



(19)
 Bundesrepublik Deutschland
 Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2006 055 408 A1** 2007.05.31

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2006 055 408.6**

(22) Anmeldetag: **22.11.2006**

(43) Offenlegungstag: **31.05.2007**

(51) Int Cl.⁸: **G01N 23/06** (2006.01)
A61B 6/03 (2006.01)

(30) Unionspriorität:
2005-336852 22.11.2005 JP

(74) Vertreter:
Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen

(71) Anmelder:
**GE Medical Systems Global Technology
 Company, LLC, Waukesha, Wis., US**

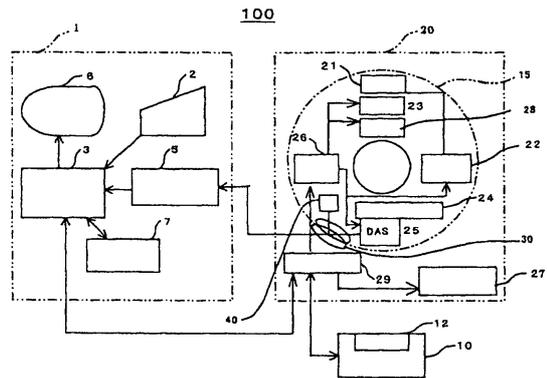
(72) Erfinder:
**Fujishige, Takashi, Hino, Tokio, JP; Takiura,
 Yasuro, Hino, Tokio, JP; Nishide, Akihiko, Hino,
 Tokio, JP**

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Röntgen-CT-Vorrichtung**

(57) Zusammenfassung: Die vorliegende Erfindung hat zum Ziel, die Bildqualität bei einem herkömmlichen Scann (Axialscann) oder einem Filmscann (Cine Scan) oder einem Spiralscann einer Röntgen-CT-Vorrichtung (100) mittels eines Datenakquisitionssystems (25), das eine begrenzte Anzahl von Kanälen aufweist, zu optimieren. Die durch die Bildqualität bestimmten oder definierten optimalen Anzahlen von Ansichten, die in Abhängigkeit von den Positionen der jeweiligen Kanäle bei der Bildrekonstruktion zu bestimmen sind, werden mit Hilfe eines Abtasttheorems ermittelt. Es werden somit die von den jeweiligen Kanalpositionen abhängigen optimalen Ansichtszahlen zugewiesen. Das Datenakquisitionssystem (25) führt eine Datenakquisition entsprechend den Ansichten durch, um es zu ermöglichen, ein Tomographiebild mit der optimalen Bildqualität zu erhalten. Auf diese Weise können die Anzahl von A/D-Wandlern des Datenakquisitionssystems und seine Leistung ebenfalls optimiert werden.



Beschreibung

HINTERGRUND ZU DER ERFINDUNG

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Röntgen-CT(Computertomographie)-Bildgebungsverfahren, das zur Verwendung in einer medizinischen Röntgen-CT-Vorrichtung oder einer industriellen Röntgen-CT-Vorrichtung geeignet ist, und eine Röntgen-CT-Vorrichtung sowie ein Verfahren zur Akquisition von Daten bei einem herkömmlichen Scann (Axialscann) oder einem kinematographischen Scann bzw. Filmscann (Cinescann) oder einem Spiralscann.

[0002] Eine bekannte Röntgen-CT-Vorrichtung führt für jede Ansicht eine Datenakquisition sämtlicher Kanäle eines Röntgendetektors in vorbestimmten Zeitintervallen und eine Datenakquisition mit einer gleichen Anzahl von Ansichten wie Kanäle bei der Röntgendatenakquisition pro Umdrehung durch, wie dies in **Fig. 7** veranschaulicht ist (wobei hierzu beispielsweise auf die ungeprüfte japanische Patentanmeldung mit der Veröffentlichungsnummer 2004-313657 verwiesen wird).

[0003] **Fig. 7** veranschaulicht Röntgendetektordaten oder Projektionsdaten eines Röntgendetektors, die einer Zeile bzw. Reihe des Detektors entsprechen. Die Röntgendetektordaten oder Projektionsdaten sind Röntgendaten, die von einer 360-Grad-Richtung rund um den Umfang eines Objektes akquiriert werden. Ihr Datenakquisitionswinkel wird als Ansichtsrichtung bezeichnet. Die horizontale Achse nach **Fig. 7** kennzeichnet eine Kanalrichtung des Röntgendetektors, während die vertikale Achse eine Datenakquisition in der Ansichtsrichtung, d.h. einer 360-Grad-Richtung des Röntgendetektors, kennzeichnet.

[0004] Bisher war es üblich, dass bei der herkömmlichen Datenakquisition, wie sie in **Fig. 7** veranschaulicht ist, die Anzahl von Datenakquisitionen in der Ansichtsrichtung pro Umdrehung von 360 Grad (nachfolgend als Ansichtsanzahl bezeichnet) gleich der Anzahl von Kanälen war.

[0005] Mit fortschreitender mehrkanaligen und mehrreihigen Konfiguration der Röntgen-CT-Vorrichtung steigt jedoch die Anzahl sämtlicher Kanäle des Röntgendetektors, einschließlich der Anzahl von Kanal- und Zeilenrichtungen, so dass bei einer Röntgen-CT-Vorrichtung der Bauart mit einem mehrreihigen Röntgendetektor oder einer Röntgen-CT-Vorrichtung, die auf einem zweidimensionalen Röntgen-Flächendetektor basiert, wie er durch einen als Flat-Panel-Detektor bezeichneten Flachdetektor gebildet ist, die Anzahl von A/D-Wandlern eines Datenakquisitionssystems (DAS) ebenfalls steigt. Es gibt auch Anforderungen nach einer Erhöhung der Leistung und des Durchsatzes. Unter dem Gesichtspunkt, dass sowohl die Packungsdichte als auch der Kostenrahmen Schwierigkeiten nach sich ziehen, führen Steigerungen der Leistung und des von dem Produkt abhängigen Durchsatzes durch Erhöhung der Anzahl sämtlicher Kanäle und der Anzahl von Ansichten in dem Datenakquisitionssystem zu Problemen.

[0006] Deshalb ist es eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Röntgen-CT-Vorrichtung zu schaffen, die die Anzahl von Röntgendatenakquisitionsansichten eines Datenakquisitionssystems (DAS) einer Röntgen-CT-Vorrichtung mit einem Röntgendetektor, der einer einzelnen Reihe entspricht, oder einer Röntgen-CT-Vorrichtung mit einem mehrreihigen Röntgendetektor oder einem zweidimensionalen Röntgen-Flächendetektor mit einer Matrixstruktur, wie er durch einen Flat-Panel-Röntgendetektor gebildet ist, reduziert und eine Optimierung der erforderlichen Leistung und des Durchsatzes des Datenakquisitionssystems (DAS) verwirklicht.

KURZBESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0007] Die vorliegende Erfindung sieht eine Röntgen-CT-Vorrichtung oder ein Röntgen-CT-Bildgebungsverfahren vor, die bzw. das ein Datenakquisitionssystem (DAS) verwirklicht, das eine Datenakquisition unter Optimierung der Ansichtsanzahl in Abhängigkeit von den Kanalpositionen eines Röntgendetektors und des Datenakquisitionssystems (DAS) durchführt.

[0008] Auf einer Bildrekonstruktionsebene (CT- oder Tomographieebene) wird ein Tomographiebild durch Faltung einer Rekonstruktionsfunktion mit vorverarbeiteten Projektionsdaten und Ausführung eines Rückprojektionsprozesses, der 360° (oder 180° + Röntgendetektor-Fächerwinkel) entspricht, an diesen rekonstruiert.

[0009] Während des Rückprojektionsprozesses wird eine Datenrückprojektion in den 360-Grad-Richtungen (oder den Röntgendetektor-Fächerwinkeln) mit einem Rekonstruktionszentrum und einem Tomographiebildzentrum vorgenommen, die jeweils dem Drehmittelpunkt als dem Zentrum entsprechen, wie dies in **Fig. 8** ver-

anschaulicht ist. Deshalb hängt die in Umfangsrichtung gemessene Auflösung jedes Pixels, das sich in einem Bereich befindet, der in einem von dem Tomographiebildzentrum entfernten Randbereich, d.h. auf einem großen Radius betrachtet von dem Tomographiebildzentrum aus, angeordnet ist, von der Anzahl der Ansichten ab. Dies bedeutet, dass, wenn eine ausreichende Anzahl von Ansichten vorliegt, die Auflösung jedes Pixels in dem Randbereich sichergestellt ist. Falls dies nicht der Fall ist, ist seine Auflösung beeinträchtigt.

[0010] Wenn die Umgebung des Tomographiebildzentrums eine kurze Umfangslänge aufweist, kann, selbst wenn die Anzahl von Ansichten nicht dermaßen vorgesehen ist, die Auflösung in dem Tomographiebildraum sichergestellt werden. Im Allgemeinen gilt unter der Annahme, dass die Größe eines einzelnen Pixels durch $P \times P$ ausgedrückt ist, der Radius der Umgebung des Tomographiebildzentrums durch r_1 und der Radius des Randbereiches des Tomographiebildes in Form von r_2 angegeben sind, beispielsweise das Folgende: erforderliche Ansichtsanzahl $V_1 = 2\pi r_1/P$ aufgrund des Kreisumfangs $2\pi r_1$ mit dem Radius r_1 , erforderliche Ansichtsanzahl $V_2 = 2\pi r_2/P$ aufgrund des Kreisumfangs $2\pi r_2$ bei dem Radius r_2 , und mit

$$r_1 = 50 \text{ mm,}$$

$$r_2 = 250 \text{ mm sowie}$$

$$p = 500 \text{ mm/500 Pixel} = 1 \text{ mm/1 Pixel}$$

ergeben sich V_1 und V_2 zu: $V_1 = 2\pi \cdot 50/1 = 314$ Ansichten und $V_2 = 2\pi \cdot 250/1 = 1570$ Ansichten.

[0011] In den Röntgendetektordaten oder Projektionsdaten dienen dann Röntgendetektordaten oder Projektionsdaten $D(\text{Ansicht}, i)$, die in einer Position platziert sind, die um einen Abstand r_1 oder r_2 von der Rekonstruktionszentrumsposition (dem Tomographiebildzentrum) beabstandet ist, dazu, das Bild eines Pixels auf der Kreislinie zu rekonstruieren, die im Abstand des Radius r_1 oder r_2 von dem Tomographiebildzentrum verläuft, wie dies in [Fig. 8](#) veranschaulicht ist. Hier wird angenommen, dass Ansicht eine Ansichtsnummer darstellt und i eine Kanalnummer darstellt.

[0012] Wenn die Anzahl von Ansichten bei der Annäherung an den Randbereich proportional zu dem Abstand von einer Kanalposition die dem Tomographiebildzentrum entspricht, zu jedem Kanal erhöht wird, kann die Auflösung auf dem Tomographiebild in Abhängigkeit von der Anzahl von Ansichten gleichgehalten werden.

[0013] Gemäß einer ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, ist eine Röntgen-CT-Vorrichtung geschaffen, zu der gehören: eine Röntgen-Datenakquisitionseinrichtung zur Akquisition von Röntgenprojektionsdaten von Röntgenstrahlen, die durch ein Objekt durchgelassen werden, das zwischen einem Röntgenstrahlgenerator und einem Röntgendetektor angeordnet ist, der in einer dem Röntgenstrahlgenerator gegenüberliegenden Anordnung Röntgenstrahlen erfasst, wobei der Röntgenstrahlgenerator und der Röntgendetektor um einen dazwischen liegenden Drehmittelpunkt herum gedreht werden, eine Bildrekonstruktionseinrichtung zur Bildrekonstruktion der von der Röntgen-Datenakquisitionseinrichtung akquirierten Projektionsdaten, eine Bildanzeigeeinrichtung zur Anzeige eines rekonstruierten Tomographiebildes und eine Bildbedingungs-Einstelleinrichtung zur Festlegung verschiedener Bildgebungsbedingungen für die Tomographiebildgebung, wobei eine Röntgen-Datenakquisitionseinrichtung vorgesehen ist, die eine Röntgendatenakquisition basierend auf mehreren unterschiedlichen Röntgendatenakquisitionsansichtsanzahlen pro Umdrehung durchführt.

[0014] Bei der Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß der ersten Ausführungsform werden die Ansichtsanzahlen für die Röntgendatenakquisition in geeigneter Weise auf ihre zugehörigen Kanäle angewandt, um dadurch zu ermöglichen, die Ansichtsanzahlen für die jeweiligen Kanäle zu optimieren, ohne die Bildqualität eines CT- oder Tomographiebildes zu verschlechtern.

[0015] Gemäß einer zweiten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist eine Röntgen-CT-Vorrichtung geschaffen, wobei bei der Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß der ersten Ausführungsform eine Röntgen-Datenakquisitionseinrichtung vorgesehen ist, die eine Röntgendatenakquisition in Abhängigkeit von den Kanalpositionen bei mehreren Typen unterschiedlicher Röntgendatenakquisitionsansichtsanzahlen durchführt.

[0016] Bei der Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß der zweiten Ausführungsform betrifft die Ansichtsanzahl für die Röntgendatenakquisition eine Pixelauflösung eines Tomographiebildes entlang des Umfangs eines Kreises, der für jede Kanalposition in dem Zentrum des Tomographiebildes angeordnet ist. Deshalb kann die Ansichtsanzahl optimiert werden, indem ermöglicht wird, dass jedes auf der Kreislinie angeordnete Pixel von seiner zugehörigen Bildrekonstruktions-Kanalposition abhängig ist.

[0017] Gemäß einer dritten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist eine Röntgen-CT-Vorrichtung ge-

schaffen, wobei bei der Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß der ersten oder zweiten Ausführungsform eine Röntgen-Datenakquisitionseinrichtung vorgesehen ist, die Röntgendaten akquiriert, deren Ansichtsanzahl bei Kanälen, die in der Umgebung des Drehmittelpunktes angeordnet sind, klein ist und deren Ansichtsanzahl bei Kanälen in Positionen, die von einer durch den Drehmittelpunkt hindurchführenden bzw. dieser entsprechenden Röntgendetektor kanalposition in größerem Abstand angeordnet sind, groß ist.

[0018] Bei der Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß der dritten Ausführungsform ist die Anzahl von Ansichten reduziert, weil der Abstand zu dem Drehmittelpunkt in den Kanälen, die in der Umgebung des Drehmittelpunktes angeordnet sind, abnimmt, während, in den Kanälen, die von dem Drehmittelpunkt entfernt angeordnet sind, mit zunehmendem Abstand zu dem Drehmittelpunkt die Anzahl von Ansichten größer wird.

[0019] Gemäß einer vierten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist eine Röntgen-CT-Vorrichtung geschaffen, wobei bei der Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß der ersten oder dritten Ausführungsform eine Röntgen-Datenakquisitionseinrichtung vorgesehen ist, die in Abhängigkeit von den Abständen von einer Röntgendetektor kanalposition, die durch den Drehmittelpunkt führt, zu den jeweiligen Kanalpositionen eine Röntgendatenakquisition bei mehreren unterschiedlichen Röntgendatenakquisitionsansichtsanzahlen durchführt.

[0020] Bei der Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß der vierten Ausführungsform hängt die Ansichtsanzahl für die Röntgendatenakquisition von der Pixelauflösung eines Tomographiebildes ab, das entlang der Kreislinie eines Kreises existiert, der für jede Kanalposition in dem Zentrum des Tomographiebildes angeordnet ist. Diese Kreislinie entspricht dem Umfang eines Kreises, bei dem der Abstand zwischen der Röntgendetektor kanalposition, die durch das Zentrum des Tomographiebildes führt, und jeder Kanalposition in Form ihres Radius definiert ist. Die jeweiligen Röntgendetektor kanäle rekonstruieren die Pixel auf der Kreislinie. Deshalb können die Ansichtsanzahlen optimiert werden, indem die Röntgendatenakquisitionsansichtsanzahlen in Abhängigkeit von Abständen von der Röntgendetektor kanalposition, die durch den Drehmittelpunkt führt, zu den jeweiligen Kanalpositionen bestimmt werden.

[0021] Gemäß einer fünften Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist eine Röntgen-CT-Vorrichtung geschaffen, wobei bei der Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß der ersten bis vierten Ausführungsform eine Röntgen-Datenakquisitionseinrichtung vorgesehen ist, die eine Röntgendatenakquisition bei mehreren unterschiedlichen Ansichtsanzahlen oder Typen von Ansichtsanzahlen auf der Basis von Röntgendatenakquisitionsansichtsanzahlen, die zu Abständen von einer durch den Drehmittelpunkt führenden Röntgendetektor kanalposition zu den jeweiligen Kanalposition proportional sind, oder in etwa von diesen Röntgendatenakquisitionsansichtsanzahlen durchführt.

[0022] Bei der Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß der fünften Ausführungsform wird mit den Ansichtsanzahlen für die Röntgendatenakquisition ein Tomographiebild rekonstruiert, das auf dem Kreisumfang eines Kreises angeordnet ist, wobei das Zentrum des Tomographiebildes das Zentrum für jede Kanalposition bildet. Jede der durch Division dieses Kreisumfangs durch die Anzahl von Ansichten erhaltenen Längen hängt von der Auflösung eines Pixels in jeder Position des Tomographiebildes ab. Deshalb können die Ansichtsanzahlen optimiert werden, indem die Röntgendatenakquisitionsansichtsanzahlen proportional zu den Abständen von der durch den Drehmittelpunkt führenden Röntgendetektor kanalposition zu den jeweiligen Kanalpositionen bestimmt werden.

[0023] Gemäß einer sechsten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist eine Röntgen-CT-Vorrichtung geschaffen, wobei bei der Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß der ersten bis fünften Ausführungsformen eine Röntgen-Datenakquisitionseinrichtung vorgesehen ist, die in Abhängigkeit von jeder Rekonstruktionsfunktion eine Röntgendatenakquisition bei Ansichtsanzahlen durchführt, die sich für jeden Kanal unterscheiden.

[0024] Bei der Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß der sechsten Ausführungsform ändert sich die Auflösung einer x-y-Ebene, die einer Tomographieebene entspricht, in Abhängigkeit von jeder Rekonstruktionsfunktion. Deshalb können die für jede Kanalposition festgesetzten Ansichtsanzahlen optimiert werden, indem sie entsprechend der Auflösung x-y-Ebene, die für jede Rekonstruktionsfunktion variiert, verändert werden.

[0025] Gemäß einer siebten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist eine Röntgen-CT-Vorrichtung geschaffen, wobei bei der Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß der ersten bis sechsten Ausführungsform eine Röntgen-Datenakquisitionseinrichtung vorgesehen ist, die eine Röntgendatenakquisition in Abhängigkeit von der Größe jedes bildgebenden Sicht- bzw. Messfeldes bei Ansichtsanzahlen durchführt, die für jeden Kanal unterschiedlich sind.

[0026] Bei der Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß der siebten Ausführungsform ändert sich die erforderliche Anzahl von Kanälen in Abhängigkeit von der Größe jedes bildgebenden Sichtfeldes. Deshalb kann die für jede Kanalposition festgesetzte Ansichtsanzahl optimiert werden, indem diese entsprechend der Größe jedes bildgebenden Sichtfeldes verändert wird.

[0027] Gemäß einer achten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist eine Röntgen-CT-Vorrichtung geschaffen, wobei bei der Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß einer der ersten bis siebten Ausführungsformen eine Röntgen-Datenakquisitionseinrichtung vorgesehen ist, die eine Röntgendatenakquisition in Abhängigkeit von den z-Richtungs-Koordinatenpositionen bei für jeden Kanal unterschiedlichen Ansichtsanzahlen durchführt.

[0028] Bei der Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß der achten Ausführungsform variieren die optimalen bildgebenden Sicht- oder Messfelder, die jeweiligen Bereichen eines Objektes entsprechen, in Abhängigkeit von den jeweiligen Koordinatenpositionen in der z-Richtung. Deshalb kann die Ansichtsanzahl, die für jede Kanalposition festgesetzt wird, optimiert werden, indem sie passend zu der Größe des bildgebenden Sichtfeldes in jeder z-Richtungsposition entsprechend der Größe eines Abschnitts oder Querschnitts des Objektes verändert wird.

[0029] Gemäß einer neunten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist eine Röntgen-CT-Vorrichtung geschaffen, wobei bei der Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß einer der ersten bis achten Ausführungsform eine Röntgen-Datenakquisitionseinrichtung vorgesehen ist, die Röntgendaten mittels eines mehrreihigen Röntgendetektors akquiriert.

[0030] Bei der Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß der neunten Ausführungsform können bei dem mehrreihigen Röntgendetektor ebenfalls die Röntgendatenakquisitionsansichtsanzahlen für jede Kanalposition optimiert werden.

[0031] Gemäß einer zehnten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist eine Röntgen-CT-Vorrichtung geschaffen, wobei bei der Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß einer der ersten bis achten Ausführungsform eine Röntgen-Datenakquisitionseinrichtung vorgesehen ist, die Röntgendaten mittels eines zweidimensionalen Röntgen-Flächendetektors mit einer Matrixstruktur akquiriert, wie er durch einen Flat-Panel-Röntgendetektor bzw. Röntgen-Flachdetektor gebildet ist.

[0032] Bei der Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß der zehnten Ausführungsform kann der einen Matrixaufbau aufweisende zweidimensionale Röntgen-Flächendetektor, der durch den Flat-Panel-Röntgendetektor gebildet ist, auch Röntgendatenakquisitionsansichtsanzahlen für jede Kanalposition optimieren.

[0033] Gemäß einer elften Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist eine Röntgen-CT-Vorrichtung geschaffen, wobei bei der Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß einer der neunten oder zehnten Ausführungsform eine Röntgen-Datenakquisitionseinrichtung vorgesehen ist, die eine Datenakquisition bei für jeden Kanal unterschiedlichen Röntgendatenakquisitionsansichtsanzahlen unabhängig und gesondert für jede Reihe durchführt.

[0034] Wenn bei der Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß der elften Ausführungsform die optimalen Bildgebungssichtfelder, die den jeweiligen Bereichen des Objektes entsprechen, entsprechend den jeweiligen Koordinatenpositionen in der z-Richtung verändert werden, wird die Röntgendatenakquisition während der Ausführung einer einzelnen Umdrehung oder mehrerer Umdrehungen für jede z-Richtungs-Koordinatenposition bei einem herkömmlichen Scann (Axialscann) oder einem kinematographischen Scann bzw. Filmscann (Cinescann) bei für jede Kanalposition unterschiedlichen Ansichtsanzahlen durchgeführt. Bei einem Spiralscann oder einem Spiralscann mit variablem Pitchfaktor (Vorschub pro Umdrehung) können die Röntgendatenakquisitionsansichtsanzahlen optimiert werden, indem die für jede Kanalposition unterschiedlichen Ansichtsanzahlen entsprechend jeder Größe des Bildgebungssichtfeldes bei den z-Richtungspositionen in Abhängigkeit davon verändert werden, welchen z-Richtungs-Koordinatenpositionen jeweilige Röntgendetektorreihen entsprechen.

[0035] Gemäß der Röntgen-CT-Vorrichtung oder dem Röntgen-CT-Bildgebungsrekonstruktionsverfahren kann, was die Effekte der vorliegenden Erfindung anbetrifft, eine Röntgen-CT-Vorrichtung geschaffen werden, die die Anzahl von Röntgendatenakquisitionsansichten in einem Datenakquisitionssystem (DAS) einer Röntgen-CT-Vorrichtung mit einem einreihigen Röntgendetektor oder einer Röntgen-CT-Vorrichtung mit einem zweidimensionalen Röntgen-Flächendetektor einer Matrixstruktur, der durch einen mehrreihigen Röntgendetektor oder einen Flat-Panel-Röntgendetektor gebildet ist, reduziert und die eine Optimierung der erforderlichen Leistungs- und Durchsatzkapazität eines Datenakquisitionssystems (DAS) erzielt.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

- [0036] [Fig. 1](#) zeigt ein Blockschaltbild unter Veranschaulichung einer Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß einer ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung.
- [0037] [Fig. 2](#) zeigt ein Schaubild zur Erläuterung der Drehung eines Röntgenstrahlgenerators (einer Röntgenstrahlröhre) und eines mehrreihigen Röntgendetektors.
- [0038] [Fig. 3](#) zeigt ein Flussdiagramm unter Veranschaulichung eines Bildrekonstruktionsvorganges zur Korrektur der Anzahl von Ansichten bei der Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß der ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung.
- [0039] [Fig. 4](#) zeigt ein Flussdiagramm unter Veranschaulichung eines Bildrekonstruktionsvorganges zur Durchführung einer Rückprojektion aller Projektionsdaten mit unterschiedlicher Anzahl von Ansichten bei der Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß der ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung.
- [0040] [Fig. 5](#) zeigt ein Flussdiagramm unter Veranschaulichung von Einzelheiten einer Vorverarbeitung.
- [0041] [Fig. 6](#) zeigt ein Flussdiagramm unter Veranschaulichung von Einzelheiten eines dreidimensionalen Bildrekonstruktionsprozesses.
- [0042] [Fig. 7](#) zeigt ein Schaubild, in dem ein herkömmliches Röntgendaten-Akquisitionsverfahren dargestellt ist.
- [0043] [Fig. 8](#) zeigt ein Schaubild unter Veranschaulichung von Auflösungen auf den Kreislinien von Kreisen mit jeweiligen Radien.
- [0044] [Fig. 9](#) zeigt ein Schaubild unter Veranschaulichung eines Falls, in dem die Anzahl von Ansichten für jede Kanalposition verändert wird.
- [0045] [Fig. 10](#) zeigt ein Schaubild unter Veranschaulichung einer Neuabtastung von Projektionsdaten bei Ansehensanzahlen, die für jede Kanalposition unterschiedlich sind.
- [0046] [Fig. 11](#) zeigt ein Schaubild unter Veranschaulichung einer Bildrekonstruktion von eingeteilten Projektionsdaten.
- [0047] [Fig. 12](#) zeigt ein Schaubild, in dem eine Datenakquisition mit jeweiligen Ansehensanzahlen und eine Datenakquisition von zugehörigen Röntgendosiskorrekturkanälen dargestellt sind.
- [0048] [Fig. 13](#) zeigt ein Schaubild mit einem Beispiel, das Röntgendosiskorrekturkanäle für jeweilige Ansehensanzahlen in dem Röntgendetektor veranschaulicht.
- [0049] [Fig. 14](#) zeigt ein Schaubild unter Veranschaulichung von Röntgendosiskorrekturdaten von Ansehensanzahlen V_3 , V_2 , V_1 , die ausgehend von Röntgendosiskorrekturkanaldaten einer Ansehensanzahl V_{LCM} aufgeteilt werden.
- [0050] [Fig. 15](#) zeigt ein Schaubild, in dem ein Beispiel dargestellt ist, das einen Röntgendosiskorrekturkanal in dem Röntgendetektor veranschaulicht.
- [0051] [Fig. 16](#) zeigt ein Schaubild unter Veranschaulichung eines maximalen Bildgebungssichtfeldes und eines in der Röntgen-CT-Vorrichtung festgesetzten Bildgebungssichtfeldes.
- [0052] [Fig. 17](#) zeigt ein Schaubild unter Veranschaulichung von Bereichen des Röntgendetektors, die für einen maximalen Bildgebungssichtfeldbereich erforderlich sind und eines in der Röntgen-CT-Vorrichtung festgesetzten Bildgebungssichtfeldbereiches.
- [0053] [Fig. 18](#) zeigt ein Schaubild unter Veranschaulichung eines Falls, in dem außerhalb des festgesetzten Bildgebungssichtfeldes kein Objekt vorhanden ist.
- [0054] [Fig. 19](#) zeigt ein Schaubild unter Veranschaulichung eines Falls, in dem die Anzahl von Ansichten ent-

sprechend dem festgesetzten Bildgebungssichtfeldbereich festgelegt wird.

[0055] [Fig. 20](#) zeigt ein Schaubild unter Veranschaulichung, wie jeder Bildgebungssichtfeldbereich gleich einem in der Nähe eines Herzens liegenden Bereich festgelegt ist.

[0056] [Fig. 21](#) zeigt ein Blockschaltbild unter Veranschaulichung einer Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß einer sechsten Ausführungsform.

[0057] [Fig. 22](#) zeigt ein erläuterndes Schaubild unter Veranschaulichung einer Drehung eines Röntgenstrahlgenerators (einer Röntgenstrahlröhre) und eines mehrreihigen Röntgendetektors, wie sie bei der sechsten Ausführungsform verwendet werden.

[0058] [Fig. 23](#) zeigt ein Schaubild unter Veranschaulichung eines Falls, in dem ein bildgebender Sichtfeldbereich in Abhängigkeit von einer z-Richtungsposition variiert.

[0059] [Fig. 24](#) zeigt ein Schaubild unter Veranschaulichung einer Optimierung von Ansichtsanzahlen für jeweilige Kanäle bei Bildgebungsdaten jeweiliger Reihen des mehrreihigen Röntgendetektors.

[0060] [Fig. 25](#) zeigt ein Flussdiagramm unter Veranschaulichung einer Optimierung von Ansichtsanzahlen für jeweilige Kanäle bei Bildgebungsdaten jeweiliger Reihen in dem mehrreihigen Röntgendetektor und einen Ablauf seines Bildgebungsvorgangs.

[0061] [Fig. 26](#) zeigt ein Schaubild unter Veranschaulichung einer Optimierung von Ansichtsanzahlen für jeweilige Kanäle bei einem herkömmlichen Scann (Axialscann) oder einem kinematographischen Scann bzw. Filmscann (Cinescann) und einem Spiralscann.

[0062] [Fig. 27](#) zeigt ein Schaubild unter Veranschaulichung eines Falls, in dem ein Spiralscann durchgeführt wird.

[0063] [Fig. 28](#) zeigt ein Schaubild, in dem eine Datenumwandlung für eine CT-Wert-Konvertierung dargestellt ist.

[0064] [Fig. 29](#) zeigt ein Schaubild unter Veranschaulichung eines Bereiches, in dem ein Objekt enthalten ist, betrachtet in einer z-Richtung.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0065] Die vorliegende Erfindung ist nachstehend in weiteren Einzelheiten anhand von in den Figuren dargestellten Ausführungsformen erläutert. Im Übrigen ist die vorliegende Erfindung nicht auf oder durch die veranschaulichten Ausführungsformen beschränkt.

[0066] [Fig. 11](#) zeigt ein Konfigurationsblockschaltbild unter Veranschaulichung einer Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß einer ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung. Die Röntgen-CT-Vorrichtung **100** ist mit einer Bedienkonsole **1**, einem Bildgebungs- oder Bildaufnahmetisch **10** und einer Scanngantry **20** ausgestattet.

[0067] Die Bedienkonsole **1** enthält eine Eingabevorrichtung **2**, die eine Eingabe von einem Bediener entgegennimmt, eine zentrale Verarbeitungseinheit **3**, die eine Vorverarbeitung, eine Bildrekonstruktionsverarbeitung, eine Nachverarbeitung etc. ausführt, einen Datenakquisitionspuffer oder -zwischenspeicher **5**, der durch die Scanngantry **20** akquirierte Röntgendetektordaten akquiriert oder sammelt, einen Monitor oder Bildschirm **6**, der ein Tomographiebild anzeigt, das aus Projektionsdaten rekonstruiert wird, die durch Vorverarbeitung der Röntgendetektordaten erhalten werden, und eine Speichervorrichtung **7**, die Programme, Röntgendetektordaten, Projektionsdaten und Röntgentomographiebilder speichert.

[0068] Eine Eingabe der Bildgebungs- oder Bildaufnahmebedingungen wird mittels der Eingabevorrichtung **2** vorgenommen und in der Speichervorrichtung **7** gespeichert.

[0069] Der Bildaufnahmetisch **10** enthält eine Liege oder ein Gestell **12**, die bzw. das ein Objekt in eine Bohrung oder Öffnung der Scanngantry **20** hineinführt und aus dieser herausführt, wobei das Objekt auf der Liege bzw. dem Gestell **12** platziert ist. Die Liege **12** wird auf dem Bildaufnahmetisch mittels eines in dem Bildauf-

nahmetisch **10** eingebauten Motors angehoben und linear verschoben.

[0070] Die Scanngantry **20** enthält eine Röntgenstrahlröhre **21**, eine Röntgensteuerungseinrichtung **22**, einen Kollimator **23**, ein Röntgenstrahlformungsfilter **28**, einen mehrreihigen Röntgendetektor **24**, ein DAS (Datenakquisitionssystem) **25**, eine Drehabschnittssteuerung **26**, die die Drehung der Röntgenröhre **21** oder dergleichen rund um eine Körperachse des Objektes steuert, und eine Steuerungseinrichtung **29**, die Steuerungssignale oder dergleichen mit der Bedienkonsole **1** und dem Bildaufnahmetisch **10** austauscht. Der Röntgenstrahlformungsfilter **28** ist ein Röntgenfilter, der derart konfiguriert ist, dass er, betrachtet in der Richtung der Röntgenstrahlen, zu dem Drehmittelpunkt hin, der dem Bildgebungszentrum entspricht, die dünnste Stärke aufweist, und dass seine Stärke bzw. Dicke in Richtung zu seinem Randbereich hin zunimmt, damit er in der Lage ist, mehr Röntgenstrahlen zu absorbieren. Folglich kann eine Körperoberfläche eines Objektes, dessen Querschnittsgestalt annähernd kreisförmig oder elliptisch ist, einer geringen Strahlungsbelastung ausgesetzt werden. Die Scanngantry **20** kann durch eine Scanngantry-Neigungssteuerung **27** um ungefähr $\pm 30^\circ$ oder ähnlich nach vorne und nach hinten, betrachtet in der z-Richtung, geneigt werden.

[0071] [Fig. 2](#) zeigt ein Schaubild zur Erläuterung der geometrischen Anordnung oder des Aufbaus der Röntgenstrahlröhre **21** und des mehrreihigen Röntgendetektors **24**.

[0072] Die Röntgenstrahlröhre **21** und der mehrreihige Röntgendetektor **24** werden um den Drehmittelpunkt IC herum gedreht. Unter der Annahme, dass die vertikale Richtung eine y-Richtung ist, die horizontale Richtung eine x-Richtung ist und die zu diesen orthogonale Bewegungsrichtung des Tisches eine z-Richtung ist, stellt die Ebene, auf der die Röntgenröhre **21** und der mehrreihige Röntgendetektor **24** gedreht werden, eine x-y-Ebene dar. Die Richtung, in der die Liege **12** verschoben wird, entspricht der z-Richtung.

[0073] Die Röntgenröhre **21** erzeugt ein Röntgenstrahlbündel, das als Konusstrahl CB bezeichnet wird. Wenn die Richtung einer Mittelachse des Konusstrahls CB parallel zu der y-Richtung verläuft, ist dies als ein Ansichtswinkel von 0° definiert.

[0074] Der mehrreihige Röntgendetektor **24** weist Röntgendetektorreihen bzw. -zeilen auf, die beispielsweise 256 Reihen entsprechen. Jede Röntgendetektorreihe weist Röntgendetektorkanäle auf, die beispielsweise 1024 Kanälen entsprechen.

[0075] Im Einsatz werden Röntgenstrahlen angewandt, während akquirierte Projektionsdaten von dem mehrreihigen Röntgendetektor **24** durch das DAS **25** einer A/D-Wandlung unterzogen und wiederum über einen Schleifring **30** dem Datenakquisitionspuffer **5** zugeführt werden. Die dem Datenakquisitionspuffer **5** zugeführten Daten werden durch die zentrale Verarbeitungseinheit **3** entsprechend dem in der Speichervorrichtung **7** gespeicherten Programm verarbeitet, so dass die Daten zu einem Tomographiebild rekonstruiert und anschließend auf dem Monitor **6** angezeigt werden.

[0076] Gemäß der vorliegenden Erfindung werden Röntgendetektordaten oder Projektionsdaten entsprechend mehreren unterschiedlichen bzw. mehreren Typen von Ansichtsanzahlen, die sich gemäß der Kanalposition voneinander unterscheiden, akquiriert und zu einem Tomographiebild rekonstruiert.

[0077] [Fig. 9](#) zeigt Röntgendetektordaten in dem Fall, wenn die Anzahl von Ansichten für jede Kanalposition verändert wird.

[0078] [Fig. 9](#) veranschaulicht Röntgendetektordaten oder Projektionsdaten eines Röntgendetektors, die einer Reihe entsprechen, in einer Weise ähnlich der [Fig. 7](#). Die horizontale Achse kennzeichnet eine Kanalrichtung für die Röntgendetektordaten oder Projektionsdaten, während die vertikale Achse eine Ansichtsrichtung für die Röntgendetektordaten und die Projektionsdaten kennzeichnet.

[0079] Röntgendetektordaten von einem Kanal 1 bis zu einem Kanal C1-1, Röntgendetektordaten von einem Kanal C1 bis zu einem Kanal C2-1, Röntgendetektordaten von einem Kanal C2 bis zu einem Kanal C3-1, Röntgendetektordaten von einem Kanal C3 bis zu einem Kanal C4-1 und Röntgendetektordaten von einem Kanal C4 bis zu einem Kanal N sind jeweils Röntgendaten, die bei einer Ansichtsanzahl V3, einer Ansichtsanzahl V2, einer Ansichtsanzahl V1, einer Ansichtsanzahl V2 und einer Ansichtsanzahl V3 über 360° hinweg akquiriert werden. Es wird jedoch angenommen, dass die folgende Beziehung für die Größe der Ansichtsanzahlen gilt: $V3 \geq V2 \geq V1$.

[0080] Bei $N = 1000$ (Kanäle) werden beispielsweise die folgende Kombinationen betrachtet:

- (1) C1 = 200, C2 = 400, C3 = 600, C4 = 800, V3 = 1500, V2 = 1000, V1 = 500
 (2) C1 = 200, C2 = 450, C3 = 550, C4 = 800, V2 = 1500, V2 = 1000, V1 = 500
 (3) C1 = 300, C2 = 450, C3 = 550, C4 = 700, V2 = 1500, V2 = 1000, V1 = 500

[0081] Als ein Verfahren zur Bildrekonstruktion der Röntgendetektordaten werden zwei nachstehend beschriebene Bildrekonstruktionsverfahren betrachtet. Es sind nachstehend Ausführungsformen erläutert, die die folgenden beiden Fälle veranschaulichen:

(1) Es wird eine Vorverarbeitung vorgenommen, während die Ansichtsanzahlen, die für jeden Kanal unterschiedlich sind, beibehalten werden. Bei einem Faltungsprozess der Rekonstruktionsfunktion und einem Rückprojektionsprozess werden die bei den Ansichtsanzahlen V2 und V1 akquirierten Röntgendetektordaten bei der Ansichtsanzahl V3 neu abgetastet, wobei die Röntgendetektordaten dem Faltungsprozess der Rekonstruktionsfunktion und dem Rückprojektionsprozess unterworfen werden, nachdem die Ansichtsanzahl von V3 in Bezug auf sämtliche Kanäle festgelegt bzw. eingerichtet worden ist.

(2) Es wird eine Vorverarbeitung unter Aufrechterhaltung von für jeden Kanal unterschiedlichen Ansichtsanzahlen ausgeführt. Bei einem Faltungsprozess der Rekonstruktionsfunktion und einem Rückprojektionsprozess werden die Röntgendetektordaten in Projektionsdaten mit unterschiedlicher Ansichtsanzahl in dem Projektionsdatenraum aufgeteilt, die gesondert und unabhängig voneinander dem Faltungsprozess der Rekonstruktionsfunktion bzw. dem Rückprojektionsprozess unterworfen werden, so dass sie schließlich durch einen gewichteten Additionsprozess in dem Bildraum ein Tomographiebild ergeben.

Erste Ausführungsform

[0082] [Fig. 3](#) zeigt ein Flussdiagramm unter Veranschaulichung eines Überblicks über die Funktionsweise der Röntgen-CT-Vorrichtung **100** gemäß der vorliegenden Erfindung.

[0083] In Schritt S1 wird bei einem Spiralscann der Vorgang der Drehung der Röntgenstrahlröhre **21** und des mehrreihigen Röntgendetektors **24** um das Objekt herum und der Bewerkstelligung einer Datenakquisition von Röntgendetektordaten auf der Liege **12**, die auf dem Bildgebungs- oder Bildaufnahmetisch **10** angeordnet ist, während der Tisch linear verschoben wird, ausgeführt. Danach wird eine z-Richtungsposition der Tischlinearbewegung Z-Tisch(Ansicht) zu den Röntgendetektordaten D0(Ansicht j, i), die durch eine Ansichtswinkelansicht, eine Detektorreihennummer j und eine Kanalnummer i gekennzeichnet sind, hinzugefügt, wodurch die Röntgendetektordaten akquiriert werden. Bei einem herkömmlichen Scann (Axialscann) oder einem kinematographischen Scann bzw. Filmscann (Cinescann) wird das Datenakquisitionssystem einmal oder mehrere Male gedreht, während die auf dem Bildaufnahmetisch **10** platzierte Liege **12** in einer gegebenen z-Richtungsposition ortsfest bleibt, um somit eine Datenakquisition von Röntgendetektordaten auszuführen. Die Liege **12** wird erforderlichenfalls in die nächste z-Richtungsposition überführt, und danach wird das Datenakquisitionssystem einmal oder mehrere Male erneut gedreht, um eine Datenakquisition von Röntgendetektordaten durchzuführen.

[0084] In Schritt S2 wird eine Vorverarbeitung an den Röntgendetektordaten D0(Ansicht, j, i) durchgeführt, um diese in Projektionsdaten zu wandeln. Wie in [Fig. 5](#) veranschaulicht, weist die Vorverarbeitung in Schritt S21 eine Versatzwertkorrektur (Offsetkorrektur), in Schritt S22 eine logarithmische Umwandlung, in Schritt S23 eine Röntgendosis Korrektur und in Schritt S24 eine Empfindlichkeitskorrektur auf.

[0085] Im Übrigen besteht eine Notwendigkeit, für die Röntgendosis Korrektur Röntgendosis Korrekturdaten für die Ansichtsanzahlen V1, V2 und V3 in Röntgendosis Korrekturkanälen zu erzeugen. Dies ist weiter nachstehend erläutert.

[0086] In Schritt S3 wird an den vorverarbeiteten Projektionsdaten D1(Ansicht, j, i) eine Strahlauhfärtungskorrektur erzielt. Unter der Annahme, dass bei der Strahlauhfärtungskorrektur S3 die Projektionsdaten, die der Empfindlichkeitskorrektur S24 bei der Vorverarbeitung S2 unterworfen worden sind, als D1(Ansicht, j, i) definiert sind und die aus der Strahlauhfärtungskorrektur S3 resultierenden Daten als D11(Ansicht, j, i) definiert sind, wird die Strahlauhfärtungskorrektur S3 in Form beispielsweise eines nachstehenden Polynoms ausgedrückt:

Gleichung 1

$$D11(\text{Ansicht}, j, i) = D1(\text{Ansicht}, j, i) \cdot (B_0(j, i) + B_1(j, i) \cdot D1(\text{Ansicht}, j, i) + B_2(j, i) \cdot D1(\text{Ansicht}, j, i)^2)$$

[0087] In Schritt S4 wird ein z-Filter-Faltungsprozess zur Anwendung von Filtern in der z-Richtung (Zeilenrichtung) an den Projektionsdaten $D11(\text{Ansicht}, j, i)$, die der Strahlauhfärtungskorrektur unterworfen worden sind, durchgeführt.

[0088] In Schritt S4 werden nach der Vorverarbeitung bei jedem Ansichtswinkel und jedem Datenakquisitionssystem die Projektionsdaten des mehrreihigen Röntgendetektors $D11(\text{Ansicht}, j, i)$ (wobei $i = 1$ bis CH und $j = 1$ bis ZEILE), die der Strahlauhfärtungskorrektur unterworfen worden sind, mit Filtern multipliziert, bei denen die folgenden Zeilenrichtungs-Filtergrößen in der Zeilenrichtung beispielsweise fünf Zeilen betragen.

Gleichung 2

$$(w_1(j), w_2(j), w_3(j), w_4(j), w_5(j)),$$

wobei

$$\sum_{k=1}^5 w_k(j) = 1$$

[0089] Die korrigierten Detektordaten $D12(\text{Ansicht}, j, i)$ können wie folgt ausgedrückt werden:

Gleichung 3

$$D12(\text{Ansicht}, j, i) = \sum_{k=1}^5 (D11(\text{Ansicht}, j - k - 3, i) \cdot w_k(j))$$

[0090] Im Übrigen wird angenommen, dass der maximale Wert für den Kanal CH ist und der maximale Wert für die Zeile ZEILE ist, wobei dann die folgenden Gleichungen aufgestellt werden können:

Gleichung 4

[0091]

$$D11(\text{Ansicht}, -1, i) = D11(\text{Ansicht}, 0, i) = D11(\text{Ansicht}, 1, i) \\ D11(\text{Ansicht}, \text{ZEILE}, i) = D11(\text{Ansicht}, \text{ZEILE} + 1, i) = D11(\text{Ansicht}, \text{ZEILE} + 2, i)$$

[0092] Wenn die Zeilenrichtungs-Filterkoeffizienten für jeden Kanal verändert werden, können die Schichtdicken in Abhängigkeit von dem Abstand zu einem Bildrekonstruktionszentrum gesteuert bzw. beeinflusst werden. In einem Tomographiebild wird sein Randbereich im Allgemeinen dick hinsichtlich der Schichtdicke verglichen mit seinem Rekonstruktionszentrum. Deshalb werden die Zeilenrichtungs-Filterkoeffizienten in optimaler Weise in dem zentralen Bereich und dem Randbereich derart verändert, dass die Schichtdicken aneinander angeglichen und sowohl in dem Randbereich als auch dem Bildrekonstruktionszentrum gleichmäßige oder konstante Schichtdicken erzielt werden können.

[0093] In dem Ansichtsanzahl-Interpolationsprozess nach Schritt S5 wird in dem Projektionsdatenraum an Teilen für die Ansichtsanzahlen V2 und V1 eine Interpolation durchgeführt, um die Projektionsdaten in Übereinstimmung mit V3, also der größten Ansichtsanzahl aus den Ansichtsanzahlen V3, V2 und V1, die, wie [Fig. 9](#) veranschaulicht, den jeweiligen Kanalpositionen der Projektionsdaten entsprechen, neu abzutasten.

[0094] Dies bedeutet, dass die Teile für die Ansichtsanzahl V3 als Projektionsdatensatz alle $360/V3^\circ$ definiert werden. Andererseits werden die Teile für die Ansichtsanzahlen V2 und V1 alle $360/V2^\circ$ und $360/V1^\circ$ als Projektionsdatensatz definiert.

[0095] Wie in [Fig. 10](#) veranschaulicht, ist der Projektionsdatensatz genau alle $360/V3^\circ$ in den äußeren Kanalbereichen [1, C1-1] sowie [C4, N] vorgesehen.

[0096] Andererseits ist der Projektionsdatensatz alle $360/V2^\circ$ in den inneren Kanalbereichen [C1, C2-1] und [C3, C4-1] vorgesehen. Ferner ist der Projektionsdatensatz alle $360/V1^\circ$ in dem inneren Kanalbereich C2, C3-1 vorgesehen.

[0097] Der Bereich für [C1, C4-1] wird in einen Datensatz mit einer Unterteilung von $360/V3^\circ$, betrachtet in

der Ansichtsrichtung, interpoliert, um Daten neu abzutasten. Eine Bestimmung von Daten, die einer k-ten Ansicht bei [1, C1-1] und [C4, N] entsprechen, aus den Projektionsdaten von [C1, C2-1], [C3, C4-1] oder [C2, C3-1] beispielsweise durch lineare Interpolation ergibt das Folgende. Es wird angenommen, dass die durch eine Korrektur erhaltenen Projektionsdaten $D12(\text{Ansicht}, j, i)$ sind und Ansicht, j, i jeweils eine Ansichtsnummer, eine Zeilennummer und eine Kanalnummer darstellen.

[0098] Unter der Annahme, dass die Projektionsdaten in dem Kanalbereich von [C1, C2-1] oder [C3, C4-1] als $B(\text{Ansicht}, j, i)$ definiert sind und die Projektionsdaten in dem Kanalbereich von [C2, C3-1] als $C(\text{Ansicht}, j, i)$ definiert sind, sind die Projektionsdaten $D12(k, j, i)$ bei der k-ten Ansicht in dem Kanalbereich von [C1, C2-1] oder [C3, C4-1] wie nachstehend angegeben:

Gleichung 5

$$D12(k, j, i) = \left(\text{int}\left(k \cdot \frac{V2}{V3}\right) + 1 - k \cdot \frac{V2}{V3} \right) \cdot B\left(\text{int}\left(k \cdot \frac{V2}{V3}\right), j, i\right) \\ + \left(k \cdot \frac{V2}{V3} - \text{int}\left(k \cdot \frac{V2}{V3}\right) \right) \cdot B\left(\text{int}\left(k \cdot \frac{V2}{V3}\right) + 1, j, i\right).$$

[0099] Auch die Projektionsdaten in dem Kanalbereich von [C2, C3-1] können wie folgt angegeben werden:

Gleichung 6

$$D12(k, j, i) = \left(\text{int}\left(k \cdot \frac{V1}{V3}\right) + 1 - k \cdot \frac{V1}{V3} \right) \cdot C\left(\text{int}\left(k \cdot \frac{V1}{V3}\right), j, i\right) \\ + \left(k \cdot \frac{V1}{V3} - \text{int}\left(k \cdot \frac{V1}{V3}\right) \right) \cdot C\left(\text{int}\left(k \cdot \frac{V1}{V3}\right) + 1, j, i\right)$$

[0100] Somit werden die Projektionsdaten $B(\text{Ansicht}, j, i)$ und $C(\text{Ansicht}, j, i)$ interpoliert, um Projektionsdaten $D12(\text{Ansicht}, j, i)$ zu erzeugen, die der Ansichtsanzahl $V3$ entsprechen, die einer einzelnen Umdrehung in einem mit sämtlichen Kanalbereichen [1, N] übereinstimmenden Bereich entspricht. Der nachfolgende Faltungsprozess mit der Rekonstruktionsfunktion und der dreidimensionalen Rückprojektionsprozess werden in der gewohnten Weise mit sämtlichen Kanälen als den Projektionsdaten für die Ansichtsanzahl $V3$ vorgenommen.

[0101] In Schritt S6 wird der Faltungsprozess der Rekonstruktionsfunktion durchgeführt. Dies bedeutet, dass die Projektionsdaten einer Fourier-Transformation unterworfen und mit einer Rekonstruktionsfunktion multipliziert werden, wonach sie einer inversen Fourier-Transformation unterworfen werden. Unter der Annahme, dass bei dem Rekonstruktionsfunktions-Faltungsprozess S5 die Daten nach dem z-Filter-Faltungsprozess als $D12$ definiert sind, die Daten nach dem Rekonstruktionsfunktions-Faltungsprozess als $D13$ definiert sind und die Rekonstruktion für die Faltung als $\text{Kernel}(j)$ definiert ist, wird der Rekonstruktionsfunktions-Faltungsprozess in der folgenden Weise ausgedrückt:

Gleichung 7

$$D13(\text{Ansicht}, j, i) = D12(\text{Ansicht}, j, i) * \text{Kernel}(j)$$

[0102] In Schritt S7 wird an den Projektionsdaten $D13(\text{Ansicht}, j, i)$, die dem Faltungsprozess mit der Rekonstruktionsfunktion unterworfen worden sind, ein dreidimensionaler Rückprojektionsprozess ausgeführt, um Rückprojektionsdaten $D3(x, y)$ zu bestimmen. Ein zu rekonstruierendes Bild wird auf einer zu der z-Achse orthogonalen Ebene, das heißt einer x-y-Ebene, dreidimensional rekonstruiert. Für die nachstehende Erläuterung wird angenommen, dass ein Rekonstruktionsbereich oder eine Rekonstruktionsebene P parallel zu der x-y-Ebene verläuft. Der dreidimensionale Rückprojektionsprozess ist nachstehend mit Bezug auf [Fig. 6](#) erläutert.

[0103] In Schritt S8 wird an den Rückprojektionsdaten $D3(x, y, z)$ eine Nachverarbeitung, einschließlich einer Bildfilterfaltung, einer CT-Wert-Konvertierung und dergleichen, bewerkstelligt, um ein CT- oder Tomographiebild $D31(x, y)$ zu erhalten.

[0104] Während der Prozess für die CT-Wert-Konvertierung in der Nachverarbeitung nach Schritt S8 enthalten ist, werden die Daten eines rückprojizierten Bildes $D3(x, y)$ bei der CT-Wert-Konvertierung in CT-Werte von Luft von 1000 (HU) und von Wasser von 0 (HU) umgewandelt.

[0105] Unter der Annahme, dass ein rückprojizierter Wert als $P = D3(x, y)$ definiert ist und die Bilddaten, die sich aus der CT-Wert-Konvertierung ergeben, als $Q = D31(x, y)$ definiert sind, wird die Datenkonvertierung für die CT-Wert-Konvertierung in der nachstehend angegebenen Form ausgedrückt und variiert in Abhängigkeit von den rückprojizierten Ansichtsanzahlen.

CT-Wert-Datenkonvertierungsfunktion für die Ansichtsanzahl V_a .

$$f_a: Q = f_a(P)$$

CT-Wert-Datenkonvertierungsfunktion für die Ansichtsanzahl V_b .

$$f_b: Q = f_b(P)$$

CT-Wert-Datenkonvertierungsfunktion für die Ansichtsanzahl V_c .

$$f_c: Q = f_c(P).$$

[0106] Wie in [Fig. 28](#) veranschaulicht, werden f_a , f_b und f_c in Form von linearen Funktionen ausgedrückt, und zwar wie folgt:

CT-Wert-Datenkonvertierungsfunktion für die Ansichtsanzahl V_a

$$Q = K_a \cdot P + C_a,$$

CT-Wert Datenkonvertierungsfunktion für die Ansichtsanzahl V_b

$$Q = K_b \cdot P + C_b,$$

CT-Wert Datenkonvertierungsfunktion für die Ansichtsanzahl V_c

$$Q = K_c \cdot P + C_c.$$

[0107] Unter der Annahme, dass bei dem Bildfilter-Faltungsprozess in der Nachverarbeitung ein Tomographiebild nach der dreidimensionalen Rückprojektion als $D31(x, y, z)$ definiert ist, die Daten nach der Bildfilterfaltung als $D32(x, y, z)$ definiert sind und ein Bildfilter als Filter (z) definiert ist, kann die folgende Gleichung angegeben werden:

Gleichung 8

$$D32(x, y, z) = D31(x, y, z) \cdot \text{Filter}(z).$$

[0108] Da die unabhängigen Bildfilter-Faltungsprozesse bei jeder Reihe j des Detektors durchgeführt werden können, können somit die Unterschiede zwischen den Rauscheigenschaften der einzelnen Reihen und die Unterschiede zwischen den Auflösungseigenschaften der einzelnen Reihen korrigiert werden. Das resultierende Tomographiebild wird auf dem Bildschirm **6** dargestellt.

[0109] [Fig. 6](#) zeigt ein Flussdiagramm unter Veranschaulichung des dreidimensionalen Rückprojektionsprozesses (Schritt S7 nach [Fig. 5](#)). In der vorliegenden Ausführungsform wird ein zu rekonstruierendes Bild auf einer zu der z -Achse orthogonalen Ebene, d.h. x - y -Ebene, dreidimensional rekonstruiert. Es wird angenommen, dass der folgenden Rekonstruktionsbereich P parallel zu der x - y -Ebene liegt.

[0110] In Schritt S71 wird eine von allen Ansichten (d.h. Ansichten entsprechend 360° oder Ansichten entsprechend „180 Grad + Fächerwinkel“), die zur Bildrekonstruktion eines Tomographiebildes erforderlich sind, betrachtet. Es werden Projektionsdaten Dr extrahiert, die jeweiligen Pixeln in einem Rekonstruktionsbereich P entsprechen.

[0111] Es wird angenommen, dass ein quadratischer Bereich mit 512×512 Pixeln, der parallel zu der x - y -Ebene verläuft, einen Rekonstruktionsbereich P bildet. Wenn Projektionsdaten auf den Linien T0 bis T511, die durch Projektion einer Pixelreihe L0, die parallel zu einer x -Achse bei $y = 0$ verläuft, bis zu einer Pixelreihe L511 bei $y = 511$ auf die Ebene des mehrreihigen Röntgendetektors **24** in einer Röntgendurchdringungsrichtung erhalten werden, aus der Pixelreihe L0 bis Pixelreihe L511 extrahiert werden, ergeben sie auf die jeweiligen Pixel in dem Tomographiebild rückprojizierte Projektionsdaten $Dr(\text{Ansicht } x, y)$. Jedoch entsprechen x und y den zugehörigen Pixeln (x, y) des Tomographiebildes.

[0112] Die Röntgendurchdringungsrichtung wird in Abhängigkeit von den geometrischen Positionen des Röntgenfokuspunktes der Röntgenstrahlröhre **21**, der jeweiligen Pixel und des mehrreihigen Röntgendetektors **24** bestimmt. Da jedoch die z -Koordinaten (z -Ansicht) der Röntgendetektordaten $D0(\text{Ansicht } j, i)$ bekannt sind, da sie den Röntgendetektordaten in Form einer z -Richtungsposition der Tischlinearbewegung Z -Tisch(Ansicht)

beigefügt werden, kann die Röntgendurchdringungsrichtung mit Hilfe des Röntgenfokuspunktes und des Datenakquisitionssystemes des mehrreihigen Röntgendetektors selbst in dem Fall genau ermittelt werden, wenn die Röntgendetektordaten $D0(\text{Ansicht } j, i)$ während einer Beschleunigung oder Verzögerung akquiriert werden.

[0113] Wenn einige der Linien, betrachtet in der Kanalrichtung, außerhalb des mehrreihigen Röntgendetektors **24** verlaufen, wie dies beispielsweise bei der Linie $T0$ der Fall ist, die durch Projektion der Pixelreihe $L0$ auf die Ebene des mehrreihigen Röntgendetektors **24** in der Röntgendurchdringungsrichtung erhalten wird, werden die zugehörigen Projektionsdaten $Dr(\text{Ansicht } x, y)$ im Übrigen zu „0“ gesetzt. Wenn sie außerhalb des mehrreihigen Röntgendetektors **24**, betrachtet in der z-Richtung, angeordnet sind, werden die zugehörigen Projektionsdaten $Dr(\text{Ansicht } x, y)$ durch Extrapolation bestimmt.

[0114] Somit können die Projektionsdaten $Dr(\text{Ansicht } x, y)$ die den jeweiligen Pixeln auf dem Rekonstruktionsbereich P entsprechen extrahiert werden.

[0115] Erneut beziehungsweise auf [Fig. 6](#) werden die Projektionsdaten $Dr(\text{Ansicht } x, y)$ in Schritt $S72$ mit einem Konusstrahlrekonstruktionsgewichtungskoeffizienten multipliziert, um Projektionsdaten $D2(\text{Ansicht } x, y)$ zu erzeugen.

[0116] Die Konusstrahl-Rekonstruktionsgewichtungsfunktion $w(i, j)$ ist nun wie folgt. Wenn in dem Fall einer Fächerstrahlbildrekonstruktion angenommen wird, dass der Winkel, den eine gerade Linie, die den Fokuspunkt der Röntgenstrahlröhre **21** und ein Pixel $g(x, y)$ in dem Rekonstruktionsbereich P (x, y Ebene) bei Ansicht = β_a miteinander verbindet, gemeinsam mit einer Mittelachse BC eines Röntgenstrahls bildet, γ ist und die entgegengesetzte Ansicht β_b ist, gilt im Allgemeinen die folgende Gleichung:

Gleichung 9

$$\beta_b = \beta_a + 180^\circ - 2\gamma.$$

[0117] Wenn die Winkel, die der Röntgenstrahl, der durch das Pixel $g(x, y)$ auf der Rekonstruktionsfläche P hindurch tritt, und sein entgegengesetzter Röntgenstrahl gemeinsam mit der Rekonstruktionsebene P bilden, annahmegemäß α_a und α_b betragen, werden sie mit von diesen abhängigen Konusstrahl-Rekonstruktionsgewichtungskoeffizienten w_a und w_b multipliziert und gemeinsam aufaddiert, um Rückprojektionspixeldaten $D2(0, x, y)$ auf die folgende Weise zu bestimmen:

Gleichung 10

$$D2(0, x, y) = w_a \cdot D2(0, x, y)_a + w_b \cdot D2(0, x, y)_b,$$

wobei $D2(0, x, y)_a$ Projektionsdaten für die Ansicht β_a kennzeichnet, während $D2(0, x, y)_b$ Projektionsdaten für die Ansicht β_b kennzeichnet.

[0118] Im Übrigen ist die Summe der Konusstrahl-Rekonstruktionsgewichtungskoeffizienten, die den zueinander entgegengesetzten Strahlen entsprechen, wie folgt:

Gleichung 11

$$w_a + w_b = 1.$$

[0119] Die obige Addition von durch Multiplikation mit den Konusstrahl-Rekonstruktionsgewichtungskoeffizienten w_a und w_b erhaltenen Produkten ermöglicht eine Reduktion von Konuswinkelartefakten.

[0120] In dem Fall der Fächerstrahlbildrekonstruktion wird jedes Pixel in dem Rekonstruktionsbereich P mit einem Abstandsfaktor multipliziert. Unter der Annahme, dass der Abstand von dem Fokuspunkt der Röntgenröhre **21** zu jeder Detektorreihe j und jedem Kanal i des mehrreihigen Röntgendetektors **24**, die dem Projektionsdatum Dr entsprechen, r_0 ist und der Abstand von dem Fokuspunkt der Röntgenröhre **21** zu jedem Pixel in dem Rekonstruktionsbereich P , das dem Projektionsdatum Dr entspricht, r_1 ist, ist der Abstandsfaktor in Form von $(r_1/r_0)^2$ gegeben.

[0121] In dem Fall einer Parallelstrahlbildrekonstruktion kann jedes Pixel in dem Rekonstruktionsbereich P

lediglich mit dem Konusstrahl-Rekonstruktionsgewichtungskoeffizienten $w(i,j)$ multipliziert werden.

[0122] In Schritt S73 werden die Projektionsdaten D2 (Ansicht x, y) in Verbindung mit jedem Pixel zu ihren zugehörigen Rückprojektionsdaten D3(x, y), die im Vorfeld zu null gesetzt werden, addiert.

[0123] In Schritt S74 werden die Schritte S61 bis S63 in Bezug auf sämtliche zur Bildrekonstruktion des Tomographiebildes erforderlichen Ansichten (d.h. Ansichten, die 360° entsprechen, oder Ansichten entsprechend „ $180 + \text{Fächerwinkel}$ “) wiederholt, um Rückprojektionsdaten D3(x, y) zu erhalten.

[0124] Im Übrigen kann der Rekonstruktionsbereich P in Form einer Kreisfläche festgesetzt werden, deren Durchmesser 512 Pixel beträgt, anstatt diesen als Quadratfläche mit 512×512 Pixeln festzulegen.

[0125] Wenn die Röntgendosiskorrektur an Röntgendetektordaten für Ansichtsanzahlen, die sich von V1, V2 und V3 unterscheiden, oder an Projektionsdaten für jede Kanalposition, wie in [Fig. 9](#) veranschaulicht, vorgenommen wird, wenn die Röntgendosiskorrektur nach Schritt S23 vor dem Schritt S2 platziert ist, sind mit den jeweiligen Ansichtsanzahlen V1, V2 und V3 synchronisierte Röntgendosiskorrekturkanäle erforderlich. In diesem Fall sind Röntgendosiskorrekturkanäle für die Ansichtsanzahlen V3, V2 und V1 mit identischer Datenakquisitionstaktung in Verbindung mit der Datenakquisition für die Ansichtsanzahl V3, die Datenakquisition für die Ansichtsanzahl V2 und die Datenakquisition für die Ansichtsanzahl V1, wie in [Fig. 12](#) veranschaulicht, erforderlich. In diesem Fall werden zwei Verfahren betrachtet:

(1) Es werden drei Arten von Röntgendosiskorrekturkanälen für V3, V2 bzw. V1 bereitgestellt.

(2) Es wird eine Art eines Röntgendosiskorrekturkanals für die Ansichtsanzahl des kleinsten gemeinsamen Vielfachens V_{LCM} von V3, V2 und V1 bereitgestellt und den Ansichtsanzahlen V3, V2 und V1 zugeordnet.

[0126] In dem Fall (1) werden, wie in [Fig. 13](#) veranschaulicht, die Röntgendosiskorrekturkanäle für die jeweiligen Ansichtsanzahlen einer nach dem anderen oder jeweils mehrfach hintereinander an beiden Enden oder auf einer Seite des mehrreihigen Röntgendetektors **24** bereitgestellt. Aus diesen Kanälen werden die folgenden Röntgendosiskorrekturkanaldaten akquiriert oder gesammelt:

Röntgendosiskorrekturkanaldaten für die Ansichtsanzahl V3: $R_{V3}(\text{Ansicht})$,

Röntgendosiskorrekturkanaldaten für die Ansichtsanzahl V2: $R_{V2}(\text{Ansicht})$,

Röntgendosiskorrekturkanaldaten für die Ansichtsanzahl V1: $R_{V1}(\text{Ansicht})$.

[0127] Bei der Röntgendosiskorrektur werden die folgenden Daten auf der Basis der obigen Röntgendosiskorrekturkanaldaten $R_{V3}(\text{Ansicht})$, $R_{V2}(\text{Ansicht})$ und $R_{V1}(\text{Ansicht})$ korrigiert:

Röntgendetektordaten für die Ansichtsanzahl V3: $D_{V3}(\text{Ansicht})$,

Röntgendetektordaten für die Ansichtsanzahl V2: $D_{V2}(\text{Ansicht})$,

Röntgendetektordaten für die Ansichtsanzahl V1: $D_{V1}(\text{Ansicht})$.

[0128] In dem Fall (2) wird, wie in [Fig. 15](#) veranschaulicht, ein Röntgendosiskorrekturkanal für eine Ansichtsanzahl V_{LCM} wenigstens jeweils einfach an beiden Enden des mehrreihigen Röntgendetektors **24** oder wenigstens einfach auf einer Seite von diesem bereitgestellt. Die folgenden Röntgendosiskorrekturkanaldaten werden durch Aufteilung aus den Röntgendosiskorrekturkanaldaten bestimmt. Dies sind:

Röntgendosiskorrekturkanaldaten für die Ansichtsanzahl V3: $R_{V3}(\text{Ansicht})$,

Röntgendosiskorrekturkanaldaten für die Ansichtsanzahl V2: $R_{V2}(\text{Ansicht})$,

Röntgendosiskorrekturkanaldaten für die Ansichtsanzahl V1: $R_{V1}(\text{Ansicht})$,

Röntgendosiskorrekturkanaldaten für die Ansichtsanzahl V_{LCM} : $R_{V_{LCM}}(\text{Ansicht})$.

[0129] Wenn die Zweiteilung der Ansichtsanzahl V_{LCM} eine Ansichtsanzahl V3 darstellt, die Dreiteilung der Ansichtsanzahl V_{LCM} eine Ansichtsanzahl V2 darstellt und die Vierteilung der Ansichtsanzahl V_{LCM} eine Ansichtsanzahl V1 darstellt, wie in [Fig. 14](#) veranschaulicht, werden folgende Gleichungen erhalten:

Gleichung 12

$R_{V3}(\text{Ansicht}) = R_{V_{LCM}}(2 \cdot \text{Ansicht}) + R_{V_{LCM}}(2 \cdot \text{Ansicht} + 1)$

$R_{V2}(\text{Ansicht}) = R_{V_{LCM}}(3 \cdot \text{Ansicht}) + R_{V_{LCM}}(3 \cdot \text{Ansicht} + 1) + R_{V_{LCM}}(3 \cdot \text{Ansicht} + 2)$

$R_{V1}(\text{Ansicht}) = R_{V_{LCM}}(4 \cdot \text{Ansicht}) + R_{V_{LCM}}(4 \cdot \text{Ansicht} + 1) + R_{V_{LCM}}(4 \cdot \text{Ansicht} + 2) + R_{V_{LCM}}(4 \cdot \text{Ansicht} + 3)$.

[0130] $R_{V3}(\text{Ansicht})$, $R_{V2}(\text{Ansicht})$ und $R_{V1}(\text{Ansicht})$ können durch Auf- bzw. Einteilung in der oben beschriebenen Weise ermittelt werden.

[0131] Bei der Röntgendosiskorrektur werden die folgenden Daten auf der Basis der obigen Röntgendosiskorrekturkanaldaten $R_{V_3}(\text{Ansicht})$, $R_{V_2}(\text{Ansicht})$ und $R_{V_1}(\text{Ansicht})$ korrigiert:
 Röntgendetektordaten $D_{V_3}(\text{Ansicht})$ für die Ansichtsanzahl V3,
 Röntgendetektordaten $D_{V_2}(\text{Ansicht})$ für die Ansichtsanzahl V2,
 Röntgendetektordaten $D_{V_1}(\text{Ansicht})$ für die Ansichtsanzahl V1.

Zweite Ausführungsform

[0132] Bei der obigen ersten Ausführungsform werden die Röntgendetektordaten oder Projektionsdaten für die Ansichtsanzahlen V2 und V1 in der Ansichtsrichtung interpoliert, um die Röntgendetektordaten oder Projektionsdaten für die Ansichtsanzahlen V2 und V1 bei der Ansichtsanzahl V3 neu abzutasten, und in Röntgendetektordaten oder Projektionsdaten für die Ansichtsanzahl V3 gewandelt, wodurch die Bildrekonstruktion ausgeführt wird.

[0133] Jedoch betrifft eine zweite Ausführungsform, die nachstehend beschrieben ist, ein Verfahren zur Bildrekonstruktion von Röntgendetektordaten oder Projektionsdaten für die Ansichtsanzahlen V3, V2 und V1 ohne die Gefahr einer Verschlechterung der Auflösung von Daten in einer Ansichtsrichtung aufgrund einer Interpolation in der Ansichtsrichtung und ohne die Gefahr einer Verschlechterung der Auflösung in einer x-y-Ebene auf einem Tomographiebild sowie ohne Durchführung der Interpolation in der Ansichtsrichtung.

[0134] Was das Konzept anbetrifft, werden die Röntgendetektordaten oder Projektionsdaten mit in Abhängigkeit von den Kanalbereichen unterschiedlicher Ansichtsanzahl, d.h. die Projektionsdaten gemäß [Fig. 9](#) nach der Vorverarbeitung, in drei Projektionsdaten 1, 2 und 3 aufgeteilt, wie dies in [Fig. 11](#) veranschaulicht ist und wie in dem in [Fig. 9](#) veranschaulichten Fall, in dem die Kanalbereiche [1, C1-1] sowie [C4, N] als die V3-Ansicht, die Kanalbereiche [C1, C2-1] sowie [C3, C4-1] als die V2-Ansicht und der Kanalbereich [C2-1] als die V1-Ansicht definiert sind. An den jeweiligen Projektionsdaten werden zur Durchführung einer Rekonstruktion aus diesen ein Rekonstruktionsfunktionsfaltungsprozess sowie ein dreidimensionaler Rückprojektionsprozess ausgeführt. Die rekonstruierten Tomographiebilder werden mit den Gewichtungskoeffizienten „V3/V1“, „V3/V2“ und „1“ multipliziert, um einen gewichteten Additionsprozess auszuführen, wonach ein endgültiges Tomographiebild erzeugt ist.

[0135] Ein Ablauf zur Verarbeitung ist nachstehend gemäß einem in [Fig. 4](#) veranschaulichten Flussdiagramm erläutert.

[0136] In Schritt S1 wird eine Datenakquisition durchgeführt.

[0137] In Schritt S2 wird ein Vorverarbeitungsprozess ausgeführt.

[0138] In Schritt S3 wird eine Strahlauvhärtungskorrektur durchgeführt.

[0139] In Schritt S4 wird ein z-Filter-Faltungsprozess ausgeführt.

[0140] Die Schritte S1 bis S4 können ähnlich den Schritten des Prozesses gemäß der in [Fig. 3](#) veranschaulichten ersten Ausführungsform sein.

[0141] In Schritt S5 wird ein Projektionsdatenaufteilungsprozess ausgeführt.

[0142] Wie in [Fig. 11](#) veranschaulicht, werden die Projektionsdaten in Schritt S5 für jeden Kanalbereich mit unterschiedlicher Ansichtsanzahl für die Projektionsdaten aufgeteilt und extrahiert. Danach werden in den Kanalbereichen, die frei von Projektionsdaten sind, Projektionsdatenwerte „0“ eingebettet, wie dies in [Fig. 11](#) veranschaulicht ist, und die Projektionsdaten werden in Projektionsdaten aufgeteilt, die Typen mit unterschiedlichen Ansichtsanzahlen entsprechen. Da in [Fig. 11](#) drei Typen von Ansichtsanzahlen veranschaulicht sind, werden die Projektionsdaten in drei Typen von Projektionsdaten aufgeteilt.

[0143] In Schritt S6 wird ein Rekonstruktionsfunktions-Faltungsprozess ausgeführt.

[0144] In Schritt S7 wird ein dreidimensionaler Rückprojektionsprozess ausgeführt.

[0145] Die Schritte S6 und S7 können ähnlich sein wie bei dem Prozess gemäß der in [Fig. 3](#) veranschaulichten ersten Ausführungsform.

[0146] In Schritt S8 wird ermittelt, ob der Rekonstruktionsfunktionsfaltungsprozess und der dreidimensionale Rückprojektionsprozess an all den aufgeteilten Projektionsdaten zu Ende geführt worden ist. Wenn festgestellt wird, dass die Antwort JA lautet, geht der Prozessablauf zu Schritt S9 über. Wenn festgestellt wird, dass die Antwort NEIN lautet, kehrt der Prozessablauf zum Schritt S6 zurück.

[0147] In den Schritten S6 und S7 werden der Rekonstruktionsfunktions-Faltungsprozess und der dreidimensionale Rückprojektionsprozess entsprechend der Anzahl der in Schritt S5 aufgeteilten Projektionsdaten, d.h. der Typen von voneinander verschiedenen Ansichtsanzahlen, wiederholt. Da gemäß [Fig. 11](#) drei Typen von Projektionsdaten verarbeitet werden, werden die Schritte S6 und S7 drei Mal wiederholt.

[0148] In Schritt S9 wird ein gewichteter Additionsprozess ausgeführt.

[0149] In Schritt S9 werden, wie in [Fig. 11](#) veranschaulicht, der Rekonstruktionsfunktions-Faltungsprozess und der dreidimensionale Rückprojektionsprozess ausgeführt, wobei die einzelnen rekonstruierten Tomographiebilder mit Gewichtungskoeffizienten multipliziert werden, wodurch der gewichtete Additionsprozess ausgeführt wird.

[0150] Unter der Annahme, dass das aus dem Kanalbereich [C2, C3-1] rekonstruierte Tomographiebild in Form von $G_1(x, y)$, das aus den Kanalbereichen [C1, C2-1] sowie [C3, C4-1] rekonstruierte Tomographiebild in Form von $G_2(x, y)$, das aus den Kanalbereichen [1, C1-1] sowie [C4, N] rekonstruierte Tomographiebild als $G_3(x, y)$ und das endgültige Tomographiebild als $G(x, y)$ gegeben ist, kann $G(x, y)$ durch die folgende Gleichung ausgedrückt werden:

Gleichung 13

$$G(x, y) = \frac{V3}{V1} \cdot G_1(x, y) + \frac{V3}{V2} \cdot G_2(x, y) + 1 \cdot G_3(x, y) .$$

[0151] Diese Gewichtungskoeffizienten „V3/V1“, „V3/V2“ und „1“ ergeben sich aus der Differenz zwischen den Ansichtsanzahlen zu dem Zeitpunkt, wenn die dreidimensionale Rückprojektion vorgenommen wird.

[0152] In Schritt S10 wird eine Nachverarbeitung durchgeführt.

[0153] Der Schritt S10 kann ähnlich sein wie bei dem Prozess gemäß der in [Fig. 3](#) veranschaulichten ersten Ausführungsform.

[0154] Somit wird in der zweiten Ausführungsform die Interpolation in dem Projektionsdatenraum in der Ansichtsrichtung unter Verwendung der Röntgendetektordaten oder Projektionsdaten durchgeführt, die für jeden Kanalbereich unterschiedlich sind.

[0155] Der Rekonstruktionsfunktions-Faltungsprozess wird unmittelbar an den für jeden Kanalbereich unterschiedlichen Röntgendetektordaten oder Projektionsdaten ausgeführt, ohne die Auflösung der Projektionsdaten, betrachtet in der Ansichtsrichtung, zu reduzieren. Danach wird der dreidimensionale Rückprojektionsprozess ausgeführt, wobei durch die Bildrekonstruktion das von einer Beeinträchtigung der Auflösung in der Ansichtsrichtung freie Tomographiebild erhalten wird.

[0156] Gemäß der Röntgen-CT-Vorrichtung oder dem Röntgen-CT-Bildrekonstruktionsverfahren kann, was die Effekte der vorliegenden Erfindung anbetrifft, die bei der obigen Röntgen-CT-Vorrichtung erhalten werden, eine Röntgen-CT-Vorrichtung geschaffen werden, die die Anzahl von Röntgendatenakquisitionsansichten in einem Datenakquisitionssystem (DAS) **25** einer Röntgen-CT-Vorrichtung mit einem einreihigen Röntgendetektor oder einer Röntgen-CT-Vorrichtung mit einem zweidimensionalen Röntgenflächendetektor einer Matrixstruktur, wie er gewöhnlich durch einen mehrreihigen Röntgendetektor oder einen Flat-Panel-Röntgendetektor gebildet ist, reduziert und die eine Optimierung der erforderlichen Leistungs- und Durchsatzkapazität des Datenakquisitionssystems (DAS) **25** erzielt.

Dritte Ausführungsform

[0157] Eine Röntgen-CT-Vorrichtung versucht, eine Rekonstruktionsfunktion für jede Region eines Objektes zu verändern. In diesem Fall bewegt sich die Rekonstruktionsfunktion in einem Bereich zwischen einer Rekonstruktionsfunktion mit hoher Auflösung und einer verhältnismäßig niedrig auflösenden Rekonstruktionsfunktio-

on. Die Rekonstruktionsfunktion wird zur Faltung in einer Kanalrichtung eines Röntgendetektors verwendet. Da zu jedem Pixel eines Tomographiebildes zugehörige Projektionsdaten, die einem Rekonstruktionsfunktions-Faltungsprozess in der Kanalrichtung des Röntgendetektors unterworfen werden, in der Richtung von 360° rückprojiziert werden, hängt die räumliche Auflösung auf einer x-y-Ebene in dem Tomographiebild von der Rekonstruktionsfunktion ab. In diesem Fall ist eine optimale Anzahl von Ansichten für jede Kanalposition gerade für den Zweck der Vermeidung einer Verschlechterung der Auflösung in der Umfangsrichtung, wie in [Fig. 8](#) veranschaulicht, insbesondere in dem Randbereich des Tomographiebildes erforderlich.

[0158] Dies bedeutet, dass die hochauflösende Rekonstruktionsfunktion eine erhöhte Anzahl von Ansichten benötigt. Die verhältnismäßig niedrig auflösende Rekonstruktionsfunktion braucht keine soweit erhöhte Anzahl von Ansichten. Unter Berücksichtigung derartiger Gesichtspunkte können die Ansichtsanzahl V3, die Ansichtsanzahl V2 und die Ansichtsanzahl V1 sowie die Kanalumschalt- bzw. -wechselpositionen C1, C2, C3 und C4 für die Ansichtsanzahlen, wie sie in [Fig. 9](#) veranschaulicht sind, in Abhängigkeit von den Rekonstruktionsfunktionen optimiert werden.

Vierte Ausführungsform

[0159] Bei einer Röntgen-CT-Vorrichtung wird ein bildgebendes Messfeld oder Bildgebungssichtfeld für jede Region eines Objektes festgelegt, wie dies in [Fig. 16](#) veranschaulicht ist. Zur Festlegung des Bildgebungssichtfeldes erforderliche Röntgendetektorkanalbereiche sind in [Fig. 17](#) veranschaulicht. Daten, die den ausreichend erforderlichen Ansichtsanzahlen entsprechen, können durch einige Röntgendetektorkanäle der für das maximale Bildgebungssichtfeld erforderlichen Röntgendetektorkanäle akquiriert werden.

[0160] Wenn insbesondere ein Objekt in dem festgelegten Bildgebungssichtfeld ausreichend enthalten ist, wie dies in [Fig. 18](#) veranschaulicht ist, und außerhalb des festgelegten Bildgebungssichtfeldes nur Luft vorhanden ist, müssen Röntgendaten in den außerhalb des festgelegten Bildgebungssichtfeldes befindlichen Bereichen gegebenenfalls nicht akquiriert werden, oder die Anzahl von Ansichten kann reduziert werden. Was die Röntgendetektordaten oder Projektionsdaten in diesem Fall anbetrifft, wird eine Ansichtsanzahl V1, die zur Vermeidung einer Beeinträchtigung der räumlichen Auflösung ausreicht, in einem Kanalbereich [C1, C2-1], der das festgelegte Bildgebungssichtfeld abdeckt, festgelegt, während die Ansichtsanzahl V3 in den Kanalbereichen von [1, C1-1] und [C2, N], die den außerhalb des festgelegten Bildgebungssichtfeldes befindlichen Bereichen entsprechen, in starkem Maße reduziert werden kann, oder die Ansichtsanzahl kann zu $V3 = 0$ gesetzt werden.

[0161] Zur Bildrekonstruktion kann in diesem Fall das Bildrekonstruktionsverfahren gemäß der ersten Ausführungsform oder das Bildrekonstruktionsverfahren gemäß der zweiten Ausführungsform verwendet werden.

[0162] Somit können selbst in dem Fall, wenn der Bereich, in dem das Objekt enthalten ist, also der Objektbereich, begrenzt ist und nur die Umgebung des Objektes als das Bildgebungssichtfeld festgesetzt ist, Kanalbereiche, die einer A/D-Wandlung und Verarbeitung durch das zugehörige Datenakquisitionssystem (DAS) **25** unterworfen werden, effizient festgelegt werden.

Fünfte Ausführungsform

[0163] Wie in dem Fall, in dem das Herz in dem Lungenfeld abgebildet oder aufgenommen ist, wie in [Fig. 20](#) veranschaulicht, wird beispielsweise ein Bildgebungssichtfeld auf die Umgebung des Herzens festgelegt, und es wird eine für die Pixelauflösung eines Bereiches des Herzens angemessene Ansichtsanzahl V1 festgesetzt. In einem Bereich, der ein Lungenfeld oder dergleichen und nicht den Herzbereich enthält, wird eine Röntgen-datenakquisition bei der Ansichtsanzahl V3 in einem derartigen Maße durchgeführt, dass ein Pixelwert (CT-Wert) in einem Bereich in der Nähe der Grenze zwischen dem festgelegten Bildgebungssichtfeld und einem außerhalb des festgelegten Bildgebungssichtfeldes befindlichen Bereich nicht ungewöhnlich stark erhöht wird. Was die Röntgendetektordaten oder Projektionsdaten in diesem Fall anbetrifft, kann ein Kanalbereich [C1, C2-1], der ein auf die Umgebung des Herzens festgelegtes Bildgebungssichtfeld umfasst, eingerichtet werden, dessen Ansichtsanzahl als eine Ansichtsanzahl V1 definiert werden kann, während die Ansichtsanzahl außerhalb davon als eine Ansichtsanzahl V3 definiert werden kann, wie dies in [Fig. 19](#) veranschaulicht ist. In diesem Fall gilt $V1 \geq V3$. Somit wird der Pixelwert (CT-Wert) an der Grenze außerhalb des festgelegten Bildgebungssichtfeldes nicht erhöht, so dass die Umgebung des Herzens in dem festgelegten Bildgebungssichtfeld mit ausreichender räumlicher Auflösung abgebildet oder aufgenommen werden kann.

[0164] Selbst wenn das Objekt außerhalb des festgelegten Bildgebungssichtfeldes enthalten ist, können die

Ansichtszahlen für die Kanalbereiche, die außerhalb des Bildgebungssichtfeldbereiches angeordnet sind, definiert und derart festgelegt werden, dass sie die Bildqualität in dem festgelegten Bildgebungssichtfeldbereich nicht beeinflussen.

[0165] Somit können die Kanalbereiche eines Datenakquisitionssystems (DAS) **25** und die Ansichtszahlen für die Röntgendatenakquisition auch in einer derartigen Weise optimiert werden, dass hinsichtlich der Bildqualität in dem festgelegten Bildgebungssichtfeldbereich keine Probleme auftreten.

Sechste Ausführungsform

[0166] Während bei der fünften Ausführungsform bei der Aufnahme oder Abbildung des Umgebungsbereiches eines Härten Röntgenstrahlen auf das gesamte Bildgebungssichtfeld als einen Röntgenexpositions- oder -bestrahlungsbereich angewandt werden, kann der Röntgenbestrahlungsbereich unter dem Gesichtspunkt einer Reduktion der Röntgenexposition auch lediglich auf einen Bildgebungssichtfeldbereich begrenzt werden, auf den eine Röntgenbestrahlung beschränkt oder festgelegt wird, indem ein Kanalrichtungskollimator **31** vorgesehen wird, wie dies in [Fig. 21](#) veranschaulicht ist.

[0167] Was die Röntgendetektordaten oder Projektionsdaten in diesem Fall anbetrifft, kann, wie in [Fig. 19](#) veranschaulicht, die Ansichtszahl V_1 in dem Kanalbereich $[C_1, C_2-1]$, der den festgelegten Bildgebungssichtfeldbereich abdeckt, ausreichend groß festgelegt werden, um eine Beeinträchtigung der räumlichen Auflösung zu vermeiden. Außerdem können die Ansichtszahlen V_3 in den Kanalbereichen $[1, C_1-1]$ und $[C_2, N]$, die jeweils dem außerhalb des festgelegten Bildgebungssichtfeldbereich angeordneten Bereich entsprechen, in hohem Maße reduziert oder zu $V_3 = 0$ gesetzt werden.

[0168] Im Übrigen ist ein Systemkonfigurationsschaltbild gemäß der sechsten Ausführungsform in [Fig. 22](#) veranschaulicht. Der Kanalrichtungskollimator **31** ist durch eine Rotationsabschnittssteuerung **26** gesteuert, die in einem rotierenden Abschnitt **15** einer Scanngantry **20** vorgesehen ist. Die Funktionsweise jeder sonstigen Bestandskomponente außer des Kanalrichtungskollimators **31**, der den Bereich bzw. die Reichweite von Röntgenstrahlen, die entsprechend einem Bildgebungssichtfeldbereich in einer Kanalrichtung angewandt werden, auf der Basis einer über eine Eingabevorrichtung **2** eingegebene Bildgebungsbedingung steuert, ist der im Zusammenhang mit der ersten Ausführungsform veranschaulichten und erläuterten Funktionsweise ähnlich.

[0169] Während in diesem Fall es erforderlich ist, für einen Teil eines Objektes, der den Röntgenstrahlen nicht ausgesetzt ist, bei der Bildrekonstruktion Projektionsdaten vorherzusagen oder zu bestimmen und die Bildrekonstruktion durchzuführen, sind Einzelheiten hierzu in der folgenden Patentschrift beschrieben.

Siebte Ausführungsform

[0170] Wenn das Objekt abgebildet oder aufgenommen wird, z.B. das Bild des Kopfes, eines Halsbereiches und von Schultern aufgenommen wird, wie in [Fig. 23](#) veranschaulicht, ändert sich der Querschnitt des Objektes stark, so dass sich der optimale Bildgebungssichtfeldbereich ebenfalls stark verändert.

[0171] Wenn die Umgebung des Objektbereiches als der bildgebende Sichtfeldbereich festgelegt ist, wie dies bei der vierten Ausführungsform veranschaulicht ist, ändert sich der Bildgebungssichtfeldbereich in Abhängigkeit von den z-Richtungskoordinaten. Dies bedeutet, dass sich der Bildgebungssichtfeldbereich für jede Reihe verändert und dass sich die Ansichtszahlen für die jeweiligen optimalen Kanalpositionen ebenfalls ändern, wie dies in [Fig. 23](#) für den Fall eines herkömmlichen Scanns (Axialscanns) veranschaulicht ist.

[0172] [Fig. 24](#) veranschaulicht eine Optimierung von Ansichtszahlen für jeweilige Kanäle bei Röntgendetektordaten oder Projektionsdaten, die jeweiligen Zeilen bzw. Reihen eines mehrreihigen Röntgendetektors bei der Ausführung des herkömmlichen Scanns (Axialscanns) entsprechen. In [Fig. 24](#) sind die Ansichtszahlen in der nachstehend dargestellten Weise bei den zugehörigen Kanälen des mehrreihigen Röntgendetektors, der hier M Reihen entspricht, optimiert.

[0173] In dem Fall von Röntgendetektordaten oder Projektionsdaten, die der ersten Reihe entsprechen, sind:
 Ansichtszahl: V_{31} in Kanalbereichen $[1, C_{11}-1]$ sowie $[C_{41}, N]$,
 Ansichtszahl: V_{21} in Kanalbereichen $[C_{11}, C_{21}-1]$ sowie $[C_{31}, C_{41}-1]$,
 Ansichtszahl: V_{11} in einem Kanalbereich $[C_{21}, C_{31}-1]$.

[0174] In dem Fall von Röntgendetektordaten oder Projektionsdaten, die der zweiten Reihe entsprechen, sind:

Ansichtsanzahl: V_{32} in Kanalbereichen $[1, C_{12}-1]$ sowie $[C_{42}, N]$,

Ansichtsanzahl: V_{22} in Kanalbereichen $[C_{12}, C_{22}-1]$ sowie $[C_{32}, C_{42}-1]$,

Ansichtsanzahl: V_{12} in einem Kanalbereich $[C_{22}, C_{32}-1]$.

[0175] In dem Fall von Röntgendetektordaten oder Projektionsdaten, die der i-ten Reihe entsprechen, sind:

Ansichtsanzahl: V_{3i} in den Kanalbereichen $[1, C_{i1}-1]$ sowie $[C_{4i}, N]$,

Ansichtsanzahl: V_{2i} in den Kanalbereichen $[C_{1i}, C_{2i}-1]$ sowie $[C_{3i}, C_{4i}-1]$,

Ansichtsanzahl: V_{1i} in einem Kanalbereich $[C_{2i}, C_{3i}-1]$.

[0176] In dem Fall von Röntgendetektordaten oder Projektionsdaten, die der M-ten Reihe entsprechen, sind:

Ansichtsanzahl: V_{3M} in Kanalbereichen $[1, C_{1M}-1]$ sowie $[C_{4M}, N]$,

Ansichtsanzahl: V_{2M} in Kanalbereichen $[C_{1M}, C_{2M}-1]$ sowie $[C_{3M}, C_{4M}-1]$,

Ansichtsanzahl: V_{1M} in einem Kanalbereich $[C_{2M}, C_{3M}-1]$.

[0177] Die Bildrekonstruktion kann in diesem Fall das Bildrekonstruktionsverfahren gemäß der ersten Ausführungsform oder das Bildrekonstruktionsverfahren gemäß der zweiten Ausführungsform verwenden.

[0178] Wenn jedoch in dem letzteren Fall ein Versuch unternommen wird, die Schichtdicke in der z-Richtung zu steuern, sind die für jeden Kanal festgelegten Ansichtszahlen für jede Reihe unterschiedlich. Deshalb kann das z-Filter nicht wie bei dem z-Filter-Faltungsprozess in Schritt S4 bei der ersten Ausführungsform in der Zeilenrichtung gefaltet werden.

[0179] Unter der Annahme, dass es in diesem Fall erwünscht ist, ein Tomographiebild $G_{TH}(x, y, z)$ mit einer Schichtdicke d in einer gegebenen z-Richtungsposition z_0 festzulegen, wird eine Faltung mit einem z-Filter, betrachtet in der z-Richtung, auf einem Tomographiebild entsprechend einer Schichtdicke, die einer einzelnen Reihe von in der z-Richtung angeordneten Röntgendetektorkanälen eines zweidimensionalen Röntgen-Flächendetektors **24** mit einer Matrixstruktur, wie er durch einen mehrreihigen Röntgendetektor **24** oder einen Flat-Panel-Röntgendetektor gebildet ist, d.h. einem Tomographiebild vorgenommen, das in der z-Richtung eine ursprüngliche Schichtdicke in dem CT- oder Tomographiebildraum aufweist, in dem die Bildrekonstruktion beendet worden ist, wobei ein Tomographiebild rekonstruiert wird, dessen Schichtdicke größer ist als die ursprüngliche Schichtdicke. Es werden z-Filter mit Gewichtungskoeffizienten ($W_{-n}, W_{-n+1}, \dots, W_{-1}, W_0, W_1, \dots, W_{n-1}, W_n$) entsprechend einer Länge von $2n + 1$ mit Tomographiebildern $G(x, y, z - n \cdot \Delta z)$, $G(x, y, z - (n - 1) \cdot \Delta z)$, ... $G(x, y, z - \Delta z)$, $G(x, y, z)$, $G(x, y, z + \Delta z)$, ... $G(x, y, z + (n - 1) \cdot \Delta z)$, $G(x, y, z + n \cdot \Delta z)$ gefaltet, die jeweils eine ursprüngliche Schichtdicke Δd aufweisen und die aus jeweiligen Reihen rekonstruiert werden, die durch den herkömmlichen Scann (Axialscann) oder kinematographischen bzw. Filmsscann (Cine Scan) ermittelt werden. Dies bedeutet, dass die folgende Gleichung gilt:

Gleichung 14

$$G_{TH}(x, y, z) = \sum_{i=-n}^n (w_i \cdot G(x, y, z + i \cdot \Delta z)) .$$

[0180] Ein Ablauf zur Durchführung eines Scanns mit diesen Kanalbereichen und den ermittelten Werten für die Ansichtsanzahlen erfolgt in der folgenden Weise, wobei auf [Fig. 25](#) Bezug genommen wird:

[0181] In Schritt S1 wird eine Übersichtsdatenakquisition (Scout-Datenakquisition) durchgeführt.

[0182] In Schritt S2 wird ein Objektbereich vorhergesagt.

[0183] In Schritt S3 wird ein Bildgebungs- oder Abbildungsschema oder -programm ausgeführt.

[0184] In Schritt S4 wird ermittelt, ob ein herkömmlicher Scann (Axialscann) oder ein Filmsscann (Cinescan) oder ein Spiralscann durchgeführt werden sollte. Wenn der herkömmliche Scann (Axialscann) oder der Filmsscann ausgewählt wird, fährt der Ablauf mit Schritt S5 fort. Wenn der Spiralscann ausgewählt wird, fährt der Ablauf mit Schritt S9 fort.

[0185] In Schritt S5 wird die Ansichtsanzahl für jeden Kanal festgelegt.

- [0186] In Schritt S6 wird eine Röntgendatenakquisition eines herkömmlichen Scanns durchgeführt.
- [0187] In Schritt S7 wird eine Bildrekonstruktion eines herkömmlichen Scanns ausgeführt.
- [0188] In Schritt S8 wird eine Nachverarbeitung eines herkömmlichen Scanns ausgeführt.
- [0189] In Schritt S9 wird die Ansichtsanzahl für jeden Kanal festgelegt.
- [0190] In Schritt S10 wird eine Röntgendatenakquisition eines Spiralscanns durchgeführt.
- [0191] In Schritt S11 wird eine Bildrekonstruktion eines Spiralscanns durchgeführt.
- [0192] In Schritt S12 wird ein Nachverarbeitungsprozess eines Spiralscanns ausgeführt.
- [0193] In Schritt S13 wird eine Bildanzeige vorgenommen.
- [0194] In Schritt S1 wird ein Objekt auf seiner zugehörigen Liege **12** platziert und anschließend ein 0-Grad-Richtungs-Übersichtsbild (Scout-Bild) in einem Bildgebungs- oder Abbildungsbereich sowie ein 90-Grad-Richtungs-Übersichtsbild aufgenommen.
- [0195] In Schritt S2 wird der Objektbereich in jeder z-Richtungs-Koordinatenposition in etwa in Form eines Ellipsoids als ein dreidimensionaler Bereich aus dem 0-Grad-Richtungs-Scoutbild und dem 90-Grad-Richtungs-Scoutbild vorhergesagt, wie dies in [Fig. 29](#) veranschaulicht ist.
- [0196] In Schritt S3 werden Bildgebungsbereiche für jeweilige Teile oder Regionen in den entsprechenden z-Richtungs-Koordinatenpositionen aus den Objektbereichen in den zugehörigen z-Richtungspositionen, wie sie in Schritt S2 ermittelt worden sind, optimal bestimmt, wobei das Bildgebungsschema durchgeführt wird.
- [0197] In Schritt S4 fährt der Ablauf mit Schritt S5 fort, wenn der herkömmliche Scann (Axialscann) oder der Filmscann (Cinescan) vorgenommen wird, während für den Fall, dass ein Spiralscann vorgenommen wird, der Ablauf bei Schritt S9 gesetzt wird.
- [0198] In Schritt S5 werden die Ansichtsanzahlen für die jeweiligen Kanäle, die den jeweiligen Reihen in den jeweiligen z-Richtungs-Koordinatenpositionen entsprechen, aus den Bildgebungsbereichen in den entsprechenden z-Richtungs-Koordinatenpositionen der zugehörigen Regionen festgelegt.
- [0199] In Schritt S6 wird eine Datenakquisition für den herkömmlichen Scann (Axialscann) oder den Filmscann (Cinescan) entsprechend den in Schritt S5 für die jeweiligen Kanäle in den jeweiligen z-Richtungs-Koordinatenpositionen festgelegten Ansichtsanzahlen durchgeführt.
- [0200] In Schritt S7 wird die Bildrekonstruktion der aufgeteilten Projektionsdaten, wie in [Fig. 11](#) veranschaulicht, entsprechend den Ansichtsanzahlen für die jeweiligen Kanäle der jeweiligen Reihen durchgeführt, wie in [Fig. 24](#) veranschaulicht.
- [0201] Im Übrigen kann die Bildrekonstruktion durch Neuabtastung der Daten der für jede Kanalposition unterschiedlichen Ansichtsanzahlen, wie in [Fig. 10](#) veranschaulicht, ausgeführt werden.
- [0202] In Schritt S8 kann ein Prozess, der dem in der ersten Ausführungsform verwendeten Nachverarbeitungsprozess ähnlich ist, ausgeführt werden.
- [0203] In Schritt S9 werden die Ansichtsanzahlen für die jeweiligen Kanäle der Reihen in den jeweiligen z-Richtungs-Koordinatenpositionen durch die Bildgebungsbereiche in den jeweiligen z-Richtungs-Koordinatenpositionen der jeweiligen Regionen festgelegt.
- [0204] In Schritt S10 wird eine Datenakquisition für den Spiralscann entsprechend den in Schritt S9 festgelegten Ansichtsanzahlen für die jeweiligen Kanäle in den einzelnen z-Richtungs-Koordinatenpositionen durchgeführt.
- [0205] In Schritt S11 werden die für jeden Ansichtsbereich jeder Reihe aufgeteilten Projektionsdaten auf jeden Kanalbereich entsprechend den Ansichtsanzahlen für die jeweiligen Kanäle jeweiliger Reihen aufgeteilt,

wie in [Fig. 26](#) veranschaulicht, um dadurch eine Bildrekonstruktion durchzuführen (vgl. [Fig. 27](#)).

[0206] In Schritt S12 kann ein dem in der ersten Ausführungsform verwendeten Nachverarbeitungsprozess ähnlicher Prozess ausgeführt werden.

[0207] In Schritt S13 wird ein rekonstruiertes CT- oder Tomographiebild in Form eines Bildes angezeigt.

[0208] Entsprechend der Röntgen-CT-Vorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung oder dem Röntgen-CT-Bildgebungsverfahren hat die obige Röntgen-CT-Vorrichtung **100** den Effekt zur Folge, dass bei einem herkömmlichen Scann (Axialscann) oder Filmscann (Cinescans) oder Spiralscann eine Reduktion einer Exposition – mit einem in der z-Richtung verbreiterten Röntgenkonusstrahl realisiert wird, der zu Beginn und am Ende des herkömmlichen Scanns (Axialscanns) oder des Filmscanns oder des Spiralscanns der Röntgen-CT-Vorrichtung vorhanden gewesen ist, die den zweidimensionalen Röntgen-Flächendetektor mit der Matrixstruktur aufweist, wie er gewöhnlich durch den herkömmlichen mehrreihigen Röntgendetektor oder den Flat-Panel-Röntgendetektor gebildet ist. Im Übrigen kann das Bildrekonstruktionsverfahren ein dreidimensionales Bildrekonstruktionsverfahren einsetzen, das auf dem Feldkamp-Verfahren basiert, das heutzutage allgemein bekannt ist. Außerdem können andere dreidimensionale Bildrekonstruktionsverfahren eingesetzt werden. Alternativ kann ein zweidimensionales Bildrekonstruktionsverfahren angewandt werden.

[0209] Bei der vorliegenden Ausführungsform wird eine Faltung mit Zeilenrichtungsfilttern (z-Richtungs-Filttern) vorgenommen, deren Koeffizienten für jede Reihe unterschiedlich sind, wodurch Schwankungen der Bildqualität ausgeglichen und eine gleichbleibende Schichtdicke, gleichmäßige Artefakte und eine gleichbleibende Bildqualität hinsichtlich des Rauschens bei jeder Reihe erzielt wird. Obwohl hierzu verschiedene Filterkoeffizienten in Betracht gezogen werden, können beliebige Filterkoeffizienten einen ähnlichen Effekt hervorrufen.

[0210] Obwohl die vorliegende Erfindung anhand einer medizinischen Röntgen-CT-Vorrichtung beschrieben ist, kann sie für eine Röntgen-CT-PET-Vorrichtung, die in Verbindung mit einer industriellen Röntgen-CT-Vorrichtung oder einer sonstigen Vorrichtung verwendet wird, eine Röntgen-CT-SPECT-Vorrichtung, die in Verbindung damit verwendet wird, etc. eingesetzt werden.

[0211] In der vorliegenden Ausführungsform werden die Kanalbereiche symmetrisch oder annähernd symmetrisch in Bezug auf den Röntgendetektorkanal aufgeteilt, der in Form der in [Fig. 9](#) veranschaulichten Mittellinie durch das Drehzentrum führt. Jedoch ist ein realer mehrreihiger Röntgendetektor in Form von Moduleinheiten mit beispielsweise 16 Kanälen oder 24 Kanälen pro Modul eines Röntgendetektors aufgebaut. Eine Umschaltung zwischen Ansichtszahlen in den Moduleinheiten ist realistisch. Folglich werden die Kanalbereiche an der Trennstelle zwischen den jeweiligen Modulen voneinander getrennt, ohne dass die obige Symmetrie mit dem Kanal, der auf der durch den Mittelpunkt führenden Mittellinie platziert ist, geschaffen wird, wobei die Ansichtszahlen ebenfalls gemäß den zugehörigen Kanalbereichen festgelegt werden können.

[0212] In der vorliegenden Ausführungsform werden die Ansichtszahlen für die Röntgendatenakquisition in den jeweiligen Kanälen oder Kanalbereichen vorzugsweise proportional zu dem Abstand zu der Kanalposition des Röntgendetektors, die durch den Drehmittelpunkt führt, oder zu dem Abstand entlang des Kreisbogens des bogenförmigen Röntgendetektors bestimmt. In der Realität steuert das Datenakquisitionssystem (DAS) **25** jedoch gewöhnlich die Ansichtszahlen für jeden Kanalbereich in einem gegebenen Bereich mittels der Anzahl von Kanälen, die jeweiligen Detektormoduleinheiten entsprechen, oder Einheiten, die Vielfachen der als die Einheit definierten Detektormoduleinheit entsprechen. Deshalb können die Ansichtszahlen für die einzelnen Kanalbereiche ungefähr proportional zu dem Abstand von dem Drehmittelpunkt gesteuert bzw. eingeregelt werden.

[0213] Obwohl die vorliegende Erfindung im Zusammenhang mit einem Beispiel veranschaulicht ist, in dem die Anzahl von vorgesehenen Kanalbereichen 3 beträgt und drei Typen von Ansichtszahlen festgelegt sind oder die Anzahl von vorgesehenen Kanalbereichen 2 beträgt und zwei Typen von Ansichtszahlen festgelegt werden, können ähnliche Effekte auch bei größeren oder kleineren Zahlen hervorgebracht werden.

[0214] In der fünften Ausführungsform wird der Objektbereich, also der Bereich, in dem das Objekt vorhanden ist, aus den Übersichtsbildern (Scout-Bildern) in der 0-Grad- und 90-Grad-Richtung vorhergesagt. Jedoch ist die Richtung eines Übersichtsbildes nicht auf die z-Richtung beschränkt und kann auch in vielen anderen Richtungen festgelegt werden. Alternativ kann ein Verfahren zur Vorhersage eines Objektbereiches anhand eines optischen äußeren Erscheinungsbildes ohne Vorhersage des Objektbereiches mittels Röntgen basierter Übersichtsbilder verwendet werden.

[0215] Die vorliegende Erfindung hat zum Ziel, die Bildqualität bei einem herkömmlichen Scann (Axialscann) oder einem Filmscann (Cine Scan) oder einem Spiralscann einer Röntgen-CT-Vorrichtung **100** mittels eines Datenakquisitionssystems **25**, das eine begrenzte Anzahl von Kanälen aufweist, zu optimieren. Die durch die Bildqualität bestimmten oder definierten optimalen Anzahlen von Ansichten, die in Abhängigkeit von den Positionen der jeweiligen Kanäle bei der Bildrekonstruktion zu bestimmen sind, werden mit Hilfe eines Abtasttheorems ermittelt. Es werden somit die von den jeweiligen Kanalpositionen abhängigen optimalen Ansichtsanzahlen zugewiesen. Das Datenakquisitionssystem **25** führt eine Datenakquisition entsprechend den Ansichten durch, um es zu ermöglichen, ein Tomographiebild mit der optimalen Bildqualität zu erhalten. Auf diese Weise können die Anzahl von A/D-Wandlern des Datenakquisitionssystems und seine Leistung ebenfalls optimiert werden.

Patentansprüche

1. Röntgen-CT-Vorrichtung (**100**), die aufweist:
 - eine Röntgen-Datenakquisitionseinrichtung (**25**) zur Akquisition von Röntgenprojektionsdaten von durch ein Objekt durchgelassenen Röntgenstrahlen, das zwischen einem Röntgenstrahlgenerator (**21**) und einem Röntgendetektor (**24**) angeordnet ist, der dem Röntgenstrahlgenerator (**21**) gegenüberliegend Röntgenstrahlen erfasst, während der Röntgenstrahlgenerator (**21**) und der Röntgendetektor (**24**) um einen dazwischen liegenden Drehmittelpunkt herum gedreht werden;
 - eine Bildrekonstruktionseinrichtung (**3**) zur Rekonstruktion der von der Röntgen-Datenakquisitionseinrichtung akquirierten Projektionsdaten;
 - eine Bildanzeigeeinrichtung (**6**) zur Anzeige eines rekonstruierten Tomographiebildes;
 - wobei die Röntgendatenakquisitionseinrichtung (**25**) eine Einrichtung enthält, die eine Röntgendatenakquisition auf der Basis mehrerer Typen von Röntgendatenakquisitionsansichtsanzahlen pro Umdrehung durchführt.
2. Röntgen-CT-Vorrichtung (**100**) nach Anspruch 1, wobei die Röntgen-Datenakquisitionseinrichtung (**25**) eine Einrichtung enthält, die eine Röntgendatenakquisition bei mehreren Typen unterschiedlicher Röntgendatenakquisitionsansichtsanzahlen in Abhängigkeit von den Kanalpositionen durchführt.
3. Röntgen-CT-Vorrichtung (**100**) nach Anspruch 1, wobei die Röntgen-Datenakquisitionseinrichtung (**25**) eine Einrichtung enthält, die Röntgendaten mit kleiner Ansichtsanzahl in Kanälen, die in der Nähe des Drehmittelpunktes angeordnet sind, und mit großer Ansichtsanzahl in Kanälen in Positionen akquiriert, die von einer durch den Drehmittelpunkt führenden Röntgendetektorkanalposition entfernt angeordnet sind.
4. Röntgen-CT-Vorrichtung (**100**) nach Anspruch 1, wobei die Röntgen-Datenakquisitionseinrichtung (**25**) eine Einrichtung enthält, die eine Röntgendatenakquisition bei mehreren Typen unterschiedlicher Röntgendatenakquisitionsansichtsanzahlen in Abhängigkeit von Abständen von einer durch den Drehmittelpunkt führenden Kanalposition eines Röntgendetektors (**24**) zu den jeweiligen Kanalpositionen durchführt.
5. Röntgen-CT-Vorrichtung (**100**) nach Anspruch 1, wobei die Röntgen-Datenakquisitionseinrichtung (**25**) eine Einrichtung enthält, die eine Röntgendatenakquisition bei mehreren Typen von Ansichtsanzahlen auf der Basis von Röntgendatenakquisitionsansichtsanzahlen, die zu den Abständen von einer durch den Drehmittelpunkt führenden Röntgendetektorkanalposition zu den jeweiligen Kanalpositionen proportional sind, oder in etwa den Röntgendatenakquisitionsansichtsanzahlen durchführt.
6. Röntgen-CT-Vorrichtung (**100**) nach Anspruch 1, wobei die Röntgen-Datenakquisitionseinrichtung (**25**) eine Einrichtung enthält, die eine Röntgendatenakquisition bei für jeden Kanal unterschiedlichen Ansichtsanzahlen in Abhängigkeit von den Rekonstruktionsfunktionen durchführt.
7. Röntgen-CT-Vorrichtung (**100**) nach Anspruch 1, wobei die Röntgen-Datenakquisitionseinrichtung (**25**) eine Einrichtung enthält, die eine Röntgendatenakquisition bei für jeden Kanal unterschiedlichen Ansichtsanzahlen in Abhängigkeit von der Größe jedes Bildgebungssichtfeldes durchführt.
8. Röntgen-CT-Vorrichtung (**100**) nach Anspruch 1, wobei die Röntgen-Datenakquisitionseinrichtung (**25**) eine Einrichtung enthält, die eine Röntgendatenakquisition bei für jeden Kanal unterschiedlichen Ansichtsanzahlen in Abhängigkeit von den z-Richtungs-Koordinatenpositionen durchführt.
9. Röntgen-CT-Vorrichtung (**100**) nach Anspruch 1, wobei die Röntgen-Datenakquisitionseinrichtung (**25**) eine Einrichtung enthält, die Röntgendaten durch einen mehrreihigen Röntgendetektor (**24**) akquiriert.

10. Röntgen-CT-Vorrichtung (**100**) nach Anspruch 1, wobei die Röntgen-Datenakquisitionseinrichtung (**25**) eine Einrichtung enthält, die Röntgendaten mittels eines zweidimensionalen Röntgen-Flächendetektors akquiriert.

11. Röntgen-CT-Vorrichtung nach Anspruch 9, wobei die Röntgen-Datenakquisitionseinrichtung (**25**) eine Einrichtung enthält, die eine Datenakquisition bei für jeden Kanal unterschiedlichen Röntgendatenakquisitionsansichtszahlen unabhängig für jede Reihe durchführt.

Es folgen 19 Blatt Zeichnungen

Fig. 3

Flussdiagramm zur Veranschaulichung einer Bildrekonstruktion zur Korrektur der Anzahl von Ansichten

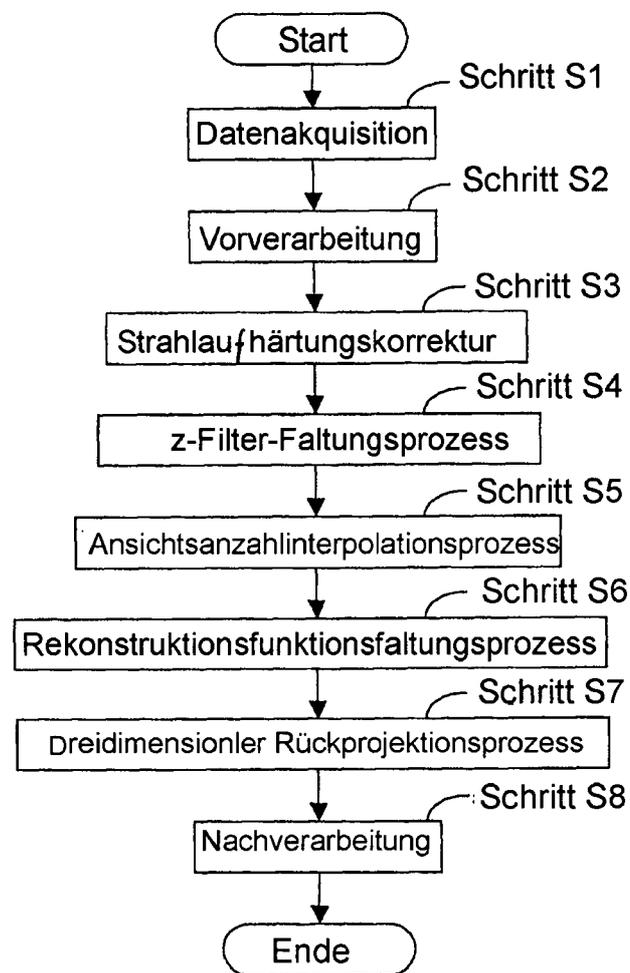


Fig. 4

Flussdiagramm zur Veranschaulichung einer Bildrekonstruktion zur Durchführung einer Rückprojektion an allen Projektionsdaten bei unterschiedlichen Ansichtsanzahlen

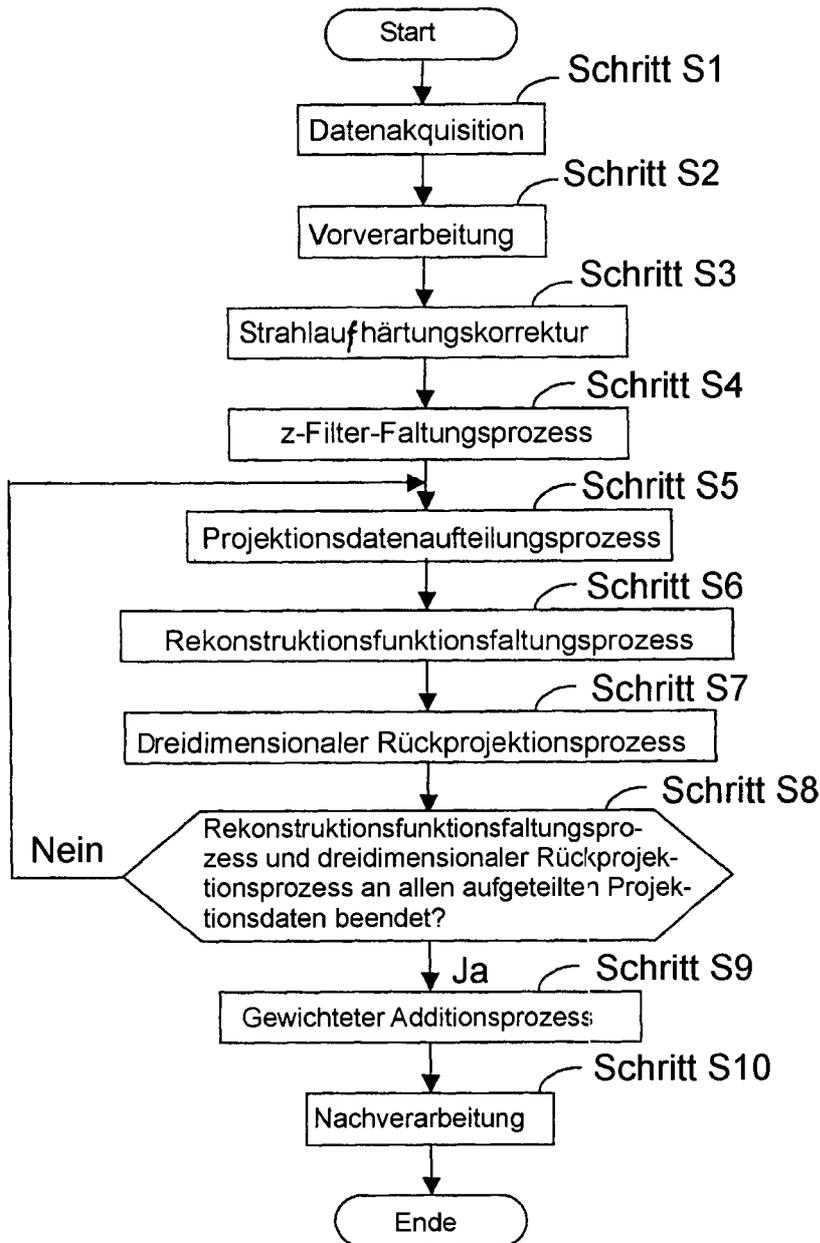


Fig. 5

Schritt S2

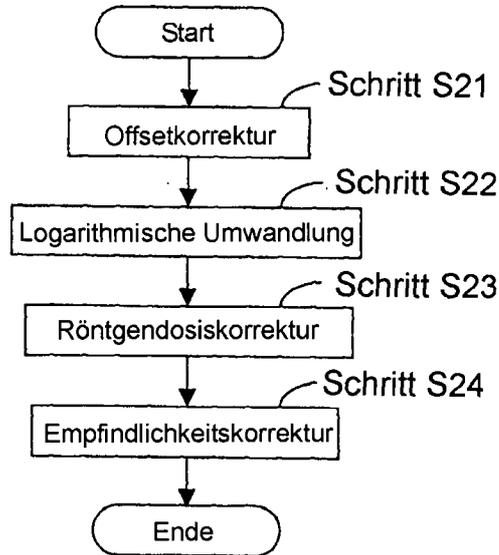


Fig. 6

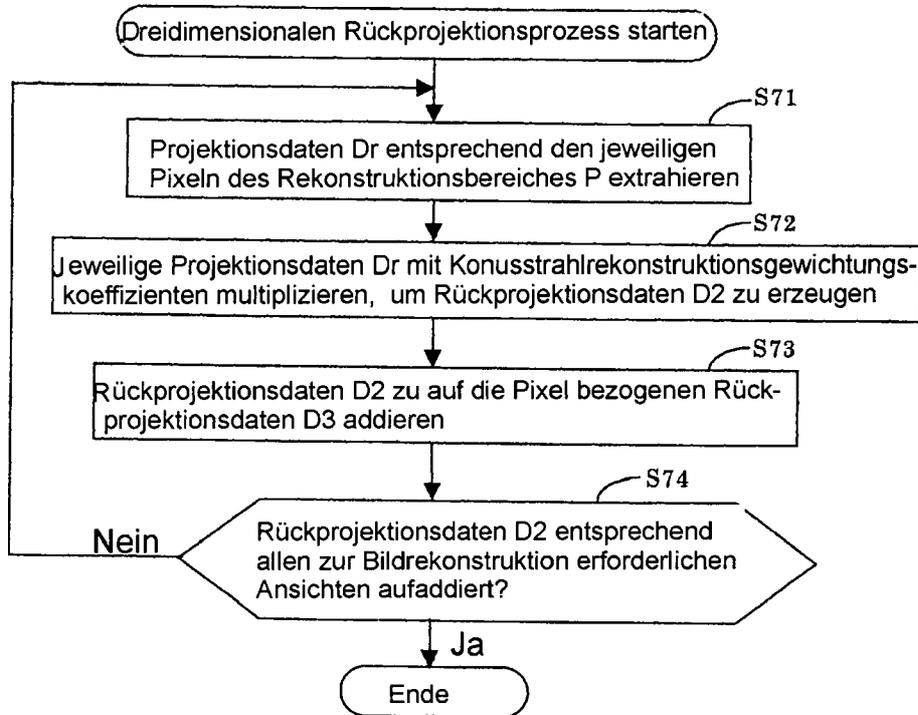


Fig. 7

Herkömmliches Röntgendatenakquisitionsverfahren

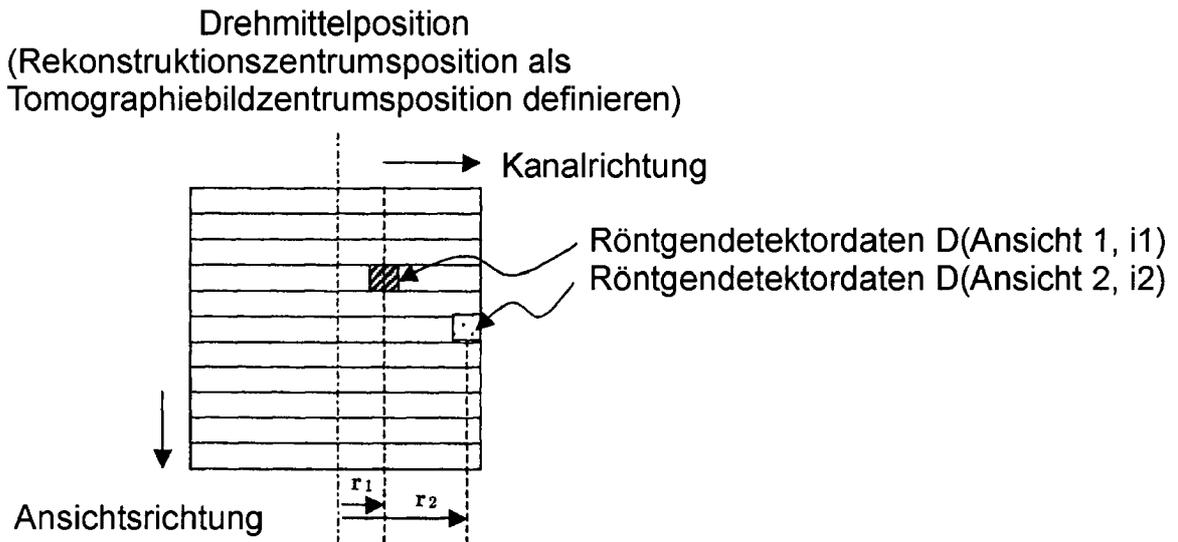


Fig. 8

Auflösung auf einer Kreislinie bei jedem Radius

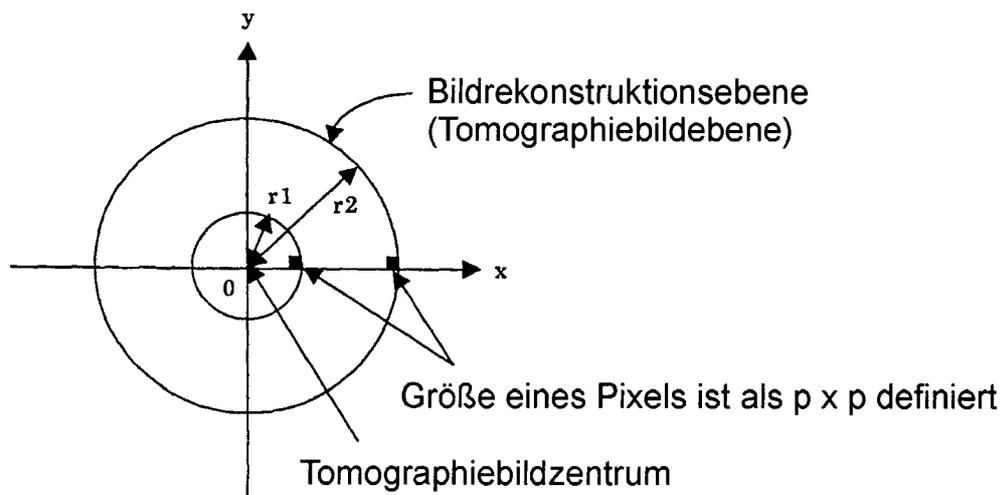


Fig. 9

Wenn Ansichtsanzahlen für jede Kanalposition verändert werden

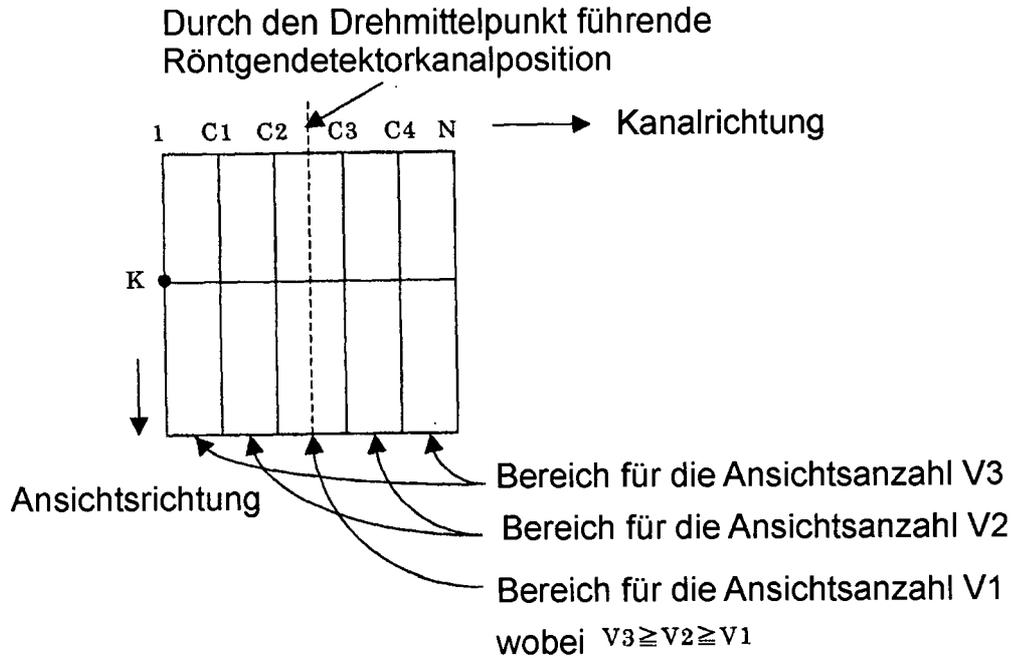


Fig. 10

Durch Neuabastung von Projektionsdaten für Ansichtsanzahlen, die sich für jede Kanalposition unterscheiden, erhaltene Projektionsdaten

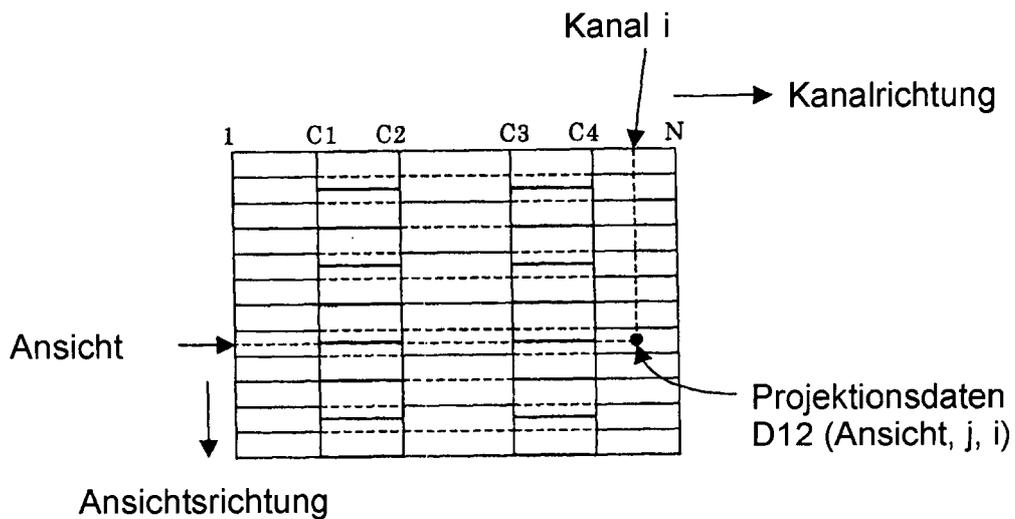


Fig. 11

Bildrekonstruktion aus aufgeteilten Projektionsdaten

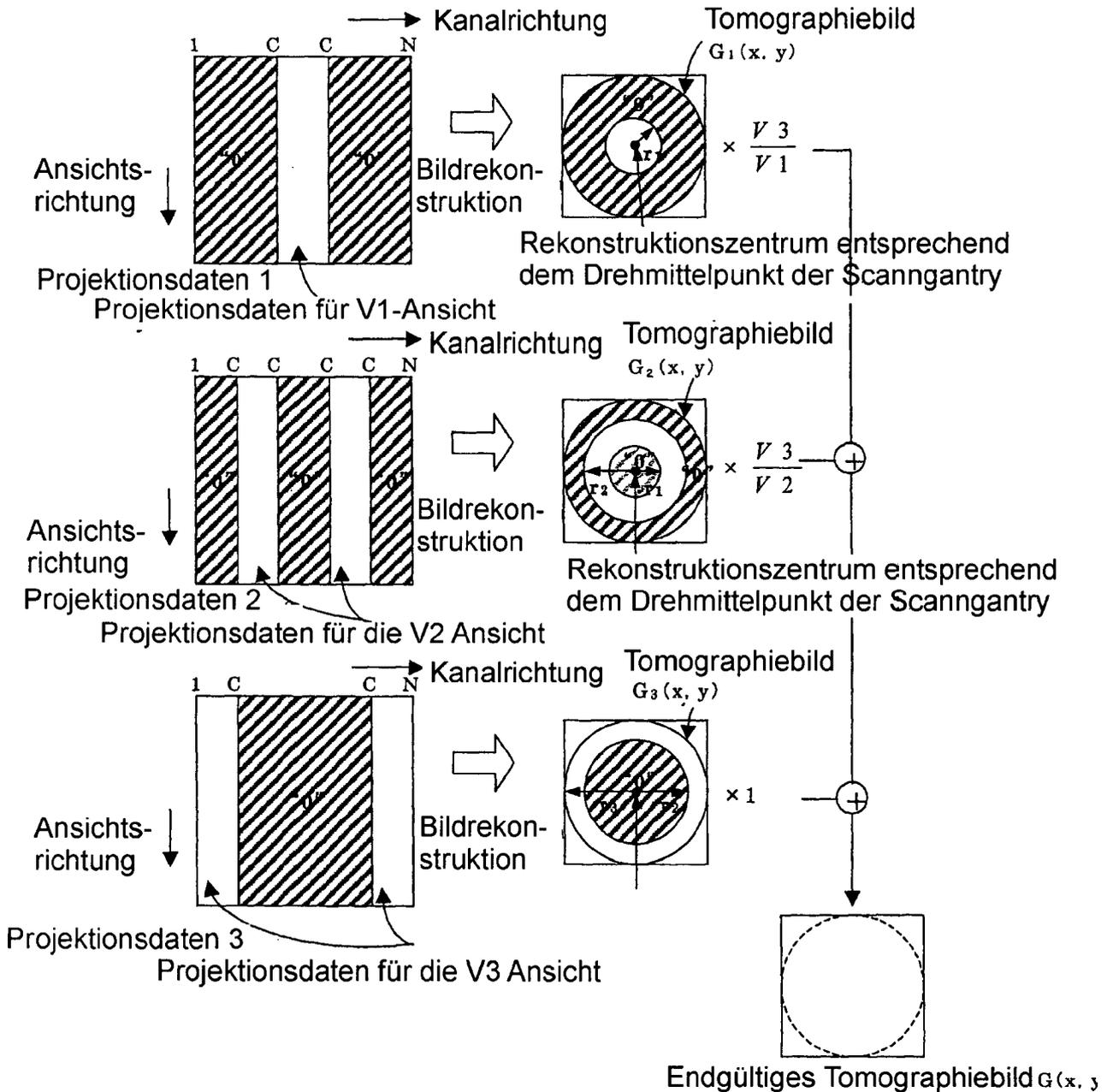


Fig. 12
Datenakquisition bei jeweiligen Ansichtszahlen und Datenakquisition aus entsprechenden Röntgendosiskorrekturkanälen

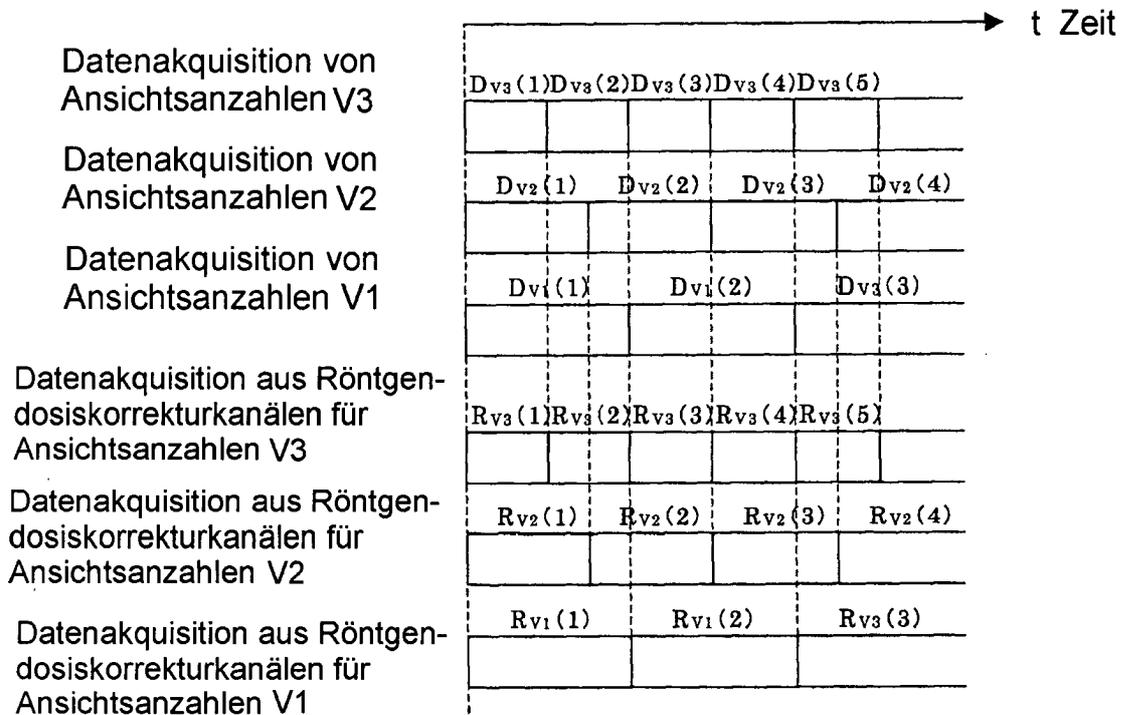


Fig. 13
Beispiel zur Veranschaulichung von Röntgendosiskorrekturkanälen für Ansichtszahlen bei einem Röntgendetektor

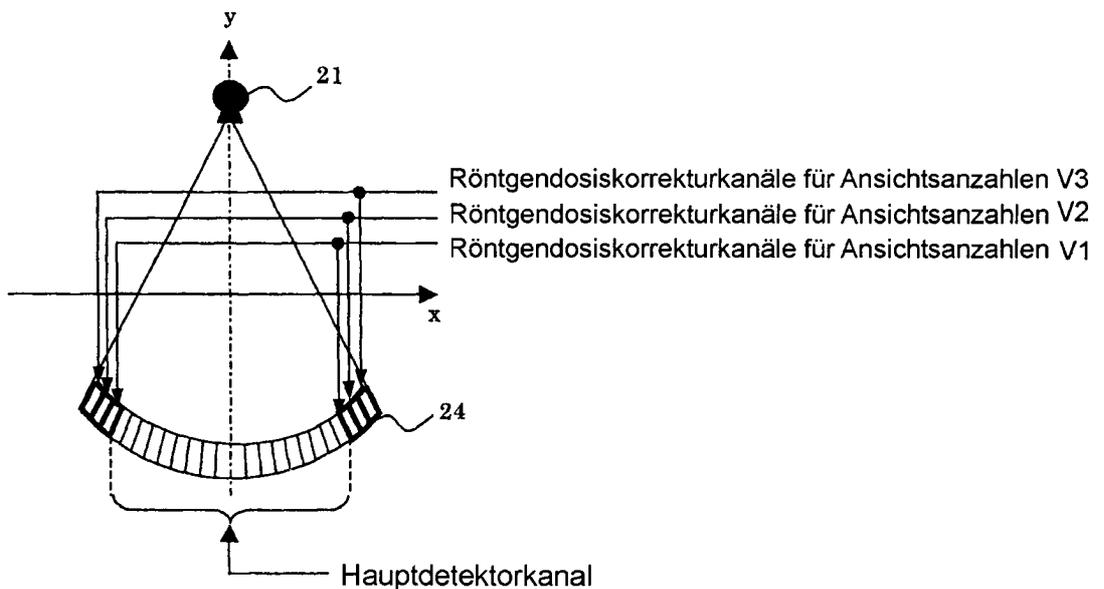


Fig. 14

Ausgehend von Röntgendosiskorrekturkanaldaten für Ansichtsanzahl V_{LCM} eingeteilte Röntgendosiskorrekturdaten der Ansichtsanzahlen V3, V2 und V1

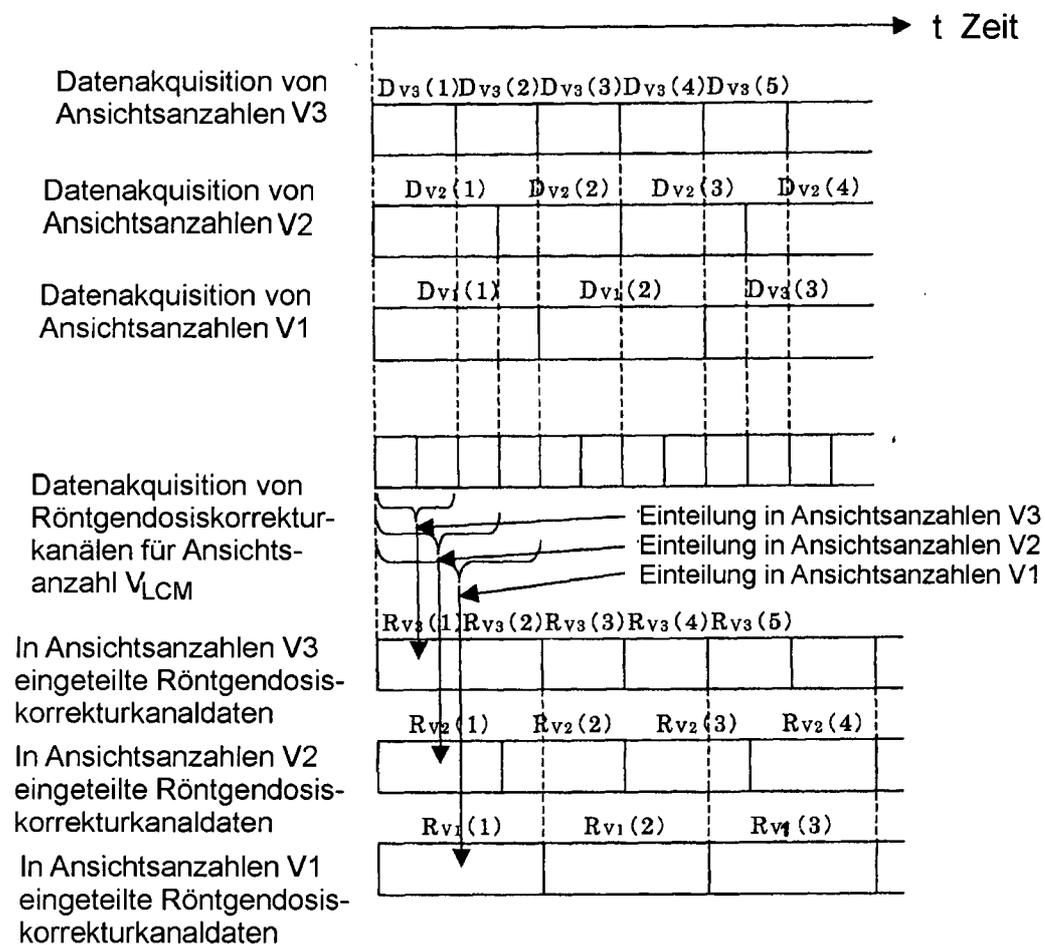


Fig. 15
 Beispiel zur Veranschaulichung von Röntgendosis-
 korrekturkanälen für die Ansichtsanzahl V_{LCM}

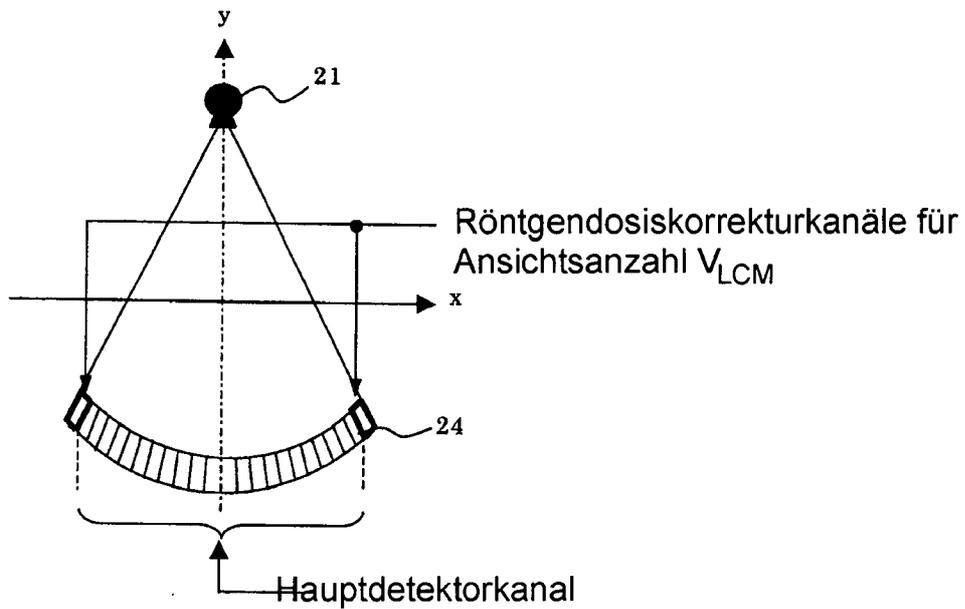


Fig. 16
 Maximales Bildgebungssichtfeld und bei der
 Röntgen-CT-Vorrichtung festgelegtes Bildgebungssichtfeld



Fig. 17

Für den maximalen Bildgebungssichtfeldbereich und den bei der Röntgen-CT-Vorrichtung festgelegten Bildgebungssichtfeldbereich erforderliche Bereiche des Röntgendetektors

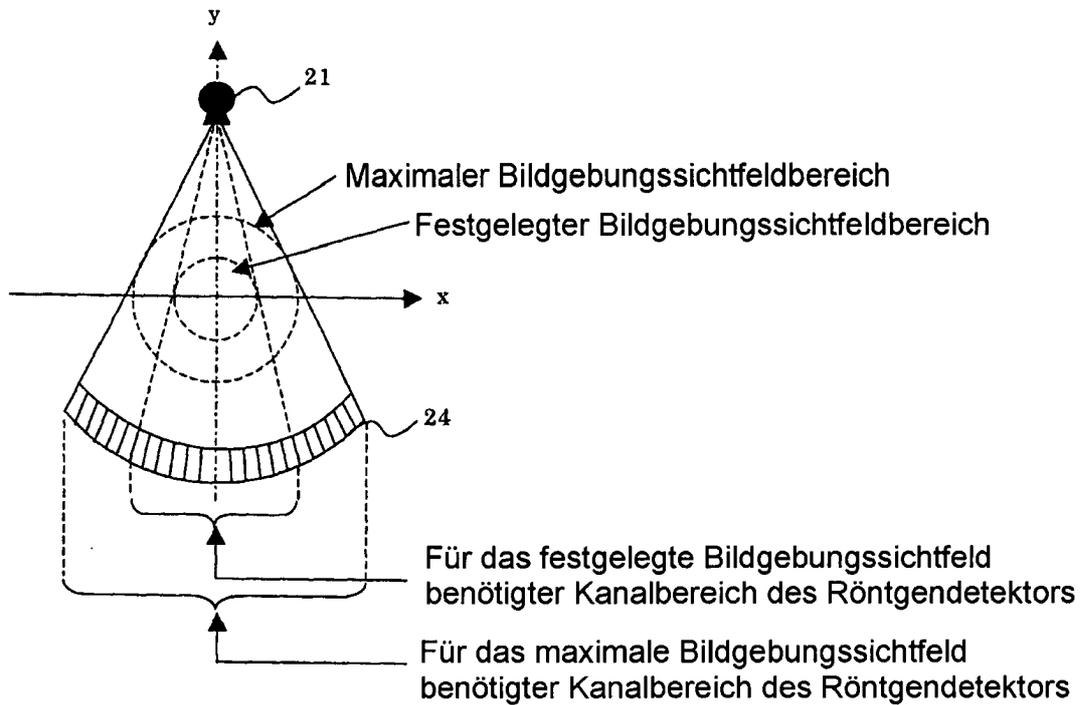


Fig. 18

Kein Objekt außerhalb des festgelegten Bildgebungssichtfeldes

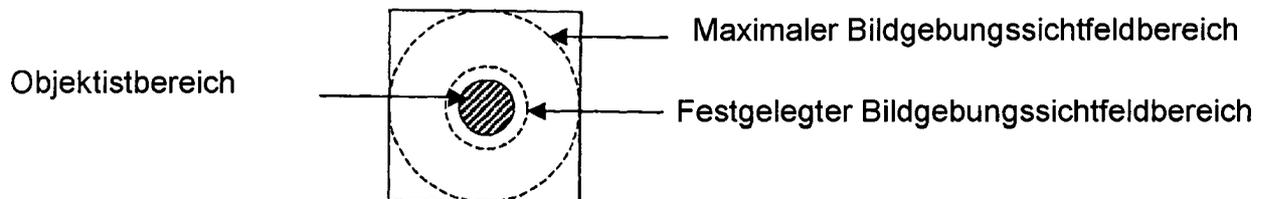


Fig. 19

Festlegung von Ansichtszahlen entsprechend dem festgelegten Bildgebungssichtfeldbereich

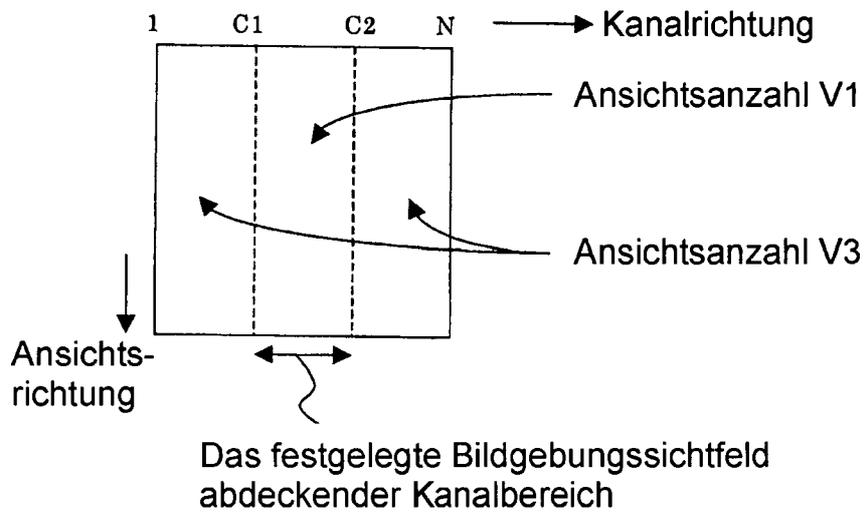


Fig. 20

Bildgebungssichtfeldbereiche auf den Herznahbereich festgelegt

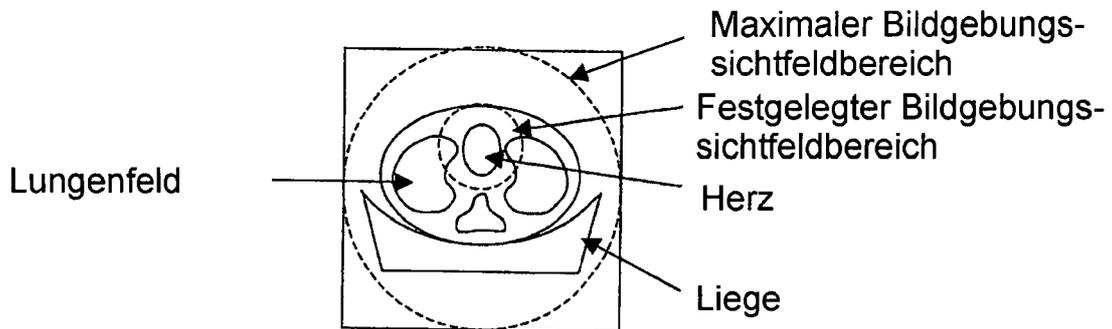


Fig. 21

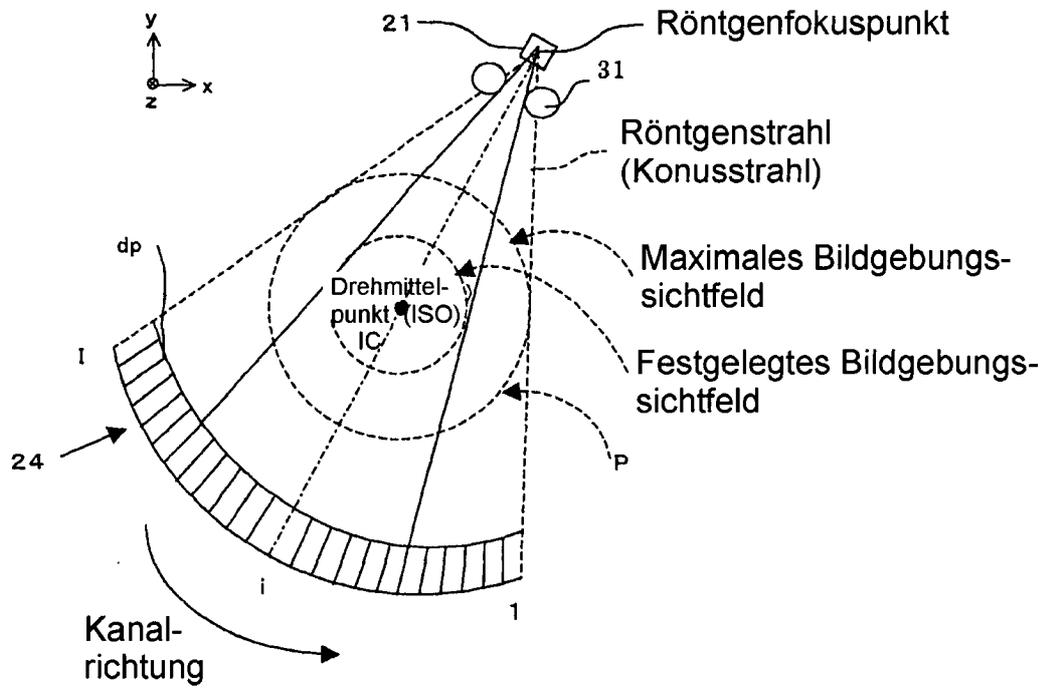


Fig. 22

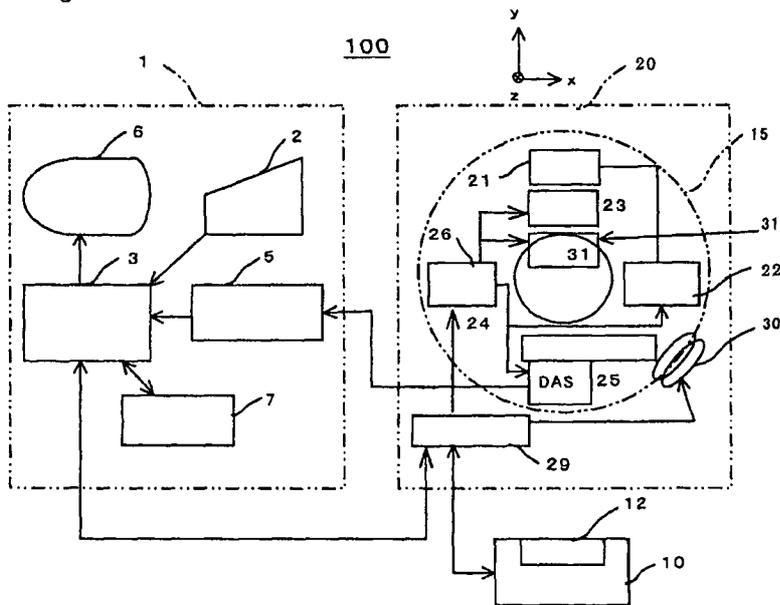


Fig. 23

Bildgebungssichtfeldbereiche unterscheiden sich entsprechend den z-Richtungspositionen

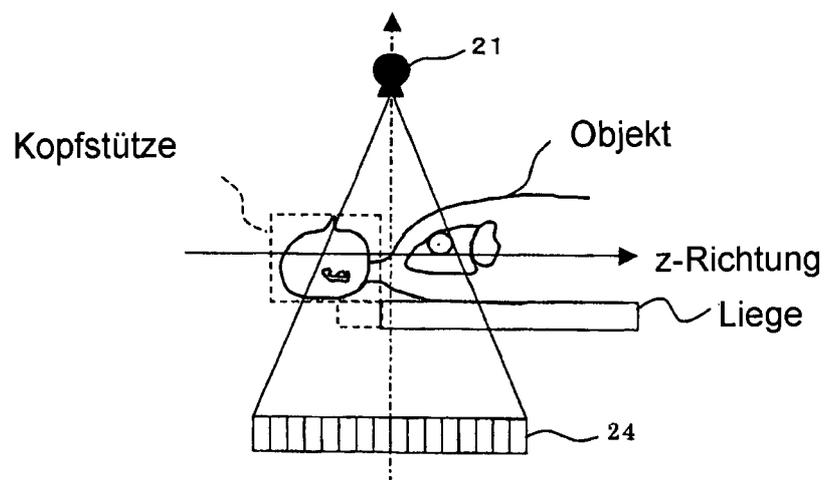


Fig. 24
 Optimierung von Ansichtsanzahlen für jeweilige
 Kanäle bei Projektionsdaten von jeweiligen Zeilen
 eines mehrreihigen Röntgendetektors

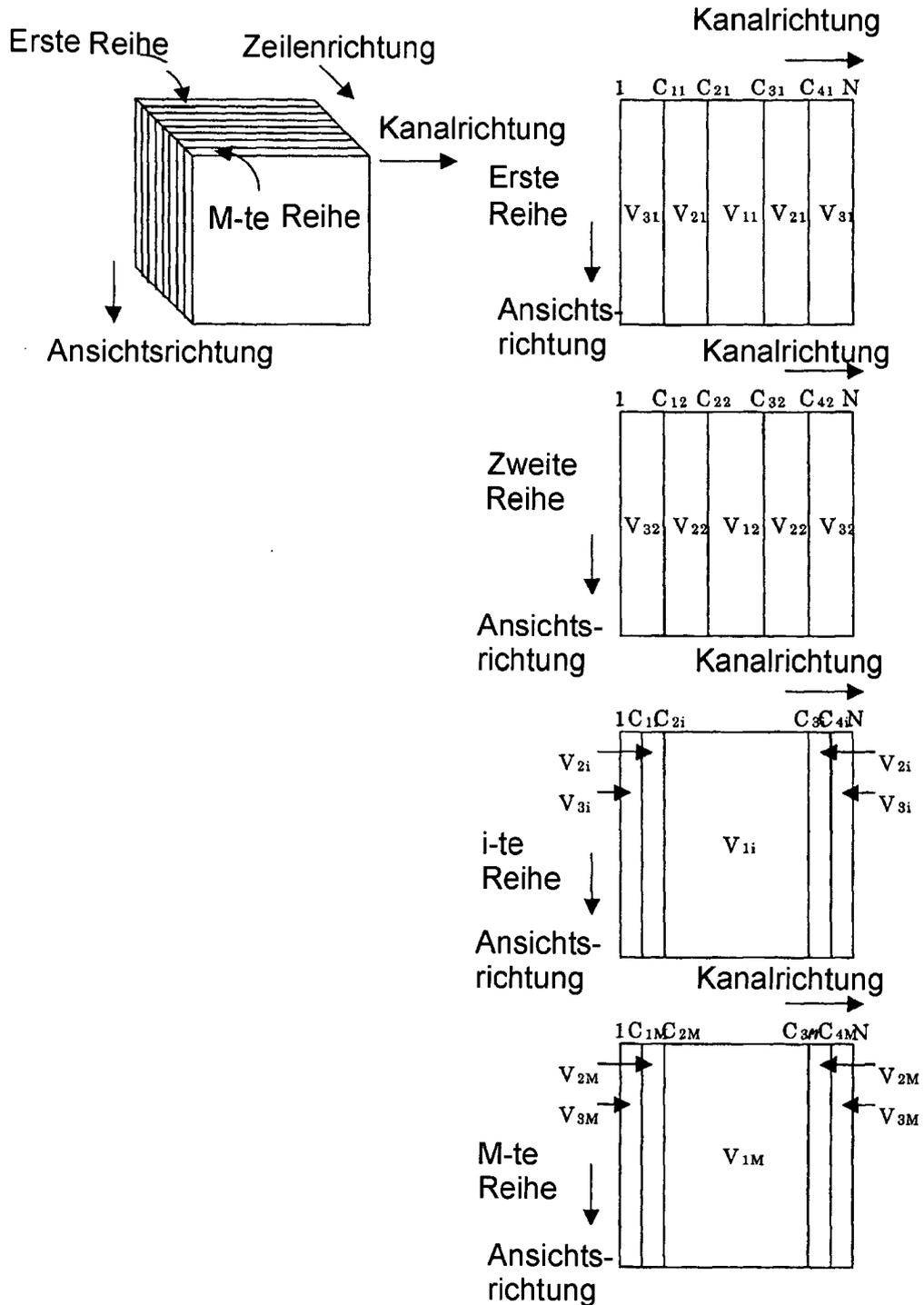


Fig. 25

Optimierung von Ansichtszahlen für jeweilige Kanäle bei Projektionsdaten jeweiliger Reihen eines mehrreihigen Röntgendetektors und Ablauf für entsprechende Bildgebung

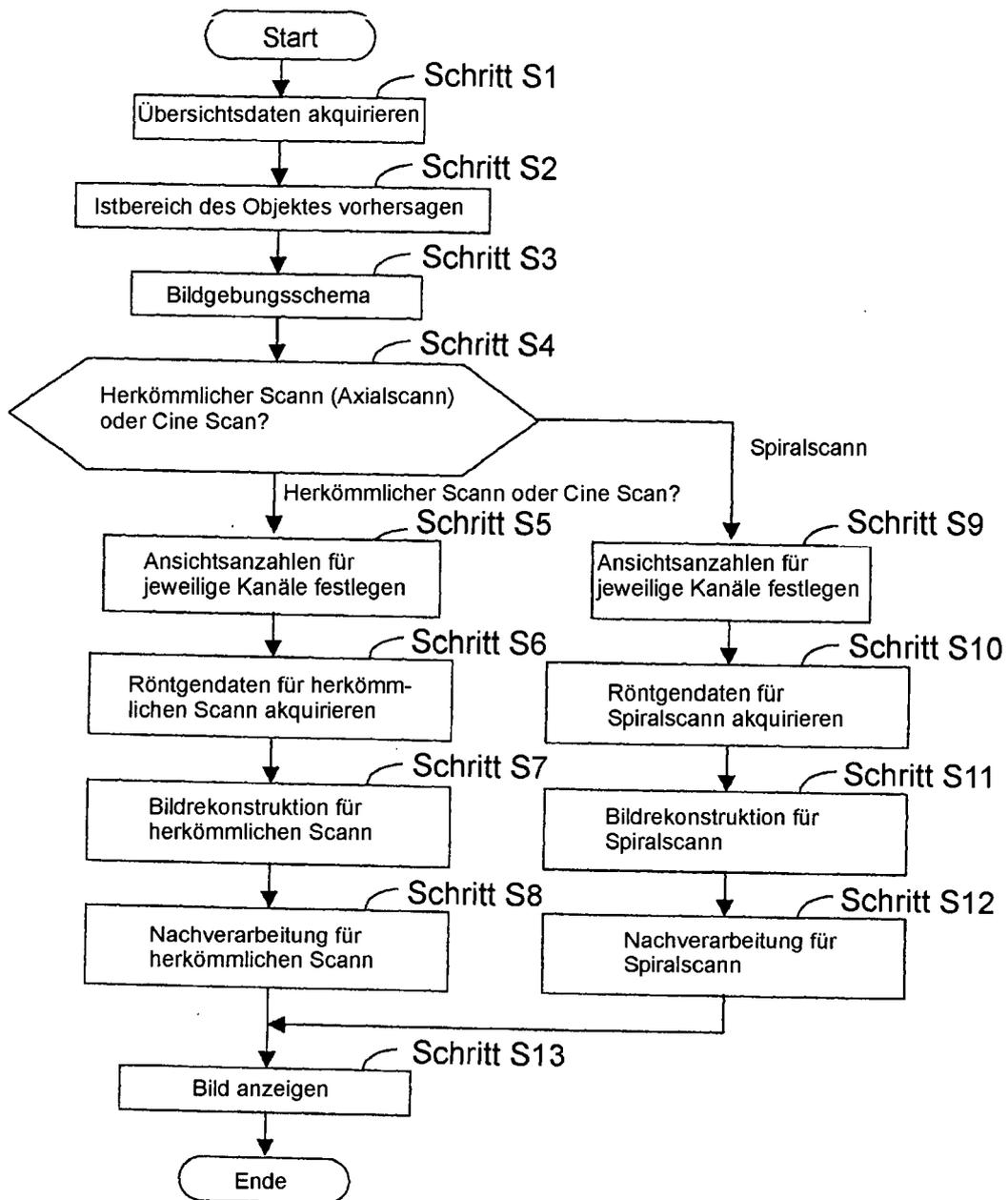
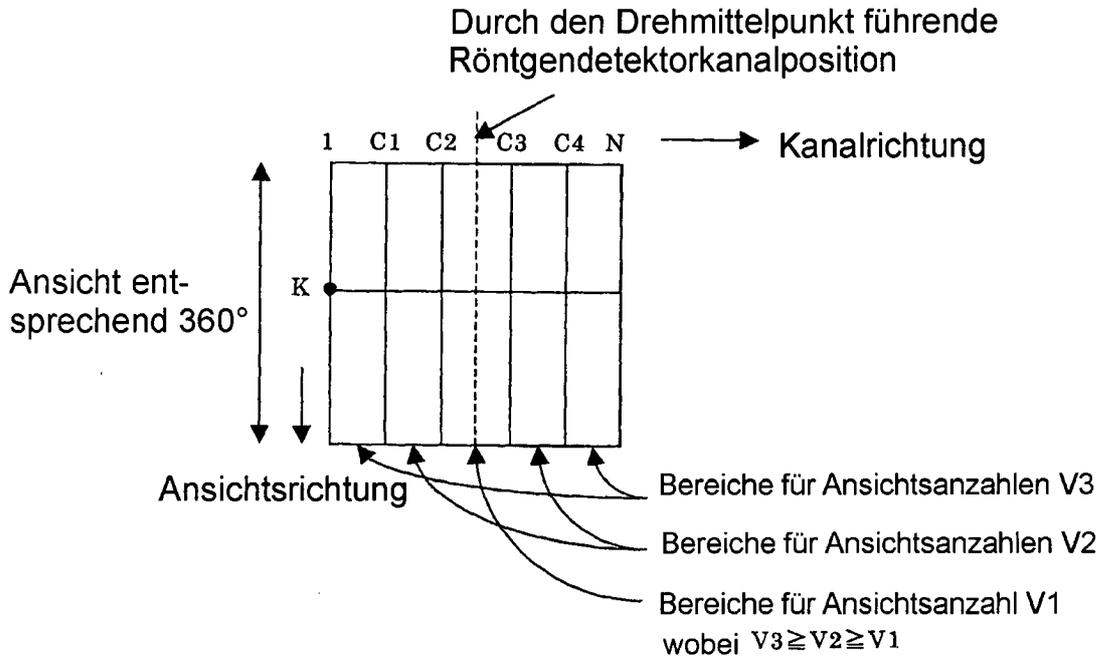
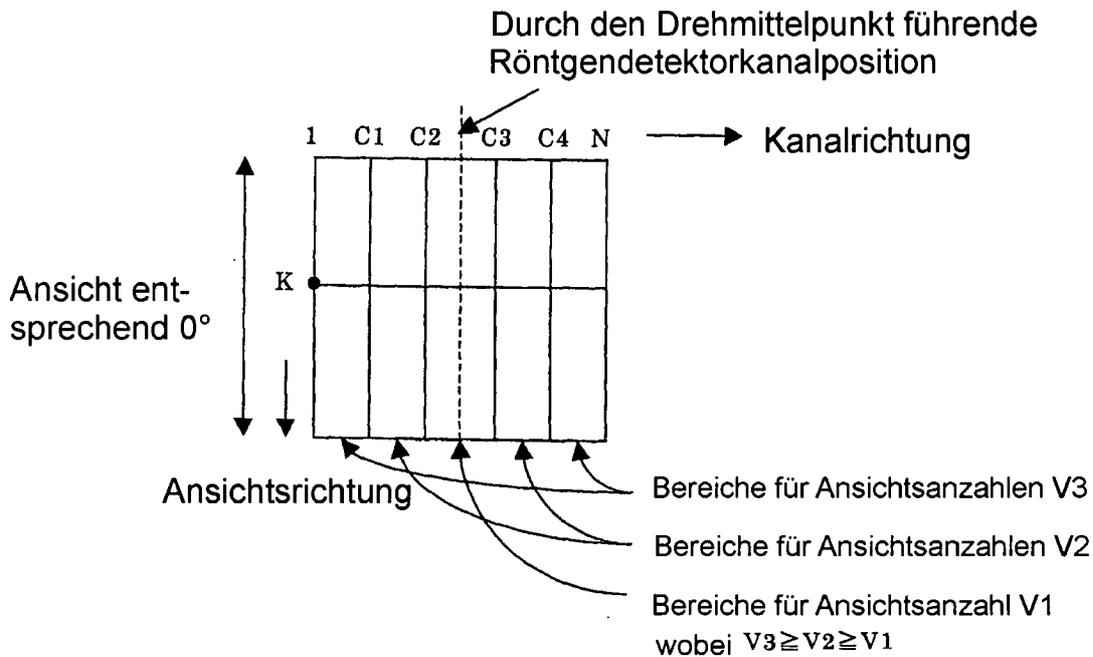


Fig. 26

Optimierung von Ansichtsanzahlen für jeweilige Kanäle beim herkömmlichen Scann (Axialscann) oder Cine Scan und Spiralscann



wenn ein herkömmlicher Scann (Axialscann) oder ein Cine Scann durchgeführt wird



wenn ein Spiralscann durchgeführt wird

Fig. 27
Durchführung eines Spiralscans

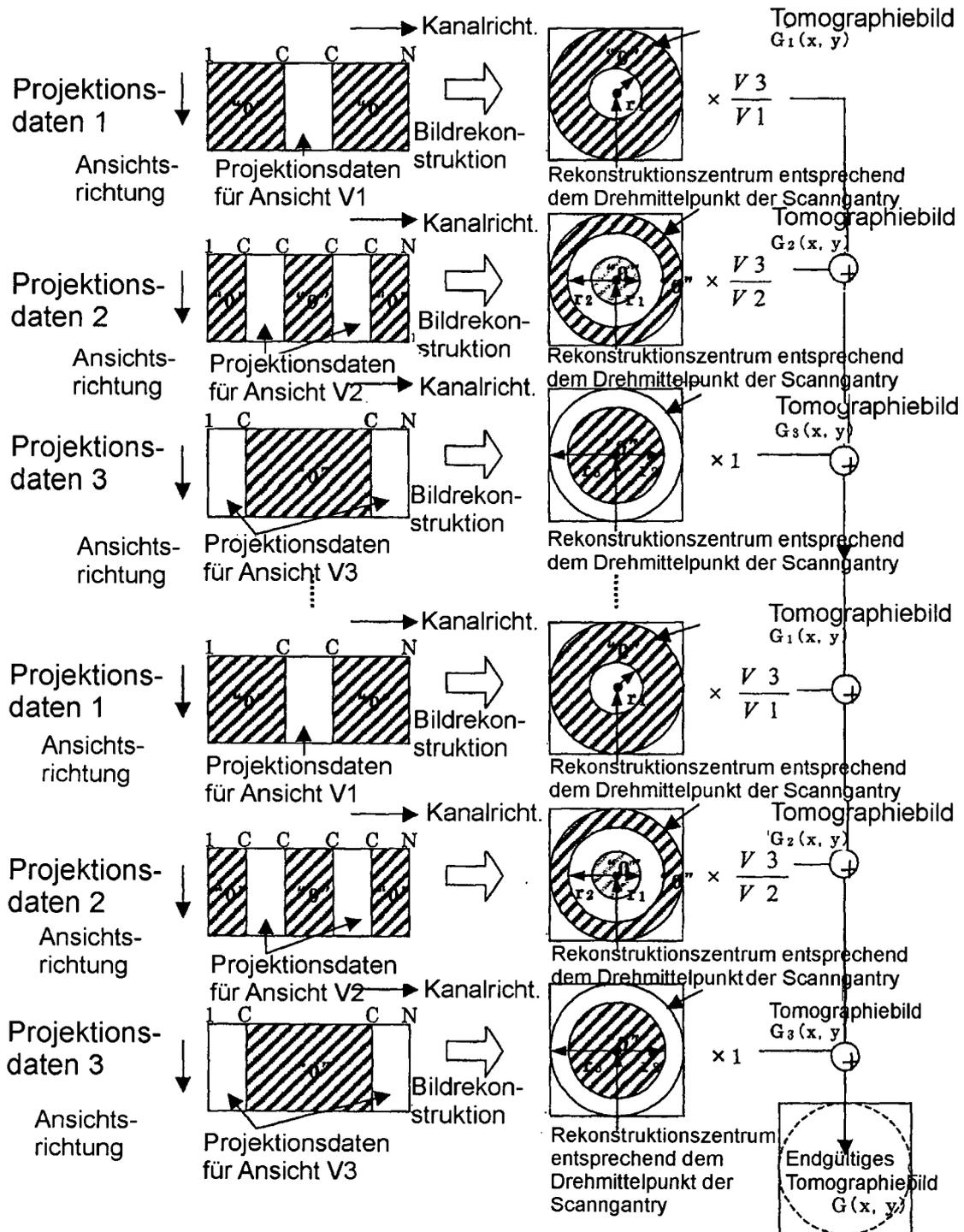


Fig. 28

Datenumwandlung für die CT-Wert-Konvertierung

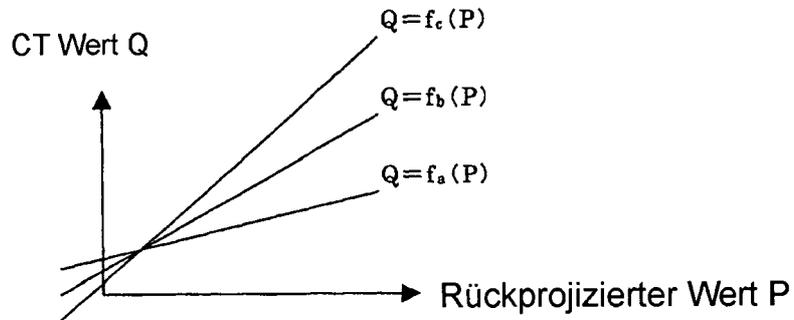
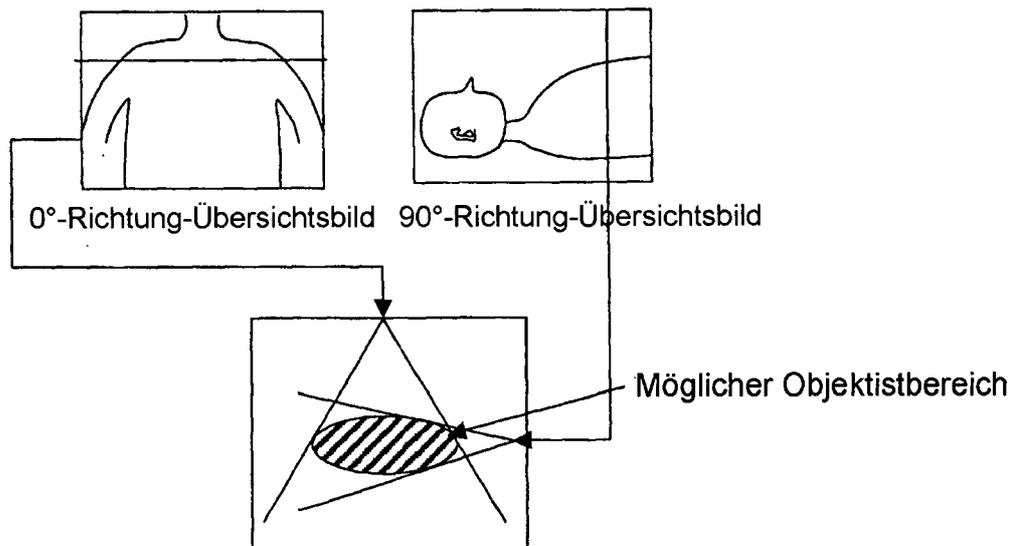
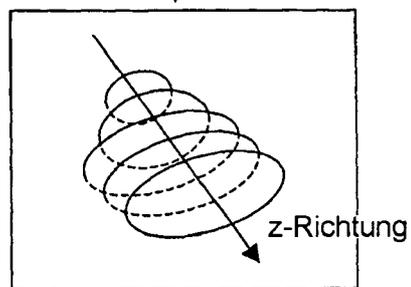


Fig. 29

Objektbereich in der z-Richtung



Objektbereich bei jeder z-Richtungsposition vorhersagen



Objektbereich in der z-Richtung