



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 699 37 175 T2** 2008.06.26

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 0 982 000 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **699 37 175.9**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **99 306 637.2**

(96) Europäischer Anmeldetag: **20.08.1999**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **01.03.2000**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **26.09.2007**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **26.06.2008**

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

(30) Unionspriorität:

140109 25.08.1998 US

(73) Patentinhaber:

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

(74) Vertreter:

Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, NL

(72) Erfinder:

Toth, Thomas Louis, Brookfield, Wisconsin 53005, US

(54) Bezeichnung: **Vorrichtung zur Dosisüberprüfung bei einem bildgebenden System**

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

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

Beschreibung

[0001] Diese Erfindung betrifft im Wesentlichen Computertomographie-CT-Bildgebung und insbesondere Dosisverifikation in einem Bildgebungssystem.

[0002] In wenigstens einer bekannten CT-Systemkonfiguration projiziert eine Röntgenquelle einen fächerförmigen Strahl, welcher so kollimiert ist, dass er in einer X-Y Ebene eines kartesischen Koordinatensystem liegt, welche allgemein als die "Bildgebungsebene" bezeichnet wird. Der Röntgenstrahl passiert das abzubildende Objekt, wie zum Beispiel einen Patienten. Der Strahl trifft nach der Abschwächung durch das Objekt auf eine Anordnung von Strahlungsdetektoren auf. Die Intensität der bei der Detektoranordnung empfangenen Strahlung des abgeschwächten Strahls hängt von der Abschwächung des Röntgenstrahls durch das Objekt ab. Jedes Detektorelement der Anordnung erzeugt ein getrenntes elektrisches Signal, das ein Messwert der Abschwächung an der Detektorstelle ist. Die Abschwächungsmesswerte aus allen Detektoren werden getrennt erfasst, um ein Durchlassprofil zu erzeugen.

[0003] In bekannten CT-Systemen der dritten Generation werden die Röntgenquelle und die Detektoranordnung mit einem Portal in der Bildgebungsebene und um das abzubildende Objekt so gedreht, dass der Winkel, mit welchem der Röntgenstrahl das Objekt schneidet, sich konstant verändert. Eine Gruppe von Röntgenabschwächungsmesswerten, das heißt, von Projektionsdaten aus der Detektoranordnung bei einem Portalwinkel wird als eine "Ansicht" bezeichnet. Ein "Scan" des Objektes umfasst einen Satz von Ansichten, die bei unterschiedlichen Portalwinkeln während einer Umdrehung der Röntgenquelle und des Detektors erzeugt werden.

[0004] In einem axialen Scan werden die Projektionsdaten verarbeitet, um ein Bild zu erzeugen, das einer durch das Objekt hindurch aufgenommenen zweidimensionalen Scheibe entspricht. Ein Verfahren zum Rekonstruieren eines Bildes aus einem Satz von Projektionsdaten wird im Fachgebiet als gefilterte Rückprojektionstechnik bezeichnet. Dieser Prozess wandelt die Abschwächungsmesswerte aus einem Scan in als "CT-Zahlen" oder "Hounsfield Units" bezeichnete ganzzahlige Werte um, welche zum Steuern der Helligkeit eines entsprechenden Pixels auf einer Katodenstrahlröhren-Anzeigevorrichtung verwendet werden.

[0005] Um die Gesamt-Scanzeit zu verringern kann ein "Wendel"-Scan durchgeführt werden. Um einen "Wendel"-Scan durchzuführen, wird der Patient bewegt, während die Daten für die vorgeschriebene Anzahl von Scheiben erfasst werden. Ein derartiges System erzeugt eine Einzelwendel aus einem wen-

delartigen Scan des Fächerstrahls. Die durch den Fächerstrahl zugeordnete Wendel ergibt Projektionsdaten, aus welchen Bilder in jeder vorgeschriebenen Scheibe rekonstruiert werden können.

[0006] Bestimmte Sicherheitstests müssen typischerweise vor einer Lieferung, nach einer Lieferung und wenn bestimmte Komponenten ausgewechselt werden, ausgeführt werden. Ein derartiger Test ist die Verifikation der von einem Objekt oder einem Patienten empfangenen Röntgendosis. In wenigstens einem bekannten CT-System, in welchem dasselbe Bezugsobjekt gescannt wird, der Detektor die gesamte von dem Quellenkollimator ausgehende direkte Strahlung aufnimmt, und die Röntgenenergieempfindlichkeit und Verstärkung des Detektors einigermaßen eben ist, kann das Bildgebungssystem als ein Dosimeter betrachtet werden. Demzufolge kann Bildrauschen zur Dosisverifikation genutzt werden. Wenn jedoch die drei beschriebenen Bedingungen nicht erfüllt sind, beispielsweise dort, wo ein Anteil des direkten Röntgenstrahls nicht durch den Detektor empfangen wird, kann die Röntgendosis nicht verifiziert werden, indem nur das Bildrauschen gemessen wird.

[0007] US 4 872 188 offenbart eine Zuordnungskorrektur für radiographische Scanner mit Sandwichdetektoren. US 4 991 189 offenbart eine Kollimationsvorrichtung für eine Röntgenstrahlkorrektur.

[0008] Demzufolge wäre es wünschenswert, ein System zum Ermöglichen einer Dosisverifikation bereitzustellen, wenn sich der direkte Strahl über die Kanten des Detektors hinaus erstreckt. Es wäre auch erwünscht, ein derartiges System ohne Erhöhung der Kosten des Systems bereitzustellen.

[0009] Gemäß der vorliegenden Erfindung wird eine Vorrichtung zum Ermitteln einer Röntgendosis in einem Bildgebungssystem bereitgestellt, wobei das Bildgebungssystem eine Detektoranordnung mit wenigstens zwei Reihen entlang einer z-Achse angeordneter Detektorzellen, eine Röntgenquelle zum Ausstrahlen eines Röntgenstrahls auf die Detektoranordnung und einen einstellbaren Kollimator enthält, wobei die Vorrichtung aufweist:

Mittel zum Scannen eines Objektes; und gekennzeichnet durch:

Mittel zum Bestimmen von Bildrauschen des gescannten Objektes;

Mittel zum Bestimmen einer Kollimatorapertur in der z-Achse unter Verwendung der Detektoranordnung; und

Mittel zum Bestimmen der Röntgenstrahldosis aus einer Kombination des Bildrauschens des abgetasteten Objektes und der Kollimatorapertur in der z-Achse.

[0010] Die Erfindung stellt auch ein Bildgebungs-

system des vorstehend erwähnten Typs bereit, welches eine Vorrichtung wie hierin vorstehend definiert aufweist.

[0011] Ferner stellt die vorliegende Erfindung ein Verfahren zum Bestimmen einer Röntgendosis in einem Bildgebungssystem, wobei das Bildgebungssystem eine Detektoranordnung mit wenigstens zwei Reihen entlang einer z-Achse angeordneter Detektorzellen, eine Röntgenquelle zum Ausstrahlen eines Röntgenstrahls auf die Detektoranordnung und einen einstellbaren Kollimator enthält, wobei das Verfahren die Schritte aufweist:

Scannen eines Objektes; und gekennzeichnet durch: Bestimmen von Bildrauschen des gescannten Objektes;

Bestimmen einer Kollimatorapertur in der z-Achse unter Verwendung der Detektoranordnung (**18**); und Bestimmen der Röntgendosis aus dem bestimmten Bildrauschen und der Kollimatorapertur in der z-Achse.

[0012] Gemäß einem Aspekt der Erfindung wird ein Verfahren zum Bestimmen einer Röntgendosis in einem Bildgebungssystem bereitgestellt, wobei das Bildgebungssystem eine Detektoranordnung mit wenigstens zwei Reihen entlang einer z-Achse angeordneter Detektorzellen, eine Röntgenquelle zum Ausstrahlen eines Röntgenstrahls auf die Detektoranordnung und einen einstellbaren Kollimator enthält, wobei das Verfahren die Schritte des Scannens eines Objektes; der Bestimmung von Bildrauschen des abgetasteten Objektes, und der Bestimmung einer Kollimatorapertur in der z-Achse unter Verwendung der Detektoranordnung aufweist.

[0013] Bevorzugt umfasst die Bestimmung der Kollimatorapertur die Schritte der Positionierung der Kollimatorapertur auf einen Nennwert; und die Bestimmung der angepassten Kollimatorapertur.

[0014] Die Bestimmung der angepassten Kollimatorapertur kann die Kennlinienermittlung des Kollimators umfassen.

[0015] Die Bestimmung der angepassten Kollimatorapertur kann ferner den Schritt der Messung der Kollimatorapertur umfassen.

[0016] Der Röntgenstrahl kann von einem Brennpunkt ausgestrahlt werden und der Kollimator kann wenigstens zwei einstellbare Nocken enthalten, die auf gegenüberliegenden Seiten des Röntgenstrahls zum Ändern des z-Achsenprofils des Röntgenstrahls positioniert sind, und die Messung der Kollimatorapertur kann die Bestimmung einer maximalen Signalintensität aus wenigstens einer Detektorzelle umfassen, und die Bestimmung einer Position der Kollimatornocke, bei der die Signalintensität an der Detektorzelle eine Hälfte der maximalen Signalzelleninten-

sität ist.

[0017] Die Bestimmung einer Position der Kollimatornocke, bei der die Signalintensität eine Hälfte der maximalen Signalintensität an der Detektorzelle ist, kann eine Änderung der Position der Kollimatornocke umfassen, und die Messung der Intensität der Detektorzelle.

[0018] Die Änderung der Position der Kollimatornocke kann die Bestimmung eines Abstandes von der Mitte der Detektoranordnung zu der Mitte der Detektorzelle mit der halben Intensität umfassen.

[0019] Der Abstand von der Mitte der Detektoranordnung zu der Mitte der Detektorzelle mit der halben Intensität kann sein:

$Z = \text{Breite der Detektorzelle} \cdot (\text{Anzahl der Zellen mit voller Intensität von der Mitte der Detektoranordnung} + \frac{1}{2}).$

[0020] Die Position der Kollimatornocke kann sein:

$A = Z \cdot (C/d).$

[0021] Der Detektor kann ein Mehrscheibendetektor sein.

[0022] Gemäß einem zweiten Aspekt der Erfindung wird ein System zum Bestimmen einer Röntgendosis in einem Bildgebungssystem bereitgestellt, wobei das Bildgebungssystem eine Detektoranordnung mit wenigstens zwei Reihen entlang einer z-Achse angeordneter Detektorzellen, eine Röntgenquelle zum Ausstrahlen eines Röntgenstrahls auf die Detektoranordnung und einen einstellbaren Kollimator enthält, wobei das System dafür konfiguriert ist, ein Objekt zu scannen; ein Bildrauschen des gescannten Objektes zu bestimmen, und eine Kollimatorapertur in der z-Achse unter Verwendung der Detektoranordnung zu bestimmen.

[0023] Um die Kollimatorapertur zu bestimmen, kann das System dafür konfiguriert sein, den Kollimator auf eine Nennwert-Apertur zu positionieren; und eine angepasste Kollimatorapertur zu bestimmen.

[0024] Um die angepasste Kollimatorapertur zu bestimmen, kann das System dafür eingerichtet sein, die Kennlinie des Kollimators zu ermitteln.

[0025] Um die angepasste Kollimatorapertur zu bestimmen, kann das System ferner dafür konfiguriert sein, die Kollimatorapertur zu messen.

[0026] Der Röntgenstrahl kann von einem Brennpunkt ausgestrahlt werden und der Kollimator kann wenigstens zwei einstellbare Nocken enthalten, die auf gegenüberliegenden Seiten des Röntgenstrahls

zum Ändern des z-Achsenprofils des Röntgenstrahls positioniert sind, und zum Messen der Kollimatorapertur kann das System dafür konfiguriert sein, eine maximale Signalintensität aus wenigstens einer Detektorzelle zu bestimmen, und eine Position der Kollimatornocke zu bestimmen, bei der die Signalintensität an der Detektorzelle eine Hälfte der maximalen Signalzellenintensität ist.

[0027] Um eine Position der Kollimatornocke zu bestimmen, bei der die Signalintensität eine Hälfte der maximalen Signalintensität an der Detektorzelle ist, kann das System dafür konfiguriert sein, die Position der Kollimatornocke zu ändern, und die Intensität der Detektorzelle zu messen.

[0028] Um die Position der Kollimatornocke zu ändern, kann das System dafür konfiguriert sein, einen Abstand von der Mitte der Detektoranordnung zu der Mitte der Detektorzelle mit der halben Intensität zu ändern.

[0029] Der Abstand von der Mitte der Detektoranordnung zu der Mitte der Detektorzelle mit der halben Intensität kann sein:

$Z = \text{Breite der Detektorzelle} \cdot (\text{Anzahl der Zellen mit voller Intensität von der Mitte der Detektoranordnung} + \frac{1}{2})$.

[0030] Die Position der Kollimatornocke kann sein:

$A = Z \cdot (C/d)$.

[0031] Der Detektor kann ein Mehrscheibendetektor sein.

[0032] Gemäß einem dritten Aspekt der Erfindung wird ein Bildgebungssystem mit einem Mehrscheibendetektor mit wenigstens zwei Reihen entlang einer z-Achse angeordneter Detektorzellen, einer Röntgenquelle zum Ausstrahlen eines Röntgenstrahls auf die Detektoranordnung und einem vor dem Patienten befindlichen Kollimator mit einer Apertur bereitgestellt, wobei das System dafür konfiguriert ist, ein Objekt zu scannen; ein Bildrauschen des gescannten Objektes zu bestimmen, und eine Kollimatorapertur in der z-Achse unter Verwendung der Detektoranordnung zu bestimmen.

[0033] Um die Kollimatorapertur zu bestimmen, kann das System dafür konfiguriert sein, den Kollimator auf eine Nennwertapertur zu positionieren; und eine angepasste Kollimatorapertur zu bestimmen.

[0034] Der Röntgenstrahl kann von einem Brennpunkt ausgestrahlt werden, der Kollimator kann wenigstens zwei einstellbare Nocken enthalten, die auf gegenüberliegenden Seiten des Röntgenstrahls zum Ändern des z-Achsenprofils des Röntgenstrahls posi-

tioniert sind, und zum Messen der Kollimatorapertur kann das System dafür konfiguriert sein, eine maximale Signalintensität aus wenigstens einer Detektorzelle zu bestimmen, und die Position der Kollimatornocke ändern, bis die die Signalintensität der Detektorzelle eine Hälfte der maximalen Signalzellenintensität ist.

[0035] Um die Position der Kollimatornocke zu ändern, kann das System dafür konfiguriert sein, einen Abstand von der Mitte der Detektoranordnung zu der Mitte der Detektorzelle mit der halben Intensität zu ändern.

[0036] Der Abstand von der Mitte der Detektoranordnung zu der Mitte der Detektorzelle mit der halben Intensität kann sein:

$Z = \text{Breite der Detektorzelle} \cdot (\text{Anzahl der Zellen mit voller Intensität von der Mitte der Detektoranordnung} + \frac{1}{2})$.

[0037] Die Position der Kollimatornocke kann sein:

$A = Z \cdot (C/d)$.

[0038] Diese und weitere Aufgaben können in einem System gelöst werden, welches in einer ersten Ausführungsform Signale aus einer Detektoranordnung nutzt, um eine Patientendosis zu bestimmen. Insbesondere wird die Patientendosierung bestimmt, indem Detektoranordnungssignale genutzt werden, um Bildrauschen und eine Apertur in der z-Achse eines vor einem Patienten befindlichen Kollimators zu bestimmen. In einer Ausführungsform enthält der vor dem Patienten befindliche Kollimator zwei auf gegenüberliegenden Seiten eines von einer Röntgenquelle ausgestrahlten Röntgenstrahls positionierte Nocken. Durch Änderung der Position der Nocken kann die Breite und Position in der z-Achse des Röntgenstrahls geändert werden.

[0039] Im Betrieb wird nach der Bestimmung einer maximalen Signalintensität einer Detektorzelle in der Detektoranordnung die Position der Nocken geändert, bis die Signalintensität bei der Detektorzelle auf die Hälfte der maximalen Intensität reduziert ist. Unter Nutzung von die Nockenposition mit der Aperturgröße korrelierender Information wird eine angepasste Kollimatorapertur bestimmt. Unter Verwendung der bestimmten angepassten Kollimatorapertur und von Bildrauschen wird die Röntgendosis bestimmt.

[0040] Durch Bestimmung der Kollimatorapertur wie vorstehend beschrieben, wird die Röntgendosisverifikation erleichtert. Zusätzlich wird die Dosisverifikation ohne signifikante Erhöhung der Systemkosten bestimmt.

[0041] Die Erfindung wird nun detaillierter im Rah-

men eines Beispiels unter Bezugnahme auf die Zeichnungen beschrieben, in welchen:

[0042] [Fig. 1](#) eine bildliche Ansicht eines CT-Bildgebungssystems ist.

[0043] [Fig. 2](#) eine schematische Blockdarstellung des in [Fig. 2](#) dargestellten Systems ist.

[0044] [Fig. 3](#) eine perspektivische Ansicht einer CT-System-Detektoranordnung ist.

[0045] [Fig. 4](#) eine perspektivische Ansicht eines Detektormoduls ist.

[0046] [Fig. 5](#) eine schematische Ansicht des in [Fig. 1](#) dargestellten CT-Bildgebungssystems ist.

[0047] [Fig. 6](#) eine Graphik ist, welche eine Nockenposition als eine Funktion einer Nockenposition-Codierposition darstellt.

[0048] [Fig. 7](#) eine schematische Ansicht des in [Fig. 5](#) dargestellten CT-Bildgebungssystems ist.

[0049] [Fig. 8](#) eine schematische Darstellung des CT-Systems ist, welche die Messung der Kollimatorapertur darstellt.

[0050] In den [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) ist ein Computertomographie-(CT)-Bildgebungssystem **10** mit einem für einen CT-Scanner der "dritten Generation" repräsentativen Portal **12** dargestellt. Das Portal **12** hat eine Röntgenquelle **14**, die ein Bündel von Röntgenstrahlen **16** auf eine Detektoranordnung **16** auf der gegenüberliegenden Seite des Portals **12** projiziert. Die Detektoranordnung **18** wird von Detektorelementen **20** gebildet, welche zusammen die projizierten Röntgenstrahlen messen, welche durch einen Patienten **22** hindurch treten. Jedes Detektorelement **20** erzeugt ein elektrisches Signal, das die Intensität eines auftreffenden Röntgenstrahls und somit die Abschwächung bei dessen Verlauf durch den Patienten **22** repräsentiert. Während eines Scans zum Erfassen von Röntgenprojektionsdaten, dreht sich das Portal **12** und die darauf montierten Komponenten um einen Drehmittelpunkt **24**.

[0051] Die Drehung des Portals **12** und der Betrieb der Röntgenquelle **14** werden durch einen Steuermechanismus **26** des CT-Systems **10** gesteuert. Der Steuermechanismus **26** enthält eine Röntgensteuerung **28**, welche Energie und Zeittaktsignale an die Röntgenquelle **14** liefert, und eine Portalmotorsteuerung **30**, die die Drehgeschwindigkeit und Position des Portals **12** steuert. Ein Datenerfassungssystem (DAS) **32** im Steuermechanismus **26** tastet analoge Daten aus den Detektorelementen **20** ab und wandelt die Daten in digitale Signale zur anschließenden Verarbeitung um. Eine Bildrekonstruktionseinrichtung **34**

empfängt die abgetasteten und digitalen Röntgendaten aus dem DAS **32** und erzeugt eine Hochgeschwindigkeitsbildrekonstruktion. Das rekonstruierte Bild wird als ein Eingangssignal an einen Computer **36** geliefert, welcher das Bild in einer Massenspeichervorrichtung **38** speichert.

[0052] Der Computer **36** empfängt und liefert auch Signale über eine Benutzerschnittstelle oder eine graphische Benutzerschnittstelle (GUI). Insbesondere empfängt der Computer Befehle und Scanparameter von einem Bediener über eine Konsole **40**, die eine Tastatur und eine (nicht dargestellte) Maus enthält. Eine zugeordnete Katodenstrahlröhren-Anzeigevorrichtung **42** ermöglicht dem Bediener das rekonstruierte Bild und andere Daten aus dem Computer **36** zu betrachten. Die von dem Bediener gelieferten Befehle und Parameter werden von dem Computer **36** genutzt, um Steuersignale und Information an die Röntgensteuerung **28**, die Portalmotorsteuerung **30**, das DAS **32** und die Tischmotorsteuerung **44** zu liefern.

[0053] Gemäß Darstellung in den [Fig. 3](#) und [Fig. 4](#) enthält die Detektoranordnung **18** mehrere Detektormodule **58**. Jedes Detektormodul **58** ist an einem Detektorgehäuse **60** befestigt. Jedes Modul **58** enthält eine mehrdimensionale Szintillatoranordnung **62** und eine (nicht sichtbare) hochdichte Halbleiteranordnung. Ein (nicht dargestellter) hinter dem Patienten befindlicher Kollimator ist über und angrenzend an die Szintillatoranordnung **62** positioniert, um Röntgenstrahlen zu kollimieren, bevor derartige Strahlen auf die Szintillatoranordnung **62** auftreffen. Die Szintillatoranordnung **62** enthält mehrere in einer Anordnung angeordnete Szintillationselemente, und die Halbleiteranordnung enthält mehrere (nicht sichtbare) Photodioden, die in einer identischen Anordnung angeordnet sind. Die Photodioden sind auf einem Substrat **64** abgeschieden oder ausgebildet, und die Szintillatoranordnung **62** ist über dem Substrat **64** positioniert und befestigt.

[0054] Das Detektormodul **58** enthält auch eine Schaltvorrichtung **66**, die elektrisch mit einem Decoder **68** verbunden ist. Die Schaltvorrichtung **66** ist eine mehrdimensionale Halbleiterschaltanordnung mit ähnlicher Größe wie die Photodiodenanordnung. In einer Ausführungsform enthält die Schaltvorrichtung **66** eine Anordnung von (nicht dargestellten) Feldeffekttransistoren, wobei jeder Feldeffekttransistor (FET) einen Eingang, einen Ausgang, und eine (nicht dargestellte) Steuerleitung hat. Die Schaltvorrichtung **66** ist zwischen die Photodiodenanordnung und das DAS **32** geschaltet. Insbesondere ist jeder FET-Eingang der Schaltvorrichtung elektrisch mit einem Ausgang der Photodiodenanordnung verbunden, und jeder Ausgang eines FETs der Schaltvorrichtung ist elektrisch mit dem DAS **32** beispielsweise unter Verwendung eines flexiblen, elektrischen Ka-

bels **70** verbunden.

[0055] Der Decoder **68** steuert den Betrieb der Schaltvorrichtung **66**, um die Ausgänge der Photodiodenanordnung abhängig von einer gewünschten Anzahl von Scheiben und Scheibenauflösungen für jede Scheibe freizugeben, zu sperren oder zu kombinieren.

[0056] Der Decoder **68** ist in einer Ausführungsform ein Decoderchip oder eine im Fachgebiet bekannte FET-Steuerung. Der Decoder **68** enthält eine Vielzahl von Ausgangs- und Steuerleitungen, die mit der Schaltvorrichtung **66** und dem Computer **36** verbunden sind. Insbesondere sind die Decoderausgänge elektrisch mit den Schaltvorrichtungsleitungen verbunden, um der Schaltvorrichtung **66** zu ermöglichen, die korrekten Daten von den Schaltvorrichtungseingängen zu den Schaltvorrichtungsausgängen zu übertragen. Die Decodersteuerleitungen sind elektrisch mit den Schaltvorrichtungs-Steuerleitungen verbunden und bestimmen, welcher von den Decoderausgängen freigegeben wird. Unter Verwendung des Decoders **68** werden spezifische FETs innerhalb der Schaltvorrichtung **66** freigegeben, gesperrt oder kombiniert, so dass die spezifischen Ausgänge der Photodiodenanordnung elektrisch mit dem DAS **32** des CT-Systems verbunden werden. In einer als 16-Scheibenmodus definierten Ausführungsform gibt der Decoder **68** die Schaltvorrichtung **66** so frei, dass alle Zeilen der Photodiodenanordnung elektrisch mit dem DAS **32** verbunden werden, was dazu führt, dass Daten von **16** getrennten gleichzeitigen Scheiben an das DAS **32** gesendet werden. Natürlich sind viele weitere Scheibenkombinationen möglich.

[0057] In einer spezifischen Ausführungsform enthält der Detektor **18** siebenundfünfzig Detektormodule **58**. Die Halbleiteranordnung und Szintillatoranordnung **62** haben jeweils eine Anordnungsgröße von 16×16 . Demzufolge hat der Detektor **18** 16 Zeilen und 912 Spalten (16×57 Module), was das Sammeln der Daten von 16 gleichzeitigen Scheiben bei jeder Drehung des Portals **12** ermöglicht. Natürlich ist die vorliegende Erfindung auf keinerlei spezifische Anordnungsgröße beschränkt, und es wird in Betracht gezogen, dass die Anordnung in Abhängigkeit von den spezifischen Bedieneranforderungen größer oder kleiner sein kann. Ferner kann der Detektor **18** in vielen unterschiedlichen Scheibendicken und Anzahl-Modi zum Beispiel 1, 2 und 4 Scheiben-Modi betrieben werden. Beispielsweise können die FETs in dem 4-Scheiben-Mode konfiguriert werden, so dass Daten für vier Scheiben aus einer oder mehreren Reihen der Photodiodenanordnung gesammelt werden. Abhängig von der spezifischen Konfiguration der FETs gemäß Definition durch die Decodersteuerleitungen können verschiedene Kombinationen von Ausgängen der Photodiodenanordnung freigegeben, gesperrt oder kombiniert werden, so dass die Schei-

bendicke beispielsweise 1,25 mm 2,5 mm 3,75 mm oder 5 mm sein kann. Zusätzliche Beispiele beinhalten einen Einscheibenmodus, welcher nur eine Scheibe mit Scheibendicken von 1,25 mm Dicke bis 20 mm Dicke umfasst und einen Zweiseibenmodus mit zwei Scheiben mit Scheiben zwischen 1,25 mm Dicke und 10 mm Dicke. Zusätzliche Modi außer diesen beschriebenen sind möglich.

[0058] [Fig. 5](#) ist eine schematische Ansicht einer Ausführungsform eines Bildgebungssystems **10** gemäß der vorliegenden Erfindung. In einer Ausführungsform ist das System ein "Vier-Scheiben"-System, in dem vier Reihen **82**, **84**, **86** und **88** mit Detektorzellen genutzt werden um Projektionsdaten zu erhalten. Die Detektorzellen **90**, **92**, **94** und **96** werden zusätzlich zum Erhalten von Projektionsdaten zum Ermitteln einer (nicht dargestellten) Apertur einer Quelle oder eines vor dem Patienten befindlichen Kollimators **98** verwendet.

[0059] Insbesondere und gemäß Darstellung in [Fig. 5](#) geht der Röntgenstrahl **16** von einem Brennpunkt **100** der Röntgenquelle **14** ([Fig. 2](#)) aus. Der Röntgenstrahl **16** wird durch einen vor dem Patienten befindlichen Kollimator **98** kollimiert, und der kollimierte Strahl **16** wird auf die Detektorzellen **90**, **92**, **94** und **96** projiziert. Eine allgemein als die "Fächerstrahlebene" bezeichnete Ebene **102** enthält die Mittellinie des Brennpunktes **100** und die Mittellinie des Strahls **16**. In [Fig. 5](#) ist die Fächerstrahlebene **102** zu der Mittellinie D_0 der Belichtungsfläche **104** auf den Detektorzellen **90**, **92**, **94** und **96** ausgerichtet.

[0060] In einer Ausführungsform enthält der Kollimator **98** konzentrische Nocken **120A** und **120B**. Die konzentrischen Nocken **120A** und **120B** sind auf gegenüberliegenden Seiten der Fächerstrahlebene **102** positioniert und können unabhängig gedreht werden, um den Abstand oder die Apertur zwischen den Nocken **120A** und **120B** und deren Lage in Bezug auf die Fächerstrahlebene **102** zu ändern. Die Nocken **120A** und **120B** werden getrennt in eine Sollposition in einer Ausführungsform durch einen Schrittmotor mit einem (nicht dargestellten) Codierer mit 2000 Schritten gesteuert. In einer Ausführungsform werden die Schrittmotor- und Codierersignale an die und von einer (nicht dargestellte(n)) Schnittstellenschaltung geliefert, welche durch die Röntgensteuerung **28** gesteuert wird. Die Nocken **120A** und **120B** sind aus einem röntgenabsorbierenden Material wie zum Beispiel Wolfram hergestellt.

[0061] Als eine Folge der konzentrischen Form ändert die Drehung der entsprechenden Nocken **120A** und **120B** das z-Achsenprofil des Röntgenstrahls **16**. Insbesondere passt eine Änderung oder ein Wechsel der Position der Nocken **120A** und **120B** die z-Achsenposition und Breite eines Röntgenstrahlschattens an oder ändert diesen. Beispielsweise wird durch

Drehen der Schrittmotoren in entgegengesetzte Richtungen, so dass sich die Nocken **120A** und **120B** entweder aufeinander zu oder voneinander weg bewegen, die Gesamtbreite des Röntgentrahlschattens verengt oder verbreitert. Umgekehrt wird durch Drehen der Schrittmotoren in derselben Richtung, so dass der Abstand zwischen den Nocken **120A** und **120B** derselbe bleibt, die z-Achsenposition der Ebene **102** in Bezug auf die Detektoranordnung **18**, insbesondere D_0 verschoben. Zusätzlich ändert die Änderung nur der Position der Nocke **120A** durch Drehen des mit einer Nocke **120A** verbundenen Schrittmotors die Schattenbreite und Position des Strahls **16** in Bezug auf eine Kante der Detektoranordnung **18**. In ähnlicher Weise ändert die Änderung der Position der Nocke **120B** alleine die Schattenbreite und Position in Bezug auf die andere oder zweite Kante der Detektoranordnung **18**.

[0062] In einer Ausführungsform wird während der Herstellung des Systems **10** die Kennlinie des Kollimators **98** ermittelt, indem beispielsweise eine Laserkamera verwendet wird, und den Abstand von einer Portalbasisplatten-Befestigungsfläche **16** zu einem Mittelpunkt entsprechender Nocken **120A** oder **120B** zu bestimmen. Die jeweils gemessenen Abstände für die Nocken **120A** und **120B** werden beispielsweise in einem Speicher der Steuerung **28** gespeichert, so dass getrennte Tabellen des Abstandes und der Codiererposition für die entsprechenden Nocken **120A** und **120B** erzeugt werden. Die Tabellendaten repräsentieren eine Nockenposition von einem Mittelpunkt (mm) als Funktion der Nockencodiererposition, beispielsweise für die Nocke **120A** gemäß Darstellung in [Fig. 6](#). Während der Kennlinienermittlung der Nocken **120A** und **120B** wird verifiziert, ob die für jede Codiererposition gesammelten Daten mit theoretischen Erwartungen übereinstimmen, so dass die Funktion keine schlechten Daten oder Diskontinuitäten enthält und der von dem Konstruktionsparametern bestimmten Form folgt. Zusätzlich sind ein Abstand C von der Quelle **14** zum Kollimator **98** und ein Abstand D von jeder Zelle der Detektoranordnung **18** zur Quelle **14** aus der CT-Portalkonstruktionsgeometrie bekannt und werden während der Fertigung auf enge Toleranzen kontrolliert. Während des Betriebs werden die Kennlinientabellen verwendet, um die Nocken **120A** und **120B** an den geeigneten Codiererpositionen zu positionieren, um eine gewünschte Nennapertur und Aperturverschiebung zu erhalten.

[0063] Die Zellenbreite und der Abstand der Detektoranordnung **18** werden auf sehr enge Toleranzen kontrolliert, so dass die Signalintensitäten der Detektoranordnung zum Messen oder Bestimmen der Apertur des Kollimators **98** verwendet werden können. Insbesondere werden die Nocken **120A** und **120B** angepasst oder so verstellt, dass sie die Position bestimmen, in welcher die Signalintensität über

jeder Detektorzelle oder Kanal auf angenähert die Hälfte einer maximalen Signalintensität reduziert ist. Die halbe maximale Signalintensität repräsentiert die Position, wo der Kollimator **98** blockiert oder kollimiert, während angenähert die Hälfte des Röntgenstrahls von dem Brennpunkt **100** abgestrahlt wird. Indem die z-Achsenbreite jeder Detektorzelle der Detektoranordnung **18** und der Abstand zwischen der Quelle **14** und dem Kollimator **98** und der Quelle **14** und der Detektoranordnung **18** verwendet werden, kann eine Apertur des Kollimators **98** bestimmt werden. Insbesondere ist beispielsweise die Apertur der Kollimatornocke **120A** gleich:

$$A = Z \times (C/d),$$

wobei Z ein Abstand von einem Mittelpunkt der Detektorzelle ist, welche die Hälfte der maximalen Signalintensität zu der Mitte der Detektoranordnung **18** oder D_0 erzeugt. Insbesondere ist der Abstand Z das Zellenraster, oder die z-Achsenbreite mal der Anzahl der Zellen von der Mittellinie der Detektoranordnung **18** minus $\frac{1}{2}$. Beispielsweise und gemäß Darstellung in [Fig. 7](#), welche eine 16-Scheibenkonfiguration darstellt, in welcher C 162 mm, D 949 mm ist, jede Zelle der Detektoranordnung **18** eine z-Achsenbreite von 2,1831 mm hat, und die Signalintensität der Zelle 8A die Hälfte des Maximalsignals ist, ist die Apertur der Nocke **120A**:

$$(2,1831 \text{ mm} \times (8 - 1/2)) \times (162/949) = 2,795 \text{ mm}.$$

[0064] Die Apertur einer Nocke **120B** wird in einer ähnlichen Weise bestimmt, so dass eine angepasste Gesamtapertur durch Addieren der Apertur der Nocke **120A** und der Apertur der Nocke **120B** bestimmt werden kann. Insbesondere wird die angepasste Apertur des Kollimators **98** bestimmt, indem gemessen wird, wie weit die Nocken **120A** und **120B** bewegt oder verschoben werden müssen, so dass der Strahl **16** über einem Mittelpunkt einer Detektorzelle liegt. Der Abstand zwischen dem Zellenmittelpunkt bei der Apertur plus der Änderung oder der Verschiebung in der Position der Nocke **120A** plus der Änderung oder Verschiebung in der Position der Nocke **120B** ergibt die angepasste Apertur des Kollimators **98**.

[0065] Obwohl der Brennpunkt **100** zu der Mittellinie der Detektoranordnung **18** aufgrund einer thermischen Verschiebung und einer Fehlausrichtung der Rotationsebene (POR) der Röhre fehlausgerichtet sein können, addiert sich der Fehler zu der Absolutposition der Position des Brennpunktes **92** auf die eine Nockenapertur und subtrahiert sich von der Position der anderen Nocke. Demzufolge kann die Apertur durch die Differenz zwischen der Lage der Nocke **120A** und der Nocke **120B** bestimmt werden. Zusätzlich hängt die bestimmte Apertur von der Antwort individueller Zellen oder Kanäle ab. Um den

Fehler zu minimieren, können die Intensitätssignale von mehreren Zellen oder Kanälen gewonnen werden. Beispielsweise können Werte von hundert Kanälen über dem Isozentrum der Detektoranordnung **18** gesammelt werden. Demzufolge wird jeder Fehler aufgrund einer ungleichmäßigen Detektorantwort oder einer ungleichmäßigen Brennpunktverteilungsfunktion in der z-Achse in den ermittelten Positionen der Nocken **120A** und **120B** kompensiert.

[0066] Der Abstand zwischen den Zellenmittelpunkten bei der Apertur plus die Änderung in den Positionen der Nocken **120A** und **120B** bestimmt die Nockenapertur und verifiziert dass die Kennlinientabelle korrekt auf den Kollimator **98** abgestimmt ist. Beispielsweise ist gemäß Darstellung in [Fig. 8](#) die gemessene Apertur gleich der Änderung in der Position der Nocke **120A** plus der Änderung in der Position der Nocke **120B** plus dem gemessenen Abstand zwischen den Zellenmittelpunkten.

[0067] Im Betrieb wird ein Bezugsobjekt, zum Beispiel ein 20 cm Wasserphantom gescannt und ein rekonstruiertes Bild in einer im Fachgebiet bekannten Weise erzeugt. Ein Bildrauschen wird dann wie beispielsweise im Fachgebiet bekannt durch die Erzeugung einer Standardabweichung im Bezug auf den Mittelwert über einen gleichmäßigen Bereich von Pixeln für das Bezugsobjekt bestimmt. Die Beziehung zwischen dem Bildrauschen und der Dosis wird durch Kalibrierung mit zertifizierten Dosimetrieinstrumenten über eine statistisch signifikante Anzahl von Systemen ermittelt. Die Dosis wird dann verifiziert, indem bestimmt wird, dass sowohl das Bildrauschen als auch die Apertur des Kollimators **98** innerhalb annehmbarer Grenzwerte liegen. Insbesondere kann unter Verwendung der proportionalen Beziehung zwischen der Gesamt-Röntgendosis und der Kollimatorapertur die Röntgendosis indirekt bestimmt und verifiziert werden.

[0068] In einer Ausführungsform passt das System eine Apertur des Kollimators **98** so an, dass die Kanten des Röntgenstrahlschattens geeignet über der Detektoranordnung **18** positioniert werden. Insbesondere werden unter Verwendung der Schrittmotoren die Nocken **120A** und **120B** so positioniert, dass der Kollimator korrekt angepasst oder in der Größe eingestellt wird. Unter Verwendung der Cordierersignale zum Bestimmen der Position der Nocken **120A** und **120B** wird die Apertur des Kollimators **98** so bestimmt, dass die Röntgendosis bestimmt wird. Demzufolge kann der erhebliche Aufwand für die Bereitstellung einer Dosimetriemesseinrichtung und der Prozeduren für die Herstellung und den Feldservice vermieden werden.

[0069] Das vorstehend beschriebene Bildgebungssystem ermöglicht eine Röntgendosisverifizierung unter Verwendung der Intensitätssignale aus der De-

tektoranordnung. Zusätzlich wird die Dosisverifizierung ohne Erhöhung der Kosten oder Komplexität des Systems ermöglicht.

[0070] Aus der vorstehenden Beschreibung verschiedener Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung ist es ersichtlich, dass die Aufgaben der Erfindung gelöst werden können. Obwohl die Erfindung im Detail beschrieben und dargestellt wurde, dürfte es sich selbstverständlich verstehen, dass dieselbe nur im Rahmen einer Darstellung und eines Beispiels gedacht ist und in keiner Weise als Einschränkung zu sehen ist. Beispielsweise ist das hierin beschriebene CT-System ein System der "dritten Generation", in welchem sich sowohl die Röntgenquelle als auch der Detektor mit dem Portal drehen. Viele andere CT-Systeme einschließlich Systemen der "vierten Generation", in welchen der Detektor ein feststehender Vollring-Detektor ist, und sich nur die Röntgenquelle mit dem Portal dreht, können verwendet werden. Ferner kann obwohl die hierin beschriebenen Systeme Zwei-Scheiben- und Vier-Scheiben Systeme waren, jedes beliebige Mehrscheibensystem verwendet werden.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zum Bestimmen einer Röntgendosis in einem Bildgebungssystem (**10**), wobei das Bildgebungssystem (**10**) eine Detektoranordnung (**18**) mit wenigstens zwei Reihen entlang einer z-Achse angeordneter Detektorzellen, eine Röntgenquelle (**14**) zum Ausstrahlen eines Röntgenstrahls auf die Detektoranordnung (**18**) und einen einstellbaren Kollimator (**28**) enthält, wobei die Vorrichtung aufweist: Mittel zum Scannen eines Objektes; und gekennzeichnet durch:
Mittel zum Bestimmen von Bildrauschen des gescannten Objektes;
Mittel zum Bestimmen einer Kollimatorapertur in der z-Achse unter Verwendung der Detektoranordnung (**18**); und
Mittel zum Bestimmen der Röntgenstrahlungsdosis aus einer Kombination des Bildrauschens des abgetasteten Objektes und der Kollimatorapertur in der z-Achse.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Mittel zum Bestimmen der Kollimatorapertur aufweisen:
Mittel zum Positionieren des Kollimators (**92**) auf eine Nennwertapertur; und
Mittel zum Bestimmen einer angepassten Kollimatorapertur.
3. Vorrichtung nach Anspruch 2, wobei die Mittel zum Bestimmen der angepassten Kollimatorapertur Mittel zum Messen der Kollimatorapertur aufweisen.
4. Vorrichtung nach Anspruch 3, wobei der Röntgenstrahl (**16**) von einem Brennpunkt (**100**) ausge-

strahlt wird und der Kollimator (98) wenigstens zwei einstellbare Nocken (120A, 120B) enthält, die auf gegenüberliegenden Seiten des Röntgenstrahls (16) zum Verändern des z-Achsenprofils des Röntgenstrahls (16) positioniert sind, und wobei die Mittel zum Messen der Kollimatorapertur aufweisen:

Mittel zum Bestimmen einer maximalen Signalintensität von wenigstens einer Detektorzelle; und
Mittel zum Bestimmen einer Position des Kollimatornockens (120), bei der die Signalintensität an der Detektorzelle die Hälfte der maximalen Signalintensität ist.

5. Vorrichtung nach Anspruch 4, wobei die Mittel zum Bestimmen einer Position des Kollimatornockens (120), bei der die Signalintensität die Hälfte der maximalen Signalintensität an Detektorzelle ist, aufweist:

Mittel zum Ändern der Position des Kollimatornockens (120); und

Mittel zum Messen der Detektorzellenintensität.

6. Vorrichtung nach Anspruch 5, wobei die Mittel zum Ändern der Position des Kollimatornockens (120) Mittel zum Bestimmen einer Strecke von der Mitte der Detektoranordnung (18) zu der Mitte der Detektorzelle mit halber Intensität aufweisen.

7. Vorrichtung nach Anspruch 6, wobei die Strecke von der Mitte der Detektoranordnung (18) zu der Mitte der Detektorzelle mit halber Intensität ist:

$Z = \text{Breite der Detektorzelle} \times (\text{Anzahl der Zellen mit voller Intensität von dem Mitte der Detektoranordnung aus} + 1/2).$

8. Vorrichtung nach Anspruch 7, wobei die Position des Kollimatornockens ist:

$A = Z \times (C/D).$

9. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei das Bildgebungssystem eine Mehrscheiben-Detektoranordnung (18) mit wenigstens zwei Reihen entlang einer z-Achse angeordneter Detektorzellen enthält, und wobei der Kollimator (98) einen Vor-Patientenkollimator mit einer Apertur enthält.

10. Bildgebungssystem (10) mit einer Mehrscheiben-Detektoranordnung (18) mit wenigstens zwei Reihen entlang einer z-Achse angeordneter Detektorzellen, einer Röntgenquelle (14) zum Ausstrahlen eines Röntgenstrahls (16) zu der Detektoranordnung (18), wobei der Röntgenstrahl (16) von einem Brennpunkt (100) ausgestrahlt wird, einen Vor-Patientenkollimator (98) mit einer Apertur und wenigstens zwei einstellbaren Nocken (120A, 120B), die auf gegenüberliegenden Seiten des Röntgenstrahls (16) positioniert sind, um das z-Achsenprofil des Röntgenstrahls (16) zu verändern, wobei das Bildgebungssystem

ferner eine Vorrichtung gemäß einem der vorstehenden Ansprüche aufweist.

11. Verfahren zum Bestimmen einer Röntgendosis in einem Bildgebungssystem, wobei das Bildgebungssystem eine Detektoranordnung (18) mit wenigstens zwei Reihen entlang einer z-Achse angeordneter Detektorzellen, eine Röntgenquelle (14) zum Ausstrahlen eines Röntgenstrahls auf die Detektoranordnung und einen einstellbaren Kollimator (98) enthält, wobei das Verfahren die Schritte aufweist: Scannen eines Objektes; und gekennzeichnet durch:

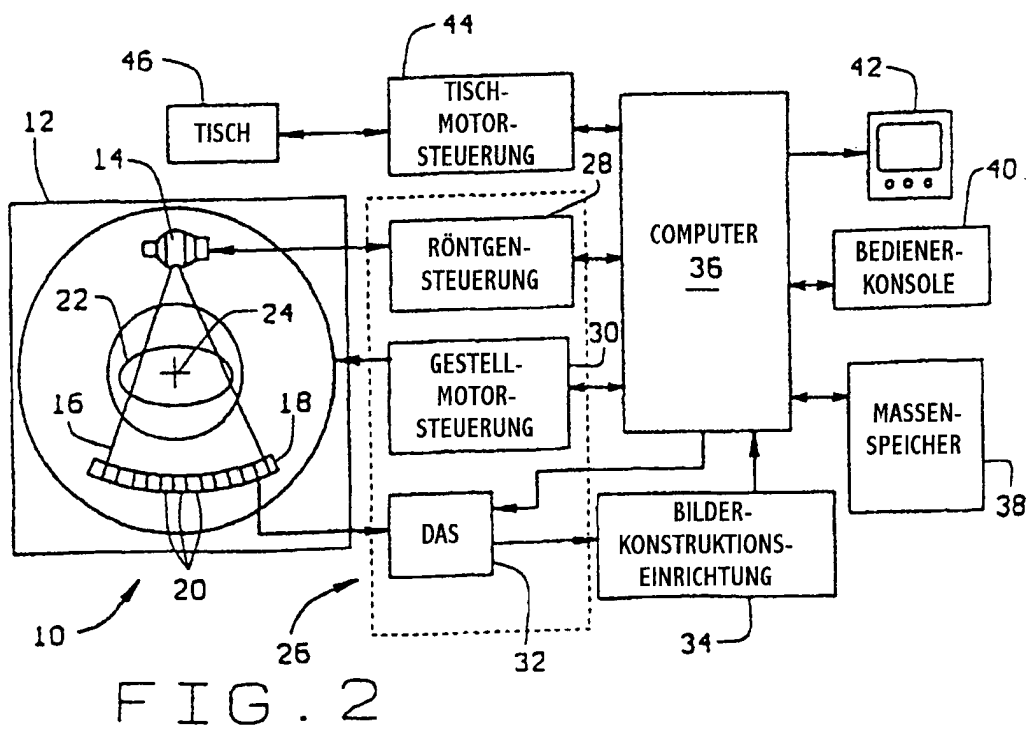
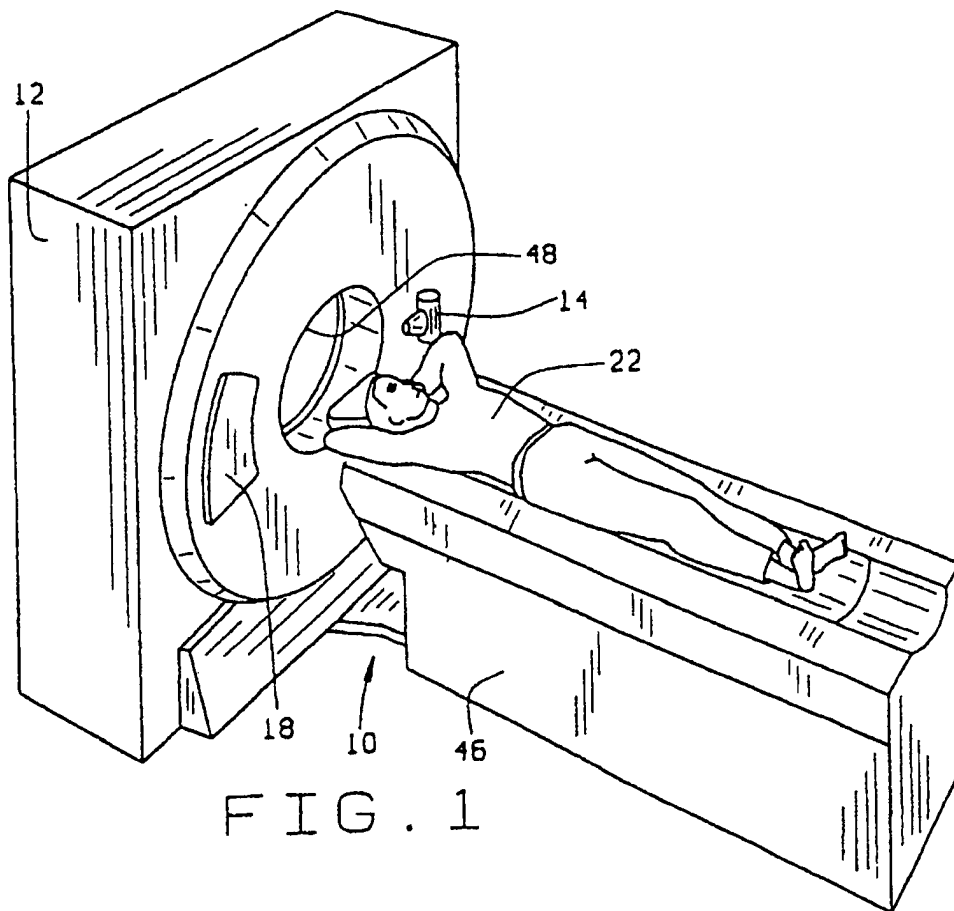
Bestimmen von Bildrauschen des gescannten Objektes;

Bestimmen einer Kollimatorapertur in der z-Achse unter Verwendung der Detektoranordnung (18); und
Bestimmen der Röntgendosis aus dem bestimmten Bildrauschen und der Kollimatorapertur in der z-Achse.

12. Verfahren nach Anspruch 11, wobei die Bestimmung der Kollimatorapertur die Schritte aufweist: Positionieren der Kollimatorapertur auf einen Nennwert; und
Bestimmen der angepassten Kollimatorapertur.

Es folgen 6 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen



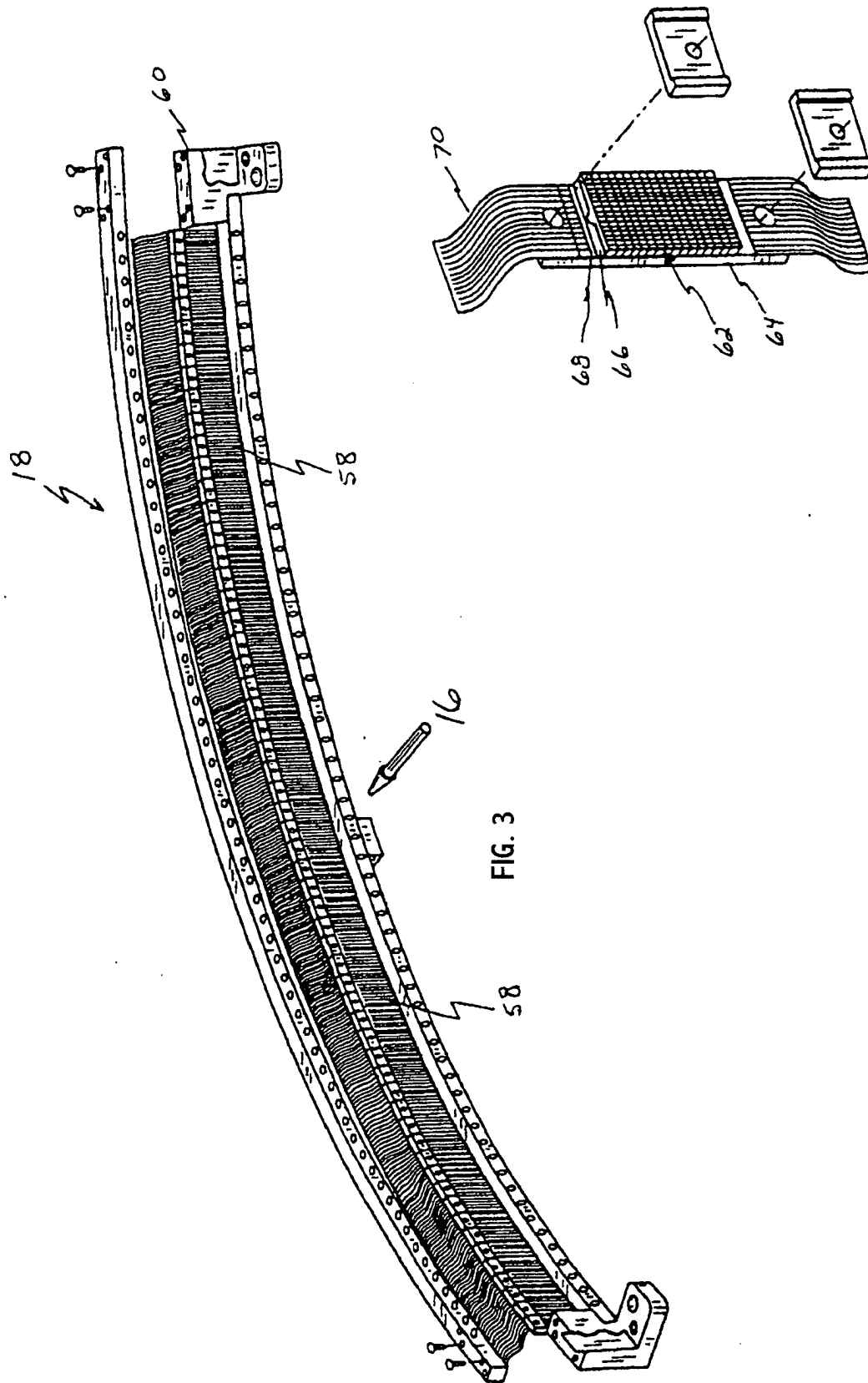


FIG. 4

FIG. 3

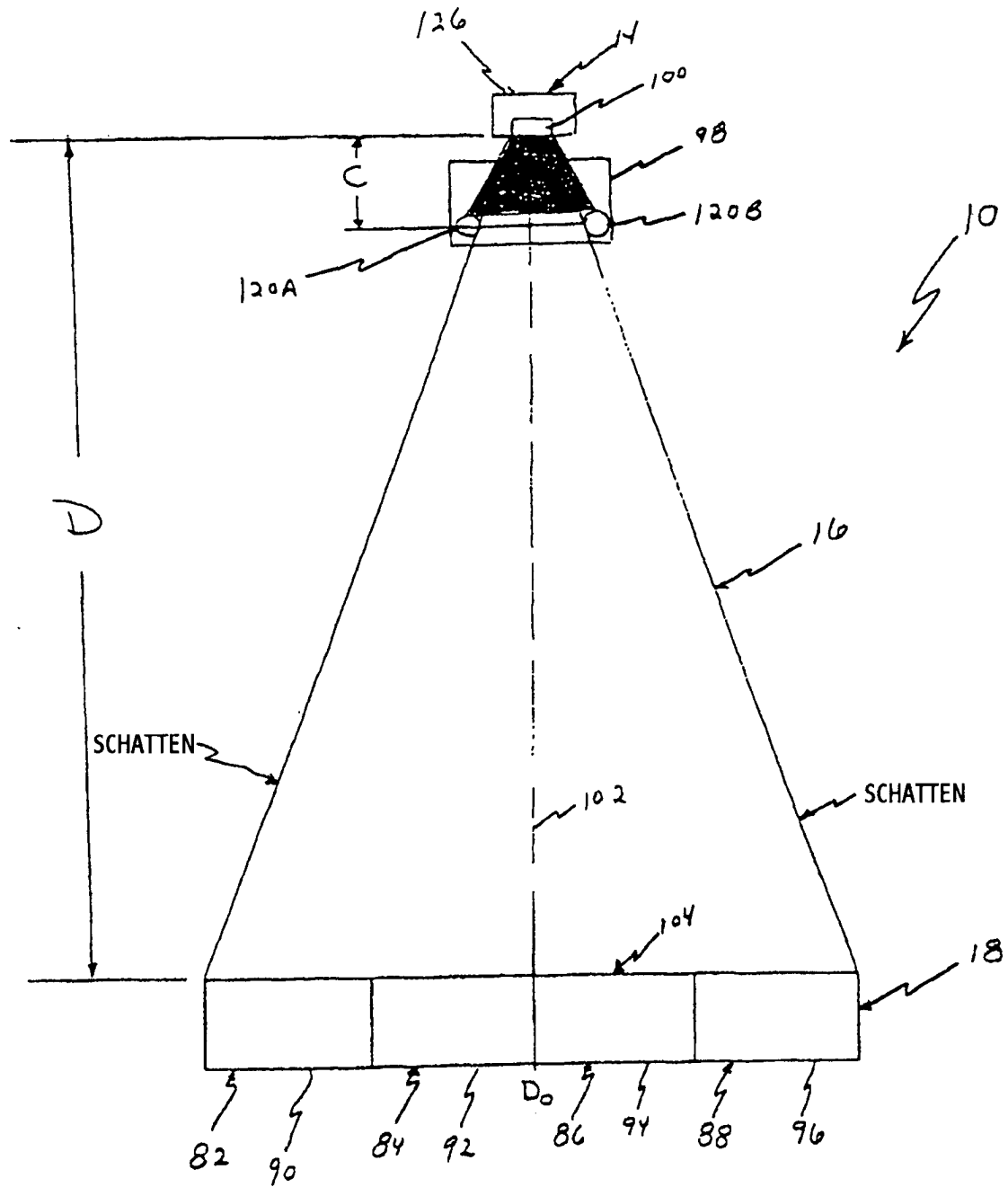


FIG. 5

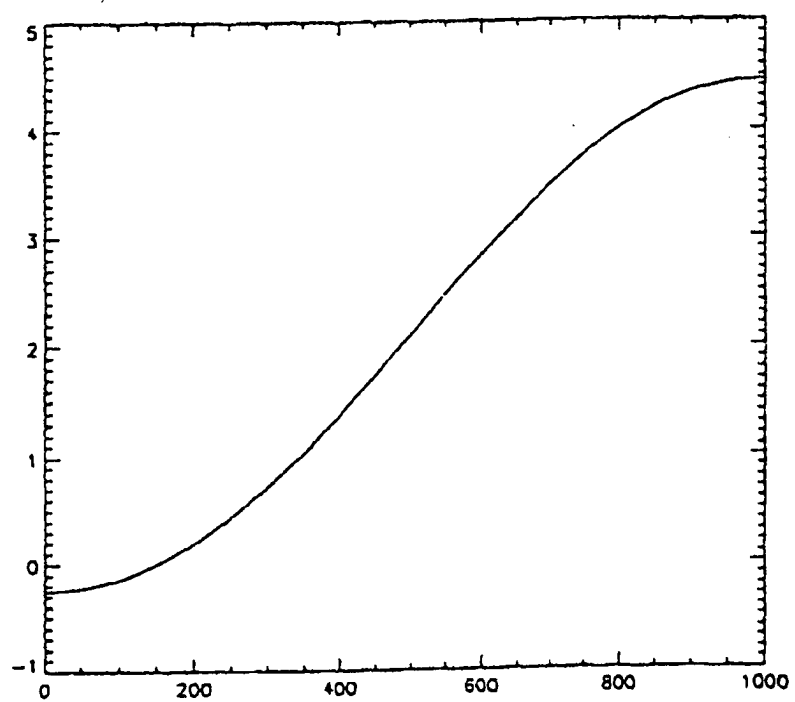


FIG. 6

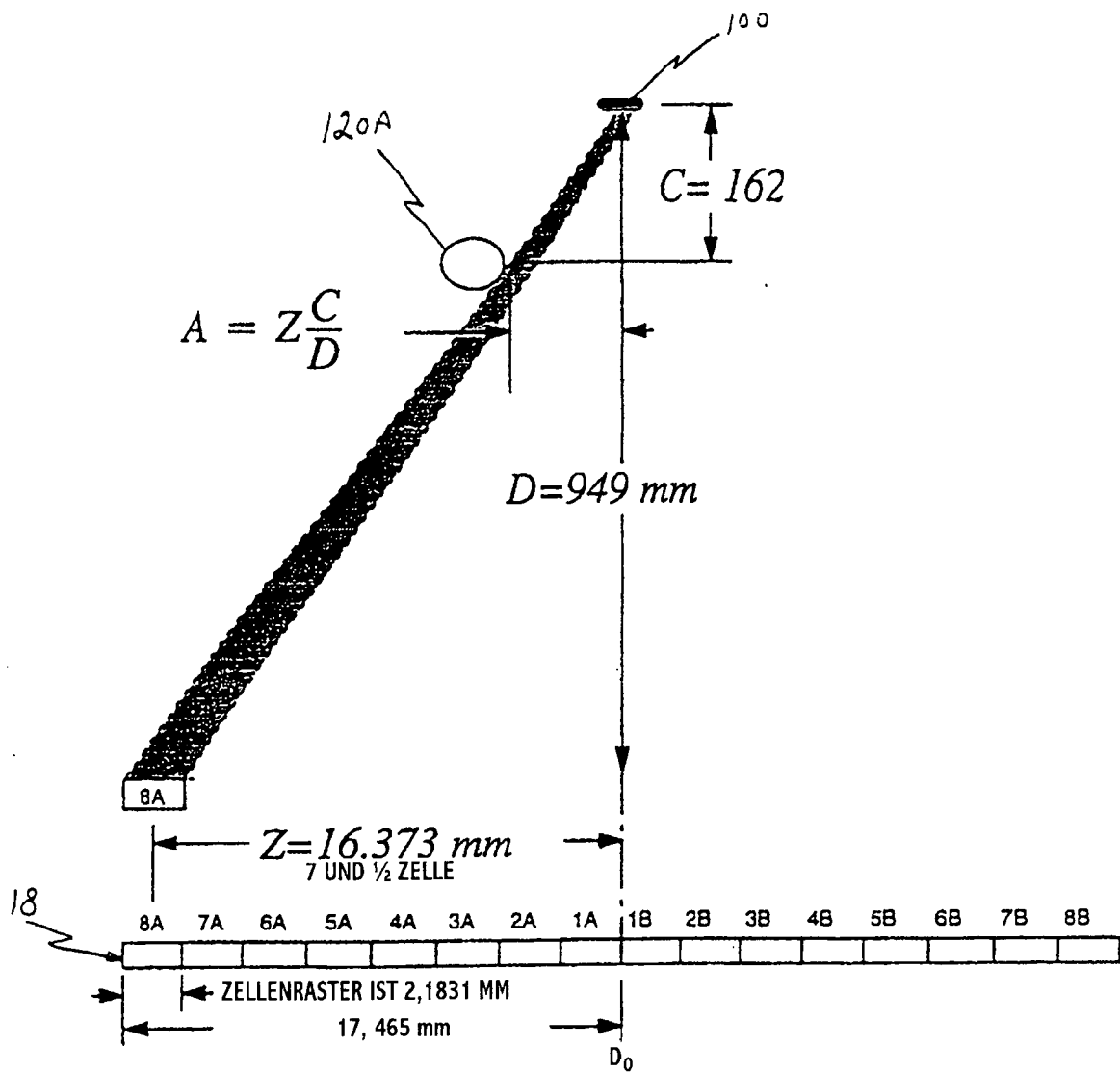


FIG. 7

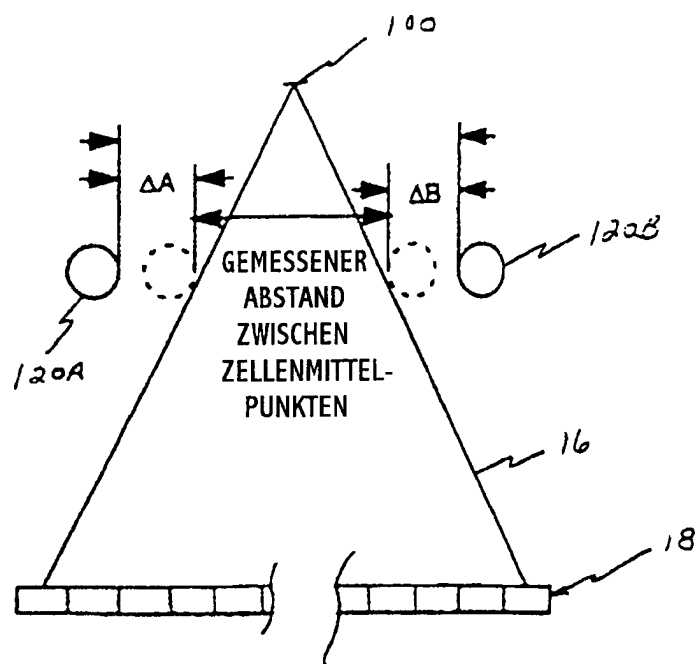


FIG. 8