



(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2008 025 538.6**
(22) Anmeldetag: **28.05.2008**
(43) Offenlegungstag: **03.12.2009**
(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **17.08.2017**

(51) Int Cl.: **A61B 6/03** (2006.01)
H05G 1/70 (2006.01)
G01N 23/06 (2006.01)
A61B 90/00 (2016.01)

Innerhalb von neun Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

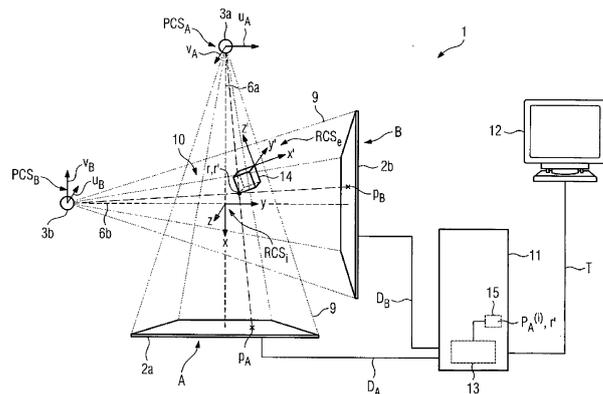
(73) Patentinhaber:
Siemens Healthcare GmbH, 91052 Erlangen, DE

(56) Ermittelter Stand der Technik:
DE 101 14 099 A1

(72) Erfinder:
Strobel, Norbert, Dr., 91336 Heroldsbach, DE

(54) Bezeichnung: **Verfahren zur Kalibrierung eines Mehrebenen-Röntgengeräts, Kalibrierungseinheit und Mehrebenen-Röntgengerät**

(57) Hauptanspruch: Verfahren zur Kalibrierung eines Mehrebenen-Röntgengeräts (1),
– bei dem bezüglich einer ersten Aufnahmeebene (A) des Geräts (1) eine Referenz-Projektionsgeometrie eingestellt wird, zu der eine ein geräteinternes Raumkoordinatensystem (RCS_i) auf ein Bildkoordinatensystem (PCS_A) der ersten Aufnahmeebene (A) abbildende interne Projektionsmatrix ($P_A^{(i)}$) vorgegeben ist,
– bei dem mittels der ersten Aufnahmeebene (A) in der Referenz-Projektionsgeometrie Bilddaten (D_A) einer Anzahl von Kalibrierungspunkten (r, r') aufgenommen werden,
– bei dem aus diesen Bilddaten (D_A) und den Koordinaten der Kalibrierungspunkte (r') bezüglich eines geräteexternen Raumkoordinatensystems (RCS_e) eine externe Projektionsmatrix ($P_A^{(e)}$) ermittelt wird, die das geräteexterne Raumkoordinatensystem (RCS_e) auf das Bildkoordinatensystem (PCS_A) der ersten Aufnahmeebene (A) abbildet,
– bei dem mittels einer zweiten Aufnahmeebene (B) des Geräts (1) Bilddaten (D_B) derselben Kalibrierungspunkte (r, r') aufgenommen werden,
– bei dem aus diesen Bilddaten (D_B) und den Koordinaten der Kalibrierungspunkte (r') bezüglich des geräteexternen Raumkoordinatensystems (RCS_e) eine externe Projektionsmatrix ($P_B^{(e)}$) ermittelt wird, die das geräteexterne Raumkoordinatensystem (RCS_e) auf das Bildkoordinatensystem (PCS_B) der zweiten Aufnahmeebene (B) abbildet, und
– bei dem anhand der internen Projektionsmatrix ($P_A^{(i)}$) und der externen Projektionsmatrix ($P_A^{(e)}$) der ersten Aufnahmeebene (A) sowie der externen Projektionsmatrix ($P_B^{(e)}$) der zweiten Aufnahmeebene (B) ein Maß ($P_B^{(i)}$) für die Position der zweiten Aufnahmeebene (B) bezüglich des geräteinternen Raumkoordinatensystems (RCS_i) oder bezüglich der ersten Aufnahmeebene (A) ermittelt wird.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren zur Kalibrierung eines Mehrebenen-Röntgengeräts. Die Erfindung bezieht sich weiterhin auf eine Kalibrierungseinheit zur Durchführung des Verfahrens sowie auf ein Mehrebenen-Röntgengerät mit einer solchen Kalibrierungseinheit.

[0002] Als Mehrebenen-Röntgengerät wird ein insbesondere für den medizinischen Einsatz vorgesehenes Röntgengerät bezeichnet, das mehrere zueinander versetzte Aufnahmeebenen aufweist. Jede Aufnahmeebene wird hierbei im Wesentlichen durch einen – insbesondere flächigen – Röntgendetektor gebildet. Zumeist ist jeder Aufnahmeebene zudem eine separate Röntgenquelle zugeordnet.

[0003] Röntgengeräte mit zwei Aufnahmeebenen – auch als Bi-Plane- oder Dual-Source-Geräte bezeichnet – werden heute insbesondere in der 3D-Bildgebung (Computertomographie, Rotationsangiographie, etc.) oder zum Zweck der operationsbegleitenden Instrumentennavigation eingesetzt. Die beiden Aufnahmeebenen solcher Geräte sind zum Teil bezüglich eines auf die jeweilige Aufnahmeebene senkrechten Zentralstrahls um einen festen Winkel versetzt zueinander angeordnet. Die beiden Aufnahmeebenen sind hierbei meist zusammen um ein gemeinsames Isozentrum drehbar. Insbesondere für die Instrumentennavigation werden andererseits Geräte mit zwei unabhängig voneinander bewegbaren Strahler-Detektor-Paaren eingesetzt. Jedes dieser Strahler-Detektor-Paare ist hierbei in der Regel an einem separaten C-Bogen aufgehängt.

[0004] Mit einem Mehrebenen-Röntgengerät können einerseits dreidimensionale Bilddatensätze, insbesondere so genannte Tomogramme, eines Untersuchungsobjekts in kürzerer Zeit erstellt werden als bei Vorhandensein lediglich einer Aufnahmeebene. Für eine dreidimensionale Lokalisierung von Objekten in dem Aufnahmebereich des Röntgengeräts, insbesondere für den Zweck der Instrumentenlokalisierung und -navigation, reicht prinzipiell auch bereits die Aufnahme eines einzelnen Röntgenbildes mittels zweier Aufnahmeebenen aus, so dass eine Drehung der Aufnahmeebenen nicht erforderlich ist.

[0005] Für eine fehlerfreie Auswertung der von einem Mehrebenen-Röntgengerät gelieferten Bilddaten und einer genauen Lokalisierung ist aber eine genaue Kenntnis der Orientierung der Aufnahmeebenen im Raum erforderlich. Diese Positionierung der Aufnahmeebenen wird in der Regel durch Kalibrierung des Mehrebenen-Röntgengeräts bestimmt. Ein solches Kalibrierungsverfahren ist beispielsweise aus DE 101 14 099 A1 bekannt.

[0006] Die Kalibrierung wird insbesondere bei der Inbetriebnahme des Geräts durchgeführt. Um eine Dejustierung des Geräts im laufenden Betrieb zu vermeiden, oder zumindest zu erkennen, kann es zudem erforderlich sein, die Kalibrierung im Betrieb des Geräts in regelmäßigen Abständen zu wiederholen. Man spricht in diesem Fall auch von Rekalibrierung. Bei Geräten mit unabhängig bewegbaren Aufnahmeebenen, wie z. B. Doppel-C-Bogen-Geräten, kann das Problem bestehen, dass aus konstruktiven Gründen nur eine der Aufnahmeebenen stabil kalibrierbar ist. Bei solchen Geräten muss die zweite Aufnahmeebene oft häufig, mitunter bei jeder größeren Verstellung, rekalibriert werden.

[0007] Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein präzises und einfach durchführbares, insbesondere leicht automatisierbares Verfahren für eine solche Kalibrierung eines Mehrebenen-Röntgengeräts anzugeben. Der Erfindung liegt weiterhin die Aufgabe zugrunde, ein zur automatischen Durchführung des Verfahrens besonders geeignetes Erzeugnis in Form einer Kalibrierungseinheit oder eines Mehrebenen-Röntgengeräts anzugeben.

[0008] Bezüglich des Verfahrens wird diese Aufgabe erfindungsgemäß gelöst durch die Merkmale des Anspruchs 1.

[0009] Verfahrensgemäß wird davon ausgegangen, dass bezüglich des Mehrebenen-Röntgengeräts ein internes Raumkoordinatensystem definiert ist. Des Weiteren wird davon ausgegangen, dass zu jeder Aufnahmeebene des Geräts ein Bildkoordinatensystem definiert ist, das die Position eines Bildpunktes innerhalb der Aufnahmeebene, insbesondere also innerhalb der der Aufnahmeebene zugeordneten Detektorfläche charakterisiert. Es wird schließlich davon ausgegangen, dass zumindest bezüglich einer ersten Aufnahmeebene des Geräts mindestens eine Referenz-Projektionsgeometrie existiert, zu der geräteintern eine interne Projektionsmatrix vorgegeben ist, die das interne Raumkoordinatensystem auf das Bildkoordinatensystem der ersten Aufnahmeebene abbildet. Als interne Projektionsmatrix der ersten Aufnahmeebene wird also eine Rechenvorschrift bezeichnet, anhand der die Koordinaten eines Bildpunktes der ersten Aufnahmeebene (in Einheiten des zugeordneten Bildkoordinatensystems) aus den internen Raumkoordinaten desjenigen Raumpunktes berechenbar sind, der in der Referenz-Projektionsgeometrie in diesen Bildpunkt projiziert wird.

[0010] Verfahrensgemäß werden nun die Referenz-Projektionsgeometrie (bzw. eine der Referenz-Projektionsgeometrien) bezüglich der ersten Aufnahmeebene eingestellt und unter dieser Einstellung Bilddaten einer Anzahl von Kalibrierungspunkten aufgenommen. Als Kalibrierungspunkt wird hierbei allgemein ein röntgenphotographisch abbildbarer Raumpunkt verstanden. Ein solcher Kalibrierungspunkt ist insbesondere realisiert durch ein röntgenphotographisch abbildbares Punktobjekt, das an einer bestimmten Raumposition angeordnet ist. Als Punktobjekt wird wiederum ein abbildungstechnisch etwa punktförmiger Gegenstand oder ein abbildungstechnisch etwa punktförmiger Teil eines größeren Gegenstandes, z. B. die Spitze eines medizinischen Instruments, etc. verstanden. Definitionsgemäß ist also ein Kalibrierungspunkt durch das abbildbare Punktobjekt in Kombination mit einer bestimmten Raumposition gebildet. Dasselbe Punktobjekt kann somit auch zur Erzeugung mehrerer Kalibrierungspunkte herangezogen werden, wenn es zu unterschiedlichen Zeiten an unterschiedlichen Raumpositionen abgebildet wird.

[0011] Verfahrensgemäß wird weiter aus den mittels der ersten Aufnahmeebene in der Referenz-Projektionsgeometrie erzeugten Bilddaten der Kalibrierungspunkte und den Koordinaten dieser Kalibrierungspunkte bezüglich eines geräteexternen Raumkoordinatensystems eine externe Projektionsmatrix ermittelt, die das externe Raumkoordinatensystem auf das Bildkoordinatensystem der ersten Aufnahmeebene abbildet.

[0012] In einem weiteren Verfahrensschritt werden mittels einer zweiten Aufnahmeebene des Geräts Bilddaten derselben Kalibrierungspunkte aufgenommen, wobei aus diesen Bilddaten und den Koordinaten der Kalibrierungspunkte bezüglich des externen Raumkoordinatensystems eine externe Projektionsmatrix ermittelt wird, die das externe Raumkoordinatensystem auf das Bildkoordinatensystem der zweiten Aufnahmeebene abbildet.

[0013] Anhand der (vorbekannt) internen Projektionsmatrix der ersten Aufnahmeebene, der (verfahrensgemäß berechneten) externen Projektionsmatrix der ersten Aufnahmeebene sowie der (ebenfalls verfahrensgemäß berechneten) externen Projektionsmatrix der zweiten Aufnahmeebene wird abschließend ein Maß für die Position der zweiten Aufnahmeebene bezüglich des internen Raumkoordinatensystems oder bezüglich der ersten Aufnahmeebene ermittelt.

[0014] Die Erfindung ist nicht auf die Reihenfolge, in der die oben beschriebenen Verfahrensschritte genannt sind, beschränkt. Vielmehr ist die Reihenfolge dieser Verfahrensschritte – soweit möglich – im Rahmen der Erfindung frei wählbar. Insbesondere können die Kalibrierungspunkte mittels der beiden Aufnahmeebenen grundsätzlich gleichzeitig oder in beliebiger Reihenfolge nacheinander aufgenommen werden. Auch die Berechnung der externen Projektionsmatrizen der ersten und zweiten Aufnahmeebene kann gleichzeitig oder in beliebiger Reihenfolge nacheinander erfolgen.

[0015] Der Vorteil des vorstehend beschriebenen Verfahrens liegt insbesondere darin, dass es – insbesondere hinsichtlich der Wahl der Kalibrierungspunkte – sehr flexibel ausgestaltbar und somit an unterschiedliche Bedürfnisse anpassbar ist. Zudem ermöglicht das Verfahren eine numerisch stabile, und somit präzise Kalibrierung des Mehrebenen-Röntgengeräts, die mittels herkömmlicher Rechneranlagen ohne nennenswerten Zeitverlust durchführbar ist. Insbesondere ist eine Bewegung des Mehrebenen-Röntgengeräts zum Zweck der Kalibrierung nicht oder nur in geringem Maße erforderlich.

[0016] Im Rahmen der Erfindung sind mehrere, alternativ zueinander einsetzbare Varianten zur Erzeugung der Kalibrierungspunkte vorgesehen. Nach einer ersten Variante ist vorgesehen, zur Erzeugung der Kalibrierungspunkte ein statisches Kalibrierphantom heranzuziehen, das mehrere röntgendetektierbare Punktobjekte enthält, deren Koordinaten in dem externen Raumkoordinatensystem vorgegeben sind. Ein solches Kalibrierphantom kann insbesondere auch in einen Objektstisch des Mehrebenen-Röntgengeräts integriert sein. Die Lage des externen Raumkoordinatensystems bezüglich des Kalibrierphantoms ist grundsätzlich beliebig wählbar. Insbesondere kann der Ursprung des externen Raumkoordinatensystems derart gewählt werden, dass er mit einem Punktobjekt des Kalibrierphantoms zusammenfällt. Die Koordinaten der Punktobjekte des Kalibrierphantoms bezüglich des externen Raumkoordinatensystems können beispielsweise durch Vermessung des Kalibrierphantoms bestimmt werden.

[0017] Alternativ hierzu kann zur Erzeugung der Kalibrierungspunkte ein statisches Kalibrierphantom der oben genannten Art auch dann herangezogen werden, wenn die Koordinaten der Punktobjekte dieses Phantoms bezüglich des externen Raumkoordinatensystems a priori nicht bekannt sind. In einer entsprechenden Verfahrensvariante werden hierbei die externen Raumkoordinaten der Punktobjekte des Kalibrierphantoms zunächst mittels des Mehrebenen-Röntgengeräts bestimmt. Hierzu wird das Kalibrierphantom mittels der ersten Aufnahmeebene des Geräts unter zwei verschiedenen Projektionsgeometrien aufgenommen. Aus den entspre-

chenden Bilddaten des Kalibrierphantoms werden dann durch Triangulation die Koordinaten der Punktobjekte des Phantoms bezüglich des externen Raumkoordinatensystems bestimmt.

[0018] Eine dritte Verfahrensvariante wird dann bevorzugt eingesetzt, wenn zusätzlich zu dem Mehrebenen-Röntgengerät eine so genannte (Instrumenten-)Lokalisierungseinrichtung vorhanden ist. Eine solche (auch als Trackingsystem bezeichnete) Lokalisierungseinrichtung erfasst die Position eines zu lokalisierenden Gegenstandes – insbesondere eines medizinischen Instruments – im Raum mittels eines z. B. optischen, akustischen, elektromagnetischen oder impedanz-basierten Verfahrens. Häufig sind hierzu am Instrument definierte Detektionspunkte vorgesehen, die von den Trackingsystemen detektiert werden können.

[0019] Gemäß der letztgenannten Verfahrensvariante werden die Kalibrierungspunkte mittels eines von dem Trackingsystem erfassbaren Punktobjekts, insbesondere also eines medizinischen Instruments oder Instrumententeils, erzeugt. Dieses Objekt wird hierzu in einem gemeinsamen Aufnahmebereich der ersten Aufnahmeebene und der zweiten Aufnahmeebene bewegt, wobei zu mehreren, aufeinander folgenden Zeitpunkten jeweils gleichzeitig mittels der Lokalisierungseinrichtung die Koordinaten des Objekts bezüglich des externen Raumkoordinatensystems bestimmt, sowie mittels beider Aufnahmeebenen Bilddaten des Objekts aufgenommen werden. Jede dieser Momentaufnahmen des lokalisierten Objekts bildet somit einen Kalibrierungspunkt. Diese Verfahrensvariante hat insbesondere den Vorteil, dass ein separates Kalibrierphantom nicht erforderlich ist. Die Kalibrierung kann somit z. B. auch im laufenden Betrieb des Geräts, insbesondere auch für einen Gerätebenutzer unmerklich, vorgenommen werden.

[0020] In jeder der vorstehend beschriebenen Verfahrensvarianten werden zweckmäßigerweise mindestens drei, bevorzugt aber sechs oder noch mehr Kalibrierungspunkte aufgenommen.

[0021] In einer bevorzugten Verfahrensvariante wird nach der Bestimmung der externen Projektionsmatrix der ersten Aufnahmeebene aus dieser sowie aus der (vorbekannt) internen Projektionsmatrix der ersten Aufnahmeebene eine Transformationsvorschrift berechnet, die das externe Raumkoordinatensystem und das interne Raumkoordinatensystem aufeinander abbildet. Sofern eine Verzerrung eines der beiden Raumkoordinatensysteme vernachlässigt werden kann, hat diese Transformationsvorschrift vorzugsweise die mathematische Form einer so genannten Festkörpertransformation (Rigid-Body-Transform), bei der die beiden Raumkoordinatensysteme durch drei Rotationsfreiheitsgrade und drei Translationsfreiheitsgrade aufeinander abgebildet werden. Diese Transformationsvorschrift wird dann bevorzugt als Zwischenergebnis für die Berechnung des Maßes für die Position der zweiten Aufnahmeebene herangezogen. Als Maß für die Position der zweiten Aufnahmeebene wird vorzugsweise eine interne Projektionsmatrix berechnet, die das interne Raumkoordinatensystem auf das Bildkoordinatensystem der zweiten Aufnahmeebene abbildet. Alternativ könnte als Positionsmaß aber auf eine Angabe berechnet werden, die die relative Position der zweiten Aufnahmeebene bezüglich der ersten Aufnahmeebene charakterisiert, z. B. eine Angabe für den Versatzwinkel zwischen den Aufnahmeebenen.

[0022] Bezüglich der Vorrichtung wird die obige Aufgabe erfindungsgemäß gelöst durch die Merkmale des Anspruchs 7. Danach wird eine Kalibrierungseinheit angegeben, die zur Durchführung des vorstehend beschriebenen Verfahrens in einer seiner Varianten ausgebildet ist. Bei dieser Kalibrierungseinheit handelt es sich insbesondere um einen Software-Bestandteil einer Steuersoftware des Mehrebenen-Röntgengeräts, der programmtechnisch derart eingerichtet ist, dass bei seiner Durchführung das erfindungsgemäße Verfahren automatisch ausgeführt wird. Alternativ hierzu kann die Kalibrierungseinheit auch in Form einer Hardware-Einheit mit einer darauf installierten Software gebildet sein, beispielsweise in Form eines entsprechend programmierten Mikrocontrollers oder einer Einsteckkarte für einen Steuerrechner des Mehrebenen-Röntgengeräts. In jeder dieser Ausführungen liegt die Kalibrierungseinheit wahlweise als integraler Bestandteil des Mehrebenen-Röntgengeräts vor oder als separates Erzeugnis, das beispielsweise ein Zusatzmodul oder einen Umrüstsatz für ein bestehendes Mehrebenen-Röntgengerät bilden kann.

[0023] Ferner wird die Aufgabe gelöst durch ein Mehrebenen-Röntgengerät gemäß Anspruch 8.

[0024] Nachfolgend werden Ausführungsbeispiele der Erfindung anhand einer Zeichnung näher erläutert. Darin zeigen:

[0025] Fig. 1 In schematischer Darstellung ein Zweiebenen-Röntgengerät mit einer Kalibrierungseinheit, die zur Kalibrierung des Geräts unter Nutzung eines statischen Kalibrierphantoms ausgebildet ist,

[0026] Fig. 2 in Darstellung gemäß Fig. 1 eine alternative Ausführung des Zweiebenen-Röntgengeräts, bei der die Kalibrierungseinheit dazu ausgebildet ist, die Kalibrierung unter Nutzung der von einer Instrumentenlokalisierungseinrichtung ermittelten Raumposition eines Punktobjekts vorzunehmen, sowie

[0027] Fig. 3 in schematischer Darstellung die vektoriellen Beziehungen eines geräteinternen Raumkoordinatensystems, eines geräteexternen Raumkoordinatensystems sowie eines Bildkoordinatensystems einer Aufnahmeebene des Geräts gemäß Fig. 1 oder Fig. 2.

[0028] Einander entsprechende Teile und Größen sind in allen Figuren stets mit gleichen Bezugszeichen versehen.

[0029] Fig. 1 zeigt schematisch ein (Zweiebenen-)Röntgengerät **1**, d. h. ein Röntgengerät mit zwei zueinander versetzt angeordneten Aufnahmeebenen A bzw. B. Bei dem Röntgengerät **1** handelt es sich um einen interventionellen Angiographen mit zwei unabhängig voneinander bewegbaren C-Bögen. Solche Röntgengeräte werden auch als Bi-Plane-Angiograph bezeichnet.

[0030] Jede der Aufnahmeebenen A bzw. B ist im Wesentlichen gebildet durch einen flächigen Röntgendetektor **2a** bzw. **2b**. Jeder Aufnahmeebene A bzw. B ist zudem eine Röntgenquelle **3a** bzw. **3b** zugeordnet. Der Röntgendetektor **2a**, **2b** und die Röntgenquelle **3a**, **3b** der jeweiligen Aufnahmeebene A bzw. B sind zueinander in Gegenüberstellung an je einem (nicht dargestellten) C-Bogen befestigt. Die Ausrichtung jeder Aufnahmeebene A bzw. B im Raum wird hierbei charakterisiert durch einen Zentralstrahl **6a**, **6b** der jeweiligen Aufnahmeebene A bzw. B, der die jeweilige Röntgenquelle **3a**, **3b** mit dem jeweiligen Röntgendetektor **2a**, **2b** verbindet und dabei senkrecht auf die jeweilige Detektorfläche steht.

[0031] Durch Emission von Röntgenstrahlen können mittels jeder der beiden Röntgenquellen **3a** und **3b** Objekte, die sich zwischen den Röntgendetektoren **2a**, **2b** und den jeweils zugehörigen Röntgenquellen **3a**, **3b** befinden, auf dem jeweils gegenüberliegenden Röntgendetektor **2a** bzw. **2b** abgebildet werden. Der Aufnahmebereich der beiden Aufnahmeebenen A und B ist in Fig. 1 durch gepunktet abgebildete Randstrahlen **9** angedeutet. Aus der Darstellung wird deutlich, dass in einem zentralen Raumbereich ein gemeinsamer Aufnahmebereich **10** gebildet ist, der von beiden Aufnahmeebenen A und B abgebildet werden kann.

[0032] Bezüglich jeder Aufnahmeebene A und B ist ein jeweils zugehöriges Bildkoordinatensystem PCS_A bzw. PCS_B mit Koordinatenachsen u_A, v_A bzw. u_B, v_B definiert. Jedes Koordinatensystem PCS_A, PCS_B charakterisiert die Lage eines Bildpunktes p_A, p_B innerhalb der jeweiligen Aufnahmeebene A, B.

[0033] Bezüglich des Röntgengeräts **1** ist weiterhin ein (geräte-)internes Raumkoordinatensystem RCS_i mit zueinander rechtwinklig angeordneten Koordinatenachsen x, y, z definiert. Der Ursprung dieses Raumkoordinatensystems RCS_i ist dabei aus Konventionsgründen derart gewählt, dass er mit dem Schnittpunkt der Zentralstrahlen **6a**, **6b** zusammenfällt. Die Koordinatenachse x ist dabei derart gewählt, dass sie im Raum senkrecht nach unten gerichtet ist.

[0034] Die Orientierung des internen Raumkoordinatensystems RCS_i ist unabhängig von der Drehstellung der C-Bögen, bleibt also von einer C-Bogendrehung unberührt. Die Bildkoordinatensysteme PCS_A und PCS_B sind dagegen fix bezüglich des jeweiligen Röntgendetektors **2a**, **2b** definiert. Sie wandern somit gegenüber dem umgebenden Raum bei einer Gantrydrehung mit.

[0035] Jeder der beiden Röntgendetektoren **2a**, **2b** ist zur Übertragung von Bilddaten D_A bzw. D_B mit einem (Steuer- und Auswerte-)Rechner **11** des Röntgengeräts **1** verbunden. In dem Rechner **11** werden die Bilddaten D_A, D_B verarbeitet und ausgewertet. Insbesondere ermittelt eine in dem Rechner **11** implementierte Bildverarbeitungssoftware durch 3D-Rekonstruktion aus den Bilddaten D_A und D_B Tomogramme T. d. h. dreidimensionale Schichtdarstellungen eines aufgenommenen Untersuchungsobjektes, insbesondere eines Patienten, die anschließend z. B. über einen an das Röntgengerät **1** angeschlossenen Bildschirm **12** darstellbar sind. Weiterhin ist in dem Rechner **11** eine Navigationssoftware implementiert, die dazu ausgebildet ist, anhand der Bilddaten D_A und D_B die Lage eines darin abgebildeten Gegenstands im Raum – insbesondere in Einheiten des internen Raumkoordinatensystems RCS_i zu bestimmen.

[0036] Für eine Auswertung der dreidimensionalen Bildinformation aus den Bilddaten D_A und D_B ist eine präzise Kenntnis der Orientierung der beiden Aufnahmeebenen A und B im Raum erforderlich. Diese nachfolgend als Projektionsgeometrie bezeichnete Orientierung wird mittels eines nachfolgend näher beschriebenen Kalibrierungsverfahrens ermittelt. Zur automatischen Durchführung dieses Kalibrierungsverfahrens umfasst das

Röntgengerät **1** eine Kalibrierungseinheit **13**, die im dargestellten Beispiel in Form eines Softwaremoduls realisiert ist und einen Teil der in dem Rechner **11** implementierten Steuer- und Auswertesoftware bildet.

[0037] Zur Durchführung des Kalibrierverfahrens ist bei der in **Fig. 1** dargestellten Variante des Röntgengeräts **1** zusätzlich ein Kalibrierphantom **14** erforderlich, das mehrere röntgendetektierbare Punktobjekte in einer festen dreidimensionalen Anordnung umfasst. Gemäß **Fig. 1** hat das Kalibrierphantom **14** beispielhaft die Form eines Würfels, dessen acht Ecken jeweils ein solches Punktobjekt bilden. Alternativ kann z. B. auch ein Spiralphantom verwendet werden.

[0038] Bezüglich des Kalibrierphantoms **14** ist ein externes Raumkoordinatensystem RCS_e definiert. Dieses Raumkoordinatensystem RCS_e wird gebildet aus drei rechtwinklig angeordneten Koordinatenachsen x' , y' und z' , die in Richtung der Kanten des würfelförmigen Kalibrierphantoms **14** ausgerichtet sind. Der Ursprung des Raumkoordinatensystems RCS_e ist derart gewählt, dass er mit einer Würfecke zusammenfällt. Prinzipiell sind die Orientierung der Koordinatenachsen x' , y' und z' sowie der Ursprung des Raumkoordinatensystems RCS_e aber frei wählbar.

[0039] Die Würfecken des Kalibrierphantoms **13** werden verfahrensgemäß zur Erzeugung jeweils eines Kalibrierungspunktes herangezogen. Die Koordinaten der den Würfecken entsprechenden Raumpunkte r' in Einheiten des externen Raumkoordinatensystems RCS_e sind hierzu in einem Speicher **15** des Rechners **11** hinterlegt und somit bekannt.

[0040] Geräteintern ist bezüglich der (stabil kalibrierbaren) Aufnahmeebene A weiterhin eine Referenz-Projektionsgeometrie vorgegeben, zu der in dem Speicher **15** eine interne Projektionsmatrix $P_A^{(i)}$ vorgegeben ist. Die Referenz-Projektionsgeometrie ist zweckmäßigerweise derart gewählt, dass der Zentralstrahl **5a** senkrecht, insbesondere senkrecht nach unten gerichtet ist. Dies ermöglicht eine besonders einfache und präzise Hardware-Kalibrierung des C-Bogens auf die Referenz-Projektionsgeometrie, indem der Zentralstrahl **6a** an der Richtung der Schwerkraft ausgerichtet wird.

[0041] Die Projektionsmatrix $P_A^{(i)}$ bildet in der Referenz-Projektionsgeometrie das interne Raumkoordinatensystem RCS_i auf das Bildkoordinatensystem PCS_A der Aufnahmeebene A ab:

$$P_A \Big|_{PCS_A} = P_A^{(i)} \cdot r' \Big|_{RCS_i} \quad \text{GLG 1}$$

[0042] In GLG 1 stehen $p_A = (u_A, v_A, l)^T$ für einen in Einheiten des Bildkoordinatensystems PCS_A definierten Bildpunkt, und $r = (x, y, z, l)^T$ für denjenigen in Einheiten des Raumkoordinatensystems RCS_i definierten Raumpunkt, der in den Bildpunkt p_A projiziert wird, wenn sich die Aufnahmeebene A in der Referenz-Projektionsgeometrie befindet. Die Schreibweise $(...)^T$ beschreibt mathematisch die Transponierte des Klammerinhalts. Die Größen p_A und r sind somit als Spaltenvektoren definiert; p_A und r sind in sogenannten homogenen Koordinaten geschrieben und entsprechend jeweils um eine formale Koordinate mit dem Wert 1 erweitert. Die Projektionsmatrix $P_A^{(i)}$ hat entsprechend die Dimension 4×3 .

[0043] Analog zu der Projektionsmatrix $P_A^{(i)}$ lässt sich auch für die Aufnahmeebene B eine interne Projektionsmatrix $P_B^{(i)}$ definieren, die das interne Raumkoordinatensystem RCS_i auf das Bildkoordinatensystem PCS_B abbildet, und somit also beschreibt, wie der in internen Raumkoordinaten charakterisierte Raumpunkt r auf die Aufnahmeebene B projiziert wird:

$$P_B \Big|_{PCS_B} = P_B^{(i)} \cdot r' \Big|_{RCS_i} \quad \text{GLG 2}$$

[0044] Wiederum analog zu GLG 1 und 2 lässt sich für jede der Aufnahmeebenen A und B eine externe Projektionsmatrix $P_A^{(e)}$ bzw. $P_B^{(e)}$ definieren, die das externe Raumkoordinatensystem RCS_e auf die Bildkoordinatensysteme PCS_A bzw. PCS_B abbildet, und somit also beschreibt, wie derselbe, nun aber in externen Raumkoordinaten charakterisierte Raumpunkt $r \rightarrow r' = (x', y', z')$ auf die Aufnahmeebenen A bzw. B projiziert wird:

$$P_A \Big|_{PCS_A} = P_A^{(e)} \cdot r' \Big|_{RCS_e} \quad \text{GLG 3}$$

$$P_B \Big|_{PCS_B} = P_B^{(e)} \cdot r' \Big|_{RCS_e} \quad \text{GLG 4}$$

[0045] Die Projektionsmatrizen $P_A^{(i)}$, $P_B^{(i)}$, $P_A^{(e)}$ und $P_B^{(e)}$ sind für dieselbe Gantrystellung definiert, beschreiben die Abbildungsverhältnisse also für den Fall, dass sich die Aufnahmeebene A in der Referenz-Projektionsgeometrie befindet. Während die Projektionsmatrix $P_A^{(i)}$ – wie vorstehend erwähnt – bereits zu Beginn des Verfahrens bekannt ist, werden die übrigen Projektionsmatrizen $P_B^{(i)}$, $P_A^{(e)}$ und $P_B^{(e)}$ erst im Verlauf des Verfahrens ermittelt. Ziel des Verfahrens ist dabei die Bestimmung der internen Projektionsmatrix $P_B^{(i)}$ als Maß für die Positionierung der Aufnahmeebene B bezüglich des internen Raumkoordinatensystems RCS_i .

[0046] Für die Durchführung der Kalibrierung wird sichergestellt, dass sich das Kalibrierphantom **14** in einer festen Position in dem gemeinsamen Aufnahmebereich **10** der Aufnahmeebenen A und B befindet. Außerdem wird sichergestellt, dass sich die Aufnahmeebene A in der Referenz-Projektionsgeometrie befindet.

[0047] Verfahrensgemäß veranlasst die Kalibrierungseinheit **13** unter diesen Voraussetzungen die röntgenphotographische Aufnahme des Kalibrierphantoms **14** durch beide Aufnahmeebenen A und B. Anhand der entsprechenden Bilddaten D_A und D_B ermittelt die Kalibrierungseinheit **13** unter Verwendung von Mustererkennungsalgorithmen die Koordinaten der den Kalibrierungspunkten (Würfecken) entsprechenden Bildpunkte p_A und p_B , jeweils in Einheiten des zugehörigen Bildkoordinatensystems PCS_A bzw. PCS_B .

[0048] Anhand dieser Bildpunkte p_A und p_B sowie anhand der hinterlegten Koordinaten der Kalibrierungspunkte (Würfecken) bezüglich des externen Koordinatensystems PCS_B berechnet die Kalibrierungseinheit **13** anschließend durch Lösung der GLG 3 und 4 die externen Projektionsmatrizen $P_A^{(e)}$ und $P_B^{(e)}$. Die Kalibrierungseinheit **13** löst die GLG 3 und 4 daher entweder mathematisch-analytisch, z. B. durch Interpretation der GLG 3 und 4 als lineare Gleichungssysteme oder durch ein iteratives Näherungsverfahren.

[0049] Die Kalibrierungseinheit **13** bestimmt anschließend anhand der internen Projektionsmatrix $P_A^{(i)}$ sowie der externen Projektionsmatrix $P_A^{(e)}$ eine Transformationsmatrix $T^{(e \rightarrow i)}$, die das externe Raumkoordinatensystem RCS_e auf das interne Raumkoordinatensystem RCS_i abbildet:

$$p_A^{(i)} = p_A^{(e)} \cdot T^{(e \rightarrow i)} \quad \text{GLG 5A}$$

[0050] Bei der Transformationsmatrix $T^{(e \rightarrow i)}$ handelt es sich um eine Festkörpertransformation der Form:

$$T^{(e \rightarrow i)} = \begin{pmatrix} R^{(e \rightarrow i)} & t^{(e \rightarrow i)} \\ 0_3^T & 1 \end{pmatrix}^{-1} \quad \text{GLG 6}$$

[0051] Darin stehen

- $R^{(e \rightarrow i)}$ für eine 3×3 -Rotationsmatrix, die die Einheitsvektoren e_x , e_y und e_z des externen Raumkoordinatensystems RCS_e in die Einheitsvektoren e_x , e_y und e_z des internen Raumkoordinatensystems RCS_i überführt,
- $t^{(e \rightarrow i)}$ für einen dreidimensionalen Spalten-Verschiebungsvektor, der den Ursprung des externen Raumkoordinatensystems RCS_e in den Ursprung des internen Raumkoordinatensystems RCS_i überführt (**Fig. 3**) und
- 0_3^T für einen dreidimensionalen Zeilen-Nullvektor.

[0052] Die Kalibrierungseinheit **13** bestimmt die Transformationsmatrix $T^{(e \rightarrow i)}$ dabei durch näherungsweise oder mathematisch-analytische Lösung der GLG 5.

[0053] Schließlich bestimmt die Kalibrierungseinheit **13** die interne Projektionsmatrix $P_B^{(i)}$ nach der GLG 5 analogen Gleichung

$$p_B^{(i)} = p_B^{(e)} \cdot T^{(e \rightarrow i)} \quad \text{GLG7}$$

[0054] In einer nicht näher dargestellten Verfahrensvariante wird nicht vorausgesetzt, dass die Koordinaten der Punktobjekte des Kalibrierphantoms **14** bezüglich des externen Raumkoordinatensystems RCS_e von Anfang an bekannt sind. Vielmehr ist hierbei die Kalibrierungseinheit **13** zusätzlich dazu ausgebildet, diese Koordinaten zunächst mittels eines Triangulationsverfahrens zu bestimmen. Hierbei wird das Kalibrierphantom **14** unter zwei verschiedenen – jeweils bekannten – Projektionsgeometrien auf der Aufnahmeebene A abgebildet. Aus den resultierenden Bilddaten D_A bestimmt die Kalibrierungseinheit **13** anschließend die den Punktobjekten des Kalibrierphantoms **14** entsprechenden Raumpunkte r' bezüglich des externen Raumkoordinatensystems RCS_e , und führt anschließend das vorstehend beschriebene Verfahren durch.

[0055] Eine weitere Variante des Zweiebenen-Röntgengeräts **1** ist in **Fig. 2** abgebildet. Hardwaretechnisch stimmt das in **Fig. 2** abgebildete Röntgengerät **1** mit der im Zusammenhang mit **Fig. 1** beschriebenen Ausführungsform überein. Abweichend davon ist gemäß **Fig. 2** die Kalibrierungseinheit **13** aber dazu ausgebildet, zusätzlich die von einer Instrumentenlokalisierungseinrichtung (nachfolgend als Trackingsystem **16** bezeichnet) gelieferten Positionsdaten D_r zu berücksichtigen. Dies ermöglicht es die Kalibrierung durchzuführen, ohne auf ein statisches Kalibrierphantom rückgreifen zu müssen.

[0056] Zur Erzeugung der Kalibrierungspunkte wird gemäß **Fig. 2** anstelle des Kalibrierphantoms **14** ein medizinisches Instrument **17**, insbesondere ein Katheder, herangezogen. Dieses Instrument **17** weist mindestens einen Detektionspunkt auf, der mittels des Trackingsystems **16** lokalisierbar ist. Bei dem Trackingsystem **16** handelt es sich beispielsweise um ein magnetisches Trackingsystem, bei dem von dem Trackingsystem **16** ein räumlich inhomogenes Magnetfeld im Aufnahmebereich **10** des Röntgengeräts **1** erzeugt wird. Im diesem Fall ist in dem Detektionspunkt des Instruments **17**, z. B. in der Kathederspitze, ein dreidimensionaler Magnet-sensor angeordnet, der die örtliche Stärke und Ausrichtung des Magnetfelds misst und entsprechende Daten an das Trackingsystem **16** zurückleitet. Dieses bestimmt dann anhand des bekannten räumlichen Magnetfeldverlaufs und der am Detektionspunkt gemessenen Magnetfeldstärke bzw. -ausrichtung den Raumpunkt r' , an dem sich das Instrument **17** mit seinem Detektionspunkt befindet. Das externe Raumkoordinatensystem RCS_e wird hierbei durch das Trackingkoordinatensystem **16** definiert. Die Koordinaten des Raumpunkts r' werden entsprechend in Einheiten dieses Raumkoordinatensystems RCS_e ermittelt und an den Rechner **11** des Röntgengeräts **1** gegeben.

[0057] Zur Kalibrierung des Röntgengeräts **1** wird das Röntgengerät **1** wiederum derart eingestellt, dass sich die Aufnahmeebene A in der Referenz-Projektionsgeometrie befindet, zu der geräteintern die interne Projektionsmatrix $P_A^{(i)}$ vorgegeben ist. Anschließend wird das Instrument **17** durch den gemeinsamen Aufnahmebereich **10** der Aufnahmeebenen A und B bewegt. Dabei werden zu mehreren aufeinanderfolgenden Zeitpunkten gleichzeitig mittels beider Aufnahmeebenen A und B Bilddaten D_A und D_B des Instruments **17** aufgenommen. Zu jedem dieser Aufnahmezeitpunkte werden weiterhin mittels des Trackingsystems **16** die Koordinaten des jeweils aktuellen Raumpunktes r' im externen Raumkoordinatensystem RCS_e ermittelt, an denen sich der Detektionspunkt des Instruments **17** befindet. Jede dieser Momentaufnahmen ergibt wiederum einen Kalibrierungspunkt für das weitere Verfahren.

[0058] Es werden dabei mindestens 6 solcher Kalibrierungspunkte aufgenommen. Anhand dieser Kalibrierungspunkte und der bekannten internen Projektionsmatrix $P_A^{(i)}$ ermittelt die Kalibrierungseinheit **13** analog zu dem in Zusammenhang mit **Fig. 1** beschriebenen Verfahren die interne Projektionsmatrix $P_B^{(i)}$ für die Aufnahmeebene B. Falls die internen Kameraparameter bekannt sind, reduziert sich die Mindestanzahl der erforderlichen Kalibrierungspunkte auf 3.

[0059] Die mathematische Beziehung der Koordinatensysteme RCS_i , RCS_e und PCS_A bzw. PCS_B ist in **Fig. 3** näher dargestellt. **Fig. 3** zeigt in schematischer Darstellung eine Aufnahmeebene (bei der es sich um jede der Aufnahmeebenen A oder B handeln kann) mit dem zugehörigen Röntgendetektor **2a** bzw. **2b** und der zugehörigen Röntgenquelle **3a** bzw. **3b**. **Fig. 3** zeigt zudem das Bildkoordinatensystem PCS_A bzw. PCS_B sowie die beiden Raumkoordinatensysteme RCS_i sowie RCS_e . **Fig. 3** zeigt schließlich einen die Röntgenquelle **3a** bzw. **3b** über ein Punktobjekt **18** mit dem entsprechenden Bildpunkt p_A bzw. p_B verbindenden Bildstrahl **19**. Weiterhin bezeichnen in **Fig. 3**

- r den Ortsvektor des Punktobjektes **18** in Einheiten des internen Raumkoordinatensystems RCS_i ,
- r' den Ortsvektor des Raumobjektes **18** in Einheiten des externen Raumkoordinatensystems RCS_e ,
- $t^{(e-i)}$ den Ursprung des Raumkoordinatensystems RCS_e auf den Ursprung des Raumkoordinatensystems RCS_i abbildenden Verschiebungsvektor,
- $s_A^{(i)}$ bzw. $s_B^{(i)}$ einen den Ursprung des Raumkoordinatensystems RCS_i auf den Ursprung des Bildkoordinatensystems PCS_A bzw. PCS_B abbildenden Verschiebungsvektor und
- $s_A^{(e)}$ bzw. $s_B^{(e)}$ einen den Ursprung des Raumkoordinatensystems RCS_e auf den Ursprung des Bildkoordinatensystems PCS_A bzw. PCS_B abbildenden Verschiebungsvektor.

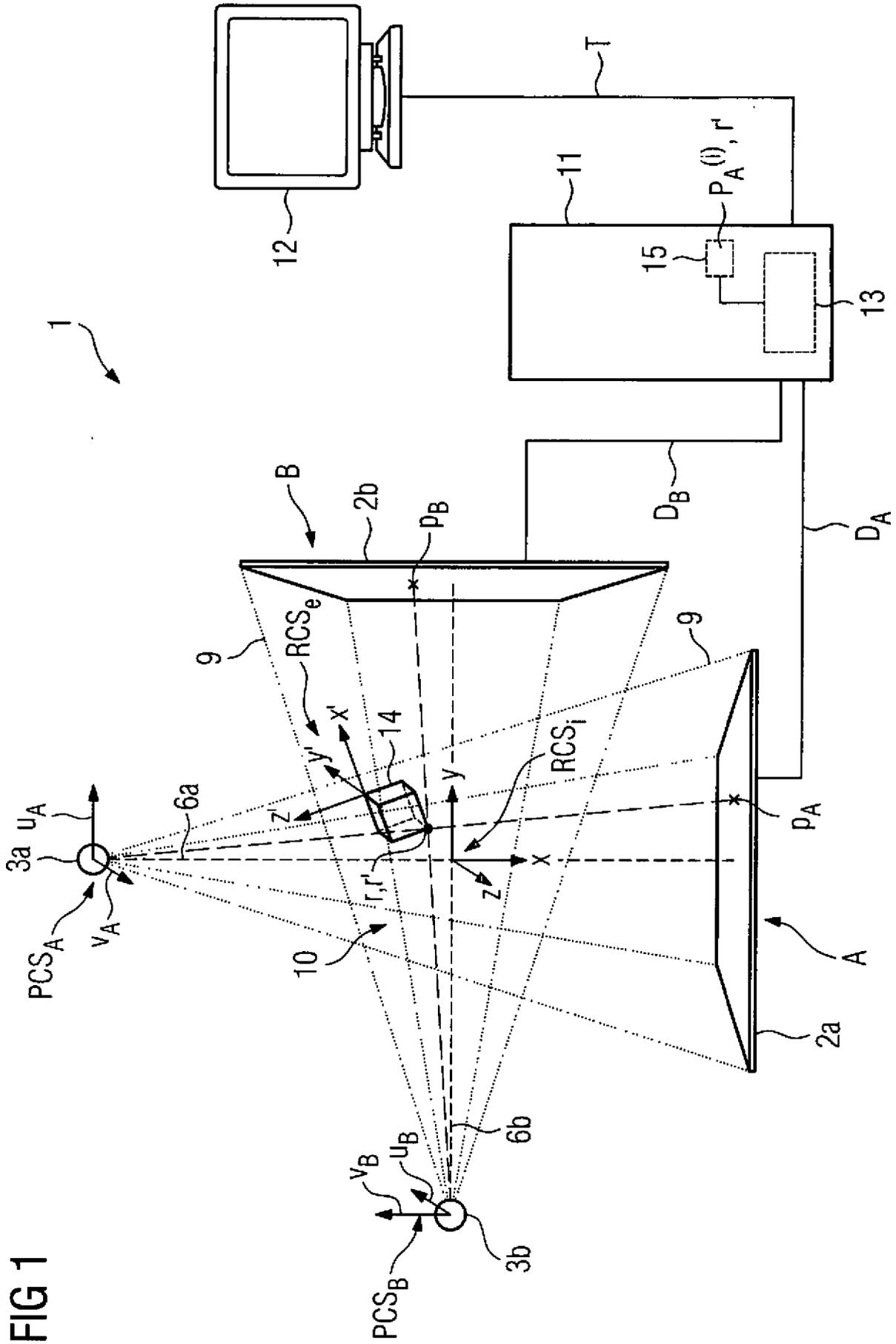
[0060] Mit der stabilen ersten Aufnahmeebene A des Röntgengeräts **1** lässt sich insbesondere ein 3D-Bilddatensatz (Tomogramm) erzeugen, der in Einheiten des internen Raumkoordinatensystems RCS_i skaliert ist. Punkte, die mit Hilfe der beiden Aufnahmeebenen A und B des Röntgengeräts **1** lokalisiert werden, können aufgrund der vorstehend beschriebenen Kalibrierung der Aufnahmeebene B ebenfalls in Einheiten des internen Raumkoordinatensystems RCS_i angegeben werden. Somit lassen sich solche Punkte in dem 3D-Bilddatensatz – z. B. im Volumen oder auf Oberflächen der dreidimensionalen Bildinformation – darstellen.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Kalibrierung eines Mehrebenen-Röntgengeräts (**1**),
 - bei dem bezüglich einer ersten Aufnahmeebene (A) des Geräts (**1**) eine Referenz-Projektionsgeometrie eingestellt wird, zu der eine ein geräteinternes Raumkoordinatensystem (RCS_i) auf ein Bildkoordinatensystem (PCS_A) der ersten Aufnahmeebene (A) abbildende interne Projektionsmatrix ($P_A^{(i)}$) vorgegeben ist,
 - bei dem mittels der ersten Aufnahmeebene (A) in der Referenz-Projektionsgeometrie Bilddaten (D_A) einer Anzahl von Kalibrierungspunkten (r, r') aufgenommen werden,
 - bei dem aus diesen Bilddaten (D_A) und den Koordinaten der Kalibrierungspunkte (r') bezüglich eines geräteexternen Raumkoordinatensystems (RCS_e) eine externe Projektionsmatrix ($P_A^{(e)}$) ermittelt wird, die das geräteexterne Raumkoordinatensystem (RCS_e) auf das Bildkoordinatensystem (PCS_A) der ersten Aufnahmeebene (A) abbildet,
 - bei dem mittels einer zweiten Aufnahmeebene (B) des Geräts (**1**) Bilddaten (D_B) derselben Kalibrierungspunkte (r, r') aufgenommen werden,
 - bei dem aus diesen Bilddaten (D_B) und den Koordinaten der Kalibrierungspunkte (r') bezüglich des geräteexternen Raumkoordinatensystems (RCS_e) eine externe Projektionsmatrix ($P_B^{(e)}$) ermittelt wird, die das geräteexterne Raumkoordinatensystem (RCS_e) auf das Bildkoordinatensystem (PCS_B) der zweiten Aufnahmeebene (B) abbildet, und
 - bei dem anhand der internen Projektionsmatrix ($P_A^{(i)}$) und der externen Projektionsmatrix ($P_A^{(e)}$) der ersten Aufnahmeebene (A) sowie der externen Projektionsmatrix ($P_B^{(e)}$) der zweiten Aufnahmeebene (B) ein Maß ($P_B^{(i)}$) für die Position der zweiten Aufnahmeebene (B) bezüglich des geräteinternen Raumkoordinatensystems (RCS_i) oder bezüglich der ersten Aufnahmeebene (A) ermittelt wird.
2. Verfahren nach Anspruch 1, bei welchem zur Erzeugung der Kalibrierungspunkte (r, r') ein statisches Kalibrierphantom (**14**) mit mehreren röntgendetektierbaren Punktobjekten herangezogen wird, deren Koordinaten in dem externen Raumkoordinatensystem (RCS_e) vorgegeben sind.
3. Verfahren nach Anspruch 1, bei welchem zur Erzeugung der Kalibrierungspunkte (r, r') ein statisches Kalibrierphantom (**14**) mit mehreren röntgendetektierbaren Punktobjekten herangezogen wird, deren Koordinaten bezüglich des externen Raumkoordinatensystems (RCS_e) durch Triangulation aus Bilddaten bestimmt werden, die mittels der ersten Aufnahmeebene (A) unter zwei verschiedenen Projektionsgeometrien aufgenommen wurden.
4. Verfahren nach Anspruch 1, bei welchem zur Erzeugung der Kalibrierungspunkte (r, r') ein mittels einer Lokalisierungseinrichtung (**16**) erfassbares Objekt in einem gemeinsamen Aufnahmebereich (**10**) der ersten Aufnahmeebene (A) und der zweiten Aufnahmeebene (B) bewegt wird, wobei zu mehreren Zeitpunkten jeweils gleichzeitig mittels der Lokalisierungseinrichtung (**16**) die Koordinaten des Objekts bezüglich des externen Raumkoordinatensystems (RCS_e) bestimmt, sowie mittels beider Aufnahmeebenen (A, B) Bilddaten (D_A, D_B) des Objekts aufgenommen werden.
5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei welchem aus der internen Projektionsmatrix ($P_A^{(i)}$) und der externen Projektionsmatrix ($P_A^{(e)}$) der ersten Aufnahmeebene (A) eine das geräteexterne Raumkoordinatensystem (RCS_e) und das geräteinterne Raumkoordinatensystem (RCS_i) aufeinander abbildende Transformationsvorschrift ($T^{(e \rightarrow i)}$) berechnet wird.
6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, bei welchem als Maß für die Position der zweiten Aufnahmeebene (B) eine das geräteinterne Raumkoordinatensystem (RCS_i) auf das Bildkoordinatensystem (PCS_B) der zweiten Aufnahmeebene (B) abbildende interne Projektionsmatrix ($P_B^{(i)}$) berechnet wird.
7. Kalibrierungseinheit (**13**) zur Kalibrierung eines Mehrebenen-Röntgengeräts (**1**), die zur Durchführung des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 6 ausgebildet ist.
8. Mehrebenen-Röntgengerät (**1**) mit einer ersten Aufnahmeebene (A), zu der eine ein geräteinternes Raumkoordinatensystem (RCS_i) auf ein zugehöriges Bildkoordinatensystem (PCS_A) abbildende interne Projektionsmatrix ($P_A^{(i)}$) vorgegeben ist, und mit einer hierzu versetzt angeordneten zweiten Aufnahmeebene (B), sowie mit einer Kalibrierungseinheit (**13**) nach Anspruch 7.

Es folgen 3 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen



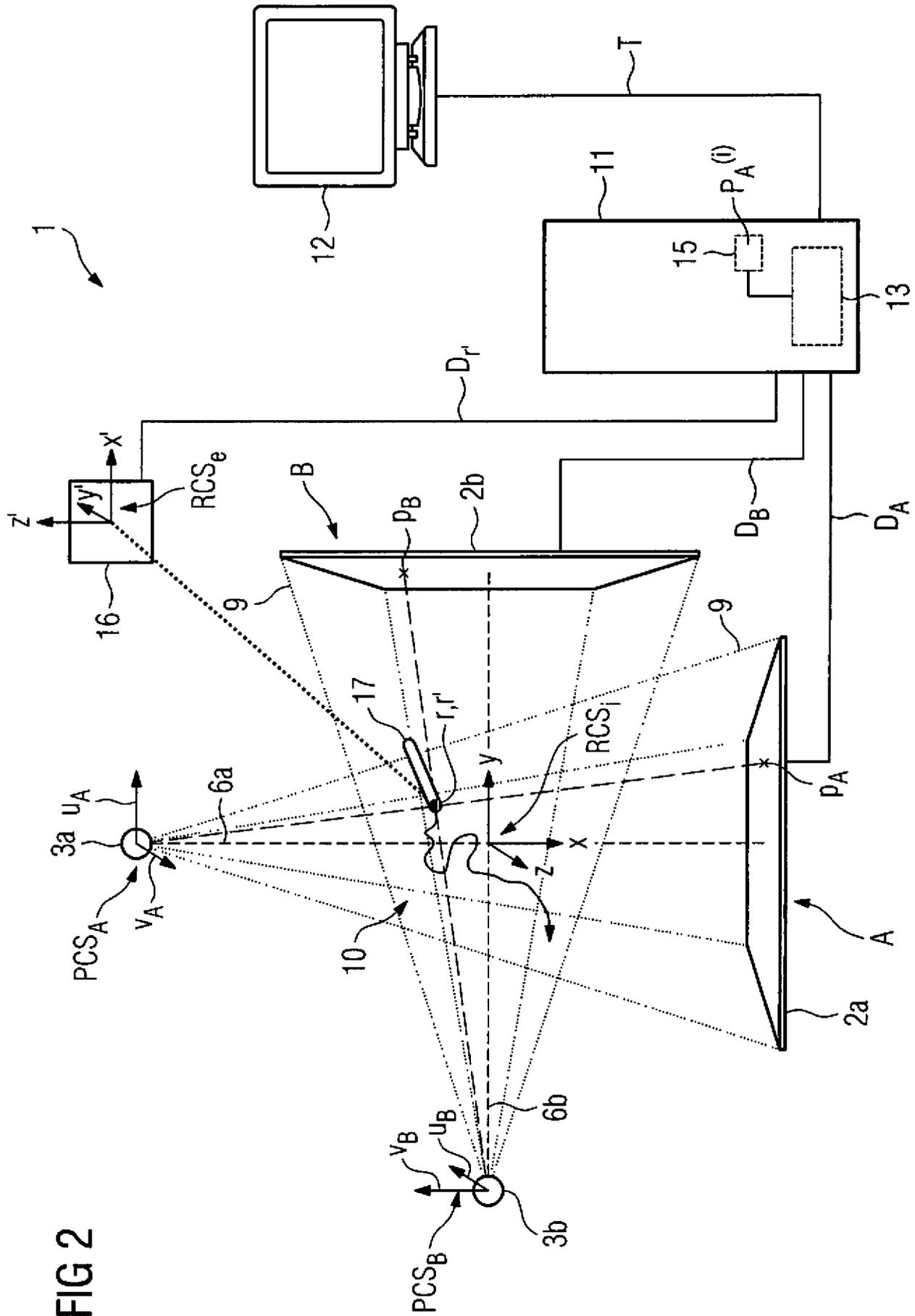


FIG 2

FIG 3

