



(10) **DE 10 2004 035 841 B4** 2017.06.29

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2004 035 841.9**
(22) Anmeldetag: **23.07.2004**
(43) Offenlegungstag: **17.03.2005**
(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **29.06.2017**

(51) Int Cl.: **G01N 23/06 (2006.01)**
A61B 6/03 (2006.01)

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).

(30) Unionspriorität:
2003-280055 **25.07.2003** **JP**

(73) Patentinhaber:
Nihon University, Tokio/Tokyo, JP; J. Morita Mfg. Corp., Kyoto, JP

(74) Vertreter:
Müller Hoffmann & Partner Patentanwälte mbB, 81541 München, DE

(72) Erfinder:
Arai, Yoshinori, Kyoto, JP; Suzuki, Masakazu, Kyoto, JP

(56) Ermittelter Stand der Technik:
siehe Folgeseiten

(54) Bezeichnung: **Verfahren zur Röntgenbildkorrektur sowie zugehöriger Röntgen-CT-Scanner und Speicherträger**

(57) Hauptanspruch: Verfahren zum Korrigieren eines Röntgenbilds in einem Röntgen-CT-Scanner mit einem Rotationsarm (10) und einem Scanmechanismus (18), wobei der Rotationsarm (10) über eine ein kegelförmiges Röntgenstrahlenbündel erzeugende Röntgenstrahlenquelle (12) und einen dieser gegenüberstehenden zweidimensionalen Röntgenstrahlendetektor (14) verfügt, wobei der Scanmechanismus (18) den Rotationsarm (10) auf einer nicht vertikalen Rotationsachse (z) hält und verdreht und wobei zweidimensionale Röntgenbilddaten vom Röntgenstrahlendetektor (14) erfasst und verarbeitet werden, während der Scanmechanismus (18) den Rotationsarm (10) verdreht, mit den folgenden Schritten:

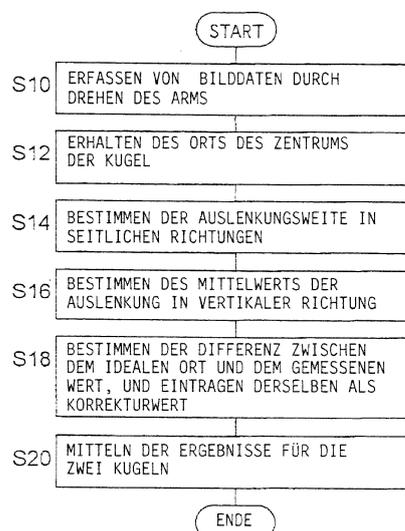
– Platzieren eines Korrekturphantoms (30) zwischen der Röntgenstrahlenquelle (12) und dem zweidimensionalen Röntgenstrahlendetektor (14), wobei das Korrekturphantom (30), in das ein Röntgenstrahlen absorbierendes Objekt (32) eingebettet ist, aus einem Röntgenstrahlen durchlassenden Material besteht, und wobei das Objekt (32) in dem Korrekturphantom (30) um die Rotationsachse (z) herum oder im Wesentlichen auf dieser gelegen ist;

– Erfassen der zweidimensionalen Bilddaten des Objekts (32) durch Erzeugen von Röntgenstrahlen durch die Röntgenstrahlenquelle (12) sowie Empfangen der das Objekt (32) durchstrahlenden Röntgenstrahlen durch den Röntgenstrahlendetektor (14), während der Rotationsarm (10) gedreht wird, wobei sich die Bilddaten in der Richtung der Rotationsachse (z) des Rotationsarms (10) und in einer anderen Richtung orthogonal zur Rotationsachse (z) erstrecken;

– Bestimmen des Orts (P) des Objekts (32) in den zweidimensionalen Bilddaten;

– Abschätzen eines idealen Orts Z des Objekts (32) in der Richtung der Rotationsachse (z) auf Grundlage des bestimmten Orts (P) in den zweidimensionalen Bilddaten; und

– Bestimmen der Differenz zwischen dem abgeschätzten idealen Ort Z_p und der entsprechenden tatsächlichen Position des in den zweidimensionalen Bilddaten bestimmten Orts (P) in der Richtung der Rotationsachse (z), und ...



(56) Ermittelter Stand der Technik:

DE	199 36 408	A1
DE	100 03 524	A1
DE	101 56 445	A1
DE	198 56 536	A1
FR	2 737 005	A1
US	64 66 638	B1

SILVER, M.D. [et al]: Determination and correction of the wobble of a C-arm gantry. In: Medical Imaging 2000: Image Processing. Proceedings of SPIE Vol. 3979 (2000). 1459 – 1468.

Song, X. [u.a.]: Development and Evaluation of a MicroCT System for Small Animal Imaging. Nuclear Science Symposium Conference Record, Vol. 3 (2001), 1600-1604

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Korrektur eines CT-Röntgenbilds sowie einen zugehörigen Röntgen-CT-Scanner und einen computerlesbaren Speicherträger.

[0002] Ein typischer Röntgen-CT(Computertomografie)-Scanner verfügt über einen Galgen bzw. einen Rahmen mit einer Röntgenstrahlungsquelle und einem Röntgenstrahlendetektor, die beide an einer rotierenden Komponente des Rahmens einander gegenüberstehend montiert sind. Eine zu untersuchende Person, die vertikal und horizontal verstellbar auf einem Bett liegt, wird zwischen der Röntgenstrahlenquelle und dem Röntgenstrahlendetektor positioniert. Während der Rahmen um die Person herum gedreht wird, wird durch die sich entlang einer Kreisbahn bewegende Röntgenstrahlenquelle ein kegelförmiges Röntgenstrahlenbündel erzeugt, um die Person zu bestrahlen, und diese durchstrahlende Röntgenstrahlen werden vom Röntgenstrahlendetektor empfangen. Im Fall eines Wendel-CT-Scanners wird mit der Röntgenbilderzeugung fortgefahren, während die Person auf dem Bett weiter bewegt wird. Die Erfassungsdaten werden einem Rechenvorgang unterzogen, um ein Tomografie-Röntgenbild der Person zu rekonstruieren, das dann auf einem Display angezeigt wird.

[0003] Der Galgen bzw. Rahmen eines Röntgen-CT-Scanners kann über einen die Röntgenstrahlenquelle und den Röntgenstrahlendetektor haltenden C-Arm verfügen (siehe z. B. JP 2001-224586 A). Die Röntgenstrahlenquelle und der Röntgenstrahlendetektor sind an einem Ende bzw. am anderen Ende des C-Arms montiert, und eine zu untersuchende Person wird auf einem Bett zwischen der Röntgenstrahlenquelle und dem Röntgenstrahlendetektor positioniert. Wenn der C-Arm um die Person herum bewegt wird, um die Röntgenstrahlenquelle und den Röntgenstrahlendetektor entlang einer Kreisbahn zu bewegen, werden die Person durchstrahlende Röntgenstrahlen erfasst. Dieser Typ eines Röntgen-CT-Scanners zeigt den Vorteil, dass das medizinische Personal aus verschiedenen Richtungen Zugang zur Person hat.

[0004] Ein Röntgen-CT-Scanner zu Dentalzwecken bestrahlt eine zu untersuchende Person lokal, um ein Tomografie-Röntgenbild zu einem örtlichen Gebiet oder Teil der Person zu erzeugen (siehe z. B. JP 2002-336237 A). Bei einem derartigen Röntgen-CT-Scanner wird ein torförmiger Rahmen sehr hoher Stabilität an einem Träger befestigt. Dieser trägt einen rotierenden Arm, bei dem es sich um einen sich um eine vertikale Achse drehenden C-Arm handelt. Der Rotationsarm hält eine Röntgenstrahlenquelle und einen Röntgenstrahlendetektor, die einander gegenüberstehen, wobei sich die Person dazwischen befindet. Die Röntgenstrahlenquelle und der Röntgenstrahlendetektor werden in einer horizontalen Ebene verstellt, wenn der Rotationsarm gedreht wird. Die auf einem Stuhl sitzende, zu untersuchende Person kann in drei Achsen in den Richtungen auf-ab, links-rechts und vor-zurück so verstellt werden, dass das Zentrum eines örtlichen Gebiets innerhalb derselben mit dem Rotationszentrum des Rotationsarms übereinstimmt. In diesem Zustand erzeugt die Röntgenstrahlenquelle ein kegelförmiges Röntgenstrahlenbündel, das nur das örtliche Gebiet in der Person bestrahlt. Wenn der Arm gedreht wird, drehen sich die Röntgenstrahlenquelle und der Röntgenstrahlendetektor in einem den Bilderzeugungsbedingungen entsprechenden Winkelbereich um die Person. Auf Grundlage der Erfassungsdaten wird ein Tomografie-Röntgenbild rekonstruiert und auf einem Display angezeigt.

[0005] Bei den oben genannten Röntgen-CT-Scannern sind der Galgen und das Bett (oder der Stuhl) am Träger befestigt. Obwohl derartige große, an einem Träger befestigte Röntgen-CT-Scanner allgemein verwendet werden, wird für medizinische Zwecke und dergleichen ein tragbarer Röntgen-CT-Scanner benötigt. Es ist zu erwarten, dass ein tragbarer Röntgen-CT-Scanner einfacher und auf verschiedene andere Arten einsetzbar ist. Bei einem Röntgen-CT-Scanner zur Bilderzeugung für ein örtliches Gebiet besteht die Möglichkeit, denselben kompakt und tragbar auszubilden. Ein tragbarer Röntgen-CT-Scanner kann z. B. unter Verwendung eines C-Arm-Galgens mit horizontaler Rotationsachse realisiert werden. Jedoch sind viele Probleme zu lösen, um tatsächlich einen tragbaren Röntgen-CT-Scanner zu verwenden. Eines der Probleme ist die Korrektur eines Tomografiebilds aufgrund von Positionsverschiebungen der Röntgenstrahlenquelle und des Röntgenstrahlendetektors. Ein Bild muss durch Korrigieren der Bilddaten in Bezug auf die Positionsverschiebungen rekonstruiert werden.

[0006] Für Röntgen-CT-Scanner wurden verschiedene Korrekturtechniken hinsichtlich einer Positionsverschiebung vorgeschlagen. Zum Beispiel wird beim in JP 2002-291726 A offenbarten Röntgen-CT-Scanner ein kreisförmiger Galgen verwendet. Dieser korrigiert Abweichungen aufgrund von Verschiebungen eines zweidimensionalen Röntgenstrahlendetektors, eines Winkels einer Detektorebene, einer Rotation derselben usw. Ein Positionssensor und ein Winkelgeschwindigkeitssensor werden dazu verwendet, eine Änderung der Erfassungsebene des zweidimensionalen Röntgenstrahlendetektors zu erfassen, und die Position desselben wird auf Grundlage der Änderung bestimmt. Diese Korrektur kann auch für den C-Arm eines Röntgen-CT-Scanners angewandt werden.

[0007] Ein in JP 2001-224586 A offenbarer CT-Scanner verwendet einen C-Arm-Galgen mit horizontaler Rotationsachse. Er korrigiert Schwankungen des C-Arm-Galgens während der Drehung, die durch Unregelmäßigkeiten wie Schwingungen aufgrund der Drehung, Verziehen durch die Schwerkraft und mechanische Schwingungen hervorgerufen werden. Zum Korrigieren von Daten wird ein Korrekturphantom mit vielen schraubenförmig angeordneten Kügelchen verwendet. Auf Grundlage des Bilds des Korrekturphantoms werden die Positionen der Kügelchen bestimmt. Dann können durch Lösen von Gleichungen zu einer Kegelprojektion Korrekturwerte hergeleitet werden. Wenn die Daten erfasst werden, wird das Bild mittels der Korrekturwerte korrigiert.

[0008] Ein in JP 2002-336237 A offenbarer CT-Scanner nutzt einen C-Arm-Galgen mit vertikaler Rotationsachse. Ein zwei Kugeln enthaltendes Korrekturphantom wird im Rotationszentrum platziert, und es wird ein Bild von ihm erzeugt. Die Orte der Kugeln werden erfasst, um eine Verzerrung zu korrigieren.

[0009] Die DE 199 36 408 A1 offenbart ein verfahrbares Röntgengerät mit einem Röntgensystem, welches zur Aufnahme von Serien von 2-D-Projektionen von einem Objekt für eine Rekonstruktion wenigstens eines 3-D-Bildes des Objekts relativ zu dem Objekt verstellbar ist. Das Röntgengerät weist Mittel zur Sicherstellung einer reproduzierbaren Verstellbewegung des Röntgensystems auf, so dass eine offline-Bestimmung der für die Rekonstruktion von 3-D-Bildern erforderlichen Projektionsgeometrie ermöglicht wird.

[0010] „Development and Evaluation of a MicroCT System for Small Animal Imaging“ von Song, X. et al. (Nuclear Science Symposium Conference Record, Vol. 3, 2001, 1600–1604) befasst sich mit einem Röntgen-MicroCT-System mit hoher räumlicher Auflösung zur Erfassung von kleinen Tieren. Das System soll auch zum Einsatz für die Auswertung und Entwicklung von Rekonstruktionsalgorithmen dreidimensionaler Computertomographie dienen.

[0011] Die FR 2 737 005 A1 beschreibt ein Abbildungsverfahren für Röntgenradiographie mit einem mobilen, strahlungssensitiven Detektor, der Strahlung von einer Röntgenstrahlenquelle nach deren Durchgang durch einen zu untersuchenden Bereich des Körpers eines Patienten empfängt. Bilder werden an vorgegebenen, festen Positionen um den Patienten herum aufgenommen. Basierend auf diesen Bildern wird ein detaillierteres Bild der Region des Körpers des Patienten gebildet.

[0012] Die DE 100 03 524 A1 offenbart ein verfahrbares Röntgengerät mit einem eine Röntgenstrahlenquelle und einen Röntgenstrahlendetektor umfassenden Röntgensystem, welches an einer Tragevorrichtung angeordnet ist. Die Tragevorrichtung ist zur Aufnahme einer Serie von 2-D-Projektionen von einem Objekt um eine wenigstens im Wesentlichen horizontal durch die Tragevorrichtung verlaufende Achse motorisch schwenkbar. Das Röntgengerät weist Mittel zur Erzeugung eines 3-D-Bilddatensatzes aus den aufgenommenen 2-D-Projektionen auf. Die DE 100 03 524 A1 betrifft außerdem ein Verfahren zur Bestimmung der für die Erzeugung eines 3-D-Bilddatensatzes aus aufgenommenen 2-D-Projektionen erforderlichen Projektionsgeometrien.

[0013] Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, einen Röntgen-CT-Scanner unter Verwendung eines um eine nicht vertikale Achse drehbaren Rotationsarms, der eine Röntgenstrahlenquelle und einen Röntgenstrahlendetektor hält, zu schaffen, der Röntgenbilddaten mit hoher Genauigkeit erfassen kann. Ferner liegt ihr die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zum Korrigieren von CT-Röntgenbildern sowie einen computerlesbaren Datenträger, der ein Programm zum Ausführen eines derartigen Verfahrens speichert, zu schaffen.

[0014] Diese Aufgaben sind durch das Verfahren gemäß dem beigefügten Anspruch 1, den Datenträger gemäß dem Anspruch 4 und den Röntgen-CT-Scanner gemäß dem Anspruch 5 gelöst.

[0015] Ein Vorteil der Erfindung besteht darin, dass ein Röntgenbild mit einem Röntgen-CT-Scanner mit einem um eine nicht vertikale Achse gedrehten Rotationsarm korrekt erfasst werden kann.

[0016] Ein anderer Vorteil der Erfindung besteht darin, dass Bilddaten einfach und schnell berechnet werden können.

[0017] Diese und andere Aufgaben und Merkmale der Erfindung werden aus der folgenden detaillierten Beschreibung in Verbindung mit den bevorzugten Ausführungsformen der Erfindung unter Bezugnahme auf die beigefügten Zeichnungen deutlich werden.

[0018] Fig. 1 ist ein Blockdiagramm eines tragbaren Röntgen-CT-Scanners gemäß der Erfindung;

[0019] Fig. 2 ist ein Blockdiagramm des Innenaufbaus des Röntgen-CT-Scanners der Fig. 1;

- [0020] Fig. 3 ist ein Diagramm zum Erläutern einer Abweichung eines C-Arms des Röntgen-CT-Scanners;
- [0021] Fig. 4 ist eine perspektivische Ansicht eines Korrekturphantoms;
- [0022] Fig. 5 ist ein Diagramm zum Erläutern einer Röntgenbilderzeugung für ein Korrekturphantom;
- [0023] Fig. 6 ist ein anderes Diagramm zum Erläutern einer Röntgenbilderzeugung für ein Korrekturphantom;
- [0024] Fig. 7 ist ein Diagramm von Orten von Kugeln im Korrekturphantom;
- [0025] Fig. 8 ist ein Flussdiagramm zu einer Positionskorrektur in der Richtung einer Rotationsachse;
- [0026] Fig. 9 ist ein Blockdiagramm einer modifizierten Ausführungsform eines erfindungsgemäßen tragbaren Röntgen-CT-Scanners;
- [0027] Fig. 10 ist ein Diagramm eines CT-Röntgenbilds ohne Korrektur der Position in der Richtung der Rotationsachse; und
- [0028] Fig. 11 ist ein Diagramm eines CT-Röntgenbilds nach Korrektur der Position in der Richtung der Rotationsachse.

[0029] In den Zeichnungen kennzeichnen gleiche Bezugszeichen gleiche oder ähnliche Teile in allen Ansichten. Dabei zeigt die Fig. 1 eine Ausführungsform eines erfindungsgemäßen tragbaren Röntgen-CT-Scanners unter Verwendung eines Rotationsarms **10** mit horizontaler Rotationsachse. Der Rotationsarm **10** verfügt über eine Form ähnlich dem auf die Seite gekippten Buchstaben U mit zwei rechtwinkligen Abschnitten. Bei einem derartigen Scanner ist eine Röntgenstrahlenquelle **12** an einem Ende des Rotationsarms **10** montiert, und am anderen Ende desselben ist ein zweidimensionaler Röntgenstrahlendetektor **14** montiert. Die Röntgenstrahlenquelle **12** erzeugt ein kegelförmiges Röntgenstrahlenbündel. Der zweidimensionale Röntgenstrahlendetektor **14** ist z. B. ein Röntgenstrahlen-Fotovervielfacher. Er empfängt einfallende Röntgenstrahlen, um sichtbares Licht zu erzeugen, von dem mittels einer CCD-(Charge-Coupled Device)-Kamera ein Bild aufgenommen wird, wobei diese elektrische Signale ausgibt. Um ein Rotationszentrum zwischen der Röntgenstrahlenquelle **12** und dem Röntgenstrahlendetektor **14** ist eine Kopfstütze **16** zum Abstützen des Kopfs einer Person positioniert. Dieser Röntgen-CT-Scanner wird zu dentalen Zwecken eingesetzt, und der an der Kopfstütze **16** fixierte Kopf einer Person wird örtlich mit Röntgenstrahlen bestrahlt. Während das durch die Röntgenstrahlenquelle erzeugte kegelförmige Röntgenstrahlenbündel die Person bestrahlt, werden vom zweidimensionalen Röntgenstrahlendetektor **14** Röntgenstrahlen erfasst, die den Kopf durchstrahlen. Der Rotationsarm **10** ist in seinem Zentrum durch einen Scanmechanismus **18** gelagert, der sich um die Rotationsachse dreht. Bei diesem Beispiel verläuft die Rotationsachse nicht vertikal, genauer gesagt, horizontal. Der auf Rädern laufende Scanmechanismus **18** kann verstellt werden, und er wird entsprechend der Kopfstütze **16** zur Bilderzeugung fixiert. Eine Steuerung **20** steuert den Scanmechanismus **18**, um den Rotationsarm **10** innerhalb eines vorbestimmten Bilderzeugungsbereichs zu verdrehen. Ein Motor (nicht dargestellt) im Scanmechanismus **18**, dessen Achse direkt mit dem Rotationszentrum des Rotationsarms **10** verbunden ist, verdreht diesen mit konstanter oder variabler Geschwindigkeit. Die Rotationsposition kann entlang der Zeitachse bestimmt werden.

[0030] Ein Röntgenbild wird dadurch erhalten, dass nur ein örtlicher Bereich, von dem ein Bild zu erzeugen ist, oder ein zu untersuchender Teil der Person mit dem durch die Röntgenstrahlenquelle **12** erzeugten kegelförmigen Röntgenstrahlenbündel bestrahlt wird, während der Rotationsarm **10** mit der Röntgenstrahlenquelle **12** und dem Röntgenstrahlendetektor **14**, die einander gegenüberstehen, um die Person gedreht wird. Die Rotationssteuerung des Rotationsarms **10** ist ähnlich wie bei einem bekannten Scanner, und sie wird hier nicht detailliert erläutert. Die Erfassungssignale vom zweidimensionalen Röntgenstrahlendetektor **14** werden über den Scanmechanismus **18** an einen Bilderfassungsprozessor **22** geliefert und dort in einem Speicher abgespeichert. Auf Grundlage der erfassten Daten wird ein Röntgenbild berechnet, und es werden dreidimensionale Röntgenstrahlen-Absorptionskoeffizienten im örtlichen Bereich berechnet, um ein Bild zu rekonstruieren. Das rekonstruierte Bild wird auf einem Display **24** angezeigt. Beim in der Fig. 1 dargestellten Beispiel hat der Rotationsarm **10** die Form des zur Seite gekippten Buchstabens U mit zwei rechtwinkligen Abschnitten. Jedoch kann er die Form des Buchstabens C oder dergleichen aufweisen.

[0031] Die Fig. 2 zeigt den Aufbau des Bilderfassungsprozessors **22** mit einer zentralen Verarbeitungseinheit (CPU) **100** zum Steuern des gesamten Prozessors, Speichern **102** (einem Festwertspeicher und einem Direktzugriffsspeicher), die über einen Bus mit der CPU verbunden sind, und einem Coprozessor **104** für Re-

chenvorgänge. Der Coprozessor **104** wird für Rechenvorgänge zur Bildanalyse verwendet. Die CPU **100** ist ferner mit einer Tastatur **106**, einer Maus **108**, dem Display **24**, einem Festplattenlaufwerk (HDD) **110** mit einer Festplatte zum Speichern von Programmen und Dateien, einem CD-Laufwerk **112** für einen Zugriff auf eine CD **112a** sowie einer Kommunikationsvorrichtung **114** für eine Kommunikation nach außen verbunden. Weiterhin ist die CPU **100** mit einem externen Speicher **116** zum Speichern einer großen Datenmenge verbunden. Zu in Speichermedien wie der Festplatte oder einer CD gespeicherten Programmen gehören ein Bilddaten-Erfassungsprogramm und ein Bildrekonstruktionsprogramm für CT sowie ferner ein Korrekturprogramm, das später erläutert wird. Das Bilddaten-Erfassungsprogramm führt Rechenvorgänge an einem vorverarbeiteten Röntgenstrahlen-Transmissionsbild aus, um dreidimensionale Röntgenstrahlen-Absorptionskoeffizientendaten für eine Substanz zu erzeugen, durch die die Röntgenstrahlen laufen. Das Bildrekonstruktionsprogramm rekonstruiert das Bild durch Ausführen von Projektionsvorgängen für die Daten auf eine Projektionsebene und dergleichen. Die Bilddatenerfassung und die Bildrekonstruktion sind im Stand der Technik bekannt, und eine zugehörige detaillierte Erläuterung wird hier weggelassen.

[0032] Im Bilderfassungsprozessor **22** ist ein Datenträger zum Speichern der Programme, z. B. die Festplatte, jedoch kann es sich um eine Diskette oder verschiedene Typen optischer Platten handeln, die in einem zugehörigen Laufwerk betrieben werden, wie einem Diskettenlaufwerk oder einem Laufwerk für optische Platten.

[0033] Beim oben genannten Röntgen-CT-Scanner zeigte es sich durch Versuche, dass der Rotationsarm **10**, wenn er um eine horizontale Rotationsachse (z) gedreht wird, eine Durchbiegebewegung nach unten ausführt, wie es schematisch in der **Fig. 3** dargestellt ist, in der die Achsen x' und y' zwei Richtungen rechtwinklig zur z-Achse repräsentieren. Die horizontalen Teile des Rotationsarms **10** werden durch die Schwerkraft nach unten ausgelenkt. Da die Röntgenstrahlenquelle **12** und der zweidimensionale Röntgenstrahlendetektor **14** an den beiden Enden des Rotationsarms **10** montiert sind, verschieben sich ihre Positionen. Dann schwankt das sich ergebende Bild abhängig vom Wert in der Richtung der Rotationsachse (z-Wert).

[0034] Wenn die Rotationsachse vertikal verläuft, tritt keine Durchbiegebewegung nach unten auf. Demgemäß wird der Rotationsarm, selbst wenn er sich durchbiegt und verformt, während der Drehung um einen konstanten Wert in der vertikalen Richtung verformt, so dass kein Problem existiert. Dagegen ist es bei der oben genannten horizontalen CT erforderlich, das Ursprungsbild hinsichtlich der Durchbiegebewegung nach unten in der Richtung der Rotationsachse (z-Richtung) zu korrigieren.

[0035] Vor der Korrektur des Bilds für die oben genannte Abweichung in der z-Achse ist es bevorzugt, dass Auslenkungen in den beiden anderen Richtungen orthogonal zur Rotationsachse (z-Achse) unter Verwendung des bekannten Prozesses korrigiert werden, wie er z. B. in JP 2002-336237 A dargelegt ist. Bei dieser Korrektur werden drei Korrekturtabellen unter Verwendung zweier Typen von Korrekturphantomen bereitgestellt: eine erste Tabelle zum Korrigieren einer Verzerrung des zweidimensionalen Röntgenstrahlendetektors in einer Röhrenebene sowie einer magnetischen Verzerrung durch den Geomagnetismus, eine zweite Tabelle zum Korrigieren einer Verschiebung der Rotationsachse zur CT-Röntgenbilderzeugung und eine dritte Tabelle zum Korrigieren der Auslenkung der Rotationsachse in axialer Richtung. Dann werden die drei Tabellen dazu verwendet, Bildkorrekturtabellen für jeden der Rotationswinkel bei der CT-Röntgenbilderzeugung dadurch zu liefern, dass die Koordinatenachsen mittels der zweiten Tabelle für die erste Korrekturtable verdreht werden und die Koordinatenachsen mittels der dritten Tabelle verschoben werden. Unter Verwendung der Bildkorrekturtabellen wird jedes der ursprünglichen Röntgenbilder, wie sie durch den zweidimensionalen Röntgenstrahlendetektor erhalten werden, korrigiert, und die korrigierten Röntgenbilder werden der Berechnung zugeführt, um dreidimensionale Röntgenstrahlen-Absorptionskoeffizienten im Objekt zu bestimmen. Die Bildkorrekturtabellen können alle Verzerrungen in den Richtungen x und y entfernen.

[0036] Als Nächstes wird die Korrektur der Abweichung in der z-Richtung erläutert. Die Schwankung aufgrund der sogenannten "Durchbiegung nach unten" wird durch Bilderzeugung für ein in der **Fig. 4** dargestelltes Korrekturphantom korrigiert, das sich anstelle der Kopfstütze **16** an der Position des Rotationszentrums befindet. Das Korrekturphantom **30** verfügt über die Form eines regelmäßigen Prismas, und es besteht aus einem für Röntgenstrahlen durchlässigen Material oder einem Material mit niedrigem Röntgenstrahlen-Absorptionskoeffizienten, wie Acrylharz. Darin sind zwei Kugeln **32** aus einem Material mit großem Röntgenstrahlen-Absorptionskoeffizienten, wie Kupfer, eingebettet. Das Korrekturphantom **30** wird so positioniert, dass die zwei Kugeln um die Rotationsachse herum, oder im Wesentlichen auf dieser liegen. Da die Röntgenstrahlen absorbierenden Kugeln **32** kugelförmig sind kann ihre Position im Zentrum des Bilds leicht dadurch erfasst werden, dass die Bilddaten verarbeitet werden. Das Korrekturphantom **30** ist im Wesentlichen dasselbe wie dasjenige, das in JP 2002-336237 A angegeben ist, jedoch ist die Einstellposition anders. Genauer gesagt, wird die Kopfstütze **16** vom Röntgen-CT-Scanner getrennt, und anstelle derselben wird ein Phantomhalter (nicht dargestellt) an-

gebracht. Dann wird das Korrekturphantom **30** so auf den Halter gesetzt, dass die zwei Kugeln **32** gemeinsam um die Rotationsachse positioniert sind. Als Nächstes wird ein Transmissions-Röntgenbild für die Kugeln **32** aufgenommen, während der Rotationswinkel des Rotationsarms **10** geändert wird.

[0037] Die **Fig. 5** zeigt eine Positionsbeziehung zwischen der Kugel **32** (in **Fig. 5** mit B bezeichnet) im Korrekturphantom **30** und einem zweidimensionalen Bild in der Bildaufnahmeebene des zweidimensionalen Röntgenstrahlendetektors **14**. Ein Punkt F zeigt die Position (Brennpunkt), an der ein kegelförmiges Röntgenstrahlenbündel durch die Röntgenstrahlenquelle **12** erzeugt wird, und ein Rechteck repräsentiert das zweidimensionale Bild. In der **Fig. 5** entspricht die z-Achse (Rotationsachse) einer seitlichen Richtung für das zweidimensionale Bild, die x-Achse verläuft vertikal zu dieser, und die y-Achse verläuft rechtwinklig zur x- und zur z-Achse. Das am Brennpunkt F erzeugte kegelförmige Röntgenstrahlenbündel durchstrahlt die Kugel **32** mit hohem Röntgenstrahlen-Absorptionskoeffizienten, um auf die Bildaufnahmeebene des zweidimensionalen Röntgenstrahlendetektors **14** zu fallen. Die Position der Kugel wird durch Parameter Z_B , r und Θ ausgedrückt, wobei Z_B die Position derselben in der z-Koordinate ist, r der Abstand der Kugel von der z-Achse ist und Θ der Rotationswinkel gegenüber der x-Achse ist. Der Punkt O ist der Punkt, an dem vom Brennpunkt F ausgehende Röntgenstrahlen die Rotationsachse (z-Achse) rechtwinklig dazu durchlaufen, und ein Punkt S ist ein Punkt, an dem die Röntgenstrahlen durch den Punkt O auf die Bildaufnahmeebene fallen. Ein Punkt P zeigt den Ort der Kugel **32** in der Bilderzeugungsebene.

[0038] Im Idealzustand ist die zentrale Position der Kugel **32** relativ zum Rotationszentrum O durch die nachfolgend angegebene Gleichung (1) repräsentiert:

$$B = \begin{pmatrix} x_B \\ y_B \\ z_B \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r \cdot \cos \theta \\ r \cdot \sin \theta \\ z_B \end{pmatrix}, \quad (1)$$

wobei r der Radius (Abstand) des Orts der Kugel **32** in einer Richtung vertikal zur z-Achse (Rotationsachse) ist und Θ der Winkel der Kugel um die z-Achse ist. Zum Beispiel wird r als Radius einer Abweichung in einer Richtung vertikal zur z-Achse (Rotationsachse) erhalten.

[0039] Die **Fig. 6** zeigt eine Situation, wenn der in der **Fig. 5** dargestellte Fall in negativer x-Richtung betrachtet wird, wobei Z_P die z-Koordinate des Punkts P in der Bildaufnahmeebene ist. Daher gilt die nachfolgend angegebene Gleichung (2) für den Abstand \overline{FS} zwischen dem Brennpunkt F und dem Punkt S in der Bildaufnahmeebene sowie einen Abstand \overline{OF} zwischen dem Rotationszentrum O und dem Brennpunkt F:

$$Z_P = \overline{FS} \cdot Z_B / (\overline{OF} + r \cdot \sin \Theta), \quad (2)$$

[0040] Die Differenz zwischen Z_P (Gleichung (2)) und der tatsächlichen Position der Kugel **32** wird als Korrekturwert in der Richtung z verwendet.

[0041] Wenn das Bild der Kugel **32** im Korrekturphantom **30** in der Richtung y betrachtet wird, wird ein Ort P erhalten, wie er in der **Fig. 7** dargestellt ist. Die **Fig. 7** zeigt den Ort P der zwei Kugeln an einer oberen und einer unteren Position entlang der z-Achse.

[0042] Es wird davon ausgegangen, dass in der xz-Ebene zwei Begrenzungen hinsichtlich der Abweichung der Kugel **32** in der Richtung x existieren. Der Abstand r (oder der Radius r) der Kugel **32** von der z-Achse, der auch die Bedeutung der Abweichungsweite r der Kugel **32** hat, wird auf Grundlage einer Weite $2R$ der Abweichung im zweidimensionalen Bild erhalten, wodurch das Ausmaß der Bewegung in der Richtung x für den Ort P der Kugel **32**, wie in der **Fig. 7** dargestellt) repräsentiert ist.

[0043] Da z. B. der Abstand r dem Radius r eines in der **Fig. 5** dargestellten Kreises entspricht, auf dem sich die Kugel **32** bewegt, wird der Abstand r auf Grundlage der Hälfte der maximalen Weite $2R$ der Abweichung in der Richtung x für den Ort der Kugel **32** im zweidimensionalen, in der **Fig. 7** dargestellten Bild erhalten, wenn der Rotationsarm **10** eine vollständige Umdrehung ausführt. Zum Beispiel kann der Abstand r unter Berücksichtigung der Vergrößerung so ermittelt werden, wie es durch die folgende Gleichung (3) angegeben ist:

$$\begin{aligned} r \cdot 2R^{*(1/2)} &= \overline{OF} \cdot \overline{FS} \\ r &= 2R \cdot (1/2) \cdot \overline{OF} / \overline{FS} \quad (3) \end{aligned}$$

[0044] Beim oben genannten Beispiel wird, wenn der Rotationsarm **10** eine vollständige Umdrehung ausführt, der Maximalwert der Weite $2R$ der Abweichung gemessen, und der Abstand r wird auf Grundlage der Hälfte dieses Werts bestimmt. Jedoch muss der Rotationsarm **10** nicht notwendigerweise um 360° gedreht werden, sondern er kann um mehr oder weniger als 360° gedreht werden. Wenn z. B. der Rotationsarm **10** um genau 180° ausgehend von einer der zwei Grenzen der Abweichung verdreht wird, wird der Abstand r auf Grundlage der Orte, ohne dass die Weite $2R$ der Abweichung gemessen wird, zur Hälfte der Weite $2R$ bestimmt.

[0045] Ferner kann die mittlere Position der Kugel **32** auf der z-Achse im zweidimensionalen Bild allgemein als Mittelwert von z-Koordinaten an den zwei Grenzen in der Richtung x bestimmt werden (siehe die **Fig. 7**). Alternativ kann die mittlere Position als Mittelwert von z-Koordinaten für die gesamte Bahn erhalten werden. Dann wird die Position Z_B der Kugel **32** auf der Rotationsachse auf Grundlage der mittleren Position gemäß der Gleichung $Z_B =$ mittlere Position bestimmt.

[0046] Alternativ kann R unter Verwendung des Verfahrens der Summe der kleinsten Fehlerquadrate erhalten werden.

[0047] Der Winkel θ der Position der Kugel **32** kann berechnet werden, wenn die Rahmennummern der Bilder sowohl am linken als auch am rechten Ende aufgefunden sind. Der rechte Punkt wird auf 0° gesetzt, und der linke Punkt wird auf 180° gesetzt. Wenn über 360° (oder 2π) N Bilder erhalten werden, unterscheiden sich die Rahmen um den Winkel $2\pi/N$. Demgemäß wird der Winkel für den Rahmen Null wie folgt erhalten.

A) Wenn rechte Punkte verwendet werden:

$$\begin{aligned} &\text{Winkel des Rahmens Null} \\ &= -(\text{Anzahl der rechten Punkte}) \cdot 2\pi/N \end{aligned} \quad (6)$$

und

B) wenn linke Punkte verwendet werden:

$$\begin{aligned} &\text{Winkel des Rahmens Null} \\ &= -(\text{Anzahl der linken Punkte}) \cdot 2\pi/N + \pi \end{aligned} \quad (7)$$

[0048] Es ist zu berücksichtigen, dass die durch die Beziehungen (6) und (7) berechneten Werte um 2π voneinander verschieden sein können. Der Winkel des Rahmens m wird wie folgt ausgedrückt:

$$\begin{aligned} &\text{Winkel des Rahmens } m: \\ &= (\text{Winkel des Rahmens Null}) + m \cdot 2\pi/N \end{aligned} \quad (8)$$

[0049] Wie oben erläutert, wird die Position der Kugel auf Grundlage der zweidimensionalen Bildaufnahmeebene bestimmt.

[0050] Als Nächstes wird die Differenz zwischen Z_P und der aktuellen Bildaufnahmeposition für die Kugel **32** bestimmt und auf einen Korrekturwert in der Richtung z eingestellt. Dann wird für den Rotationswinkel und den Korrekturwert für die Abweichung in der Richtung z eine Korrekturtabelle erstellt. Wenn Bilddaten erfasst werden, wird die Position unter Verwendung der Korrekturtabelle korrigiert.

[0051] Die **Fig. 8** zeigt ein Flussdiagramm für eine durch die CPU **100** ausgeführte Bildkorrektur. Hierbei wird davon ausgegangen, dass die Abweichung in den zwei Richtungen vertikal zur Rotationsachse (z-Achse) durch ein bekanntes Korrekturverfahren korrigiert wurde, wie es in JP 2002-336237 A offenbart ist. Als Erstes werden die zwei Kugeln **32** im Korrekturphantom **30** im Wesentlichen auf der Rotationsachse platziert, und der Rotationsarm **10** wird verdreht, um Röntgenbilddaten zu erfassen (Schritt S10), und es werden die Orte P der Zentren der zwei Kugeln **32** erhalten (Schritt S12).

[0052] Als Nächstes wird die Abweichungsweite $2R$ des erhaltenen Orts P (Radius r_1, r_2) für jede der Kugeln **32** in seitlicher Richtung (Richtungen vertikal zur z-Achse) im zweidimensionalen Bild erhalten (Schritt S14). (Die Indizes 1 und 2 repräsentieren die eine und die andere der zwei Kugeln.)

[0053] Als Nächstes wird der Mittelwert Z_{b1}, Z_{b2} der Abweichung des Orts in der vertikalen Richtung (Richtung Z) im zweidimensionalen Bild erhalten (Schritt S16).

[0054] Als Nächstes wird der ideale Ort der Kugel **32** unter Verwendung der unten angegebenen Gleichung (2) berechnet:

$$Z_p = \overline{FS} \cdot Z_B / (\overline{OF} + r \cdot \sin\Theta), \quad (2)$$

wobei Z_p die z-Koordinate des idealen Orts der Kugel **32** ist, FS der Abstand vom Brennpunkt F zur Bildebene ist, Z_B der Mittelwert der Position der Kugel **32** bei einer Drehung des Arms von 360° ist, OF der Abstand vom Rotationszentrum zum Brennpunkt ist, r der Radius der Abweichung des für die Kugel **32** gemessenen Orts P in einer Richtung rechtwinklig zur z-Achse ist, und Θ der Rotationswinkel des Rotationsarms ist. Die Differenz zwischen dem gemessenen Wert z und der z-Koordinate Z_p des idealen Orts in der Gleichung (2) wird erhalten, und dieser wird als Korrekturwert für die Richtung z eingetragen (Schritt S18). Diese Gleichung wird für jede der zwei Kugeln berechnet, und der Mittelwert für die zwei Kugeln wird als Korrekturwert verwendet (Schritt S20). Dann wird eine Korrekturtabelle für den Rotationswinkel und den Korrekturwert der Positionsabweichung in der Richtung z erzeugt. Wenn CT-Bilderzeugungsdaten an einem tatsächlichen Objekt erfasst werden, wird die Position in der Richtung z mittels der Korrekturtabelle korrigiert.

[0055] Vorstehend ist ein Röntgen-CT-Scanner mit einem Rotationsarm mit einer horizontalen Rotationsachse erläutert. Jedoch kann eine Positionsabweichung in der vertikalen Richtung in ähnlicher Weise auch bei einem Röntgen-CT-Scanner, wie er in der **Fig. 9** dargestellt ist, korrigiert werden, bei dem ein Scanmechanismus **18'** einen Rotationsarm **10'** mit schräger oder nicht vertikaler Rotationsachse trägt.

[0056] Die **Fig. 10** und **Fig. 11** zeigen Beispiele von CT-Bildern für einen Vergleichsfall ohne Verwendung der oben genannten Korrektur in der z-Richtung bzw. für einen Fall gemäß der Erfindung mit der oben genannten Korrektur in der z-Richtung. Durch Vergleich der in der **Fig. 11** dargestellten Bilder mit den entsprechenden Bildern in der **Fig. 10** ist es ersichtlich, dass sich gemäß der **Fig. 11** durch die Erfindung eine deutliche Verbesserung der Bildqualität im Vergleich zu den in der **Fig. 10** dargestellten herkömmlichen Vergleichsdaten zeigt.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Korrigieren eines Röntgenbilds in einem Röntgen-CT-Scanner mit einem Rotationsarm (**10**) und einem Scanmechanismus (**18**), wobei der Rotationsarm (**10**) über eine ein kegelförmiges Röntgenstrahlenbündel erzeugende Röntgenstrahlenquelle (**12**) und einen dieser gegenüberstehenden zweidimensionalen Röntgenstrahlendetektor (**14**) verfügt, wobei der Scanmechanismus (**18**) den Rotationsarm (**10**) auf einer nicht vertikalen Rotationsachse (z) hält und verdreht und wobei zweidimensionale Röntgenbilddaten vom Röntgenstrahlendetektor (**14**) erfasst und verarbeitet werden, während der Scanmechanismus (**18**) den Rotationsarm (**10**) verdreht, mit den folgenden Schritten:

– Platzieren eines Korrekturphantoms (**30**) zwischen der Röntgenstrahlenquelle (**12**) und dem zweidimensionalen Röntgenstrahlendetektor (**14**), wobei das Korrekturphantom (**30**), in das ein Röntgenstrahlen absorbierendes Objekt (**32**) eingebettet ist, aus einem Röntgenstrahlen durchlassenden Material besteht, und wobei das Objekt (**32**) in dem Korrekturphantom (**30**) um die Rotationsachse (z) herum oder im Wesentlichen auf dieser gelegen ist;

– Erfassen der zweidimensionalen Bilddaten des Objekts (**32**) durch Erzeugen von Röntgenstrahlen durch die Röntgenstrahlenquelle (**12**) sowie Empfangen der das Objekt (**32**) durchstrahlenden Röntgenstrahlen durch den Röntgenstrahlendetektor (**14**), während der Rotationsarm (**10**) gedreht wird, wobei sich die Bilddaten in der Richtung der Rotationsachse (z) des Rotationsarms (**10**) und in einer anderen Richtung orthogonal zur Rotationsachse (z) erstrecken;

– Bestimmen des Orts (P) des Objekts (**32**) in den zweidimensionalen Bilddaten;

– Abschätzen eines idealen Orts Z des Objekts (**32**) in der Richtung der Rotationsachse (z) auf Grundlage des bestimmten Orts (P) in den zweidimensionalen Bilddaten; und

– Bestimmen der Differenz zwischen dem abgeschätzten idealen Ort Z_p und der entsprechenden tatsächlichen Position des in den zweidimensionalen Bilddaten bestimmten Orts (P) in der Richtung der Rotationsachse (z), und

– Rekonstruieren eines Röntgen-CT-Bildes des Objekts (**32**) basierend auf den zweidimensionalen Bilddaten des Objekts (**32**), wobei eine Position des Röntgen-CT-Bildes in Richtung der Rotationsachse (z) basierend auf der bestimmten Differenz korrigiert wird; wobei

der Schritt des Abschätzens des idealen Orts Z_p die folgenden Unterschritte beinhaltet:

– Bestimmen einer Weite ($2R$) einer Abweichung in einer Richtung orthogonal zur Rotationsachse (z) für den bestimmten Ort (P) des Objekts (**32**) in einer Überlagerung der zweidimensionalen Bilddaten;

– Bestimmen des Abstands r des Objekts (**32**) von der Rotationsachse (z) auf Grundlage der bestimmten Weite ($2R$) der Abweichung;

- Bestimmen der mittleren Position (Z_{b1}, Z_{b2}) in der Richtung der Rotationsachse (z) des bestimmten Orts (P) in der Überlagerung der zweidimensionalen Bilddaten;
- Setzen der bestimmten mittleren Position (Z_{b1}, Z_{b2}) als Wert Z_B ;
- Bestimmen des Rotationswinkels θ des Rotationsarms (10) auf Grundlage des in der Überlagerung der zweidimensionalen Bilddaten bestimmten Orts (P); und
- Berechnen des idealen Orts Z_P in Richtung der Rotationsachse (z) gemäß der folgenden Beziehung:

$$Z_P = \overline{FS} \cdot Z_B / (\overline{OF} + r \cdot \sin\theta),$$

wobei \overline{FS} der Abstand vom Brennpunkt (F) der Röntgenstrahlenquelle (12) zur Bildaufnahmeebene ist, \overline{OF} der Abstand von der Rotationsachse (z) zum Brennpunkt (F) ist und θ der Rotationswinkel des Rotationsarms (10) ist.

2. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch den Schritt des Erzeugens einer Tabelle zum Korrelieren des Rotationswinkels θ des Rotationsarms (10) mit der Differenz.

3. Verfahren nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass eine horizontal verlaufende Rotationsachse (z) verwendet wird.

4. Computerlesbarer Speicherträger für einen Röntgen-CT-Scanner mit einem Rotationsarm (10) und einem Scanmechanismus (18), wobei der Rotationsarm (10) über eine ein kegelförmiges Röntgenstrahlenbündel erzeugende Röntgenstrahlenquelle (12) und einen dieser gegenüberstehenden zweidimensionalen Röntgenstrahlendetektor (14) verfügt, wobei der Scanmechanismus (18) den Rotationsarm (10) auf einer nicht vertikalen Rotationsachse (z) hält und verdreht und wobei zweidimensionale Röntgenbilddaten vom Röntgenstrahlendetektor (14) erfasst und verarbeitet werden, während der Scanmechanismus (18) den Rotationsarm (10) verdreht, wobei dieser Speicherträger ein Programm umfasst, dass dazu eingerichtet ist, bei Ablauf des Programms die Verfahrensschritte des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 3 auszuführen.

5. Röntgen-CT-Scanner mit:

- einem Rotationsarm (10) mit einer ein kegelförmiges Röntgenstrahlenbündel erzeugenden Röntgenstrahlenquelle (12) und einem dieser gegenüberstehenden zweidimensionalen Röntgenstrahlendetektor (14);
 - einem Scanmechanismus (18) zum Halten und Drehen des Rotationsarms (10), wobei der Rotationsarm (10) über eine nicht vertikale Rotationsachse (z) verfügt;
 - einer Speichervorrichtung (102) zum Speichern einer Korrekturtabelle für einen Rotationswinkel θ des Rotationsarms (10) und eine Positionsabweichung in der Richtung der Rotationsachse (z), wobei die Korrekturtabelle aufgrund von Bilddaten eines Objekts (32) festgelegt wurde, das zwischen der Röntgenstrahlenquelle (12) und dem Röntgenstrahlendetektor (14) um die Rotationsachse (z) herum oder im Wesentlichen auf dieser gelegen ist;
 - einer Erfassungsvorrichtung (22) zum Erfassen von Bilddaten vom Röntgenstrahlendetektor (14), während der Rotationsarm (10) durch den Scanmechanismus (18) gedreht wird, und zum Korrigieren der Position in der Richtung der Rotationsachse (z) unter Verwendung der in der Speichervorrichtung (102) gespeicherten Korrekturtabelle; und
 - einem Display (24), das ein Bild anzeigt, das aus den von der Bilderfassungsvorrichtung erfassten Bilddaten rekonstruiert wurde; wobei
- der Röntgen-CT-Scanner dazu eingerichtet ist, das Verfahren gemäß einem der Ansprüche 1 bis 3 auszuführen.

Es folgen 6 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

Fig. 1

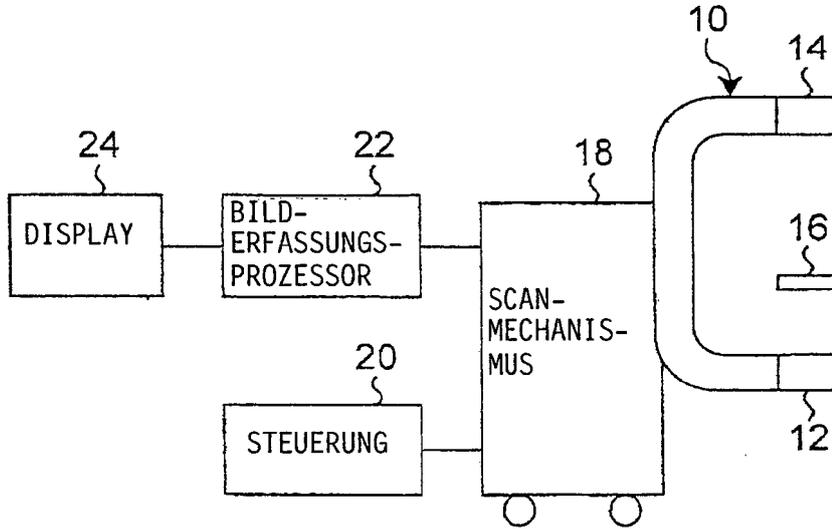


Fig. 2

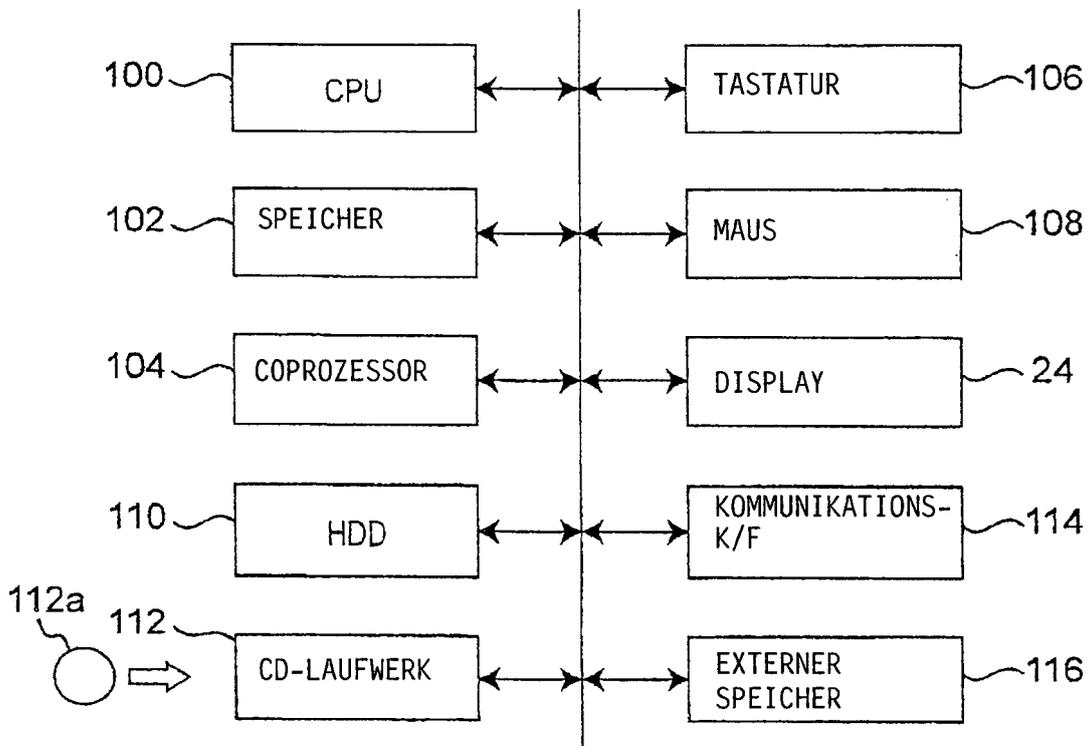


Fig.3

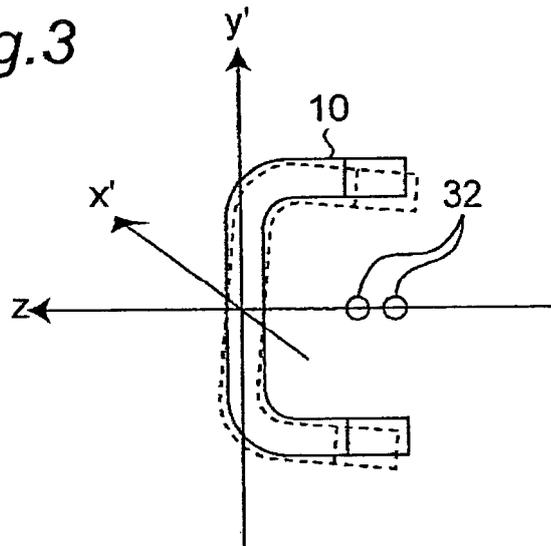


Fig.4

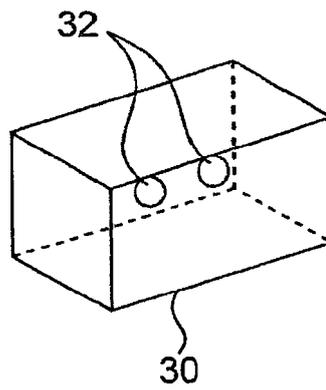


Fig.5

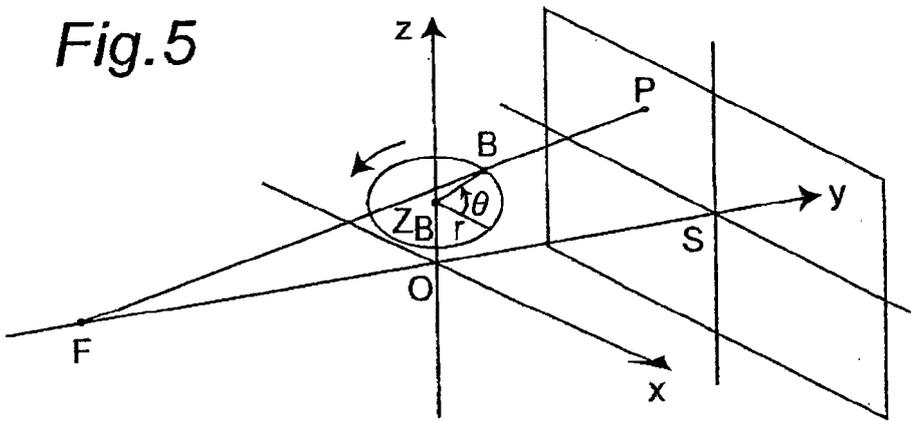


Fig.6

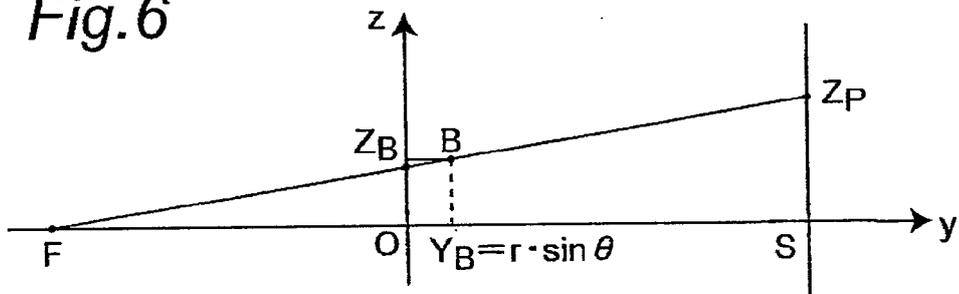


Fig.7

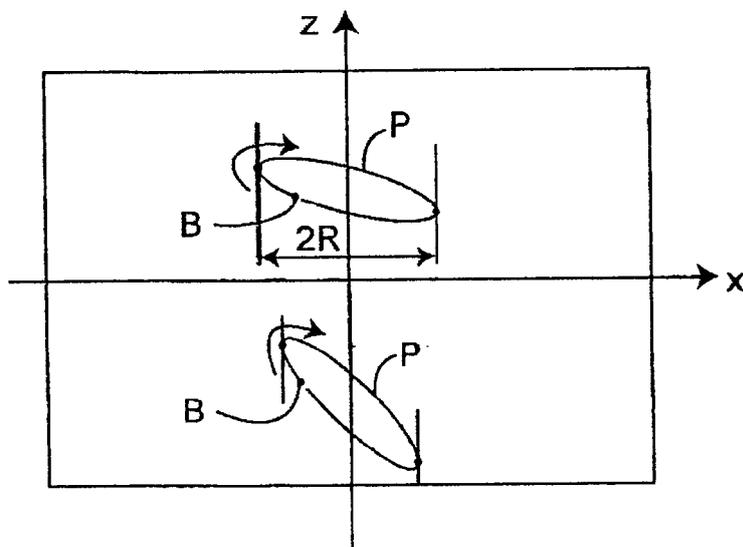


Fig. 8

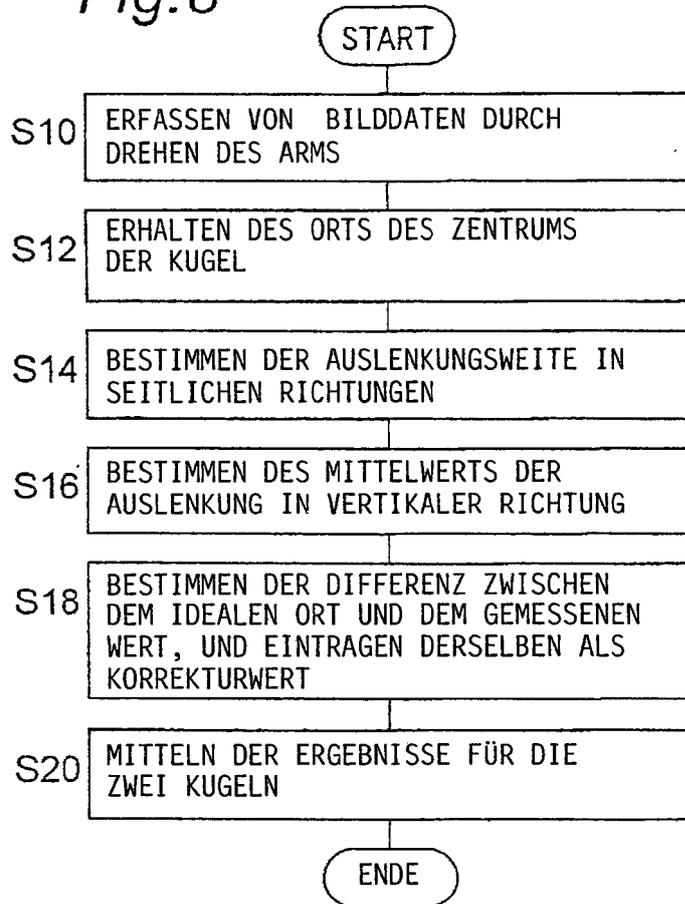


Fig. 9

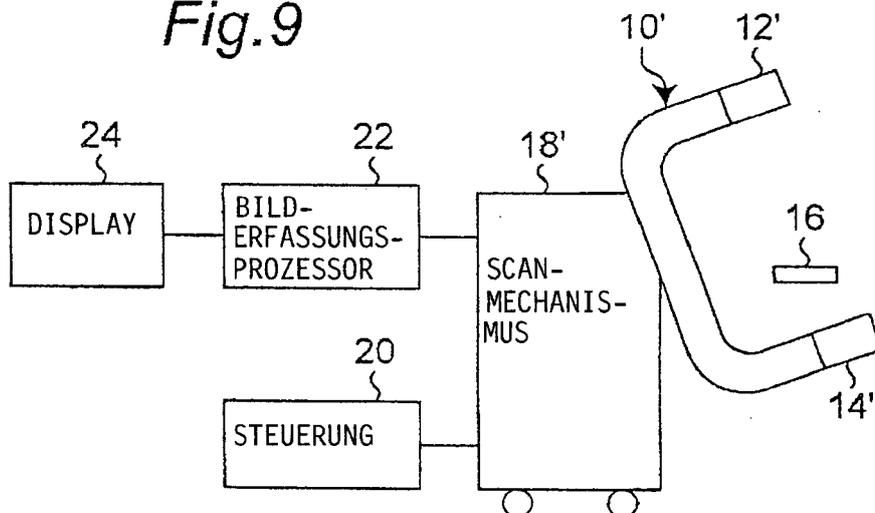


Fig. 10

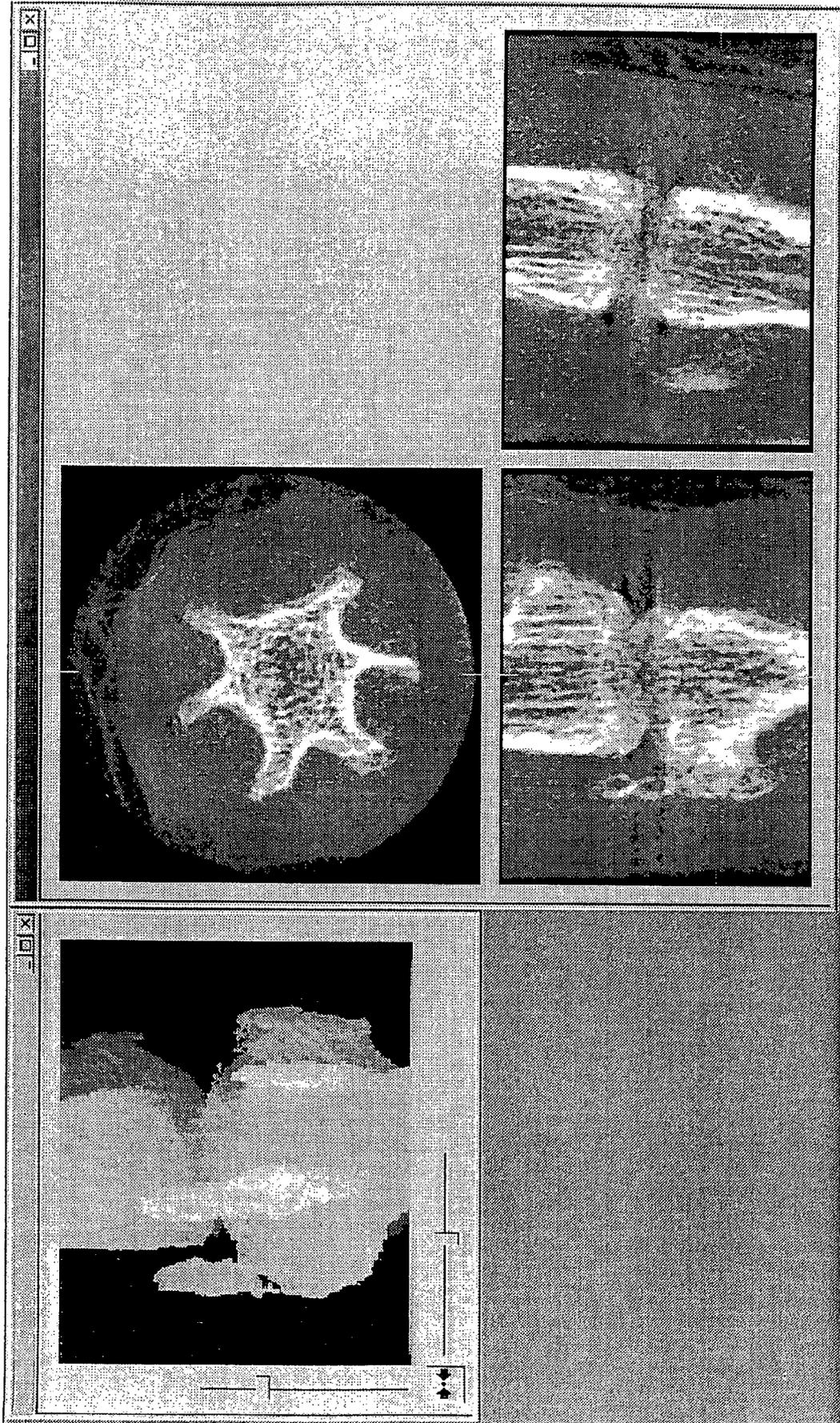


Fig. 11

