

$$I = I_0 \int e^{-k(r)x} dx$$

donde "I<sub>0</sub>" es la intensidad incidente, "k(r)" es una constante que depende de la densidad electrónica del material y "x" es la distancia atravesada. Dado que las fuentes son generalmente puntuales, la intensidad de radiación "I" hay que multiplicarla por un factor geométrico que depende del cuadrado de la inversa de la distancia "r" a la fuente. El coeficiente de absorción es aditivo por lo que en un material constituido por diferentes elementos:

$$k = \sum \omega_i k_i$$

donde "ω" se refiere a la fracción de cada elemento y el subíndice "i" indica el "k" característico para cada uno de ellos. No es posible averiguar la distancia atravesada "x" en la adquisición de imagen plana de rayos X ("The X-ray Inspection" Dr.Ing. M. Purschke. Castell-Verlag GmbH) a menos que se conozca la geometría.

Desde el punto de vista del usuario final, es necesario establecer un protocolo de optimización tanto de la energía máxima del haz como de su intensidad con el fin de evitar que la imagen se sature por un exceso de intensidad o que no tenga suficiente contraste por defecto de la misma. Los parámetros de trabajo óptimos dependen de la densidad o variaciones de densidad esperadas.

En entornos de diagnóstico clínico, por ejemplo, las calibraciones se realizan mediante maniqués de densidades conocidas. Una vez calibrado el equipo, los parámetros definidos se utilizan para evidenciar distintas lesiones y analizar el estado de huesos y tejidos, o para localizar cuerpos extraños.

En algunos casos para calibrar la respuesta del detector se incluye en la escena elementos con distintos espesores fácilmente detectables de forma manual o automática que permiten establecer una relación entre intensidad medida en el pixel del detector y el espesor de material.

Otra técnica empleada es el uso de fuentes de rayos X que emiten con dos energías distintas (multivoltaje). Estas técnicas se basan en el hecho de que la absorción de rayos X en el medio es diferente y depende de la densidad electrónica del material y la energía del haz de rayos X. Comparando las imágenes de la misma escena adquiridas a diferentes voltajes se puede obtener información sobre la composición del material, siendo así el método capaz de realizar un estudio densitométrico. Este método que permite evaluar por comparación (figura 1) la distancia atravesada por la radiación en el material es impreciso en tanto que las medidas obtenidas son relativas. Además requiere de pasos extra y de disponer o bien de tiempo para realizar las dos medidas o de dos dispositivos radiológicos.

En general, la imagen de rayos X o rayos gamma que se obtiene en un detector es una mezcla de diversas frecuencias (colores) provenientes de la fuente emisora. Se trata de una imagen multispectral donde se solapan múltiples longitudes de onda. Para aplicaciones donde sea necesario seleccionar una pequeña banda del continuo de longitudes de onda, se aplican técnicas de difracción o fuentes radioactivas de energía conocida. Las primeras tienen la desventaja de reducir drásticamente la intensidad del haz y la segunda las desventajas asociadas a las fuentes naturales de rayos gamma.

La imagen obtenida dispone también de una ecuación de cámara caracterizada por los parámetros intrínsecos, es decir distancia de la fuente al detector, correcciones radiales en caso de emplear intensificadores de imagen, y unos parámetros extrínsecos que son los que localizan el sistema radiológico a un sistema de coordenadas.

Cuando se combinan dos imágenes radiológicas registradas desde distintas localizaciones se pueden aplicar métodos de triangulación propios de la luz visible. De esta forma la identificación manual o automática de elementos de la escena en las dos proyecciones permite reconstruir la posición espacial de dicho elemento

("Trajectory triangulation: 3D reconstruction of moving points from a monocular image sequence" Avidan and Shashua). De este modo, los pixeles obtenidos en los cortes de la imagen generan por medio de la aplicación de métodos algebraicos una imagen estereoscópica con información tridimensional (figura 2).

La reconstrucción de imágenes 3D puede realizarse a partir de imágenes 2D por medio de la adquisición de imágenes desde diferentes posiciones angulares ("sistemas de tomografía"). En este tipo de dispositivos, el tamaño del pixel en el rango del micrómetro se denomina "sistemas de micro-tomografía". La toma de imagen puede ser basada en "sistemas gantry" con un detector o detectores y una fuente o fuentes de rayos X que rotan sobre su eje o en sistemas en los que la escena rota sobre su eje.

Los sensores que proporcionan imágenes planas son detectores sensibles a la intensidad de la radiación detectada bien en un plano, o bien dispuestos de forma lineal, pero contando con el movimiento relativo del objeto y del detector, y sincronizando la velocidad del desplazamiento con la velocidad de lectura. Aunque el tratamiento de calibración de estas imágenes es ligeramente distinto para obtener el registro, dado que en el primer caso se dispone de una focal diferente para cada orientación horizontal vertical de la imagen, las diferencias matemáticas en el tratamiento de las mismas no son relevantes.

El conjunto de detector de imagen y fuente de rayos X o rayos gamma es lo que se denomina 'sistema radiológico', y proporciona 'imágenes radiológicas'. Si estas imágenes contienen información referidas a un 'marco de referencia' se denominan 'imágenes radiológicas registradas'.

Como ya se ha mencionado, son sobradamente conocidas diversas técnicas de registro de imágenes en el estado de la técnica. Los sistemas de cámaras de profundidad requieren conocer los parámetros de calibración de la cámara para reconstruir la imagen. Existen técnicas que emplean marcas identificadas y reconocibles mediante procesamiento de imagen que permiten obtener esta matriz. Estos métodos permiten asignar una recta en el espacio a cada pixel a partir de la distancia al foco y al centro de la cámara, así como la matriz de rotación y traslación, y los coeficientes de distorsión. Estos sistemas se denominan "marco de referencia para cámaras de profundidad" en este documento.

Con el mismo objetivo, en rayos X la calibración se realiza por medio de sistemas de marcas o fiduciales que identifican las coordenadas conocidas y visibles en distintas modalidades de imágenes y están adaptadas a los distintos modos de ajuste. En el caso de que la adquisición se realice mediante volúmenes, una técnica utilizada en medicina consiste en emplear marcos calibrados y solidarios al paciente (figura 4). Estos sistemas se denominan "marco de referencia para imagen radiológica" en este documento, en general "marco de referencia".

La información sobre la superficie obtenida con diferentes longitudes de onda del visible puede ser también utilizada para hacer análisis de textura, es decir, para estudiar los patrones periódicos de distribución espacial que conforman las características de la superficie del objeto a nivel local.

A lo largo de la presente memoria, cuando dos sistemas o dispositivos de imágenes proporcionan información espacial en un mismo sistema de coordenadas serán denominados como "sistemas o dispositivos registrados" y las imágenes capturadas por dicho sistemas serán denominadas como "imágenes registradas".

No obstante no se conocen del estado de la técnica dispositivos que integren sistemas radiológicos y cámaras de profundidad, que trabajando de forma conjunta provean imágenes densitométricas de objetos, escenas o individuos.

### **DESCRIPCIÓN DE LA INVENCION**

Para lograr los objetivos y evitar los inconvenientes indicados anteriormente, la invención consiste en un dispositivo y un método de obtención de imágenes densitométricas de objetos mediante combinación de sistemas radiológicos y cámaras de profundidad.

Un primer objeto de la presente invención es un dispositivo que obtiene información de la superficie de un objeto mediante el uso de cámaras de profundidad o cámaras de profundidad con textura combinada con uno o varios sistemas radiológicos. Registrando el sistema radiológico y las cámaras de profundidad se introduce información espacial en el análisis de las imágenes de rayos X.

Como información adicional obtenida en el proceso, se dispone de una parametrización de la superficie del objeto. En aplicaciones donde esta superficie sea de interés, se puede proporcionar adicionalmente.

Más concretamente, dicho primer objeto de la presente invención es un dispositivo de obtención de imágenes densitométricas de objetos mediante combinación de sistemas radiológicos y cámaras de profundidad. Dicho dispositivo al menos comprende:

- 5

  - al menos un dispositivo radiológico, que proporciona un conjunto de imágenes radiológicas registradas donde las imágenes radiológicas comprenden información de absorción radiológica de los objetos;
  - al menos un sensor de profundidad que proporciona un conjunto de imágenes de profundidad registradas que permiten la reconstrucción tridimensional de parte de las superficies que constituyen los objetos;
  - medios de procesamiento de imágenes que combinan la información de absorción radiológica del conjunto de imágenes radiológicas registradas con unas distancias de material atravesado que proporciona la reconstrucción tridimensional de los objetos.
- 10

En una realización particular de la invención, al menos uno de los sensores de profundidad comprende medios de desplazamiento de su posición relativa respecto al resto del dispositivo manteniendo el registro.

En otra realización particular de la invención, al menos uno de los sistemas radiológicos comprende medios de desplazamiento de su posición relativa respecto al resto del dispositivo manteniendo el registro.
- 15

En otra realización particular de la invención, el dispositivo comprende un sistema de marcas en ubicaciones fijas preestablecidas y reconocibles por parte del al menos un dispositivo radiológico y del al menos un sensor de profundidad. Este sistema de marcas permite la calibración de los elementos que conforman el propio dispositivo de obtención de imágenes densitométricas.
- 20

En otra realización particular de la invención, los objetos comprenden tramas de material conocido, situadas en proximidad a ellos, que permiten filtrar parte del espectro de rayos X y obtener en una misma imagen radiológica regiones de píxeles moduladas en energía.
- 25

En otra realización particular de la invención, al menos un sistema radiológico comprende una fuente de radiación de rayos gamma.

En otra realización particular de la invención, el dispositivo de obtención de imágenes radiológicas comprende un sistema de imagen registrada que permite incorporar información de textura a la superficie de los objetos.
- 30

En otra realización particular de la invención, la fuente de radiación comprende un acelerador de radioterapia.

En otra realización particular de la invención, el dispositivo comprende al menos una imagen visible registrada para aplicar a la superficie de los objetos de información de su textura.
- 35

Un segundo objeto de la invención es el procedimiento de obtención de imágenes densitométricas de al menos un objeto mediante combinación de imagen radiológica y cámaras de profundidad. Dicho procedimiento se lleva a cabo haciendo uso del dispositivo descrito anteriormente. Este método comprende las siguientes fases:
- 40

  - adquirir al menos una imagen radiológica registrada mediante al menos un sistema radiológico;
  - generar la reconstrucción tridimensional del objeto a partir del conjunto de imágenes de profundidad registrada adquiridas mediante el sistema de captura de imágenes de profundidad;
  - calcular, para cada uno de los píxeles de la imagen radiológica, una recta en el espacio que representa dicho píxel;
- 45

  - calcular, un punto de entrada y un punto de salida correspondientes a unos puntos de intersección de cada una de las rectas calculadas para cada píxel de la imagen radiológica con la superficie de la reconstrucción tridimensional del objeto;
  - calcular una longitud de un segmento que une los puntos de entrada y salida en la imagen radiológica;
  - combinar, para cada píxel de la imagen radiológica, información de la longitud del segmento calculado
- 50

con la información obtenida de la superficie de la reconstrucción tridimensional del objeto.

En una realización particular de la invención, al menos uno de los sensores cambia su posición relativa respecto al resto de componentes del sistema manteniendo el registro.
- 55

En otra realización particular de la invención, al menos uno de los sistemas radiológicos cambia su posición relativa respecto al resto del sistema manteniendo el registro.

En otra realización particular de la invención, el procedimiento comprende combinar la imagen visible de los objetos con la imagen en tres dimensiones de los sensores de profundidad obteniendo imágenes con textura.
- 60

Además, un tercer objeto de la presente invención son los usos del dispositivo y el procedimiento descrito anteriormente. Entre los posibles usos de la presente invención y no limitándose únicamente a ellos, se ha previsto su uso en los siguientes sistemas o dispositivos: sistemas de tomografía axial, sistemas de micro-tomografía, sistemas de espectrometría de fluorescencia, sistemas de espectrometría de micro-fluorescencia de rayos X, sistemas de espectrometría vibracional, sistemas de espectroscopía del infrarrojo cercano, sistemas con
- 65

cámaras multiespectrales, sistemas con cámaras hiperspectrales, aceleradores de radioterapia, sistemas de visualización, sistemas de control de calidad, sistemas de inspección de alimentos, productos y construcciones mecánicas, sistemas de corrección de dispersión lateral (scatter lateral), sistemas de inspección de piezas mecánicas y sistemas de ayuda a sistemas de diagnóstico.

5

### **BREVE DESCRIPCIÓN DE LAS FIGURAS**

Figura 1.- Muestra los contrastes obtenidos con plantillas calibradas y diferentes voltajes en un tubo de rayos X.

10 Figura 2.- Muestra el proceso, del estado de la técnica, de obtención del registro de imágenes de rayos X empleando fiduciales reconocibles con forma de cruces (x, +), para la ecuación de cámara de cada una de las proyecciones.

Figura 3.- Muestra el modelo geométrico pinhole de formación de imagen.

15

Figura 4.- Muestra una imagen en perspectiva de una reconstrucción volumétrica de un cráneo humano mostrando un sistema de fiduciales para volúmenes 3D.

Figura 5.- Muestra una reconstrucción de la superficie de una cabeza humana mediante el empleo de técnicas de cámaras de profundidad del estado de la técnica.

20

Figura 6.- Muestra un ejemplo de realización del dispositivo objeto de la presente invención.

Figura 7.- Muestra la misma imagen de rayos X tomada mediante dispositivos y técnicas convencionales (7a) y mediante el dispositivo y procedimiento objeto de la presente invención (7b).

25

### **DESCRIPCIÓN DE VARIOS EJEMPLOS DE REALIZACIÓN DE LA INVENCION**

Seguidamente se realizan, con carácter ilustrativo y no limitativo, una descripción de varios ejemplos de realización de la invención, haciendo referencia a la numeración adoptada en las figuras.

30

Las imágenes de rayos X no proporcionan información acerca de la superficie que delimita el objeto inspeccionado. Esta información es relevante para realizar el análisis de densidad de materiales. En determinadas circunstancias la geometría es conocida o bien esta información puede obtenerse de forma comparativa. Pero normalmente esta información no está disponible, reduciendo la aplicabilidad de la imagen de rayos X.

35

La solución más común a este problema es la absorciometría dual de rayos X, que consiste en comparar dos imágenes de rayos X tomadas con distinto voltaje. El coste de estos equipos, sin embargo, se incrementa debido a que se requieren dos fuentes de rayos X y dos detectores. Además este método no permite obtener información espacial de la escena. Otra técnica empleada es el empleo de fuentes de rayos X que emiten con al menos dos energías distintas (multivoltaje). La figura 1 muestra los contrastes obtenidos con plantillas calibradas para dos voltajes diferentes. Concretamente, se muestra la comparativa de las distancias atravesadas por la radiación en el material para dos voltajes diferentes, 150kV y 80kV, mostrándose en colores más oscuros el material de mayor densidad electrónica.

40

45

La figura 2 muestra el proceso de obtención del registro de imágenes de rayos X para la ecuación de cámara de cada una de las proyecciones. Este tipo de registro de imágenes es habitualmente empleado en protocolos clínicos. Así, se hace uso de dos fuentes de rayos X (1,2) que radian sobre un objeto (3) al que se le ha colocado un sistema de fiduciales reconocibles con forma de cruces (x, +) que a su vez se proyectan sobre los receptores radiológicos (4,5) respectivamente. Para evitar confusión en la orientación en esta aplicación se podría establecer en cualquiera de los dos tipos de fiduciales una fiducial extra.

50

En la figura 3, se representa el proceso de proyección del modelo "pinhole". Entre los principales parámetros del modelo podemos está el centro óptico o de proyección (6) y la distancia focal (7) que es la distancia entre el plano de la imagen (8) y el centro óptico (1). El centro óptico (1) se emplea generalmente como origen del sistema de coordenadas referido a una cámara. Se muestra cómo todos los puntos contenidos en cualquiera de una de las líneas de puntos se proyectan sobre un mismo punto (10) en el plano de imagen (8). Por tanto, cada punto de la imagen (10) del objeto (9) representa una recta en el espacio que contiene todos los puntos que se proyectan sobre dicho objeto (9).

55

60

La figura 4 muestra una reconstrucción volumétrica de un cráneo humano mostrando un sistema de fiduciales para volúmenes 3D. Dicho sistema de fiduciales se fija mediante un marco calibrado (11) que se acopla de forma solidaria al sujeto (13). Los elementos con "forma de N" (12) establecen unas marcas reconocibles en las imágenes de tomografía computarizada o resonancia. Estas fiduciales facilitan la extracción matemática de la

65

superficie del objeto, la cabeza humana en este caso, para lo que las coordenadas 3D deben estar expresadas en el mismo sistema de referencia. Para ello dicha extracción se realiza mediante el empleo combinado de patrones visibles en los sistemas de cámaras de profundidad, mediante localización de elementos de la escena, y por el sistema radiológico.

5

Este sistema de fiduciales y el marco calibrado son ejemplos de realización concretos, pudiéndose emplear otros sistemas de fiduciales y marcos existentes en el estado de la técnica.

10

La figura 5 muestra una reconstrucción parcial de la superficie de una cabeza humana mediante cámaras de profundidad. Las técnicas empleadas en este tipo de reconstrucciones son sobadamente conocidas en el estado de la técnica.

15

La figura 6 muestra un ejemplo de realización del dispositivo objeto de la presente invención. Concretamente comprende una fuente radiológica (14) que emite un haz de rayos X o gamma sobre un objeto (15) del que se quiere obtener la imagen densitométrica en un receptor radiológico (16). También comprende una cámara de profundidad (17) y un receptor (18) de la cámara de profundidad (17). Dicho receptor (18) es el encargado de proporcionar la reconstrucción 3D del objeto (15). El dispositivo también comprende una unidad de registro de imágenes (19). Se han representado, a modo de ejemplo, 3 haces (20,21,22) de rayos X o gamma que radian el objeto. Para el haz central (21) se ha representado la distancia de material que atraviesa dicho haz, presentando un punto de entrada en el objeto (23) y un punto de salida (24), definiendo ambos puntos una recta (25) que se corresponde a la distancia de material atravesado. Partiendo de la superficie medida con la cámara de profundidad (17) y el receptor (18) con la imagen de rayos X capturada mediante la fuente (15) y el receptor (16), para cada pixel de la imagen radiológica se calcula la ecuación de la recta en el espacio que representa cada uno de dichos pixeles. Llevando esa recta (25) a la reconstrucción 3D capturada mediante la cámara (17) y el receptor (18) se obtiene la recta (25) que define la distancia de material atravesado por el haz (21). Finalmente se aplica esta información de las distancias calculadas para cada pixel de la imagen radiológica para corregir la imagen radiológica original.

20

25

30

El resultado de lo anteriormente expuesto se muestra claramente en las figuras 7a y 7b donde se muestra la misma imagen de rayos X tomada mediante dispositivos y técnicas convencionales (figura 7a) y mediante el dispositivo y procedimiento objeto de la presente invención (figura 7b). Así, partiendo de la imagen radiológica mostrada en la figura 7a y combinándola con la información de la reconstrucción de la superficie obtenida con cámaras de profundidad mostrada en la figura 5, se obtiene la figura 7b donde se observa que el rango dinámico de la imagen se ha podido comprimir al representar la densidad en lugar de la absorción. Esto permite que en sistemas de diagnóstico se pueda simplificar el ajuste de rango dinámico para la visualización.

35



## REIVINDICACIONES

- 1.- Dispositivo de obtención de imágenes densitométricas de objetos mediante combinación de sistemas radiológicos y cámaras de profundidad, caracterizado porque al menos comprende:  
5
  - al menos un dispositivo radiológico, que proporciona un conjunto de imágenes radiológicas registradas donde las imágenes radiológicas comprenden información de absorción radiológica de los objetos;
  - al menos un sensor de profundidad que proporciona un conjunto de imágenes de profundidad registradas que permiten la reconstrucción tridimensional de parte de las superficies que constituyen los objetos;
- 10
  - medios de procesamiento de imágenes que combinan la información de absorción radiológica del conjunto de imágenes radiológicas registradas con unas distancias de material atravesado que proporciona la reconstrucción tridimensional de los objetos.
- 2.- Dispositivo de obtención de imágenes densitométricas, según la reivindicación 1, caracterizado por que al menos uno de los sensores de profundidad comprende medios de desplazamiento de su posición relativa respecto al resto del dispositivo manteniendo el registro.
- 3.- Dispositivo de obtención de imágenes densitométricas, según una cualquiera de las reivindicaciones 1 o 2, caracterizado por que al menos uno de los sistemas radiológicos comprende medios de desplazamiento de su posición relativa respecto al resto del dispositivo manteniendo el registro.
- 4.- Dispositivo de obtención de imágenes densitométricas, según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque comprende un sistema de marcas en ubicaciones fijas preestablecidas y reconocibles por parte del al menos un dispositivo radiológico y del al menos un sensor de profundidad que permite la calibración del dispositivo de obtención de imágenes densitométricas.
- 5.- Dispositivo de obtención de imágenes densitométricas, según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque los objetos comprenden tramas de material conocido situadas en proximidad que permiten filtrar parte del espectro de rayos X y obtener en una misma imagen radiológica regiones de píxeles moduladas en energía.
- 6.- Dispositivo de obtención de imágenes densitométricas, según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, caracterizado porque el al menos un sistema radiológico comprende una fuente de radiación de rayos gamma.
- 7.- Dispositivo de obtención de imágenes densitométricas, según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque comprende un sistema de imagen registrada que permite incorporar información de textura a la superficie de los objetos.
- 8.- Dispositivo de obtención de imágenes densitométricas, según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque la fuente de radiación comprende un acelerador de radioterapia.
- 9.- Dispositivo de obtención de imágenes densitométricas, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque comprende al menos una imagen visible registrada para aplicar a la superficie de los objetos de información de su textura.
- 10.- Procedimiento de obtención de imágenes densitométricas de al menos un objeto mediante combinación de imagen radiológica y cámaras de profundidad, que se lleva a cabo mediante el sistema descrito en una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque comprende las siguientes fases:  
50
  - adquirir la al menos una imagen radiológica registrada mediante el al menos un sistema radiológico;
  - generar la reconstrucción tridimensional del al menos un objeto a partir del conjunto de imágenes de profundidad registrada adquiridas mediante el sistema de captura de imágenes de profundidad;
  - calcular, para cada uno de los píxeles de la al menos una imagen radiológica, una recta en el espacio que representa dicho píxel;
  - 55
    - calcular un punto de entrada y un punto de salida correspondientes a unos puntos de intersección de cada una de las rectas obtenidas para cada píxel de la al menos una imagen radiológica con la superficie de la reconstrucción tridimensional del al menos un objeto;
    - calcular una longitud de un segmento que une los puntos de entrada y salida en la reconstrucción tridimensional;
  - 60
    - combinar, para cada píxel de la imagen radiológica, información de la longitud del segmento calculado con la información obtenida de la superficie de la reconstrucción tridimensional del al menos un objeto.
- 11.- Procedimiento de obtención de imágenes densitométricas, según la reivindicación 10, caracterizado por que al menos uno de los sensores cambia su posición relativa respecto al resto de componentes del sistema manteniendo el registro.

12.- Procedimiento de obtención de imágenes densitométricas, según una cualquiera de las reivindicaciones 10 o 11, caracterizado por que al menos uno de los sistemas radiológicos cambia su posición relativa respecto al resto del sistema manteniendo el registro.

5 13.- Procedimiento de obtención de imágenes densitométricas, según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque comprende combinar la imagen visible de los objetos con la imagen en tres dimensiones de los sensores de profundidad obteniendo imágenes con textura.

10 14.- Uso del sistema y el procedimiento descrito en una cualquiera de las reivindicaciones anteriores en sistemas seleccionados entre:

- sistemas de tomografía axial;
- sistemas de micro-tomografía;
- sistemas de espectrometría de fluorescencia;
- sistemas de espectrometría de micro-fluorescencia de rayos X;
- 15 • sistemas de espectrometría vibracional;
- sistemas de espectroscopía del infrarrojo cercano;
- sistemas con cámaras multiespectrales;
- sistemas con cámaras hiperespectrales;
- aceleradores de radioterapia;
- 20 • sistemas de visualización;
- sistemas de control de calidad;
- sistemas de inspección de alimentos, productos y construcciones mecánicas;
- sistemas de corrección de dispersión lateral;
- sistemas de inspección de piezas mecánicas; y,
- 25 • sistemas de ayuda a sistemas de diagnóstico.

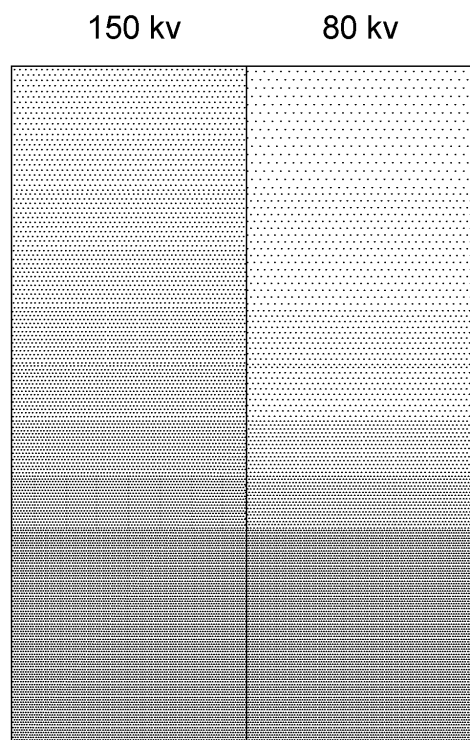


FIG. 1

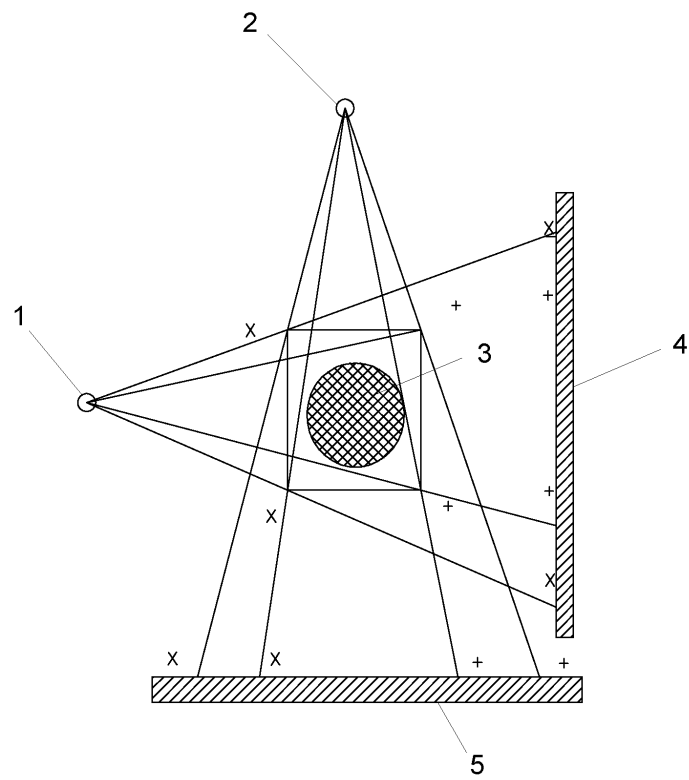


FIG. 2

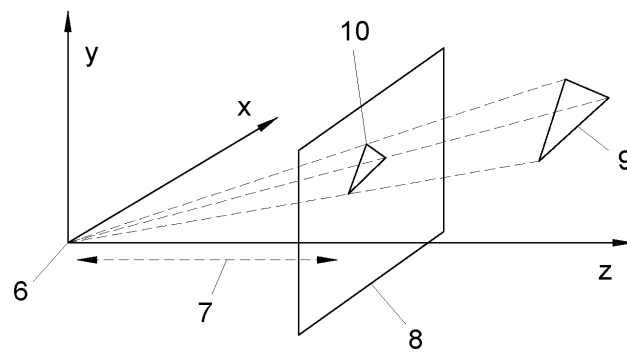


FIG. 3

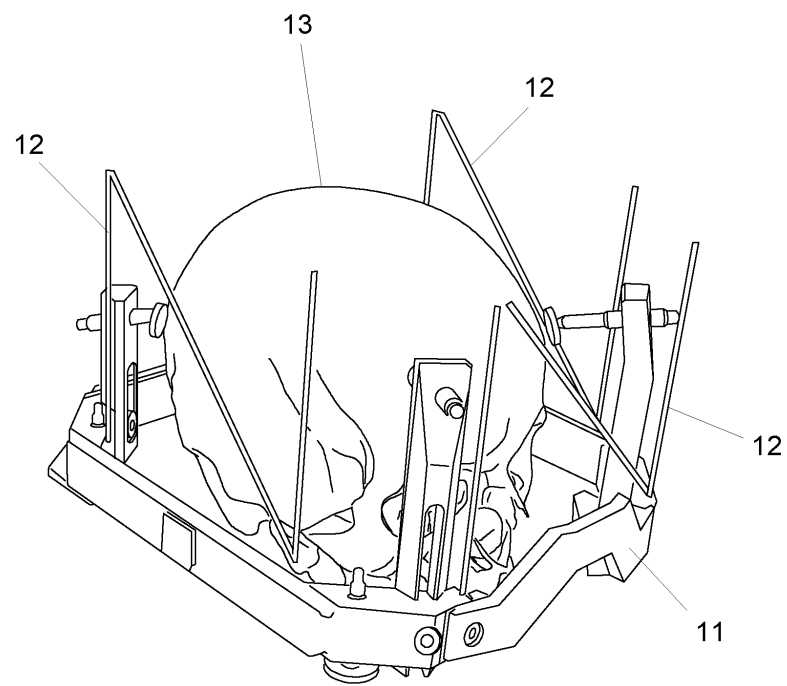


FIG. 4

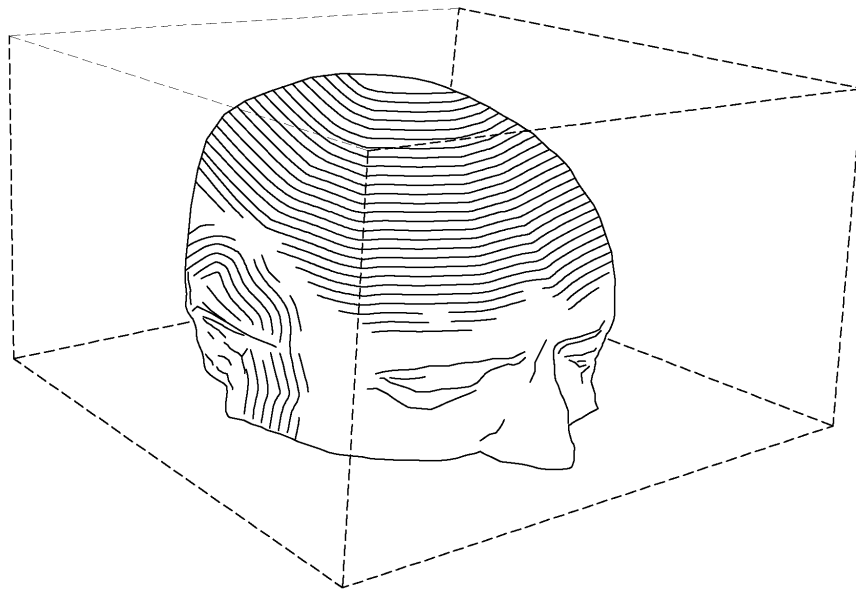


FIG. 5

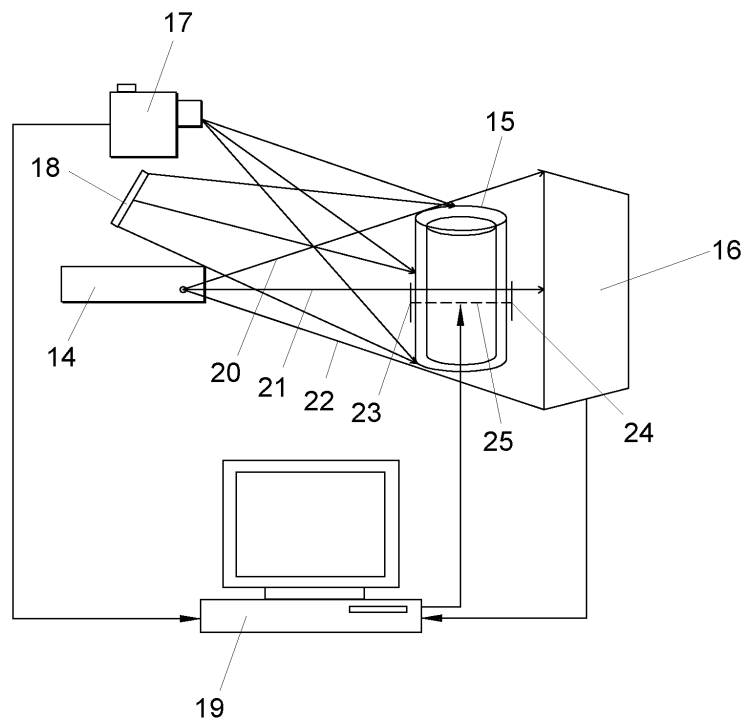
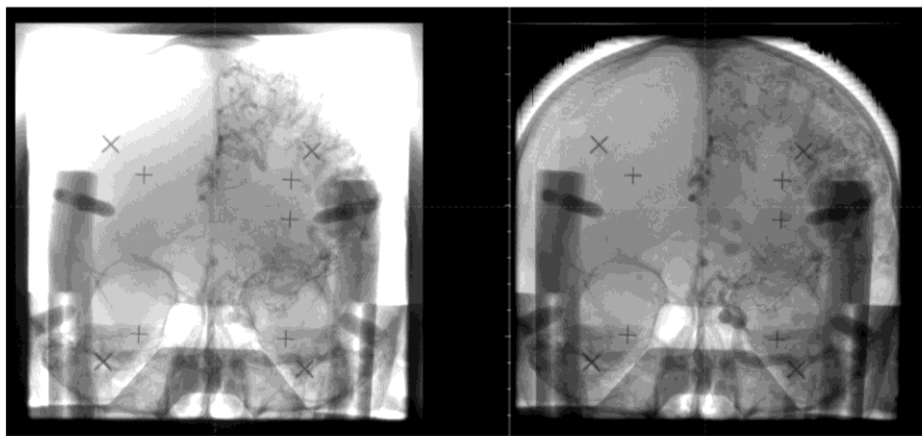


FIG. 6





**FIG. 7**