(19) Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 102 41 184 B4** 2008.04.30

(12) **Patentschrift**

(21) Aktenzeichen: **102 41 184.0**
(22) Anmeldetag: **05.09.2002**
(43) Offenlegungstag: **01.04.2004**
(45) Veröffentlichungstag der Patenterteilung: **30.04.2008**

(51) Int Cl.[8]: ***A61B 6/03*** (2006.01)
G06T 17/00 (2006.01)
G01N 23/06 (2006.01)

Innerhalb von drei 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. 2 Patentkostengesetz).

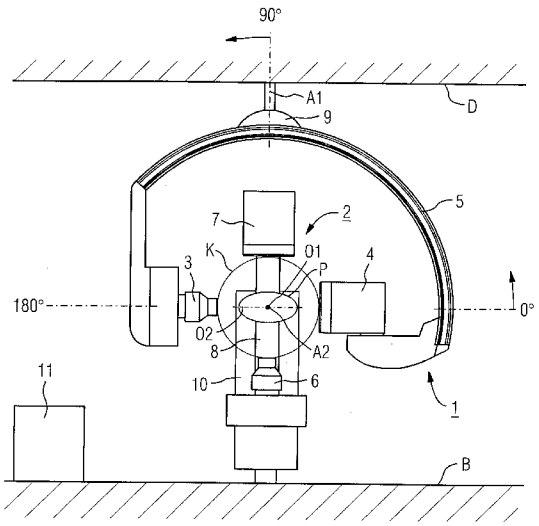
(73) Patentinhaber:
Siemens AG, 80333 München, DE

(72) Erfinder:
Hornegger, Joachim, Dr., 91083 Baiersdorf, DE;
Schneider, Siegfried, 96052 Bamberg, DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht gezogene Druckschriften:
US 59 23 721 A
US 55 15 416 A
US 53 75 156 A
US 64 21 412 B1

(54) Bezeichnung: **Verfahren für eine Biplan-Röntgeneinrichtung zur Erzeugung eines Volumendatensatzes**

(57) Hauptanspruch: Verfahren für eine Biplan-Röntgeneinrichtung zur Erzeugung eines Volumendatensatzes von einem Objekt (P) mit einem ersten Röntgensystem (1), umfassend einen ersten mit einer Röntgenstrahlenquelle (3) und einem Röntgenstrahlenempfänger (4) versehenen C-Bogen (5), und mit einem zweiten Röntgensystem (2), umfassend einen zweiten mit einer Röntgenstrahlenquelle (6) und einem Röntgenstrahlenempfänger (7) versehenen C-Bogen (8), welche C-Bögen (5, 8) relativ zueinander verstellbar sind,
aufweisend folgende Verfahrensschritte:
– Aufnahme einer ersten Serie von 2D-Projektionen von dem Objekt (P), welche unter voneinander verschiedenen Projektionswinkeln mit dem ersten Röntgensystem (1) gewonnen werden, wobei der C-Bogen (5) des ersten Röntgensystems (1) um eine Orbitalachse (O1) des ersten Röntgensystems (1) geschwenkt wird und einen ersten Winkelbereich einer Ebene überstreicht,
– im Wesentlichen gleichzeitige Aufnahme einer zweiten Serie von 2D-Projektionen von dem Objekt (P), welche unter voneinander verschiedenen Projektionswinkeln mit dem zweiten Röntgensystem (2) gewonnen werden, wobei der C-Bogen (8) des zweiten Röntgensystems (2) um eine Angulationsachse...



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren für eine Biplan-Röntgeneinrichtung zur Erzeugung eines Volumendatensatzes von einem Objekt mit zwei, jeweils eine Röntgenstrahlenquelle und einen Röntgenstrahlenempfänger umfassenden Röntgensystemen.

[0002] Ein Volumendatensatz von einem Objekt kann beispielsweise mit einem C-Bogen-Röntgengerät erzeugt werden. Der mit einer Röntgenstrahlenquelle und einem Röntgenstrahlenempfänger versehene C-Bogen wird hierzu um seine Orbital- oder Angulationsachse um ca. 180° um das Objekt verstellt, wobei eine Serie von 2D-Projektionen aufgenommen wird, welche 2D-Projektionen unter voneinander verschiedenen Projektionswinkeln gewonnen werden. Aus dieser Serie von 2D-Projektionen von dem Objekt, welche heute bis zu 400 2D-Projektionen umfassen kann, wird mit Hilfe einer mit einem Rekonstruktionsprogramm versehenen Recheneinrichtung und zuvor in einem Kalibrierprozess ermittelten Projektionsgeometrien für das C-Bogen-Röntgengerät ein Volumendatensatz des Objektes rekonstruiert. Aus dem Volumendatensatz können 3D-Bilder oder beliebig wählbare Schnittbilder von dem Objekt berechnet und auf einer Anzeigevorrichtung dargestellt werden.

[0003] Aus der US 5,375,156 ist eine Röntgenanlage mit drei jeweils eine Röntgenstrahlenquelle und einen Röntgenstrahlenempfänger aufweisenden C-Bögen bekannt. Mit der Röntgenanlage werden in drei orthogonalen Ebenen 2D-Projektionen aufgenommen, aus denen ein 3D-Bild von einem Objekt erzeugt wird.

[0004] In der US 6,421,412 B1 ist ein Computertomographiegerät mit zwei jeweils eine Röntgenstrahlenquelle und einen Röntgenstrahlenempfänger aufweisenden, an einer Gantry angeordneten Röntgensystemen beschrieben. Das Computertomographiegerät ist zur Gewinnung von Bildern vom Herzen vorgesehen. Mittels der zwei Röntgensysteme können die für die Bildgebung erforderlichen Projektionsdaten in weniger als einer Drehung der Gantry gewonnen werden. Die Projektionsdaten werden dabei in einer Zeit, die geringer als ein Herzzyklus ist, aufgenommen.

[0005] Ein Volumendatensatz von einem Objekt kann auch mit einer sogenannten Biplan-Anlage erzeugt werden, worunter eine Röntgeneinrichtung verstanden wird, welche zwei C-Bögen mit daran angeordneten Röntgenstrahlenquellen und Röntgenstrahlenempfängern aufweist. In der US 5,515,416 und der US 5,923,721 sind derartige Biplan-Anlagen beschrieben.

[0006] Die Erzeugung eines Volumendatensatzes mit einer Biplan-Anlage erfolgt derart, dass der eine C-Bogen der Biplan-Anlage aus dem Arbeitsbereich herausgefahren wird, während mit dem anderen C-Bogen die Serie von 2D-Projektionen von dem Objekt aufgenommen und daraus der Volumendatensatz von dem Objekt rekonstruiert wird. Nachteilig an diesem Verfahren für Biplan-Anlagen ist, dass zur Erzeugung eines Volumendatensatzes der eine C-Bogen stets aus dem Arbeitsbereich der Biplan-Anlage herausgefahren werden muss, insbesondere um mögliche Kollisionen während der Gewinnung der Serie von 2D-Projektionen mit dem anderen C-Bogen zu vermeiden. Ein weiterer Nachteil besteht in der verhältnismäßig langen Aufnahmezeit für die Gewinnung der Serie von 2D-Projektionen, welche im medizinischen Umfeld insbesondere dann nachteilig ist, wenn einem Patienten während der Gewinnung der 2D-Projektionen Kontrastmittel in den Körper injiziert werden muss, um bestimmte Gewebebereiche besonders gut in den 2D-Projektionen darstellen zu können.

[0007] Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren für eine zwei Röntgensysteme aufweisende Röntgeneinrichtung anzugeben, mit dem ein Volumendatensatz von einem Objekt in kürzerer Zeit erzeugt werden kann.

[0008] Nach der Erfindung wird diese Aufgabe gelöst durch ein Verfahren für eine Biplan-Röntgeneinrichtung zur Erzeugung eines Volumendatensatzes von einem Objekt mit einem ersten Röntgensystem, umfassend einen ersten mit einer Röntgenstrahlenquelle und einem Röntgenstrahlenempfänger versehenen C-Bogen, und mit einem zweiten Röntgensystem, umfassend einen zweiten mit einer Röntgenstrahlenquelle und einem Röntgenstrahlenempfänger versehenen C-Bogen, welche C-Bögen relativ zueinander verstellbar sind,
aufweisend folgende Verfahrensschritte:

- Aufnahme einer ersten Serie von 2D-Projektionen von dem Objekt, welche unter voneinander verschiedenen Projektionswinkeln mit dem ersten Röntgensystem gewonnen werden, wobei der C-Bogen des ersten Röntgensystems um eine Orbitalachse des ersten Röntgensystems geschwenkt wird und einen ersten Winkelbereich einer Ebene überstreicht,
- im Wesentlichen gleichzeitige Aufnahme einer zweiten Serie von 2D-Projektionen von dem Objekt, welche unter voneinander verschiedenen Projektionswinkeln mit dem zweiten Röntgensystem gewonnen werden, wobei der C-Bogen des zweiten Röntgensystems um eine Angulationsachse des zweiten Röntgensystems geschwenkt wird und einen zweiten, von dem ersten verschiedenen Winkelbereich der Ebene überstreicht, wobei die beiden C-Bögen zur im Wesentlichen gleichzeitigen Aufnahme der Serien von 2D-Projektionen von dem Objekt relativ zueinander versetzt angeordnet sind, wobei die Orbitalachse des

ersten Röntgensystems und die Angulationsachse des zweiten Röntgensystems miteinander fluchten, und
– Erzeugung eines Volumendatensatzes von dem Objekt aus den von den beiden Röntgensystemen aufgenommenen ersten und zweiten Serien von 2D-Projektionen von dem Objekt.

[0009] Erfindungsgemäß werden also nicht nur mit einem Röntgensystem, sondern parallel mit einem zweiten Röntgensystem 2D-Projektionen von einem Objekt gewonnen, aus denen ein Volumendatensatz von dem Objekt erzeugt werden kann. Durch die parallele Aufnahme von 2D-Projektionen wird im Vergleich zum Stand der Technik erreicht, dass in kürzerer Zeit eine ausreichende Anzahl von 2D-Projektionen von dem Objekt gewonnen werden kann, aus denen ein qualitativ hochwertiger 3D-Volumendatensatz erzeugt werden kann. In der Regel werden mit den beiden Röntgensystemen 2D-Projektionen über einen Winkelbereich von größer 180° gewonnen.

[0010] Nach einer Variante der Erfindung schließt sich der zweite Winkelbereich, welchen der C-Bogen des zweiten Röntgensystems überstreicht, an den ersten Winkelbereich, welchen der C-Bogen des ersten Röntgensystems überstreicht, an, so dass über einen Winkelbereich von beispielsweise 0° bis 190°, 2D-Projektionen von dem Objekt aufgenommen werden. Dies entspricht im Wesentlichen der Aufnahme von 2D-Projektionen über den Winkelbereich, über den nach dem Stand der Technik mit einem Röntgensystem 2D-Projektionen gewonnen werden, um einen Volumendatensatz rekonstruieren zu können, wobei, wie bereits erwähnt, durch die parallele Aufnahme von 2D-Projektionen mit zwei Röntgensystemen über jeweils einen Teil des zu überstreichenden gesamten Winkelbereichs die Zeit für die Aufnahme der 2D-Projektionen deutlich reduziert werden kann. Betrachtet man einen Winkelbereich von ca. 190°, den ein Röntgensystem nach dem Stand der Technik zur Aufnahme von 2D-Projektionen überstreichen muss, um für die Rekonstruktion eines qualitativ hochwertigen Volumendatensatzes eine ausreichende Anzahl von 2D-Projektionen zu erhalten, so kann die Zeit für die Aufnahme der 2D-Projektionen halbiert werden, wenn nach einer Variante der Erfindung das erste Röntgensystem einen ersten Winkelbereich von 0° bis ca. 95° und zugleich das zweite Röntgensystem im Wesentlichen einen sich an den ersten Winkelbereich anschließenden zweiten Winkelbereich von ca. 95° bis ca. 190° überstreicht.

[0011] Zur im Wesentlichen gleichzeitigen Aufnahme der zwei Serien von 2D-Projektionen sind die C-Bögen, wie bereits erwähnt, relativ zueinander versetzt angeordnet, wobei der Versatz vorzugsweise ca. 90° beträgt. Hierbei wird auf die von den beiden C-Bögen aufgespannten Ebenen abgestellt.

[0012] Nach einer weiteren Variante werden die beiden Röntgensysteme bei der Aufnahme der zwei Serien von 2D-Projektionen im Wesentlichen mit der gleichen Winkelgeschwindigkeit geschwenkt. Vorzugsweise werden die beiden Röntgensysteme dabei um dieselbe Achse geschwenkt. Beispielsweise kann bei einem Versatz der beiden C-Bögen um 90° der eine C-Bogen um seine Angulationsachse und der andere C-Bogen um seine Orbitalachse geschwenkt werden. Die beiden Röntgensysteme bewegen sich dabei vorzugsweise auf einer Kreisbahn.

[0013] Eine Variante der Erfindung sieht vor, dass aus den 2D-Projektionen der ersten und der zweiten Serie von 2D-Projektionen von dem Objekt, basierend auf zuvor ermittelten Projektionsgeometrien für die beiden Röntgensysteme, ein Volumendatensatz von dem Objekt mit Hilfe einer Recheneinrichtung rekonstruiert wird.

[0014] Ein weiterer Zeitgewinn bei der Erzeugung des Volumendatensatzes ergibt sich nach Varianten der Erfindung dadurch, dass aus den 2D-Projektionen der ersten Serie von 2D-Projektionen von dem Objekt ein erster Volumendatensatz von dem Objekt und aus den 2D-Projektionen der zweiten Serie von 2D-Projektionen von dem Objekt ein zweiter Volumendatensatz von dem Objekt rekonstruiert wird, welche beiden Volumendatensätze zu einem resultierenden Volumendatensatz addiert werden. Der Zeitvorteil, der sich bei dieser Art der Erzeugung des Volumendatensatz ergibt, basiert dabei auf den vorzugsweise parallel ablaufenden Rekonstruktionen des ersten und des zweiten Volumendatensatzes.

[0015] Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung ist in den beigefügten schematischen Zeichnungen dargestellt. Es zeigen:

[0016] Fig. 1 eine zwei Röntgensysteme aufweisende Röntgeneinrichtung in einer Ausgangsstellung zur Ausführung des erfindungsgemäßen Verfahrens, und

[0017] Fig. 2 die Röntgeneinrichtung aus Fig. 1 in einer Endstellung.

[0018] In der Fig. 1 ist in schematischer Darstellung eine Biplan-Röntgeneinrichtung, zur Ausführung des erfindungsgemäßen Verfahrens dargestellt. Die Biplan-Röntgeneinrichtung umfasst ein Röntgensystem **1** und ein Röntgensystem **2**. Das Röntgensystem **1** weist einen mit einer Röntgenstrahlenquelle **3** und einem Röntgenstrahlenempfänger **4** versehenen C-Bogen **5** und das Röntgensystem **2** einen mit einer Röntgenstrahlenquelle **6** und einem Röntgenstrahlenempfänger **7** versehenen C-Bogen **8** auf. Die Röntgenstrahlenquellen **3** und **6** senden vorzugsweise kegelförmige Röntgenstrahlenbündel in Richtung auf die Röntgenstrahlenempfänger **4** und **7** aus, bei

denen es sich vorliegend um Röntgenbildverstärker handelt. Anstelle von Röntgenbildverstärkern können jedoch auch andere Röntgenstrahlenempfänger, beispielsweise Flachbilddetektoren, zum Einsatz kommen. Der C-Bogen **5** ist im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels an der Decke D eines die Biplan-Röntgeneinrichtung aufnehmenden Raumes angeordnet und sowohl um seine Angulationsachse A1 als auch um seine senkrecht auf der Zeichenebene stehende Orbitalachse O1 schwenkbar. Die Schwenkung um die Orbitalachse O1 erfolgt durch Verstellung des C-Bogens **5** längs seines Umfanges in einem Lagerteil **9**.

[0019] Der C-Bogen **8** des Röntgensystems **2** ist über eine in den Figuren nicht sichtbare Lagerung an einem auf einem Boden B des die Biplan-Röntgeneinrichtung aufnehmenden Raumes angeordneten Gehäuse **10** angebracht. Der C-Bogen **8** kann in an sich bekannter Weise durch Verstellung relativ zu seiner Lagerung um seine in Fig. 1 angedeutete Orbitalachse O2 sowie zusammen mit seiner Lagerung um seine senkrecht auf der Zeichenebene stehenden Angulationsachse A2 geschwenkt werden.

[0020] Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels erfolgen alle Schwenkungen der beiden C-Bögen **5** und **8** um ihre Angulations- und Orbitalachsen durch nicht explizit dargestellte Elektromotore, wobei eine nicht näher gezeigte Verbindung zwischen den die Verstellbewegung bewirkenden Elektromotoren und einer Recheneinrichtung **11** vorhanden ist, welche die Elektromotore entsprechend zuvor über eine an sich bekannte, nicht dargestellte Bedieneinrichtung eingegebener Daten steuert.

[0021] Die Röntgensysteme **1** und **2** bzw. die C-Bögen **5** und **8** sind im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels derart relativ zueinander versetzt angeordnet, dass die durch die C-Bögen **5** und **8** aufgespannten C-Bogen-Ebenen um ca. 90° relativ zueinander versetzt sind. Unter einer C-Bogen-Ebene wird dabei diejenige Ebene verstanden, die den C-Bogen längs seines Umfanges im Wesentlichen mittig durchdringt und den C-Bogen in zwei Hälften teilt. Außerdem sind die beiden C-Bögen **5** und **8** im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels derart relativ zueinander angeordnet, dass die Orbitalachse O1 des C-Bogens **5** im Wesentlichen mit der Angulationsachse A2 des C-Bogens **8** übereinstimmt.

[0022] Zur Aufnahme zweier Serien von 2D-Projektionen unter voneinander verschiedenen Projektionswinkeln von einem in den Figuren nur schematisch angedeuteten Patienten P für die Rekonstruktion eines Volumendatensatzes von dem Patienten P werden die Röntgensysteme **1** und **2** bzw. die C-Bögen **5** und **8** im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels aus ihrer in Fig. 1 gezeigten Ausgangsstellung gesteuert von der Recheneinrichtung **11** um den Patienten P in ihre in der Fig. 2 gezeigte Endstellung elektromotorisch verstellt. Wie der Fig. 1 entnommen werden kann, wird eine erste Serie von 2D-Projektionen von dem Patienten P während der Schwenkung des Röntgensystems **1** bzw. des C-Bogens **5** um seine Orbitalachse O1 von ca. 0° bis ca. 90° gewonnen. Die Angabe des überstrichenen ersten Winkelbereichs von ca. 0° bis ca. 90° bezieht sich dabei auf den für die Bildgebung relevanten Röntgenstrahlenempfänger **4** des Röntgensystems **1**. Gleichzeitig mit dem Röntgensystem **1** wird das Röntgensystem **2** um seine Angulationsachse A2 ebenfalls um ca. 90° in dieselbe Richtung geschwenkt, wobei der für die Gewinnung der 2D-Projektionen von dem Patienten P relevante Röntgenstrahlenempfänger **7** im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels einen Winkelbereich von ca. 90° bis ca. 180° überstreicht. Die Verstellung des Röntgensystems 1 um die Orbitalachse O1 und die Verstellung des Röntgensystems **2** um die Angulationsachse A2 erfolgen vorzugsweise synchron und mit im Wesentlichen der gleichen Winkelgeschwindigkeit.

[0023] Bei der Verstellung des Röntgensystems **1** über den Winkelbereich von ca. 0° bis ca. 90° wird, wie bereits erwähnt, eine erste Serie von 2D-Projektionen unter voneinander verschiedenen Projektionswinkeln von dem Patienten P aufgenommen. Simultan wird bei der Verstellung des Röntgensystems **2** um die Angulationsachse A2 eine zweite Serie von 2D-Projektionen unter voneinander verschiedenen Projektionswinkeln von dem Patienten P aufgenommen. Dadurch, dass das Röntgensystem **1** einen Winkelbereich von ca. 0° bis ca. 90° und das Röntgensystem **2** einen Winkelbereich von ca. 90° bis ca. 180° überstreicht, erhält man insgesamt 2D-Projektionen von dem Patienten P aus einem Winkelbereich von ca. 0° bis ca. 180°, aus denen in an sich bekannter Weise ein Volumendatensatz von dem Patienten P mit der Recheneinrichtung **11** rekonstruiert werden kann.

[0024] Die Rekonstruktion des Volumendatensatzes erfolgt anhand von zuvor in an sich bekannter Weise in einem Kalibrierprozess ermittelten Projektionsgeometrien für die beiden Röntgensysteme **1** und **2**, welche in einem nicht dargestellten Speicher der Recheneinrichtung **11** hinterlegt sind. Eine Kalibrierung, kann beispielsweise mit einem in der DE 100 47 382 A1 beschriebenen, röntgenpositive Marker aufweisenden Kalibrierphantom erfolgen. Vorzugsweise wird das Kalibrierphantom bei der Ermittlung der Projektionsgeometrien für die beiden Röntgensysteme **1** und **2** in seiner Lage relativ zu den Röntgensystemen **1** und **2** nicht verändert, so dass über die in den Röntgenprojektionsaufnahmen von dem Kalibrierphantom abgebildeten Marker bereits eine Registrierung zwischen den Koordinatensystemen der beiden C-Bögen **5** und **8** hergestellt werden kann. Die Projektionsgeometrien der beiden Röntgensysteme **1** und **2** wer-

den in der Regel für bestimmte Verstellbewegungen der Röntgensysteme **1** und **2** ermittelt. Sollen also die Röntgensysteme **1** und **2** in anderer als in der vorliegend gezeigten Weise relativ zu dem Patienten P verstellt werden, um 2D-Projektionen von dem Patienten P zu gewinnen und einen Volumendatensatz von dem Patienten P erzeugen zu können, müssen die Projektionsgeometrien für die beiden Röntgensysteme **1** und **2** für diese Verstellbewegungen in einem Kalibriervorgang in der Regel neu ermittelt werden, ausgenommen die zu diesen Verstellbewegungen gehörigen Projektionsgeometrien können aus schon bekannten Projektionsgeometrien für andere Verstellbewegungen berechnet werden.

[0025] Alternativ ist auch eine Selbstkalibrierung möglich, d.h. die Ermittlung bzw. Berechnung der Projektionsgeometrien erfolgt simultan zur Aufnahme der 2D-Projektionen. Ein entsprechendes Verfahren zur Selbstkalibrierung wird von R. Hartley und A. Zisserman in "Multiple View Geometry in Computer Vision", Cambridge University Press, Cambridge UK, 2000, in Kapitel 18 beschrieben.

[0026] Nach einer ersten Variante wird aus den mit den Röntgensystemen **1** und **2** über den Winkelbereich von ca. 0° bis ca. 180° gewonnenen 2D-Projektionen von dem Patienten P und mit den in dem Kalibriervorgang ermittelten Projektionsgeometrien der Röntgensysteme **1** und **2** ein Volumendatensatz von dem Patienten P mit der Recheneinrichtung **11** rekonstruiert, welche mit einem entsprechenden Rekonstruktionsprogramm versehen ist.

[0027] Nach einer anderen Variante kann aus den mit dem Röntgensystem **1** über den Winkelbereich von ca. 0° bis ca. 90° gewonnenen 2D-Projektionen von dem Patienten P ein erster Volumendatensatz und parallel hierzu aus den mit dem Röntgensystem **2** über den Winkelbereich von ca. 90° bis ca. 180° gewonnenen 2D-Projektionen von dem Patienten P ein zweiter Volumendatensatz mit der Recheneinrichtung **11** rekonstruiert werden. Die beiden parallel rekonstruierten Volumendatensätze werden von der Recheneinrichtung **11** schließlich zu einem resultierenden Volumendatensatz des Patienten P addiert. Diese zweite Variante der Erfindung zeichnet sich gegenüber der ersten Variante durch eine noch schnellere Rekonstruktion eines resultierenden Volumendatensatzes aus. Zur parallelen Rekonstruktion kann die Recheneinrichtung **11** Parallelrechner, beispielsweise Transputer aufweisen.

[0028] Insgesamt lässt sich im Vergleich zum Stand der Technik mit jeder der beiden Varianten deutlich Zeit bei der Rekonstruktion eines Volumendatensatzes von dem Patienten P einsparen, was den Vorteil hat, dass die Untersuchungszeit für den Patienten P verkürzt wird. Darüber hinaus kann bei radiologischen Aufnahmen unter Gabe von Kontrastmittel die Zeit für die Injektion von Kontrastmittel in den Patienten und somit die dem Patienten zu injizierende Menge von Kontrastmittel deutlich reduziert werden. Bei dem in dem vorliegenden Ausführungsbeispiel geschilderten Vorgehen kann im Vergleich zu einer konventionellen Ermittlung eines Volumendatensatzes die Zeit für die Injektion des Kontrastmittels um ca. 50% gesenkt werden, wodurch ein wichtiger Beitrag zur Schonung von Patienten geleistet wird.

[0029] Im Falle des vorliegend beschriebenen Ausführungsbeispiels werden das Röntgensystem **1** um seine Orbitalachse O1 und das Röntgensystem **2** um seine Angulationsachse A2, welche miteinander fluchten, verstellt. Außerdem werden die Röntgensysteme **1** und **2**, insbesondere die Röntgenstrahlenempfänger **4** und **7**, auf einer Kreisbahn K verstellt. Dies muss jedoch nicht notwendigerweise der Fall sein.

[0030] Des Weiteren können die Röntgensysteme **1** und **2** auch in anderer Weise relativ zueinander versetzt angeordnet werden oder andere Winkelbereiche bei der Gewinnung von Serien von 2D-Projektionen überstreichen, welche sich auch überschneiden können. Für die Rekonstruktion eines Volumendatensatzes ist nur eine Beziehung zwischen den Röntgensystemen **1** und **2** bzw. den von den Röntgensystemen **1** und **2** aufgenommenen 2D-Projektionen herzustellen. Vorzugsweise erfolgt dies bereits bei der Kalibrierung der Röntgenssysteme **1** und **2**, um aus den vorzugsweise gleichzeitig aufgenommenen Serien von 2D-Projektionen einen Volumendatensatz von einem Patienten bzw. einem zu untersuchenden Objekt gewinnen zu können. Eine Beziehung lässt sich aber auch über die Recheneinrichtung **11** herstellen, welche als Steuereinrichtung alle Stellungen der C-Bögen **5** und **8** relativ zueinander kennt.

[0031] Im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels erfolgt die Verstellung der Röntgensysteme **1** und **2** mit im Wesentlichen der gleichen Winkelgeschwindigkeit. Die Röntgensysteme **1** und **2** können jedoch auch mit voneinander verschiedenen Winkelgeschwindigkeiten verstellt werden. Beispielsweise kann das Röntgensystem **1** in der Zeit t einen Winkelbereich von 0° bis ca. 120° und das Röntgensystem **2** in der Zeit t einen Winkelbereich von ca. 120° bis ca. 180° überstreichen. Die Zeitersparnis bei der Aufnahme der 2D-Projektionen ist somit die Zeit, die das schnellere Röntgensystem benötigt, um den kleineren Winkelbereich des langsameren Röntgensystems abzufahren.

[0032] Es besteht im Übrigen auch die Möglichkeit, mit beiden Röntgensystemen Serien von 2D-Projektionen aufzunehmen, bei denen beide Röntgensysteme einen Winkelbereich von 0° bis ca. 180° auf verschiedenen Kreisbahnen überstreichen. Dabei wird zwar die Dauer für die Gewinnung der 2D-Projektio-

nen nicht reduziert. Durch die Vielzahl von für die Rekonstruktion zur Verfügung stehenden 2D-Projektionen kann jedoch die Qualität des rekonstruierten Volumendatensatzes gesteigert werden.

Patentansprüche

1. Verfahren für eine Biplan-Röntgeneinrichtung zur Erzeugung eines Volumendatensatzes von einem Objekt (P) mit einem ersten Röntgensystem (**1**), umfassend einen ersten mit einer Röntgenstrahlenquelle (**3**) und einem Röntgenstrahlenempfänger (**4**) versehenen C-Bogen (**5**), und mit einem zweiten Röntgensystem (**2**), umfassend einen zweiten mit einer Röntgenstrahlenquelle (**6**) und einem Röntgenstrahlenempfänger (**7**) versehenen C-Bogen (**8**), welche C-Bögen (**5**, **8**) relativ zueinander verstellbar sind,
aufweisend folgende Verfahrensschritte:
– Aufnahme einer ersten Serie von 2D-Projektionen von dem Objekt (P), welche unter voneinander verschiedenen Projektionswinkeln mit dem ersten Röntgensystem (**1**) gewonnen werden, wobei der C-Bogen (**5**) des ersten Röntgensystems (**1**) um eine Orbitalachse (O1) des ersten Röntgensystems (**1**) geschwenkt wird und einen ersten Winkelbereich einer Ebene überstreicht,
– im Wesentlichen gleichzeitige Aufnahme einer zweiten Serie von 2D-Projektionen von dem Objekt (P), welche unter voneinander verschiedenen Projektionswinkeln mit dem zweiten Röntgensystem (**2**) gewonnen werden, wobei der C-Bogen (**8**) des zweiten Röntgensystems (**2**) um eine Angulationsachse (A2) des zweiten Röntgensystems (**2**) geschwenkt wird und einen zweiten, von dem ersten verschiedenen Winkelbereich der Ebene überstreicht, wobei die beiden C-Bögen (**5**, **8**) zur im Wesentlichen gleichzeitigen Aufnahme der Serien von 2D-Projektionen Objekts (P) relativ zueinander versetzt angeordnet sind, wobei die Orbitalachse (O1) des ersten Röntgensystems (**1**) und die Angulationsachse (A2) des zweiten Röntgensystems (**2**) miteinander fluchten, und
– Erzeugung eines Volumendatensatzes des Objekts (P) aus den von den beiden Röntgensystemen (**1**, **2**) aufgenommenen ersten und zweiten Serien von 2D-Projektionen von dem Objekt (P).

2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem sich der zweite Winkelbereich, welchen der C-Bogen (**8**) des zweiten Röntgensystems (**2**) überstreicht, an den ersten Winkelbereich, welchen der C-Bogen (**5**) des ersten Röntgensystems (**1**) überstreicht, anschließt.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, bei dem der C-Bogen (**5**) des ersten Röntgensystems (**1**) einen ersten Winkelbereich von ca. 0° bis ca. 90° und der C-Bogen (**8**) des zweiten Röntgensystems (**2**) einen zweiten Winkelbereich von ca. 90° bis ca. 180° überstreicht.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, bei dem die beiden C-Bögen (**5**, **8**) um ca. 90° relativ zueinander versetzt angeordnet sind.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei dem die C-Bögen (**5**, **8**) der beiden Röntgensysteme (**1**, **2**) bei der Aufnahme der Serien von 2D-Projektionen im Wesentlichen mit der gleichen Winkelgeschwindigkeit geschwenkt werden.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, bei dem aus den 2D-Projektionen der ersten und der zweiten Serie von 2D-Projektionen des Objekts (P) ein Volumendatensatz von dem Objekt (P) rekonstruiert wird.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, bei dem aus den 2D-Projektionen der ersten Serie von 2D-Projektionen des Objekts (P) ein erster Volumendatensatz des Objekts (P) und aus den 2D-Projektionen der zweiten Serie von 2D-Projektionen des Objekts (P) ein zweiter Volumendatensatz des Objekts (P) rekonstruiert wird, welche beiden Volumendatensätze zu einem resultierenden Volumendatensatz addiert werden.

8. Verfahren nach Anspruch 7, bei dem der erste und der zweite Volumendatensatz im Wesentlichen parallel zueinander rekonstruiert werden.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

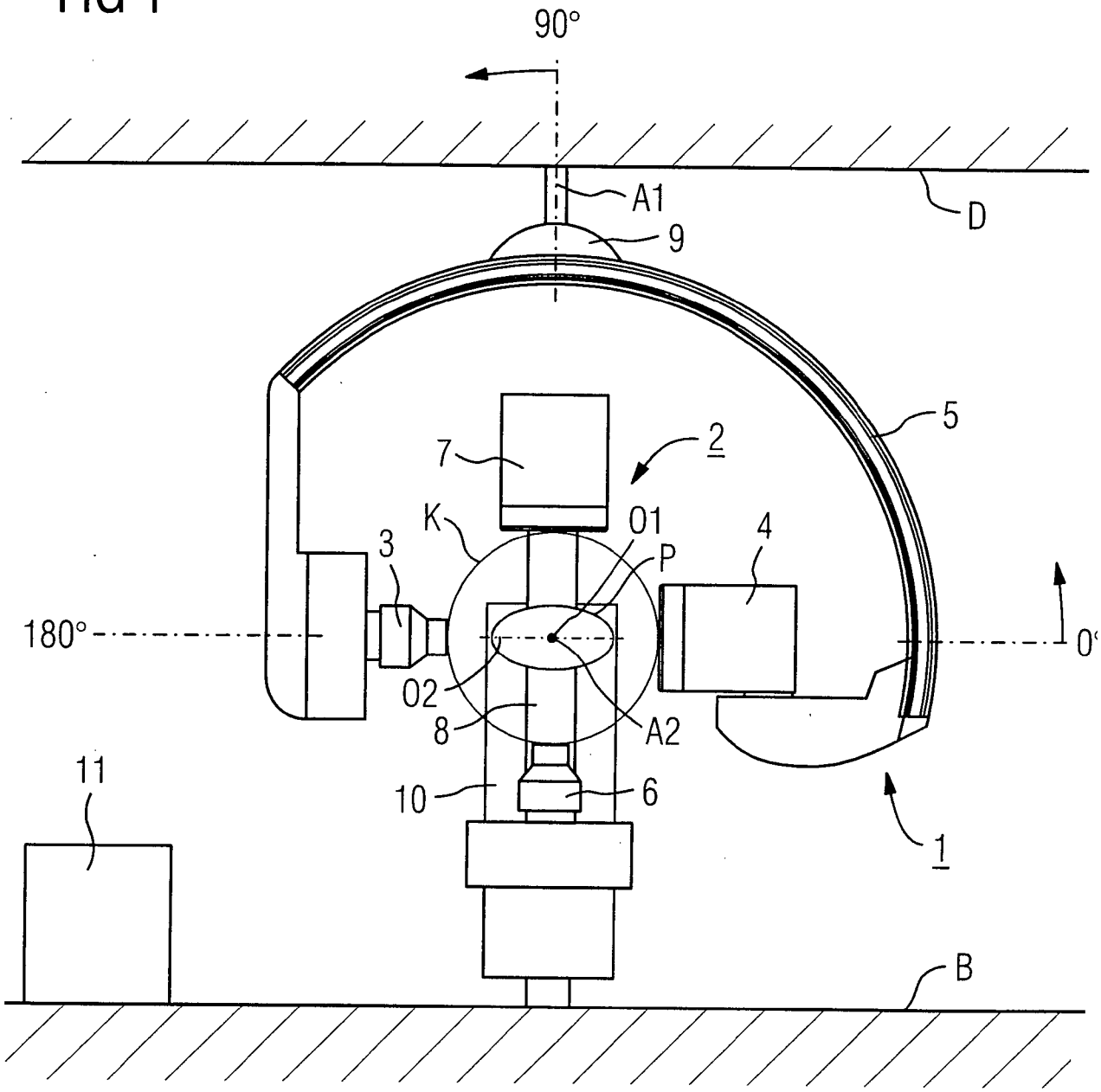
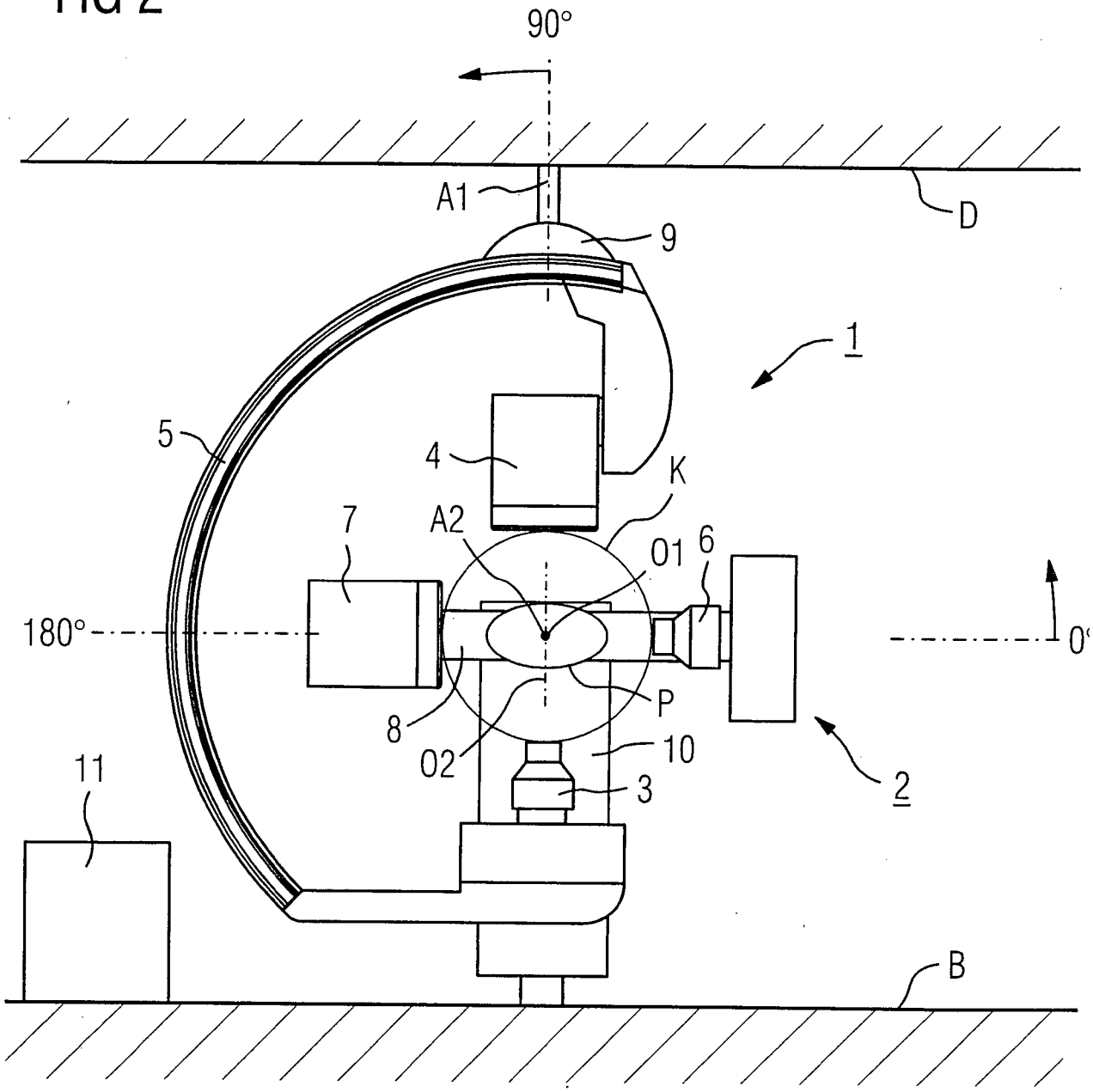



FIG 2