



(12) **Patentschrift**

(21) Aktenzeichen: **101 27 269.3**
(22) Anmeldetag: **05.06.2001**
(43) Offenlegungstag: **30.01.2003**
(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **24.09.2015**

(51) Int Cl.: **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).

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

(72) Erfinder:
Bruder, Herbert, Dr., 91315 Höchstadt, DE;
Stierstorfer, Karl, Dr., 91052 Erlangen, DE; Flohr,
Thomas, Dr., 91486 Uehlfeld, DE

(56) Ermittelte Stand der Technik:
DE 198 82 203 T5

HU H.: Multi-slice helical CT: Scan and reconstruction. In: Medical Physics, 1999, Vol. 26, No. 1, 5-18

KUDO H., NOO F., DEFRISE M.: Cone-beam filteredbackprojection algorithm for truncated

helical data. In: Physics in Medicine and Biology, 1998, Vol. 43, 2885-2909

SCHALLER S., FLOHRT T., STEFFEN P.: New, efficient Fourier- reconstruction method for approximate image reconstruction in spiral cone-beam CT at small cone angles. In: SPIE Medical Imaging Conference, 1997, vol.3032, 213-224

SCHALLER S[u.a.]: Exact Radon Rebinning Algorithm for the Long Object Problem in Helical Cone-Beam CT. In: IEEE Transaction on Medical Imaging, 2000, Vol. 19, No. 5, 361-375

TAGUCHI K., ARADATE H.: Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT. In: Medical Physics, 1998, Vol. 25, No. 4, 550-561

(54) Bezeichnung: **Verfahren für die Computertomographie sowie Computertomographie (CT)-Gerät**

(57) Hauptanspruch: Verfahren für die Computertomographie, aufweisend die Verfahrensschritte

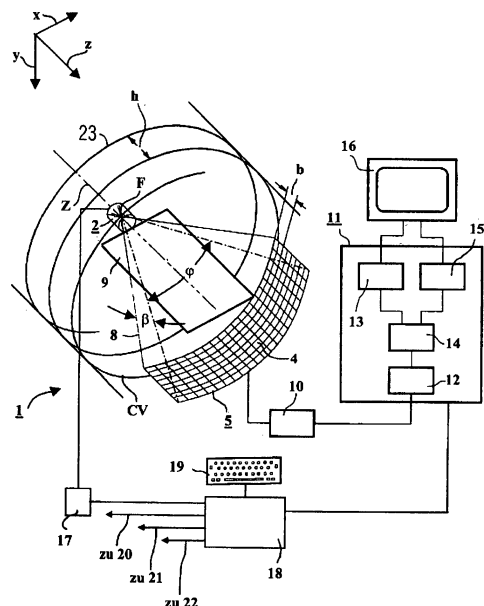
a) zur Abtastung eines Objekts mit einem von einem Fokus ausgehenden konusförmigen Strahlenbündel und mit einem matrixartigen Detektorarray zum Detektieren des Strahlenbündels wird der Fokus relativ zu dem Objekt auf einer Spiralbahn um eine Systemachse bewegt, wobei das Detektorarray der empfangenen Strahlung entsprechende Ausgangsdaten liefert,

b) die jeweils während der Bewegung des Fokus auf einem Spiralsegment mit zur Rekonstruktion eines CT-Bildes ausreichender Länge gelieferten Ausgangsdaten werden in Ausgangsdaten bezüglich Untersegmenten aufgeteilt, wobei die Länge der Untersegmente jeweils geringer als die zur Rekonstruktion eines CT-Bildes ausreichende Länge ist,

c) für die Untersegmente werden Segmentbilder mit bezüglich der Systemachse geneigter Bildebene rekonstruiert,

d) die jeweils zu einem Untersegment gehörigen Segmentbilder werden zu einem Teilbild bezüglich einer Zielbildebene zusammengefasst, und

e) die Teilbilder werden zu einem resultierenden CT-Bild bezüglich der Zielbildebene zusammengefasst.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren für die Computertomographie, aufweisend die Verfahrensschritte, dass zur Abtastung eines Objekts mit einem von einem Fokus ausgehenden konusförmigen Strahlenbündel und mit einem matrixartigen Detektorarray zum Detektieren des Strahlenbündels der Fokus relativ zu dem Objekt auf einer Spiralbahn um eine Systemachse bewegt wird, wobei das Detektorarray der empfangenen Strahlung entsprechende Ausgangsdaten liefert, und dass aus jeweils während der Bewegung des Fokus auf einem Spiralsegment gelieferten Ausgangsdaten Bilder mit relativ zu der Systemachse geneigten Bildebene rekonstruiert werden. Die Erfindung betrifft außerdem ein Computertomographie(CT)-Gerät aufweisend eine Strahlungsquelle, von deren Fokus ein konusförmiges Strahlenbündel ausgeht, ein matrixartiges Detektorarray zum Detektieren des Strahlenbündels, wobei das Detektorarray der empfangenen Strahlung entsprechende Ausgangsdaten liefert, Mittel zum Erzeugen einer Relativbewegung zwischen Strahlungsquelle und Detektorarray einerseits und einem Objekt andererseits und einen Bildrechner, dem die Ausgangsdaten zugeführt sind, wobei die Mittel zum Erzeugen einer Relativbewegung zur Abtastung des Objekts mit dem Strahlenbündel und dem zweidimensionalen Detektorarray eine Relativbewegung des Fokus zu einer Systemachse derart bewirken, dass sich der Fokus relativ zu der Systemachse auf einer schraubenlinienförmigen Spiralbahn bewegt, deren Mittelachse der Systemachse entspricht, und wobei der Bildrechner aus jeweils während der Bewegung des Fokus auf einem Spiralsegment gelieferten Ausgangsdaten Bilder mit relativ zu der Systemachse geneigter Bildebene rekonstruiert.

[0002] Es sind insbesondere im Zusammenhang mit mehrere Zeilen von Detektorelementen aufweisenden Detektorarrays verschiedene CT-Verfahren unter Verwendung konusförmiger Röntgenstrahlenbündel bekannt geworden. Dabei wird dem infolge der konusförmigen Gestalt des Röntgenstrahlenbündels auftretenden Conewinkel in unterschiedlicher Weise Rechnung getragen.

[0003] Im einfachsten Fall (siehe z. B. K. Taguchi, H. Aradate, "Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT", Med. Phys. 25, pp. 550–561, 1998; H. Hu, "Multi-slice helical CT: Scan and reconstruction", Med. Phys. 26, pp. 5–18, 1999) wird der Conewinkel mit dem Nachteil vernachlässigt, dass bei einer großen Anzahl von Zeilen und somit großem Conewinkel Artefakte auftreten.

[0004] Weiter ist der sogenannte MFR-Algorithmus (S. Schaller, T. Flohr, P. Steffen, "New, efficient Fourier-reconstruction method for approximate image reconstruction in spiral cone-beam CT at small cone-angles", SPIE Medical Imaging Conf., Proc. Vol. 3032, pp. 213–224, 1997) bekannt geworden, an dem nachteilig ist, dass eine aufwendige Fourierrekonstruktion notwendig ist und die Bildqualität zu wünschen übrig lässt.

[0005] Außerdem sind exakte Algorithmen (z. B. S. Schaller, F. Noo, F. Sauer, K. C. Tam, G. Lauritsch, T. Flohr, "Exact Radon rebinning algorithm for the long object problem in helical cone-beam CT, in Proc. of the 1999 Int. Meeting on Fully 3D Image Reconstruction, pp. 11–14, 1999 oder H. Kudo, F. Noo and M. Defrise, "Cone-beam filtered backprojection algorithm for truncated helical data", in Phys. Med. Biol., 43, pp. 2885–2909, 1998) beschrieben worden, denen der Nachteil der extrem aufwendigen Rekonstruktion gemeinsam ist.

[0006] Ein Verfahren bzw. CT-Gerät der eingangs genannten Art ist aus der DE 198 82 203 T1 bekannt. Demnach werden dagegen Bilder für Bildebenen rekonstruiert, die um einen Neigungswinkel γ um die x-Achse zur Systemachse Z geneigt sind. Hierdurch wird der zumindest theoretische Vorteil erreicht, dass die Bilder weniger Artefakte enthalten, wenn der Neigungswinkel γ derart gewählt ist, dass eine gute, nach Möglichkeit nach einem geeigneten Fehlerkriterium, z. B. minimaler quadratischer Mittelwert des in z-Richtung gemessenen Abstandes aller Punkte des Spiralsegmentes von der Bildebene, eine optimale Anpassung der Bildebene an die Spiralbahn gegeben ist.

[0007] Dabei werden im Falle der DE 198 82 203 T1 Fächerdaten, d. h. in der an sich bekannten Fächergeometrie aufgenommene Daten, für die Rekonstruktion verwendet, die bei der Bewegung des Fokus über ein Spiralsegment der Länge 180° plus Fächerwinkel, z. B. 240° gewonnen wurden. Der optimale Neigungswinkel γ hängt von der Steigung der Spirale und damit vom Pitch p ab.

[0008] Grundsätzlich kann das aus der DE 198 82 203 T1 bekannte Verfahren für beliebige Werte des Pitch p verwendet werden. Jedoch ist unterhalb des maximalen Pitch p_{\max} eine optimale Nutzung der zur Verfügung stehenden Detektorfläche und damit der dem Patienten zugeführten Strahlendosis zur Bildgewinnung (Detektor- und damit Dosisnutzung) nicht möglich, denn obwohl eine gegebene Transversalschicht, d. h. eine rechtwinklig zur Systemachse Z stehende Schicht des Objektes, über ein Spiralsegment abgetastet wird, das länger als 180° plus Fächerwinkel ist, kann bei dem aus der DE 198 82 203 T1 bekannten Verfahren für Werte des

Pitch p unterhalb des maximalen Pitch p_{\max} nur ein Spiralsegment der Länge 180° plus Konuswinkel genutzt werden, da die Nutzung eines längeren Spiralsegmentes es unmöglich machen würde, die Bildebene hinreichend gut an die Spiralbahn anzupassen.

[0009] Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein verfahren und ein CT-Gerät der eingangs genannten Art so auszubilden, dass einerseits dem Conewinkel Rechnung getragen wird und andererseits auch für Werte des Pitch p unterhalb des maximalen Pitch p_{\max} die Voraussetzungen für eine optimale Detektor- und damit Dosisnutzung gegeben sind.

[0010] Nach der Erfindung wird der das Verfahren betreffende Teil dieser Aufgabe durch das Verfahren gemäß Patentanspruch 1 gelöst.

[0011] Da also zunächst das Spiralsegment in Untersegmente aufgeteilt und bezüglich dieser Untersegmente Segmentbilder rekonstruiert werden, sind die Abweichungen der Bildebenen der Segmentbilder von der Spiralbahn längs der Untersegmente sehr klein, so dass die Segmentbilder nur sehr geringe durch Abweichungen der Bildebenen der Segmentbilder von der Spiralbahn längs der Untersegmente verursachte Fehler enthalten und somit die bei der Erzeugung des resultierenden CT-Bildes zu erwartende Bildqualität hoch ist.

[0012] Die maximale Neigung der Bildebenen der Segmentbilder bestimmt sich aus der Bedingung, dass an beiden Enden eines Untersegments innerhalb des Messfeldes Strahlen für die Bildebene des jeweiligen Segmentbildes vorhanden sein müssen.

[0013] Die für sich allein nicht brauchbaren Segmentbilder werden in an sich bekannter Weise berechnet, d. h., aus den in Parallel- oder Fächergeometrie vorliegenden Projektionen für das jeweilige Untersegment werden die für die Bildebene des jeweiligen Segmentbildes günstigsten Strahlen gemäß einem geeigneten Fehlerkriterium ausgewählt, gefiltert und rückprojiziert oder mit einem anderen Standardverfahren rekonstruiert.

[0014] Die Zusammenfassung der zu einem Untersegment gehörigen Segmentbilder, d. h. deren Reformatierung auf eine Zielbildebene, führt zu einem ebenfalls alleine nicht brauchbaren Teilbild; erst wenn alle zu dem jeweiligen Spiralsegment gehörigen Teilbilder bezüglich der gewünschten Zielbildebene zu einem resultierenden CT-Bild zusammengefasst werden, entsteht ein brauchbares Bild.

[0015] Wenn sich die einander benachbarten Untersegmente gemäß einer Ausführungsform der Erfindung überlappen, werden die zu den Überlappungsbereichen gehörigen Ausgangsdaten jeweils derart gewichtet, dass die Gewichte einander entsprechender Ausgangsdaten der einander überlappenden Untersegmente jeweils eins ergeben.

[0016] Der Vorteil überlappender Untersegmente besteht darin, dass Artefakte, die andernfalls an den Stoßstellen der Untersegmente auftreten können, vermieden werden.

[0017] Gemäß einer Ausführungsform werden für jedes Untersegment Segmentbilder für eine Anzahl n_{ima} von geneigten Bildebenen rekonstruiert, wobei die Bildebenen unterschiedliche z -Positionen z_{ima} aufweisen. Durch die Rekonstruktion mehrerer Segmentbilder mit unterschiedlich geneigter Bildebene für unterschiedliche z -Positionen ist es möglich durch entsprechende Wahl des Neigungswinkels γ und des Kippwinkels δ die Bildebene des jeweiligen Segmentbildes für jede dieser z -Positionen optimal an das Untersegment anzupassen und sowohl das Detektorarray als auch die Dosis theoretisch vollständig und in der Praxis weitestgehend zu nutzen. Dabei schneiden sich gemäß einer bevorzugten Ausgestaltung der Erfindung die mehreren geneigten Bildebenen in einer tangential zu dem Untersegment verlaufenden Geraden.

[0018] Im Interesse einer hohen Bildqualität ist gemäß einer weiteren Variante der Erfindung vorgesehen, dass für einen gegebenen Betrag $|\delta_{\max}|$ des Maximalwertes des Kippwinkels δ der zugehörige Optimalwert γ_{\min} des Neigungswinkels γ derart ermittelt wird, dass ein Fehlerkriterium, beispielsweise minimaler quadratischer Mittelwert des in z -Richtung gemessenen Abstandes aller Punkte des Untersegmentes von der Bildebene, erfüllt ist.

[0019] Auch hier besteht die Möglichkeit, für einen gegebenen Betrag des Maximalwertes des Kippwinkels $|\delta_{\max}|$ den zugehörigen Optimalwert des Neigungswinkels γ' derart zu ermitteln, dass ein Fehlerkriterium, beispielsweise minimaler Mittelwert der in z -Richtung gemessenen Abstände aller Punkte des Untersegmentes von der Bildebene, erfüllt ist.

[0020] Um die Voraussetzung dafür zu schaffen, die den Benutzern von CT-Geräten gewohnten Transversalschnittbilder erhalten zu können, ist eine Reformatierung vorgesehen, das heißt, dass ein Teilbild in einem weiteren Verfahrensschritt erzeugt wird, indem mehrere Segmentbilder zusammengefasst werden. Dabei kann die Zusammenfassung in Ausgestaltung der Erfindung erfolgen, indem mehrere Segmentbilder zu einem Teilbild durch Interpolation oder durch insbesondere gewichtete Mittelwertbildung zusammengefasst werden.

[0021] Die Rekonstruktionsschichtdicke der Teilbilder und damit des resultierenden CT-Bildes wird nach einer besonders bevorzugten Ausführungsform der Erfindung eingestellt, indem die Segmentbilder bei der Zusammenfassung zu einem Teilbild entsprechend der jeweils gewünschten Rekonstruktionsschichtdicke des Teilbildes gewichtet werden.

[0022] Bei der Zusammenfassung mehrerer Segmentbilder zu einem Teilbild besteht gemäß einer bevorzugten Variante der Erfindung die Möglichkeit, die Anzahl der Segmentbilder, die zur Erzeugung eines Teilbildes zusammengefasst werden, entsprechend der jeweils gewünschten Rekonstruktionsschichtdicke des Teilbildes zu wählen. Dabei besteht im Interesse einer möglichst hohen Bildqualität die Möglichkeit, die Segmentbilder mit der geringstmöglichen Schichtdicke zu rekonstruieren.

[0023] Die Zusammenfassung der Teilbilder zu dem resultierenden CT-Bild erfolgt vorzugsweise durch Addition und zwar ebenfalls vorzugsweise für eine Zielbildebene, die die Systemachse rechtwinklig schneidet. Die Zielbildebene kann aber auch bezüglich der Systemachse geneigt sein.

[0024] Um die bei der Erzeugung von Segmentbildern anfallende Datenmenge in Grenzen zu halten, sieht eine Variante der Erfindung vor, dass die den Segmentbildern entsprechenden Daten komprimiert werden.

[0025] Da das resultierende CT-Bild in üblicher Weise eine homogene Pixelmatrix aufweisen soll, muss die Komprimierung, falls sie auf der Verwendung einer inhomogenen Pixelmatrix beruht, gemäß einer Variante der Erfindung spätestens im Zuge der Zusammenfassung der Teilbilder zu dem resultierenden CT-Bild rückgängig gemacht werden.

[0026] Nach Varianten der Erfindung werden die Pixel der homogenen Pixelmatrix durch Interpolation oder durch Mittelwertbildung aus den Pixeln der inhomogenen Pixelmatrix gewonnen.

[0027] Der ein CT-Gerät betreffende Teil der Aufgabe wird nach der Erfindung gelöst durch ein CT-Gerät gemäß Patentanspruch 19. Bezüglich der Funktion und Vorteile eines solchen Gerätes sowie der Gegenstände der vom Patentanspruch 31 Patentansprüche wird auf die vorstehenden Erläuterungen des erfindungsgemäßen Verfahrens verwiesen.

[0028] Die Erfindung wird nachfolgend anhand eines in den beigefügten schematischen Zeichnungen dargestellten Ausführungsbeispiels näher erläutert. Es zeigen:

[0029] Fig. 1 in teils perspektivischer, teils blockschaltbildartiger Darstellung ein mehrere Zeilen von Detektorelementen aufweisendes CT-Gerät,

[0030] Fig. 2 einen Längsschnitt durch das Gerät gemäß Fig. 1 in einem ersten Betriebsmodus,

[0031] Fig. 3 die bei einem Spiralscan von dem Fokus der Röntgenstrahlung im Falle des CT-Gerätes gemäß den Fig. 1 und Fig. 2 beschriebene Spiralbahn,

[0032] Fig. 4 die Bildebenen der zu einem Untersegment gehörigen Segmentbilder,

[0033] Fig. 5 ein Beispiel eines Segmentbildes,

[0034] Fig. 6 die inhomogene Pixelmatrix eines Segmentbildes und die homogene Pixelmatrix des zugehörigen Teilbildes, und

[0035] Fig. 7 in zu der Fig. 2 analoger Darstellung einen weiteren Betriebsmodus des CT-Gerätes gemäß den Fig. 1 und Fig. 2.

[0036] In den Fig. 1 und Fig. 2 ist ein zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens geeignetes CT-Gerät der 3. Generation dargestellt. Dessen insgesamt mit 1 bezeichnete Messanordnung weist eine insgesamt

mit **2** bezeichnete Röntgenstrahlenquelle mit einer dieser vorgelagerten quellennahen Strahlenblende **3** (**Fig. 2**) und ein als flächenhaftes Array von mehreren Zeilen und Spalten von Detektorelementen – eines von diesen ist in **Fig. 1** mit **4** bezeichnet – ausgebildetes Detektorsystem **5** mit einer diesem vorgelagerten detektornahen Strahlenblende **6** (**Fig. 2**) auf. In **Fig. 1** sind der Übersichtlichkeit halber nur acht Zeilen von Detektorelementen **4** dargestellt, das Detektorsystem **5** weist jedoch, was in der **Fig. 2** punktiert angedeutet ist, weitere Zeilen von Detektorelementen **4** auf.

[0037] Die Röntgenstrahlenquelle **2** mit der Strahlenblende **3** einerseits und das Detektorsystem **5** mit der Strahlenblende **6** andererseits sind in aus der **Fig. 2** ersichtlicher Weise an einem Drehrahmen **7** einander derart gegenüberliegend angebracht, dass ein im Betrieb des CT-Geräts von der Röntgenstrahlenquelle **2** ausgehendes, durch die einstellbare Strahlenblende **3** eingeblendetes, pyramidenförmiges Röntgenstrahlenbündel, dessen Randstrahlen mit **8** bezeichnet sind, auf das Detektorsystem **5** auftrifft. Dabei ist die Strahlenblende **6** dem mittels der Strahlenblende **3** eingestellten Querschnitt des Röntgenstrahlenbündels entsprechend so eingestellt, dass nur derjenige Bereich des Detektorsystems **5** freigegeben ist, der von dem Röntgenstrahlenbündel unmittelbar getroffen werden kann. Dies sind in dem in den **Fig. 1** und **Fig. 2** veranschaulichten Betriebsmodus acht Zeilen von Detektorelementen **4**, die im Folgenden als aktive Zeilen bezeichnet werden. Die weiteren punktiert angedeuteten Zeilen sind von der Strahlenblende **6** abgedeckt und daher nicht aktiv. Jede Zeile von Detektorelementen **4** weist eine Anzahl K von Detektorelementen auf, wobei $k = 1$ bis K der sogenannte Kanalindex ist. Die aktiven Zeilen L_n von Detektorelementen **4** sind in **Fig. 2** mit L_1 bis L_N bezeichnet, wobei $n = 1$ bis N der Zeilenindex ist.

[0038] Das Röntgenstrahlenbündel weist den in **Fig. 2** eingetragenen Conewinkel β auf, bei dem es sich um den Öffnungswinkel des Röntgenstrahlenbündels in einer die Systemachse Z und den Fokus F enthaltenden Ebene handelt. Bei dem Fächerwinkel φ des Röntgenstrahlenbündels handelt es sich um den Öffnungswinkel des Röntgenstrahlenbündels in einer rechtwinklig zur Systemachse Z angeordneten und den Fokus F enthaltenden Ebene handelt.

[0039] Der Drehrahmen **7** kann mittels einer Antriebseinrichtung **22** um eine mit Z bezeichnete Systemachse in Rotation versetzt werden. Die Systemachse Z verläuft parallel zu der z -Achse eines in **Fig. 1** dargestellten räumlichen rechtwinkligen Koordinatensystems.

[0040] Die Spalten des Detektorsystems **5** verlaufen ebenfalls in Richtung der z -Achse, während die Zeilen, deren Breite $b/2$ in Richtung der z -Achse gemessen wird und beispielsweise 1 mm beträgt, quer zu der Systemachse Z bzw. der z -Achse verlaufen.

[0041] Um ein Untersuchungsobjekt, z. B. einen Patienten, in den Strahlengang des Röntgenstrahlenbündels bringen zu können, ist eine Lagerungsvorrichtung **9** vorgesehen, die parallel zu der Systemachse Z , also in Richtung der z -Achse verschiebbar ist, und zwar derart, dass eine Synchronisation zwischen der Rotationsbewegung des Drehrahmens **7** und der Translationsbewegung der Lagerungsvorrichtung **9** in dem Sinne vorliegt, dass das Verhältnis von Translations- zu Rotationsgeschwindigkeit konstant ist, wobei dieses Verhältnis einstellbar ist, indem ein gewünschter Wert für den Vorschub h der Lagerungsvorrichtung **9** pro Umdrehung Drehrahmens **7** gewählt wird.

[0042] Es kann also ein Volumen eines auf der Lagerungsvorrichtung **9** befindlichen Untersuchungsobjekts im Zuge einer Volumenabtastung untersucht werden, wobei die Volumenabtastung in Form einer Spiralabtastung in dem Sinne vorgenommen werden kann, dass unter gleichzeitiger Rotation der Messeinheit und Translation der Lagerungsvorrichtung **9** mittels der Messeinheit pro Umlauf der Messeinheit eine Vielzahl von Projektionen aus verschiedenen Projektionsrichtungen aufgenommen wird. Bei der Spiralabtastung bewegt sich der Fokus F der Röntgenstrahlenquelle **2** relativ zu der Lagerungsvorrichtung **9** auf einer in **Fig. 1** mit **23** bezeichneten Spiralbahn.

[0043] Die während der Spiralabtastung aus den Detektorelementen **4** jeder aktiven Zeile des Detektorsystems **5** parallel ausgelesenen, den einzelnen Projektionen entsprechenden Messdaten werden in einer Datenaufbereitungseinheit **10** einer Digital/Analog-Wandlung unterzogen, serialisiert und an einen Bildrechner **11** übertragen.

[0044] Nach einer Vorverarbeitung der Messdaten in einer Vorverarbeitungseinheit **12** des Bildrechners **11** gelangt der resultierende Datenstrom zu einer Rekonstruktionseinheit **13**, die aus den Messdaten CT-Bilder von gewünschten Schichten des Untersuchungsobjekts rekonstruiert, und zwar entweder nach einem an sich

bekanntem Verfahren (z. B. 180LI- oder 360LI-Interpolation) oder im Falle einer der Erfindung entsprechenden Betriebsart nach einem noch näher zu erläuternden Verfahren.

[0045] Die CT-Bilder setzen sich aus matrixartig zusammengesetzten Pixeln zusammen, wobei die Pixel der jeweiligen Bildebene zugeordnet sind, jedem Pixel eine CT-Zahl in Hounsfield Units (HU) zugeordnet ist und die einzelnen Pixel entsprechend einer CT-Zahl/Grauwertskala in einem ihrer jeweiligen CT-Zahl entsprechenden Grauwert dargestellt werden.

[0046] Die von der Schnittbildrekonstruktionseinheit und der Röntgenschattebildrekonstruktionseinheit **15** rekonstruierten Bilder werden auf einer an den Bildrechner **11** angeschlossenen Anzeigeeinheit **16**, z. B. einem Monitor, dargestellt.

[0047] Die Röntgenstrahlenquelle **2**, beispielsweise eine Röntgenröhre, wird von einer Generatoreinheit **17** mit den notwendigen Spannungen und Strömen, beispielsweise der Röhrenspannung U , versorgt. Um diese auf die jeweils notwendigen Werte einstellen zu können, ist der Generatoreinheit **17** eine Steuereinheit **18** mit Tastatur **19** zugeordnet, die die notwendigen Einstellungen gestattet.

[0048] Auch die sonstige Bedienung und Steuerung des CT-Gerätes erfolgt mittels der Steuereinheit **18** und der Tastatur **19**, was dadurch veranschaulicht ist, dass die Steuereinheit **18** mit dem Bildrechner **11** verbunden ist.

[0049] Unter anderem kann die Anzahl N der aktiven Zeilen von Detektorelementen **4** und damit die Position der Strahlenblenden **3** und **6** eingestellt werden, wozu die Steuereinheit **18** mit den Strahlenblenden **3** und **6** zugeordneten Verstelleinheiten **20** und **21** verbunden ist. Weiter kann die Rotationszeit τ eingestellt werden, die der Drehrahmen **7** für eine vollständige Umdrehung benötigt, was dadurch veranschaulicht ist, dass die dem Drehrahmen **7** zugeordnete Antriebseinheit **22** mit der Steuereinheit **18** verbunden ist.

[0050] Für den Fall, dass eine dem erfindungsgemäßen Verfahren entsprechende Betriebsart gewählt ist, erfolgt die Berechnung der entsprechenden CT-Bilder nach einem im Folgenden näher erläuterten erfindungsgemäßen Verfahren.

[0051] Dazu wird eine Spiralabtastung über, wie beispielsweise in **Fig. 3** dargestellt, 6π durchgeführt. Aus den dabei gewonnenen Messdaten werden einer Anzahl von einander überlappenden Untersegmenten entsprechende Messdaten entnommen. Dabei werden Anzahl und Länge, z. B. $\pi/4$ oder $\pi/8$, der Untersegmente so gewählt, dass diese insgesamt mindestens ein Spiralsegment ergeben, dessen Länge, z. B. $\pi + \varphi$, zur Rekonstruktion eines CT-Bildes ausreicht. Für jedes der Untersegmente wird aus den entsprechenden Messdaten eine Anzahl von N_{titt} Segmentbildern berechnet, deren Pixel sich auf verschiedene bezüglich der Mittelebene geneigte Bildebenen beziehen.

[0052] Aus **Fig. 3** ist ersichtlich, dass im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels pro Vollumlauf 12 einander überlappende Untersegmente vorhanden sind, d. h. es gilt $N_{\alpha} = 12$. Die Untersegmente des ersten der drei in **Fig. 3** gezeigten Vollumläufe sind in **Fig. 3** mit US_1 bis US_{12} bezeichnet.

[0053] Pro Untersegment werden im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels, wie aus **Fig. 4** am Beispiel des Untersegmentes US_4 ersichtlich ist, fünf Segmentbilder berechnet, d. h. es gilt $N_{\text{titt}} = 5$, was durch die Bildebenen PI_1 bis PI_5 der Segmentbilder veranschaulicht ist.

[0054] Für einen Vollumlauf werden also insgesamt $N_{\alpha} \cdot N_{\text{titt}} = 60$ Segmentbilder aus den Messdaten des Vollumlaufs berechnet, wobei später die zu einem Untersegment gehörigen Segmentbilder zu einem Teilbild zusammengefasst werden.

[0055] Die Bildebenen PI_1 bis PI_5 der Segmentbilder schneiden sich gemäß **Fig. 4** alle in einer Geraden. Bei dieser handelt es sich im Falle des dargestellten Ausführungsbeispiels um die Tangente T an die Mitte M des jeweiligen Untersegments, d. h. an denjenigen Punkt des zu dem Untersegment gehörigen Abschnittes der Fokusbahn, der bei der halben Bogenlänge dieses Abschnittes der Fokusbahn liegt.

[0056] Für jede dieser Bildebenen PI_1 bis PI_5 werden aus den von den verschiedenen Detektorzeilen L_1 bis L_8 gelieferten Messdaten diejenigen Messwerte ausgewählt, die den für eine Rekonstruktion des jeweiligen Segmentbildes benötigten Linienintegralen entsprechen, wobei die Auswahl derart erfolgt, dass die zur Rekonstruktion des jeweiligen Segmentbildes herangezogenen Strahlen ein geeignetes Fehlerkriterium hinsichtlich

ihres Abstandes von der geneigten Bildebene des jeweiligen Segmentbildes erfüllen, im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels ist dies der minimale quadratische Mittelwert des in z-Richtung gemessenen Abstandes aller zur Rekonstruktion des jeweiligen Segmentbildes herangezogenen Strahlen von der jeweiligen geneigten Bildebene PI_1 bis PI_5 .

[0057] Die maximale Neigung einer Bildebene eines Segmentbildes ist somit durch die Forderung bestimmt, dass für alle benötigten Linienintegrale Messwerte verfügbar sein müssen, deren Strahlen nach dem Fehlerkriterium hinreichend nahe an der geneigten Bildebene liegen.

[0058] Aus diesen für jede Bildebene PI_1 bis PI_5 aus verschiedenen Messwerten zusammengestellten Linienintegralen wird nun das zu der jeweiligen Bildebene PI_1 bis PI_5 gehörige Segmentbild berechnet, z. B. durch das Standard-Rekonstruktionsverfahren der Faltung und Rückprojektion. Die Pixel dieses Segmentbildes gehören zu der jeweiligen geneigten Bildebene PI_1 bis PI_5 . Es wird also im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels für jedes Untersegment ein Stapel von fünf Segmentbildern berechnet.

[0059] Die so pro Untersegment erhaltenen N_{Bild} Segmentbilder werden in einem anschließenden Reformatierungsschritt zu einem Teilbild bezüglich einer gewünschten, von den Bildebenen PI_1 bis PI_5 verschiedenen, die Systemachse Z vorzugsweise wie in **Fig. 2** dargestellt rechtwinklig schneidenden Zielbildebene IP zusammengefasst, und zwar in Abhängigkeit von noch zu erläuternden wählbaren Untermodi entweder durch Gewichtung oder durch Interpolation. Unabhängig von dem jeweiligen Untermodus wird im Zuge der Zusammenfassung das Bildrauschen vermindert und die gewünschte Rekonstruktionsschichtdicke eingestellt, wobei die Einstellung der durch die Gewichtung und/oder die Anzahl der in die Reformatierung einbezogenen Segmentbilder, die jedoch vorzugsweise gleich der Anzahl der pro Untersegment rekonstruierten Segmentbilder ist, erfolgt.

[0060] Die so erhaltenen N_{α} Teilbilder werden in einem abschließenden Reformatierungsschritt zu einem resultierenden CT-Bild bezüglich der Zielbildebene zusammengefasst, und zwar durch Addition.

[0061] Die Zusammenfassung von Segmentbildern zu einem Teilbild erfolgt gemäß einem ersten Untermodus durch Gewichtung, wobei bei der Zusammenfassung durch Gewichtung, die nach einem von zwei wählbaren Gewichtungsmodi erfolgt, unabhängig von dem jeweils gewählten Gewichtungsmodus derart vorgegangen wird, dass die Pixel der Segmentbilder jeweils als Quellpixel zu einem entsprechenden Zielpixel des resultierenden CT-Bildes beitragen und der Beitrag eines Quellpixels zu einem Zielpixel in Abhängigkeit von einer geometrischen Bezugsgröße gewichtet wird. Mit anderen Worten: Die zu einem Zielpixel gehörige CT-Zahl wird jeweils aus den CT-Zahlen der entsprechenden Quellpixel unter Berücksichtigung der geometrischen Bezugsgröße ermittelt.

[0062] In dem ersten Gewichtungsmodus wird als geometrische Bezugsgröße der Abstand des jeweiligen Quellpixels von dem entsprechenden Zielpixel berücksichtigt. In dem zweiten Gewichtungsmodus erfolgt zur Vermeidung von Artefakten zusätzlich eine Gewichtung in Abhängigkeit des Abstandes der Quellpixel von der Mitte des jeweiligen Untersegments.

[0063] In einem zweiten Untermodus erfolgt die Zusammenfassung der Segmentbilder zu einem Teilbild durch Interpolation, d. h. die Zielpixel, also die Pixel des resultierenden CT-Bildes werden durch Interpolation, beispielsweise lineare Interpolation, aus den entsprechenden Quellpixeln, also aus den entsprechenden Pixeln der Segmentbilder, ermittelt.

[0064] Die der Rekonstruktion von Segmentbildern zugrundeliegenden Bedingungen werden nachfolgend anhand eines Untersegments beispielhaft erläutert, das bezüglich eines Referenzprojektionwinkels $\alpha_r = 0$ zentriert ist. Da die Bildebenen der n_{ima} Segmentbilder sowohl bezüglich der x-Achse um den Neigungswinkel γ als auch bezüglich der y-Achse um den Kippwinkel δ geneigt sind, ist der Normalenvektor einer Bildebene gegeben durch:

$$\vec{n}(\gamma, \delta) = \begin{pmatrix} \sin \delta \\ -\cos \delta \sin \gamma \\ \cos \delta \cos \gamma \end{pmatrix}. \quad (1)$$

[0065] Der Abstand $d(\alpha, \delta, \gamma)$, den ein beliebiger Punkt (x_f, y_f, z_f) auf der Spiralbahn bzw. dem betrachteten Untersegment in z-Richtung von der um den Neigungswinkel γ und den Kippwinkel δ geneigten Bildebene aufweist, ist gegeben durch

$$d(\alpha, \delta, \gamma) = \vec{n}(\gamma, \delta) \cdot \begin{pmatrix} x_f + R_f \\ y_f \\ z_f \end{pmatrix} = \vec{n}(\gamma, \delta) \cdot \begin{pmatrix} -R_f \cos \alpha + R_f \\ -R_f \sin \alpha \\ Sp \frac{\alpha}{2\pi} \end{pmatrix} = \quad (2)$$

$$= R_f (1 - \cos \alpha) \sin \delta + R_f \sin \alpha \cos \delta \sin \gamma + Sp \frac{\alpha}{2\pi} \cos \delta \cos \gamma$$

[0066] Dabei wird davon ausgegangen, dass die Position $(-R_f, 0, 0)$ des Fokus F für den Referenzprojektionwinkel $\alpha_f = 0$ in der Bildebene liegt.

[0067] Der Neigungswinkel γ und der Kippwinkel δ der geneigten Bildebene müssen derart gewählt werden, dass alle Punkte des jeweiligen Untersegments einem Fehlerkriterium genügen, z. B. dass der quadratische Mittelwert der in z-Richtung gemessenen Abstände aller Punkte des Spiralsegments von der jeweiligen Bildebene minimal ist.

[0068] Nimmt man an, dass $b - t$ das um die z-Achse um einen Winkel $\alpha - \pi/2$ gedrehte Koordinatensystem $x - y$ sei, so ist $b - t$ das lokale Koordinatensystem für eine Projektion mit dem Projektionswinkel α .

$$\begin{aligned} x &= b \sin \alpha + t \cos \alpha \\ y &= -b \cos \alpha + t \sin \alpha \end{aligned} \quad (3)$$

[0069] Stellt man sich ein virtuelles Detektorarray vor, das der Projektion des Detektorarrays in eine die Systemachse z enthaltende Ebene, die sogenannte virtuelle Detektorebene, entspricht, so gilt für die Detektorebene $t = 0$.

[0070] Jeder Punkt (x, y, z) auf der Bildebene ist gekennzeichnet durch

$$\vec{n}(\gamma, \delta) \cdot \begin{pmatrix} x + R_f \\ y \\ z \end{pmatrix} = (x + R_f) \sin \delta - y \cos \delta \sin \gamma + z \cos \delta \cos \gamma = 0 \quad (4)$$

[0071] Setzt man (3) mit $t = 0$ in (4) ein, so erhält man die Schnittgerade der virtuellen Detektorebene mit der Bildebene

$$z(b) = -R_f \frac{\tan \delta}{\cos \gamma} - b (\sin \alpha \frac{\tan \delta}{\cos \gamma} + \cos \alpha \tan \gamma). \quad (5)$$

[0072] Die z-Koordinate auf der virtuellen Detektorebene ist gegeben durch

$$z_{\text{Del}}(b) = z(b) - Sp \frac{\alpha}{2\pi} = -R_f \frac{\tan \delta}{\cos \gamma} - Sp \frac{\alpha}{2\pi} - b (\sin \alpha \frac{\tan \delta}{\cos \gamma} + \cos \alpha \tan \gamma). \quad (6)$$

[0073] Der Neigungswinkel γ wird zunächst in der gleichen Weise wie im Falle der US 5 802 134 optimiert, d. h. für den Kippwinkel $\delta = 0$. Als Ergebnis erhält man

$$\tan \gamma_0 = \frac{-Sp \hat{\alpha}}{2\pi R_f \sin \hat{\alpha}}, \quad (7)$$

wobei $\hat{\alpha}$ der Winkel ist, bei dem das Untersegment die Bildebene durchstößt.

[0074] Für den nach (7) mit $\hat{\alpha}$ erhaltenen Neigungswinkel γ_0 wird der Kippwinkel δ optimiert. Das Optimierungskriterium für den Kippwinkel δ ist dabei, dass die z-Koordinate gemäß (6) für die Linien $-RFOV \leq b \leq RFOV$, die den von der Strahlung erfassten Bereich des Untersuchungsobjekts in z-Richtung nach hinten bzw. vorne begrenzen, nicht nur innerhalb der aktiven Detektorfläche, d. h. innerhalb des von der Strahlenblende **6** freigegebenen und von der Strahlung getroffenen Bereichs des Detektorarrays **5**, liegen müssen, sondern die Detektorfläche auch möglichst gut ausnutzen müssen.

[0075] Für den maximal möglichen Kippwinkel $\pm \delta_{\text{max}}$ erreichen die durch die z-Koordinate gemäß (6) gegebenen Linien für $b = \pm RFOV$ das in z-Richtung vordere bzw. hintere Ende der Detektorfläche. Wenn dies für das

jeweilige Untersegment für die Projektionen an Anfang und Ende des Untersegmentes, d. h. für die äußersten Projektionswinkel $\pm\alpha_l$ eintritt, gilt:

$$z_{\text{Del}}(b = +RFOV) = +\frac{SM}{2}, \quad (8)$$

wobei M die Anzahl der Detektorzeilen und S die in z-Richtung gemessene Breite einer Detektorzeile ist.

[0076] Indem (5) für $\alpha = \alpha_l$ und $\gamma = \gamma_0$ in (7) eingesetzt und nach δ_{max} aufgelöst wird, resultiert

$$\tan \delta_{\text{max}} = \frac{-\frac{SM}{2} + Sp \frac{\alpha_l}{2\pi} \pm RFOV \cos \alpha_l \tan \gamma_0}{-\frac{R_f}{\cos \gamma_0} - (\pm RFOV) \frac{\sin \alpha_l}{\cos \gamma_0}} \quad (9)$$

bzw.

$$\pm \delta_{\text{max}} = \arctan \left(\frac{-\frac{SM}{2} + Sp \frac{\alpha_l}{2\pi} \pm RFOV \cos \alpha_l \tan \gamma_0}{-\frac{R_f}{\cos \gamma_0} - (\pm RFOV) \frac{\sin \alpha_l}{\cos \gamma_0}} \right)$$

[0077] Für das entsprechende δ_{max} wird ein neues γ_{min} durch Re-Iteration ermittelt, und zwar durch Minimierung des quadratischen Mittelwertes der in z-Richtung gemessenen Abstände $d(\alpha, \delta_{\text{max}}, \gamma)$ aller Punkte des Untersegmentes von der Bildebene gemäß (2).

[0078] Der zur Verfügung stehende Bereich $[-\delta_{\text{max}}, \delta_{\text{max}}]$ des Kippwinkels wird nun entsprechend der Anzahl n_{ima} der zu rekonstruierenden Segmentbilder vorzugsweise wie im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels gleichmäßig unterteilt. D. h., dass im Falle einer gleichmäßigen Unterteilung jede Bildebene $0 \leq i \leq n_{\text{ima}} - 1$ durch den Neigungswinkel γ_{min} (der vorzugsweise wie im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels für alle Bildebenen gleich ist) und den jeweiligen Kippwinkel $\delta(i)$ gekennzeichnet ist, wobei für den jeweiligen Kippwinkel

$$\delta(i) = \delta_{\text{max}} \frac{2i - (n_{\text{ima}} - 1)}{n_{\text{ima}} - 1}. \quad (10)$$

gilt.

[0079] Die Anzahl n_{ima} der für das Untersegment zu rekonstruierenden Segmentbilder ist gegeben durch

$$n_{\text{ima}} = \text{floor} \left[\frac{SM}{p} \right]. \quad (11)$$

[0080] Die Reformatierung geschieht mit Hilfe von Interpolationsfunktionen wählbarer Breite, wodurch sich das Schichtempfindlichkeitsprofil und das Bildrauschen im resultierenden Transversalschnittbild beeinflussen lassen.

[0081] Dabei ist von Vorteil, dass die Festlegung der gewünschten Rekonstruktionsschichtdicke der Teilbilder und damit der resultierenden CT-Bilder retrospektiv im Zuge der Reformatierung erfolgt.

[0082] Die zu der zur Gewinnung eines Teilbildes durchzuführenden Reformatierung erforderliche Anzahl von Segmentbildern erhält man wie folgt:

Am Rande des durch $(x, y) = (R_M \cos(\Phi); R_M \sin(\Phi))$ parametrisierten Objektzylinders ist, erhält man den Abstand Δz_R einer um den Neigungswinkel und den Kippwinkel geneigten Bildebene mit dem Normalenvektor

$$\vec{n}(\gamma, \delta) = \begin{pmatrix} \sin \delta \\ -\cos \delta \sin \gamma \\ \cos \delta \cos \gamma \end{pmatrix}$$

und mit dem Nullpunkt im Punkt $(-R_f, 0, z_R)$, indem $(x, y, \Delta z_R)$ in die Ebenengleichung eingesetzt wird

$$\vec{n}(\delta, \gamma) \cdot \vec{x} = 0.$$

[0083] Es folgt dann:

$$\Delta z_R = \frac{\tan(\delta)}{\cos(\gamma)} \cdot (-R_f + R_M \cdot \cos(\Phi)) + \tan(\gamma) \cdot R_M \cdot \sin(\Phi) \quad (12)$$

[0084] Für die Reformatierung eines Transversalschnittbildes mit der Bildebene in z_R müssen demnach alle im Intervall

$$[(z_R - \sup_{\Phi} \Delta z_R(\Phi, \delta)), (z_R + \sup_{\Phi} \Delta z_R(\Phi, \delta))] \quad (13)$$

rekonstruierten Segmentbilder zur Verfügung stehen, d. h. im Speicher **14** gespeichert werden.

[0085] Wenn bei der Reformatierung eine Interpolationsfunktion verwendet wird, deren Länge z^* die durch obiges Intervall gesetzten Grenzwerte übersteigt, so ist die Anzahl der zur Reformatierung erforderlichen Segmentbilder durch die Länge des Interpolationsfilters bestimmt.

[0086] Im allgemeinen Fall gilt für die Anzahl N_M der zur Reformatierung eines Teilbildes benötigten rekonstruierten Bilder mit geneigter Bildebene

$$N_M = 2 \max(z^*, \sup_{\Phi} \Delta z_R) / S \cdot N_s \quad (14)$$

[0087] Dabei ist N_s die Anzahl der pro Breite S einer Zeile von Detektorelementen rekonstruierten Segmentbilder.

[0088] Infolge des Umstandes, dass die Rekonstruktionsschichtdicke eines gewünschten Teilschnittbildes retrospektiv festgelegt wird, erfolgt die Rekonstruktion der Segmentbilder vorzugsweise durch Wahl einer entsprechend engen Gewichtungsfunktion mit der geringstmöglichen Rekonstruktionsschichtdicke. Dies gewährleistet höchste Schärfe in z -Richtung nicht nur der Segmentbilder, sondern auch der durch die Reformatierung erhaltenen Teilbilder wie auch des aus diesen gewonnenen CT-Bildes.

[0089] Neben diesem Vorteil sind als weitere Vorteile der beschriebenen Reformatierung zu nennen:

- Die Rekonstruktionsschichtdicke kann retrospektiv gewählt werden, ohne dass eine erneute Rekonstruktion erforderlich ist,
- die Rekonstruktionsschichtdicke ist frei wählbar, und
- für die Reformatierung steht eine Vielzahl von geeigneten Interpolationsfunktionen frei wählbarer Breite zur Verfügung.

[0090] In **Fig. 5** ist von den zu dem Untersegment US_4 gehörigen Segmentbildern beispielhaft das zu der Bildebene PI_3 gehörige Segmentbild dargestellt. Dabei sind strichliert der Referenzprojektionswinkel α_r und die zu diesem gehörigen äußersten Projektionswinkel $+\alpha_l$ und $-\alpha_l$ angedeutet. Es wird deutlich, dass die Informationsdichte in den Segmentbildern orthogonal zu der dem jeweiligen Referenzprojektionswinkel entsprechenden Projektionsrichtung, die im Folgenden als Referenzprojektionsrichtung bezeichnet wird, wesentlich größer ist als in der jeweiligen Referenzprojektionsrichtung.

[0091] Es besteht daher die Möglichkeit, die den Segmentbildern entsprechenden Daten zu komprimieren. Im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels geschieht infolge des Umstandes, dass im Falle der Verwendung einer homogenen Pixelmatrix die Datenredundanz aus den genannten Gründen sehr hoch wäre, die Datenkomprimierung, indem die den Segmentbildern entsprechenden komprimierten Daten entsprechend der Datenstruktur eine derart inhomogene Pixelmatrix aufweisen, dass die Auflösung R_r in Referenzprojektionsrichtung geringer ist als die Auflösung R_{or} orthogonal zu der Referenzprojektionsrichtung. Geht man von einer gegebenen Auflösung orthogonal zur Referenzprojektionsrichtung aus, so entspricht der bei der Komprimierung erzielbare Komprimierungsfaktor dem Quotienten R_{or}/R_r .

[0092] Im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels ist die inhomogene Pixelmatrix gemäß **Fig. 6** dadurch realisiert, dass die den Segmentbildern entsprechenden komprimierten Daten Pixel von länglicher, nämlich rechteckiger Gestalt aufweisen, wobei die längste Erstreckung der Pixel in Referenzprojektionsrichtung verläuft.

[0093] Wenn es im Wesentlichen darum geht, den für die Speicherung der Segmentbilder benötigten Speicherplatz zu verringern, wird eine erste Komprimierungsart gewählt, bei der die Segmentbilder nach erfolgter Rekonstruktion auf die inhomogene Pixelmatrix umgerechnet werden.

[0094] Wenn auch der zur Rekonstruktion der Segmentbilder erforderliche Rechenaufwand reduziert werden soll, wird eine zweite Komprimierungsart gewählt, bei der so vorgegangen wird, dass die Segmentbilder bereits in der inhomogenen Pixelmatrix rekonstruiert werden, was den Vorteil bietet, dass dann deutlich weniger Pixel rekonstruiert werden müssen als im Falle einer homogenen Pixelmatrix, die orthogonal zur Referenzprojektionsrichtung die gleiche Auflösung wie die inhomogene Pixelmatrix aufweist.

[0095] Im Zuge der Rekonstruktion in der inhomogenen Pixelmatrix wird gemäß **Fig. 6** das der Rückprojektion zugrundeliegende Koordinatensystem mit der \bar{x} - und der \bar{y} -Achse jeweils so gedreht, dass die Rückprojektionsrichtung der jeweiligen Referenzprojektionsrichtung entspricht.

[0096] Unabhängig davon, welche der beiden Komprimierungsarten gewählt wird, muss die Datenkomprimierung spätestens im Zuge der Zusammenfassung der Teilbilder zu einem resultierenden CT-Bild wieder rückgängig gemacht werden. Daher ist im Falle des erfindungsgemäßen CT-Geräts vorgesehen, dass auch die Teilbilder auf Basis der inhomogenen Pixelmatrix erzeugt werden und erst im Zuge der Erzeugung des resultierenden CT-Bildes der Übergang auf eine homogene Pixelmatrix erfolgt. Dies bietet gegenüber der prinzipiell ebenfalls möglichen Vorgehensweise, bereits bei der Zusammenfassung der zu einem Untersegment gehörigen Segmentbilder zu einem Teilbild auf die homogene Pixelmatrix überzugehen, den Vorteil eines verringerten Speicherbedarfs und eines ebenfalls geringeren Rechenaufwandes.

[0097] Unabhängig davon, ob die Dekomprimierung im Zuge der Zusammenfassung von Segmentbildern zu einem Teilbild oder der Zusammenfassung von Teilbildern zu einem resultierenden CT-Bild erfolgt, werden bei Wahl einer ersten Unterbetriebsart die Pixel der homogenen Pixelmatrix durch Interpolation aus den Pixeln der homogenen Pixelmatrix gewonnen. Bei Wahl einer zweiten Unterbetriebsart werden die Pixel der homogenen Pixelmatrix durch Gewichtung aus den Pixeln der inhomogenen Pixelmatrix gewonnen.

[0098] In beiden Unterbetriebsarten muss infolge der Ausrichtung der inhomogenen Pixelmatrix entsprechend der Referenzprojektionsrichtung die inhomogene Pixelmatrix größer als die homogene Pixelmatrix sein, um trotz der Verdrehung der inhomogenen Pixelmatrix relativ zu der homogenen Pixelmatrix sicherzustellen, dass die inhomogene Pixelmatrix zur Ermittlung jedes Pixels der homogenen Pixelmatrix geeignete Daten enthält. Im Falle einer quadratischen homogenen Pixelmatrix und einer ebenfalls quadratischen inhomogenen Pixelmatrix bedeutet dies, dass (für beliebige Referenzprojektionsrichtungen) die Seitenlänge der inhomogenen Pixelmatrix um einen Faktor größer als die der homogenen Pixelmatrix sein muss.

[0099] Was die Vorgehensweise bei der Datendekomprimierung durch Interpolation bzw. Gewichtung angeht, so gilt das vorstehend im Zusammenhang mit der Zusammenfassung mehrerer Segmentbilder zu einem Teilbild Gesagte sinngemäß, d. h., die Mittelwertbildung kann auch gewichtet erfolgen.

[0100] Im Falle der beschriebenen Ausführungsbeispiele erfolgt die Datenkomprimierung auf Basis der Verwendung einer inhomogenen Pixelmatrix. Alternativ können andere auf dem Gebiet der Bildverarbeitung übliche Komprimierungsverfahren Anwendung finden.

[0101] Wenn in einer in **Fig. 7** veranschaulichten Betriebsweise mit geneigtem Drehrahmen **7** die Rotationsachse Z' , um die der Fokus F um die Systemachse Z rotiert, nicht mit der Systemachse Z identisch ist, sondern diese unter einem sogenannten Gantrywinkel ρ schneidet, so ergibt sich aus der Geometrie gemäß **Fig. 2** ein gemäß **Fig. 7** gekipptes Koordinatensystem mit der der Mittelachse der Spiralbahn **23** entsprechenden z' -Achse, die gegenüber der z -Achse um den Gantrywinkel ρ gekippt ist, der y' -Achse, die gegenüber der y -Achse ebenfalls um den Gantrywinkel ρ gekippt ist, und der unverändert beibehaltenen x -Achse.

[0102] In diesem Koordinatensystem gilt für die Spiralbahn **23**:

$$\bar{x}_j' = \begin{pmatrix} -R_j \cos \alpha \\ -R_j \sin \alpha + Sp \frac{\alpha \sin \rho}{2\pi} \\ Sp \frac{\alpha \cos \rho}{2\pi} \end{pmatrix} \quad (15)$$

[0103] Die vorstehend beschriebene Vorgehensweise zur Bestimmung des maximalen Kippwinkels δ_{\max} kann auf den Fall der gekippten Gantry übertragen werden, wobei anstelle der Gleichung (6) gilt:

$$z_{\text{Del}}'(b) = z'(b) - Sp \frac{\cos \rho}{2\pi} = -R_f \frac{\tan \delta}{\cos \gamma} - Sp \frac{\cos \alpha}{2\pi} - b(\sin \alpha \frac{\tan \delta}{\cos \gamma} + \cos \alpha \tan \gamma), \quad (16)$$

woraus sich für $b = \pm RFOV$

$$z_{\text{Del}}'(b = \pm RFOV) = \pm \frac{SM}{2} \sqrt{1 - \left(\frac{b}{R_f}\right)^2} + a \sin \frac{b}{R_f} Sp \frac{\cos \alpha}{2\pi} \quad (17)$$

ergibt.

[0104] Allerdings ist nun in der Bestimmungsgleichung für den maximalen Kippwinkel δ_{\max} , d. h. in die Gleichung (9), der Neigungswinkel γ' im Koordinatensystem (x, y', z') für den Fall der geneigten Gantry einzusetzen.

[0105] Für den Neigungswinkel γ' im Falle der geneigten Gantry gilt:

$$\tan \gamma' = \frac{\partial z'}{\partial s} = \frac{\partial z'}{\partial \alpha} \cdot \frac{\partial \alpha}{\partial s} = \frac{Sp \cdot \cos \rho}{\sqrt{4\pi^2 \cdot R_f + S^2 p^2 + 4\pi \cdot R_f \cos \alpha \sin \rho \cdot Sp}}$$

bzw.

$$\gamma' = \arctan \frac{Sp \cdot \cos \rho}{\sqrt{4\pi^2 \cdot R_f + S^2 p^2 + 4\pi \cdot R_f \cos \alpha \sin \rho \cdot Sp}} \quad (18)$$

wobei s die Bogenlänge der Spiralbahn **23** für das jeweils betrachtete Untersegment ist.

[0106] Es wurde festgestellt, dass der Neigungswinkel γ' für den Fall der gekippten Gantry nahezu unabhängig vom Referenzprojektionswinkel α , ist. Auch bezüglich des maximalen Kippwinkels δ_{\max} wurde festgestellt, dass dieser nahezu unabhängig von dem Referenzprojektionswinkel α , ist.

[0107] Auch im Falle der geneigten Gantry besteht die Möglichkeit, für einen gegebenen Betrag des Maximalwertes des Kippwinkels $|\delta_{\max}|$, der beispielsweise aus (9) auf Basis des gemäß (18) aus der Steigung der Spiralbahn **23** gewonnen wird, den zugehörigen Optimalwert des Neigungswinkels γ' derart zu ermitteln, dass ein Fehlerkriterium, beispielsweise minimaler Mittelwert der in z -Richtung gemessenen Abstände aller Punkte des Untersegmentes von der Bildebene, erfüllt ist.

[0108] Im Falle der beschriebenen Ausführungsbeispiele wird die Relativbewegung zwischen der Messeinheit und Lagerungsvorrichtung **9** jeweils dadurch erzeugt, dass die Lagerungsvorrichtung **9** verschoben wird. Es besteht im Rahmen der Erfindung jedoch auch die Möglichkeit, die Lagerungsvorrichtung **9** ortsfest zu lassen und statt dessen die Messeinheit zu verschieben. Außerdem besteht im Rahmen der Erfindung die Möglichkeit, die notwendige Relativbewegung durch Verschiebung sowohl der Messeinheit als auch der Lagerungsvorrichtung **9** zu erzeugen.

[0109] Das konusförmige Röntgenstrahlenbündel weist im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels einen rechteckigen Querschnitt auf. Im Rahmen der Erfindung sind jedoch auch andere Querschnittsgeometrien möglich.

[0110] Im Zusammenhang mit den vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispielen finden CT-Geräte der dritten Generation Verwendung, d. h. die Röntgenstrahlenquelle und das Detektorsystem werden während der Bilderzeugung gemeinsam um die Systemachse verlagert. Die Erfindung kann aber auch im Zusammenhang mit CT-Geräten der vierten Generation, bei denen nur die Röntgenstrahlenquelle um die Systemachse verlagert wird und mit einem feststehenden Detektorring zusammenwirkt, Verwendung finden, sofern es sich bei dem Detektorsystem um ein mehrzeiliges Array von Detektorelementen handelt.

[0111] Auch bei CT-Geräten der fünften Generation, d. h. CT-Geräten, bei denen die Röntgenstrahlung nicht nur von einem Fokus, sondern von mehreren Fokussen einer oder mehrerer um die Systemachse verlagert

Röntgenstrahlenquellen ausgeht, kann das erfindungsgemäße Verfahren Verwendung finden, sofern das Detektorsystem ein mehrzeiliges Array von Detektorelementen aufweist.

[0112] Die im Zusammenhang mit den vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispielen verwendeten CT-Geräte weisen ein Detektorsystem mit nach Art einer orthogonalen Matrix angeordneten Detektorelementen auf. Die Erfindung kann aber auch im Zusammenhang mit CT-Geräten Verwendung finden, deren Detektorsystem in einer anderen Weise als als flächenhaftes Array angeordnete Detektorelemente aufweist.

[0113] Die vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispiele betreffen die medizinische Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens. Die Erfindung kann jedoch auch außerhalb der Medizin, beispielsweise bei der Gepäckprüfung oder bei der Materialuntersuchung, Anwendung finden.

Patentansprüche

1. Verfahren für die Computertomographie, aufweisend die Verfahrensschritte
 - a) zur Abtastung eines Objekts mit einem von einem Fokus ausgehenden konusförmigen Strahlenbündel und mit einem matrixartigen Detektorarray zum Detektieren des Strahlenbündels wird der Fokus relativ zu dem Objekt auf einer Spiralbahn um eine Systemachse bewegt, wobei das Detektorarray der empfangenen Strahlung entsprechende Ausgangsdaten liefert,
 - b) die jeweils während der Bewegung des Fokus auf einem Spiralsegment mit zur Rekonstruktion eines CT-Bildes ausreichender Länge gelieferten Ausgangsdaten werden in Ausgangsdaten bezüglich Untersegmenten aufgeteilt, wobei die Länge der Untersegmente jeweils geringer als die zur Rekonstruktion eines CT-Bildes ausreichende Länge ist,
 - c) für die Untersegmente werden Segmentbilder mit bezüglich der Systemachse geneigter Bildebene rekonstruiert,
 - d) die jeweils zu einem Untersegment gehörigen Segmentbilder werden zu einem Teilbild bezüglich einer Zielbildebene zusammengefasst, und
 - e) die Teilbilder werden zu einem resultierenden CT-Bild bezüglich der Zielbildebene zusammengefasst.
2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem benachbarte Untersegmente einander überlappen und die zu den Überlappungsbereichen gehörigen Ausgangsdaten jeweils derart gewichtet werden, dass die Gewichte einander entsprechender Ausgangsdaten der einander überlappenden Untersegmente jeweils eins ergeben.
3. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 2, bei dem für jedes Untersegment Segmentbilder für eine Anzahl n_{ima} von geneigten Bildebenen rekonstruiert werden, wobei für unterschiedliche z-Positionen z_{ima} die Bildebenen unterschiedlich geneigt sind.
4. Verfahren nach Anspruch 3, bei dem sich die mehreren geneigten Bildebenen in einer tangential zu dem Untersegment verlaufenden Geraden schneiden.
5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei dem der Fokus um eine Rotationsachse rotiert, die der Systemachse entspricht.
6. Verfahren nach Anspruch 5, bei dem für einen gegebenen Betrag $|\delta_{\text{max}}|$ des Maximalwertes des Kippwinkels δ der zugehörige Optimalwert γ_{min} des Neigungswinkels γ derart ermittelt wird, dass ein Fehlerkriterium erfüllt ist.
7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, bei dem die Zusammenfassung der mehreren Segmentbilder zu einem Teilbild durch Interpolation erfolgt.
8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, bei dem die Zusammenfassung der mehreren Segmentbilder zu einem Teilbild durch Mittelwertbildung erfolgt.
9. Verfahren nach Anspruch 8, bei dem die Zusammenfassung der mehreren Segmentbilder zu einem Teilbild durch gewichtete Mittelwertbildung erfolgt.
10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, bei dem die Segmentbilder bei der Zusammenfassung zu einem Teilbild entsprechend einer gewünschten Rekonstruktionsschichtdicke des Teilbildes gewichtet werden.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, welches außerdem den Verfahrensschritt aufweist, dass die Anzahl der Segmentbilder, die zur Erzeugung eines Teilbildes zusammengefasst werden, entsprechend einer jeweils gewünschten Rekonstruktionsschichtdicke des Teilbildes gewählt wird.

12. Verfahren nach Anspruch 11, bei dem die Segmentbilder mit der geringstmöglichen Schichtdicke rekonstruiert werden.

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 12, aufweisend den weiteren Verfahrensschritt, dass die Teilbilder für eine Zielbildebene ermittelt werden, die die Systemachse rechtwinklig schneidet.

14. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 13, bei dem die Zusammenfassung der Teilbilder zu dem resultierenden CT-Bild durch Addition erfolgt.

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 14, bei dem die den Segmentbildern entsprechenden Daten komprimiert werden.

16. Verfahren nach einem Anspruch 15, bei dem die Komprimierung im Zuge der Zusammenfassung der Teilbilder zu einem eine homogene Pixelmatrix aufweisenden resultierenden CT-Bild aufgehoben wird.

17. Verfahren nach Anspruch 15 oder 16, bei dem die Pixel der homogenen Pixelmatrix durch Interpolation aus den Pixeln der inhomogenen Pixelmatrix gewonnen werden.

18. Verfahren nach einem der Ansprüche 16 bis 17, bei dem die Pixel der homogenen Pixelmatrix durch Mittelwertbildung aus den Pixeln der inhomogenen Pixelmatrix gewonnen werden.

19. Computertomographie(CT)-Gerät aufweisend eine Strahlungsquelle, von deren Fokus ein konusförmiges Strahlenbündel ausgeht, ein matrixartiges Detektorarray zum Detektieren des Strahlenbündels, wobei das Detektorarray der empfangenen Strahlung entsprechende Ausgangsdaten liefert, Mittel zum Erzeugen einer Relativbewegung zwischen Strahlungsquelle und Detektorarray einerseits und einem Objekt andererseits und einen Rechner, dem die Ausgangsdaten zugeführt sind, wobei die Mittel zum Erzeugen einer Relativbewegung zur Abtastung des Objekts mit dem Strahlenbündel und dem zweidimensionalen Detektorarray eine Relativbewegung des Fokus zu einer Systemachse derart bewirken, dass sich der Fokus relativ zu der Systemachse auf einer Spiralbahn um die Systemachse bewegt, und wobei die jeweils während der Bewegung des Fokus auf einem Spiralsegment gelieferten Ausgangsdaten einem Rechner zugeführt sind, wobei

a) der Rechner die jeweils während der Bewegung des Fokus auf einem Spiralsegment mit zur Rekonstruktion eines CT-Bildes ausreichender Länge gelieferten Ausgangsdaten in Ausgangsdaten bezüglich Untersegmenten aufteilt, wobei die Länge der Untersegmente jeweils geringer als die zur Rekonstruktion eines CT-Bildes ausreichende Länge ist,

b) der Rechner für die Untersegmente Segmentbilder mit bezüglich der Systemachse geneigter Bildebene rekonstruiert,

c) der Rechner die jeweils zu einem Untersegment gehörigen Segmentbilder zu einem Teilbild bezüglich einer Zielbildebene zusammenfasst, und

d) der Rechner die Teilbilder zu einem resultierenden CT-Bild bezüglich der Zielbildebene zusammenfasst.

20. CT-Gerät nach Anspruch 19, bei dem benachbarte Untersegmente einander überlappen und der Rechner die zu den Überlappungsbereichen gehörigen Ausgangsdaten jeweils derart gewichtet, dass die Gewichte einander entsprechender Ausgangsdaten der einander überlappenden Untersegmente jeweils eins ergeben.

21. CT-Gerät nach einem der Ansprüche 19 bis 20, bei dem der Rechner für jedes Untersegment Segmentbilder für eine Anzahl n_{ima} von geneigten Bildebenen rekonstruiert, wobei für unterschiedliche z-Positionen z_{ima} die Bildebenen unterschiedlich geneigt sind.

22. CT-Gerät nach Anspruch 21, bei dem sich die mehreren geneigten Bildebenen in einer tangential zu dem Untersegment verlaufenden Geraden schneiden.

23. CT-Gerät nach einem der Ansprüche 19 bis 22, dessen Fokus um eine Rotationsachse rotiert, die der Systemachse entspricht.

24. CT-Gerät nach Anspruch 23, bei dem der Rechner für einen gegebenen Betrag $|\delta_{\max}|$ des Maximalwertes des Kippwinkels δ den zugehörigen Optimalwert γ_{\min} des Neigungswinkels γ derart ermittelt, dass ein Fehlerkriterium erfüllt ist

25. CT-Gerät nach einem der Ansprüche 19 bis 24, bei dem der Rechner die Zusammenfassung der mehreren Segmentbilder zu einem Teilbild durch Interpolation bewirkt.

26. CT-Gerät nach einem der Ansprüche 19 bis 24, bei dem der Rechner die Zusammenfassung der mehreren Segmentbilder zu einem Teilbild durch Mittelwertbildung bewirkt.

27. CT-Gerät nach Anspruch 26, bei dem der Rechner die Zusammenfassung der mehreren Segmentbilder zu einem Teilbild durch gewichtete Mittelwertbildung bewirkt.

28. CT-Gerät nach einem der Ansprüche 19 bis 27, bei dem der Rechner die Segmentbilder bei der Zusammenfassung zu einem Teilbild entsprechend einer gewünschten Rekonstruktionsschichtdicke des Teilbildes gewichtet.

29. CT-Gerät nach einem der Ansprüche 19 bis 28, bei dem der Rechner außerdem die Anzahl der Segmentbilder, die er zur Erzeugung eines Teilbildes zusammenfasst, entsprechend der jeweils gewünschten Rekonstruktionsschichtdicke des Teilbildes wählt.

30. CT-Gerät nach Anspruch 29, bei dem der Rechner die Segmentbilder mit der geringstmöglichen Schichtdicke rekonstruiert.

31. CT-Gerät nach einem der Ansprüche 19 bis 30, bei dem der Rechner die Teilbilder für eine Zielbildebene ermittelt, die die Systemachse rechtwinklig schneidet.

32. CT-Gerät nach einem der Ansprüche 19 bis 31, bei dem der Rechner die Zusammenfassung der Teilbilder zu dem resultierenden CT-Bild durch Addition bewirkt.

33. CT-Gerät nach einem der Ansprüche 19 bis 32, bei dem der Rechner die den Segmentbildern entsprechenden Daten komprimiert.

34. CT-Gerät nach Anspruch 33, bei dem der Rechner die Komprimierung im Zuge der Zusammenfassung der Teilbilder zu einem eine homogene Pixelmatrix aufweisenden resultierenden CT-Bild aufhebt.

35. CT-Gerät nach Anspruch 34, bei dem der Rechner die Pixel der homogenen Pixelmatrix durch Interpolation aus den Pixeln der inhomogenen Pixelmatrix gewinnt.

36. CT-Gerät nach Anspruch 34, bei dem der Rechner die Pixel der homogenen Pixelmatrix durch Mittelwertbildung aus den Pixeln der inhomogenen Pixelmatrix gewinnt.

Es folgen 5 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

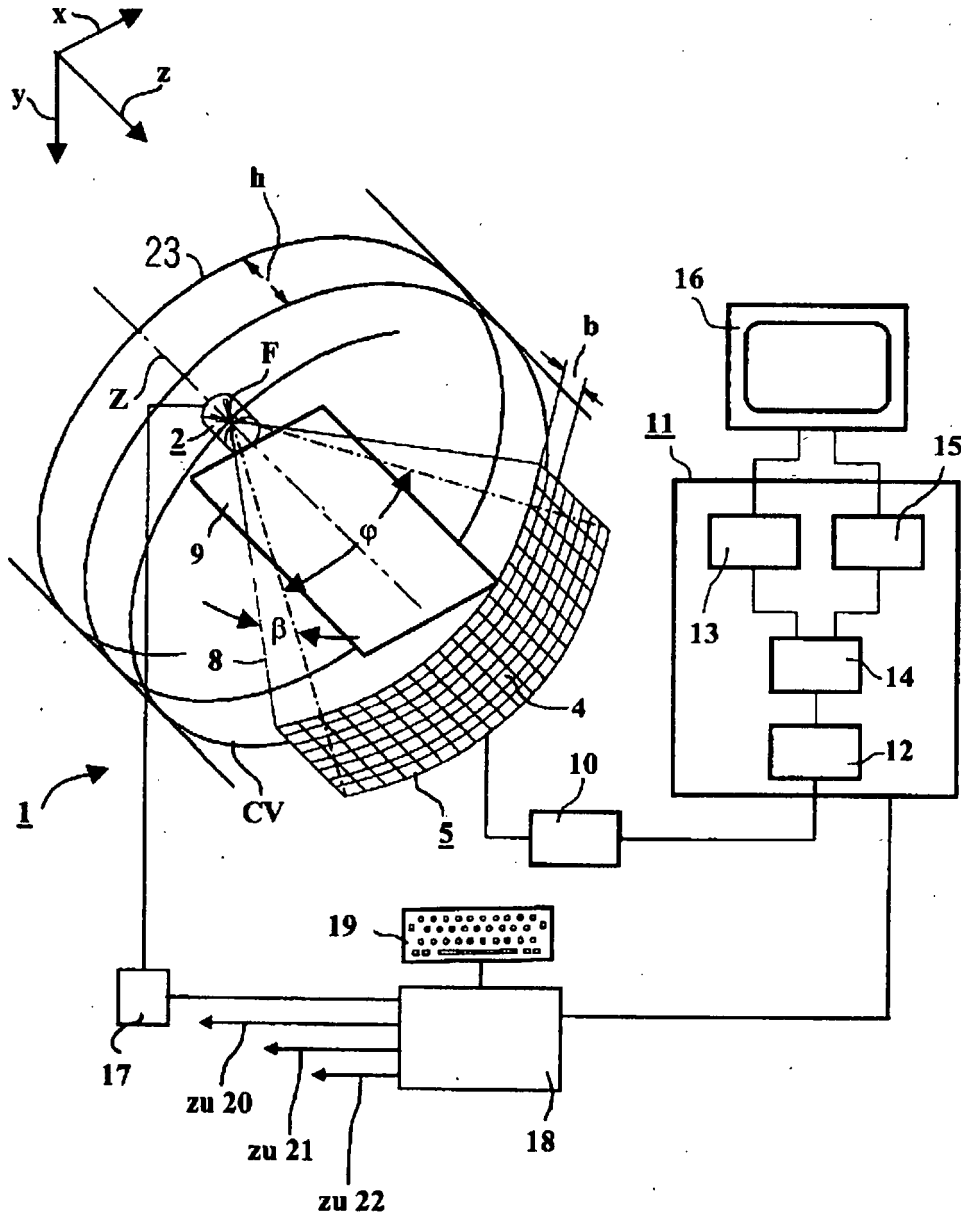


FIG 1

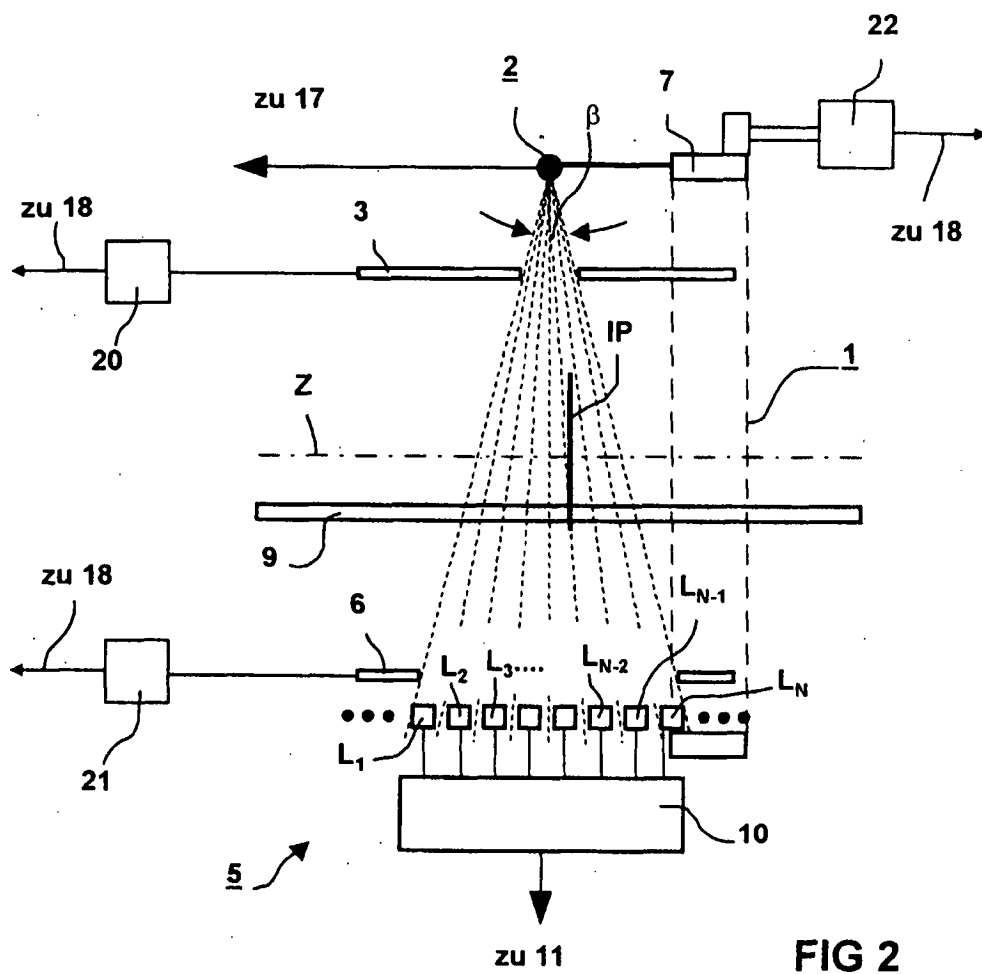


FIG 2

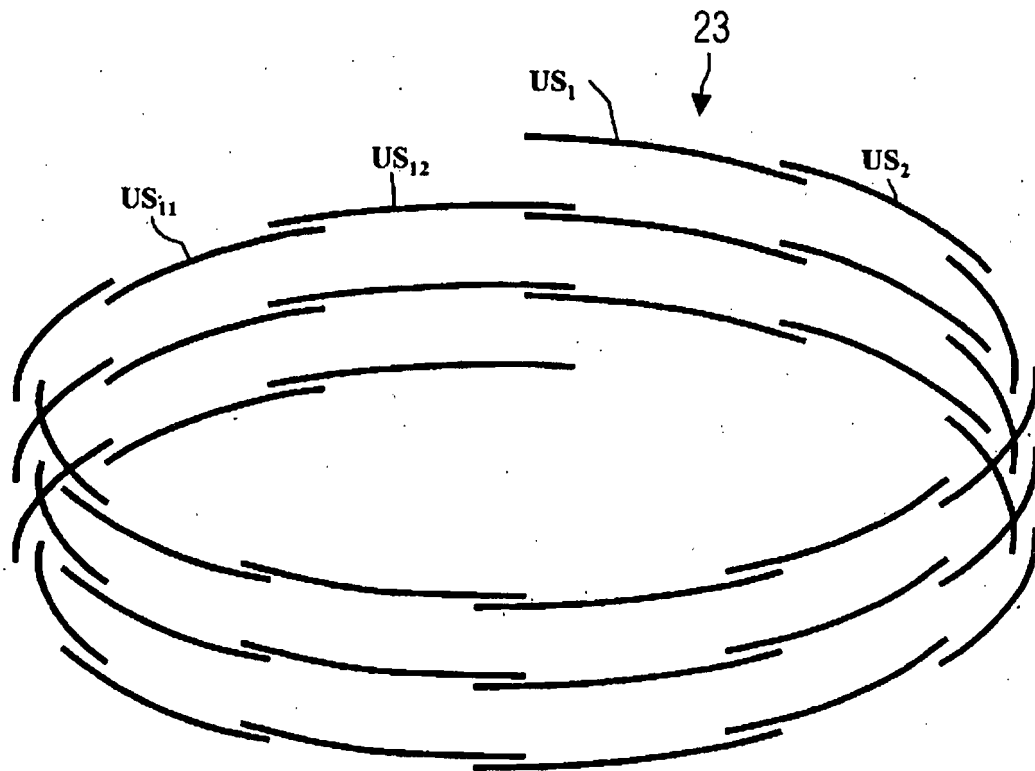


FIG 3

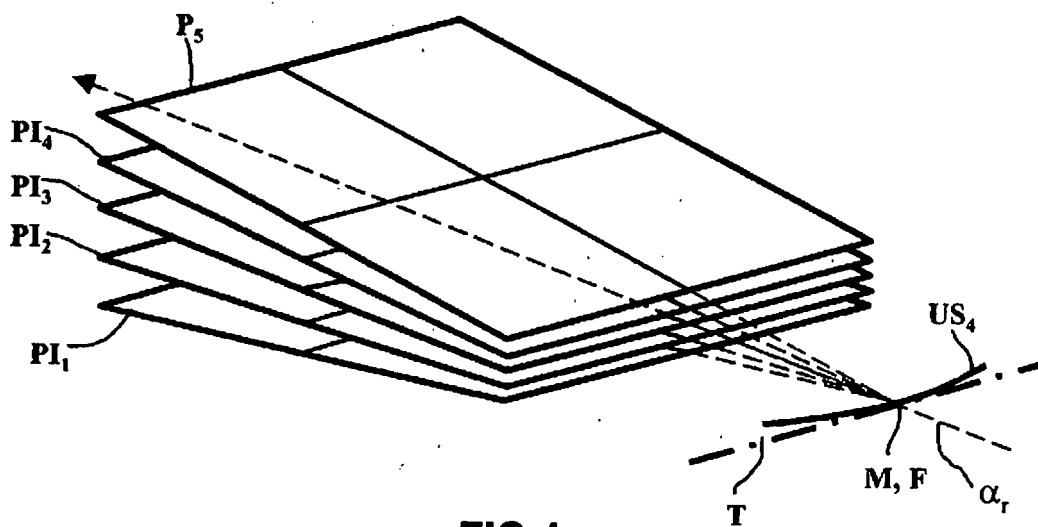


FIG 4

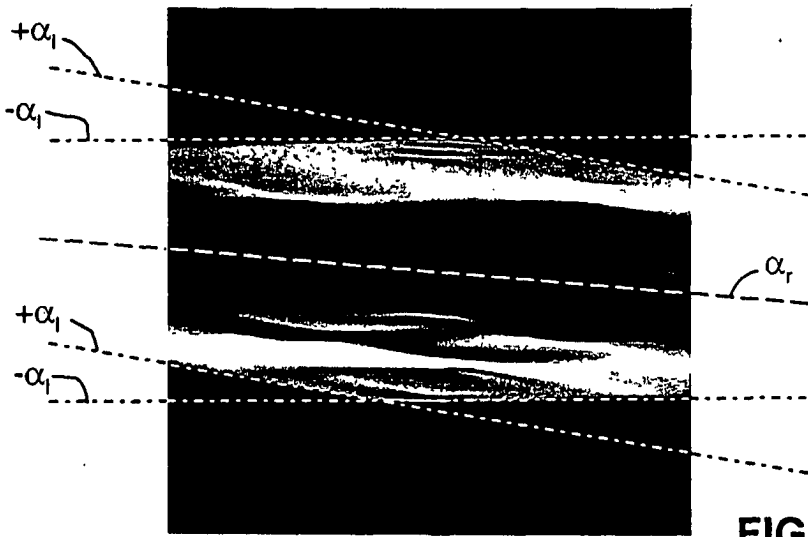


FIG 5

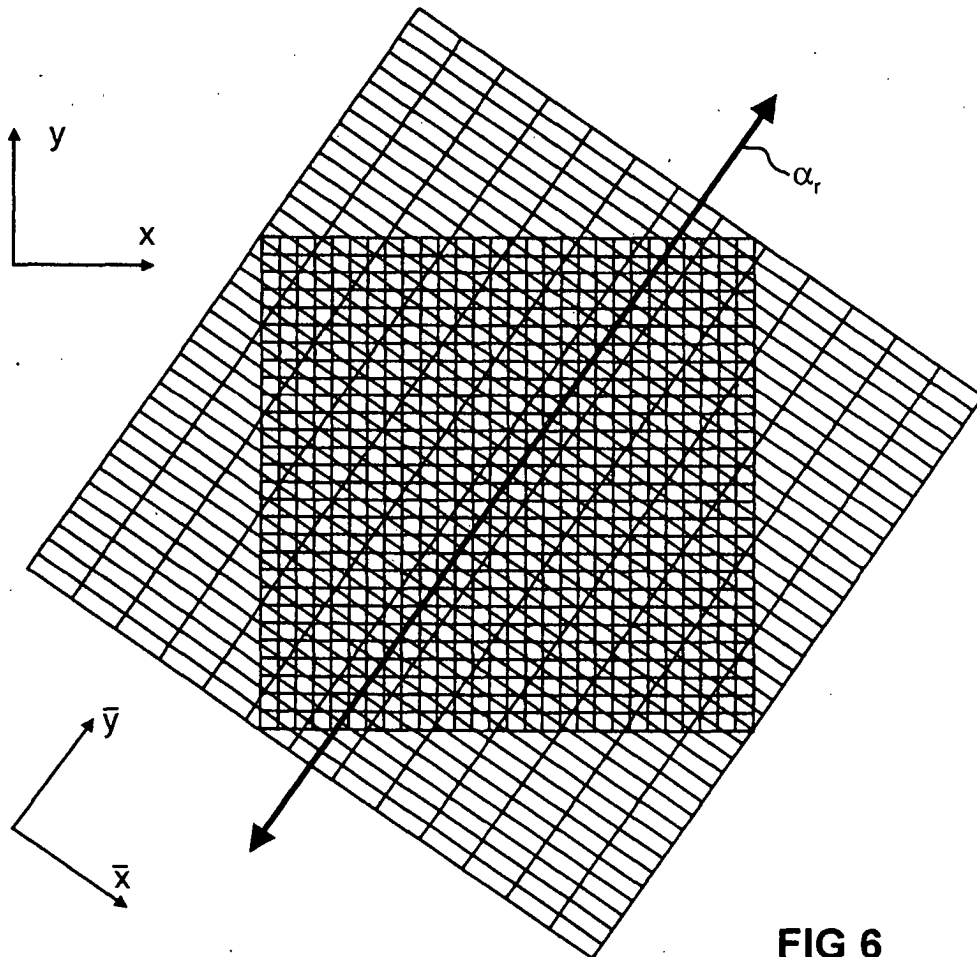


FIG 6

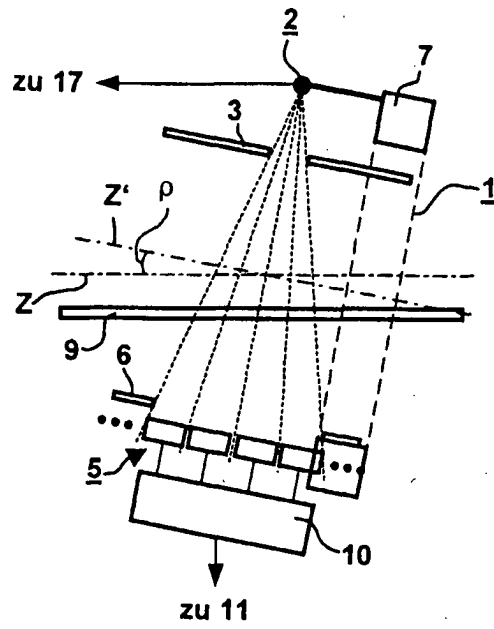


FIG 7