



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 699 36 769 T2** 2008.04.30

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 059 879 B1**

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

(21) Deutsches Aktenzeichen: **699 36 769.7**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US99/31081**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **99 966 697.7**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2000/038576**

(86) PCT-Anmeldetag: **28.12.1999**

(87) Veröffentlichungstag
der PCT-Anmeldung: **06.07.2000**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **20.12.2000**

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **08.08.2007**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **30.04.2008**

(30) Unionspriorität:

114183 P 30.12.1998 US

(73) Patentinhaber:

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

(74) Vertreter:

Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, NL

(72) Erfinder:

Pforr, Carl, Milwaukee, WI 53211, US; Hui, David He, Waukesha, WI 53188, US; Sholom, Ackelsberg M., Brookfield, WI 53045, US; Xianfeng, Ni, New Berlin, WI 53151, US; Dhanwada, Chalapthy V., Arlington Heights, IL 60005, US; Guerra, Carlos F., Lake Mills, WI 53551, US; McDaniel, Holly Ann, New Berlin, WI 53151, US; Strong Gary Richard, Waukesha, WI 53186, US

(54) Bezeichnung: **BILDDICKESELEKTION FÜR MEHRSCICHTBILDGERÄT**

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**HINTERGRUND DER ERFINDUNG**

[0001] Diese Erfindung betrifft im Wesentlichen Bildgebung und insbesondere eine Bilddickenauswahl für skalierbare Mehr-Scheiben-Bildgebungssysteme.

[0002] In wenigstens einigen allgemein als Computertomographie-(CT)-Systeme bezeichneten Bildgebungssystemen projiziert eine Röntgenquelle ein fächerförmiges Strahlbündel, welches kollimiert ist, dass es in einer X-Y-Ebene eines kartesischen Koordinatensystems und allgemein als die "Bildebene" bezeichneten Ebene liegt. Das Röntgenstrahlbündel passiert das abzubildende Objekt, wie zum Beispiel einen Patienten. Das Strahlbündel trifft nach seiner Abschwächung durch das Objekt auf eine Anordnung von Strahlungsdetektoren auf. Die Intensität der bei der Detektoranordnung empfangenen abgeschwächten Strahlung ist von der Abschwächung des Röntgenstrahlbündels durch das Objekt abhängig. Jedes Detektorelement der Anordnung erzeugt ein getrenntes elektrisches Signal, das ein Messwert für die Strahlbündelabschwächung an der Detektorstelle ist. Die Abschwächungsmesswerte aus allen Detektoren werden getrennt erfasst, um ein Durchlässigkeitsprofil zu erzeugen.

[0003] In bekannten CT-Systemen der dritten Generation werden die Röntgenquelle und die Detektoranordnung innerhalb eines Portals in der Bildgebungsebene und um das abzubildende Objekt so gedreht, dass der Winkel, mit welcher das Röntgenstrahlbündel das Objekt schneidet, sich konstant verändert. Röntgenquellen beinhalten typischerweise Röntgenröhren, welche das Röntgenstrahlbündel an einem Brennpunkt emittieren. Röntgendetektoren enthalten typischerweise einen Kollimator zum Kollimieren von bei dem Detektor empfangenen Röntgenstrahlen, einen zu dem Kollimator benachbarten Szintillator, und zu dem Szintillator benachbarte Photodioden.

[0004] WO-A-98/05980 offenbart eine Vorrichtung zum Erzeugen mehrerer Bildscheibendaten, welche segmentierte Anordnungsdetektoren aufweist, um gleichzeitig Daten aus mehreren axialen Scheiben zu erfassen.

[0005] In wenigstens einem bekannten Bildgebungssystem repräsentiert das von dem Detektor gesammelte Durchlässigkeitsprofil eine einzelne Scheibe eines Patienten. Bei Ein-Scheiben-Scanvorgängen sind prospektive und retrospektive Scheibendicken immer identisch. Das heißt, es können nur Bilder mit der Scheibendicke der gesammelten Daten erzeugt werden. Daher müssen zum Erzeugen dünner Scheibenbilder Daten dünner Scheiben gesammelt werden. Demzufolge müssen große Mengen an Daten für jedes Bild gespeichert werden.

[0006] Es wäre wünschenswert, ein Mehr-Scheiben-CT-System zu schaffen, das dazu genutzt werden kann, Daten von zwei oder mehr Scheiben zu sammeln. Es wäre auch wünschenswert ein derartiges Mehr-Scheiben-CT-System zu schaffen, das einem Bediener Information in Bezug auf verfügbares Scanparameter liefert, so dass der vorgeschriebene geeignete Scan ausgeführt werden kann. Zusätzlich ist es erwünscht, dass die restlichen Scanparameter auf der Basis einer vorhergehenden Scanparameterauswahl aktualisiert werden. Zusätzlich ist es erwünscht, dass die Konfiguration des Mehr-Scheibensystems automatisch für die ausgewählten Scanparameter angepasst wird.

KURZZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

[0007] Die Erfindung ist in den beigefügten Ansprüchen definiert.

[0008] In einer exemplarischen Ausführungsform enthält ein skalierbares Mehr-Scheibensystem einen skalierbaren Mehr-Scheibendetektor, ein skalierbares Datenerfassungssystem (SDAS), skalierbare Scanverwaltungs-, Steuer- und Bildrekonstruktionsprozesse und eine skalierbare Bildbenutzerschnittstelle. So wie hierin verwendet, bedeutet der Begriff "skalierbar", dass ein Bediener leicht und einfach die gewünschte Anzahl von Scheiben und die Scheibendicke für darzustellende Bilder wählen kann. Das System ermöglicht es dem Bediener 1, 2, 4 oder mehr darzustellende Scheiben bei einer ausgewählten Scheibendicke auszuwählen. Indem es dem Systembetreiber ermöglicht wird, ein derartige Auswahl zu treffen, können die Bilddaten für unterschiedliche klinische Anwendungen in einem bestmöglichen Format angezeigt werden. Kein bekanntes Mehr-Scheibensystem bietet einem Betreiber eine derartige Flexibilität.

[0009] Insbesondere, und in einer exemplarischen Ausführungsform, enthält das System einen Host-Computer, der mit einem Monitor verbunden ist, um dem Bediener Bilder und Meldungen anzuzeigen. Der Host-Computer ist mit einer Tastatur und einer Maus verbunden, um den Bediener die Eingabe von Information und Be-

fehlen in den Host-Computer zu ermöglichen. Die Benutzerschnittstelle ist unter Verwendung eines in dem Host-Computer gespeicherten Befehlssatzes implementiert und ermöglicht dem Bediener, bestimmte Scanparameter einschließlich der gewünschten Anzahl von Scheiben und Scheibendicken auszuwählen. Der Host-Computer ist auch mit einer Scan- und Rekonstruktionssteuereinheit (SRU) verbunden, welche Bilderzeugungssteuerungen enthält.

[0010] Eine stationäre Steuerung ist mit der SRU verbunden, und die stationäre Steuerung ist mit einer Tischsteuerung verbunden, um die Bewegung des Patiententisches zu steuern. Die stationäre Steuerung ist auch mit einem Schleifring einer Bordsteuerung (das heißt, auf dem Portal) und einem skalierbaren Datenerfassungssystem (SDAS) verbunden. Die Bordsteuerung steuert den Betrieb der Röntgenquelle und den Betrieb des SDAS, welches analoge Signale aus dem skalierbaren Detektor in digitale Daten umwandelt. Die Röntgenquelle enthält einen Verstellkollimator, der durch die Bordsteuerung gesteuert wird. Die Position der Nocken des Verstellkollimators werden auf der Basis der gewünschten Anzahl von Scheiben und der gewünschten Scheibendicke gemäß Definition durch den Bediener unter Verwendung der Benutzerschnittstelle eingestellt.

[0011] Das System enthält auch einen Detektor mit einer Anzahl (von beispielsweise 57) Modulen. Jedes Modul enthält in einer exemplarischen Ausführungsform eine Szintillatoranordnung und eine Photodiodenanordnung. In der exemplarischen Ausführungsform sind die Szintillator- und Photodiodenanordnungen jeweils 16×16 Anordnungen. Die Photodioden sind mit einer Stahlvorrichtung verbunden, welche in einer Ausführungsform eine Anordnung von FETs enthält, und die FETs steuern die Kombination der Ausgangssignale der Photodioden auf der Basis der gewünschten Anzahl der von dem Bediener eingegebenen Scheiben und Scheibendicke.

[0012] Im Betrieb verwendet der Bediener vor der Durchführung eines Scans, die Benutzerschnittstelle zum Vorschreiben bestimmter Scanparameter (zum Beispiel Wendel-, Axial- oder Kine-Scan, einer Tischgeschwindigkeit und einer Steigung). Nach der Auswahl jedes Scanparameters werden die verfügbaren Optionen für die restlichen Scanparameter durch die Benutzerschnittstelle aktualisiert. Auf der Basis der Auswahl der restlichen Scanparameter zeigt der Host-Computer unter Verwendung der Benutzerschnittstelle dem Bediener Optionen für prospektive Bilddicken und retrospektive Bilddicken an. Unter Nutzung der angezeigten Optionen kann der Bediener die vorgeschriebenen Scanparameter ändern, um die gewünschten prospektiven und retrospektiven Bilddicken zu erhalten. Nach einer Bestätigung der Auswahl werden die vorgeschriebenen Scanparameter zum Konfigurieren des Systems **10** verwendet.

[0013] Nach dem Übertragen der Konfigurationsinformation an die entsprechenden Elemente des Systems **10**, wie zum Beispiel den Detektor, das SDAS, den Kollimator gemäß Definition durch die ausgewählten Scanparameter, wird der vorgeschriebene Scan ausgeführt. Insbesondere werden die Ausgangssignale der Photodioden dem SDAS über die FETs zur Analog/Digital-Umwandlung zugeführt. Die digitalen Ausgangssignale aus dem SDAS werden dann der SRU über dem Schleifring zur Bilderzeugung zugeführt. Insbesondere erzeugt die SRU Bilder aus den gesammelten Daten und derartige rekonstruierte Bilder können dem Benutzer auf dem Monitor angezeigt oder archiviert oder beides werden. Zusätzlich kann der Bediener die verfügbaren retrospektiven Bilddicken erzeugen.

[0014] Das vorstehend beschriebene skalierbare Mehr-Scheibensystem kann leicht und einfach betrieben werden, um Daten für eine, zwei oder mehr Scheiben zu sammeln. Eine derartige Systembenutzerschnittstelle bietet dem Bediener verfügbare Scanparameteroptionen an. Zusätzlich aktualisiert die Benutzerschnittstelle die restlichen Scanparameter auf der Basis der vorherigen Auswahl von Scanparametern. Zusätzlich wird die Konfiguration des Mehr-Scheibensystems automatisch für die ausgewählten Scanparameter eingerichtet.

KURZBESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0015] [Fig. 1](#) ist eine bildliche Ansicht eines CT-Bildgebungssystems.

[0016] [Fig. 2](#) ist eine schematische Blockdarstellung des in [Fig. 1](#) dargestellten Systems.

[0017] [Fig. 3](#) ist eine exemplarische Ausführungsform einer Scanbenutzerschnittstelle die in Verbindung mit dem in den [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) dargestellten System verwendet werden kann.

[0018] [Fig. 4](#) ist eine perspektivische Ansicht einer CT-Systemdetektoranordnung.

[0019] [Fig. 5](#) ist eine perspektivische Ansicht eines in [Fig. 4](#) dargestellten Detektormoduls.

[0020] [Fig. 6](#) stellt die geometrische Konfiguration des in [Fig. 1](#) dargestellten CT-Systems dar.

[0021] [Fig. 7](#) ist eine schematische Darstellung von Röntgenerzeugungs- und Detektorkomponenten von einer Portalseite aus betrachtet.

[0022] [Fig. 8](#) und [Fig. 9](#) stellen den Betrieb des Verstellkollimators in dem in [Fig. 1](#) dargestellten CT-System dar.

[0023] [Fig. 10](#), [Fig. 11](#) und [Fig. 12](#) stellen schematisch die Sammlung von Scandaten für verschiedene Anzahlen von Scheiben und Scheibendicken dar.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0024] In [Fig. 1](#) ist ein Computertomographie-(CT)-Bildgebungssystem **10** gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung mit einem für einen CT-Scanner der "dritten Generation" repräsentativen Portal **12** dargestellt. Das Portal **12** besitzt eine Röntgenquelle **14**, die ein Bündel von Röntgenstrahlen auf eine Detektoranordnung **16** auf der gegenüberliegenden Seite des Portals **12** projiziert. Die Detektoranordnung **16** wird von mehreren Detektormodulen gebildet, welche zusammen die projizierten Röntgenstrahlbündel messen, die einen medizinischen Patienten **18** durchlaufen. Jedes Detektormodul erzeugt ein elektrisches Signal, das die Intensität eines auftreffenden Röntgenstrahlbündels und somit die Abschwächung des Strahlbündels bei seinem Durchlauf durch den Patienten **18** repräsentiert.

[0025] Während eines Scans zum Erfassen von Röntgenprojektionsdaten drehen sich das Portal **12** und die darin befestigten Komponenten um einen Rotationsmittelpunkt. Ein motorisierter Tisch **20** positioniert den Patienten **18** in Bezug auf das Portal **12**. Insbesondere bewegt der Tisch **20** Abschnitte des Patienten **18** während eines Scans durch eine Portalöffnung **22**.

[0026] [Fig. 2](#) ist eine schematische Blockdarstellung des in [Fig. 1](#) dargestellten Systems. Gemäß Darstellung in [Fig. 2](#) enthält das System einen Host-Computer **24**, der mit einem Monitor **26** verbunden ist, um einem Bediener Bilder anzuzeigen. Der Computer **24** enthält eine (nicht dargestellte) Benutzerschnittstelle und ist mit einer Tastatur **28** und einer Maus **30** verbunden, um den Bediener die Eingabe von Information und Befehlen in den Computer **24** zu ermöglichen. Der Computer **24** ist mit einer Scan- und Rekonstruktionssteuereinheit (SRU) **32** verbunden. Die SRU **32** enthält auch Bilderzeugungssteuerungen. In einer spezifischen Ausführungsform enthält die SRU **32** einen SGI PCI-basierende zentrale Verarbeitungseinheit, welche mit einem IRIX-Betriebssystem arbeitet. Die SRU **32** enthält auch einen Schnittstellenprozessor zur Bildung einer Schnittstelle mit dem (nachstehend beschriebenen) Datenerfassungssystem, und eine Digitalsignalverarbeitungsleiterplatte zur Scandatenkorrektur, um eine Vorverarbeitung auszuführen, welche im Fachgebiet bekannt ist. Die SRU **32** enthält ferner einen Bildgenerator für gefilterte Rückprojektions- und Nachverarbeitungsoperationen wie es im Fachgebiet bekannt ist.

[0027] Eine stationäre Steuerung **34** ist mit der SRU **32** verbunden, und eine Steuerung **34** ist mit einer Tischsteuerung **36** verbunden. Die stationäre Steuerung **34** ist auch über einen Schleifring **38** mit einer Bordsteuerung **40** und einem skalierbaren Datenerfassungssystem (SDAS) **42** verbunden. Der Schleifring **38** ermöglicht eine kontaktlose Übertragung von Signalen über die Schleifengrenze und unterstützt die erforderliche Bandbreite für die Übertragung von Daten und Befehlen über die Begrenzung. Das SDAS **42** misst und erfasst die Daten aus dem Detektor **16** und wandelt die gemessenen analogen Signale in digitale Signale um. Das SDAS **42** enthält in einer spezifischen Ausführungsform **48** auswechselbare Wandlerkarten, um eine vierreihige Datenerfassung zu unterstützen. Für eine zweireihige Datenerfassung könnten 24 Karten verwendet werden. In einer spezifischen Ausführungsform sind 64 Eingangskanäle pro Wandlerkarte vorhanden, und eine Abtastung mit 1408 Hz kann durchgeführt werden. Das SDAS **42** enthält auch einen Eingangsvorverstärker zur Verstärkung der Signale. Weitere Details bezüglich des SDAS werden nachstehend beschrieben.

[0028] Eine Bordsteuerung **40** steuert den Betrieb der Röntgenquelle **14** und den Betrieb des SDAS **42**. Die Röntgenquelle **14** enthält einen mit einer Röntgenröhre **46** verbundenen Hochspannungsgenerator **44**. Die Röhre **46** kann beispielsweise die im Fachgebiet bekannte Gemini-1 und derzeit in wenigstens einigen CT-Systemen, die kommerziell von General Electric Company, Milwaukee, WI, 53201 erhältlich sind, eingesetzte Röhre sein. Von der Röntgenröhre **46** projizierte Strahlbündel verlaufen durch einen vor dem Patienten angeordneten Verstellkollimator **48** und treffen auf den (als ein 16-Zeilen Detektor dargestellten) Detektor **16** auf. Der

Verstellkollimator **48** wird ebenfalls durch die Bordsteuerung **40** gesteuert. Ausgangssignale aus dem Detektor **16** werden dem SDAS **42** zugeführt.

[0029] In [Fig. 2](#) ist der Datenfluss durch fette Linien, der Steuerfluss durch normale Linien und der Echtzeitsteuerfluss ist durch gepunktete Linien dargestellt. Die numerischen den Flüssen zugeordneten Bezugszeichen sind nachstehend beschrieben.

Bezugszeichenliste

- 1** Scan- und Rekonstruktionsvorschrift des Bedieners
- 2** Scanvorschrift für "Master"-Steuerung
- 3** verteilte Scanparameter
- 3a** Tischposition
- 3b** Rotationsparameter
- 3c** kV und mA-Auswahl
- 3d** Röntgenstrahlbündelkollimations- und Filterauswahl
- 3e** Detektorscheibendicken- und SDAS-Verstärkungsauswahl
- 4** Echtzeitsteuersignale während des Scannens
- 5** Hochspannung
- 6** nicht-kollimiertes Röntgenstrahlbündel
- 7** kollimiertes Röntgenstrahlbündel
- 8** analoge Scandaten
- 9** digitale Scandaten
- 10** Patientenbilder

[0030] Die Drehung des Portals **12** und der Betrieb der Röntgenquelle **14** werden durch die Steuerung **34** bestimmt. Die Bordsteuerung **40** liefert gesteuert von der stationären Steuerung **34** Energie und Zeittaktsignale an die Röntgenquelle **14**. Das SDAS **42** tastet analoge Daten aus dem Detektor **16** ab und wandelt die Daten in digitale Signale für die anschließende Verarbeitung um. Die SRU **32** empfängt die abgetasteten und digitalisierten Röntgendaten aus dem SDAS **42** und führt eine Hochgeschwindigkeits-Bildrekonstruktion durch. Das rekonstruierte Bild wird als ein Eingangssignal den Computer **24** zugeführt, welcher das Bild in einer Massenspeichervorrichtung speichert.

[0031] Der Computer **24** empfängt auch Befehle und Scanparameter von einem Bediener über eine Tastatur **28** und Maus **30**. Der Monitor **26** ermöglicht dem Bediener das rekonstruierte Bild und weitere Daten aus dem Computer **24** zu betrachten. Die vom Bediener bereitgestellten Befehle und Parameter werden durch den Computer **24** verwendet, um Steuersignale und Information zu erzeugen. Zusätzlich steuert die Steuerung **36** den motorisierten Tisch **20**, um den Patienten **18** ([Fig. 1](#)) zu positionieren.

[0032] Im Wesentlichen kann das vorstehend beschriebene CT-System so betrieben werden, dass es Daten für 1, 2 oder mehr Scheiben sammelt. Axial-, Wendel- und Kine-Scans können mit dem System durchgeführt werden und Querschnittsbilder eines gescannten Objektes können verarbeitet, rekonstruiert, dargestellt und/oder archiviert werden. Eine skalierbare axiale Bildrekonstruktion und Darstellung bezieht sich beispielsweise auf die Auswählbarkeit der Bilddicke, der Anzahl der Scheiben und der Anzahl der darzustellenden Bilder. Ferner ist das System nicht darauf beschränkt, mit irgendeinem speziellen Bildrekonstruktionsalgorithmus zu arbeiten, und es wird in Betracht gezogen, dass viele unterschiedliche Rekonstruktionsalgorithmen verwendet werden können. Exemplarische Algorithmen sind in den U.S. Patenten: Nr. 5 469 587, 5 513 236, 5 541 970, 5 559 847 und 5 606 585 und in der gleichzeitig anhängigen U.S. Patentanmeldung Ser. Nr. 08/561,382 (eingereicht am 21. November 1995), 08/779,961 (eingereicht am 23. Dezember 1996) und 08/797,101 (eingereicht am 26. November 1997) welche alle dem Rechtsnachfolger der vorliegenden Anmeldung übertragen sind, beschrieben.

[0033] In dem axialen Mehr-Scheiben-Scanmodus können mehrere Zeilen von Scandaten vor der Bildrekonstruktion verarbeitet werden, und die Daten können dazu genutzt werden, um entweder mehrere dünne Scheiben oder eine reduzierte Anzahl dickerer Scheiben mit reduzierten Bildartefakten zu erzeugen. Zusätzlich können Bilder mit dickerer Scheibendicke später retrospektiv in dünnere Scheiben von Bildern auf der Basis klinischer Diagnoseerfordernisse rekonstruiert werden. Demzufolge wird die Anzahl zu betrachtender, auf Film aufzuzeichnender und zu archivierender Bilder reduziert. Zusätzlich können Bilder mit hoher Auflösung in der z-Achse später für die Patientendiagnose rekonstruiert werden.

[0034] Exemplarische axiale Mehr-Scheibenmodi sind in der nachstehenden Tabelle 1 beschrieben.

TABELLE 1

Erfassung		Retrospektive Rekonstruktion
Bilddicke	& Modus	Verfügbare Bilddicken
1,25 mm	4i	1,25, 2,5, 5 mm
2,5 mm	2i	1,25, 2,5, 5 mm
2,5 mm	4i	2,5, 5, 10 mm
3,75 mm	4i	3,75, 7,5 mm
5 mm	1i	1,25, 2,5, 5 mm
5 mm	2i	2,5, 5, 10 mm
5 mm	4i	5, 10 mm
7,5 mm	2i	3,75, 7,5 mm
10 mm	1i	2,5, 5, 10 mm
10 mm	2i	5, 10 mm

[0035] Als ein spezifisches Beispiel können für eine Erfassung im Axialmodus für eine Bilddicke von 2,5 mm in dem 2i-Modus verschiedene retrospektive Konstruktionsoptionen gewählt werden. Beispielsweise können 4 Bilder mit einer Scheibendicke von 1,25 mm rekonstruiert werden, 2 Bilder mit einer Scheibendicke von 2,5 mm rekonstruiert werden und 1 Bild mit einer Scheibendicke von 5 mm rekonstruiert werden. Demzufolge können mehr Bilder (das heißt, 4 Bilder) mit einer dünneren Scheibendicke als der Modus (das heißt, 2i), in welcher der Scan ausgeführt wurde, retrospektiv rekonstruiert werden. Zusätzlich können weniger Bilder (das heißt, 1 Bild) mit einer dickeren Scheibendicke als der Modus, in welchem der Scan ausgeführt wurde, retrospektiv rekonstruiert werden.

[0036] In dem Wendel-Mehr-Scheiben-Scanmodus ermöglichen mehrere Kombinationen von Patiententischgeschwindigkeit und Röntgenbündel und Detektorkollimationen die Erzeugung von Bildern mit unterschiedlicher Auflösung in der z-Achse. Beispielsweise können bei der Tischgeschwindigkeit von 30 mm/Umdrehung Bilder von 5 bis 10 mm Scheiben erzeugt werden. Dickere Scheibenbilder (wie zum Beispiel 10 mm) können prospektiv erzeugt werden, was den Vorteil einer verringerten Anzahl von Bildern und einer verringerten Bildrekonstruktionszeit ergibt. Zu einem späteren Zeitpunkt können dünnere Scheibenbilder retrospektiv unter Verwendung derselben Daten erzeugt werden. Derartige dünnere Scheibenbilder können abhängig von den klinischen Anwendungserfordernissen notwendig sein und können ohne erneutes Scannen des Patienten erzeugt werden.

[0037] Exemplarische Wendel-Mehr-Scheiben-Betriebsarten werden in der nachstehenden Tabelle 2 beschrieben.

TABELLE 2

Tischgeschwindigk. (mm/Umdr.)		Retrospektive Rekonstruktion
Hi-Q Scanmodus	Hi-Speed Scanmodus	Verfügbare Bilddicken
3,75	7,5	1,25, 2,5 mm
7,5	15	2,5, 3,75, 5 mm
11,25	22,5	3,75, 5, 7,5 mm
15	20	5, 7,5, 10 mm

[0038] Beispielsweise können in einem Hochqualitäts-Bild-(Hi-Q)-Scanmodus von 3,75 mm/Umdrehung (das heißt, der Patiententisch bewegt sich 3,75 mm bei jeder Portaldrehung) oder in einem Hochgeschwindigkeits-(Hi-Speed)-Scanmodus von 7,5 mm/Umdrehung Bilder mit einer Scheibendicke von 1,25 mm und 2,5 mm retrospektiv rekonstruiert werden. Wie bei dem Axial-Mehr-Scheibenmodus sind viele weitere Alternativen abhängig von dem speziellen Aufbau der Systemkomponenten möglich. Wiederum bietet eine derartige Flexi-

bilität in der retrospektiven Rekonstruktion viele Vorteile, einschließlich der Ermöglichung der Erzeugung von Bildern mit der notwendigen Auflösung und trotzdem der Reduzierung des für die Speicherung der gewünschten Bilder benötigten Speichers.

[0039] Des Weiteren und im Hinblick auf Archivierungsbilder ermöglicht das System die Speicherung von weniger Bildern welche weniger Speicherplatz erfordern. Beispielsweise können wenn 20 mm Patienten-anatomie in dem 2i-Modus gescannt werden, 80 Bilder erzeugt werden. Die Speicherung von 80 Bildern für 20 mm der Patienten-anatomie erfordert eine große Speichermenge. Es ist oft der Fall, dass nicht für die gesamten 20 mm der Patienten-anatomie eine hohe Auflösung benötigt wird. Beispielsweise kann es der Fall sein, dass nur etwa 5 mm der Anatomie eine derartig hohe Auflösung erfordern. Unter Verwendung der im 2i-Modus mit 2,5 mm Dicke gesammelten Daten kann der Bediener retrospektiv Bilder mit einer Dicke von 5 mm für den Großteil der Anatomie rekonstruieren und dünnere Bildscheiben (zum Beispiel 1,25 mm) nur an den Stellen, an welchen eine höhere Auflösung erforderlich ist. Unter Anwendung dieser retrospektiven Rekonstruktion kann die Anzahl der zu archivierenden Bilder signifikant reduziert werden.

[0040] Die Auswahl der vorstehend beschriebenen prospektiven und retrospektiven Rekonstruktion wird durch die Benutzerschnittstelle geschaffen und möglich, da die Scandaten unter Verwendung eines Mehr-Scheibendetektors gesammelt werden, welcher nachstehend detaillierter beschrieben wird. Mit den verfügbaren Scandaten dünner Scheiben kann der Bediener über die Benutzerschnittstelle eine Auswahl von vielen unterschiedlichen Scheibendicken ausführen, wenn er eine retrospektive Rekonstruktion durchführt.

[0041] [Fig. 3](#) ist eine exemplarische Ausführungsform einer Benutzerschnittstelle, die in Verbindung mit dem in den [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) dargestellte System beispielsweise als eine graphische Benutzerschnittstelle (GUI) verwendet werden kann. Die Benutzerschnittstelle wird unter Verwendung eines in dem Host-Computer **24** ([Fig. 2](#)) gespeicherten Befehlssatzes implementiert und auf dem Monitor **26** des Host-Computers angezeigt. Aus der Benutzerschnittstelle wählt der Bediener verschiedene Scanparameter aus, um den vorgeschriebenen Scan zu definieren, um dadurch die Konfiguration des Systems **10** zu definieren. Diese Auswahl wird beispielsweise getroffen, indem der Bediener einfach die gewünschte Fläche die den gewünschten Parametern entspricht, berührt. Berührungsempfindliche Schnittstellen sind allgemein bekannt.

[0042] Insbesondere stellt die Benutzerschnittstelle dem Bediener verfügbare Auswahlmöglichkeiten oder Optionen für jeden von den vorstehenden Scanparametern wie vorstehend beschrieben zur Verfügung. Insbesondere werden nach der Auswahl jedes Scanparameters, Optionen oder Auswahlmöglichkeiten für jeden restlichen Scanparameter in "Echtzeit" aktualisiert und angezeigt, so dass der Bediener eine Auswahl aus diesen für die restlichen Parameter verfügbaren Optionen treffen kann. Nach Abschluss der Auswahl für den vorgeschriebenen Scan zeigt die Benutzerschnittstelle die ausgewählte prospektive Bilddicke und die verfügbaren retrospektiven Bilddicken an. Unter Betrachtung dieser Information kann der Bediener die gewählten Scanparameter akzeptieren, oder er kann einen oder jeden von den Scanparametern zum Durchführen des gewünschten Scans ändern.

[0043] Insbesondere wählt der Bediener am Anfang einen Betriebsmodus des Systems, das heißt, einen Wendel-, Axial- oder Kine-Modus. Für jeden ausgewählten Modus werden verfügbare Optionen unter Verwendung des Monitors **26** angezeigt, so dass der Bediener die restlichen Scanparameter, zum Beispiel Bilddicke, Steigung, Geschwindigkeit des Tisches **20** und Bildqualität auswählen kann. In einer Ausführungsform zeigt, nachdem der Bediener die Auswahl der Scanparameter abgeschlossen hat, die Benutzerschnittstelle die prospektive Bilddicke und die retrospektiven Bilddicken unter Verwendung unterschiedlicher Eigenschaften zur Darstellung verfügbarer Optionen oder Auswahlmöglichkeiten an. Insbesondere kann jede verfügbare Option oder Auswahlmöglichkeit unter Verwendung einer ersten Eigenschaft angezeigt werden und nicht verfügbare Optionen können auf dem Monitor **26** unter Verwendung einer zweiten Eigenschaft angezeigt werden.

[0044] Beispielsweise und in einer Ausführungsform werden nach der Auswahl eines Wendel-Modus verfügbare Optionen für die Steigung, Tischgeschwindigkeit und Bilddicken dem Benutzer über den Monitor zur Auswahl durch den Bediener angezeigt. Nach Ausführung der die prospektive Bilddicke mit umfassenden Scanparameterauswahl kann jede für den Bediener verfügbare retrospektive Scanparameteroption unter Verwendung verschiedener Farben oder Grauschattierungen angezeigt werden. Diejenigen Optionen, welche für den Bediener nicht verfügbar sind, werden unter Verwendung einer zweiten Eigenschaft angezeigt, wie zum Beispiel so, dass die nicht verfügbaren Optionen sichtbar sind, aber nicht durch den Bediener gewählt werden können. Durch Überprüfen der angezeigten Scanparameter kann der Bediener schnell und einfach alle möglichen Optionen oder Alternativen für die Scanparameter erkennen. Natürlich könnten viele weitere Arten von Schnittstellen verwendet werden, und die in [Fig. 3](#) dargestellte Schnittstelle ist nur eine exemplarische Schnitt-

stelle.

[0045] In einer Ausführungsform wählt beispielsweise der Bediener vor der Durchführung eines Scans im Wendel-Modus von der Benutzerschnittstelle aus die gewünschte Scheibendicke, den Scanmodus und die Scangeschwindigkeit. Der "Hi-Q"-Scan entspricht einem Scan für Bilder hoher Qualität und der "Hi-Speed"-Scan entspricht einer schnellen Patiententischgeschwindigkeit wie vorstehend in Verbindung mit Tabelle 2 beschrieben. Abhängig von der von dem Bediener getroffenen Auswahl werden verschiedene retrospektive Optionen auf dem Monitor **26** angezeigt. Beispielsweise kann eine erste retrospektive Bilddickenoption in einer ersten Farbe angezeigt werden und jede nachfolgende retrospektive Bilddickenoption kann in einer anderen Farbe (zum Beispiel einer zweiten Farbe oder einer dritten Farbe und so weiter) angezeigt werden. Beispielsweise werden, wenn der Bediener die Scanparameter für einen 2i-Scan mit 5 mm wählt, die verfügbaren retrospektiven Bilddickenoptionen von 2,5 mm, 5 mm und 10 mm unter Verwendung einer unterschiedlichen Farbe für jede verfügbare Option, zum Beispiel 2,5 mm in Rot, 5 mm in Blau und 10 mm in Grün angezeigt. In einer Ausführungsform werden die nicht verfügbaren Bilddicken von 1,25 mm und 3,75 mm sichtbar angezeigt, sind aber durch den Bediener nicht wählbar. Nachdem der Bediener die Auswahl getroffen hat, wird das System **10** zur Durchführung des vorgeschriebenen Scans eingerichtet.

[0046] In einem Axial-Scan wählt der Bediener beispielsweise die gewünschte Scheibendicke und die Anzahl der pro Umdrehung zu erzeugenden Scheiben unter Verwendung der Bedienerschnittstelle. Beispielsweise werden, wenn der Bediener die Scanparameter für einen 4i-Scan mit 3,75 mm auswählt, die retrospektiven Bilddickenoptionen von 3,75 mm und 7,5 mm so angezeigt, dass der Bediener diese verfügbaren Optionen wählen kann. Die Optionen von 1,25 mm, 2,5 mm, 5 mm und 10 mm bleiben zwar sichtbar, können aber durch den Bediener nicht gewählt werden.

[0047] Bisher stellt kein Mehr-Scheiben-CT-System die skalierbaren Scanverwaltungs-, Steuerungs- und Bildrekonstruktionsprozesse und die skalierbaren Bildanzeige- und Analyse bereit, wie sie durch das vorliegende System bereitgestellt werden.

[0048] Bei dem vorliegenden System kann ein Bediener leicht und einfach die gewünschte Anzahl von Scheiben und die Scheibendicke für die anzuzeigenden Bilder auswählen. Zusätzlich werden eine erhöhte Patientenscangeschwindigkeit, verbesserte Bildqualität und verringerte Röntgenröhrenbelastung erzielt.

[0049] Anschließend erfolgt eine Beschreibung von Komponenten eines exemplarischen skalierbaren Mehr-Scheiben-CT-Systems gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung. Die durch den Bediener unter Verwendung der Benutzerschnittstelle definierten Scanparameter werden zur Definition der Konfiguration des Systems **10** gemäß nachstehender detaillierter Beschreibung verwendet. Obwohl nachstehend spezifische Komponentendetails beschrieben werden, dürfte sich verstehen, dass viele alternative Ausführungsformen möglich sind. Beispielsweise könnten, obwohl ein spezieller Detektor, ein SDAS und Schleifring beschrieben werden, andere Ausführungsformen von Detektoren SDASs und Schleifringen verwendet werden, und die vorliegende Erfindung ist nicht auf eine Praxisumsetzung mit irgendeinem speziellen Typ des Detektors, des SDASs oder des Schleifrings beschränkt. Beispielsweise enthält der nachstehend beschriebene Detektor mehrere Module und jedes Modul enthält mehrere Detektorzellen. Statt des nachstehend beschriebenen spezifischen Detektors kann ein Detektor, welcher keine segmentierte Zellen entlang der z-Achse enthält, und/oder ein Detektor, welcher mehrere Module mit mehreren Elementen entlang der x- und/oder z-Achse enthält, die miteinander in jeder Richtung verbunden werden können, um skalierbare Mehr-Scheiben-Scandaten gleichzeitig zu erfassen, verwendet werden.

[0050] Bezüglich einer spezifischen Detektorkonfiguration und gemäß den [Fig. 4](#) und [Fig. 5](#) enthält der Detektor **16** mehrere Detektormodule **50**. Jedes Detektormodul **50** ist an einem Detektorgehäuse **52** mittels Platten **54** befestigt. Jedes Modul **50** enthält eine mehrdimensionale Szintillatoranordnung **56** und eine (nicht sichtbare) Halbleiteranordnung hoher Dichte. Ein (nicht dargestellter) hinter dem Patienten angeordneter Kollimator ist über der und benachbart zu der Szintillatoranordnung **56** positioniert, um Röntgenstrahlbündel zu kollimieren, bevor derartige Strahlen auf die Szintillatoranordnung **56** auftreffen. Die Szintillatoranordnung **56** enthält mehrere in einer Anordnung angeordnete Szintillationselemente, und die Halbleiteranordnung enthält mehrere in einer identischen Anordnung angeordnete Photodioden. Diese Photodioden sind auf einem Substrat **58** abgeschieden oder ausgebildet, und die Szintillatoranordnung **56** ist darüber positioniert und an dem Substrat **58** befestigt.

[0051] Schalt- und Dekodierungsvorrichtungen **60** sind mit der Photodiodenanordnung verbunden. Die Photodioden sind optisch mit der Szintillatoranordnung gekoppelt und besitzen elektrische Ausgangsleitungen für

die Übertragung von Signalen, welche für das von der Szintillatoranordnung ausgegebene Licht repräsentativ sind. Insbesondere erzeugt jede Photodiode ein analoges Ausgangssignal mit geringem Pegel, das ein Maß für die Strahlabschwächung für einen spezifischen Szintillator der Szintillatoranordnung **56** ist. Die Ausgangsleitungen der Photodioden erstrecken sich aus gegenüberliegenden Seiten der Halbleiter- oder Photodiodenanordnung und sind mit entsprechenden Vorrichtungen **60** verbunden (zum Beispiel drahtgebondet).

[0052] Die Schaltvorrichtung **60** ist eine mehrdimensionale Halbleiterschaltvorrichtung ähnlicher Größe wie die Photodiodenanordnung, und die Schaltvorrichtung **60** ist in einem elektrischen Schaltkreis zwischen die Halbleiteranordnung und das SDAS **42** ([Fig. 2](#)) geschaltet. Die Vorrichtung **60** enthält in einer Ausführungsform mehrere Feldeffekttransistoren (FETs), die als eine mehrdimensionale Anordnung angeordnet sind. Jeder FET enthält eine Eingangsleitung, die elektrisch mit einer der entsprechenden Photodiodenausgangsleitungen verbunden ist, eine Ausgangsleitung und eine (nicht dargestellte) Steuerleitung. Die FET-Ausgangs- und Steuerleitungen sind elektrisch mit dem SDAS **42** über ein flexibles elektrisches Kabel **62** verbunden. Insbesondere ist etwa eine Hälfte der Photodiodenausgangsleitungen elektrisch mit jeder FET-Eingangsleitung auf einer Seite der Anordnung mit der anderen Hälfte von Photodiodenausgangsleitungen verbunden, die elektrisch mit den FET-Eingangsleitungen auf der anderen Seite der Anordnung verbunden sind.

[0053] Der Decoder steuert den Betrieb der FETs, um Ausgänge der Photodioden in Abhängigkeit von einer gewünschten Anzahl von Scheiben und Scheibenauflösungen für jede Scheibe freizugeben, zu sperren oder zu kombinieren. Der Decoder ist in einer Ausführungsform ein Decoderchip oder eine im Fachgebiet bekannte FET-Steuerung, und der Decoder enthält mehrere Ausgangs- und Steuerleitungen, die mit den FETs und dem SDAS **42** gekoppelt sind. Insbesondere sind die Decoderausgangsleitungen elektrisch mit den Schaltvorrichtungsteuerleitungen verbunden, um den FETs zu ermöglichen, die korrekten Daten zu übertragen. Die Decodersteuerleitungen sind elektrisch mit den FET-Steuerleitungen verbunden und bestimmen, welche von den Ausgängen freigegeben werden. Unter Verwendung des Decoders werden spezifische FETs freigegeben, gesperrt oder werden deren Ausgänge so kombiniert, dass die Ausgänge spezifischer Photodioden elektrisch mit dem SDAS **42** verbunden werden.

[0054] In einer spezifischen Ausführungsform enthält der Detektor **16** siebenundfünfzig Detektormodule **60**. Die Halbleiteranordnung und die Szintillatoranordnung **56** weisen jeweils eine Anordnungsabmessung von 16×16 auf. Demzufolge besitzt ein Detektor **16** Zeilen und 912 Spalten (16×57 Module), was die gleichzeitige Sammlung von Daten aus 16 Scheiben bei jeder Drehung des Portals **12** ermöglicht. Natürlich ist die vorliegende Erfindung auf keinerlei spezifische Anordnungsgrößen beschränkt und es wird in Betracht gezogen, dass die Anordnung abhängig von den spezifischen Betreiberanforderungen größer oder kleiner sein kann. Ferner kann der Detektor **16** in vielen Modi unterschiedlicher Scheibendicke und Anzahl, wie zum Beispiel in Ein-, Zwei- und Vier-Scheibenmodi betrieben werden. Beispielsweise können die FETs in dem Vier-Scheibenmodus so konfiguriert werden, dass für vier Scheiben gesammelte Daten aus einer oder mehreren Zeilen der Photodiodenanordnung gesammelt werden. Abhängig von der spezifischen Konfiguration der FETs gemäß Definition durch die Decodersteuerleitungen können verschiedene Kombinationen von Ausgängen der Photodioden freigegeben, gesperrt oder kombiniert werden, so dass die Scheibendicke beispielsweise 1,25 mm, 2,5 mm, 3,75 mm oder 5 mm sein kann. Zusätzliche Beispiele umfassen einen Ein-Scheibenmodus, welcher nur eine Scheibe mit Scheiben von 1,25 mm bis 20 mm Dicke umfasst, und einen Zwei-Scheibenmodus, welcher zwei Scheiben mit Scheiben von 1,25 bis 10 mm Dicke umfasst. Natürlich sind viele weitere andere Modi möglich.

[0055] [Fig. 6](#) veranschaulicht die geometrische Konfiguration des in [Fig. 1](#) dargestellten CT-Systems und stellt das Koordinatensystem des Portals dar. Auf das Koordinatensystem wird in den nachstehenden Figuren Bezug genommen. Insbesondere bezieht sich die x-Achse auf eine Achsentangente des Drehkreises des Portals **12**. Die y-Achse bezieht sich auf eine radiale Achse, die sich von dem Isozentrum (ISO) des Portals **12** zu einem Röntgenröhrenbrennpunkt erstreckt. Die z-Achse ist eine Längsachse (Einwärts/Auswärts) in Bezug auf die Scanebene. Der Patient wird entlang der z-Achse auf dem Patiententisch **20** während des Scannvorgangs verschoben.

[0056] Gemäß [Fig. 7](#) und in einem Mehr-Scheibenscan werden Daten bei verschiedenen Positionen der z-Achse gesammelt. [Fig. 7](#) ist eine schematische Darstellung eines Systems **10** von einer Seite des Portals **12** aus betrachtet. Die Röntgenröhre **46** enthält eine Anode/Target **64** und eine Kathode **66**. Ein nicht kollimiertes Röntgenstrahlbündel **68** wird durch die Röhre **46** ausgegeben und passiert den Verstellkollimator **48**. Der Kollimator **48** enthält ein "Bowtie"-Filter **70** und Wolframnocken **72**.

[0057] Wie in Verbindung mit [Fig. 2](#) erläutert, werden die Positionen der Nocken **72** durch eine Bordsteuerung

40 gesteuert, welche ihre Befehle aus dem Host-Computer **24** gemäß Vorschrift von dem die Benutzerschnittstelle verwendenden Bediener über die SRU **32** und die stationäre Steuerung **34** empfängt. Beispielsweise sind Schrittmotoren mit den Nocken **72** verbunden, um genau die Positionen der Nocken **72** zu steuern. Die Nocken **72** des Verstellkollimators **48** können unabhängig in Bezug auf den Abstand zwischen den Nocken **72** und ihre Lage in Bezug auf den Mittelpunkt der Kollimatoröffnung abhängig von dem von dem Benutzer gewählten Datensammelmodus eingestellt werden.

[0058] Ein kollimiertes Röntgenstrahlbündel **74** wird von dem Verstellkollimator **48** ausgegeben und das Strahlbündel **74** durchdringt den Patienten **18** ([Fig. 1](#)) und trifft auf den Detektor **16** auf. Gemäß vorstehender Beschreibung enthält der Detektor **16** einen Kollimator **76**, eine Szintillatoranordnung **56** und eine Photodiode/Umschalt-Anordnung **78** (die Photodioden- und Umschaltanordnungen sind als eine Einheit in [Fig. 7](#) dargestellt, können aber wie vorstehend beschrieben getrennte Einheiten sein). Ausgangssignale aus der Anordnung **78** werden über ein flexibles Kabel dem SDAS **42** zur Bearbeitung zugeführt.

[0059] Die nachfolgende Beschreibung betrifft den Betrieb des Verstellkollimators **48** und des Detektors **16** für die Bereitstellung der Skalierbarkeit in der Anzahl der Scheiben und der Scheibendicke. Obwohl der Betrieb des Verstellkollimators **48** und der Betrieb des Detektors hierin manchmal getrennt beschrieben werden, dürfte es sich verstehen, dass der Kollimator **48** und der Detektor **16** in Kombination arbeiten, um die gewünschte Anzahl von Scheiben und die Scheibendicke zu erzeugen.

[0060] Insbesondere stellen [Fig. 8](#) und [Fig. 9](#) den Betrieb des Verstellkollimators **48** dar. [Fig. 8](#) stellt einen Verstellkollimator **48** dar, der dafür eingerichtet ist, ein zentriertes breites Strahlbündel (zum Beispiel einen Strahl zum Erzielen von vier Datenscheiben mit einer Scheibendicke von 5 mm) zu erzielen. Für ein schmales zentriertes Strahlbündel und gemäß Darstellung in [Fig. 9](#) werden die Nocken **72** in einem gleichen Betrag in Bezug auf einen Mittelpunkt des Strahlbündels **68** nach innen bewegt. Beispielsweise könnte der in [Fig. 9](#) eingerichtet dargestellte Verstellkollimator zur Erzielung von 4 Scheiben mit Daten mit einer Scheibendicke von 1,25 mm verwendet werden.

[0061] Wie es nachstehend detaillierter beschrieben wird, können durch Steuerung der Position und Breite des Strahlbündels **74** bei dem Verstellkollimator **48** Scans durchgeführt werden, um Daten für viele unterschiedliche Scheibenanzahlen und Scheibendicken zu erhalten. Beispielsweise entspricht [Fig. 10](#) einer gewählten Detektorkonfiguration, wenn vier Datenscheiben mit einer Scheibendicke von 5,0 mm erhalten werden sollen. Die Nocken **72** sind in der Richtung der z-Achse weit voneinander entfernt, um eine Kollimation von 20 mm bereitzustellen, und die Ausgänge der Photodioden werden durch die Schaltanordnung **78** in vier getrennte Scheiben kombiniert. Insbesondere kombiniert jede Datenscheibe die Ausgangssignale von vier Photodioden in ein Signal (1A, 2A, 1B und 2B) und jedes Scheibendatensignal (1A, 2A, 1B und 2B) wird über flexible Kabel **62** an das SDAS **42** geliefert.

[0062] Für vier Scheibendicken mit 1,25 mm Scheibendicke kann die in [Fig. 11](#) dargestellte Konfiguration verwendet werden. Insbesondere sind die Nocken **72** nicht soweit voneinander entfernt wie für die 5 mm Scheibendicke ([Fig. 10](#)). Stattdessen sind die Nocken **72** in der Richtung der z-Achse so beabstandet, dass sie eine 5 mm Kollimation bereitstellen, und die Photodiodenausgangssignale werden durch die Schaltanordnung **78** in vier getrennte Scheiben kombiniert. Insbesondere kombiniert jede Datenscheibe die Ausgangssignale einer Photodiode in ein Signal (1A, 2A, 1B und 2B) und jedes Scheibendatensignal (1A, 2A, 1B und 2B) wird über flexible Kabel **62** an das SDAS **42** geliefert.

[0063] Natürlich sind viele weitere Kombinationen von Scheibenanzahl und Scheibendicke unter Verwendung des Systems **10** möglich. Beispielsweise und gemäß [Fig. 12](#) werden für zwei Datenscheiben mit 1,25 mm Scheibendicke die Nocken **72** in der Richtung der z-Achse so getrennt, dass sie eine 2,25 mm Kollimation bereitstellen. Die Photodiodenausgangssignale werden durch die Schaltanordnung **78** in zwei getrennte Scheiben kombiniert. Insbesondere kombiniert jede Datenscheibe die Ausgangssignale einer Photodiode in ein Signal (1A und 1B) und jedes Scheibendatensignal (1A und 1B) wird über flexible Kabel **62** an das SDAS **42** geliefert. Durch die Steuern des Verstellkollimators **48** und durch eine Kanalaufsummierung entlang der z-Achse gemäß vorstehender Beschreibung können Scandaten für viele unterschiedliche Scheibenanzahlen und Scheibendicken gesammelt werden.

[0064] Es können viele Änderungen und Hinzufügungen an dem vorstehend beschriebenen exemplarischen System ausgeführt werden. Beispielsweise ein Graphik-basierende Benutzerschnittstelle, welche es dem Benutzer ermöglicht, leicht einen Mehr-Scheibenscan und eine Bildrekonstruktionen in verschiedenen Formen beispielsweise mit optimaler Tischgeschwindigkeit, Röntgenstrahlbündelkollimation, Datensammel-Scheiben-

dicke, Röntgenstrahlbündel-Spannungs- und Stromwerten, sowie dem Rekonstruktionsverfahren zum Erzielen der gewünschten Bildqualität vorzuschreiben. Eine derartige Schnittstelle kann durch einen berührungsempfindlichen Bildschirm, Sprache oder durch andere bekannte Schnittstellenverfahren, die leicht anzuwenden und zu verstehen sind, aktiviert werden. Der Host-Computer kann so vorprogrammiert werden, dass er verschiedene Vorgabemodi auf der Basis des durchzuführenden Scanntyps enthält, um die durch den Bediener durchgeführten Auswahlvorgänge weiter zu vereinfachen.

[0065] Das vorstehend beschriebene skalierbare Mehr-Scheibensystem kann leicht und einfach betrieben werden, um einen, zwei oder mehr Datenscheiben zu sammeln. Ein derartiges System bietet dem Bediener auch Optionen für prospektive und retrospektive Bilddicken für die ausgewählten Scanparameter.

[0066] Obwohl die Erfindung im Hinblick auf verschiedene spezifische Ausführungsformen beschrieben wurde, wird der Fachmann auf diesem Gebiet erkennen, dass die Erfindung mit Modifikationen innerhalb des Schutzzumfangs der Ansprüche in die Praxis umgesetzt werden kann.

Patentansprüche

1. Bildgebungssystem (**10**) mit:
 einem Detektor (**16**) mit mehreren sich entlang einer z-Achse erstreckenden und zum Sammeln von Daten mehrerer Scheiben eingerichteten Detektorzellen;
 einem skalierbaren Datenerfassungssystem (**42**), das mit dem Detektor verbunden und zur Umwandlung von aus dem Detektor empfangenen Signalen in digitale Form eingerichtet ist;
 einer zu dem Detektor ausgerichteten Röntgenstrahlungsquelle (**14**);
 einem zwischen der Röntgenstrahlungsquelle und dem Detektor positionierten Verstellkollimator (**72, 76**); und
 einem Host-Computer (**24**) mit einer Benutzerschnittstelle, um einem Benutzer eine Auswahl von Scanparametern zu ermöglichen, wobei die Benutzerschnittstelle wählbare Scanparameter eines Wendel- und Axialscans für Ein- oder Mehr-Scheibenscans aufweist, und die Scanparameter prospektive und retrospektive Scheibendicken aufweisen, wobei die prospektiven Scheibendicken in einer ersten Farbe dargestellt werden und die retrospektiven Scheibendicken in einer zweiten Farbe dargestellt werden.
2. System nach Anspruch 1, wobei die Benutzerschnittstelle ferner Scanparameter für Kine-Scans aufweist.
3. System nach Anspruch 1 oder 2, wobei die Scanparameter für die Wendelskans eine Steigungsgeschwindigkeit enthalten.
4. System nach Anspruch 3, wobei das Bildgebungssystem ferner einen Tisch (**20**) zur Lagerung eines Patienten aufweist, und wobei die Scanparameter für den Wendelskan ferner eine Tischgeschwindigkeit enthalten.
5. System nach Anspruch 1, wobei die Benutzerschnittstelle den Kollimator auf der Basis der auswählbaren Scanparameter für Wendel- und Axialscans anpasst.
6. System nach Anspruch 1, wobei der Detektor mehrere Module (**50**) aufweist.
7. System nach Anspruch 6, wobei wenigstens eines von den Modulen eine Szintillatoranordnung (**56**) und eine Photodiodenanordnung aufweist, wobei die Szintillatoranordnung über der Photodiodenanordnung positioniert und optisch mit dieser gekoppelt ist.
8. System nach Anspruch 7, wobei von den Photodioden der Photodiodenanordnung ausgegebene Signale selektiv auf der Basis wenigstens einer gewählten Scheibendicke und einer Anzahl von Scheiben auswählbar sind.
9. System nach Anspruch 1, wobei die Scanparameter wenigstens die Scheibendicke für die Datenaquisition und die Anzahl von Scheiben enthalten.
10. Verfahren, um einem Bediener zu ermöglichen, Scanparameter für ein Bildgebungssystem vorzuschreiben, wobei das Bildgebungssystem einen Host-Computer mit einer Benutzerschnittstelle enthält, und das Verfahren die Schritte aufweist:
 Ermöglichen, dass der Bediener einen Betriebsmodus auswählt;

Anzeigen verfügbarer Scanparameter eines Wendel- und Axialscan für Ein- oder Mehr-Scheibenscans für den ausgewählten Betriebsmodus; und
Anzeigen prospektiver und retrospektiver Scheibendicken, die für den ausgewählten Scanmodus verfügbar sind, unter Verwendung einer ersten Farbe für die prospektiven Scheibendicken und einer zweiten Farbe für die retrospektiven Scheibendicken.

11. Verfahren nach Anspruch 10, wobei das Ermöglichen, dass der Bediener einen Scanbetriebsmodus auswählt, den Schritt der Auswahl eines von einem Wendel-Modus, einem Axial-Modus und einem Kine-Modus beinhaltet.

12. Verfahren nach Anspruch 11, wobei das Ermöglichen, dass der Bediener einen Betriebsmodus auswählt, ferner den Schritt der Auswahl von Scanparametern für jeden Scanmodus beinhaltet

13. Verfahren nach Anspruch 12, wobei das Bildgebungssystem einen beweglichen Tisch zur Lagerung eines Patienten enthält und wobei das Auswählen von Scanparametern für den Wendel-Scanmodus den Schritt der Auswahl einer Tischgeschwindigkeit beinhaltet.

14. Verfahren nach Anspruch 13, wobei das Auswählen von Scanparametern für den Wendel-Scanmodus ferner den Schritt der Auswahl einer Steigungsgeschwindigkeit beinhaltet.

15. Verfahren nach Anspruch 10, wobei das System ferner einen mit dem Host-Computer verbundenen vor dem Patienten befindlichen Verstellkollimator enthält, welcher wenigstens einen einstellbaren Nocken enthält, und wobei das Verfahren ferner den Schritt der Einstellung des Kollimators auf der Basis des ausgewählten Scanmodus aufweist.

Es folgen 7 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

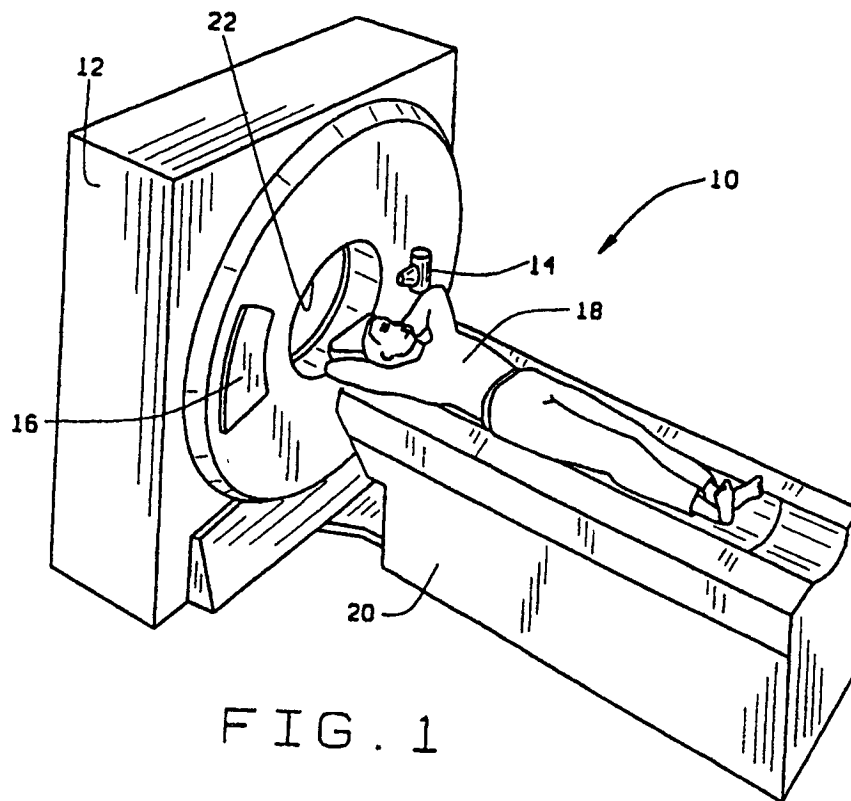


FIG. 1

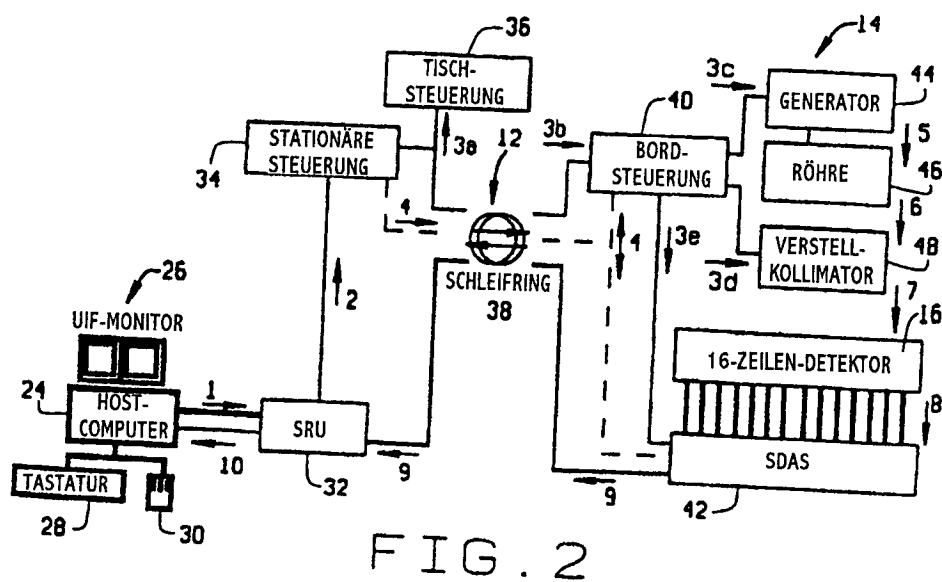


FIG. 2

WENDEL- MODUS	DICKE (mm)					
	1.25	2.50	3.75	5.00	7.50	10.00
	SCANMODUS					
	HI-0	HI-SPEED				
AXIAL- MODUS	GESCHWINDIGKEIT (mm/Umdr)					
	3.75	7.50	11.25	15.00	22.50	30.00
	DICKE (mm)					
	1.25	2.50	3.75	5.00	7.50	10.00
	ANZAHL DER BILDER PRO UMDREHUNG					
	1i	2i	4i			

FIG. 3

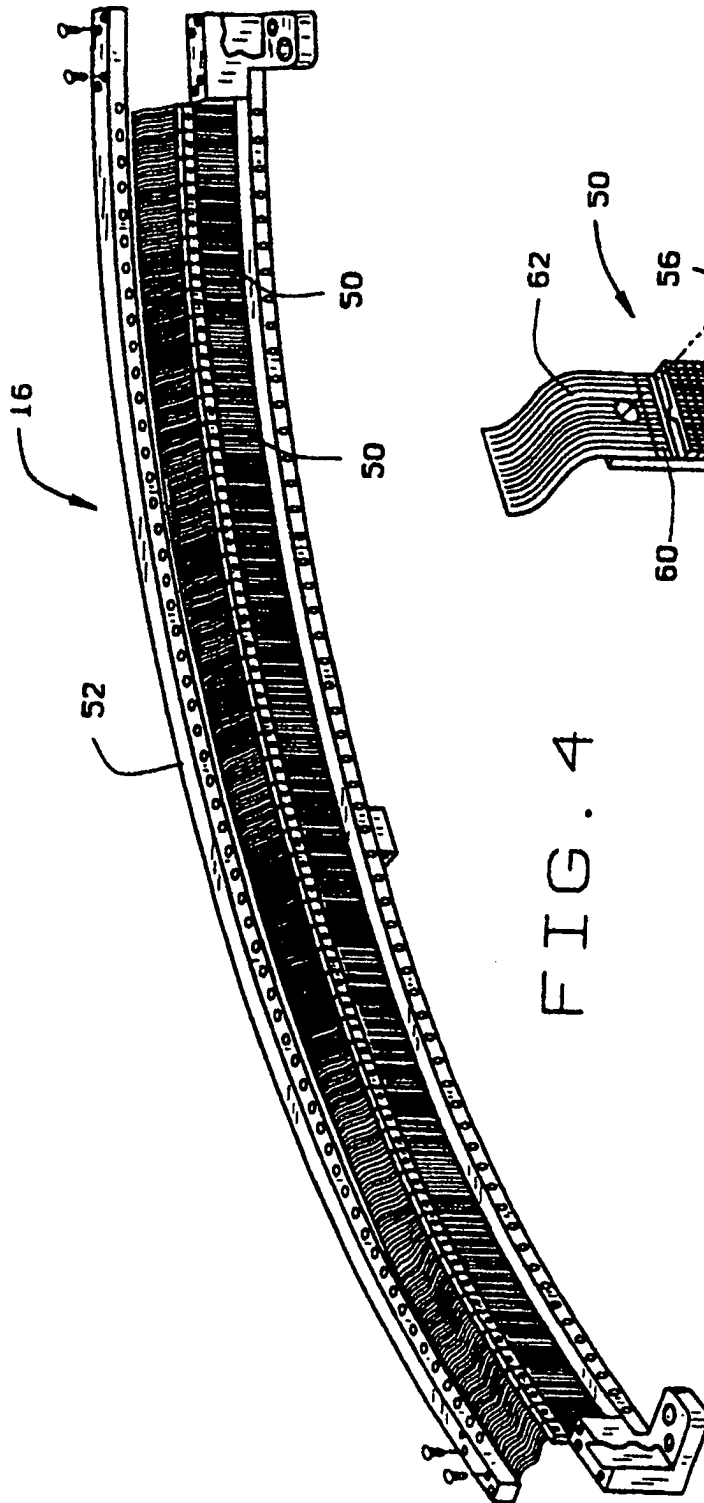


FIG. 4

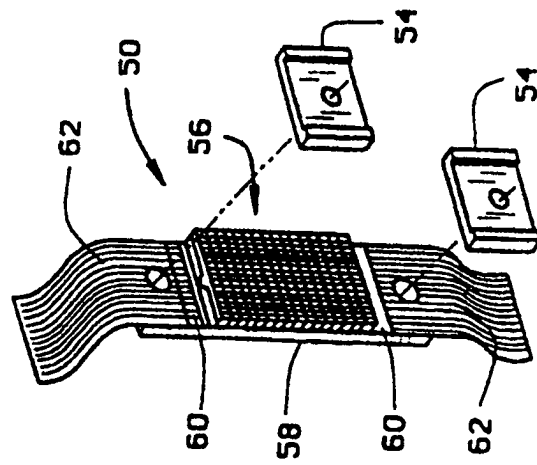


FIG. 5

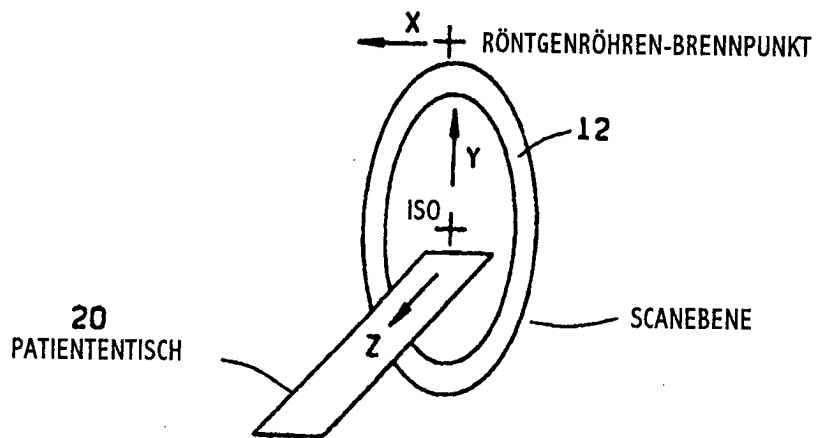


FIG. 6

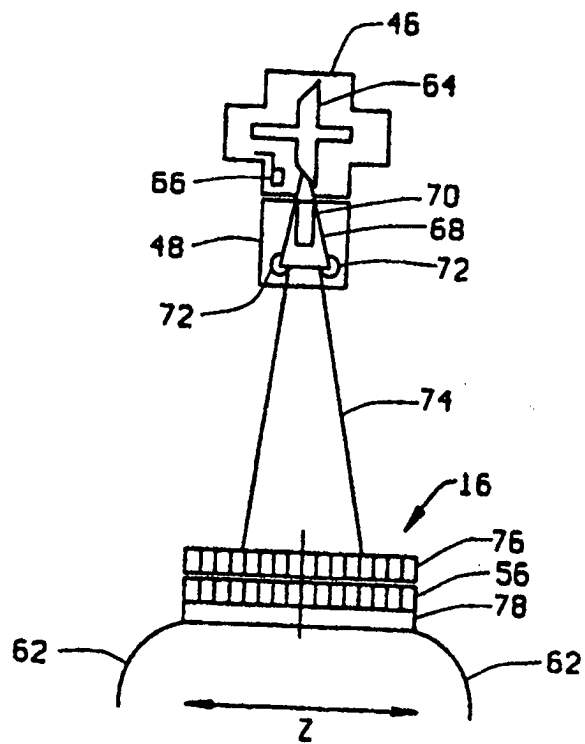


FIG. 7

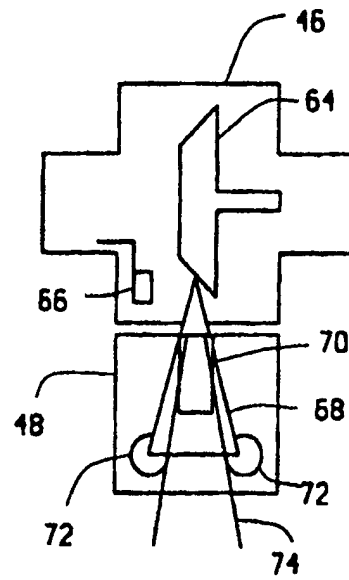


FIG. 8

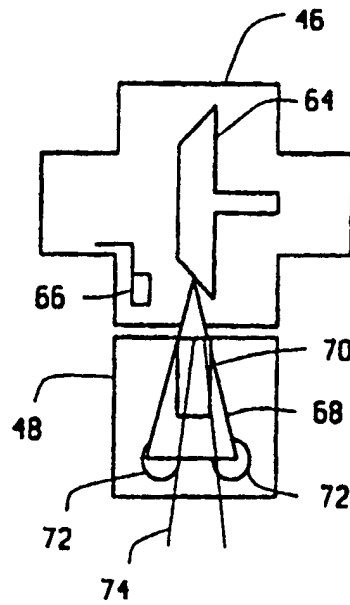


FIG. 9

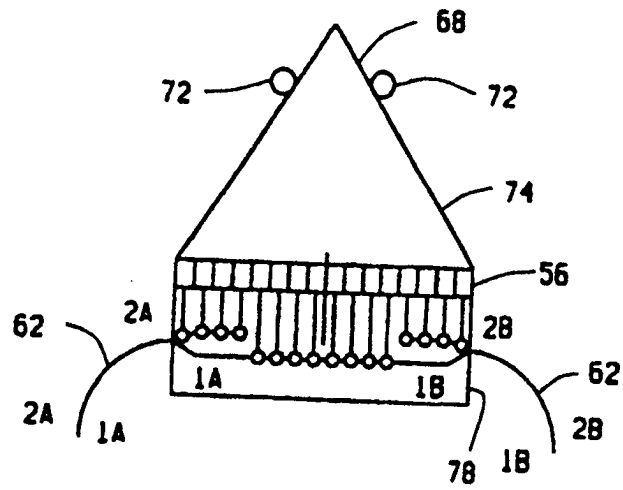


FIG. 10

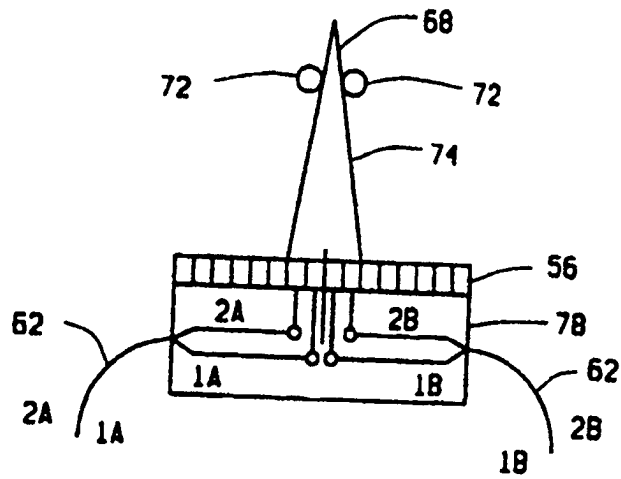


FIG. 11

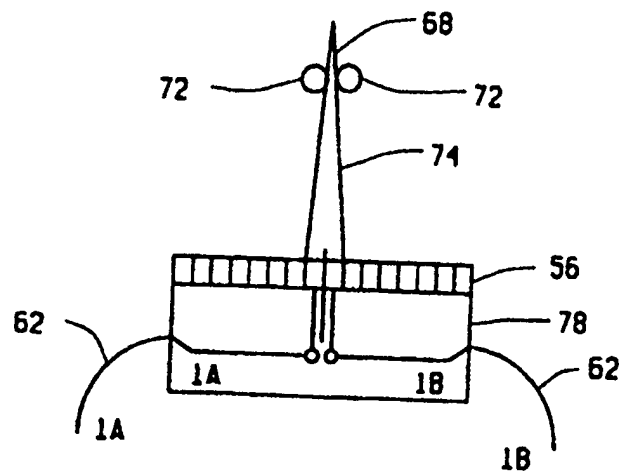


FIG. 12