



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 60 2005 003 738 T2 2008.12.04**

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 643 447 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **60 2005 003 738.1**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **05 255 628.9**

(96) Europäischer Anmeldetag: **14.09.2005**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **05.04.2006**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **12.12.2007**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **04.12.2008**

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: **G06T 11/00 (2006.01)**  
**G06T 5/10 (2006.01)**

(30) Unionspriorität:  
**955623            30.09.2004    US**

(73) Patentinhaber:  
**General Electric Company, New York, N.Y., US**

(74) Vertreter:  
**Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen**

(84) Benannte Vertragsstaaten:  
**DE, FR, GB**

(72) Erfinder:  
**Yin, Zhye, Schenectady, NY 12309, US; Little,  
Francis Howard, Cincinnati Ohio 45244, US; Gong,  
Michael Chunhe, Chicago Illinois 60661, US; Ye,  
Jong Chul, Daejon, KR; Hopkins, Forrest Frank,  
Scotia, NY 12302, US; Du, Yanfeng, Rexford, NY  
12148, US**

(54) Bezeichnung: **Verfahren und System zur CT Bildrekonstruktion mit Korrektur der Rohdaten**

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]** Die vorliegende Erfindung betrifft allgemein eine Computertomographie-(CT)-Vorrichtung und insbesondere eine CT-Vorrichtung zur industriellen Inspektion und ein Verfahren zum Erzeugen von hochaufgelösten CT-Bildern unter Verwendung von Vorkorrektur-Techniken.

**[0002]** Heutzutage sind für industrielle Inspektionsprozesse verschiedene Arten von Mess-Systemen verfügbar, wie beispielsweise CT, Koordinaten-Messgerät (coordinate measuring machine: CMM) und Laserprofilometrie. Jedes Inspektionsverfahren hat seine eigenen Vorteile und Nachteile, die mit diesem in Zusammenhang stehen. Verfahren, wie beispielsweise CMM und Profilometrie auf Basis von Lasern können äußere Flächen mit hoher Genauigkeit messen, aber können keine innen liegenden Merkmale messen, außer wenn das Werkstück aufgeschnitten ist. Heutzutage ist CT eines der am weitesten verbreitete der Mess-/Inspektions-Systeme, um sowohl die innen liegenden als auch die außen liegenden Strukturen von industriellen Werkstücken auf nicht zerstörende Art und Weise zu vermessen. Die potentiellen industriellen Anwendungen des CT schließen ein: das Reverse Engineering, das Rapid Prototyping, die Qualitätskontrolle, die Gieß-Simulation & Überprüfung, die Reifen-Entwicklung, die Inspektion des ersten Produkts, die Inspektion der keramischen Porosität, die Prozess-Validierung, die Beurteilung des Werkstücks und die Fehlstellenerfassung, um nur einige zu nennen. Es ist jedoch wünschenswert, die Inspektionsgenauigkeit dieses industriellen CTs zu verbessern, insbesondere für weit verbreitete Anwendungen hiervon.

**[0003]** Beispielsweise wurde das CT auf dem Gebiet des Reverse Engineering nicht optimiert, um genaue äußere Flächeneigenschaften zu erfassen, die wesentlich für die Erfassung des Designziels sein können. Die Faktoren, die die Genauigkeit des CTs diesbezüglich beeinflussen, enthalten (unter anderen Aspekten) die Strahlhärtung, den Teilvolumeneffekt, die Streuung und die nicht fokussierte Strahlung. Um folglich die CT-Inspektionsgenauigkeit zu verbessern, werden genauere Verfahren benötigt, um die Effekte dieser Artefakte zu entfernen. Auf dem Gebiet der Rekonstruktion eines CT-Bildes ist die gefilterte Rückprojektion (filtered back-projection: FBP) wegen ihrer schnellen Berechnung und der Einfachheit der Implementierung eine bekannte Technik. Da die FBP jedoch die CT-Datenakquisition in eine idealisierte Radon-Transformation übermäßig vereinfacht (beispielsweise Fächerstrahltransformation, Kegelstrahltransformation oder jede andere Transformation, die von der bestimmten Akquisitionsgeometrie abhängt), leidet das rekonstruierte Bild unter Artefakten, wie beispielsweise Strahlhärtung und Teilvolumen, wie dies vorstehend diskutiert wurde.

**[0004]** Um die Bildqualität zu verbessern wurden iterative Rekonstruktionstechniken verwendet, um die Unzulänglichkeiten der Vorrichtung zu korrigieren, wie beispielsweise Brennfleckgröße, Detektorpunkte-Verteilungsfunktion (detector point spread: FPS), Detektorzeitverzögerung, nicht linearer Teilvolumenfehler, Streuung, Strahlhärtung, usw. Iterative Rekonstruktionstechniken basieren auf verschiedenen mathematischen Prinzipien, wie beispielsweise der statistische Ansatz der maximalen Ähnlichkeit (maximum likelihood) und der Ansatz der minimalen Fehlerquadrate (least squares), um einige Beispiele zu nennen. Diese Techniken erlauben die Einbeziehung eines dedizierten Vorwärts-Modells der Datenakquisition. Typischerweise ist in einem iterativen Rekonstruktionsansatz das rekonstruierte Bild unter Verwendung der Unterschiede zwischen der anfänglichen Projektionsmessung und des Vorwärts-Projektions-Modells ersetzend erneuert.

**[0005]** JIANG HSIEH: „Computed Tomography“ 2003, SPIE PRESS, BELLINGHAM, WASHINGTON; USA, XP002359011 ISBN: 0-8194-4425-1, Kapitel 3 und 7 spricht die Bildrekonstruktion aus gemessenen Sino-gramm-Daten an und diskutiert die allgemeinen Aspekte der Bildartefakte und Vorbearbeitungs-Schritte, die durchgeführt werden, um verschiedene Detektoren und Patienteninduzierte Artefakte zu berücksichtigen.

**[0006]** In IDRIS A. ELBAKRI: „Statistical Rekonstruktion Algorithms for Polyenergetic X-Ray Computed Tomography“, 2003, PHD THESIS, UNIVERSITY OF MICHIGAN, UNIVERSITY OF MICHIGAN, XP002359012, Abschnitt 6.2, werden Datenvorbearbeitungs-Schritte allgemein angesprochen, die die Korrektur der Detektor-Performance und der Strahlhärtung enthalten.

**[0007]** Obwohl iterative Rekonstruktionstechniken die Bildqualität deutlich verbessern, ist die Rechenkomplexität, die mit der iterativen Rekonstruktion in Zusammenhang steht, sehr intensiv, da diese Techniken eine mehrmalige Anwendung der Rechenzeit intensiven Vorwärts- und Rückprojektionen verlangen. Folglich sind die iterativen Verfahren auf dem Gebiet des CT nicht sehr verbreitet. Demzufolge ist es wünschenswert in der Lage zu sein, eine Technik zu schaffen, um sowohl die innen liegenden als auch die außen liegenden Merkmale eines zu untersuchenden Objektes aufzunehmen, und ein Verfahren, das die Bildqualität des rekonstruierten Bildes verbessert, ohne die Rechenzeit signifikant zu erhöhen.

**[0008]** Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung sprechen diese und andere Anforderungen an. In einer Ausführungsform wird ein Verfahren zur Rekonstruktion von Bild-Daten aus von einer Computertomographie-(CT)-Vorrichtung akquirierten gemessenen Sinogramm-Daten geschaffen. Die CT-Vorrichtung ist für die industrielle Bildgebung angepasst. Das Verfahren enthält die Vorbearbeitung der Sinogramm-Daten. Die Vorbearbeitung weist die Durchführung einer Korrektur mit einer Detektorpunkt-Verteilungsfunktion (PSF) und einer Detektor-Verzögerungs-Korrektur der gemessenen Sinogramm-Daten auf, und die Rekonstruktion der vorbereiteten Sinogramm-Daten (**64**), um die Bild-Daten zu erzeugen. Die Detektor-PSF-Korrektur und die Detektor-Verzögerungs-Korrektur weisen die Entfaltung der gemessenen Sinogramm-Daten entlang einer oder mehrerer Detektorreihen und Richtungen der Detektor-Ansichten mittels Anwenden eines iterativen Entfaltungs-Algorithmus auf die gemessenen Sinogramm-Daten auf, worin der iterative Entfaltungs-Algorithmus als ein nichtlineares Optimierungsproblem formuliert ist. Die vorbereiteten Sinogramm-Daten werden rekonstruiert, um die Bild-Daten zu erzeugen.

**[0009]** In einer weiteren Ausführungsform wird eine CT-Vorrichtung zur Rekonstruktion von Bild-Daten aus gemessenen Sinogramm-Daten geschaffen. Die CT-Vorrichtung ist für die industrielle Bildgebung angepasst oder eingerichtet. Die Vorrichtung enthält eine Röntgenstrahlenquelle, die konfiguriert ist, um mehrere polychrome Röntgenstrahlen durch ein Objekt zu projizieren, einen Detektor, der eingerichtet ist, mehrere elektrische Signale als Antwort auf mehrere Röntgenstrahlenbündel zu erzeugen, die von der Röntgenquelle empfangen sind, und einen Vorrichtungskontroller, der eingerichtet ist, mehrere elektrische Signale zu bearbeiten, um die gemessenen Sinogramm-Daten zu erzeugen, worin der Vorrichtungskontroller ferner eingerichtet ist die gemessenen Sinogramm-Daten vorzubearbeiten, um eine Korrektur der Detektorpunkte-Verteilungsfunktion (point spread function: PSF) und eine Detektor-Verzögerungs-Korrektur auf die gemessenen Sinogramm-Daten durchzuführen, und worin der Vorrichtungskontroller ferner konfiguriert ist, um die bearbeiteten Sinogramm-Daten zu rekonstruieren, um die Bild-Daten zu erzeugen. Der Vorrichtungskontroller ist ferner eingerichtet, die gemessenen Sinogramm-Daten vorzubearbeiten. Die Vorbearbeitung der gemessenen Sinogramm-Daten enthält eine Korrektur der Detektorpunkte-Verteilungsfunktion (PSF) und einer Detektor-Verzögerungs-Korrektur der gemessenen Sinogramm-Daten durch eine Entfaltung der gemessenen Sinogramm-Daten entlang einer oder mehrerer Detektor-Reihen und Richtungen der Detektor-Ansichten durchzuführen, indem ein iterativer Entfaltungs-Algorithmus auf die gemessenen Sinogramm-Daten angewendet wird, worin der iterative Entfaltungs-Algorithmus als ein nichtlineares Optimierungsproblem formuliert ist. Der Vorrichtungskontroller rekonstruiert dann die vorbereiteten Sinogramm-Daten, um die Bild-Daten zu erzeugen.

**[0010]** Die Erfindung wird nachfolgend genauer an Hand von Beispielen in Bezug auf die Zeichnung beschrieben, in der:

**[0011]** [Fig. 1](#) eine Diagramm-Darstellung einer beispielhaften CT-Vorrichtung ist;

**[0012]** [Fig. 2](#) eine Darstellung eines CT-Scanners mit einer beispielhaften Röntgenstrahlenquelle und einem Detektor-Array ist, der in [Fig. 1](#) gezeigt ist;

**[0013]** [Fig. 3](#) eine Diagramm-Darstellung einer beispielhaften Verteilungsquelle für die Verwendung in einer Vorrichtung des in [Fig. 1](#) dargestellten Typs ist;

**[0014]** [Fig. 4](#) eine Diagramm-Darstellung eines Teils des Detektors zur Verwendung mit der in [Fig. 1](#) dargestellten Vorrichtung ist;

**[0015]** [Fig. 5](#) ein Ablaufdiagramm ist, das eine beispielhafte Logik darstellt, die beispielhafte Schritte für die Rekonstruktion von Bild-Daten aus gemessenen Sinogramm-Daten enthält, die durch die in [Fig. 1](#) dargestellte Vorrichtung akquiriert werden;

**[0016]** [Fig. 6](#) ein Ablaufdiagramm ist, das die beispielhaften Schritte zur Durchführung der Strahlhärtingkorrektur ist;

**[0017]** [Fig. 7](#) eine Darstellung eines ursprünglichen Röntgenspektrums und eines korrigierten Röntgenspektrums der Röntgenstrahlenquelle ist;

**[0018]** [Fig. 8](#) eine Darstellung des resultierenden Abschwächungskoeffizienten ist, der aus einer Reichweite der Photonenergien erhalten wird; und

**[0019]** [Fig. 9](#) eine Darstellung einer analytisch abgeleiteten Korrekturkurve der Strahlhärting ist.

**[0020]** Hierin offenbart ist eine CT-Vorrichtung, die für die industrielle Bildgebung eingerichtet ist. Im Sinne der Erfindung bezieht sich „industrielle Bildgebung“ auf die Bildgebung von sowohl innen liegenden als auch außen liegenden Strukturen von industriellen Werkstücken auf eine nicht zerstörende Art und Weise. Wie für den Fachmann erkennbar ist, schafft die industrielle Bildgebung eine schnelle dreidimensionale Messung zur Bildgebung sowohl innen liegender als auch außen liegender Strukturen. Hierin offenbart ist ein Rekonstruktionsverfahren für ein CT, das eine verbesserte Bildqualität schafft, in der Techniken der Vorkorrektur auf die Projektionsdatenmessungen vor der Bildrekonstruktion angewendet werden. Hierdurch wird eine genauer berechnete Bildprojektion (oder Sinogramm) verwendet, um das Bild des Objekts zu rekonstruieren. Zusätzlich erreicht das Rekonstruktionsverfahren gemäß der vorliegenden Technik eine hohe Auflösung, während die Rekonstruktionszeit verringert wird.

**[0021]** Nachfolgend zuerst Bezug nehmend auf [Fig. 1](#) ist eine Computertomographie-(CT)-Vorrichtung dargestellt, die allgemein mit der Bezugsziffer **10** bezeichnet wird. In der dargestellten Ausführungsform ist die Computertomographie-Vorrichtung **10** eingerichtet, Bild-Daten gemäß der vorliegenden Technik zu akquirieren, vor zu bearbeiten und zu rekonstruieren, wie dies genauer nachfolgend beschrieben wird. Die CT-Vorrichtung **10** enthält einen Scanner **12**. In der beispielhaften Ausführungsform von [Fig. 1](#) ist der Scanner **12** aus einer Halterungsstruktur gebildet, und enthält innen liegend eine oder mehrere stationäre oder rotierend verteilte (nicht in [Fig. 1](#) gezeigte) Röntgenstrahlenquellen und einen oder mehrere stationäre oder rotierende digitale (nicht in [Fig. 1](#) gezeigte) Detektoren. In der beispielhaften Ausführungsform von [Fig. 1](#) ist der Scanner eingerichtet, um einen Tisch **14** oder eine andere Halterungsstruktur für ein zu scannendes Objekt aufzunehmen oder zu lagern. Der Tische **14** kann durch eine Apertur in den Scanner **12** bewegt werden, um das Objekt geeignet in einem Bildgebungsvolumen oder Scann-Platz während den Bildgebungssequenzen zu platzieren.

**[0022]** In der beispielhaften Ausführungsform von [Fig. 1](#) enthält die CT-Vorrichtung **10** ferner einen Strahlungsquellen-Kontroller **16**, einen Tisch-Kontroller **18** und einen Daten-Akquisitions-Kontroller **22**, die alle Führung eines Vorrichtungskontrollers **22** funktionieren oder arbeiten können. Der Strahlungsquellen-Kontroller **16** steuert das Timing oder die Zeitabfolge für die Aussendung der Röntgenstrahlung, die von Punkten um den Scanner **12** in Richtung eines Detektorelementes auf einer gegenüberliegenden Seite hiervon gerichtet ist, wie dies nachfolgend diskutiert wird. Im Falle der stationären CT-Anordnungen kann der Strahlungsquellen-Kontroller **16** einen oder mehrere Emitter in einer verteilten Röntgenstrahlungsquelle zu jedem Zeitpunkt zur Messung von vielfachen Projektionsdaten ansteuern oder triggern. In bestimmten Anordnungen beispielsweise kann der Röntgenstrahlen-Kontroller **16** die Emission der Strahlung als Sequenzen triggern, um benachbarte oder nicht benachbarte Messungen der Projektionsdaten um den Scanner **12** aufzunehmen. Viele derartige Projektionsdaten können in einer Untersuchungssequenz aufgenommen werden, und der Daten-Akquisitions-Kontroller **20**, der mit den Detektorelementen gekoppelt ist, wie dies nachfolgend beschrieben wird, empfängt Signale von den Detektorelementen und bearbeitet die Signale zur Speicherung und späteren Bild-Rekonstruktion. In Konfigurationen, die nachfolgend beschrieben werden, in denen eine oder mehrere Quellen rotierend sind, kann der Quellen-Kontroller **16** ebenfalls die Drehung der Gantry steuern, auf der die verteilte(n) Quelle oder Quellen montiert oder angeordnet sind. Der Tisch-Kontroller **18** dient dann dazu den Tisch und das Objekt hierauf in einer Ebene zu positionieren, in der die Strahlung emittiert wird, oder allgemein innerhalb des bildgebend darzustellenden Volumens. Der Tisch kann zwischen den Bildgebungssequenzen oder während bestimmter Bildgebungssequenzen in Abhängigkeit von dem verwendeten Bildgebungsprotokoll versetzt werden. Darüber hinaus kann der Daten-Akquisitions-Kontroller in Konfigurationen, die nachfolgend beschrieben werden, in denen ein oder mehrere Detektoren oder Detektorsegmente drehbar sind, ebenso die Drehung einer Gantry veranlassen, auf der der Detektor oder die Detektoren angeordnet sind.

**[0023]** In der beispielhaften Ausführungsform von [Fig. 1](#) steuert der Vorrichtungskontroller **22** allgemein die Bedienung des Strahlungsquellen-Kontrollers **16**, um die Emission der Röntgenstrahlung zu triggern, ebenso wie derartige Emissionen während der Bildgebungssequenzen zu koordinieren, die durch den Vorrichtungskontroller definiert sind. Der Vorrichtungskontroller **22** kann ebenfalls die Bewegung des Tisches **14** in Abstimmung mit der derartigen Emission steuern, um die Projektionsdaten aufzunehmen, die zu Volumina von speziellem Interesse gehören, oder in verschiedenen Moden der Bildgebung, wie beispielsweise den helikalen Akquisitionsmoden. Darüber hinaus kann der Vorrichtungskontroller **22** ferner eingerichtet sein, um die Drehung einer Gantry zu koordinieren, auf der entweder die Quelle(n), Detektor(en) oder beide für den Fall der drehbaren CT-Geometrien oder Anordnungen angeordnet oder montiert sind. Der Vorrichtungskontroller **22** empfängt ebenfalls Daten, die durch den Daten-Akquisitions-Kontroller **20** akquiriert sind, und koordiniert die Speicherung und Bearbeitung der Daten. Wie dies genauer nachfolgend beschrieben wird, ist der Vorrichtungskontroller **22** gemäß der vorliegenden Technik eingerichtet, um die Projektions-Daten-Messungen vor zu bearbeiten. Die Projektions-Daten-Messungen werden in manchen Fällen als ein Sinogramm bezeichnet. Die Vorbearbeitung enthält die Durchführung der Strahlhärtingkorrektur der Sinogramm-Daten und führt eine

Korrektur der Detektorpunkte-Verteilungsfunktion (PSF) und eine Detektorverzögerungskorrektur auf die Sino-gramm-Daten durch. Der Vorrichtungskontroller **22** ist ferner eingerichtet, um die vor bearbeiteten Sino-gramm-Daten zu rekonstruieren, um das Bild zu erzeugen.

**[0024]** Es sollte im Gedächtnis behalten werden, dass die Kontroller und hierin tatsächlich beschriebene Schaltungen durch Hardware-Schaltungen, Firmware oder Software definiert werden können. Die bestimmten Protokolle für die Bildgebungssequenzen beispielsweise werden allgemein durch Codes definiert, die von den Vorrichtungskontrollern ausgeführt werden. Darüber hinaus können die Anfangsbearbeitung, die Konditionierung, die Filterung und andere Operationen, die von den vom Scanner **12** akquirierten Projektionsdaten verlangt werden, in einer oder mehreren der in [Fig. 1](#) dargestellten Komponenten durchgeführt werden. Beispielsweise, wie dies nachfolgend beschrieben wird, werden die Detektorelemente analoge Signale erzeugen, die repräsentativ für die Erkennung einer Änderung in den Photodioden sind, die an Orten positioniert sind, die zu Elementen des Detektors gehören, der für die Daten-Akquisition verwendet wird. Derartige analoge Signale werden in digitale Signale durch eine Elektronik im Scanner **12** konvertiert, und an den Daten-Akquisitions-Kontroller **20** übertragen. Die teilweise Bearbeitung kann an diesem Punkt auftreten und die Signale werden sofort an den Vorrichtungskontroller zur weiteren Filtern und Bearbeitung übertragen. Auf dieselbe Art und Weise kann die Bildrekonstruktion durch die Anwendung von speziellen Schaltkreisen begleitet werden, die im Vorrichtungskontroller **22** angeordnet sind, durch Algorithmen, die auf dem Vorrichtungskontroller **22** ausgeführt werden, oder durch entfernte Systeme, die Zugang zu denselben Daten haben, die auf dem Speichereinrichtung **26** gespeichert sind.

**[0025]** In der beispielhaften Ausführungsform von [Fig. 1](#) ist der Vorrichtungskontroller **22** ebenfalls mit einer Bediener-Schnittstelle **24** und mit einer oder mehreren Speichereinrichtungen **26** gekoppelt. Die Bediener-Schnittstelle kann integral mit dem Vorrichtungskontroller **22** sein oder wird allgemein eine Bediener-Workstation enthalten, die Bildgebungs-Sequenzen initiiert, derartige Sequenzen steuert und überwacht und während der Bildgebungssequenzen die Projektionsdaten manipuliert oder bearbeitet. Die Speichereinrichtungen **26** können lokal an der Bildgebungs-Vorrichtung angeordnet sein, oder können teilweise oder vollständig von der Vorrichtung entfernt angeordnet sein. Folglich können die Speichereinrichtungen **26** lokale, magnetische oder optische Speicher oder lokale oder entfernte Einheiten zur Rekonstruktion der gemessenen Daten enthalten. Darüber hinaus können die Speichereinrichtungen eingerichtet sein, um unbearbeitete oder Roh-Daten, teilweise bearbeitete oder komplett bearbeitete Projektionsdaten zur Rekonstruktion zu empfangen.

**[0026]** Der Vorrichtungskontroller **22** oder die Bediener-Schnittstelle **24** oder jede entfernte Vorrichtungen und Workstation können Software zur Bildbearbeitung und Rekonstruktion enthalten. Deshalb können einige oder alle der Bildbearbeitungen entfernt durch zusätzliche Rechner-Einheiten auf der Basis der Roh-Daten oder der teilweise bearbeiteten Daten durchgeführt werden. Wie für den Fachmann ersichtlich ist, kann eine derartige Bearbeitung der CT-Projektions-Daten durch eine Anzahl von mathematischen Algorithmen und Techniken durchgeführt werden. Eine entfernte Schnittstelle **28** kann in der Vorrichtung zum Übertragen von Daten von der Bildgebungs-Vorrichtung an derartige entfernte Bearbeitungs-Stationen oder Speicher-Einrichtungen enthalten sein.

**[0027]** [Fig. 2](#) ist eine Darstellung des Scanners **12**, der in [Fig. 1](#) gezeigt ist, mit einer beispielhaften Röntgenstrahlenquelle und einem Detektor-Array. Bezug nehmend auf [Fig. 2](#), enthält der Scanner **12** eine Gantry **29**. Die Gantry **29** ist mit einer Quelle für die Strahlung **30** dargestellt, typischerweise einer Röntgenstrahlenquelle, und einem Detektor-Array **46**. In einer typischen Bedienung projiziert die Röntgenstrahlenquelle **30** einen Röntgenstrahl in Richtung des Detektor-Arrays **46**. Das Detektor-Array **46** wird allgemein durch eine Anzahl von Detektorelementen gebildet, die die Röntgenstrahlen detektieren, die durch oder um ein interessierendes Objekt passieren. Jedes Detektorelement erzeugt ein elektrisches Signal, das die Intensität des Röntgenstrahls an der Position des Elementes repräsentiert, und zwar zu der Zeit zu der der Strahl den Detektor trifft. Darüber hinaus wird die Gantry **29** um ein interessierendes Objekt so gedreht, dass eine Anzahl von radiologischen Ansichten von dem in [Fig. 1](#) gezeigten Vorrichtungskontroller **22** aufgenommen werden können. Folglich wird ein Bild oder eine Schicht berechnet, die in bestimmten Moden weniger oder mehr als 360 Grad von Projektionsdaten enthält, um ein Bild zu erhalten. Das Bild kann weiter auf die gewünschten Dimensionen kollimiert werden, beispielsweise unter Verwendung entweder von Blei-Blenden vor der Röntgenquelle **30** und unterschiedlichen Detektor-Aperturen. Wie dem Fachmann klar sein wird, definiert der Kollimator typischerweise die Größe und die Gestalt des Röntgenstrahls, der von der Röntgenquelle **30** emittiert ist. Folglich nimmt der Detektor **46** Daten von abgeschwächten Röntgenstrahlen auf, wenn die Röntgenstrahlenquelle **30** und der Detektor drehen.

**[0028]** Obwohl in der vorliegenden Erfindung auf eine CT-Scanning-Vorrichtung Bezug genommen wird, in der eine Quelle und ein Detektor auf einer Gantry-Anordnung drehen, sollte es im Gedächtnis behalten werden, dass die vorliegende Technik nicht auf Daten beschränkt ist, die auf einem bestimmten Typus von Scanner aufgenommen werden. Beispielsweise kann die Technik auf Daten angewendet werden, die mittels eines Scanners aufgenommen werden, bei dem eine Röntgenstrahlenquelle und ein Detektor effektiv stationär sind und ein Objekt gedreht wird oder bei der der Detektor stationär ist, aber eine Röntgenquelle dreht. Ferner könnten die Daten aus einem Scanner herrühren, bei dem die Röntgenquelle und der Detektor stationär sind, sowie die Röntgenquelle verteilt ist, und Röntgenstrahlen an verschiedenen Orten erzeugen kann, wie dies genauer in Bezug auf [Fig. 3](#) beschrieben wird. In ähnlicher Art und Weise, obwohl allgemein kreisförmige Scan-Geometrien diskutiert sind, können genauso gut andere Geometrien vorgesehen sein.

**[0029]** [Fig. 3](#) ist eine Diagrammdarstellung einer beispielhaften Röntgenquelle eines Typs, der in der CT-Vorrichtung des Typs von [Fig. 1](#) verwendet werden kann. Wie dies in [Fig. 3](#) in einer beispielhaften Implementierung gezeigt ist, kann die verteilte Röntgenquelle **30** eine Reihe von Elektronenemittern **32** enthalten, die mit dem in [Fig. 1](#) gezeigten Strahlungsquellen-Kontroller **16** gekoppelt sind, und durch den Quellen-Kontroller während des Betriebs des Scanners getriggert oder angesteuert werden. Die Elektronenemitter **32** sind benachbart zu einem verteilten Ziel **34** angeordnet. Während der Triggerung durch den Quellen-Kontroller können die Elektronenemitter **32** Elektronenstrahlen **36** in Richtung des Targets **34** emittieren. Das Target **34**, das beispielsweise eine Wolframscheibe oder Element sein kann, emittiert beim Auftreffen der Elektronenstrahlen Röntgenstrahlen, wie dies mit der Bezugsziffer **38** bezeichnet ist. Mit Reflektionsmodus ist gemeint, dass der Röntgenstrahl in erster Linie auf derselben Seite des Targets erzeugt wird, auf der die Elektronen auftreffen. Im Transmissionsmodus werden Röntgenstrahlen auf der gegenüber liegenden Seite des Targets erzeugt. Die Röntgenstrahlen **38** sind dann in Richtung eines Kollimators **40** gerichtet, der im Allgemeinen undurchsichtig für Röntgenstrahlung ist, aber Öffnungen oder Aperturen **42** enthält. Die Aperturen **42** können feste Dimensionen haben oder können einstellbar sein. Die Aperturen **42** erlauben einem Teil der Röntgenstrahlen durch den Kollimator zu dringen, um kollimierte Strahlen **44** zu erzeugen, die durch das interessierende Objekt auf das bildgebende Volumen des Scanners gerichtet werden, und die auf die Detektorelemente auf der gegenüberliegenden Seite des Scanners treffen.

**[0030]** Es kann selbstverständlich eine Anzahl alternativer Konfigurationen von Emittlern oder verteilten Quellen vorgesehen sein. Darüber hinaus können die einzelnen Röntgenquellen in der verteilten Quelle verschiedene Typen und Formen von Röntgenstrahlen emittieren. Diese können beispielsweise fächerförmige Strahlen, kegelförmige Strahlen und Strahlen mit verschiedenen Querschnittsgeometrien enthalten. Auf ähnliche Art und Weise können die unterschiedlichen Komponenten, die die verteilte Röntgenquelle aufweist, variieren. Die Emissionseinrichtungen können eine von vielen Elektronenemissionseinrichtungen sein, beispielsweise thermische Emittoren, Laserdioden, monolithische Halbleiter, usw. Obwohl eine verteilte Quellenkonfiguration im Detail hierin diskutiert wurde, kann jede Kombination einer oder mehrerer drehenden Anoden, stationären Anoden oder verteilten Röntgenquellen in der CT-Vorrichtung **10** verwendet werden.

**[0031]** [Fig. 4](#) ist eine Diagrammdarstellung eines Teils eines Detektors, der durch die CT-Vorrichtung von [Fig. 1](#) verwendet werden kann. Die Detektoranordnung kann im Allgemeinen ähnlich zu Detektoren sein, die in einer konventionellen drehenden CT-Vorrichtung verwendet wird. Der Detektor kann in bestimmten Ausführungsformen des Scanners um einen größeren Bereich oder die gesamte innere Fläche des Scanners ausge dehnt sein. Jeder Detektor kann mehrere Detektorelemente aufweisen, die eine unterschiedliche Auflösung haben, um eine bestimmte Bildanwendung zufrieden zu stellen. Im Allgemeinen enthält der Detektor **46** eine Reihe von Detektorelementen **48** und zugehörige Signalverarbeitungsschaltungen **50**. Diese Detektorelemente können von einer oder mehrerer Größen sein, was zu einer unterschiedlichen räumlichen Auflösungscharakteristik in unterschiedlichen Bereichen der gemessenen Projektionsdaten führt. Beispielhafte Detektorelemente enthalten ein Array von Photodioden und zugehörigen Dünnschichttransistoren. Die Röntgenstrahlung, die auf die Detektoren trifft, wird durch einen Szintillator in niederenergetische Photonen konvertiert oder umgewandelt, und diese Photonen oder Lichtquanten treffen die Photodioden. Eine Ladung, die über die Photodiode aufrechterhalten wird, wird dann erniedrigt, und die Transistoren können angesteuert werden, um die Photodioden wieder aufzuladen, und folglich die Erniedrigung der Ladung zu messen. Durch die aufeinander folgende Messung der Ladungsverringerung in den unterschiedlichen Photodioden, werden Daten aufgenommen, die indirekt die Strahlungsabschwächung von jedem der Pixel-Orte des Detektors kodiert, wobei jede von diesen (Photodioden) zu einem Pixel in den aufgenommenen Daten für jede Akquisition gehört. Diese Daten werden durch die Signalbearbeitungsschaltung **50** bearbeitet, die im Allgemeinen die analoge Verringerungssignale in digitale Werte konvertiert, führen jedes notwendige Filtern durch, und übertragen die akquirierten Daten auf den Vorrichtungskontroller **22** der Bildgebungs-Vorrichtung **10** in [Fig. 1](#), wie dies vorstehend beschrieben ist. Obwohl eine Detektorkonfiguration, die Szintillator-Material und Speicherdiode aufweist, erwähnt wurde,

kann jeder geeignete Detektor zur Messung von Röntgenstrahlung mit der vorliegenden Technik verwendet werden.

**[0032]** [Fig. 5](#) ist ein Ablaufdiagramm, das eine beispielhafte Logik darstellt, die beispielhafte Schritte zum Rekonstruieren von Bilddaten aus gemessenen Sinogramm-Daten darstellt, die durch die CT-Vorrichtung von [Fig. 1](#) akquiriert sind. In Schritt **54** werden die Projektions-Datenmessungen von der CT-Vorrichtung **10** akquiriert. Wie dieser hierin verwendet wurde, betrifft der Begriff „Projektionsdatenmessung“ ebenfalls ein Sinogramm. In Schritt **56** werden die gemessenen Sinogramm-Daten vorbearbeitet. Für die beispielhafte Ausführungsform, die in [Fig. 5](#) dargestellt ist, enthält die Vorbearbeitung der gemessenen Sinogramm-Daten in Schritt **56** ferner die Durchführung einer Strahlhärtungskorrektur der gemessenen Sinogramm-Daten in Schritt **58**, die Durchführung einer Korrektur der Detektorpunkte-Verteilungsfunktion (PSF) in Schritt **60** und die Durchführung einer Detektorverzögerungskorrektur, um Bilddaten zu erzeugen. In einer bestimmten Ausführungsform der vorliegenden Technik, wird eine gefilterte Rückprojektionstechnik verwendet, um die Bild-Daten zu rekonstruieren. Die nachfolgenden Paragraphen beschreiben den Strahlhärtungsprozess, die Korrektur der Detektorpunktverteilung (PSF) und den Prozess der Detektorverzögerungskorrektur genauer.

**[0033]** Wie dies dem Fachmann klar ist, weisen die konventionellen Röntgenquellen für die CT-Bildgebung typischerweise drehende Anodenröhren (oder Röntgenröhren) auf, die ein polychromatisches Spektrum besitzen. Dies bedeutet, dass Röntgenphotonen von derartigen Röntgenröhren emittiert werden, nicht dieselben Energieniveaus besitzen. Darüber hinaus, sind die Abschwächungsprozesse in Materie aber typischerweise energieabhängig. Nichtgleichförmige Abschwächung von verschiedenen Energien resultiert in die bevorzugte Verringerung der Röntgenstrahlen in Energiebereichen mit höheren Energieabschwächungskoeffizienten. Im Allgemeinen werden Röntgenstrahlen in Energiebereichen, die leichter abgeschwächt werden, als weiche Röntgenstrahlung bezeichnet, während Solche, die durchdringender sind, als harte Röntgenstrahlung bezeichnet werden.

**[0034]** Die Strahlhärtung oder Strahlaufhärtung ist der Prozess des selektiven Entfernens der weichen Röntgenstrahlung aus einem Röntgenstrahlenbündel. Wenn diese Röntgenstrahlen entfernt sind, wird der Strahl stufenweise härter oder alternativ eindringender oder ist durchdringender. Der Betrag der Strahlhärtung hängt typischerweise von dem anfänglichen Röntgenstrahlenspektrum ab, ebenso wie von der Zusammensetzung des durchquerten Materials. Im Allgemeinen stellt für ein vorbestimmtes anfängliches Röntgenstrahlenspektrum und eine Gewebeart der Prozess der Strahlhärtung ein monotonen oder gleichförmiges Anwachsen der Strahlhärte als eine Funktion der durchquerten Materialdicke dar. Als ein Ergebnis der Strahlhärtung hängt der effektive Abschwächungskoeffizient eines Materials von der Dicke des durchquerten Materials ab. Wie dies angenommen wird, erzeugen Strahlhärtungs-Artefakte, wenn diese nicht korrigiert werden, einen Cupping-Effekt oder eine Verringerung des rekonstruierten Abschwächungskoeffizienten in Richtung des Zentrums des bildgebend dargestellten Objektes.

**[0035]** Um die Vorteile, die durch die Ausführungsformen der vorliegenden Technik geschaffen werden, abzuschätzen, wird Bezug auf [Fig. 6](#) genommen, in der ein Ablaufdiagramm **58** gezeigt ist, das beispielhafte Schritte zur Durchführung der Strahlhärtungskorrekturen darstellt. In [Fig. 6](#), in Schritt **66** wird eine Detektor-Ansprech- oder Effizienz-Kurve anfänglich berechnet, die zu der CT-Vorrichtung **10** von [Fig. 1](#) gehört. Danach wird die berechnete Detektor-Effizienz-Kurve verwendet, um das Röntgenstrahlen-Spektrum der Röntgenquelle zu korrigieren, wie dies nachfolgend beschrieben wird. Wie dies dem Fachmann bekannt ist, ist das Röntgenstrahlen-Spektrum der Röntgenquelle ein Maß für die Verteilung der Röntgenstrahlenintensität als eine Funktion der Energie. Die genaue Natur der Verteilung hängt von der Art und Weise ab, in der die Röntgenstrahlen erzeugt werden. Das Röntgenstrahlen-Spektrum für eine gegebene Röntgenstrahlenquelle kann durch Messung von dem Hersteller der Röntgenquelle erhalten werden, oder kann durch Simulation bestimmt werden. Ferner wird in Übereinstimmung mit der vorliegenden Ausführungsform die Detektor-Effizienz-Kurve berechnet, wie dies nachfolgend dargestellt ist:

$$d(E) = (1 - \exp(-\mu(E) \cdot \text{Dicke})) \cdot E, \quad (1)$$

worin E der energieabhängige Abschwächungskoeffizient für das Detektormaterial, Dicke die Dicke des Detektormaterials und  $\mu$  die Abschwächung ist. Das Röntgen-Spektrum der Röntgenstrahlenquelle wird durch die Detektor-Effizienz-Kurve gemessen  $d(E)$ , um ein korrigiertes Röntgenquellen-Spektrum zu erhalten. [Fig. 7](#) ist eine Darstellung eines ursprünglichen Röntgenquellen-Spektrums und des korrigierten Röntgenquellen-Spektrums.

**[0036]** In Schritt **68** wird ein Wert des Abschwächungskoeffizienten für jedes Material bestimmt, das der Rönt-

genstrahl bei einem oder mehreren Energie-Niveaus durchquert. Insbesondere wird der Wert des Massenabschwächungskoeffizienten für jedes Material bestimmt, der mit  $\mu/\rho$  bezeichnet wird, (worin  $\mu$  den Abschwächungswert und  $\rho$  die Dichte bezeichnet). Wie dies dem Fachmann klar ist, sind der Massenabschwächungskoeffizient  $\mu/\rho$  und der Massenenergieabsorptionskoeffizient, der mit  $d_{en}/\rho$  bezeichnet wird, grundlegende Größen, die verwendet werden, um die Durchdringung und die Energiedeposition durch die Photonen zu berechnen (die beispielsweise Röntgenstrahlen oder Bremsstrahlung aufweisen) in biologischem Abschirmungs- oder derartigen anderen Materialien. In Übereinstimmung mit dieser Ausführungsform wird der Massenabschwächungskoeffizient  $\mu/\rho$  für jedes Material bestimmt, um die Strahlhärtungseffekte zu berechnen. Ferner wird der Massenabschwächungskoeffizient  $\mu/\rho$  bei einer oder mehreren Energie-Niveaus vorher berechnet basierend auf einer Materialzusammensetzung und einem Röntgenquellen-Profil, wie dies nachstehend beschrieben wird.

**[0037]** Wie dem Fachmann klar ist, kann der Massenabschwächungskoeffizient  $\mu/\rho$  einer Verbindung oder Gemisches von Elementen berechnet werden, indem die gewichtete Summe der Massenabschwächungskoeffizienten für jedes Element genommen wird, wobei eine Gewichtung entsprechend dem Anteil des Elementes, mit dem dieses zu der Verbindung beiträgt, zugeordnet wird. Dann kann der Massenabsorptionskoeffizient unter Verwendung der nachfolgenden Formel erhalten werden:

$$\mu/\rho = \sum w_i(\mu_i/\rho_i) \quad (2)$$

worin  $w_i$  der Gewichtsanteil des  $i^{\text{ten}}$  atomaren Bestandteils ist. Darüber hinaus ist für den Fachmann klar, dass die Werte der Massenabschwächungskoeffizienten  $\mu_i/\rho_i$  und des Massenenergieabsorptionskoeffizienten  $\mu_{en}/\rho$  als eine Funktion der Photonenenergie für verschiedene Elemente vorher bestimmt sein können. Zusätzlich können die Gewichtsprozentanteile ebenfalls vorher bestimmt sein. Beispielsweise für den Fall der elementaren Bestandteile, beispielsweise von einer Flüssigkeit wie Wasser haben die Bestandteile Wasserstoff (H) und Sauerstoff (O) jeweils Gewichtsanteile von 0.11898 und 0.888102. Demzufolge wurden die zugehörigen Massenabschwächungskoeffizienten von Wasser wie folgt berechnet:

$$(\mu/\rho) = 0.11898 (\mu/\rho)_H + 0.888102 (\mu/\rho)_O \quad (3)$$

**[0038]** [Fig. 8](#) ist eine Darstellung der sich ergebenden Massenabschwächungskoeffizienten für einen Bereich der Photonenenergien. Insbesondere zeigt [Fig. 8](#) den Massenabschwächungskoeffizient  $\mu_{\text{Wasser}}$  und den Massenabschwächungskoeffizient  $\mu_{en}/\rho$  für Wasser. Um die Absorptionskoeffizienten  $\mu_{\text{Wasser}}$  für jedes Röntgenstrahlenenergieniveau zu erhalten, wird der Massenabschwächungskoeffizient  $(\mu/\rho)_{\text{Wasser}}$  mit seiner Dichte ( $\rho_{\text{Wasser}} = 1$ ) multipliziert.

**[0039]** In Schritt **70** wird eine Strahlhärtungskorrekturkurve auf der Basis des Massenabschwächungskoeffizienten von einem oder mehreren Röntgenenergieniveaus analytisch hergeleitet, und das korrigierte Röntgenquellenspektrum wird in Schritt **66** erhalten. Insbesondere entsprechend der vorliegenden Ausführungsform wird die Strahlhärtungskorrekturkurve analytisch auf der Basis der Abschwächung bestimmt, die aus der Strahlhärtung für eine Röntgenstrahlenpfadlänge hergeleitet wird. Insbesondere wird eine Summation von einem oder mehreren Intensitätswerten über eine oder mehrere Röntgenstrahlen-Energie-Niveaus durchgeführt, worin jedes Röntgenstrahlenniveau einen zugehörigen Massenabschwächungskoeffizient wie folgt aufweist:

$$I = I_0 \int \Omega(E)^{-\int \mu M(E) ds} dE \quad (4)$$

**[0040]** Worin  $\Omega(E)$  die Wahrscheinlichkeitsverteilung des einfallenden Röntgenstrahlenspektrums darstellt,  $\mu M(E)$  die Absorptionskoeffizienten für ein Material M bei einem Energieniveau E bezeichnet, und  $I_0$  und  $I$  jeweils die totale einfallende Intensität und die transmittierte Intensität bezeichnen. Die Korrekturkurve der Strahlhärtung wird dann analytisch auf der Basis der Abschwächung erzeugt, die aus der Strahlhärtung resultiert, und eine lineare Projektion wird für die Röntgenstrahlenpfadlänge S durch Logarithmieren der Gleichung (4) wie folgt berechnet:

$$\rho_{bh}(S) = -\log(I/I_0) = -\log\left(\int \Omega(E)^{-\int \mu M(E) ds} dE\right) \quad (5)$$

**[0041]** Es sollte bemerkt werden, dass Gleichung (5) eine nichtlineare Gleichung ist. Da die Grundannahme für die gefilterte Rückprojektion bei der CT-Rekonstruktion die lineare integrierte Gleichung des Lambert-Beer'schen Gesetzes ist, ist der Hauptzweck der Korrektur der Strahlhärtung darin, die Gleichung (5) so zu linearisieren, dass die gefilterte Rückprojektion auf die Sinogramm-Daten zur Rekonstruktion ohne Artefakte ange-

wendet werden kann. In einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung wird dies durch die begleitende Durchführung einer Linearisierung um den effektiven Absorptionskoeffizienten  $\mu_{\text{eff}}$  erreicht, wie folgt:

$$p = \int \mu_{\text{eff}} ds = \mu_{\text{eff}} \cdot S \quad (6)$$

**[0042]** Worin  $\mu_{\text{eff}} = \mu(E_{\text{eff}})$  für ein vom Benutzer definiertes Energieniveau  $E_{\text{eff}}$  berechnet wird. Da sowohl  $p_{\text{bh}}$  und  $p$  beide Funktionen der Pfadlänge für ein festgelegtes Material sind, wird eine Look-up-Tabelle entsprechend der vorliegenden Ausführungsformen zwischen  $p_{\text{bh}}$  und  $p$  durch Eliminieren der Pfadlänge  $S$  als eine Variable erzeugt. Dann ist das korrigierte Sinogramm nach der Korrektur der Strahlhärtung gegeben durch:

$$p = p_{\text{korrigiert}} = \mu_{\text{eff}} \cdot S = \mu_{\text{eff}} \cdot p_{\text{bh}}^{-1} \text{ (gemessenes Sinogramm)} \quad (7)$$

**[0043]** Wie aus Gleichung (7) erkennbar ist, ist der effektive Absorptionskoeffizient  $\mu_{\text{eff}}$  ein Skalierungsfaktor für das korrigierte Sinogramm, wodurch die Wahl der positiven Zahlen für  $\mu_{\text{eff}}$  ermöglicht wird. Nochmals Bezug nehmend auf die Gleichungen (5) und (6), werden die Werte von  $p_{\text{bh}}$  und  $p$  für jede Pfadlänge  $S$  berechnet. Die Integration in Gleichung (5) ist als eine Summation so implementiert, dass Gleichung (5) eine Funktion der Pfadlänge  $S$  ist. Nachdem die  $p_{\text{bh}}$ - und  $p$ -Werte berechnet sind, die zu allen möglichen Werten der Pfadlänge  $S$  gehören, wird entweder eine Look-up-Tabelle oder eine Darstellung oder ein Plot, wie der in der nachfolgenden [Fig. 9](#) gezeigt ist, erzeugt, der alle möglichen  $p_{\text{bh}}$  und  $p$ -Paare enthält. Das korrigierte Sinogramm wird dann erzeugt, wenn jeder Anschwächungswert in dem gemessenen Sinogramm mit dem zugehörigen  $p$ -Wert unter Verwendung dieser analytischen Beziehung zwischen  $p$  und  $p_{\text{bh}}$  ersetzt wird.

**[0044]** [Fig. 9](#) ist eine Darstellung einer analytisch abgeleiteten Korrekturkurve der Strahlhärtung. Wie dies in [Fig. 9](#) gezeigt ist, werden die gemessenen Sinogramm-Werte durch die x-Achse repräsentiert und die korrigierten Sinogramm-Werte gehören zur y-Achse. In Übereinstimmung mit einer bestimmten Ausführungsform wird eine Optimierung der abgeleiteten Korrekturkurve der Strahlhärtung ferner auf der Basis von einem oder mehreren Einstellungs- oder Tuning-Parameter durchgeführt. Beispielhafte Einstellungs-Parameter enthalten einen Röntgenstrahlen-Energieniveau-Wert, eine Bin-Nummer der Röntgenstrahlen-Spektrumsenergie und eine Diskretisierungsnummer einer Pfadlänge. Wie dies hierin verwendet wird, bezieht sich die Bin-Nummer der Röntgenstrahlenspektrumsenergie auf die Zahl des Diskretisierungs-niveaus, die mit der Röntgenstrahlenenergie, und die Diskretisierungsnummer der Pfadlänge bezieht sich auf die Quantisierungsniveauezahl, die zu der Pfadlänge gehört. Beispielsweise bedeutet eine Bin-Nummer des Röntgenstrahlen-Spektrums von 10, dass der totale Bereich der möglichen Röntgenstrahlenenergien in zehn Unterintervalle aufgeteilt wird. Auf ähnliche Art und Weise bedeutet eine Diskretisierungsnummer der Pfadlänge von 100, dass ein Pfadlängenbereich, wie beispielsweise zwischen 0 cm und 100 cm durch einhundert geteilt wird, in einhundert Unterintervalle von 1 cm aufgeteilt wird. Eine feinere Diskretisierung der Bin-Nummer des Röntgenstrahlenenergie-Spektrums und der Pfadlängen-Diskretisierungsnummer führt zu einer besseren Simulation, aber erfordert mehr Rechenzeit. Ferner können eine Optimierung der Bin-Nummer des Röntgenspektrums und der Diskretisierungsnummer der Pfadlänge ebenfalls durchgeführt werden, um schnellere Ergebnisse mit kleineren Fehlern zu erreichen.

**[0045]** Nochmals Bezug nehmend auf [Fig. 5](#) wird in den Schritten **60** und **62** eine Korrektur der Detektorpunkte-Verteilungsfunktion (PSF) und eine Detektorverzögerungskorrektur auf die gemessenen Sinogramm-Daten durchgeführt. Entsprechend der vorliegenden Technik enthält die Durchführung der Korrektur der Detektor-PSF und der Detektorverzögerung die Entfaltung des gemessenen Sinogramm-Daten entlang einer oder mehrerer Detektorreihen und Detektor-Ansichtsrichtungen, wie dies nachfolgend genauer beschrieben wird.

**[0046]** Wie für den Fachmann erkennbar ist, rufen die Detektorverzögerung und die Detektor-PSF typischerweise jeweils eine azimutale und radiale Verzerrung in der Bild-Domäne hervor. Die Verzögerung der Detektorzeit tritt auf Grund der Tatsache auf, dass wenn ein Festkörperdetektor Photonen der Röntgenstrahlen für eine Zeitperiode ausgesetzt wird, und dann schnell ausgeschaltet wird, die Eingangs-Röntgenstrahlen und die Detektor-Auslese nicht sofort einen Null-Wert erreichen. Darüber hinaus, wenn die CT-Gantry-Geschwindigkeit oder Drehtisch-Geschwindigkeit schneller ist, als die Abfallrate des Festkörper-Materials, dann wird die Detektorauslese an jeder Projektionsansicht von der Detektorauslese von vorherigen oder vergangenen Bild-Ansichten beeinflusst. Dies verursacht füglich die azimutale Verzerrung in dem rekonstruierten Bild.

**[0047]** Die Detektor-PSF wird typischerweise verwendet, um die räumliche Auflösung einer Bildgebungs-Vorrichtung zugänglich zu machen. Die Detektor-PSF rührt ursprünglich von dem Szintillatorverhalten für die einfallenden Röntgenstrahlen her. Dies führt zu einer Röntgenstrahlenverteilung über mehrere Detektorelemente, die als Detektor-PSF oder Detektor-Punktverteilung bezeichnet wird. Das die PSF über jedes Detektorelement

an jedem Einfall-Projektionsansicht auftritt, wird die PSF als eine vom Betrachtungswinkel unabhängige Charakteristik bezeichnet. Mathematisch wird die Messung aus dem Detektor, die diese Charakteristik bezeichnet, bezeichnet als:

$$y = H \cdot x + n \quad (8)$$

**[0048]** Worin  $y$  das Detektorauslesen bezeichnet,  $x$  die Intensität der einfallenden Röntgenstrahlen ist,  $n$  das Rauschen bezeichnet und  $H$  ein Entfaltungsoperator aufgrund der Detektorverzögerungs- und des Detektor-PSF bezeichnet. Entsprechend der Ausführungsformen der vorliegenden Technik ist der Entfaltungsoperator  $H$  aus zwei separaten Filtern in der Detektoransicht und der Detektor-Reihenrichtungen zusammengesetzt, und wird wie folgt beschrieben:

$$H = h \cdot g \quad (9)$$

**[0049]** Worin  $h$  und  $g$  jeweils die Verzerrung auf Grund der Detektorverzögerung und der Detektor-PSF bezeichnen.

**[0050]** Bezug nehmend auf Gleichung (8) wird entsprechend der vorliegenden Ausführungsform die Korrektur der Detektorverzögerung und der Detektor-PSF verwendet, um die ideale Röntgenstrahlenintensität zu erhalten,  $x$  aus dem Detektorauslesen,  $y$  durch Entfaltung von  $H$ . Insbesondere wird ein iterativer Entfaltungsalgorithmus auf die gemessenen Sinogramm-Daten angewendet, um die Detektor-PSF und die Detektor-Verzögerung optimal zu korrigieren. Der iterative Entfaltungsalgorithmus wird formuliert als ein nichtlineares Optimierungsproblem, wie dies genauer nachfolgend beschrieben wird.

**[0051]** Nochmals Bezug nehmend auf Gleichung (8), ist die Least-Square-Lösung für Gleichung (8) durch die nachfolgende Gleichung erhalten:

$$\hat{X} = (H^T H)^+ H^T y = H^T \cdot (H H^T)^+ y \quad (10)$$

**[0052]** Wobei der Exponent  $T$  die Transponierte bezeichnet und  $+$  die verallgemeinerte Inverse ist. Wie dem Fachmann bekannt ist, ist ein Nachteil der Least-Square-Lösung, die unter Verwendung von Gleichung 10 erhalten wird, dass die vorstehende Least-Square-Lösung die negativen Werte für das Ergebnis der Intensität  $X$  nicht in Betracht zieht. Um eine nicht negative Bestimmung zu erhalten, wird ein Abschneiden bei Null für nicht negative Werte berechnet werden, aber eine derartige direkte Umkehrung oder Inversion auf Gleichung (10) angewendet, kann zu einer fehlerhaften Rekonstruktion führen. Deshalb wird entsprechend der vorliegenden Technik ein neuer iterativer Entfaltungsalgorithmus auf die gemessenen Sinogramm-Daten angewendet. Wie vorstehend erwähnt wurde, korrigiert der iterative Entfaltungsalgorithmus die Detektor-PSF und die Detektor-Zeitverzögerung. Da im Allgemeinen die Projektion der Rohdaten eine positive Intensität haben sollte, sind die konventionellen Entfaltungstechniken, die Filter verwenden (wie beispielsweise Weiner-Filter als Beispiel), nicht optimaler Natur. Entsprechend den Ausführungsformen der vorliegenden Technik, ist das Entfaltungsproblem als ein nichtlineares Optimierungsproblem formuliert. Das Optimierungsproblem führt zu einer genauen Entfaltung des Detektor-PSF und der Detektorzeitverzögerung. Das Optimierungsproblem wird wie folgt formuliert:

$$\min_x \|y - Hx\|_w^2 \quad (11)$$

**[0053]** Wobei dies der Bedingung unterworfen ist, dass gilt:  $x \geq 0$  Wobei  $\|y - Hx\|_w^2 = (y - Hx)^T W(y - Hx)$  die gewichtete Norm mit der Gewichtungsmatrix, die als  $W$  bezeichnet wird, bezeichnet. Da die Beschränkung des Minimierungsproblems verschiedene Schwierigkeiten mit sich bringt, ist ein unbeschränktes Minimierungsproblem formuliert, um die Lösung der Gleichung (11) zu erhalten. Ferner wird durch Ersetzen von  $x = \exp(-s)$  die Formulierung der Gleichung (11) zu einem unbeschränkten Minimierungsproblem, wie folgt:

$$\min C(s)$$

**[0054]** Worin gilt

$$C(s) = \|y - H \exp(-s)\|_w^2 \quad (12)$$

**[0055]** Es kann festgestellt werden, dass für jede reelle Zahl  $s$  der Ausdruck  $x = \exp(-s)$  nicht negativ sein kann. Deshalb wird gemäß der vorliegenden Ausführungsform das Optimierungsproblem, das in Gleichung (12) dargestellt ist, ohne die Verwendung jeder zusätzlichen Beschränkungen gelöst. Da die Lösung für  $s$  jede reelle Zahl sein kann, kann das Optimierungsproblem unter Verwendung jedes nicht linearen Standard-Optimierungsverfahrens gelöst werden, wie beispielsweise der Gradientensuche. Wie dies vom Fachmann erkannt wird, hat ein Optimierungsproblem, das ohne die Verwendung von zusätzlichen Beschränkungen verwendet wird, niedrige zugehörige Rechenkosten. Im Gegensatz dazu, existiert ein anspruchsvollerer Algorithmus, der speziell mit Beschränkungsproblemen handelt, aber zu hohen zugehörigen Rechenkosten führt.

**[0056]** Die Ausführungsformen, die vorstehend dargestellt und beschrieben sind, schaffen eine Technik für die Rekonstruktion der akquirierten Bild-Daten aus einer Bildgebungs-Vorrichtung. Die vorstehend beschriebene Korrekturtechnik der Strahlhärtung für mehrere Materialien ohne jede mühsame und teure Kalibrierungsprozeduren kann verwendet werden, und schafft eine sehr genaue Korrektur, wenn diese mit der Korrektur der Detektor-PSF und Detektorverzögerung kombiniert wird. Zusätzlich hat die vorgeschlagene Korrekturtechnik der PSF und Zeit-Verzögerung vernachlässigbare Rechenkomplexität im Vergleich zu iterativen Rekonstruktionstechniken, solange die Iteration in der Messdomäne durchgeführt wird, ohne zu bezüglich der Rechenzeit aufwendigen und teuren Vorwärts- und Rückwärtsprojektionen zu greifen. Beispielsweise, wenn fünf (5) bis fünfzehn (15) Iterationen benötigt werden, um ein rekonstruiertes Bild durch die Verwendung einer bestimmten iterativen Rekonstruktionstechnik zu erhalten, würde typischerweise fünf (5) bis fünfzehn (15) mal die Anzahl der Vorwärts- und Rückwärtsprojektionen benötigt werden, um durchgeführt zu werden. Unter der Annahme, dass die Zeit, die für eine Rückprojektion benötigt wird,  $T_{bp}$  ist, und die Kosten der Vorwärtsprojektion die selben wie für die Rückwärtsprojektion sind, ist die gesamte Zeit, die für die Rekonstruktion benötigt wird, zehn (10) bis dreißig (30)  $T_{bp}$  unter Verwendung eines iterativen Rekonstruktionsverfahrens. Auf der anderen Seite verlangt der Vor-Korrekturschritt, der entsprechend der vorliegenden Technik durchgeführt wird, einen Korrekturschritt und einen Rückprojektionsschritt, der durchgeführt wird. Deshalb ist die gesamte Rechenzeit gleich  $T_{bp}$  plus der Vor-Korrektur-Zeit. In Anbetracht der Tatsache, dass die Vorkorrekturzeit kleiner ist als der doppelte Wert von  $T_{bp}$ , was eine bedeutende Verbesserung entsprechend der vorliegenden Technik ist, wird eine hohe Bildqualität im Vergleich zu den konventionellen gefilterten Rückprojektionstechniken bei minimalen Einfügungen bei der Rechenzeit erreicht.

### Patentansprüche

1. Verfahren zur Rekonstruktion von Bild-Daten aus gemessenen Sinogramm-Daten, die von einer Computertomographie-(CT)-Vorrichtung (10) akquiriert sind, wobei die CT-Vorrichtung (10) für industrielle Bildgebung eingerichtet ist, wobei das Verfahren aufweist:

Vorbearbeiten der Sinogramm-Daten (56), worin die Vorbereitung die Durchführen einer Korrektur (60) mit einer Detektorpunkte-Verteilungsfunktion (PSF) und einer Detektor-Verzögerungs-Korrektur (62) der gemessenen Sinogramm-Daten aufweist, und

Rekonstruieren der vorbereiteten Sinogramm-Daten (64), um die Bild-Daten zu erzeugen:

**dadurch gekennzeichnet**, dass:

die Detektor-PSF-Korrektur und die Detektor-Verzögerungs-Korrektur die Entfaltung der gemessenen Sinogramm-Daten entlang einer oder mehrerer Detektorreihen und Richtungen der Detektor-Ansichten mittels Anwenden eines iterativen Entfaltungs-Algorithmus auf die gemessenen Sinogramm-Daten aufweist, worin der iterative Entfaltungs-Algorithmus als ein nichtlineare Optimierungsproblem formuliert ist.

2. Verfahren nach Anspruch 1, worin die vorbereiteten Sinogramm-Daten gefiltert und zurückprojiziert sind, um die rekonstruierten Bild-Daten zu erzeugen.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, worin der Schritt der Vorbereitung der gemessenen Sinogramm-Daten ferner die Durchführung einer Strahlhärtungskorrektur (58) auf die gemessenen Sinogramm-Daten aufweist.

4. Verfahren nach Anspruch 3, worin die Durchführung der Strahlhärtungs-Korrektur der gemessenen Sinogramm-Daten aufweist:

Berechnen einer Detektor-Effizienz-Kurve (66), die der CT-Vorrichtung (10) zugeordnet ist;

Skalieren eines Röntgenröhrenspektrums durch die Detektor-Effizienz-Kurve, um ein korrigiertes Röntgenquellen-Spektrum zu erhalten;

Bestimmen eines Wertes eines Abschwächungskoeffizienten (68) für jedes Material, das von mindestens einem Röntgenstrahl bei einem oder mehreren Röntgenstrahlenenergieniveaus durchquert ist, wobei der Wert des Abschwächungskoeffizienten an einem oder mehreren Röntgenstrahlenenergie-Niveaus auf der Basis ei-

ner Materialzusammensetzung und eines Röntgenquellen-Profiles berechnet wird, und analytisches Ableiten einer Strahlhärtings-Kurve (**70**) auf der Basis der Werte des Abschwächungskoeffizienten bei einer oder mehreren Röntgenstrahlenenergie-Niveaus und des korrigierten Röntgenquellen-Spektrums.

5. Verfahren nach Anspruch 4, worin die analytische Ableitung der Strahlhärtingskurve ferner die analytische Ableitung eines Abschwächungswertes aufweist, der aus der Strahlhärting für eine Röntgenpfadlänge resultiert, auf der Basis einer Summation einer oder mehrerer Intensitätsniveaus über ein oder mehrere Röntgenstrahlen-Energieniveaus, worin jedes Röntgenstrahlen-Energieniveau einen zugehörigen Wert für den Abschwächungskoeffizienten aufweist, und worin die Strahlhärtings-Korrekturkurve analytisch auf dem Abschwächungswert basiert, der aus der Strahlhärting und einer linearen Projektion für die Röntgenpfadlänge resultiert.

6. Verfahren nach Anspruch 4, das ferner die Durchführung einer Optimierung der Strahlhärtings-Korrekturkurve auf der Basis von mindestens einem Röntgenstrahlen-Energieniveau oder mehreren Einstellparametern aufweist, wobei die Einstellparameter mindestens ein Röntgenstrahlen-Energieniveau, eine Spektrumsenergie-Binnummer und eine Diskretisierungsnummer der Pfadlänge aufweist.

7. Computertomographie-(CT)-Vorrichtung (**10**) zum Rekonstruieren von Bild-Daten aus gemessenen Sinogramm-Daten, worin die CT-Vorrichtung (**10**) für industrielle Bildgebung eingerichtet ist, wobei die Computertomographie-Vorrichtung aufweist:

eine Röntgenstrahlenquelle (**30**), die konfiguriert ist mehrere polychrome Röntgenstrahlen (**38**) durch ein Objekt zu projizieren;

einen Detektor (**46**), der eingerichtet ist, mehrere elektrische Signale als Antwort auf mehrere Röntgenstrahlenbündel (**38**) zu erzeugen, die von der Röntgenquelle (**30**) empfangen sind und

einen Vorrichtungskontroller (**22**), der eingerichtet ist, mehrere elektrische Signale zu bearbeiten, um die gemessenen Sinogramm-Daten zu erzeugen, worin

der Vorrichtungskontroller (**22**) ferner eingerichtet ist die gemessenen Sinogramm-Daten vorzubearbeiten, um eine Korrektur der Detektorpunkte-Verteilungsfunktion (PSF) und eine Detektor-Verzögerungs-Korrektur auf die gemessenen Sinogramm-Daten durchzuführen, und worin der Vorrichtungskontroller (**22**) ferner konfiguriert ist, um die bearbeiteten Sinogramm-Daten zu rekonstruieren, um die Bild-Daten zu erzeugen, dadurch gekennzeichnet, dass

der Vorrichtungskontroller (**22**) ferner eingerichtet ist, die PSF-Korrektur des Detektors und die Detektor-Verzögerungs-Korrektur durch eine Entfaltung der gemessenen Sinogramm-Daten entlang einer oder mehrerer Detektor-Reihen und Richtungen der Detektor-Ansichten durchzuführen, indem ein iterativer Entfaltungs-Algorithmus auf die gemessenen Sinogramm-Daten angewendet wird, worin der iterative Entfaltungs-Algorithmus als ein nichtlineares Optimierungsproblem formuliert ist.

8. Computertomographie-(CT)-Vorrichtung nach Anspruch 7, worin der Vorrichtungskontroller (**22**) ferner konfiguriert ist, eine Strahlhärtings-Korrektur auf die gemessenen Sinogramm-Daten anzuwenden.

Es folgen 7 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

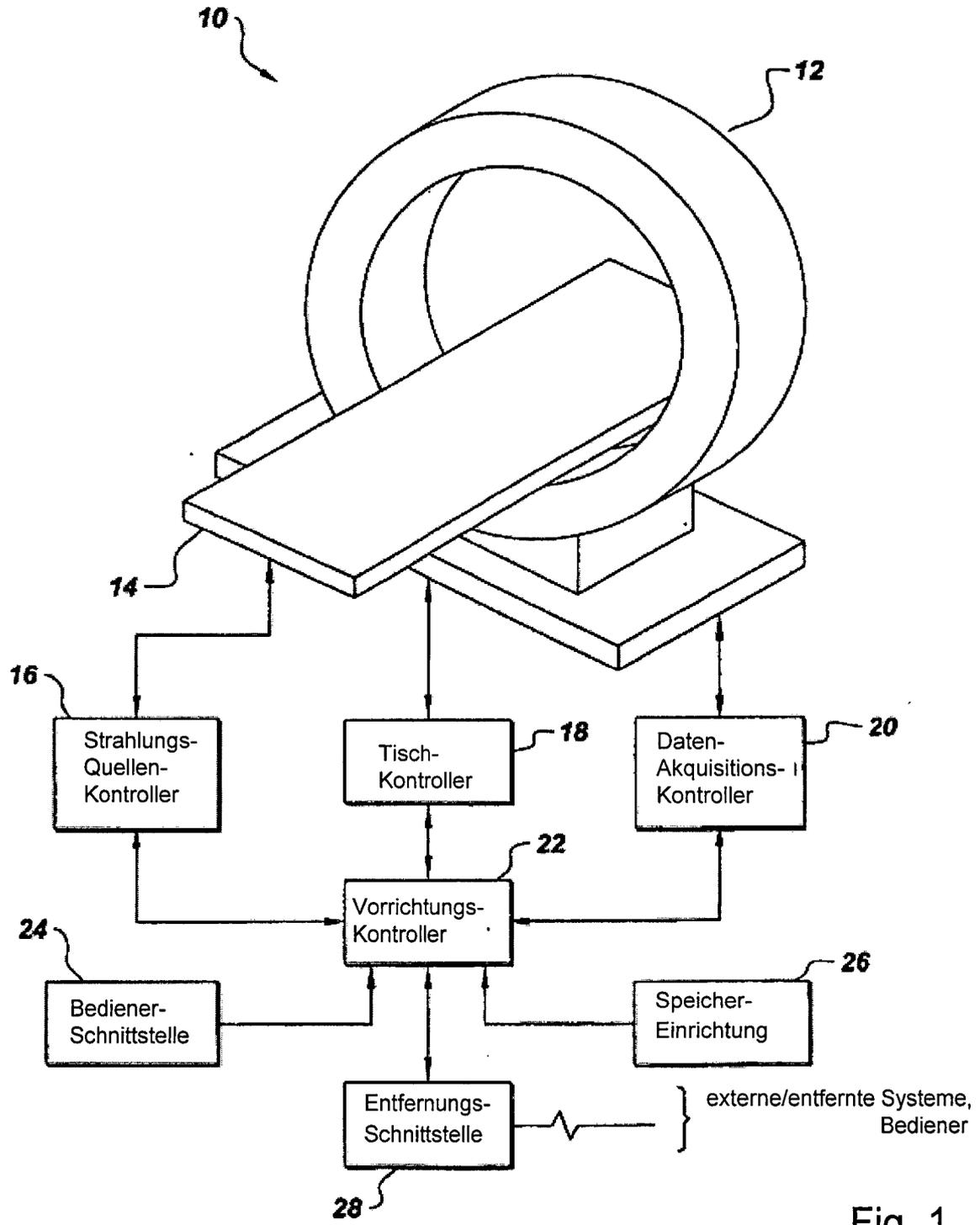
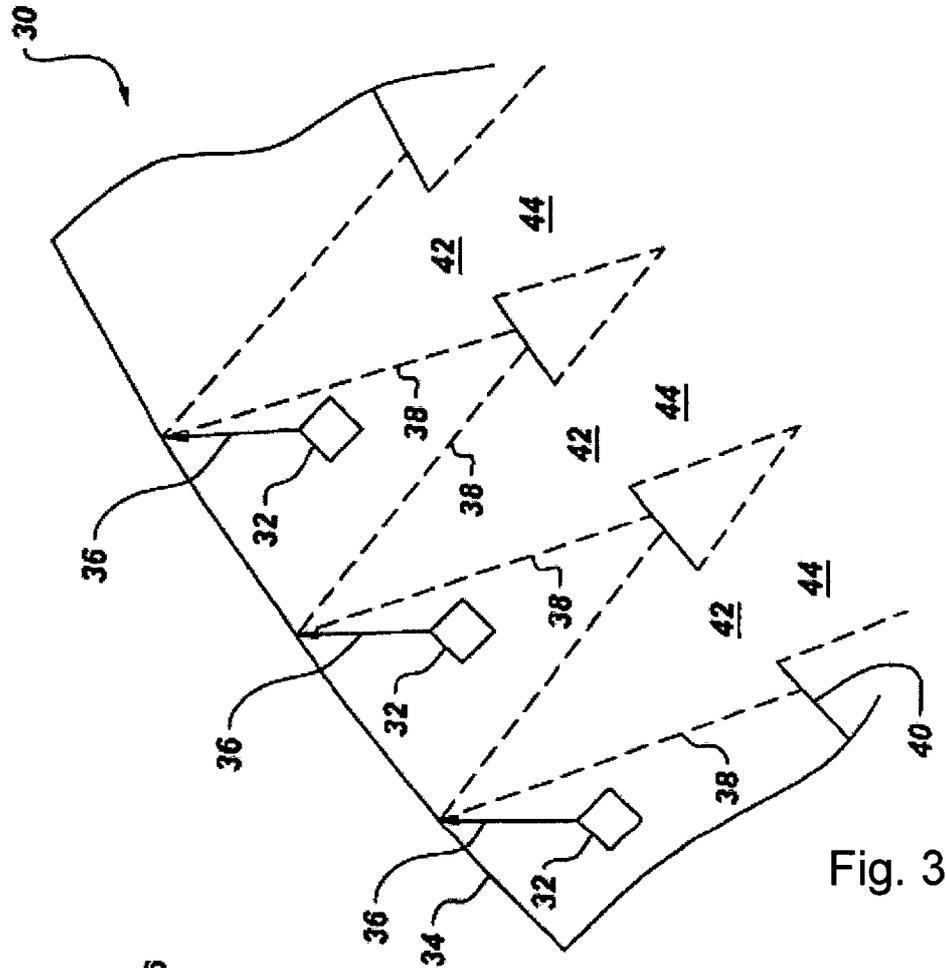
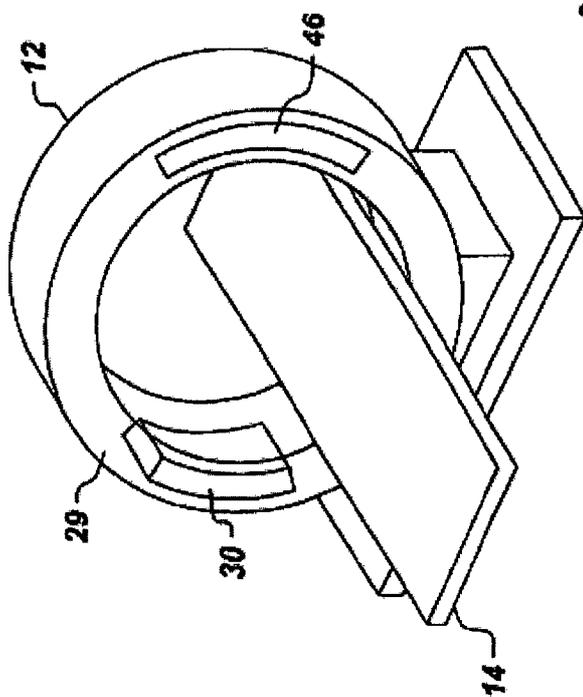


Fig. 1



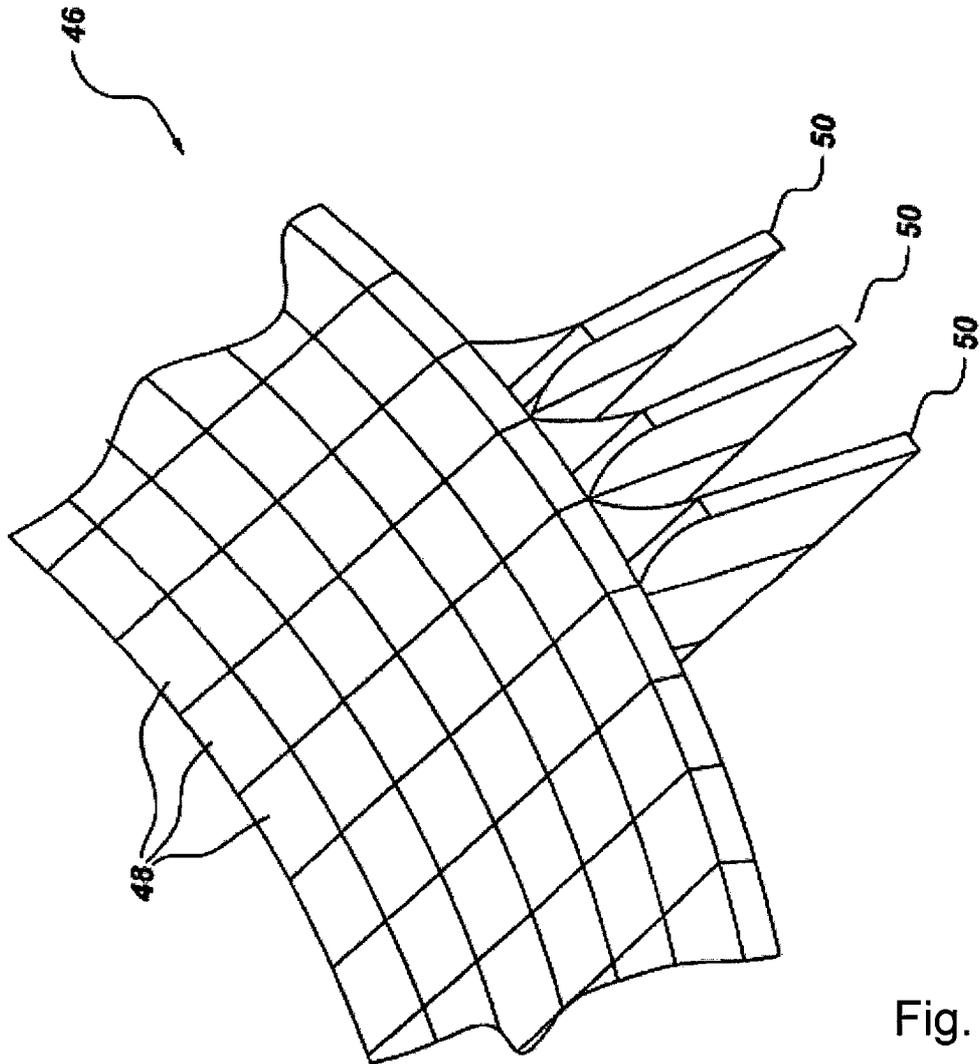


Fig. 4

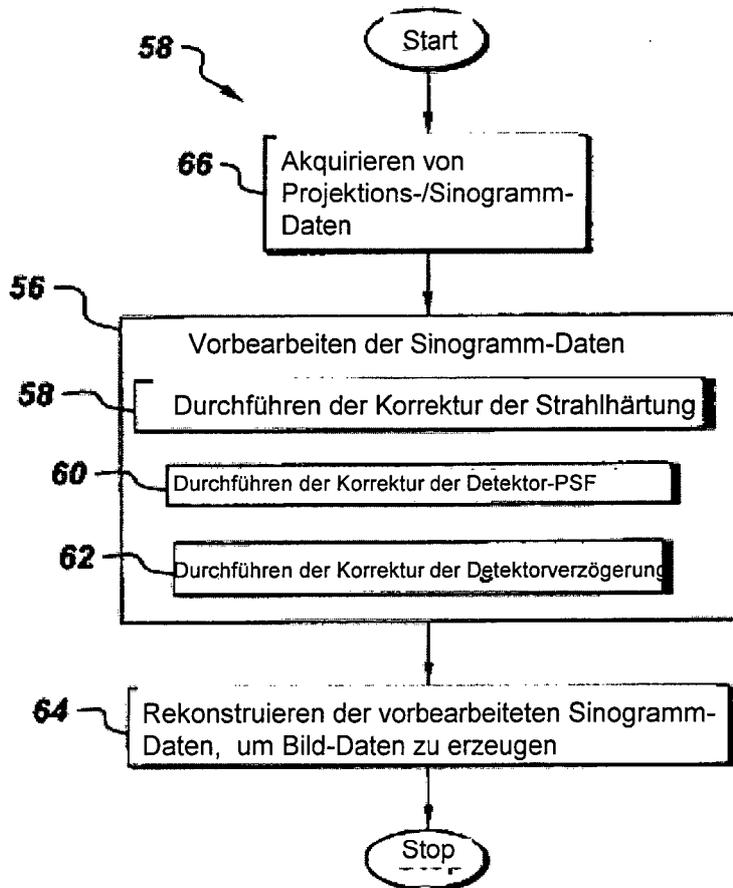


Fig. 5

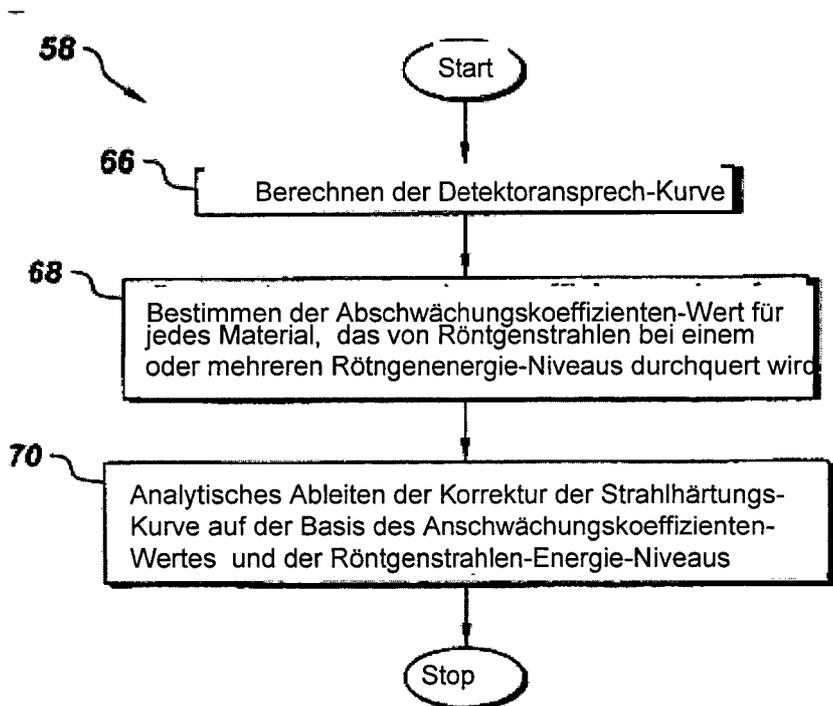


Fig. 6

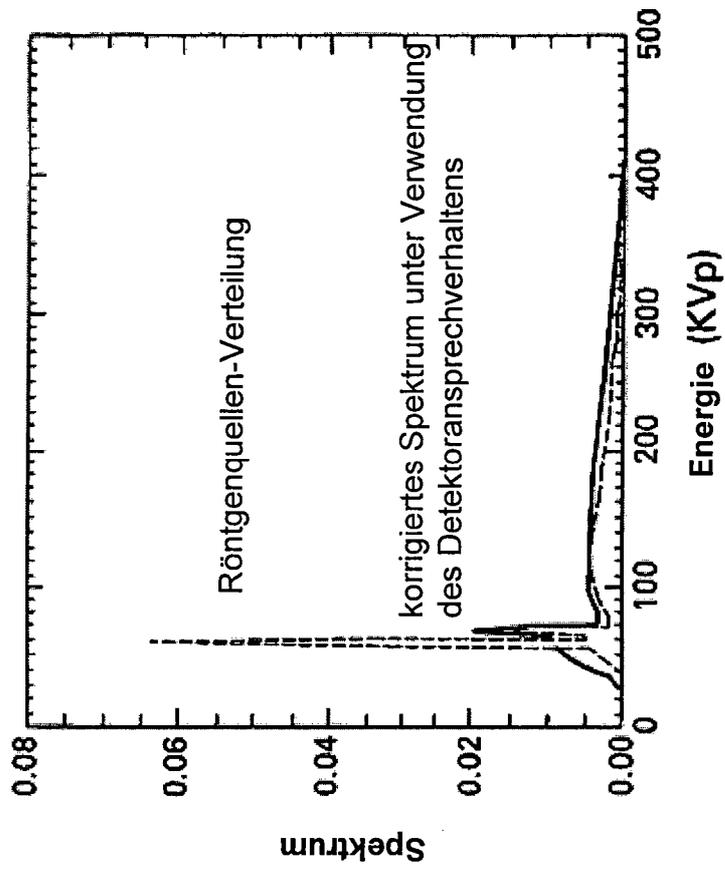


Fig. 7

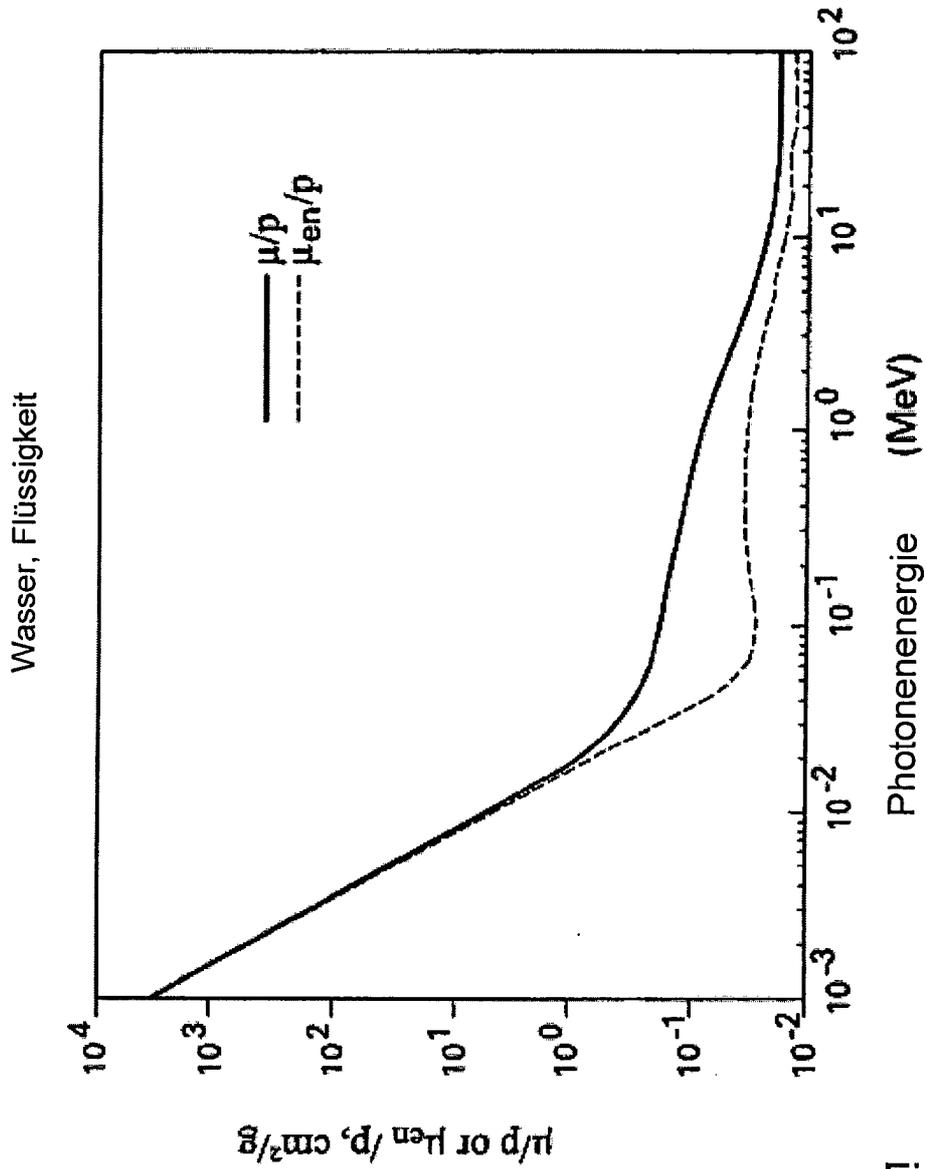


Fig. 8

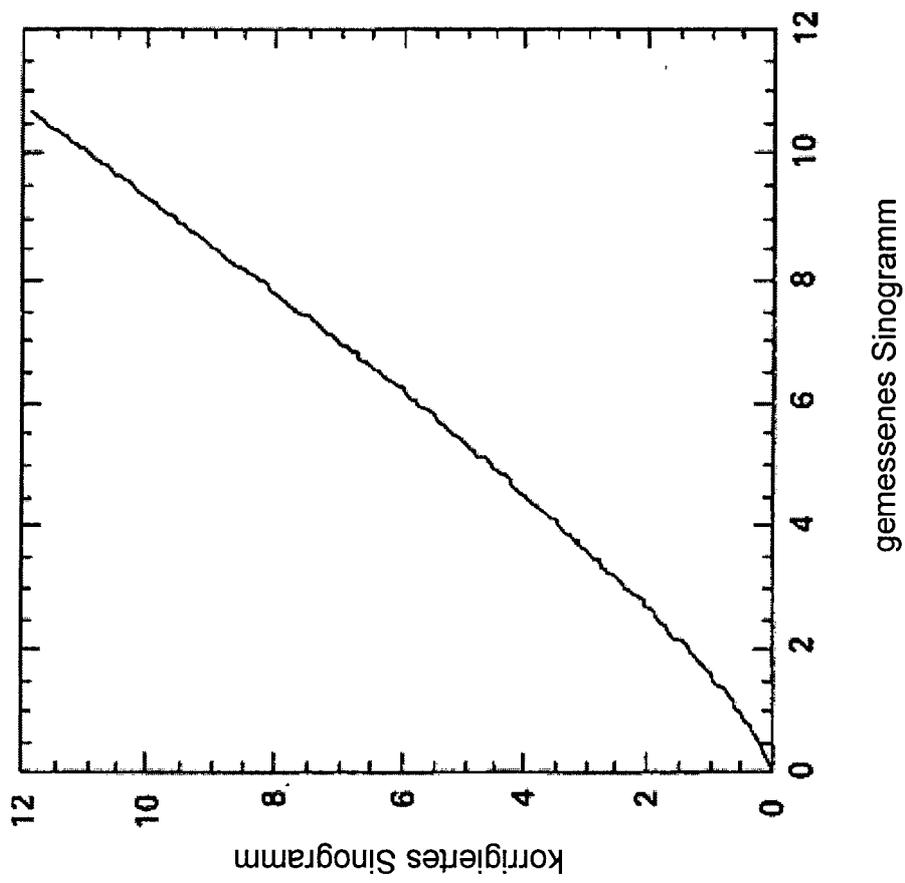


Fig. 9