

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 996 707**

51 Int. Cl.:

A61B 6/00 (2014.01)

A61B 6/58 (2014.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.07.2018** **E 18182657 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **09.10.2024** **EP 3427665**

54 Título: **Procedimiento y sistema de calibración en línea de un dispositivo médico de rayos X**

30 Prioridad:

11.07.2017 FR 1700740

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la
traducción de la patente:
13.02.2025

73 Titular/es:

**THALES (100.00%)
4 Rue de la Verrerie
92190 Meudon, FR**

72 Inventor/es:

**GORGES, SÉBASTIEN y
BERNARD, GUILLAUME**

74 Agente/Representante:

GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo

ES 2 996 707 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

Procedimiento y sistema de calibración en línea de un dispositivo médico de rayos X

La invención se refiere en particular a un procedimiento y a un sistema de calibración en línea de un dispositivo médico de rayos X y más particularmente a los sistemas de radiología utilizados para la cirugía o la radiología intervencionista, como los arcos quirúrgicos móviles. En particular, se utiliza para la calibración en línea de los aparatos denominados de arco.

Es práctica común utilizar un sistema móvil de radiología intervencionista para realizar procedimientos quirúrgicos o intervencionistas. Estos sistemas, también conocidos como C-arm móviles (arcos quirúrgicos o amplificadores de bloque) permiten al cirujano adquirir imágenes de rayos X durante la intervención y controlar la colocación de las herramientas (catéter, aguja, prótesis, etc.) en tiempo real, de forma mínimamente invasiva. La mayoría de estos sistemas pueden producir imágenes bidimensionales con un flujo de imágenes de vídeo de hasta treinta fotogramas por segundo. Por lo general, estos sistemas constan de una fuente de rayos X y un detector de imágenes montados en ambos extremos de un brazo en C, entre los que se coloca el objeto que se va a fotografiar. Las imágenes adquiridas por el detector son el resultado de una proyección del objeto en el plano del detector.

A continuación, el médico utiliza estas imágenes bidimensionales 2D para realizar una reconstrucción mental de la morfología del paciente en tiempo real, lo que le permite posicionar el instrumento utilizado en tiempo real en relación con la zona que se va a operar. También reorienta mentalmente toda la escena en el espacio (paciente + instrumental quirúrgico) para controlar con precisión sus movimientos.

Más recientemente, han aparecido sistemas sofisticados. Permiten adquirir una imagen tridimensional del instrumento quirúrgico durante la intervención. El sistema gira alrededor del paciente para obtener un conjunto de imágenes 2D. A continuación, estas imágenes 2D se procesan mediante un algoritmo de reconstrucción de imágenes para obtener una imagen volumétrica 3D. El algoritmo de reconstrucción necesita conocer la geometría exacta del C-arm, es decir, la posición del detector y del tubo de rayos X en relación con el paciente o un objeto, para cada imagen 2D utilizada. Los sistemas actuales ofrecen la opción de calibración "fuera de línea", por ejemplo utilizando una mira de calibración 3D para determinar las matrices de proyección. Este calibrado "fuera de línea" se realiza durante las fases de mantenimiento preventivo a las que se somete el sistema, por ejemplo cada seis meses o cada año.

La solicitud de patente EP3141187 se refiere a una mira de calibración para calibrar geométricamente un dispositivo de formación de imágenes de rayos X destinado a generar imágenes tridimensionales de un objeto mediante reconstrucción a partir de proyecciones bidimensionales de dicho objeto. La mira de calibración comprende un soporte sólido provisto de marcadores con absorción radiológica contrastada en relación con el soporte sólido, estando los marcadores distribuidos en un patrón tridimensional. Los marcadores se dividen en subconjuntos de marcadores distribuidos a lo largo de respectivas líneas sustancialmente paralelas, de modo que puedan construirse secuencias de relaciones dobles a partir de los respectivos subconjuntos de marcadores. Cada secuencia de relaciones dobles comprende una única relación dobles para cada cuádruplo de marcadores en el que los marcadores están ordenados según un orden que depende de los números de secuencia de los marcadores respectivos a lo largo de la línea a lo largo de la cual están alineados, en una primera dirección predefinida, siendo dicho orden común a todas las relaciones dobles.

Una técnica de calibración conocida en la técnica anterior utiliza, por ejemplo, marcadores colocados en un maniquí que sirven como referencias espaciales. Como se conoce la posición de los marcadores en el espacio, es posible deducir la geometría de la adquisición para cada proyección invirtiendo un sistema de ecuaciones derivadas de la posición de los marcadores en las imágenes proyectadas.

Los sistemas conocidos en la técnica anterior asumen que la adquisición rotacional es suficientemente repetible para que la geometría determinada "fuera de línea" sea aplicable a las imágenes adquiridas en tiempo real durante la intervención. Por lo tanto, hubo que mejorar la mecánica de los sistemas para que la cuna fuera estable durante la adquisición rotacional de imágenes 2D (reducción de las holguras mecánicas, piezas más rígidas, etc.). Estos sistemas no se utilizan mucho debido al elevado coste de las modificaciones mecánicas necesarias. Además, a los fabricantes de C-arm no les resulta fácil aplicar estos cambios.

Ciertas soluciones conocidas en el estado de la técnica proponen realizar una calibración "en línea" mediante un procedimiento basado en sensores directamente integrados en el dispositivo y sin utilizar análisis de imágenes que contengan marcadores radiopacos.

Una primera solución utiliza un simple sensor inercial de tres ejes situado en el detector o en la fuente del haz. Este procedimiento se describe en el artículo de Grzeda Victor et al, titulado "C-arm rotation encoding with accelerometer", International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 2010, 5(4), pág.: 385-391.

Una segunda solución utiliza dos unidades inerciales de seis ejes y dos telémetros láser, como por ejemplo, en el artículo de Amiri Shahram, Wilson David R., titulado "A low-cost tracked C-arm (TC-arm) upgrade system for versatile quantitative intraoperative imaging", International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 9(4), pág.:695-711, 2014.

En el caso de aplicaciones que requieren una precisión muy alta, por ejemplo en el campo de la cirugía, estos procedimientos no son óptimos. De hecho, la precisión alcanzada no es compatible con la calidad deseada de la reconstrucción 3D.

5 En el documento de Grzeda Victor, la idea de localizar el detector y la fuente de rayos X mediante un acelerómetro de tres ejes adoptando los principios introducidos por la navegación se abandonó en favor de la idea de estimar el ángulo de rotación a nivel de su eje de rotación (sustituyendo un codificador rotatorio por un acelerómetro) y deducir, en línea, las posiciones de un sistema con una trayectoria reproducible calibrada de antemano.

Con un dispositivo compuesto por dos unidades inerciales de seis ejes y dos telémetros láser, como el descrito en el documento mencionado de Amiri Sharham, las precisiones obtenidas son del orden de:

- 10
- 1,5 mm +/- 1,2 mm de precisión para localizar el isocentro del sistema,
 - 2,3 mm +/- 1,1 mm de precisión para el registro 2D-3D,
 - 4,4 mm +/- 1,9 mm de precisión en la localización del marcador en la escena reconstruida.

15 Estos valores de precisión están muy por debajo de los valores de precisión requeridos para aplicaciones precisas y meticulosas, particularmente en aplicaciones quirúrgicas, o en otros campos que requieren precisión, por ejemplo en la metrología de piezas al final de la fabricación.

20 La solicitud de patente US 2016/278732 se refiere a un sistema que incluye un sistema de seguimiento de la posición de la fuente y de la posición del detector mediante el cotejo de mediciones del movimiento de las articulaciones del dispositivo (articulaciones o eslabones de tipo eje de rotación y brazo de traslación) con parámetros de calibración almacenados a priori para todas las posiciones posibles. Además, en este documento los sensores se describen como codificadores montados en estas articulaciones para medir el movimiento relativo de estos enlaces solamente y no en el sensor y la fuente.

25 La solicitud de patente US 2012/236999 describe un dispositivo de C-arm equipado con un extensómetro que proporciona información sobre la deformación del C-arm de una posición a otra. A partir de esta información, el controlador del sistema compensa esta deformación adaptando el punto de consigna de los actuadores de posición para corregir dicha deformación.

30 La presente invención se refiere a un procedimiento y sistema de calibración para estimar la geometría en línea de un dispositivo durante su funcionamiento. La calibración se llevará a cabo durante la adquisición rotacional del dispositivo para no restringir los procedimientos de manipulación del dispositivo y, en particular, para evitar la necesidad de engorrosas y restrictivas calibraciones a priori (fuera de línea). La invención es particularmente útil en el campo de la cirugía, y más ampliamente para uso clínico, donde no es vinculante y tiene un tiempo de respuesta rápido.

En la descripción, los términos "aparato" y "dispositivo" se refieren al mismo objeto.

La expresión "geometría del sistema" se refiere al conjunto de nueve parámetros intrínsecos (caracterización del par fuente de rayos X/detector) y extrínsecos (caracterización de la geometría del par paciente/fuente de rayos X/detector).

35 La invención se refiere a un sistema de calibración para un dispositivo D definido según reivindicaciones independientes. Otras realizaciones se definen en las reivindicaciones dependientes.

Otras características y ventajas de la presente invención se desprenderán de la descripción de los ejemplos de realización anexos a las figuras, que muestran:

- 40
- La Figura 1, una representación esquemática de un aparato de formación de imágenes del tipo brazo en C, o C-arm,
 - La Figura 2, un diagrama de un módulo de procesamiento de datos, y
 - La Figura 3, un sinóptico de las etapas implementadas durante la calibración según la invención.

45 Para comprender mejor el objeto de la presente invención, se da el siguiente ejemplo a modo de ilustración para un dispositivo de tipo C-arm utilizado en el campo quirúrgico. Sin apartarse del ámbito de la invención, ésta podría ponerse en práctica en cualquier dispositivo que comprenda al menos una fuente de radiación y un detector, estando la fuente y el detector montados sobre uno o más soportes móviles, calibrándose el dispositivo en línea (durante el funcionamiento del dispositivo) para optimizar los resultados de la medición.

50 En la figura 1, el dispositivo D representado comprende una base 1 sobre la que se monta un brazo 2 en forma de C. En un primer extremo 2_1 , el brazo "C" soporta una fuente de radiación 3, por ejemplo un tubo de rayos X, y en un segundo extremo 2_2 un detector de rayos X 4, que proporciona una imagen 2D. El brazo "C" está colocado en una vía de deslizamiento en forma de arco hueco 6 en el que se desliza en un movimiento de rotación "orbital" R1, cuyo eje A1 es el centro de un círculo representado en parte por el brazo en arco. La corredera se fija a la base 1 mediante una

pieza de retención 8 y un brazo 7 que proporciona un segundo movimiento de rotación "angular" R2 a lo largo de un segundo eje A2.

Para la calibración en línea del aparato, el dispositivo comprende un primer sensor, como un sensor inercial 21c, dispuesto en las proximidades de la fuente 3 y al menos un segundo sensor, como un sensor inercial 22c, dispuesto en las proximidades del detector 4. Los dos sensores inerciales 21c, 22c están adaptados para tomar medidas de aceleración y velocidad que permitirán deducir una posición Ps de la fuente y una posición Pd del detector según principios conocidos por los expertos en la materia.

El sensor adaptado para realizar mediciones de aceleración y velocidad puede ser un sensor inercial, un sensor ultrasónico, un sensor óptico, un codificador o cualquier otro dispositivo conocido por el experto y que realice la función de medición a partir de la cual puedan calcularse o estimarse las posiciones.

El dispositivo también puede incluir un sensor de tipo codificador 20 adaptado para medir la posición angular Pa del movimiento orbital del brazo en C en un instante t dado. El uso de un codificador hace que la medición sea más sencilla y fiable. Algunos tipos de sensores se citarán como ejemplos más adelante en la descripción.

Para realizar las mediciones, el dispositivo está conectado a un módulo de control y procesamiento de datos 10 (figura 2) que comprende los siguientes elementos: un módulo de sincronización 23 que permite activar las mediciones de forma sincrónica a nivel de los sensores instalados en el brazo, un procesador 24 que ejecuta las etapas del procedimiento según la invención, un módulo 25 de preprocesamiento de las mediciones realizadas por los sensores.

El módulo de sincronización 23 permite registrar simultáneamente en el tiempo las adquisiciones de imágenes y las mediciones de los sensores inerciales y del codificador instalado en el brazo. Los resultados de las mediciones (sensores inerciales y brazos) se presentan, por ejemplo, en forma de tabla o base de datos que contiene, para un instante ti dado, una adquisición de imagen 2D y tres mediciones.

Según la figura 2, el módulo de preprocesamiento comprende una entrada 25e que recibe un modelo de funcionamiento dinámico 26 del aparato y un algoritmo de fusión de datos 27, de tipo Kalman por ejemplo o de tipo Kalman extendido, que tiene en cuenta al menos las tres mediciones, procedentes de los dos sensores inerciales y del codificador, 28, y el modelo de funcionamiento dinámico 26 del aparato para deducir una matriz de proyección que se transmitirá a través de una salida 25s del módulo de preprocesamiento a un módulo de reconstrucción.

El número de codificadores utilizados se elige, por ejemplo, en función del número de grados de libertad (rotación-traslación) del aparato. En particular, los codificadores tienen la función de determinar con poca precisión, pero de manera estable, la posición absoluta del aparato con respecto a un marco de referencia vinculado a la base del aparato (coordenadas del aparato de C-arm al que están fijadas las ruedecillas o punto de referencia, por ejemplo), y conocer así una primera aproximación de los parámetros intrínsecos y extrínsecos o de la matriz de proyección 3D/2D 4x3 asociada que se utilizará según las técnicas conocidas por un experto en la materia para reconstruir una imagen 3D.

Para determinar la posición del brazo "C", por ejemplo, se utiliza una escala potenciométrica de posicionamiento lineal para el movimiento "orbital" R1, una rueda codificadora óptica para el movimiento "angular" R2 y dos movimientos rectilíneos para los movimientos T1 ("adelante/atrás") y T2 ("arriba/abajo"), figura 1.

Para mover el brazo, éste puede estar provisto de una correa dentada flexible y la corredera 6, que soporta el brazo, de una rueda dentada que acciona la correa flexible.

La figura 3 muestra un diagrama de flujo que enumera la secuencia de etapas implementadas por el procedimiento.

En el ejemplo siguiente, el procedimiento utiliza, por ejemplo, el codificador 20 para detectar la posición del brazo "C" y al menos los dos sensores inerciales situados en cada uno de los extremos del brazo, donde se encuentran la fuente y el detector. Las mediciones se llevan a cabo 301 de forma sincronizada 302 gracias al módulo de sincronización, que transmite una orden de activación de las mediciones simultáneamente al codificador y a los dos sensores inerciales. Se registran y preprocesan las mediciones de los sensores inerciales (aceleración y velocidad angular). El preprocesamiento implica, por ejemplo, filtrar estas mediciones, extraer un valor de sesgo y volver a muestrear las mediciones. El procesador también establecerá un modelo M del funcionamiento dinámico del dispositivo D, según principios conocidos por el experto en la materia, o se almacenará un modelo de funcionamiento dinámico en una base de datos y se enviará al procesador.

Las dos mediciones realizadas por los dos sensores inerciales 21c, 22c y la medición Pa realizada por el codificador se transmiten 303 al módulo de preprocesamiento de datos 25. En este ejemplo, se utiliza un filtro de Kalman extendido. También es posible utilizar un filtro con una funcionalidad equivalente. El filtro de Kalman extendido, 305, recibe como entrada el modelo M del funcionamiento dinámico del aparato, 304, y las tres medidas Ps, Pd y Pa del módulo de procesamiento de datos. La etapa de fusión de datos realizada por el filtro de Kalman extendido permite estimar la pose (posición y orientación) del detector y la fuente, así como el error en esta estimación. A partir de la fusión de estos datos, el filtro de Kalman extendido estima una posición para la fuente de rayos X y una posición precisa para el detector, 306. Las precisiones de posición obtenidas estarán en el intervalo [100 µm-500 µm], por ejemplo. A continuación, se calculará la matriz de proyección 3D/2D a partir de las posiciones precisas.

La precisión resulta en particular del hecho de que el sistema según la invención es no causal, con una estimación que no tiene lugar en tiempo real, lo que permite utilizar filtros hacia atrás y hacia delante.

Se puede construir un modelo de funcionamiento dinámico M del dispositivo. A pesar de la no reproducibilidad del movimiento del C-arm, la diferencia entre dos carreras sigue siendo limitada. Se puede establecer una trayectoria media del arco e integrarla en el modelo. Se establecen modelos precisos de los sensores utilizados (modelo inercial) y se integran en los modelos de observación del filtro de Kalman extendido.

También es posible utilizar sensores heterogéneos (sensores inerciales o sensores del mismo tipo) para aprovechar la redundancia de la información de pose y permitir un mejor suavizado de los errores no correlacionados.

Para aumentar la precisión de la posición obtenida, el dispositivo puede estar equipado con una serie de sensores inerciales de tipo MEMS con seis o nueve grados de libertad colocados en posiciones seleccionadas. Por su bajo coste y facilidad de uso, el número de sensores inerciales puede ser elevado.

Por ejemplo, una solución consiste en posicionar los sensores inerciales de la siguiente manera:

- Un primer sensor inercial de referencia vinculado al sistema de referencia,
- Un sensor inercial en el punto de rotación del brazo "C" (en el acoplamiento mecánico para el movimiento orbital),
- Un sensor inercial en el punto medio del brazo "C", o distribuido a lo largo de todo el brazo,
- Tres o cuatro sensores inerciales en el detector y la fuente Rx fijados a los dos extremos del brazo "C".

El sensor 22c, por ejemplo, es un sensor inercial con al menos seis grados de libertad: tres acelerómetros y tres girómetros, mientras que el sensor 21c es un sensor inercial con al menos tres grados de libertad: tres acelerómetros.

En la Figura 1, un tercer sensor inercial 23c está posicionado a medio camino entre los dos sensores inerciales 21c, 22c.

En una realización alternativa, como se describe a continuación, el filtro de Kalman también puede recibir mediciones adicionales (Figura 3, 307), tales como mediciones de las deformaciones del brazo "C", obtenidas utilizando una o más rejillas de Bragg no mostradas por razones de simplificación. Estas rejillas pueden colocarse a lo largo del brazo en C, en las caras o los bordes, para medir la deformación del brazo.

Otra solución para aumentar la precisión es utilizar uno o más interferómetros Mach Zehnder o Michelson. Permitirán realizar mediciones a través de una o varias varillas flexibles, por ejemplo varillas no extensibles y no compresibles colocadas en una vaina a lo largo del brazo C.

Al fusionar todos los datos: datos de medición obtenidos por los sensores inerciales, codificadores, rejillas de Bragg e interferómetros, se pueden obtener todos los parámetros con mayor precisión. En particular, las mediciones del codificador pueden utilizarse para reforzar las mediciones del sensor inercial.

Para reducir el número de sensores electrónicos que miden la deformación en todas las direcciones del espacio, una variante consiste en fusionar los datos de todos los sensores con los resultados de la modelización de las deformaciones mecánicas de la "C". En efecto, en función del diseño de la "C", puede bastar con medir sólo un pequeño número de deformaciones manteniendo una precisión suficiente de la estimación.

Según una realización, la combinación de uno o varios telémetros láser permitirá medir con un alto grado de precisión, por ejemplo del orden de una micra, las desviaciones en tres dimensiones del desplazamiento del brazo "C" con respecto al mecanismo de rotación del brazo "C" en el movimiento orbital con respecto a su trayectoria teórica. Una alternativa es utilizar un sistema de escaneo láser que mida parte del perfil del brazo "C" en tiempo real.

Otra alternativa a las soluciones de medición óptica (interferómetros, telémetros láser, etc.) consiste en utilizar una combinación de sensores RFID y sensores ultrasónicos para medir las mismas distancias; estas soluciones basadas en mediciones relativas de "tiempo de vuelo" son menos precisas que las mediciones ópticas, pero también menos costosas y, por tanto, se adaptan mejor al sistema objetivo final.

Una operación de triangulación basada en las mediciones permitirá entonces medir los desplazamientos de la parte mecánica que sujeta el brazo "C" y que autoriza su rotación orbital con respecto al sistema de referencia vinculado al punto de referencia del aparato. Este movimiento combina los movimientos "adelante/atrás" y "arriba/abajo". Para esta medición adicional puede utilizarse cualquier otro sistema de seguimiento de precisión, por ejemplo, un sistema óptico, un sistema de escaneo láser 2D o 3D, etc.

Los parámetros extrínsecos, tal y como se han definido, se refieren a un marco de referencia vinculado al chasis del dispositivo y no a la mesa en la que está sentado el paciente. La transformación entre los dos sistemas de referencia puede ser realizada sin dificultad por un experto en la materia.

La invención permite calibrar el dispositivo en línea, en tiempo real, de modo que la posición de la fuente y del detector esté disponible con precisión en todo momento. Permite determinar en línea los parámetros geométricos intrínsecos y extrínsecos de un C-arm, de modo que la matriz de proyección 3D/2D puede deducirse con precisión, lo que hace posible no sólo producir construcciones tomográficas 3D de alta calidad de un paciente, sino también posicionar el C-arm con precisión durante la cirugía.

5

REIVINDICACIONES

1. - Sistema de calibración de un dispositivo médico de rayos X (D) que comprende al menos un soporte móvil (2), una fuente de radiación (3) y un detector (4), comprendiendo dicho soporte móvil (2) dos extremos (2₁, 2₂), estando la fuente de radiación (3) y el detector (4) montados en dicho al menos un soporte móvil (2) en cada extremo (2₁, 2₂),
5 estando el soporte móvil (2) unido a una base (1) a través de al menos un eje de rotación **caracterizado porque** comprende al menos los siguientes elementos:
 - Al menos un primer sensor (21c) dispuesto en las proximidades de la fuente de radiación (3) y al menos un segundo sensor (22c) dispuesto en las proximidades del detector (4), estando los dos sensores primero y segundo adaptados para estimar mediante cálculo una posición Ps de la fuente y una posición Pd del detector fusionando las medidas de dicho primer sensor y de dicho segundo sensor, un sensor de la posición angular del soporte móvil, siendo dichos sensores de medida sensores inerciales (21c, 22c, 23c) distribuidos a lo largo del soporte (2) entre la fuente de radiación (3) y el detector (4), estando los dos sensores primero y segundo fijados a cada extremo (2₁, 2₂) del soporte móvil (2) y estando el sensor de la posición angular fijado a medio camino entre los dos extremos (2₁, 2₂),
10 - Un módulo de sincronización (23) adaptado para activar de forma sincrónica las mediciones de los sensores,
- Un módulo (25) de preprocesamiento de las medidas de los sensores, comprendiendo dicho módulo de preprocesamiento una entrada (25e) que recibe un modelo de funcionamiento M del dispositivo y un algoritmo de fusión de datos (27) que tiene en cuenta al menos las medidas de los sensores y el modelo M para estimar un valor de posición preciso para la fuente Ps y para el detector Pd, estando el algoritmo de fusión de datos (27) configurado para calibrar dicho dispositivo D en línea, en tiempo real, sin requerir calibraciones fuera de línea a priori.
15
2. - Sistema según la reivindicación 1, **caracterizado porque** el soporte móvil (2) es un brazo y **porque** comprende un codificador (20) adaptado para medir una posición angular Pa del movimiento del brazo.
3. - Sistema según la reivindicación 1, **caracterizado porque** el soporte móvil (2) es un brazo y **porque** comprende N codificadores (20), siendo N mayor o igual a 1, siendo el número N igual al número de grados de libertad del sistema.
25
4. - Sistema según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** el algoritmo de fusión de datos es un algoritmo de Kalman o de Kalman extendido.
5. - Sistema según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** el soporte móvil (2) es un brazo en forma de C.
6. - Procedimiento de calibración en línea de un dispositivo médico de rayos X (D) según una de las reivindicaciones 1 a 5, comprendiendo el procedimiento al menos las siguientes etapas:
30
 - Registrar simultáneamente las medidas efectuadas por al menos un primer sensor inercial próximo a la fuente de radiación, un segundo sensor inercial próximo al detector y un sensor inercial adaptado para medir la posición angular del soporte móvil, estando dichos sensores distribuidos a lo largo del soporte (2) entre la fuente de radiación (3) y el detector (4), estando los dos sensores primero y segundo situados en cada extremo (2₁, 2₂) del soporte móvil (2) y el sensor de posición angular (23c) a medio camino entre los dos extremos (2₁, 2₂),
35 - Transmitir estas mediciones y un modelo de funcionamiento M del dispositivo D a un módulo configurado para fusionar los datos de las mediciones sincrónicas de dicho primer sensor y dicho segundo sensor con el fin de estimar en línea, en tiempo real, un valor de posición Pd para el detector y Ps la fuente y un error de medición, sin requerir calibraciones fuera de línea a priori.
40
7. - Procedimiento según la reivindicación 6, **caracterizado porque** se utiliza un filtro de Kalman o de Kalman extendido para fusionar el conjunto de datos.
8. - Procedimiento según una de las reivindicaciones 6 ó 7, **caracterizado porque** se utilizan sensores inerciales para realizar las mediciones.
9. - Procedimiento según una de las reivindicaciones 6 ó 7, **caracterizado porque** las medidas dadas por los sensores próximos a la fuente y al extremo se fusionan con la medida de N codificadores (20), siendo N mayor o igual a 1, siendo el número N igual al número de grados de libertad del sistema.
45
10. - Procedimiento según una de las reivindicaciones 6 a 9, **caracterizado porque** se utiliza un sensor optoelectrónico para medir adicionalmente las deformaciones mecánicas del soporte móvil.
11. - Procedimiento según la reivindicación 6, **caracterizado porque** se utilizan una o más rejillas de Bragg o interferómetros para determinar una deformación del soporte móvil.
50
12. - Procedimiento según una de las reivindicaciones 6 a 9, **caracterizado porque** se utiliza para medir la deformación mecánica del soporte móvil (2) un dispositivo seleccionado de la siguiente lista: uno o más interferómetros y telémetros láser, uno o más sensores RFID/Ultrasonico.

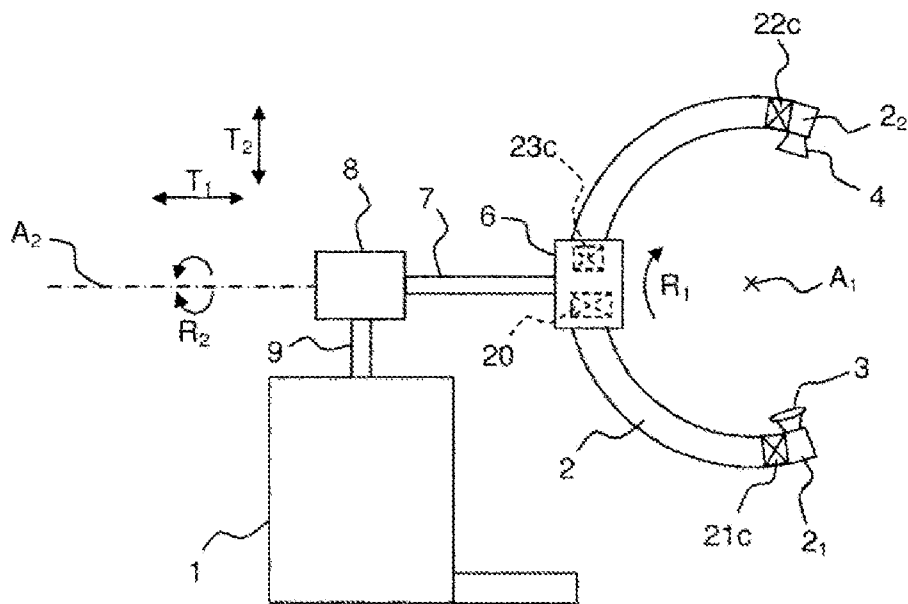


FIG.1

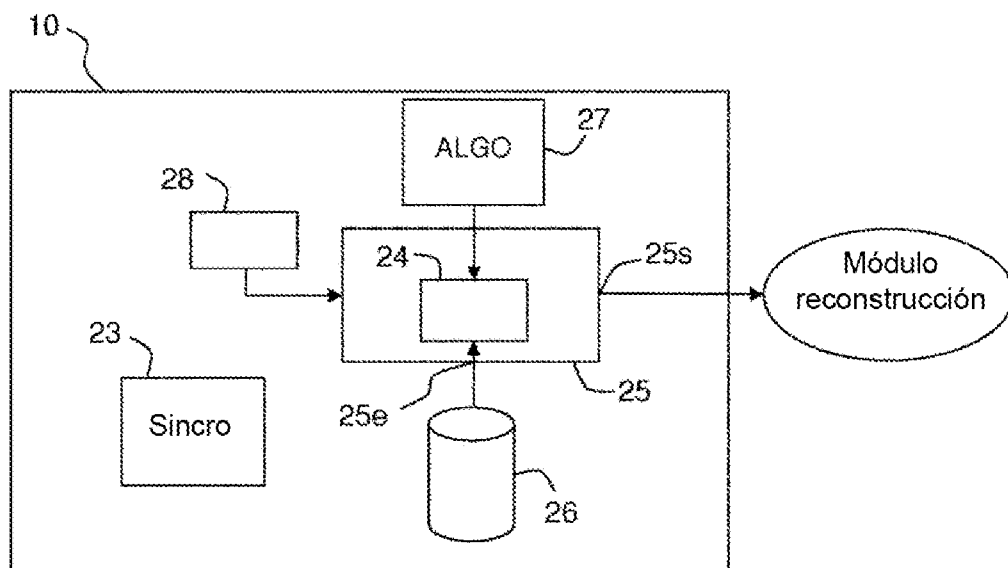


FIG.2

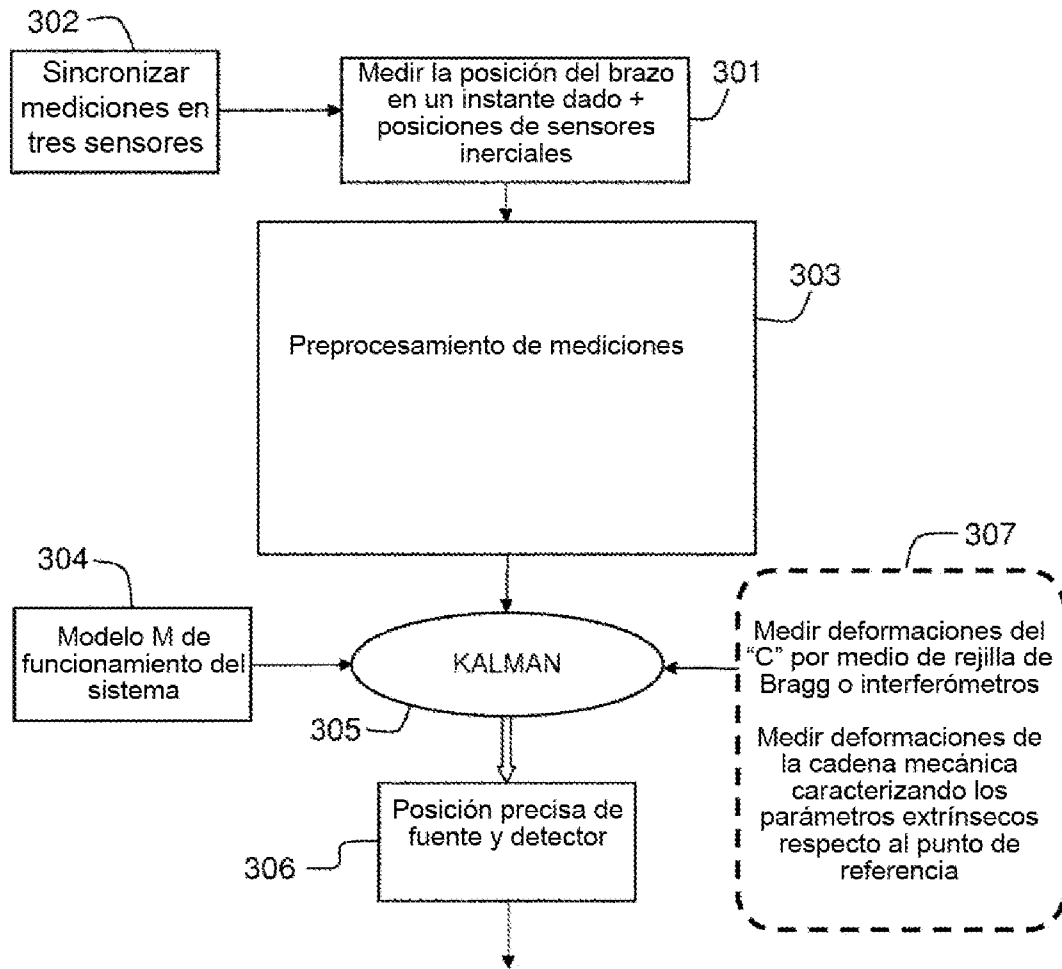


FIG.3