

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 588 257**

21 Número de solicitud: 201530432

51 Int. Cl.:

G06T 7/00 (2006.01)

G06T 1/00 (2006.01)

A61B 6/00 (2006.01)

H05G 1/00 (2006.01)

12

SOLICITUD DE PATENTE

A1

22 Fecha de presentación:

31.03.2015

43 Fecha de publicación de la solicitud:

31.10.2016

56 Se remite a la solicitud internacional:

PCT/ES2016/070216

71 Solicitantes:

**CONSEJO SUPERIOR DE INVESTIGACIONES
CIENTÍFICAS (CSIC) (40.0%)
C/ Serrano, 117
28006 Madrid ES;
UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA
(30.0%) y
UNIVERSITAT DE VALENCIA (30.0%)**

72 Inventor/es:

**ALBIOL COLOMER, Francisco Javier;
CORBI BELLOT, Alberto;
BELLOT ROMERO, Celso y
ALBIOL COLOMER, Alberto**

74 Agente/Representante:

PONS ARIÑO, Ángel

54 Título: **DISPOSITIVO PARA EXTRAER INFORMACIÓN TRIDIMENSIONAL DE IMÁGENES RADIOGRÁFICAS DE UN OBJETO; PROCEDIMIENTO DE CALIBRACIÓN DE DICHO DISPOSITIVO; Y PROCEDIMIENTO PARA GENERAR DICHAS IMÁGENES RADIOGRÁFICAS**

57 Resumen:

Dispositivo para extraer información tridimensional de imágenes radiográficas de un objeto; procedimiento de calibración de dicho dispositivo; y procedimiento para generar dichas imágenes radiográficas. El dispositivo comprende: emisor de rayos X (2); captador de rayos X (3); captador de contorno (6), para representar puntos del contorno de un objeto, mediante radiación emitida o reflejada por el objeto; marco de calibración (10) con marcadores de rayos X (8), y marcadores de contorno (7). Los procedimientos se basan en tomar imágenes de contorno y de rayos X del marco de calibración (10) primero sin y luego con un objeto de estudio (1), teniendo en cuenta la información proporcionada por los marcadores (7, 8, 9), y el hecho de que el captador de contorno (6) está dispuesto en relación al emisor de rayos X (2) de la misma manera en todas las imágenes tomadas.

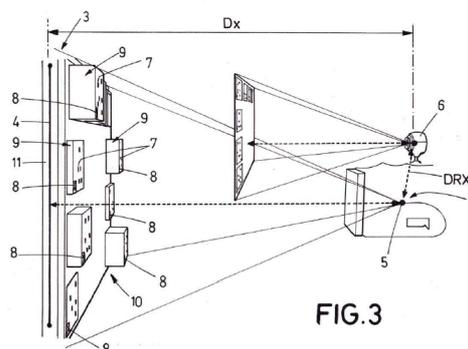


FIG. 3

**DISPOSITIVO PARA EXTRAER INFORMACIÓN TRIDIMENSIONAL DE IMÁGENES
RADIOGRÁFICAS DE UN OBJETO; PROCEDIMIENTO DE CALIBRACIÓN DE DICHO
DISPOSITIVO; Y PROCEDIMIENTO PARA GENERAR DICHAS IMÁGENES
RADIOGRÁFICAS**

5

DESCRIPCIÓN

OBJETO DE LA INVENCION

10 La presente invención se puede incluir dentro del campo tecnológico de los dispositivos de aplicación médica. De manera más particular, el objeto de la presente invención se refiere, de acuerdo con un primer aspecto de la invención a un dispositivo para extraer información 3D de imágenes radiográficas. De acuerdo con un segundo aspecto, la invención se refiere a un procedimiento para calibrar dicho dispositivo. De acuerdo con un tercer objeto, la invención describe un procedimiento para generar dichas imágenes radiográficas.

15

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

La toma de imágenes radiográficas de un objeto de estudio, ya sea un paciente o un objeto, desde diferentes ángulos, posiciones y/o distancias ("poses", término muy usado en este campo tecnológico), ha adquirido especial relevancia en campos como la medicina, la vigilancia y la producción industrial. En particular resulta de gran utilidad identificar en una imagen radiográfica información correspondiente a la localización de puntos de interés presentes en otra imagen radiológica del mismo objeto de estudio, pero generada desde una localización y/u orientación (pose) distinta.

20

25

Este objetivo de obtener varias imágenes radiográficas del objeto de estudio en posiciones distintas para obtener información ampliada se viene llevando a cabo empleando típicamente la tomografía computarizada (CT, de las siglas en inglés de "computed tomography). Sin embargo, de cara a las aplicaciones industriales o médicas en las que está técnica se aplica mayormente, como puede ser el análisis preliminar del objeto de estudio, donde para un funcionamiento eficiente se requieren equipos modestos y, a su vez, relativamente veloces, la tecnología CT resulta ser una técnica particularmente cara y compleja. Adicionalmente, el empleo de

30

instrumental CT requiere adoptar una serie de principios internacionales referentes a seguridad y de los criterios de protección radiológica ALARA.

5 Existe una alternativa, empleando sistemas puramente radiográficos, de coste más reducido y mayor disponibilidad, que no está sin embargo exenta de la dificultad inicial que tiene que ver con que la imagen que produce es plana y para la reconstrucción tridimensional no se conoce con suficiente precisión la ubicación relativa de la fuente de rayos X respecto de la placa que actúa como captador de rayos X o del objeto de estudio. Expresado en otras palabras, no se conoce la pose del sistema. Adicionalmente es complicado, a partir del registro de varias
10 imágenes radiográficas, obtener información tridimensional de zonas de interés simultáneamente presentes en distintas tomas desde distintas distancias y orientaciones. En particular, cuando el objeto de estudio es un paciente, existe una mayor exigencia dado el interés clínico subyacente.

15 **DESCRIPCIÓN DE LA INVENCIÓN**

La presente invención proporciona una solución alternativa más asequible, en cuanto a coste y a disponibilidad de equipos, que las soluciones contempladas por el estado de la técnica actual, al problema de extraer información tridimensional de imágenes radiográficas.

20 La invención describe, en un primer aspecto, un dispositivo para extraer información tridimensional de imágenes radiográficas de un objeto. De acuerdo con un segundo aspecto de la invención, se describe un procedimiento de calibración del mencionado dispositivo. De acuerdo con un tercer aspecto, la invención se refiere a un procedimiento para generar las
25 mencionadas imágenes radiográficas.

El dispositivo comprende los siguientes elementos: una cámara de rayos X, un captador de contorno, y un marco de calibración, según se explica seguidamente.

30 - La cámara de rayos X está compuesta por un emisor de rayos X y un receptor de rayos X, con los que se generan y toman imágenes radiográficas de un objeto de estudio y, tal como se explicará seguidamente, en determinadas circunstancias el objeto de estudio radioografiado puede ser el marco de calibración. En otras circunstancias, el objeto de estudio puede ser otro

elemento que se desea someter a examen. El objeto de estudio puede ser también un paciente o un producto industrial que se desea diagnosticar y/o inspeccionar.

5 - El captador de contorno es un dispositivo destinado a tomar información de contorno de la escena y objetos ayudando a identificar una pluralidad de puntos del contorno del objeto de estudio y/o del marco de calibración y/o la escena. Esta detección puede tener que ver con la captación de radiación directamente presente (y emitida) desde la escena (objeto de estudio incluido). El proceso de detección del contorno también puede estar basado en la captación de radiación reflejada por el objeto de estudio (y la escena, si cabe) al ser previamente irradiado(s)
10 desde el detector de contorno. Cámaras convencionales, cámaras de profundidad, o cámaras multiespectrales, cumplirían esta función.

- El marco de calibración está fijado al captador de rayos X. Comprende una pluralidad de marcadores, también denominados fiduciales. Por un lado, los marcadores comprenden
15 marcadores para rayos X, que son identificables, manual o computacionalmente, en imágenes radiográficas; y marcadores para contorno, que son identificables, también manual o computacionalmente, frente a la radiación en la que está basado el funcionamiento del captador de contorno.

20 El término "escena" representa el "conjunto de circunstancias espaciales y temporales en que tiene lugar una adquisición de imágenes". En el presente documento se traduce como la disposición relativa conjunta del emisor de rayos X, el receptor de rayos X, el captador de contorno y el marco de calibración. Asimismo, el término "pose", que ya se ha identificado anteriormente, se identifica con la "postura o posición que adopta una persona que va ser
25 fotografiada, retratada o pintada por otra". En el contexto del presente documento se concretiza en la posición relativa entre dos elementos particulares considerados, como por ejemplo, el objeto de estudio respecto del emisor de rayos X, o el captador de contorno respecto del emisor de rayos X.

30 En el estado de la técnica referido en un apartado anterior, existen limitaciones inherentes a la información que, de forma autónoma, puede obtenerse del dispositivo de rayos X. Estas limitaciones tienen que ver con la imposibilidad de tomar información del contorno de la escena, tales como las posiciones relativas de la propia cámara (emisor de rayos X + receptor de rayos

X) en el sistema de coordenadas de la ubicación del dispositivo (generalmente la clínica) así como la orientación o información del propio objeto de estudio. La presente invención obtiene dichos datos, y los integra para obtener información tridimensional de índole radiográfica.

5 La invención permite adicionalmente a un profesional, tanto en el examen de pacientes como en el de objetos en entornos industriales, la obtención de factores de escala directamente sobre imágenes radiográficas, que permiten una comparación fidedigna directa de las dimensiones que aparecen en dichas imágenes radiográficas, sin necesidad de emplear marcadores para rayos X externos a modo de referencias de escala. De igual manera, se elimina la necesidad de
10 definir un marco de calibración específico para cada escena o cada pose, durante un período de tiempo en que el dispositivo de la invención permanece calibrado.

Por otra parte, de acuerdo con un segundo aspecto de la presente invención, se presenta un procedimiento de calibración del dispositivo antes mencionado. El procedimiento de calibración
15 presenta dos etapas.

En una primera etapa del procedimiento de calibración, se toman imágenes denominadas primeras imágenes, del marco de calibración, preferentemente sin presencia del objeto de estudio. Estas primeras imágenes comprenden una primera imagen de contorno, empleando el
20 captador de contorno, y una primera imagen de rayos X, empleando la cámara de rayos X. La posición del marco de calibración respecto del emisor de rayos X y del captador de contorno es idéntica en las dos primeras imágenes. Igualmente, la posición del captador de contorno respecto del emisor de rayos X es también idéntica en ambas primeras imágenes.

25 En una segunda etapa del procedimiento de calibración, a partir de la primera imagen radiográfica y de los marcadores para rayos X, se determina una matriz denominada matriz de proyección de cámara (P_x), que se corresponde con una transformación que relaciona, respecto del sistema de referencia solidario al captador de rayos X, las coordenadas 2D de los puntos de la primera imagen radiográfica con las coordenadas 3D de los puntos en el espacio. A partir de
30 P_x , empleando técnicas conocidas, se determinan tanto la posición relativa entre el captador de contorno y el emisor de rayos X, así como los parámetros intrínsecos de la cámara de rayos X, que se recogen en una matriz K_x . Análogamente, a partir de la primera imagen de contorno, se determina la posición relativa D_x entre el captador de contorno y el captador de rayos X,

haciendo uso de los marcadores para contorno.

Finalmente, de acuerdo con un tercer objeto de la presente invención, se presenta un procedimiento para generar imágenes radiográficas que incorporan información tridimensional.

5 En un primer paso del procedimiento, se toman del objeto de estudio conjuntamente con el marco de calibración, al menos dos sesiones, donde cada sesión comprende dos segundas imágenes: una segunda imagen de contorno, tomada empleando el captador de contorno, y una correspondiente segunda imagen radiográfica, tomada empleando el emisor de rayos X. En cada una de las sesiones, el objeto de estudio ha variado su posición y/o su orientación con
10 respecto al captador de contorno y/o al emisor de rayos X y/o al captador de rayos X, aunque dicha posición/orientación es la misma para las dos segundas imágenes de una misma sesión, por ejemplo, aunque no necesariamente, por medio de una adquisición simultánea de ambas segundas imágenes. Asimismo, en todas las sesiones, el captador de contorno permanece fijo en relación al emisor de rayos X.

15

Por tanto, el emisor de rayos X puede estar orientado, en las diferentes sesiones, de acuerdo con transformaciones lineales T_i compuestas de una rotación R_i y una traslación t_i entre unas sesiones y otras. En todas las segundas imágenes, la posición del captador de contorno permanece invariante respecto del emisor de rayos X. Para la toma de las segundas imágenes,
20 solo son necesarios los marcadores para contorno.

20

En un segundo paso del procedimiento, se determinan las correspondientes rotaciones R_i y traslaciones t_i antes referidas, empleando los marcadores para contorno en las segundas imágenes de contorno y en las segundas imágenes radiográficas, y teniendo en cuenta que el
25 captador de contorno se ha desplazado de manera solidaria respecto del emisor de rayos X.

25

En un tercer paso del procedimiento, se determina la matriz de transformación afín de cada una de las sesiones, a partir de K_x y de la rotación R_i y traslación t_i recién calculadas. La información de la matriz P_i se emplea posteriormente para determinar la proyección, en una segunda
30 imagen radiográfica i , de un punto de otra segunda imagen radiográfica k .

30

DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Para complementar la descripción que se está realizando y con objeto de ayudar a una mejor comprensión de las características de la invención, de acuerdo con un ejemplo preferente de
5 realización práctica de la misma, se acompaña como parte integrante de dicha descripción, un juego de dibujos en donde con carácter ilustrativo y no limitativo, se ha representado lo siguiente:

Figuras 1 y 2.- Muestran correspondientes vistas esquemáticas en planta (figura 1) y frontal
10 (figura 2) del dispositivo de la invención.

Figura 3.- Muestra una imagen esquemática de la ordenación de los elementos representados en la figura 1, y las propiedades ópticas de la cámara de rayos X y del captador de contorno.

Figura 4.- Muestra una relación entre el marco de calibración (izquierda) y una primera imagen
15 radiográfica (derecha) de dicho marco de calibración, donde se muestra la representación en la primera imagen radiográfica de los marcadores para rayos X del marco de calibración.

Figura 5.- Muestra dos poses distintas del emisor de rayos X y del captador de contorno
20 respecto del marco de calibración, para la toma de dos sesiones de segundas imágenes, donde el objeto de estudio no se ha representado.

Figura 6.- Muestra dos segundas imágenes radiográficas correspondientes a diferentes poses,
25 donde en una de ellas (izquierda) se aprecian puntos de interés del objeto de estudio, y en otra de ellas (derecha), se muestran las epipolares correspondientes a los puntos de interés.

REALIZACIÓN PREFERENTE DE LA INVENCION

Seguidamente se proporciona, con ayuda de las figuras adjuntas 1-6 anteriormente
30 referidas, una descripción detallada de un ejemplo de realización preferente de la presente invención.

La invención describe, de acuerdo con un primer aspecto, un dispositivo para extraer

información tridimensional de imágenes radiográficas de un objeto. De acuerdo con un segundo aspecto de la invención, se describe un procedimiento de calibración del mencionado dispositivo. De acuerdo con un tercer aspecto, la invención se refiere a un procedimiento para generar las mencionadas imágenes radiográficas.

5

Según se muestra en las figuras 1 a 3, el dispositivo de la invención comprende una cámara de rayos X (también denominada escáner de rayos X), para tomar imágenes radiográficas de un objeto de estudio (1). La cámara de rayos X está formada por un emisor de rayos X (2) y un captador de rayos X (3), también denominado placa, que define un plano de proyección de rayos X (4), por ejemplo una película, que puede ser sometida posteriormente a algún tipo de tratamiento informatizado, como por ejemplo: ser digitalizada, en el caso de Radiografía Computerizada (CR); o almacenada en memoria *in situ*, en el caso de Radiografía Directa (DR), o directamente escaneada de una placa radiográfica ("imaging plate" IP). Las características ópticas de la cámara de rayos X dependen de la ubicación relativa (pose) entre el emisor de rayos X (2) y el captador de rayos X (3) en cada imagen radiográfica, por lo que son desconocidas en cada caso.

15

En los experimentos realizados, se han empleado placas CR fijas de 35x43 cm con una resolución máxima de 100 μm y lectores de placas FireCR™. Se ha verificado que las sucesivas colocaciones y extracciones de las placas no afectan los resultados obtenidos. En particular, se ha verificado que las transformaciones afines 2D entre dos radiografías tomadas desde la misma posición y con la misma placa permanecen la mayor parte de las veces en una tolerancia por debajo de 1 px y del 0,5 % de grado. Es decir, se puede asumir que las placas y el mecanismo de lectura de placas se comportan a efectos prácticos como un equipo radiológico fijo. Esta verificación se ha llevado a cabo empleando Insight Toolkit de Kitware entre pares correspondientes aleatorios de radiografías.

20

25

Se ha modelado el emisor de rayos X (2) como una cámara estenopeica (también referida, de acuerdo con su denominación en inglés, como cámara "pinhole"), donde el diafragma (5) del emisor de rayos X (2) representa a la vez el ánodo y el centro óptico. Al no haber involucradas lentes, se pueden ignorar, sin pérdida de generalidad, los efectos asociados a aberraciones esféricas, distorsiones radiales y la oblicuidad.

30

El dispositivo incorpora adicionalmente un captador de contorno (6), entendiéndose como tal un dispositivo destinado a identificar una pluralidad de puntos del contorno del objeto de estudio (1). El captador de contorno (6) está preferentemente configurado para captar radiación emitida y/o radiación reflejada por el objeto de estudio (1). El captador de contorno (6) puede ser, a modo de ejemplo, una cámara de luz visible, una cámara de infrarrojos, etc. De manera más preferente, la radiación es radiación visible, de manera que el captador de contorno (6) es preferentemente una cámara de luz visible, como puede ser una cámara de vídeo RGB, una cámara de profundidad, una combinación de ambas, etc. En el ejemplo representado en las figuras, el captador de contorno (6) es una cámara de vídeo RGB. Las características ópticas del captador de contorno (6) se consideran conocidas. Puede ser necesaria una determinación de dichas características ópticas del captador de contorno (6), pero dicha tarea es una tarea conocida en el campo de la técnica al que pertenece la invención y no se considera parte esencial de la invención.

El dispositivo de la invención incorpora adicionalmente una pluralidad de marcadores (7, 8, 9), también denominados fiduciales. Los marcadores (7, 8, 9) se dividen en marcadores para contorno (7), que ofrecen contraste en las imágenes generadas por el captador de contorno (6), y marcadores para rayos X (8), que son contrastables a los rayos X, según se explicará seguidamente.

Los marcadores para contorno (7) presentan patrones de formas identificables mediante algoritmos de segmentación, así como sus dimensiones y su forma son conocidas. Se prefiere que los marcadores para contorno (7) presenten una trama de colores esencialmente binaria. La configuración de los marcadores para contorno (7), así como la posición de uno o varios puntos de los marcadores para contorno (7), son conocidas respecto de un primer sistema de coordenadas tridimensional solidario al captador de rayos X (3). Según se explicará más adelante, los marcadores para contorno (7) permiten estimar la orientación y la distancia relativas (pose) del captador de contorno (6) respecto del primer sistema de coordenadas solidario al captador de rayos X (3).

Por su parte, los marcadores para rayos X (8) están fabricados en material o materiales que produzcan contraste (generalmente por diferencias de opacidad) suficiente a los rayos X, tal que plomo, por ejemplo. La función de los marcadores para rayos X (8) es generar un símbolo

legible y bien delimitado en la proyección 2D representada en un negativo radiográfico, según se explicará más adelante en la descripción del procedimiento de la invención. Los marcadores para rayos X (8) presentan asimismo unas dimensiones y posición determinadas respecto de un segundo sistema de coordenadas solidario al captador de rayos X (3). El primer y el segundo sistema de coordenadas pueden ser el mismo, pero también es posible que sean distintos, si se conoce la transformación afín que lleva de uno a otro. Según se explicará seguidamente, los marcadores para rayos X (8) permitirán determinar la posición relativa entre el captador de contorno (6) y el emisor de rayos X (2), con respecto al segundo sistema de coordenadas.

De manera preferente, se prevé que algunos de los marcadores (7, 8) estén configurados de acuerdo con marcadores mixtos (9), cada uno de los cuales incorpora, en una unidad compacta, un marcador para contorno (7) y un marcador para rayos X (8).

El conjunto de los marcadores (7, 8, 9), ya sean marcadores para contorno (7), marcadores para rayos X (8) y/o, en su caso, marcadores mixtos (9), se denomina marco de calibración (10). De acuerdo con una realización preferente, el marco de calibración (10) está fijado al captador de rayos X (3) fuera de la zona de interés del captador de rayos X (3), es decir, en una zona en la que los marcadores (7, 8, 9) afecten lo menos posible la imagen radiográfica, por ejemplo en un componente estructural (11), tal que un chasis, del captador de rayos X (3).

El procedimiento de calibración objeto del segundo aspecto de la invención comprende los siguientes pasos:

- En primer lugar, se disponen: el emisor de rayos X (2) y el captador de rayos X (3) que constituyen la cámara de rayos X; el captador de contorno (6); y el marco de calibración (10), en una situación de partida en la que tanto el emisor de rayos X (2) como el captador de contorno (6) se encuentran preparados para funcionamiento y enfocando hacia el captador de rayos X (3).

- A continuación, se realiza un paso de calibración, que consta de dos etapas que se describen seguidamente.

De acuerdo con una primera etapa del paso de calibración, ilustrada mediante las figuras 1, 2 y

4, se toman dos primeras imágenes del marco de calibración (10), en concreto: una primera imagen radiográfica, tomada con el emisor de rayos X (2), y representada en la parte derecha de la figura 4; y una primera imagen de contorno, tomada con el captador de contorno (6). La posición relativa entre el captador de rayos X (3) y el emisor de rayos X (2) debe permanecer invariante en las dos primeras imágenes una con respecto de la otra. La misma consideración aplica para la posición relativa entre el emisor de rayos X (2) y el captador de contorno (6). No es necesario disponer el objeto de estudio (1) para tomar las primeras imágenes, puesto que este paso es un paso previo relacionado con la determinación de las ubicaciones relativas que involucran al emisor de rayos X (2), al captador de rayos X (3) y al captador de contorno (6) y que, por tanto, es ajeno al objeto de estudio (1), por lo que, de manera preferente, el objeto de estudio (1) no se representa en las primeras imágenes.

- De acuerdo con una segunda etapa del paso de calibración, efectuada a continuación de la primera etapa, a partir de la primera imagen radiográfica, y haciendo uso de los marcadores para rayos X (8), se determina una matriz denominada matriz de proyección de cámara (P_x), que se corresponde con una transformación afín que relaciona, respecto del sistema de referencia solidario al captador de rayos X (3), las coordenadas 2D de los puntos de la primera imagen radiográfica con las coordenadas 3D de los puntos en el espacio y, a partir de P_x , empleando técnicas conocidas, se determinan tanto la posición relativa entre el captador de contorno (6) y el emisor de rayos X (2), así como los parámetros intrínsecos de la cámara de rayos X, que se recogen en una matriz K_x . Análogamente, a partir de la primera imagen de contorno, se determina la posición relativa D_x entre el captador de contorno (6) y el captador de rayos X (3), haciendo uso de los marcadores para contorno (7).

Con la primera etapa y la segunda etapa, anteriormente descritas, del paso de calibración, se han obtenido todos los datos necesarios para caracterizar el comportamiento de la cámara de rayos X y del captador de contorno (6).

Una vez llevado a cabo el paso de calibración, el dispositivo descrito está preparado para generar imágenes radiográficas de las que se puede extraer información tridimensional, según se explica a continuación.

Para llevar a cabo la mencionada generación, se parte de un dispositivo como el anteriormente

descrito, que ha sido previamente calibrado, o que al menos está calibrado, de modo que son conocidos tanto K_x como D_x . De acuerdo con un ejemplo preferente, para obtener K_x y D_x se ha aplicado el método de calibración anteriormente descrito.

5 Seguidamente, se toman, del objeto de estudio (1) conjuntamente con el marco de calibración (10), al menos dos sesiones, donde cada sesión comprende dos segundas imágenes: una segunda imagen de contorno, tomada empleando el captador de contorno (6), y una correspondiente segunda imagen radiográfica, tomada empleando el emisor de rayos X (2). En cada una de las sesiones, el objeto de estudio (1) ha variado su posición y/o su orientación con
10 respecto al captador de contorno (6) y/o al emisor de rayos X (2) y/o al captador de rayos X (3), aunque dicha posición/orientación es la misma para las dos segundas imágenes de una misma sesión. Asimismo, en todas las sesiones, el captador de contorno (6) permanece fijo en relación al emisor de rayos X (2), de acuerdo con una posición relativa designada como DRX. En la figura 5 se muestran dos posiciones, respecto de las cuales se toman las segundas imágenes.

15 El objeto de estudio (1) puede desplazarse, manteniéndose estáticos el emisor de rayos X (2) y/o el captador de rayos X (3) y/o el captador de contorno (6). Alternativamente, se pueden desplazar estos dejando estático el objeto de estudio (1). También pueden desplazarse tanto el objeto de estudio (1) como el emisor de rayos X (2) y los dos captadores (3, 6). Cualquiera de
20 las tres situaciones descritas es posible sin pérdida de generalidad, estando la complejidad computacional requerida al alcance del experto en la materia.

Lo anterior implica que el emisor de rayos X (2) puede estar orientado, respecto de sí mismo, de acuerdo con transformaciones lineales T_i compuestas de una rotación R_i y una traslación t_i
25 entre unas sesiones y otras. En todas las imágenes de orientación, la posición del captador de contorno (6) permanece invariante respecto del emisor de rayos X (2).

Para la toma de las segundas imágenes, solo son necesarios los marcadores para contorno (7), de tal manera que, preferentemente, los marcadores para rayos X (8) que, en su caso, no
30 formen parte de marcadores mixtos (9), pueden ser retirados, para evitar efectos indeseables, como pueden ser: una excesiva dispersión de radiación; artefactos en las imágenes; y una consiguiente lectura de las imágenes más dificultosa.

Debido a que, tanto para la toma de las primeras imágenes como para la toma de las segundas imágenes, se requiere que el captador de contorno (6) y el emisor de rayos X (2) tengan la misma posición y orientación relativas, se prefiere que el captador de contorno (6) y el emisor de rayos X (2) se encuentren físicamente vinculados de manera solidaria.

5

- A continuación, se determinan las correspondientes rotaciones R_i y traslaciones t_i antes referidas. Para ello, primero se determinan las coordenadas bidimensionales de los marcadores para visible (7) en las segundas imágenes de contorno, y se relacionan con las coordenadas tridimensionales de los marcadores para visible (7), que son conocidas. A partir de ahí, se pueden calcular las rotaciones R_i y las traslaciones t_i referidas al captador de contorno (6). Puesto que el captador de contorno (6) se ha desplazado, para todas las imágenes, de manera solidaria respecto del emisor de rayos X (2), dichas rotaciones R_i y traslaciones t_i se corresponden con las rotaciones R_i y las traslaciones t_i , anteriormente definidas.

10

15

- A continuación, se determina, para cada una de las sesiones, una correspondiente matriz de proyección (P_i) asociada, de acuerdo con la siguiente expresión:

$$P_i = K_x * [R_i | t_i]$$

20

donde K_x es una matriz anteriormente definida en el paso de calibración, y que incorpora las características ópticas del emisor de rayos X (2).

25

- Una vez determinada la matriz P_i correspondiente a cada segunda imagen radiográfica i asociada a cada sesión, dichas matrices P_i se pueden combinar para añadir, a una determinada imagen radiográfica i , información respecto de una tercera dimensión no representada en la imagen radiográfica k . Seguidamente, se explica un ejemplo de aplicación que ilustra una correspondiente aplicación de lo que se acaba de mencionar.

30

De acuerdo con un primer ejemplo, se determinan, en una segunda imagen radiográfica i , las coordenadas bidimensionales de un punto de interés (13) de dicha imagen radiográfica i . Seguidamente, empleando un tratamiento informático, se determinan el rayo definido por el punto de interés de la imagen i y el centro óptico del emisor de rayos X (2) que, tal como se ha indicado anteriormente, coincide con el diafragma (5), donde el rayo se corresponde con una

línea epipolar (12) asociada al punto de interés (13) en la segunda imagen radiográfica i . A continuación, empleando el tratamiento informático referido, y una matriz P_k , correspondiente a una segunda imagen radiográfica k tomada con otra orientación distinta, se representa, en la segunda imagen radiográfica k , la línea epipolar (12) correspondiente al punto de interés (13) de la imagen i , donde dicha representación puede estar informáticamente limitada, si se desea, a la zona que tiene sentido físico (la que está comprendida en el objeto de estudio). De esta manera, se consigue, en una segunda imagen radiográfica bidimensional k , identificar la proyección de la línea epipolar (12) correspondiente al punto de interés (13) de la segunda imagen radiográfica i , que no se apreciaba en dicha segunda imagen radiográfica i .

10

REIVINDICACIONES

1.- Dispositivo para extraer información tridimensional de imágenes radiográficas de un objeto, caracterizado por que comprende:

- 5 - una cámara de rayos X, que está compuesta por un emisor de rayos X (2) y un captador de rayos X (3), para obtener imágenes radiográficas de un objeto;
- un captador de contorno (6), para captar imágenes de contorno en las que se muestran puntos de contorno del objeto, a partir de radiación emitida o reflejada por el objeto; y
- 10 - un marco de calibración (10), fijado al captador de rayos X (3), y que comprende una pluralidad de marcadores para contorno (7), contrastables frente a la radiación en la que está basado el funcionamiento del captador de contorno (6);
- donde el objeto se selecciona entre un objeto de estudio (1) y el marco de calibración (10).

2.- Dispositivo para extraer información tridimensional de imágenes radiográficas de un objeto, de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizado por que el marco de calibración (10) adicionalmente comprende una pluralidad de marcadores para rayos X (8), contrastables frente a rayos X.

3.- Dispositivo para extraer información tridimensional de imágenes radiográficas de un objeto, de acuerdo con la reivindicación 2, caracterizado por que al menos uno de los marcadores (7, 8, 9) es un marcador mixto (9), que incorpora en una unidad compacta un marcador para contorno (7) y un marcador para rayos X (8).

4.- Dispositivo para extraer información tridimensional de imágenes radiográficas de un objeto, de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1-3, caracterizado por que el marco de calibración (10) está fijado a un componente estructural (11) del captador de rayos X (3), fuera de una zona de interés de dicho captador de rayos X (3).

5.- Procedimiento de calibración del dispositivo descrito en una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que comprende:

- 30 - tomar, del marco de calibración (10), una primera imagen de contorno, empleando el captador de contorno (6), y una primera imagen de rayos X, empleando la cámara de rayos X, donde la posición del marco de calibración (10) respecto del emisor de rayos X (2) y del captador de

contorno (6) es idéntica en las dos primeras imágenes, así como la posición del captador de rayos X (3) respecto del emisor de rayos X (2) es también idéntica en ambas primeras imágenes;

- a partir de la primera imagen radiográfica y de los marcadores para rayos X (8), determinar una matriz de proyección de cámara (P_x), que se corresponde con una transformación afín que relaciona, respecto de un sistema de referencia solidario al captador de rayos X, las coordenadas 2D de los puntos de la primera imagen radiográfica con las coordenadas 3D de los puntos en el espacio;

- a partir de P_x , determinar tanto la posición relativa entre el captador de contorno (6) y el emisor de rayos X (2), así como los parámetros intrínsecos de la cámara de rayos X, que se recogen en una matriz K_x ; y

- a partir de la primera imagen de contorno, determinar un vector D_x representativo de la posición relativa entre el captador de contorno (6) y el captador de rayos X (3), haciendo uso de los marcadores para contorno (7).

6.- Procedimiento de calibración de acuerdo con la reivindicación 5, caracterizado por que el objeto de estudio (1) no está presente en la toma de las primeras imágenes.

7.- Procedimiento para generar imágenes radiográficas que contienen información tridimensional, caracterizado por que comprende:

- partir del dispositivo descrito en una cualquiera de las reivindicaciones 1-4, donde son conocidos tanto la matriz K_x como el vector D_x ;

- tomar, del objeto de estudio (1) conjuntamente con el marco de calibración (10), al menos dos sesiones, donde cada sesión comprende dos segundas imágenes: una segunda imagen de contorno, tomada empleando el captador de contorno (6), y una correspondiente segunda imagen radiográfica, tomada empleando el emisor de rayos X (2), donde, en cada una de las sesiones, el objeto de estudio (1) ha variado su posición y/o su orientación con respecto al captador de contorno (6) y/o al emisor de rayos X (2) y/o al captador de rayos X (3), siendo dicha posición/orientación la misma para las dos segundas imágenes de una misma sesión, así como la posición relativa entre el captador de contorno (6) y el emisor de rayos X (2) es la misma en todas las segundas imágenes, de modo que el emisor de rayos X (2) está orientado, de acuerdo con transformaciones lineales T_i compuestas de una rotación R_i y una traslación t_i entre unas sesiones y otras;

- determinar las correspondientes rotaciones R_i y traslaciones t_i antes referidas, empleando los marcadores para contorno (7) en las segundas imágenes de contorno y en las segundas imágenes radiográficas, y teniendo en cuenta que el captador de contorno (6) se ha desplazado de manera solidaria respecto del emisor de rayos X (2);

5 - determinar una matriz de transformación afín P_i de cada una de las sesiones, a partir de K_x y de las correspondientes rotación R_i y traslación t_i recién calculadas;

- determinar la proyección, en una segunda imagen radiográfica k , de un punto de otra segunda imagen radiográfica i , a partir de la información de la matriz P_i .

10 8.- Procedimiento para generar imágenes radiográficas que contienen información tridimensional, de acuerdo con la reivindicación 7, caracterizado por que, para determinar K_x y D_x , se aplica el procedimiento de calibración descrito en cualquiera de las reivindicaciones 5-6.

15 9.- Procedimiento para generar imágenes radiográficas que contienen información tridimensional, de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 7 y 8, caracterizado por que el paso de determinar la proyección comprende las siguientes etapas:

- determinar, en una segunda imagen radiográfica i , las coordenadas bidimensionales de un punto de interés de dicha imagen radiográfica i ;

20 - determinar el rayo definido por el punto de interés de la imagen i y el centro óptico del emisor de rayos X (2), donde el rayo se corresponde con una línea epipolar (12) asociada al punto de interés en la segunda imagen radiográfica i ; y

- representar, en la segunda imagen radiográfica k , la línea epipolar (12) correspondiente al punto de interés de la imagen i .

25

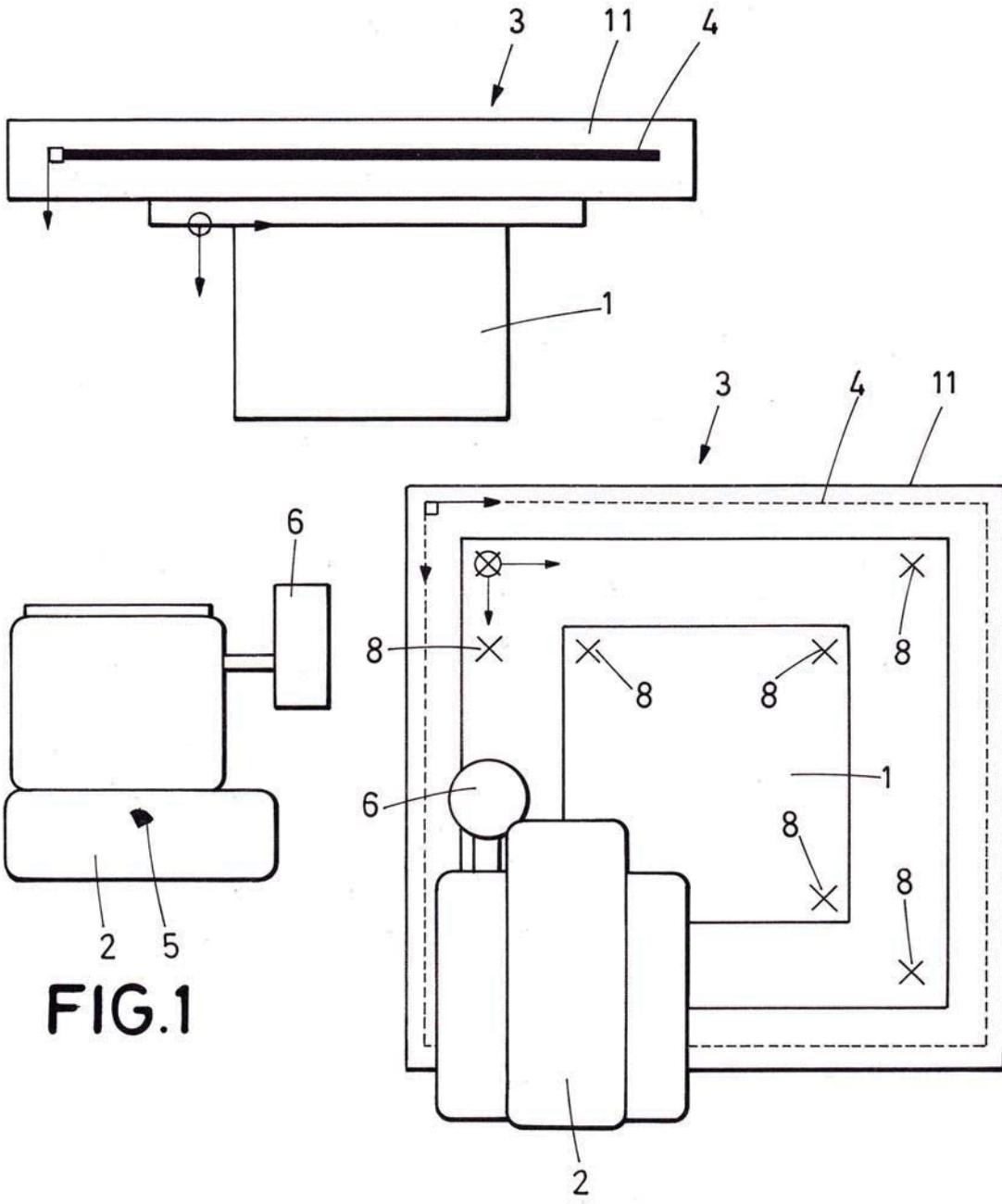
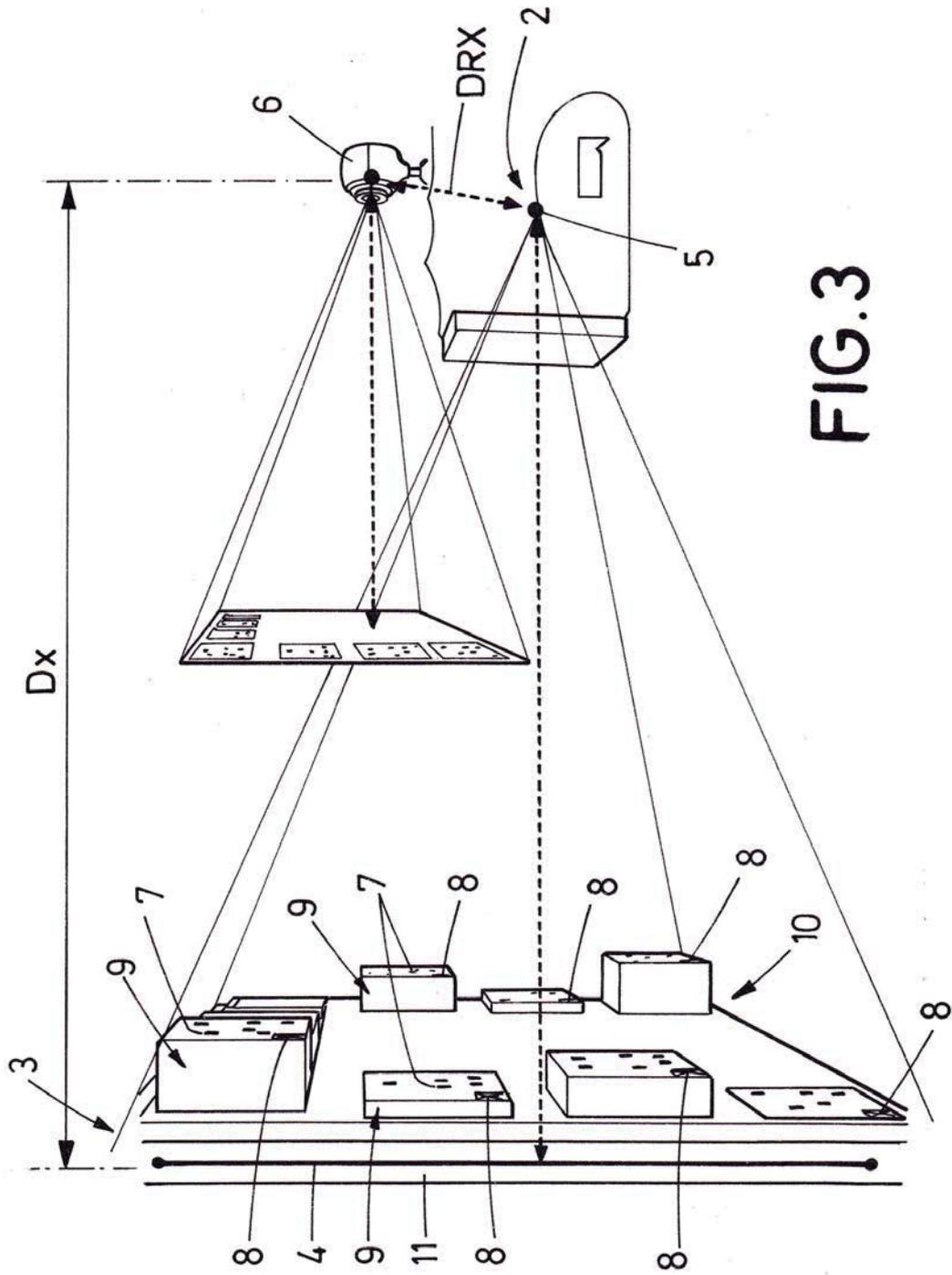


FIG.1

FIG.2



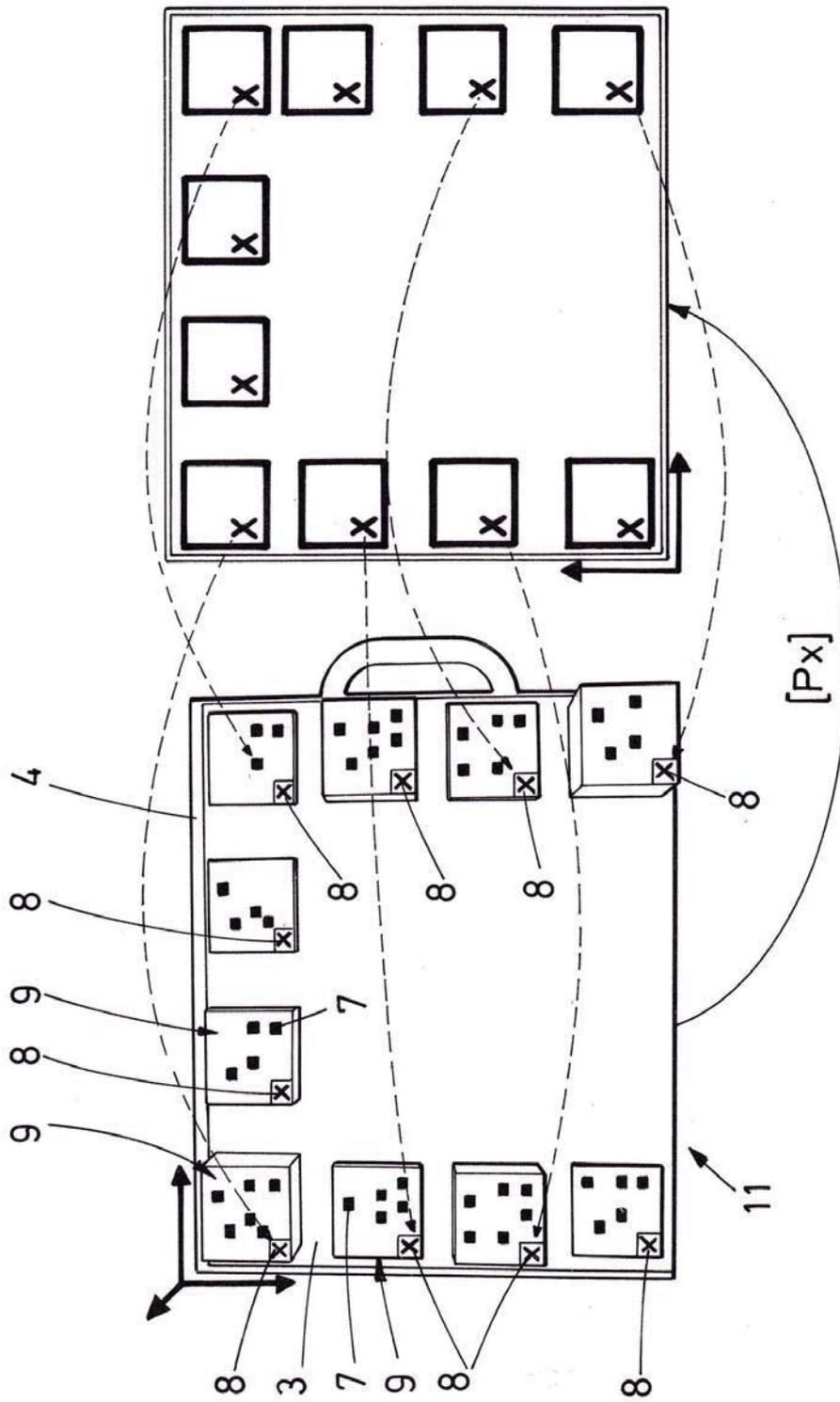


FIG.4

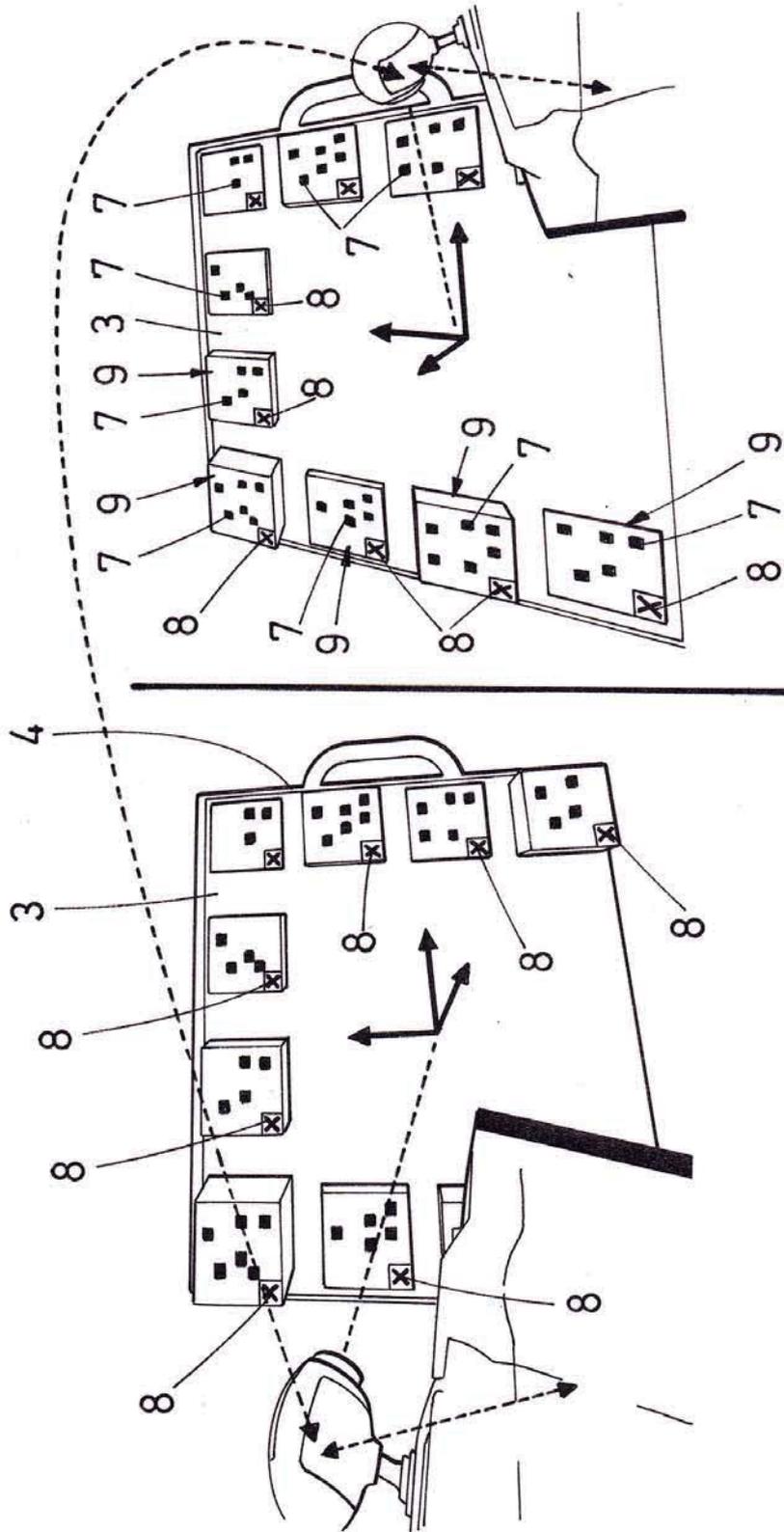


FIG.5

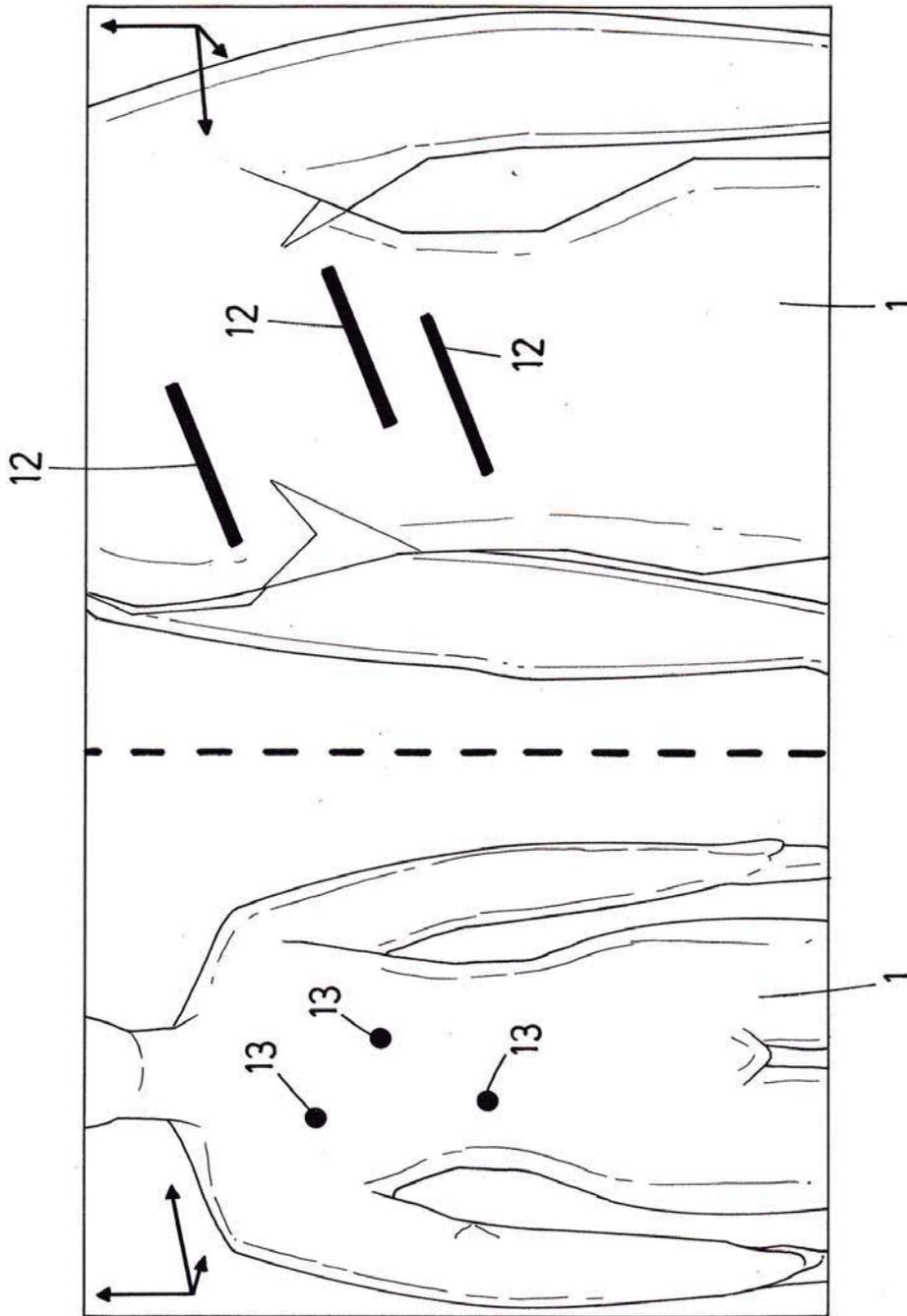


FIG.6