



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 600 24 907 T2** 2006.08.24

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 1 038 500 B1**

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

(21) Deutsches Aktenzeichen: **600 24 907.7**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **00 302 113.6**

(96) Europäischer Anmeldetag: **15.03.2000**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **27.09.2000**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **21.12.2005**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **24.08.2006**

(30) Unionspriorität:

272708 19.03.1999 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, NL

(73) Patentinhaber:

General Electric Co., Schenectady, N.Y., US

(72) Erfinder:

Hsieh, Jiang, Brookfield, Wisconsin 53045, US

(74) Vertreter:

Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Vorrichtung zur Kompensation von Artefakten mittels veränderlicher Winkelabtastung**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

[0001] Diese Erfindung betrifft allgemein ein Bildgebungssystem und insbesondere die Kompensation von Artefakten mittels veränderlicher Winkelabtastung zur Erzeugung volumetrischer Bilder eines Objektes.

[0002] In wenigstens einer bekannten Konfiguration eines Bildgebungssystems projiziert eine Röntgenquelle einen fächerförmigen Strahl, der kollimiert wird, um in einer X-Y-Ebene eines kartesischen Koordinatensystems zu liegen, die allgemein als die „Abbildungsebene“ bezeichnet wird. Der Röntgenstrahl durchdringt das Objekt, das abgebildet wird, beispielsweise einen Patienten. Der Strahl trifft, nachdem er durch das Objekt abgeschwächt worden ist, auf ein Array von Strahlungsdetektoren auf. Die Intensität der abgeschwächten Strahlung, die an dem Detektorarray empfangen wird, hängt von der Abschwächung des Röntgenstrahls durch das Objekt ab. Jedes Detektorelement des Arrays erzeugt ein gesondertes elektrisches Signal, das einen Messwert der Strahlabschwächung an der Detektorstelle darstellt.

[0003] In wenigstens einer bekannten Type eines Bildgebungssystems, die gewöhnlich als ein Computertomographie(CT)-System bekannt ist, wird eine Gruppe von Röntgenabschwächungsmesswerten, d. h. Projektionsdaten, von dem Detektorarray als eine „Ansicht“ bezeichnet. Ein „Scann“ des Objektes umfasst einen Satz von Ansichten, die unter verschiedenen Projektionswinkeln oder Ansichtswinkeln während wenigstens einer Umdrehung der Röntgenquelle und des Detektors aufgenommen werden. In einem axialen Scann werden die Projektionsdaten verarbeitet, um ein Bild zu erzeugen, das einer zweidimensionalen Schicht (Slice) entspricht, die durch das Objekt hindurch aufgenommen worden ist. Gewöhnlich repräsentiert jede Schicht einen Umfang des Patienten von weniger als ungefähr 2 cm in der Patienten- oder z-Achse und wird aus Daten erzeugt, die während einer Drehung der Gantry aus 984 Ansichten gewonnen werden. Ein Verfahren zur Rekonstruktion eines Bildes aus einem Satz Projektionsdaten wird in der Technik als die gefilterte Rückprojektionsmethode bezeichnet. Dieser Prozess wandelt die Abschwächungsmesswerte aus einem Scann in ganze Zahlen, die als „CT-Zahlen“ oder „Hounsfield-Einheiten“ bezeichnet und dazu verwendet werden, die Helligkeit eines entsprechenden Pixels auf einer Bildschirmanzeige zu steuern.

[0004] Wenigstens ein bekanntes CT-System gewinnt Daten unter Verwendung einer großen flachen (Flat Panel) digitalen Röntgenvorrichtung oder eines Detektors, die bzw. der mehrere in Zeilen und Spalten angeordnete Pixel aufweist. Jedoch leiden derartige flache Detektoren an langsamen Auslesezeiten,

wodurch die zur Erzeugung des Bildes erforderliche Zeit vergrößert wird. Bei wenigstens einem bekannten CT-System ist der Flat-Panel-Detektor in der Lage, lediglich 33 Ansichten pro Sekunde zu erfassen. Bei Verwendung einer Scandauer von 10 Sekunden werden lediglich 330 Ansichten gewonnen, was im Vergleich zu anderen bekannten Bildgebungssystemen zu einer wesentlichen Verringerung der Anzahl von pro Umdrehung der Gantry gewonnen Ansichten führt. Wie in der Technik bekannt, verursacht eine derartige Ansichtsunterabtastung Aliasingartefakte. Die Aliasingartefakte sind in den oberen Randbereichen des Patienten am stärksten, weil sie größtenteils durch die scharfen Strukturen der hochdichten Elemente, wie beispielsweise eine Wirbelsäule, verursacht werden. In Folge der Ausrichtung der Wirbelsäule ist das schlimmste Nachziehartefakt parallel zu der y-Achse des Patienten ausgerichtet, was anzeigt, dass die schwerwiegendste Unterabtastung auftritt, wenn die Röntgenquelle mit der Patienten-y-Achse im Wesentlichen ausgerichtet ist.

[0005] Es ist wünschenswert, ein Bildgebungssystem zu schaffen, das ein volumetrisches Bild eines vollständigen Objektes in einem Patienten unter Verwendung von Daten erzeugt, die aus einer einzelnen Umdrehung der Gantry gewonnen werden. Es wäre ferner erwünscht, ein derartiges System zu schaffen, das die Ansichtsgewinnungsrate in Abhängigkeit von dem Projektionswinkel derart ändert, dass Aliasingartefakte verringert sind und der Scann in einer angemessenen Zeitdauer zu Ende geführt wird.

[0006] Die Druckschrift EP-A-0 119 664 offenbart ein Tomographiedatenakquisitionssystem, das einen Röntgendetektor und eine rotierende Röntgenquelle aufweist, wobei das System konfiguriert ist, die Röntgenquelle zu drehen und mehrere Abtastwerte von Projektionsdaten zu gewinnen.

[0007] Diese und weitere Aufgaben werden durch ein digitales Bildgebungssystem gelöst, das in einer Ausführungsform einen Winkelabstand zwischen Abtastwerten von Projektionsdaten derart verändert, dass Bildaliasingartefakte reduziert werden. Insbesondere und in einer Ausführungsform enthält das Bildgebungssystem eine drehbare Gantry mit einer Röntgenquelle, die einen Röntgenstrahl in Richtung auf ein digitales Detektorarray projiziert. Das Detektorarray ist in einer panelartigen Konfiguration gefertigt, die mehrere in Zeilen und Spalten angeordnete Pixel aufweist. Das digitale Detektorarray ist derart konfiguriert, dass ein volumetrisches Bild für ein gesamtes Objekt in einem Patienten durch Drehung der Gantry bis zu einer vollständigen Umdrehung erzeugt wird.

[0008] Im Betrieb werden vor der Durchführung eines Scanns an einem Patienten wenigstens zwei Projektionswinkelregionen oder -bereiche in Bezug

auf das Objekt identifiziert. Wenn die Gantry über mehrere Projektionswinkel hinweg gedreht wird, wird der Winkelabstand oder die Winkелеinteilung, bei dem bzw. der die Projektionsdaten von jedem Bereich gesammelt werden, verändert. Insbesondere wird eine Ansichtsabtastrate für jeden Bereich derart verändert, dass die zur vollständigen Ausführung des Scans erforderliche Zeitdauer minimiert wird und Aliasingartefakte reduziert werden. Alternativ wird die Drehgeschwindigkeit der Röntgenquelle in Bereichen, die scharfe Strukturen von Objekten hoher Dichte enthalten, verringert, so dass die Ansichtsabtastrate erhöht wird, um Aliasingartefakte zu reduzieren. Für diejenigen Bereiche, die keine derartigen scharfen Strukturen enthalten, wird die Drehgeschwindigkeit der Gantry erhöht, so dass die Ansichtsabtastrate verringert ist.

[0009] Nach der Gewinnung der Daten unter Verwendung der unterschiedlichen Ansichtsabstraten werden die Projektionsdaten, die die gesammelten Ansichten repräsentieren, interpoliert, um eine zusätzliche Anzahl von Ansichten zu erzeugen. Die Ansichten werden anschließend mit bekannten Rekonstruktionsalgorithmen rekonstruiert, um das volumetrische Bild zu erzeugen.

[0010] Das vorstehend beschriebene System erzeugt ein volumetrisches Tomographiebild eines vollständigen Objektes in einem Patienten unter Verwendung von Daten, die bei einer einzigen Umdrehung der Gantry gewonnen werden. Zusätzlich werden Aliasingartefakte durch Veränderung der Ansichtsabtastrate in Abhängigkeit von dem Projektionswinkel reduziert. Durch Erfassung von Ansichten mit hoher Rate in bestimmten Bereichen und von Ansichten mit einer niedrigeren Rate in anderen Bereichen werden insbesondere die Scannzeit reduziert und Aliasingartefakte verringert.

[0011] Ausführungsformen der Erfindung sind nachstehend zu Beispielszwecken mit Bezug auf die beigefügten Zeichnungen beschrieben, in denen zeigen:

[0012] [Fig. 1](#) eine bildliche Darstellung eines CT-Bildgebungssystems.

[0013] [Fig. 2](#) ein schematisiertes Blockschaltbild des in [Fig. 1](#) veranschaulichten Systems.

[0014] [Fig. 3](#) eine schematisierte Darstellung der Gantry des in [Fig. 1](#) veranschaulichten Systems.

[0015] Bezugnehmend auf [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) ist ein Computertomographie(CT)-Bildgebungssystem **10** veranschaulicht, wie es eine drehbare Gantry **12** enthält, die einen CT-Scanner der „dritten Generation“ repräsentiert. In einer Ausführungsform ist eine Röntgenquelle **14** mit der Gantry **12** gekoppelt und projiziert ein Röntgenstrahlbündel **16** in Richtung auf ein

digitales Detektorarray **18** auf der gegenüberliegenden Seite der Gantry **12**. In einer Ausführungsform ist das Detektorarray **18** in einer Panelkonfiguration gefertigt, die mehrere (nicht veranschaulichte) Pixel aufweist, die in Reihen und Spalten angeordnet sind. Jedes Pixel enthält einen Fotosensor, beispielsweise eine Fotodiode, die über einen Schalttransistor mit zwei gesonderten Adressleitungen, einer Scannleitung und einer Datenleitung verbunden ist. Die Strahlung fällt in ein (nicht veranschaulichtetes) Szintillatormaterial ein, und die Pixel-Fotosensoren messen mittels einer Änderung der über der Fotodiode anfallenden Ladung die durch eine Röntgestrahlwechselwirkung mit dem Szintillator erzeugte Lichtmenge. Als Ergebnis hiervon erzeugt jedes Pixel ein digitales elektrisches Signal, das die Intensität eines nach Abschwächung durch einen Patienten **22** auftreffenden Röntgenstrahls **16** kennzeichnet. Das Detektorarray **18** ist derart bemessen, dass ein volumetrisches Bild für das gesamte Objekt oder Organ in dem Patienten **22**, zum Beispiel ein (nicht veranschaulichtetes) Herz, erzeugt wird. In vielfältigen Ausführungsformen weist das Detektorarray **18** eine Breite (in der x-Achse) von ungefähr 40 cm bei einer Höhe (in der z-Achse) von 20 bis 40 cm auf und ist dazu konfiguriert, Projektionsdaten mit einer Rate von bis zu **40** Frames pro Sekunde zu erzeugen. Natürlich kann die Größe des Detektorarrays **18** in anderen Ausführungsformen im Hinblick auf die speziellen Systemanforderungen verändert werden.

[0016] Eine Drehung der Gantry **12** und der Betrieb der Röntgenquelle **14** sind durch eine Steuerungseinrichtung **26** des CT-Systems **10** gesteuert. Die Steuerungseinrichtung **26** enthält eine Röntgenstrahlsteuerung **28**, die Leistungs- und Zeitsteuerungssignale an die Röntgenquelle **14** liefert, und eine Gantrymotorsteuerung **30**, die die Drehzahl und Position der Gantry **12** steuert. Ein Datenakquisitionssystem (DAS) **32** in der Steuerungseinrichtung **26** tastet analoge Daten von den Detektorelementen **20** ab und wandelt die Daten für eine nachfolgende Verarbeitung in digitale Signale um. In einer Ausführungsform enthält das DAS **32** mehrere Kanäle und wird als Mehrkanal-DAS bezeichnet.

[0017] Eine Bildrekonstruktionseinrichtung **34** empfängt abgetastete digitale Röntgenprojektionsdaten von dem DAS **32** und führt eine Hochgeschwindigkeitsbildrekonstruktion durch. Das rekonstruierte Bild wird als ein Eingangssignal einem Computer **36** zugeführt, der das Bild in einer Massenspeichervorrichtung **38** speichert. Der Computer **36** empfängt ferner Befehle und Scannparameter von einem Bediener über eine Konsole **40**, die eine Tastatur aufweist. Eine zugehörige Bildröhrenanzeige **42** ermöglicht dem Bediener, das rekonstruierte Bild und weitere Daten von dem Computer **36** zu sichten. Die von dem Bediener gelieferten Befehle und Parameter werden durch den Computer **36** dazu verwendet, Steue-

runnungssignale und Informationen an das DAS **32**, die Röntgensteuerung **28** und den Gantrymotorcontroller **30** zu liefern. Zusätzlich betreibt der Computer **36** einen Tischmotorcontroller **44**, der einen motorangetriebenen Tisch **46** steuert, um den Patienten **22** in der Gantry **12** zu positionieren. Insbesondere bewegt der Tisch **46** Teile oder Abschnitte des Patienten **22** durch eine Gantryöffnung **48**, um den Patienten **22** ordnungsgemäß zu positionieren.

[0018] **Fig. 3** zeigt eine schematische Darstellung der Gantry **12**, der Röntgenquelle **14**, des Detektorarrays **18** und des Patienten **22**. Die Gantry **12** und die an dieser montierten Komponenten rotieren um einen Rotationsmittelpunkt **50**. Die Röntgenquelle **14** sendet ein Röntgenstrahlbündel **16** von einem Brennfleck **52** der Quelle **14** aus. Der Röntgenstrahl **16** wird durch einen (nicht veranschaulichten) vor dem Patienten angeordneten Kollimator kollimiert, und ein kollimierter Strahl **54** wird in Richtung auf das Detektorarray **18** entlang einer Fächerstrahlachse **56** projiziert, die in dem Strahl **16** zentriert angeordnet ist. Wie in **Fig. 3** veranschaulicht, befindet sich die Fächerstrahlachse **56** bei einem Projektionswinkel β in Bezug auf eine y-Achse des Patienten **22**. Während eines Scans des Patienten **22**, wenn die Gantry **12** gedreht wird, wird der Röntgenstrahl **16** von der Quelle **14** ausgesandt, während Projektionsdaten durch das Detektorarray **18** unter mehreren Projektionswinkeln β erfasst werden. In einer Ausführungsform werden die Projektionsdaten dazu verwendet, durch Drehung der Gantry **12** bis zu einer vollständigen Umdrehung ein Bild des Objektes zu erzeugen, d. h. es werden Projektionsdaten für Werte von β von 0 Grad bis zu 360 Grad erfasst. In anderen Ausführungsformen werden die Projektionsdaten während mehrerer Umdrehungen der Gantry **12** gesammelt. Wie in der Technik bekannt, werden die Projektionsdaten beispielsweise während eines spiralförmigen Scannvorgangs oder eines CINE-CT-Scans erfasst.

[0019] Die Architektur des vorstehend beschriebenen Systems **10** bietet viele wichtige Vorteile, zu denen gehört, dass das System **10** derart konfiguriert werden kann, dass ein volumetrisches Bild eines gesamten (nicht veranschaulichten) Objektes in dem Patienten **22** durch Erfassung einer begrenzten Anzahl von Abtastwerten oder Ansichten von Projektionsdaten erzeugt wird. Durch Veränderung eines Winkelabstands zwischen den Abtastwerten als Funktion des Projektionswinkels bzw. in Abhängigkeit von dem Projektionswinkel reduziert das System **10** die Scannzeit auf ein Minimum, während durch die begrenzte Reaktionszeit des Detektorarrays **18** herbeigeführte Aliasingartefakte verringert werden.

[0020] Genauer gesagt wird, wenn die Gantry **12** über eine Reihe von Projektionswinkeln hinweg gedreht wird, ein Winkelabstand verändert, indem die Größe der Änderung des Projektionswinkels $\Delta\beta$ zwi-

schen jeder Ansicht verändert wird. Insbesondere und in einer Ausführungsform wird der Winkelabstand bei der Erfassung der Projektionsdatenabtastwerte zwischen jedem Abtastwert dadurch verändert, dass eine Drehzahl der Gantry **12** unter Verwendung des Gantrymotorcontrollers **30** verändert oder angepasst wird. Wenn die Gantry **12** rotiert, verändert die Steuerungseinrichtung **26** des Systems **10** die dem Gantrymotorcontroller **30** zugeführten Signale in der Weise, dass die Drehzahl der Gantry **12** in Abhängigkeit von dem Projektionswinkel verändert wird. Unter Verwendung einer konstanten DAS-Abtastfrequenz zur Messung der Signale, die durch das Detektorarray **18** bereitgestellt werden, wird durch die Änderung der Drehzahl der Gantry **12** das $\Delta\beta$ zwischen Ansichten verändert. Insbesondere wird durch Änderung der Drehzahl der Röntgenquelle **14** in Abhängigkeit von dem Projektionswinkel das $\Delta\beta$ zwischen Ansichten für einen ausgewählten oder identifizierten Bereich größer oder kleiner als das $\Delta\beta$ zwischen Ansichten anderer ausgewählter oder identifizierter Bereiche.

[0021] In einer Ausführungsform werden ein erster Projektionswinkelbereich oder eine erste Projektionswinkelregion und wenigstens ein zweiter Projektionswinkelbereich oder eine zweite Projektionswinkelregion identifiziert. Insbesondere und in einer Ausführungsform wird, wenn festgestellt wird, dass eine Achse einer scharfen Struktur eines hochdichten Elementes, beispielsweise einer Wirbelsäule, im Wesentlichen parallel zu der y-Achse des Patienten **22** liegt, anschließend ein Zentrum eines ersten Projektionswinkelbereichs derart identifiziert, dass es ungefähr entlang der Achse der scharfen Struktur, d. h. der y-Achse, ausgerichtet ist. In einer Ausführungsform entspricht das Zentrum des ersten Projektionswinkelbereiches, C_{FPAR} , 0 Grad, während ein Zentrum des zweiten Projektionswinkelbereiches, C_{SPAR} , ebenfalls entlang der Achse der scharfen Struktur ausgerichtet ist und 180 Grad entspricht, d. h. C_{SPAR} ist gleich $C_{\text{FPAR}} + 180$ Grad. Nach der Identifizierung des ersten und des zweiten Projektionswinkelbereiches wird anschließend ein dritter Projektionswinkelbereich als ein Bereich außerhalb des ersten Projektionswinkelbereiches und des zweiten Projektionswinkelbereiches identifiziert. In anderen Ausführungsformen kann eine beliebige Anzahl von Regionen oder Bereichen identifiziert und die Ansichtsabtastrate für jede Region oder jeden Bereich modifiziert werden.

[0022] Nach der Identifizierung der Bereiche in der oben beschriebenen Weise, also eines ersten und eines zweiten Projektionswinkelbereiches, die entlang der Achse der scharfen Struktur ausgerichtet sind, sowie eines dritten Bereiches, wird die Gantry **12** über eine Reihe von Projektionswinkeln hinweg gedreht. Insbesondere und in einer Ausführungsform wird bei einer Drehung der Gantry **12** innerhalb des ersten Projektionswinkelbereiches und des zweiten

Projektionswinkelbereiches eine erste Gantrydrehzahl verwendet, so dass eine ausgewählte Anzahl von Ansichten für jeden Bereich erfasst wird. Wenn die Gantry **12** sich weiter dreht und der Projektionswinkel nicht mehr in dem ersten oder zweiten Projektionswinkelbereich enthalten ist und in den dritten Projektionswinkelbereich eindringt, wird die Drehzahl der Gantry **12** in eine zweite Drehzahl geändert, wobei die zweite Drehzahl ungleich der ersten Drehzahl ist. In einer Ausführungsform mit drei Projektionswinkelbereichen wird die zweite Drehzahl für den dritten Bereich derart verändert, dass das $\Delta\beta$ zwischen jeder Ansicht vergrößert wird. Insbesondere verringert das System **10** Aliasingartefakte durch Vergrößerung der Ansichtsabtastrate, wenn β in dem ersten oder dem zweiten Projektionswinkelbereich liegt, und verringert die Ansichtsabtastrate auf eine zweite Ansichtsabtastrate für den dritten Projektionsbereich.

[0023] In einer anderen Ausführungsform wird die Drehzahl der Gantry **12** in Abhängigkeit von dem Projektionswinkel kontinuierlich verändert oder modifiziert. Beispielsweise und in einer Ausführungsform wird die Gantrydrehzahl als Funktion des Projektionswinkels derart kontinuierlich verändert, dass die Drehzahl bei C_{FPAR} und C_{SPAR} minimal ist, während eine maximale Drehzahl in der Mitte des dritten Bereiches erzielt wird.

[0024] Wenn beispielsweise das Zentrum oder die Mitte des ersten bzw. des zweiten Projektionswinkelbereiches bei 0 bzw. 180 Grad identifiziert wird, das Detektorarray **18** 33 Ansichten pro Sekunde erzeugt und ein zehn Sekunden andauernder Scann verwendet wird, können während einer vollständigen Umdrehung der Gantry **12** bis zu 330 Ansichten erzeugt werden. Unter Verwendung eines Bereiches von 30 Grad auf jeder Seite der Zentren des ersten und des zweiten Projektionswinkelbereiches reicht der erste Bereich von -30 Grad bis +30 Grad, während der zweite Bereich von 150 Grad bis 210 Grad reicht. Der dritte Projektionswinkelbereich wird als der Bereich definiert, der außerhalb des ersten Bereiches und des zweiten Bereiches, d. h. bei $30 \text{ Grad} \leq \beta \leq 150 \text{ Grad}$ und $210 \text{ Grad} \leq \beta \leq 330 \text{ Grad}$, angeordnet ist.

[0025] Unter Verwendung eines Scannstartwinkels von 0 Grad wird die Gantry **12** derart gedreht, dass die erste Ansichtsabtastrate 328 Ansichten pro Umdrehungen beträgt, bis β gleich 30 Grad ist. Wenn β größer als 30 Grad wird, so dass der erste Projektionswinkelbereich überschritten wird, wird die Drehzahl der Gantry **12** auf eine dritte Ansichtsabtastrate von 247 Ansichten pro Umdrehung für den Projektionswinkelbereich, der größer ist als 30 Grad und kleiner ist als 150 Grad, erhöht. Für den zweiten Projektionswinkelbereich von 150 Grad bis 210 Grad wird die Drehzahl der Gantry **12** derart verringert, dass die zweite Ansichtsabtastrate 328 Ansichten pro Umdrehung beträgt. Für Projektionswinkel, die größer sind

als 210 Grad und kleiner sind als 330 Grad wird die Drehzahl der Gantry **12** derart erhöht, dass die dritte Ansichtsabtastrate von 247 Ansichten pro Umdrehung verwendet wird. Wenn β gleich 330 Grad wird, wird die Drehzahl der Gantry **12** derart verringert, dass die Projektionsdaten bei der ersten Ansichtsabtastrate von 328 Ansichten pro Umdrehung erfasst werden. Bei Beendigung der Drehung der Gantry **12** sind 274 Ansichten mit Projektionsdaten erfasst worden.

[0026] In einer anderen Ausführungsform wird die Ansichtsabtastrate durch Änderung oder Anpassung der Abtastfrequenz des Detektorarrays **18** geändert. Genauer gesagt wird, wenn die Gantry **12** gedreht wird, eine Abtastfrequenz des DAS **32** in Abhängigkeit von dem Projektionswinkel modifiziert. Infolge der Änderung der Abtastfrequenz des DAS **32** sind die $\Delta\beta$ zwischen Ansichten für bestimmte Bereiche größer oder kleiner als die $\Delta\beta$ für andere Bereiche. Insbesondere wird, um die Ansichtsabtastrate zu erhöhen, die DAS-Abtastfrequenz vergrößert. Um die Ansichtsabtastrate zu verringern, wird die DAS-Abtastrate reduziert.

[0027] In einer weiteren Ausführungsform, die eine Gewichtungsfunktion zur Minimierung einer Bewegung des Patienten **22** verwendet, kann die Anzahl von Ansichten, die gesammelt oder erfasst werden müssen, um das Bild zu erzeugen, weiter reduziert werden. In einer Ausführungsform weist die Gewichtungsfunktion die Eigenschaften auf, dass sie den Beitrag der Projektionsdaten, die nahe am Beginn und am Ende eines Scanns gesammelt werden, fasst auf null reduziert und den Beitrag der konjugierten Projektionsdaten erhöht. Insbesondere und in einer Ausführungsform ist die Gewichtung, die auf die Projektionsdaten angewandt wird, die am Beginn und am Ende des Scanns erfasst werden, ungefähr null, während die Gewichtung, die auf die Mitte des Scanns angewandt wird, ungefähr zwei beträgt und die Gewichtung, die auf die verbleibenden Projektionsdaten angewandt wird, ungefähr gleich eins ist. In anderen Ausführungsformen können die auf die Projektionsdaten angewandten Gewichtungen entsprechend aus der Technik bekannten Methoden geändert werden.

[0028] Aufgrund des begrenzten Beitrags der Beginn- und Endprojektionsdaten zu dem endgültigen Bild kann die Ansichtsabtastrate für den Beginn und das Ende eines Scanns verringert werden, ohne dass Aliasingartefakte verstärkt werden. Durch eine derartige Identifizierung des ersten Projektionswinkelbereiches, dass er in der Nähe des Beginns und des Endes des Scanns liegt, und eines zweiten Projektionswinkelbereiches, dass er die verbleibenden Projektionswinkel enthält, kann insbesondere die Abtastrate für den ersten Projektionswinkelbereich ohne Steigerung von Aliasingartefakten verringert werden.

Folglich kann, falls die Anzahl von erfassten Ansichten konstant bleibt, die zur Beendigung des Scanns erforderliche Zeit reduziert werden. Alternativ kann, falls die Scannzeit konstant bleibt, die Ansichtsabtastrate für den zweiten Projektionswinkelbereich erhöht werden, um die Bildqualität zu verbessern.

[0029] Beispielsweise wird unter Verwendung eines Startwinkels von 90 Grad, eines Zentrums des ersten Projektionswinkelbereiches bei 90 Grad und eines ersten Projektionswinkelbereiches von 60 Grad eine niedrigere erste Abtastrate lediglich für einen ersten Projektionswinkelbereich von 60 Grad bis 120 Grad verwendet. Demzufolge können die Projektionsdaten in dem ersten Projektionswinkelbereich bei einer Abtastrate von 328 Ansichten pro Gantryumdrehung gesammelt werden, während die Projektionsdaten für den zweiten Projektionswinkelbereich bei einer Ansichtsabtastrate von 492 Ansichten pro Umdrehung erfasst werden.

[0030] Unter Verwendung der erfassten Projektionsdaten erzeugt das System **10** das Bild mittels bekannter Rekonstruktionsalgorithmen. Genauer gesagt, enthalten die durch das Detektorarray **18** erfassten Projektionsdaten bei Vollendung eines Scanns eine Anzahl von vollständigen Ansichten, die wenigstens zwei unterschiedliche Ansichtsabtastraten aufweisen. In einer Ausführungsform kann die Gesamtzahl der Ansichten mit bekannten Interpolationsalgorithmen derart erhöht werden, dass das Winkelinkrement $\Delta\beta$ in den resultierenden Projektionen einheitlich ist. Beispielsweise werden Projektionsdatenabstastwerte mit Winkelteilungen von 328 und 492 Ansichten/Umdrehung interpoliert, um 984 Ansichten/Umdrehung zu erhalten.

[0031] In einer anderen Ausführungsform werden die erfassten Projektionsdaten interpoliert, um sanftere Übergänge von Ansicht zu Ansicht sicherzustellen. Insbesondere werden die erfassten Ansichten in einer Übergangsposition durch Interpolation mit der nächsten Ansicht bestimmt. In weiteren Ausführungsformen kann eine lineare Interpolation, eine Interpolation höherer Ordnung oder eine Nulleinfüllung im Frequenzbereich dazu verwendet werden, die Anzahl der Ansichten auf die gewünschte Anzahl zu steigern, so dass bekannte Rekonstruktionsalgorithmen eingesetzt werden können.

[0032] In einer weiteren Ausführungsform wird die Ansichtsabtastrate oder Winkелеinteilung oder der Winkelabstand in Abhängigkeit von dem Projektionswinkel kontinuierlich geändert oder variiert. Insbesondere wird die Ansichtsabtastrate derart kontinuierlich geändert, dass die Anzahl von Ansichten, die erfasst oder gesammelt werden, weiter reduziert werden kann. Unter Verwendung des vorstehend beschriebenen Beispiels, bei dem die Achse der scharfen Struktur im Wesentlichen parallel zu der y-Achse

des Patienten verläuft, wird die Ansichtsabtastrate beispielsweise bei Annäherung des Projektionswinkels an 360 Grad kontinuierlich vergrößert, bis sie einen Maximalwert einnimmt, wenn der Projektionswinkel 360 Grad beträgt. Wenn der Projektionswinkel größer als 360 oder 0 Grad wird, wird die Ansichtsabtastrate kontinuierlich verringert, bis der Projektionswinkel gleich 90 Grad wird. Insbesondere und in einer Ausführungsform wird die Drehzahl der Gantry **12** für den Bereich zwischen 0 Grad und 90 Grad kontinuierlich vergrößert, so dass eine maximale Drehzahl bei 90 Grad auftritt. Wenn der Projektionswinkel größer als 90 Grad wird, wird die Drehzahl der Gantry **12** bis auf einen Minimalwert, wenn der Projektionswinkel gleich 180 Grad ist, kontinuierlich verringert. Wenn die Gantry **12** von 180 Grad bis 270 Grad gedreht wird, wird die Gantrydrehzahl bis auf eine maximale Drehzahl, die bei 270 Grad auftritt, erhöht. Zwischen 270 Grad und 360 Grad wird die Gantrydrehzahl verringert, und zwar bis zu einer minimalen Drehzahl bei 360 Grad.

[0033] In einer weiteren Ausführungsform kann die Ansichtsabtastrate basierend auf einer Patientengröße oder einer Größe des interessierenden Bereiches (ROI, Region of Interest) angepasst oder eingestellt werden. Wenn beispielsweise der ROI klein ist, kann die Ansichtsabtastrate verringert werden. Die Einbuße bei der räumlichen Auflösung infolge der reduzierten winkelabhängigen Abtastung kann zusätzlich wenigstens teilweise durch Modifizierung einer Frequenzantwort eines in dem Rekonstruktionsalgorithmus verwendeten Faltungskerns kompensiert werden.

[0034] Das vorstehend beschriebene System erzeugt ein volumetrisches Bild eines vollständigen Objektes in einem Patienten unter Verwendung von Daten, die von einer einzelnen Umdrehung der Gantry gesammelt werden. Zusätzlich werden Aliasingartefakte durch Modifizierung der Ansichtsabtastrate in Abhängigkeit von dem Projektionswinkel reduziert. Insbesondere sind Aliasingartefakte durch Erfassung von Ansichten in bestimmten Regionen mit einer höheren Rate und von Ansichten in anderen Regionen mit einer niedrigeren Rate verringert.

[0035] Aus der vorstehenden Beschreibung unterschiedlicher Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung ist es offensichtlich, dass die Aufgaben der Erfindung gelöst werden. Obwohl die Erfindung in Einzelheiten beschrieben und veranschaulicht ist, ist es klar verständlich, dass diese Beschreibung lediglich zu Veranschaulichungs- und Beispielszwecken vorgesehen ist und nicht im Sinne einer Beschränkung ausgelegt werden soll. Beispielsweise kann in einer alternativen Ausführungsform das Bildgebungssystem **10** in Form eines Systems der „vierten Generation“ konfiguriert sein, das eine rotierende Röntgenquelle und ein feststehendes Detektorarray

aufweist. Durch Veränderung der Drehzahl, mit der die Röntgenquelle über mehrere Projektionswinkel hinweg gedreht wird, wird die Winkелеinteilung der Abtastwerte oder der Winkelabstand zwischen den Abtastwerten verändert.

Patentansprüche

1. Bildgebungssystem (10) zur Erzeugung eines Bildes eines Objektes, wobei das Bildgebungssystem (10) ein Röntgendetektorarray (18) und eine rotierende Röntgenquelle (14) aufweist, wobei die Röntgenquelle (14) ein Röntgenstrahlbündel (16) in Richtung auf das Detektorarray (18) unter einem Projektionswinkel projiziert, wobei das System (10) dazu konfiguriert ist, um:
die Röntgenquelle (14) über mehrere Projektionswinkel zu drehen;
mehrere abgetastete Projektionsdaten zu sammeln;
dadurch gekennzeichnet, dass das System einen Winkelabstand zwischen jedem Projektionsdatenabtastwert in Abhängigkeit von dem Projektionswinkel verändert.

2. Bildgebungssystem (10) nach Anspruch 1, das ferner dazu konfiguriert ist, ein volumetrisches Tomographiebild des gesamten Objektes unter Verwendung der Projektionsdaten zu erzeugen.

3. Bildgebungssystem (10) nach Anspruch 1, wobei zur Änderung eines Winkelabstands zwischen jedem Projektionsdatenabtastwert in Abhängigkeit von dem Projektionswinkel das System (10) konfiguriert ist, um eine Drehgeschwindigkeit der Röntgenquelle (14) zu verändern.

4. Bildgebungssystem (10) nach Anspruch 1, wobei zur Veränderung eines Winkelabstands zwischen jedem Projektionsdatenabtastwert in Abhängigkeit von dem Projektionswinkel das System (10) konfiguriert ist, um eine Abtastfrequenz des Detektorarrays (18) zu verändern.

5. Bildgebungssystem (10) nach Anspruch 1, wobei zur Veränderung eines Winkelabstands zwischen jedem Projektionsdatenabtastwert in Abhängigkeit von dem Projektionswinkel das System (10) konfiguriert ist, um:
einen ersten Projektionswinkelbereich zu identifizieren und
einen zweiten Projektionswinkelbereich zu identifizieren.

6. Bildgebungssystem (10) nach Anspruch 5, wobei zur Veränderung eines Winkelabstands zwischen jedem Projektionsdatenabtastwert das System (10) ferner konfiguriert ist, um:
die Röntgenquelle (14) mit einer ersten Drehgeschwindigkeit für den ersten Projektionswinkelbereich zu drehen und

die Röntgenquelle (14) mit einer zweiten Drehgeschwindigkeit für den zweiten Projektionswinkelbereich zu drehen.

7. Bildgebungssystem (10) nach Anspruch 5, wobei das Objekt wenigstens ein Element hoher Dichte mit einer scharfen Struktur enthält, wobei zur Identifizierung eines ersten Projektionswinkelbereiches das System (10) konfiguriert ist, um:
eine Achse der scharfen Struktur zu bestimmen und ein Zentrum des ersten Projektionswinkelbereiches derart auszuwählen, dass dieses ungefähr längs der Achse der scharfen Struktur ausgerichtet ist.

8. Bildgebungssystem (10) nach Anspruch 7, wobei die Achse der scharfen Struktur mit einer y-Achse eines Patienten ausgerichtet ist und wobei, um ein Zentrum des ersten Projektionswinkelbereiches derart auszuwählen, dass dieses ungefähr längs der Achse der scharfen Struktur ausgerichtet ist, das System (10) konfiguriert ist, um ein Zentrum des ersten Projektionswinkelbereiches derart auszuwählen, dass dieses ungefähr mit der Patienten-y-Achse ausgerichtet ist.

9. Bildgebungssystem (10) nach Anspruch 5, wobei zur Identifikation eines zweiten Projektionswinkels das System (10) konfiguriert ist, um ein zweites Projektionswinkelbereichszentrum entsprechend

$$C_{\text{SPAR}} = 180^\circ + C_{\text{FPAR}}$$

zu bestimmen, wobei:

C_{SPAR} = zweites Projektionswinkelbereichszentrum und

C_{FPAR} erstes Projektionswinkelbereichszentrum.

10. Bildgebungssystem (10) nach Anspruch 5, wobei das System (10) ferner konfiguriert ist, um:
eine erste Gewichtung auf die Projektionsdaten anzuwenden, die von dem ersten Projektionswinkelbereich gesammelt werden; und
eine zweite Gewichtung auf die Projektionsdaten anzuwenden, die von dem zweiten Projektionswinkelbereich gesammelt werden.

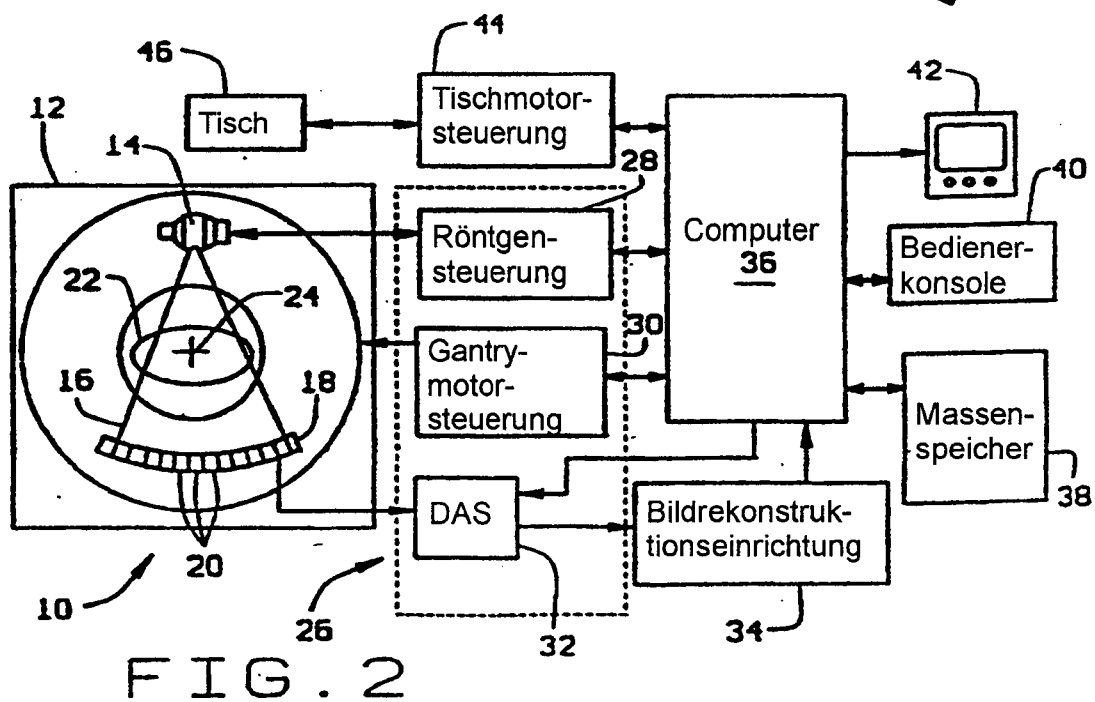
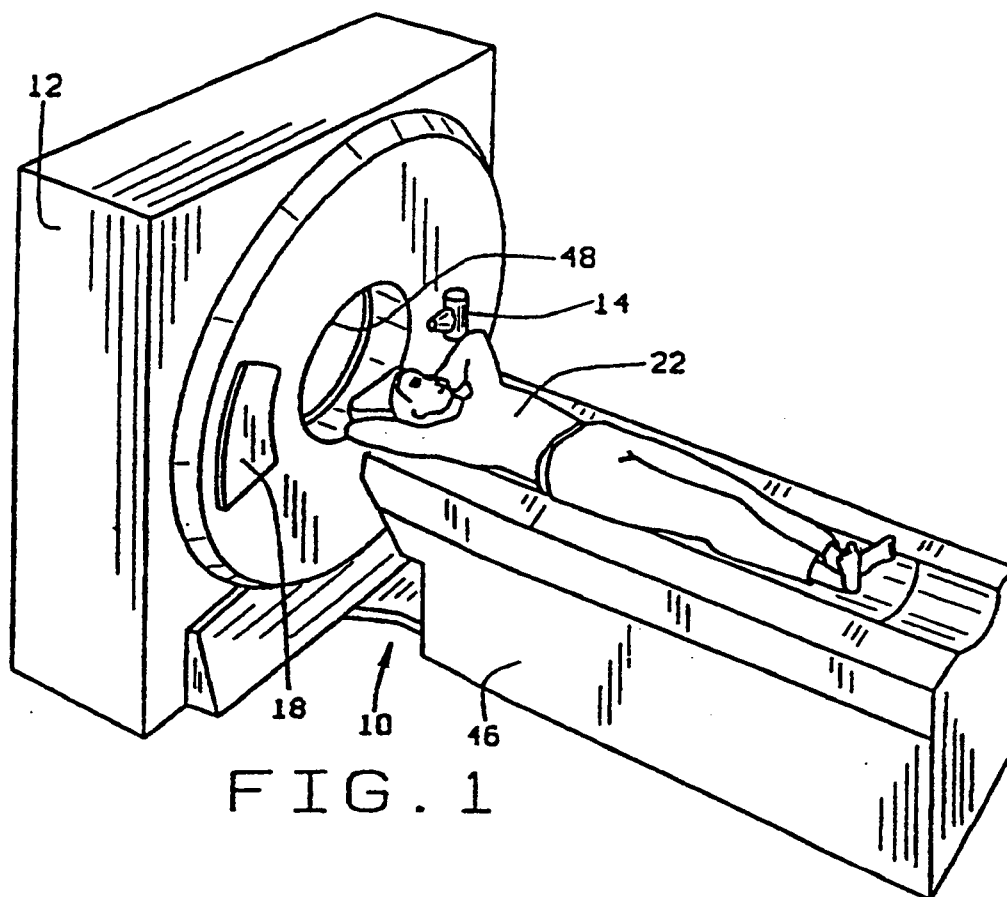
11. Verfahren zur Erzeugung eines Bildes eines Objektes unter Verwendung eines Bildgebungssystems, wobei das Bildgebungssystem ein Röntgendetektorarray und eine rotierende Röntgenquelle aufweist, wobei die Röntgenquelle ein Röntgenstrahlbündel in Richtung auf das Detektorarray unter einem Projektionswinkel projiziert, wobei das Verfahren die Schritte aufweist, dass:

die Röntgenquelle über mehrere Projektionswinkel gedreht wird; mehrere Projektionsdatenabtastwerte gesammelt werden; dadurch gekennzeichnet, dass ein Schritt vorgesehen ist, wonach ein Winkelabstand zwischen jedem Projektionsdatenabtastwert in Abhängigkeit des Projektionswinkels

verändert wird.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen



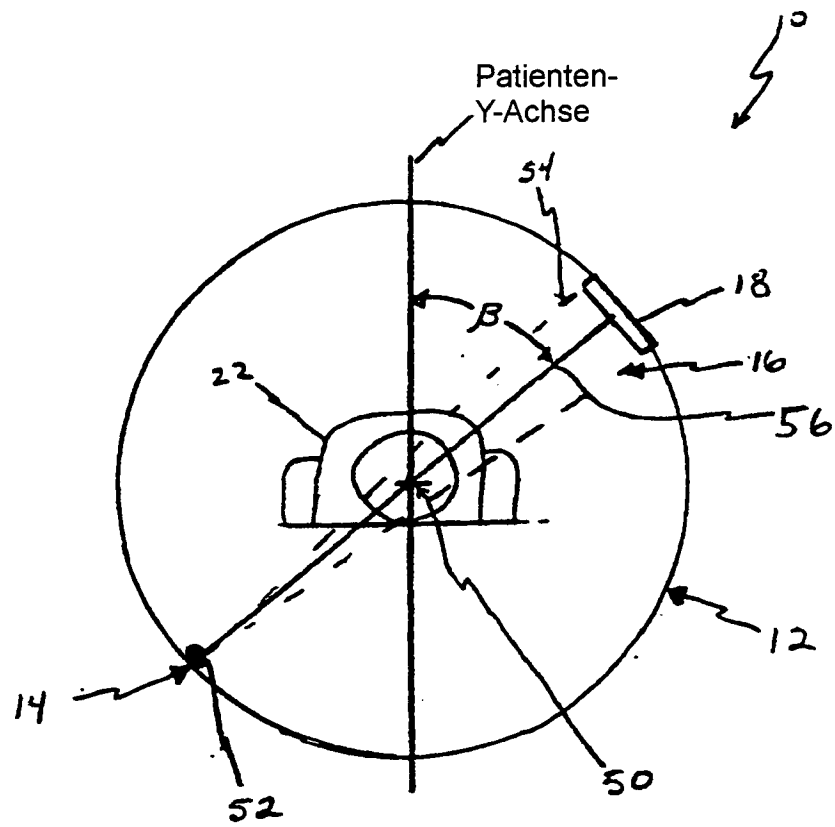


FIG. 3