(19) Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2005 007 190 A1** 2005.09.15

(12) # Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2005 007 190.2**
(22) Anmeldetag: **16.02.2005**
(43) Offenlegungstag: **15.09.2005**

(51) Int Cl.[7]: **H05G 1/34**
H05G 1/42, H05G 1/60, G03B 42/02, A61B 6/03, G01N 23/06

(30) Unionspriorität:
10/782,485 19.02.2004 US

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

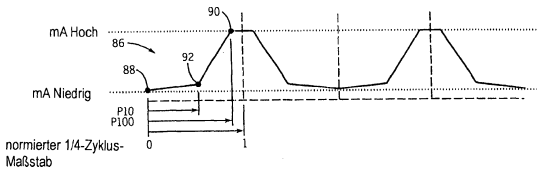
(74) Vertreter:
Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen

(72) Erfinder:
Toth, Thomas L., Brookfield, Wis., US; Woloschek, Steven J., Franklin, Wis., US; Schmidt, Jonathan R., Wales, Wis., US

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Vorrichtung zum Bestimmen eines Röhrenstrommodulationsprofils zur radiografischen Bildgebung**

(57) Zusammenfassung: Ein Verfahren und eine Vorrichtung zum Akquirieren von Probeaufnahmedaten eines Objektes (22, 116) wird offenbart und zum Bestimmen einer Spitze-Spitze-Modulationsamplitude einer normierten Wellenform (86) analysiert, die für die Größe und Form eines Objektes (22, 116) kennzeichnend ist. Die Probeaufnahmedaten schaffen eine Wiedergabe der Größe und Form eines Patienten (22, 116), die zu einer idealen Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform (84) oder einem Profil gehören. Das ideale Röhrenstrom-Modulationsprofil (84) kann danach abgetastet oder an verschiedenen Punkten (88-94) angenähert werden, um ein Röhrenstrom-Modulationsprofil (84) zur Implementierung zu bestimmen, um CT-Daten mit einer verringerten Dosis, aber Opfer an Bildqualität zu erfassen.



Beschreibung

HINTERGRUND DER ERFINDUNG:

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich allgemein auf die diagnostische Bildgebung und spezieller auf ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Röhrenstrommodulation in der radiografischen Bildgebung, z.B. der Computertomographie (CT).

[0002] In Computertomografie(CT)-Bildgebungssystemen sendet typischerweise eine Röntgenstrahlenquelle ein fächerförmiges Strahlenbündel auf ein Objekt, wie z.B. einen Patienten oder ein Gepäckstück aus. Im Anschluss hieran soll der Begriff "Objekt" alles einschließen, was abgebildet werden kann. Nachdem das Strahlenbündel durch das Objekt abgeschwächt worden ist, trifft es auf ein Feld oder Array von Strahlungsdetektoren auf. Die Intensität des abgeschwächten Strahlungsbündels, das an dem Detektorarray empfangen wird, ist typischerweise von der Abschwächung des Röntgenstrahlenbündels durch das Objekt abhängig. Jedes Detektorelement des Detektorarrays erzeugt ein separates elektrisches Signal, das für den durch das einzelne Detektorelement empfangenen, abgeschwächten Strahl kennzeichnend ist. Die elektrischen Signale werden zur Analyse an ein Datenverarbeitungssystem übermittelt, welches schließlich ein Bild erzeugt.

Stand der Technik

[0003] Allgemein werden die Röntgenquelle und das Detektorarray innerhalb einer Abbildungsebene um den Gantry-Rahmen und um das Objekt gedreht. Die Röntgenquellen enthalten typischerweise Röntgenröhren, die an einem Brennfleck das Röntgenstrahlenbündel aussenden. Röntgendetektoren enthalten typischerweise einen Kollimator zum Einblenden des an dem Detektor empfangenen Röntgenstrahlenbündels, einen dem Kollimator benachbarten Szintillator zum Umwandeln der Röntgenstrahlen in Lichtenergie und Fotodioden zum Empfangen der Lichtenergie von dem benachbarten Szintillator und zum Erzeugen von elektrischen Signalen aus dieser.

[0004] Typischerweise verwandelt jeder Szintillator eines Szintillatorarrays Röntgenstrahlen in Lichtenergie. Jeder Szintillator gibt die Lichtenergie an eine ihm benachbarte Fotodiode ab. Jede Fotodiode erkennt die Lichtenergie und erzeugt ein zugehöriges elektrisches Signal. Die Ausgangssignale der Fotodioden werden danach zur Bildwiederherstellung an das Datenverarbeitungssystem übertragen.

[0005] Wie oben beschrieben, ist die CT-Bildgebung eine Art der Bildgebung, die sich durch die Projektion der radiographischen Abbildung, z.B durch Röntgenstrahlen und die auf die Abschwächung der projizierten Röntgenstrahlen durch das Objekt gestützte Wiederherstellung eines Bildes des Objektes auszeichnet. Allgemein erzeugt das Betreiben einer Röntgenquelle auf höheren Stromnivaus Bilder mit einem geringeren Rauschen. Andererseits können extrem niedrige Stromniveaus der Röntgenröhre schwerwiegende Bildfehler oder Artefakte in dem wiederhergestellten Bild verursachen.

[0006] Der Röntgenröhrenstrom kann so bezeichnet werden, dass er direkt mit dem Betrag der von dem Objekt empfangenen radiografischen Energie, in dem Beispiel der Patientendosis zusammenhängt. Wenn z.B. der Röntgenröhrenstrom ansteigt, so steigt ebenfalls die von dem Objekt aufgenommene Strahlungsdosis. Während höhere Röntgenröhrenstromniveaus zu weniger verrauschten Bildern führen, setzen die höheren Röhrenstromniveaus das Objekt einer erhöhten Röntgenstrahlungsdosis aus. Daher muss beim Erstellen eines Abbildungsprotokolls für ein gegebenes Objekt ein Zielkonflikt oder Trade-Off zwischen dem Röhrenstrom und der Objektdosis gelöst werden. Im Idealfall wird es bevorzugt, die minimale Strahlungsdosis zu verwenden, die zum Erzeugen eines diagnostisch verwertbaren Bildes erforderlich ist.

[0007] Eine Anzahl von Techniken sind entwickelt worden, um ein Röhrenstrommodulationsprofil zu bestimmen, das die beiden wunschgemäßen Ziele erreicht: (1) Diagnostisch verwertbare Bilder und (2) minimale Strahlungsbelastung des Objektes. Eine Anzahl dieser Techniken zeichnet sich durch die Erfassung oder Akquisition und die Analyse von Daten aus Probeaufnahmen oder Scout Scans zum Formen eines Röhrenstrommodulationsprofils aus, das den oben genannten Zielen gerecht wird. Ungeachtet der durch diese bekannten Bildgebungstechniken erreichten Verbesserungen ist gezeigt worden, dass eine Über- wie auch eine Unterbestrahlung immer noch problematisch sein und dadurch das Objekt unnötiger Strahlung aussetzen oder zu einem verrauschten Bild führen können, das folglich eine Neuaufnahme des Objektes erforderlich macht.

[0008] Eine Anzahl von Röhrenstrommodulationstechniken sind entwickelt worden, um die Gestaltung der Schwingungsform und die Röntgenstrahlenerzeugung unter Verwendung von Projektionsdaten aus einer oder

mehreren Probeaufnahmen zu verbessern. Diese Techniken gehen davon aus, dass das Röhrenstrommodulationsprofil über einen einzelnen Gantry-Rotationszyklus symmetrisch ist. Es ist jedoch gezeigt worden, dass die ideale Schwingungsform der Röhrenstrommodulation nicht symmetrisch sein kann. Das führt dazu, dass diese bekannten Techniken zum Bestimmen der Röhrenstrommodulation daran scheitern, die Unsymmetrie der idealen Modulationsschwingungsform zu berücksichtigen. Diese Unsymmetrie führt dazu, dass das Objekt in Abhängigkeit von den diagnostischen Zielen der Aufnahme über- oder unterbestrahlt wird.

Aufgabenstellung

[0009] Es wäre daher wünschenswert, ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Röhrenstrommodulation zu entwerfen, die die Unsymmetrie eines idealen Röhrenstrommodulationsprofils berücksichtigen.

KURZE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG:

[0010] Die vorliegende Erfindung bezieht sich direkt auf ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Röhrenstrommodulation, die die zuvor genannten Nachteile überwinden.

[0011] Von einem Objekt werden Probeaufnahmedaten gewonnen und analysiert, um eine Spitze-Spitze-Modulationsamplitude (Peak-to-Peak) einer normierten Schwingungsform zu bestimmen, die für die Objektgröße und -form kennzeichnend ist. Die Probeaufnahmedaten schaffen eine Darstellung der Patientengröße und -form, so dass eine ideale Modulationsschwingungsform oder ein Profil des Röhrenstroms entwickelt werden kann. Das ideale Röhrenstrommodulationsprofil kann danach an verschiedenen Punkten abgetastet oder angenähert werden, um ein Röhrenstrommodulationsprofil zur Implementierung zu bestimmen. Die Differenzen zwischen dem Röhrenstrommodulationsprofil zur Implementierung und dem idealen Röhrenstrommodulationsprofil werden verringert, wenn die Anzahl der Abtastpunkte erhöht wird.

[0012] Daher wird gemäß einem Aspekt der vorliegenden Erfindung ein Verfahren der Röhrenstrommodulation zur radiographischen Datenakquisition geschaffen. Da Verfahren enthält das Identifizieren einer Vielzahl von Modulationspunkten auf einer Schwingungsform, die für die Objektgröße und/oder die Objektform kennzeichnend ist, und das Bestimmen eines Modulationsfaktors für die Vielzahl von Modulationspunkten. Das Verfahren enthält weiterhin das Erzeugen einer Röhrenstrommodulationsschwingungsform, die gestützt auf einen Modulationsfaktor an einer Vielzahl von Modulationspunkten die Schwingungsform im Wesentlichen annähert, die für die Objektgroße und/oder Objektform kennzeichnend ist.

[0013] Gemäß einem anderen Aspekt der vorliegenden Erfindung wird ein CT-System offenbart. Das CT-System enthält einen drehbaren Gantryrahmen, der eine Öffnung zum Anordnen eines aufzunehmenden Objektes und eine elektromagnetische Hochfrequenz-Energieprojektionsquelle, die dazu eingerichtet ist, ein elektromagnetisches Hochfrequenzenergiestrahlenbündel auf ein Objekt zu projizieren. Ein Szintillatorarray, das eine Vielzahl von Szintillatorzellen aufweist, ist auch vorgesehen, so dass jede Zelle zum Erkennen von hochfrequenter elekromagnetischer Energie, die das Objekt durchdringt, eingerichtet ist. Das CT-System enthält weiterhin ein Fotodiodenarray, das optisch mit dem Szintillatorarray gekoppelt ist und eine Vielzahl von Fotodioden zum Erkennen des von einem zugehörigen Szintillator abgegebenen Lichts aufweist. Ein Datenakquisitionssystem (DAS) wird geschaffen und ist mit dem Fotodiodenarray verbunden und zum Empfangen der Fotodiodenausgangssignale eingerichtet. Das CT-System enthält weiterhin eine Bildwiederherstellungseinrichtung, die mit dem DAS verbunden und zum Wiederherstellen eines Bildes aus den von den DAS empfangenen Fotodiodenausgangssignalen eingerichtet ist. Das CT-System enthält ferner einen Computer, der zum Bestimmen einer idealen Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform zum Steuern der Projektion von hochfrequenter elektromagnetischer Energie durch die elektromagnetische Hochfrequenzprojektionsquelle zur CT-Datenakquisition von dem Objekt programmiert ist. Der Computer ist ferner zum Auswerten der idealen Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform bei einer Vielzahl von Werten und zum Bestimmen einer angenäherten Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform aus einer Vielzahl von Werten programmiert.

[0014] Gemäß einem anderen Aspekt der vorliegenden Erfindung wird ein computerlesbares Speichermedium geschaffen, das ein auf diesem gespeichertes Computerprogramm aufweist. Das Computerprogramm stellt eine Menge von Anweisungen dar, die, sobald sie auf einem Computer ausgeführt werden, den Computer veranlassen, ein radiografisches Datenakquisitionssystem zum Ausführen einer Probeaufnahme anzuweisen, um für die Objektgröße und Objektform kennzeichnende Voraufnahmedaten zu erfassen. Der Computer wird auch zum Bestimmen einer ersten Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform veranlasst, die für die Objektgröße und Objektform aus den Voraufnahmedaten ideal ist. Die Menge von Anweisungen veranlasst den Computer außerdem, einen Abschnitt der ersten Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform, der 90° der Gant-

ry-Rotation entspricht, auszuwerten und eine zweite Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform zu bestimmen, die die erste Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform aus dem Abschnitt der ersten Modulationsschwingungsform approximiert.

[0015] Vielfältige andere Merkmale, Ziele und Vorteile der vorliegenden Erfindung werden aus der folgenden detaillierten Beschreibung und den Zeichnungen deutlich.

Ausführungsbeispiel

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN:

[0016] Die Zeichnungen stellen eine bevorzugte Ausführungsform dar, die gegenwärtig zur Ausführung der Erfindung in Betracht gezogen wird.

[0017] In den Zeichnungen:

[0018] Fig. 1 zeigt eine bildliche Ansicht eines CT-Bildgebungssystems.

[0019] Fig. 2 zeigt ein schematisches Blockdiagramm des in Fig. 1 dargestellten Systems.

[0020] Fig. 3 zeigt eine perspektivische Ansicht einer Ausführungsform eines Detektorarrays eines CT-Systems.

[0021] Fig. 4 zeigt eine perspektivische Ansicht einer Ausführungsform eines Detektors.

[0022] Fig. 5 stellt verschiedene Konfigurationen des Detektors in Fig. 4 in einer Vierschicht-Form dar.

[0023] Fig. 6 zeigt ein Paar von Schwingungsformen, die eine auf die Objektform und Objektgröße gestützte ideale Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform und eine Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform zur Anwendung, die die ideale Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform gemäß der vorliegenden Erfindung annähert, darstellen.

[0024] Fig. 7 zeigt ein Röhrenstrom-Modulationsprofil gemäß der vorliegenden Erfindung.

[0025] Fig. 8 ist eine bildliche Ansicht eines CT-Systems zur Verwendung mit einem nichtinvasiven Gepäcküberprüfungssystem.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSFORM:

[0026] Die Betriebsumgebung der vorliegenden Erfindung wird im Hinblick auf ein Vierschicht-Computertomografie (CT)-System beschrieben. Jedoch wird von Fachleuten erkannt, dass die Erfindung gleichermaßen zur Benutzung mit Einschicht- oder anderen Mehrschicht-Konfigurationen anwendbar ist. Darüber hinaus wird die Erfindung im Hinblick auf die Erkennung und Umwandlung von Röntgenstrahlen beschrieben. Jedoch wird ein Fachmann weiterhin erkennen, dass die vorliegende Erfindung gleichermaßen auf die Erkennung und Umwandlung anderer hochfrequenter elektromagnetischer Energie anwendbar ist. Die vorliegende Erfindung wird im Hinblick auf einen CT-Scanner der „dritten Generation" beschrieben, ist aber gleichermaßen mit anderen CT-Systemen anwendbar.

[0027] In dem auf die Fig. 1 und Fig. 2 Bezug genommen wird, wird ein Computertomografie (CT)-Bildgebungssystem **10** gezeigt, das einen Gantryrahmen **12** enthält und für einen CT-Scanner der „dritten Generation" typisch ist. Der Gantryrahmen **12** weist eine Röntgenstrahlenquelle **14** auf, die ein Bündel von Röntgenstrahlen **16** auf ein Detektorarray **18** auf der gegenüberliegenden Seite des Gantryrahmens **12** projiziert. Das Detektorarray **18** wird von einer Vielzahl von Detektoren **20** gebildet, die gemeinsam die projizierten Röntgenstrahlen erfassen, die einen Patienten **22** durchdringen. Jeder Detektor **20** erzeugt ein elektrisches Signal, das die Intensität eines einfallenden Röntgenstrahls und damit den abgeschwächten Strahl repräsentiert, wie er durch den Patienten **22** hindurchtritt. Während einer Aufnahme zum Akquirieren der Röntgenprojektionsdaten drehen sich der Gantryrahmen **12** und die daran angebrachten Komponenten um ein Rotationszentrum **24**.

[0028] Die Rotation des Gantryrahmens **12** und der Betrieb der Röntgenquelle **14** werden von einer Steuerungsvorrichtung **26** des CT-Systems **10** gesteuert. Die Steuerungsvorrichtung **26** enthält eine Röntgensteue-

rung **28**, die Energie und Taktsignale an die Röntgenstrahlenquelle **14** liefert, und eine Gantry-Motorsteuerung **30**, die die Rotationsgeschwindigkeit und die Position des Gantryrahmens **12** steuert. Ein Datenakquisitionssystem (DAS) **32** in der Steuerungsvorrichtung **26** tastet Analogdaten von den Detektoren **20** ab und wandelt die Daten zur anschließenden Verarbeitung in Digitalsignale um. Eine Bildwiederherstellungseinrichtung **34** empfängt die abgetasteten und digitalisierten Röntgenstrahlendaten von dem DAS **32** und führt eine Hochgeschwindigkeits-Wiederherstellung aus. Das wiederhergestellte Bild wird als Eingabe auf einen Computer **36** gegeben, der das Bild in einer Massenspeichervorrichtung **38** speichert.

[0029] Der Computer **36** empfängt auch Befehle und Aufnahmeparameter von einem Bediener über eine Konsole **40**, die eine Tastatur aufweist. Eine zugehörige Kathodenstrahlröhrenanzeige **42** erlaubt dem Bediener, das wiederhergestellte Bild und andere Daten von dem Computer **36** zu betrachten. Die von dem Bediener gelieferten Befehle und Parameter werden von dem Computer **36** verwendet, um Steuersignale und Informationen an das DAS **32**, die Röntgensteuerung **28** und die Gantry-Motorsteuerung **30** zu liefern. Zusätzlich betreibt der Computer **36** eine Tisch-Motorsteuerung **44**, die einen motorisierten Tisch **46** zum Positionieren des Patienten **22** und des Gantryrahmens **12** steuert. Der Tisch **46** bewegt speziell Teilbereiche des Patienten **22** durch eine Gantryöffnung **48**.

[0030] Wie in Fig. 3 und Fig. 4 gezeigt, enthält das Detektorarray **18** eine Vielzahl von Szintillatoren **57**, die ein Szintillatorarray **56** bilden. Ein Kollimator (nicht dargestellt) ist oberhalb des Szintillatorarrays **56** angeordnet, um die Röntgenstahlen **16** einzublenden, bevor diese Stahlen auf dem Szintillatorarray **56** einfallen.

[0031] In einer in Fig. 3 gezeigten Ausführungsform enthält das Detektorarray **18 57** Detektoren **20**, wobei jeder Detektor eine Arraygröße von 16 × 16 aufweist. Folglich weist das Array **18 16** Zeilen und **912** Spalten (16 × 57 Detektoren) auf, was das Aufnehmen von 16 simultanen Datenschichten bei jeder Rotation des Gantryrahmens **12** erlaubt.

[0032] Die Schalterarrays **80** und **82** in Fig. 4 sind mehrdimensionale Halbleiterarrays, die zwischen das Szintillatorarray **56** und das DAS **32** geschaltet sind. Die Schalterarrays **80** und **82** enthalten eine Vielzahl von Feldeffekttransistoren (FET) (nicht dargestellt), die als ein mehrdimensionales Array oder Feld angeordnet sind. Das FET-Array enthält eine Anzahl von elektrischen Leitungen, die mit jeder der entsprechenden Fotodioden **60** verbunden sind, und eine Anzahl von Ausgangsleitungen, die über eine flexible elektrische Schnittstelle **84A** mit dem DAS **32** elektrisch verbunden sind. Speziell ist etwa die Hälfe der Fotodiodenausgänge elektrisch mit dem Schalter **80** verbunden, während die andere Hälfte der Fotodiodenausgänge elektrisch mit dem Schalter **82** verbunden ist. Zusätzlich kann eine Reflektorschicht (nicht dargestellt) jeweils zwischen den Szintillatoren **57** angeordnet sein, um die Lichtstreuung von benachbarten Szintillatoren zu verringern. Jeder Detektor **20** ist an einem Detektorrahmen **77** in Fig. 3 durch Befestigungsklammern **79** befestigt.

[0033] Die Schalterarrays **80** und **82** enthalten ferner einen Decoder (nicht dargestellt), der die Fotodiodenausgänge gemäß einer gewünschten Anzahl von Schichten und Schichtauflösungen in jeder Schicht aktiviert, deaktiviert oder kombiniert. In einer Ausführungsform ist der Decoder ein Decoderchip oder eine FET-Steuerung, wie sie in der Fachwelt bekannt ist. Der Decoder enthält eine Vielzahl von Ausgangs- und Steuerungsleitungen, die mit Schalterarrays **80** und **82** und dem DAS **32** gekoppelt sind. In einer als eine 16-Schicht-Form bezeichneten Ausführungsform aktiviert der Decoder die Schalterarrays **80** und **82**, so dass alle Zeilen des Fotodiodenarrays **52** aktiviert sind, was zu 16 simultanen Datenschichten zur Verarbeitung durch das DAS **32** führt. Natürlich sind viele andere Schichtkombinationen möglich. Z.B. kann der Decoder auch aus anderen Schichtmodi, einschließlich Ein-, Zwei- und Vierschichtmodus wählen.

[0034] Wie in Fig. 5 dargestellt, können die Schalterarrays **80** und **82** durch das Senden der geeigneten Decoderanweisungen in dem Vierschichtmodus konfiguriert werden, so dass die Daten von vier Schichten von einer oder mehreren Zeilen des Fotodiodenarrays **52** gesammelt werden. In Abhängigkeit von der spezifischen Konfiguration der Schalterarrays **80** und **82** können vielfältige Kombinationen von Fotodioden **60** aktiviert, deaktiviert oder kombiniert werden, so dass die Schichtdicke aus einer, zwei, drei oder vier Zeilen der Szintillatorarrayelemente **57** bestehen kann. Zusätzliche Beispiele enthalten einen Einschichtmodus einschließlich einer Schicht mit Schichten in dem Bereich von 1,25 mm Dicke bis 20 mm Dicke und einen Zweischichtmodus einschließlich zweier Schichten mit Schichten in dem Bereich von 1,25 mm Dicke bis 10 mm Dicke. Über diese beschriebenen Modi hinaus werden weitere in Betracht gezogen.

[0035] Die vorliegende Erfindung ist auf ein Verfahren und eine Vorrichtung zum Bestimmen eines Schwingungsformprofils zur Röhrenstrommodulation gerichtet, das auf ein spezifisches Objekt zugeschnitten ist, um die Strahlenbelastung des Objektes zu verringern, ohne Bildqualität zu opfern. Durch das Erzeugen eines ide-

alen Röhrenstrom-Modulationsprofils für eine Reihe von zu bestrahlenden Objekten und das Analysieren der Punkte entlang dieses Profils ist die vorliegende Erfindung in der Lage, die Erzeugung von Röntgenstrahlen gemäß einem Strahlungsdosisprofil zu entwickeln und zu veranlassen, das das ideale Profil für das gegebene Objekt im Wesentlichen annähert. Die vorliegende Erfindung analysiert die während einer CT-Aufnahme oder Computermodellierung akquirierten Daten, um ein Modell des Objektes in Form einer Ellipse darzustellen. Durch Experimente und Computermodellierung unter Verwendung grundlegender Gleichungen der Röntgenphysik kann gezeigt werden, dass die ideale Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform eine Form oder ein Profil aufweist, das eine Funktion eines elliptischen Objektmodells ist. Speziell ist die ideale Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform eine Funktion der kurzen Achse und des Achsenverhältnisses der langen Achse zur kurzen Achse oder Oval Ratio des Objektes. Das Achsenverhältnis und die kurze Achse werden vorzugsweise aus einem Paar von Probeaufnahmen bestimmt. Es wird jedoch in Betracht gezogen, dass weitere Techniken zusätzlich zur Verwendung von Probeprojektionen verwendet werden können, um ein Modell des Objektes zu bestimmen.

[0036] In dem nun auf Fig. 6 Bezug genommen wird, ist eine normierte ideale Stromschwingungsform oder ein Profil **84** für einen spezifischen elliptischen Fall relativ zu einer aproximierten Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform **86** gezeigt, die verwendet wird, um eine Röntgenstrahlenerzeugung durch eine elektromagnetische Hochfrequenz-Energieprojektionsquelle zur CT-Datenakquisition zu bestimmen. Die Schwingungsform **84** ist entlang zweier Dimensionen normiert. Als erstes wird die Schwingungsform zu einer Spitze-Spitze-Modulationsamplitude normiert oder, mit anderen Worten, wird ein hoher Röhrenstrom auf den Wert **1** und ein niedriger Röhrenstrom auf den Wert 0 gesetzt. Die Schwingungsform wird auch auf ein Viertel des Modulationszyklus normiert, in dem Beispiel werden 90° der Gantryrotation auf einen Wert von **1** gesetzt. Die normierte Schwingungsform wird für eine Menge von elliptischen Fällen aus einem Bereich von aufzunehmenden Objekten erzeugt. Spezieller ist jede Schwingungsform für die Objektform und -größe kennzeichnend, wie sie durch die Daten der kurzen Achse und des Achsenverhältnisses gekennzeichnet sind, die während der Probeaufnahmen von dem Objekt akquiriert werden. Wie beschrieben wird, kann die normierte Schwingungsform analysiert werden, um eine approximierte Röhrenstrom-Schwingungsform **86** zu bestimmen, die während der CT-Datenakquisition verwendet wird.

[0037] Zum Beispiel kann die ideale Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform **84** an einer Anzahl von Punkten abgetastet und dort ausgewertet werden, um die approximierte Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform **86** zu bestimmen. In dem in Fig. 6 dargestellten Beispiel werden vier Punkte **88**-**94** ausgewertet. Speziell gehört der Wert bei **88** zu dem niedrigsten Röhrenstrom-Modulationswert, der in Fig. 6 zu dem Ursprung der Kurven gehört. Im Gegensatz dazu gehört der Wert bei **90** zu dem normierten Maximalwert des Röhrenstroms. Weil es in Betracht gezogen wird, dass die minimalen und maximalen normierten Röhrenstromwerte zum Approximieren der idealen Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform verwendet werden können, werden vorzugsweise weitere Punkte entlang der idealen Schwingungsform **84** ausgewertet.

[0038] Wie in Fig. 6 gezeigt, entspricht der Wert bei **92** 10% der Spitze-Spitze-Modulation. Zusätzlich zum Auswerten der Schwingungsform **84** bei 10% der Spitze-Spitze-Modulation wird in dem dargestellten Beispiel der zu 50% der Spitze-Spitze-Modulation gehörende Wert bei **94** auch ausgewertet. Aus diesen Funktionswerten oder Modulationsfaktoren **88**-**94** kann eine lineare oder stückweise Näherung der idealen Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform bestimmt und verwendet werden, um die elektromagnetische Hochfrequenz-Energieprojektionsquelle zu steuern. Ein Fachmann wird erkennen, dass zum weiteren Approximieren der idealen Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform **84** weitere Modulationspunkte oder der Wert von z.B. 90% der Spitze-Spitze-Modulationsamplitude ausgewertet werden können.

[0039] In dem nun auf Fig. 7 Bezug genommen wird, wird eine Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform gezeigt, die unter Verwendung eines Polynomausdrucks für die ausgewerteten Punkte einer idealen Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform erzeugt worden ist. Die in Fig. 7 dargestellte Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform **86** ist auf eine Dreipunkt-Näherung einer idealen Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform gestützt. In dieser Hinsicht wird der Wert bei **92**, der 10% der Spitze-Spitze-Modulationsamplitude entspricht, ausgewertet und an einen Polynomausdruck angepasst, der eine Funktion der kurzen Achse (Projektionsmaß) ist, die aus einer oder mehreren Probeaufnahmen bestimmt worden ist. Der Wert bei **92** entspricht 10% der Spitze-Spitze-Modulationsamplitude und kann durch die folgende Gleichung bestimmt werden:

$$P10 = a_0 + a_1O + a_2D + a_3OD + a_4O^2 + a_5D^2 + a_6O^2D + a_7OD^2 + a_8D^3 \quad \text{(Gleichung 1)}$$

Gleichungskoeffizient	Variable
a_0	Konstante
a_1	Achsenverhältnis (ovr)
a_2	Kurze Achse (diam)
a_3	ovr·diam
a_4	ovr^2
a_5	$diam^2$
a_6	ovr^2·diam
a_7	$diam^2$·ovr
a_8	$diam^3$

[0040] Weiterhin kann der Modulationsfaktor bei 90, der 100% der Spitze-Spitze-Modulationsamplitude entspricht, bestimmt werden durch:

$$P100 = b_0 + b_1O + b_2D + b_3OD + b_4O^2 + b_5D^2 + b_6O^2D + b_7OD^2 + b_8D^3 \quad \text{(Gleichung 2)}$$

Gleichungskoeffizient	Variable
b_0	Konstante
b^1	Achsenverhältnis (ovr)
b_2	Kurze Achse (diam)
b_3	ovr·diam
b_4	ovr^2
b_5	$diam^2$
b_6	ovr^2·diam
b_7	$diam^2$·ovr
b_8	$diam^3$

[0041] Um eine Überbestrahlung oder Unterbestrahlung zu vermeiden, wird zusätzlich in Betracht gezogen, dass eine Fehlerspanne verwendet werden kann, um die bei den ausgewerteten Modulationspunkten bestimmten Werte zu versetzen. Z. B. werden in einer Ausführungsform die berechneten oder bestimmten Werte zeitlich (in x-Richtung) um einen negativen Betrag oder in der Größe (in y-Richtung) um einen positiven Betrag versetzt. Ein typischer Wert der Anpassung beträgt 0,02 und wird in y-Richtung angewandt, wo die Steigung der Schwingungsform an dem speziellen Modulationspunkt kleiner als 1 ist, und wird in x-Richtung angewandt, wo die Steigung der Schwingungsform an einem speziellen Modulationspunkt größer als 1 ist. Die elektromagnetische Hochfrequenz-Energieprojektionsquelle wird zum Erzeugen von Röntgenstrahlen oder anderer radiographischer Energie in einer Weise veranlasst, wie sie durch die Röhrenstrommodulationsschwingungsform **86**, die eine lineare Approximation der idealen Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform ist, bestimmt ist.

[0042] Es wird auch in Betracht gezogen, dass die approximierte Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform durch Kennzeichnen des flachen Bereiches mit niedrigem Röhrenstrom der idealen Schwingungsform durch einen einzigen Referenzpunkt, z. B. bei 10% der Spitze-Spitze-Modulation, und des Restes der Schwingungsform durch einem Polynomausdruck eines angemessenen Grades, z. B. einer Vierpunktfunktion, dargestellt werden kann. Der Polynomausdruck kann als eine Funktion von der kurzen Achse und dem Achsenverhältnis in einer Weise ähnlich zu derjenigen angepasst werden, die allein im Hinblick auf die stückweise Approximation beschrieben worden ist. Zusätzlich können andere Funktionen, wie z. B. eine geeignete sinusförmige, elliptische, kreisförmige, parabolische oder andere geeignete analytische, kontinuierliche Funktionen verwendet werden, für die die Parameter als eine Funktion der kurzen Achse und/oder des Achsenverhältnisses angepasst werden können.

[0043] Die oben beschriebene Technik ist darauf gerichtet, die gesamte Röhrenbenutzung und Objektbestrahlung zu verringern, ohne Bildqualität zu opfern. Die obige Technik wird auch mit individualisierten Aufnahmeprotokollen angewandt, so dass die körperlichen Verschiedenheiten innerhalb einer Aufnahmegruppe bei jeder Aufnahme berücksichtigt werden. Es wird jedoch in Betracht gezogen, dass unterschiedliche Schwingungsformen entwickelt werden können, um Unterschieden in der Aufnahmegruppe Rechnung zu tragen, und die Schwingungsformen in einer zugänglichen Datenbank gespeichert werden können. Während des Scannerbetriebs werden das Achsenverhältnis und der Durchmesser des Patienten aus Probeaufnahmen bestimmt und Funktionen oder Relationen, wie z. B. die oben durch die Gleichungen 1 und 2 definierten verwendet, um das für den Patienten geeignete Röhrenstrom-Modulationsprofil zum Steuern der Röntgenstrahlenerzeugung

zur CT-Datenakquisition zu erzeugen. Ein Fachmann wird erkennen, dass andere Funktionen oder Gleichungen als die oben speziell genannten verwendet werden können, um das geeignete Röhrenstrom-Modulationsprofil zu erzeugen.

[0044] In dem nun auf Fig. 8 Bezug genommen wird, enthält ein Paket- bzw. Gepäcküberprüfungssystem **100** einen drehbaren Gantryrahmen **102**, der eine Öffnung **104** aufweist, durch die Pakete oder Gepäckstücke passieren können. Der drehbare Gantryrahmen **102** nimmt eine elektromagnetische Hochfrequenz-Energiequelle **106** sowie eine Detektoranordnung **108** auf. Ein Transportsystem **110** wird auch geschaffen und enthält ein von einer Anordnung **114** gestütztes Transportband **112**, um die zu prüfenden Pakete oder Gepäckstücke **116** automatisch und kontinuierlich durch die Öffnung **104** passieren zu lassen. Die Objekte **116** werden über das Transportband **112** durch die Öffnung **104** zugeführt, anschließend werden die Bilddaten erfasst, und das Transportband **112** entfernt, die Pakete **116** auf eine kontrollierte und kontinuierliche Art aus der Öffnung **104**. Dadurch können das Postaufsichts-, Gepäckabfertigungs- oder anderes Sicherheitspersonal den Inhalt von Paktenten **116** auf eine nicht invasive Art auf Sprengstoffe, Messer, Schusswaffen, Schmuggelware etc. überprüfen. Das System **100** enthält einen Computer, der zum Ausführen der zuvor beschriebenen Technik in der Lage ist.

[0045] Die vorliegende Erfindung ist im Hinblick auf eine Bildgebungstechnik zur Optimierung der Strahlungsdosis während einer CT-Datenakquisition beschrieben worden, die eine ideale Modulationsschwingungsform als eine Funktion des Projektionswinkels für eine Menge von Phantomen oder Modellen bestimmt. Es wird verstanden, dass die Menge von Modellen aufgenommen werden und die ideale Modulationsschwingungsform aus den axialen Abschwächungsdaten bestimmt werden kann. Die Koeffizienten bei den Modulationspunkten entlang der idealen Modulationsschwingungsform werden bestimmt und erfassen oder repräsentieren die Relation zwischen der Größe und Form eines Modells und einer geeigneten Form einer Modulationsschwingungsform. Auf diese Weise wird beim Aufnehmen eines Objektes eine bei einem festen Winkel von 0° und/oder 90° vorgenommene Probeaufnahme verwendet, um ein Projektionsgebiet und Projektionsmaß zu bestimmen. Aus den bestimmten Koeffizienten sowie dem Projektionsgebiet und dem Projektionsmaß können eine geeignete Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform zur Verwendung für ein spezifisches Objekt zum Optimieren der Strahlungsdosis als eine Funktion der Objektposition entlang der z-Achse und des Gantrywinkels während der Aufnahme bestimmt werden.

[0046] Dadurch wird gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ein Verfahren der Röhrenstrommodulation zur radiographischen Datenakquisition geschaffen. Das Verfahren enthält das Identifizieren einer Vielzahl von Modulationspunkten auf einer Schwingungsform, die für die Objektgröße und/oder Objektform kennzeichnend ist, und das Bestimmen eines Modulationsfaktors bei der Vielzahl von Modulationspunkten. Das Verfahren enthält weiterhin das auf einen Modulationsfaktor bei einer Vielzahl von Modulationspunkten gestützte Erzeugen einer Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform, die die Schwingungsform im Wesentlichen annähert, die für die Objektgröße und/oder die Objektform kennzeichnend ist.

[0047] Gemäß einer anderen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung wird ein CT-System offenbart. Das CT-System enthält einen drehbaren Gantryrahmen, der eine Öffnung zur Aufnahme eines zu untersuchenden Objektes und eine elektromagnetische Hochfrequenz-Energieprojektionsquelle aufweist, die zur Projektion eines Strahlenbündels von hochfrequenter elektromagnetischer Energie auf ein Objekt eingerichtet ist. Ein eine Vielzahl von Szintillatorzellen aufweisesendes Szintillatorarray wird auch geschaffen, wobei jede Zelle zum Erkennen hochfrequenter elektromagnetischer Energie eingerichtet ist, die das Objekt durchdringt. Das CT-System enthält weiterhin ein Fotodiodenarray, das optisch mit dem Szintillatorarray gekoppelt ist und eine Vielzahl von Fotodioden zur Erkennung von Lichtausgangssignalen von einem zugehörigen Szintillator umfasst. Ein Datenakquisitonssystem (DAS) wird geschaffen, mit dem Fotodiodenarray verbunden und zum Empfangen der Fotodioden-Ausgangssignale eingerichtet. Das CT-System enthält weiterhin eine Bildwiederherstellungseinrichtung, die mit dem DAS verbunden und zum Wiederherstellen eines Bildes des Objektes aus den von dem DAS empfangenen Fotodioden-Ausgangssignalen eingerichtet ist. Das CT-System enthält weiterhin einen Computer, der zum Bestimmen einer idealen Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform zum Steuern der Projektion von elektromagnetischer Hochfrequenz-Energie durch die elektromagnetische Hochfrequenz-Projektionsquelle zur CT-Datenakquisition von dem Objektes programmiert ist. Der Computer ist weiterhin zum Auswerten der idealen Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform bei einer Vielzahl von Werten und zum Bestimmen einer angenäherten Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform aus der Vielzahl von Werten programmiert.

[0048] Gemäß einer anderen Ausführungsform der vorliegenden Erfindung wird ein computerlesbares Speichermedium geschaffen, das ein auf diesem gespeichertes Computerprogramm aufweist. Das Computerpro-

gramm stellt eine Menge von Anweisungen dar, wobei es, während es von einem Computer ausgeführt werden, den Computer veranlasst, ein radiographisches Datenakquisitionssystem zum Ausführen einer Probeaufnahme zum Erfassen der für die Objektgröße und Objektform kennzeichnenden Voraufnahmedaten anzuweisen. Der Computer wird auch veranlasst, eine erste Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform zu bestimmen, die für die Objektgröße und Objektform aus den Voraufnahmedaten ideal ist. Die Menge von Anweisungen veranlasst den Computer weiterhin, einen 90° der Gantry-Rotation entsprechenden Abschnitt der ersten Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform auszuwerten und aus dem Abschnitt der ersten Modulationsschwingungsform eine zweite Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform zu bestimmen, die die erste Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform approximiert.

[0049] Ein Verfahren und eine Vorrichtung zum Akquirieren von Probeaufnahmedaten eines Objektes **22**, **116** wird offenbart und zum Bestimmen einer Spitze-Spitze-Modulationsamplitude einer normierten Wellenform **86** analysiert, die für die Größe und Form eines Objektes **22**, **116** kennzeichnend ist. Die Probeaufnahmedaten schaffen eine Wiedergabe der Größe und Form eines Patienten **22**, **116**, die zu einer idealen Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform **84** oder einem Profil gehören. Das ideale Röhrenstrom-Modulationsprofil **84** kann danach abgetastet oder an verschiedenen Punkten **88**-**94** angenähert werden, um ein Röhrenstrom-Modulationsprofil **84** zur Implementierung zu bestimmen, um CT-Daten mit einer verringerten Dosis, aber Opfer an Bildqualität zu erfassen.

[0050] Die vorliegende Erfindung ist im Hinblick auf die bevorzugte Ausführungsform beschrieben worden, und es wird erkannt, dass Äquivalente, Alternativen und Veränderungen neben den ausdrücklich Genannten möglich sind und innerhalb des Bereiches der beigefügten Ansprüche liegen.

Bezugszeichenliste

10	CT-Bildgebungssystem
12	Gantryrahmen
14	Röntgenstrahlenquelle
16	Röntgenstrahlenbündel
18	Detektorarray
20	Detektor
22	Patient
24	Rotationszentrum
26	Steuerungsvorrichtung
28	Röntgensteuerung
30	Gantry-Motorsteuerung
32	Datenakquisitionssystem (DAS)
34	Bildwiederherstellungseinrichtung
36	Computer
38	Massenspeichervorrichtung
40	Konsole
42	Kathodenstrahlröhrenanzeige
44	Tisch-Motorsteuerung
46	Tisch
48	Gantryöffnung
56	Szintillatorarry
57	Szintillator
60	Fotodiode
77	Detektorrahmen
79	Befestigungsklammern
80,82	Schalterarray
84A	Flexible elektrische Schnittstelle
84	Ideale Modulationsschwingungsform
86	Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform
100	Gepäcküberprüfungssystem
102	Gantryrahmen

104 Öffnung
106 Energiequelle
108 Detektoranordnung
110 Transportsystem
112 Transportband
114 Struktur
116 Objekte, Pakete, Gepäckstück

Patentansprüche

1. Verfahren zur Röhrenstrommodulation zur radiographischen Datenakquisition, wobei das Verfahren diese Schritte enthält:
Identifizieren einer Vielzahl von Modulationspunkten (**88**-**94**) auf einer Schwingungsform (**86**), die für die Größe eines Objektes (**22**, **116**) und/oder die Form des Objektes (**22**, **116**) kennzeichnend ist,
Bestimmen eines Modulationsfaktors bei der Vielzahl von Modulationspunkten (**88**-**94**) und
Erzeugen einer Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform (**84**), die die Schwingungsform (**86**), die für die Größe des Objektes (**22**, **116**) und/oder die Form des Objektes (**22**, **116**) kennzeichnend ist, gestützt auf einen Modulationsfaktor bei der Vielzahl von Modulationspunkten (**88**-**94**) im Wesentlichen annähert.

2. Verfahren nach Anspruch 1, das weiterhin den Schritt des Ausführens einer Probeaufnahme des Objektes (**22**, **116**) zum Bestimmen der Schwingungsform (**86**) enthält, die für die Objektgröße und/oder Objektform kennzeichnend ist.

3. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem der Schritt des Identifizierens den Schritt des Untersuchens einer Hälfte eines Modulationszyklus enthält.

4. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem der Schritt des Identifizierens das Identifizieren der Vielzahl von Modulationspunkten (**88**-**94**) aus den in einer Viertelumdrehung des Gantryrahmens (**12**, **102**) akquirierten Daten enthält.

5. Verfahren nach Anspruch 1, das weiterhin den Schritt des Modifizierens jedes Modulationsfaktors um einen Fehlerbetrag enthält, der von der Steigung der Schwingungsform (**86**) bei einem entsprechenden Modulationspunkt (**88**-**94**) abhängt.

6. Verfahren nach Anspruch 5, das weiterhin den Schritt des Erhöhens des Modulationsfaktors als eine Funktion der Zeit, wenn die Steigung an einem entsprechenden Modulationspunkt (**88**-**94**) größer als 1,0 ist, und des Erhöhens des Modulationsfaktors als eine Funktion des Wertes enthält, wenn die Steigung an einem entsprechenden Modulationspunkt (**88**-**94**) kleiner als 1,0 ist.

7. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem die Vielzahl der Modulationspunkte (**88**-**94**) Punkte bei 10%, 90% und 100% des Wertes der Schwingungsform (**86**) enthält.

8. Verfahren nach Anspruch 1, das weiterhin den Schritt enthält, den Modulationsfaktor für jeden Modulationspunkt (**88**-**94**) gestützt auf einen Polynomausdruck der Größe des Objektes (**22**, **116**) und der Form des Objektes (**22**, **116**) bei jedem Modulationspunkt (**88**-**94**) zu bestimmen.

9. CT-System, das aufweist:
Einen Gantryrahmen, der eine Öffnung zum Aufnehmen eines zu untersuchenden Objektes aufweist,
eine hochfrequente elektromagnetische Energieprojektionsquelle, die zum Projizieren eines hochfrequenten elektromagnetischen Energiestrahlenbündels auf ein Objekt eingerichtet ist,
ein Szintillatorarray, das eine Vielzahl von Szintillatorzellen aufweist, wobei jede Zelle zum Erkennen hochfrequenter elektromagnetischer Energie eingerichtet ist, die das Objekt durchdringt,
ein Fotodiodenarray, das optisch mit dem Szintillatorarray gekoppelt ist und eine Vielzahl von Fotodioden aufweist, die zum Erkennen von Lichtausgangssignalen von einer zugehörigen Szintillatorzelle eingerichtet sind,
ein Datenakquisitionssystem (DAS), das mit dem Fotodiodenarray verbunden und zum Empfangen der Fotodioden-Ausgangssignale eingerichtet ist,
eine Bildwiederherstellungseinrichtung, die mit dem DAS verbunden und zum Wiederherstellen eines Bildes des Objektes aus den von dem DAS empfangenen Fotodioden-Ausgangssignalen eingerichtet ist, und
einen Computer, der programmiert ist zum:
Bestimmen einer idealen Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform zum Steuern der Projektion von hochfre-

quenter elektromagnetischer Energie durch die hochfrequente elektromagnetische Energieprojektionsquelle zur CT-Datenakquisition von dem Objekt,
Auswerten der idealen Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform bei einer Vielzahl von Werten und
Bestimmen einer angenäherten Röhrenstrommodulationsschwingungsform aus den Funktionswerten bei der Vielzahl von Werten.

10. CT-System nach Anspruch 9, bei dem der Computer weiterhin zum Steuern der hochfrequenten elektromagnetischen Energieprojektionsquelle programmiert ist, so dass die hochfrequente elektromagnetische Energieprojektion auf das Objekt sich nach der angenäherten Röhrenstrom-Modulationsschwingungsform richtet.

Es folgen 6 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

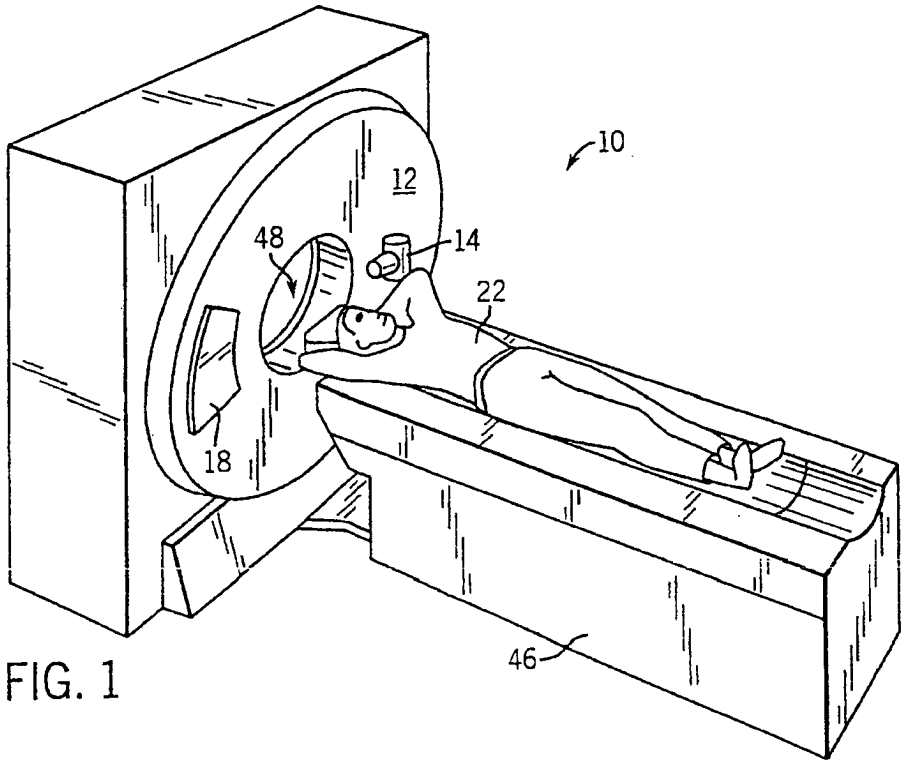


FIG. 1

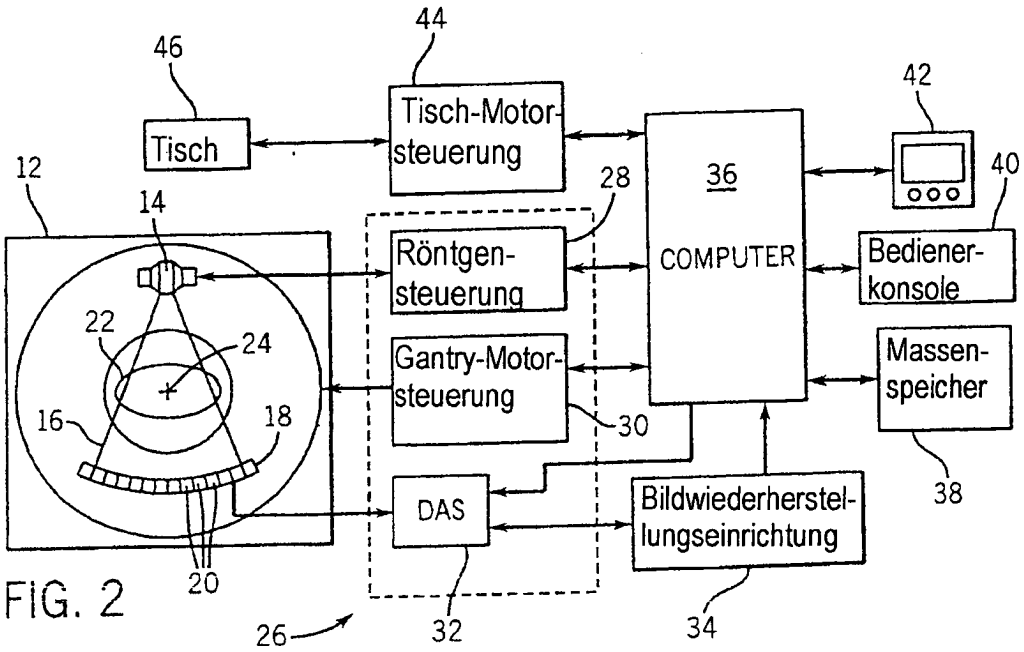


FIG. 2

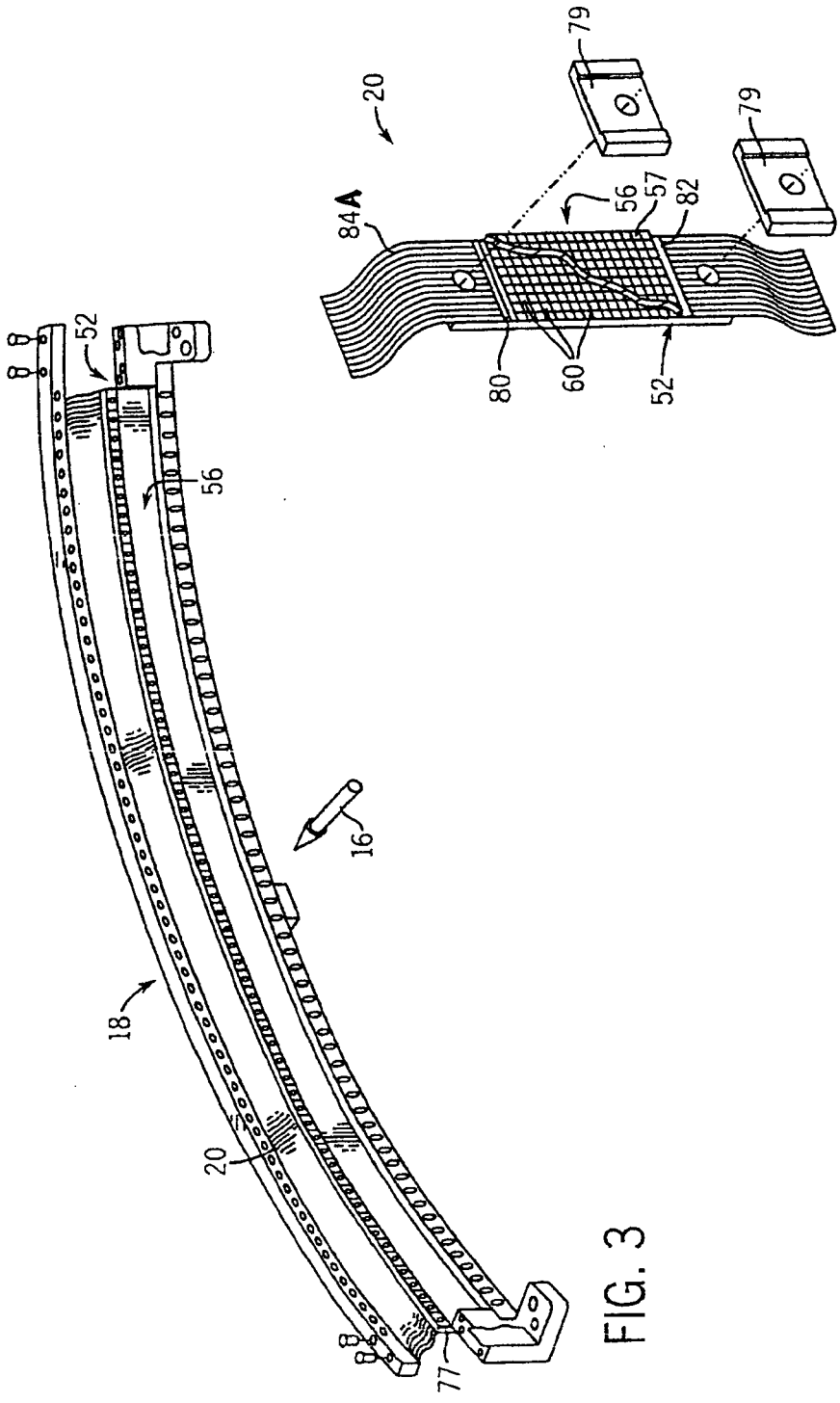


FIG. 3

FIG. 4

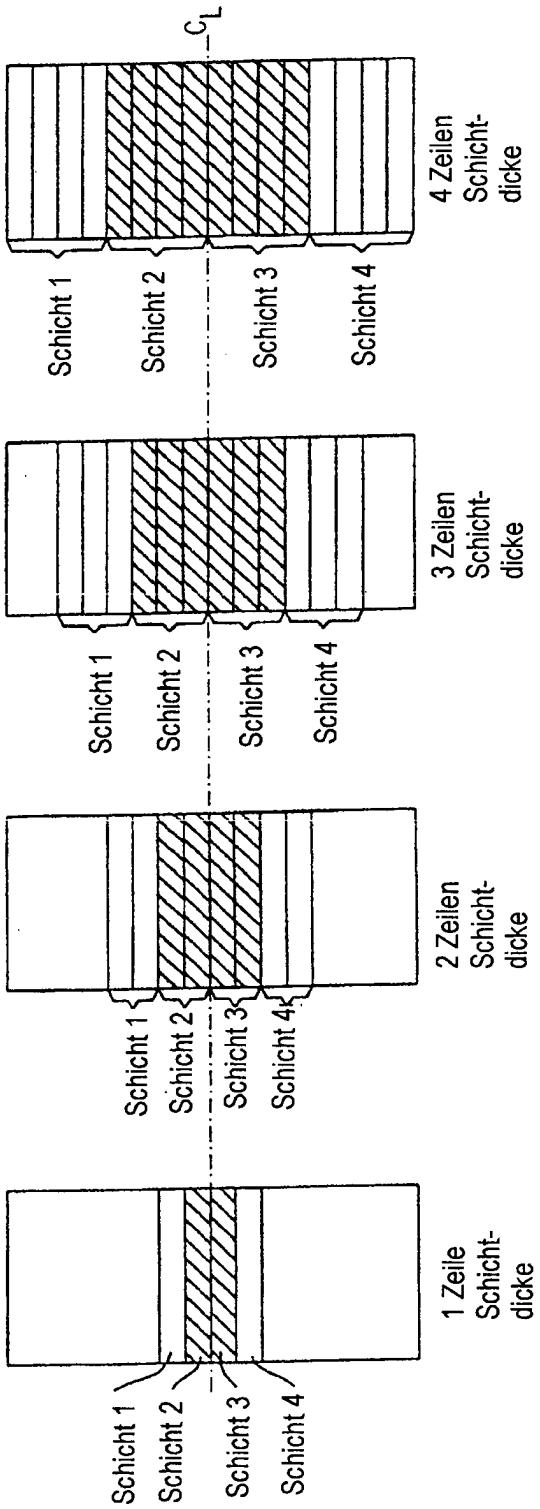

c_L
4 Zeilen Schicht-dicke
Schicht 1
Schicht 2
Schicht 3
Schicht 4
3 Zeilen Schicht-dicke
Schicht 1
Schicht 2
Schicht 3
Schicht 4
2 Zeilen Schicht-dicke
Schicht 1
Schicht 2
Schicht 3
Schicht 4
1 Zeile Schicht-dicke
Schicht 1
Schicht 2
Schicht 3
Schicht 4

FIG. 5

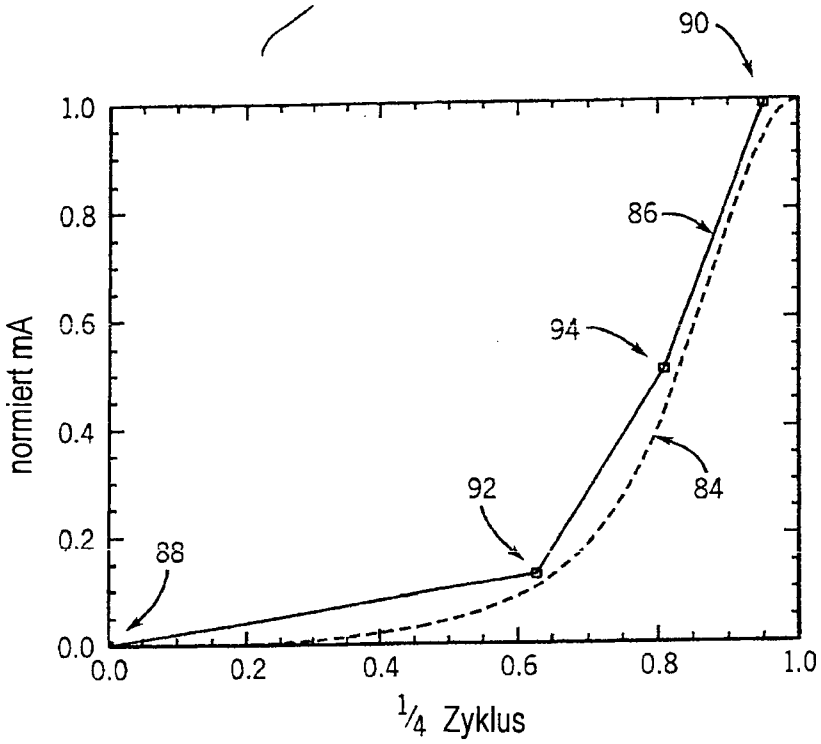

90
1.0
0.8
0.6
0.4
0.2
0.0
normiert mA
86
94
84
92
88
0.0
0.2
0.4
0.6
0.8
1.0
¼ Zyklus

FIG. 6

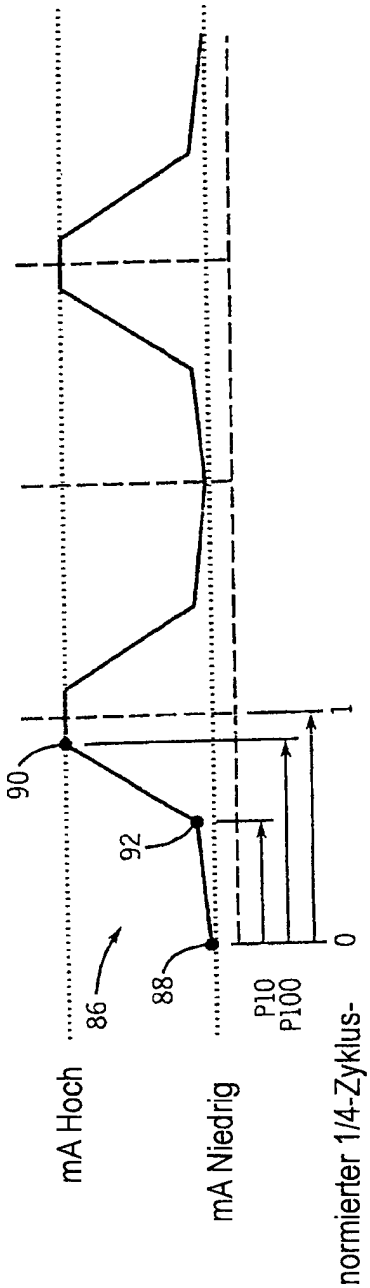

90
92
86
88
mA Hoch
mA Niedrig
P10
P100
1
0
normierter 1/4-Zyklus-Maßstab

FIG. 7

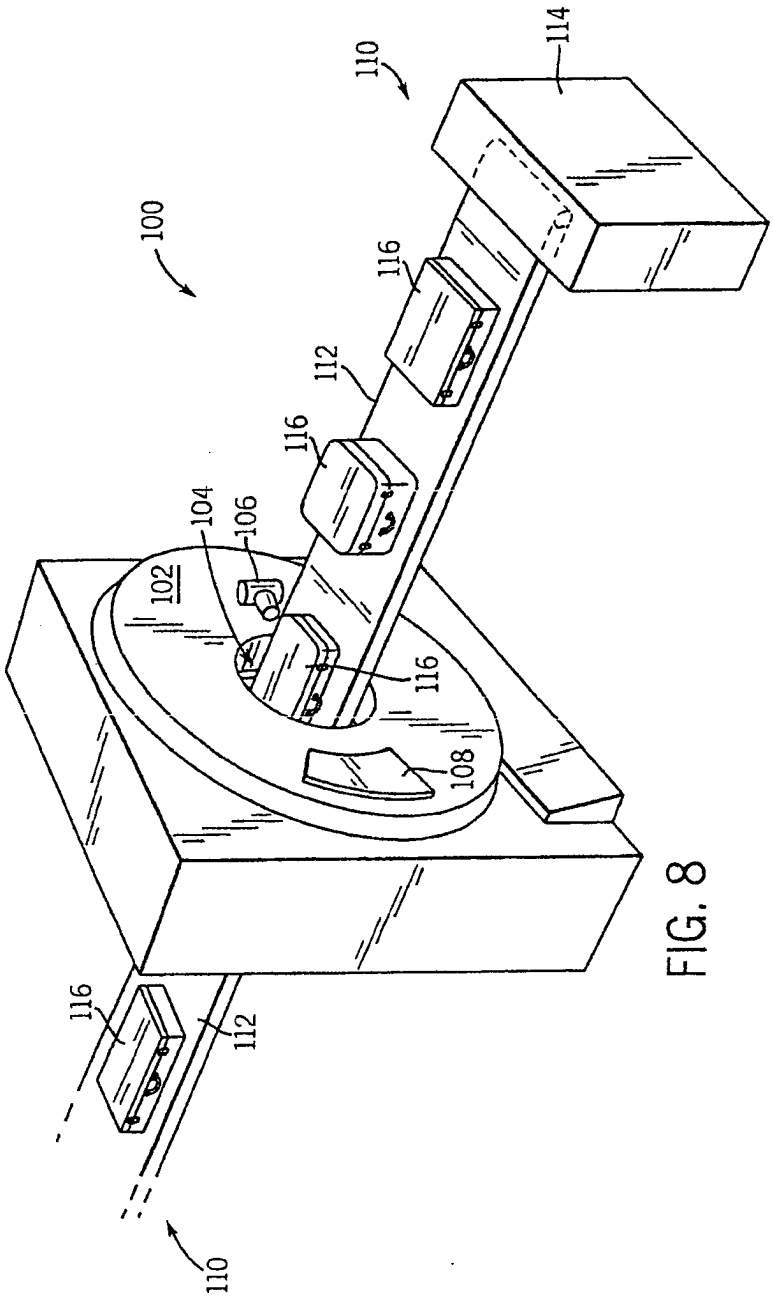


FIG. 8