



(10) DE 10 2012 105 560 A1 2013.01.03

(12)

## Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: 10 2012 105 560.2

(51) Int Cl.: **A61B 6/03 (2012.01)**

(22) Anmeldetag: 26.06.2012

**A61B 19/00 (2012.01)**

(43) Offenlegungstag: 03.01.2013

(30) Unionspriorität:

13/174,480

30.06.2011 US

(72) Erfinder:

Wu, Xiaoye, Niskayuna, US; Sainath, Paavana, Niskayuna, US; Hsieh, Jiang, Niskayuna, US; Liu, Xin, Niskayuna, US

(71) Anmelder:

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

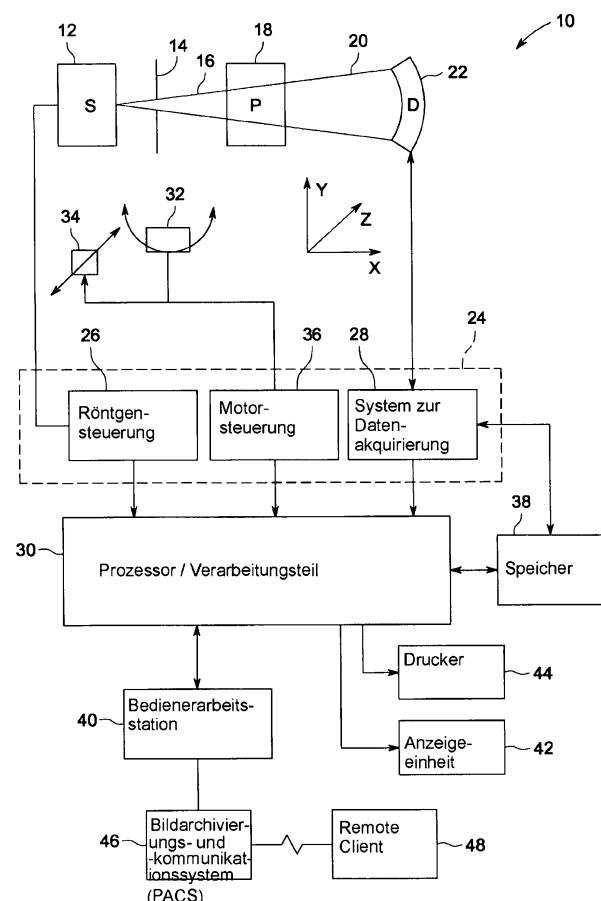
(74) Vertreter:

Rüger, Barthelt &amp; Abel, 73728, Esslingen, DE

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Verfahren und System zur Korrektur der Streuung bei der Röntgenbildgebung**

(57) Zusammenfassung: Es sind Ansätze zur Ableitung von Streuinformation unter Benutzung inverser Verfolgung von gestreuten Röntgenstrahlen beschrieben. In einigen Ausführungsformen werden gestreute Röntgenstrahlen von jeweiligen Orten an einem Detektor zu einer Quelle von Röntgenstrahlung im Gegensatz zu den Verfolgungsschemata verfolgt, die von der Quelle zum Detektor vorgehen. In einem derartigen Ansatz ist ein umgekehrtes Verfolgen unter Benutzung eines Dichte-integrierten Volumens implementiert, welches die durchgeführten Integrationsschritte reduziert.



**Beschreibung****HINTERGRUND**

**[0001]** Nicht invasive Bildgebungstechnologien ermöglichen es, Bilder der innenliegenden Strukturen eines Patienten oder eines Gegenstandes zu erstellen, ohne dass am Patienten oder Gegenstand ein invasives Verfahren durchgeführt wird. Insbesondere Technologien wie die Computertomographie (CT) bedienen sich verschiedener physikalischer Grundsätze, wie der differentiellen Übertragung von Röntgenstrahlen durch das Zielvolumen hindurch, um Bilddaten zu übernehmen und topographische Bilder zu erstellen (z. B. dreidimensionale Darstellungen des Inneren des menschlichen Körpers oder sonstiger abgebildeter Strukturen). Jedoch können verschiedene physikalische Einschränkungen oder Beschränkungen bei der Datenacquirierung zu Artefakten oder anderen Unzulänglichkeiten in dem rekonstruierten Bild führen.

**[0002]** So kann zum Beispiel in einem radiographischen Weitwinkel-CT-System das Verhältnis des der Streuung zuzuordnenden Signals zu dem Primärsignal hoch sein. Eine derartige Streuung kann sich in den rekonstruierten Bildern entweder als Rauschen oder als Artefakt zeigen. Geeignete Streuungsminde rung kann sowohl eine Streustrahlungsunterdrückung, als auch den Einsatz von Streustrahlenrastern umfassen. Um zur Verminderung der Streustrahlung beizutragen, können Eindimensionale (1D) Raster verwendet werden, wobei die Höhe des 1D-Rasters den Grad der Strahlungsreduzierung bestimmt. Zur Unterdrückung von mehr Streustrahlung können zweidimensionale (2D) Raster benutzt werden, jedoch auf Kosten von Komplexität und Kosten. Wie auch immer, das Vorhandensein von Streustrahlung führt selbst bei Benutzung von Streustrahlenrastern zu Bildartefakten in den rekonstruierten Bildern.

**KURZE BESCHREIBUNG**

**[0003]** In einer Ausführungsform wird ein Verfahren zum Schätzen von Streuung geschaffen. Gemäß diesem Verfahren wird basierend auf der Übertragung von Röntgenstrahlen von einer Quelle zu einem Detektor ein Anfangsvolumen erzeugt. Innerhalb des Anfangsvolumens werden basierend auf einer Materialart mehrere Voxel gekennzeichnet. Basierend auf den Voxeln, die auf Basis einer Materialart gekennzeichnet worden sind, wird ein Dichte-integriertes Volumen erzeugt. Um für mehrere diskrete Orte am Detektor ein Streuprofil zu erzeugen, werden ein oder mehrere gestreute Röntgenstrahlen verfolgt, wobei an einem Detektor begonnen und in Richtung Quelle fortgesetzt wird.

**[0004]** In einer weiteren Ausführungsform wird ein System zur Bildverarbeitung geschaffen. Das System

zur Bildverarbeitung umfasst einen Speicher, der ein oder mehr Routinen speichert, sowie einen Verarbeitungsteil, der ausgebildet ist, um die eine oder mehr Routinen, die im Speicher gespeichert sind, auszuführen. Wenn die ein oder mehreren Routinen mittels des Verarbeitungsteils ausgeführt werden, kennzeichnen sie basierend auf einer Materialart mehrere Voxel innerhalb eines rekonstruierten Anfangsvolumens; sie erzeugen ein Dichte-integriertes Volumen basierend auf den mehreren Voxeln, die auf Basis einer Materialart gekennzeichnet sind, sie verfolgen ein oder mehr gestreute Röntgenstrahlen in inverser Richtung von einem jeweiligen Empfangspunkt zu einem jeweiligen Übertragungspunkt, um ein Streuprofil für mehrere diskrete Orte am Detektor zu erzeugen; und sie erzeugen ein oder mehrere streuungskorrigierte Bilder unter Benutzung des Streuprofils oder eines Betriebskerns, der wenigstens teilweise basierend auf dem Streuprofil abgeleitet ist.

**[0005]** In einer zusätzlichen Ausführungsform werden ein oder mehrere nichtflüchtige rechnerlesbare Medien bereit gestellt. Die ein oder mehreren nichtflüchtigen rechnerlesbaren Medien codieren ein oder mehr Routinen, die während der Ausführung mittels eines Prozessors den Prozessor veranlassen, Vorgänge durchzuführen, welche umfassen: das Erzeugen eines Dichte-integrierten Volumens, wobei jedes Voxel des Dichte-integrierten Volumens die Dichte-integration von einer Röntgenstrahlenquelle zu dem jeweiligen Voxel darstellt; das Erzeugen eines Streuprofils mittels Verfolgen eines oder mehr gestreuter Röntgenstrahlen von den jeweiligen Orten am Detektor zu der Quelle durch das Dichte-integrierte Volumen hindurch, und das Korrigieren hinsichtlich der Streuung in einem oder in mehreren rekonstruierten Bildern mittels Benutzung des Streuprofils oder eines Betriebskerns, der wenigstens teilweise auf dem Streuprofil basiert.

**KURZBESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN**

**[0006]** Diese und andere Merkmale und Aspekte von Ausführungsformen vorliegender Erfindung werden beim Lesen nachstehender Beschreibung mit Bezug auf die beigefügten Zeichnungen besser verständlich, in denen durchgehend gleichlautende Bezugszeichen für gleiche Teile stehen, wobei:

**[0007]** [Fig. 1](#) eine Ansicht eines CT-Bildgebungs systems zur Benutzung in der Bildherstellung gemäß den Aspekten der vorliegenden Beschreibung in Diagrammform ist;

**[0008]** [Fig. 2](#) eine Strahlenverfolgung von oben nach unten für gestreute Strahlen darstellt;

**[0009]** [Fig. 3](#) weitere Aspekte der Strahlenverfolgung von oben nach unten für gestreute Strahlen darstellt;

[0010] [Fig. 4](#) ein Ablaufdiagramm abbildet, in dem die Schritte einer Implementierung für umgekehrte Strahlenverfolgung gemäß den Aspekten vorliegender Offenbarung dargestellt sind;

[0011] [Fig. 5](#) ein rekonstruiertes Anfangsvolumen gemäß den Aspekten vorliegender Offenbarung darstellt;

[0012] [Fig. 6](#) ein Dichte-integriertes Volumen gemäß den Aspekten vorliegender Offenbarung darstellt;

[0013] [Fig. 7](#) eine umgekehrte Verfolgung eines gestreuten Strahls gemäß den Aspekten vorliegender Offenbarung darstellt; und

[0014] [Fig. 8](#) eine umgekehrte Verfolgung zusätzlicher gestreuter Strahlen gemäß den Aspekten vorliegender Offenbarung darstellt.

#### DETAILLIERTE BESCHREIBUNG

[0015] In Fällen, in denen ein- oder zweidimensionale Streustrahlenraster eingesetzt werden, kann die auf Bildverarbeitung basierende rechnerische Korrektur der Streuung immer noch zur weiteren Unterdrückung von Artefakten, die auf Streustrahlung zurückzuführen sind, und zur Fertigstellung einer guten Bildqualität benutzt werden. Ohne genauen Streuungskorrekturalgorithmus können die sich ergebenen Bildartefakte schädlich sein, die Streuungsauswirkungen zugeschrieben werden können. In der vorliegenden Beschreibung ist ein Korrekturalgorithmus, der auf einem Physik-Modell basiert, sowie seine Benutzung zur Unterdrückung von Streustrahlungsartefakten beschrieben.

[0016] In diesem Sinne ist ein Beispiel eines Computertomographie-Bildgebungssystem **10** in [Fig. 1](#) angegeben, das zur Akquirierung der Daten der Röntgenstrahlenschwächung aus verschiedenen Sichten um den Patienten herum entwickelt wurde und für die tomographische Rekonstruktion geeignet ist. In der in [Fig. 1](#) dargestellten Ausführungsform weist das Bildgebungssystem **10** eine Röntgenstrahlenquelle **12** auf, die an einen Kollimator **14** angrenzend angeordnet ist. Die Röntgenstrahlenquelle kann eine Röntgenröhre, eine verteilte Röntgenstrahlenquelle (wie z. B. Festkörper- oder thermionische Röntgenstrahlungsquelle) oder jede beliebige andere Quelle einer Röntgenstrahlung sein, die sich zur Aufnahme von medizinischen oder sonstigen Bildern eignet.

[0017] Der Kollimator **14** ermöglicht Röntgenstrahlen **16**, in eine Umgebung einzutreten, in der ein Patient **18** positioniert ist. In dem abgebildeten Beispiel werden die Röntgenstrahlen **16** zu einem kegelförmigen Strahlenbündel kollimiert, also einem Kegelstrahl, der das abgebildete Volumen durchläuft. Ein Teil der Röntgenstrahlung **20** verläuft durch den Pati-

enten **18** (oder ein anderes interessierendes Objekt) hindurch oder um diesen herum, und trifft auf eine Detektoranordnung, die unter Bezugsnummer **22** allgemein dargestellt ist. Die Detektorelemente der Anordnung erzeugen elektrische Signale, welche die Intensität der einfallenden Röntgenstrahlen **20** darstellen. Diese Signale werden aufgenommen und weiterverarbeitet, um Bilder der im Körper des Patienten **18** vorhandenen Merkmale zu rekonstruieren.

[0018] Die Quelle **12** wird über eine Systemsteuer-einheit **24** gesteuert, die sowohl Energie-, als auch Steuersignale für die CT-Untersuchungssequenzen liefert. In der abgebildeten Ausführungsform steuert die Systemsteuereinheit **24** mittels einer Röntgensteuerung **26**, die Teil der Systemsteuereinheit **24** sein kann, die Quelle **12**. In einer solchen Ausbildungsform kann die Röntgensteuerung **26** für die Bereitstellung von Energie- und Taktsignalen an die Röntgenstrahlenquelle **12** eingestellt sein.

[0019] Darüberhinaus ist der Detektor **22** an die Systemsteuereinheit **24** gekoppelt, welche die Akquirierung der im Detektor **22** erzeugten Signale steuert. In der abgebildeten Ausführungsform übernimmt die Systemsteuereinheit **24** die vom Detektor erzeugten Signale mittels eines Systems zur Datenakquirierung **28**. Das System zur Datenakquirierung **28** empfängt die Daten, die über eine Ausleseelektronik des Detektors **22** gesammelt werden. Das System zur Datenakquirierung **28** kann vom Detektor **22** getastete analoge Signale empfangen und die Daten zur weiteren Verarbeitung durch einen weiter unten erläuterten Prozessor **30** in digitale Signale umwandeln. Wahlweise kann die Digital-Analog-Wandlung in anderen Ausführungformen durch Schaltungen durchgeführt werden, die am Detektor **22** selbst bereit gestellt sind. Die Systemsteuereinheit **24** kann an den übernommenen Bildsignalen auch verschiedene Funktionen der Signalverarbeitung und -filterung durchführen, wie diejenige zur anfänglichen Einstellung dynamischer Reihen, Überlappung von digitalen Bilddaten und so weiter.

[0020] In der in [Fig. 1](#) dargestellten Ausführungsform ist die Systemsteuereinheit **24** mit einem Unter- system zum Drehen **32** und einem Untersystem zum linearen Positionieren **34** verbunden. Mittels des Unter- systems zum Drehen **32** können die Röntgenstrahlenquelle **12**, der Kollimator **14** und der Detektor **22** ein- oder mehrmals um den Patienten herum gedreht werden, wie z. B. hauptsächlich in einer X-, Y-Ebene bezogen auf den Patienten. Zu beachten ist, dass das Unter- system zum Drehen **32** ein Gestell umfasst kann, auf dem die jeweiligen Teile zur Ausgabe und Detektion der Röntgenstrahlen angeordnet sind. In einer solchen Ausführungsform kann die Systemsteuereinheit **24** demgemäß benutzt werden, um das Gestell zu betätigen.

**[0021]** Das Untersystem zum linearen Positionieren **34** ermöglicht es, den Patienten **18** oder genauer einen Tisch, auf dem der Patient gelagert ist, innerhalb der Öffnung des CT-Systems **10** zu verschieben, z. B. in der Z-Achse zum Drehen des Gestells. Somit kann der Tisch im Gestell linear (in kontinuierlicher oder schrittweiser Art) verschoben werden, um Bilder von einzelnen Bereichen des Patienten **18** zu erzeugen. In der abgebildeten Ausführungsform steuert die Systemsteuereinheit **24** die Bewegung des Unter- systems zum Drehen **32** und/oder des Untersystems zum linearen Positionieren **34** über eine Motorsteuerung **36**.

**[0022]** Im allgemeinen steuert die Systemsteuereinheit **24** den Betrieb des Bildgebungssystems **10** (zum Beispiel über den Betrieb der Quelle **12**, des Detektors **22** und der oben beschriebenen Positioniersysteme), um Untersuchungsprotokolle durchzuführen und die übernommenen Daten zu verarbeiten. So kann die Systemsteuereinheit **24** zum Beispiel über oben erwähnte Systeme und Steuerungen ein Gestell, welches die Quelle **12** und den Detektor **22** trägt, so um ein Subjekt von Interesse rotieren, dass die Daten der Röntgenstrahlenschwächung aus verschiedenen Sichten bezogen auf den Gegenstand erzielt werden. In vorliegendem Zusammenhang kann die Systemsteuereinheit **24** ebenfalls Schaltungen zur Signalverarbeitung, zugeordnete Speicherschaltungen zur Abspeicherung von Programmen und Routinen, die vom Rechner ausgeführt werden (wie zum Beispiel Routinen zur Durchführung der Bildverarbeitung und/oder der hier beschriebenen Techniken der Streuungskorrektur), wie auch Konfigurationsparameter, Bilddaten und so weiter umfassen.

**[0023]** In der abgebildeten Ausführungsform werden die übernommenen und von der Systemsteuereinheit **24** verarbeiteten Bildsignale einem Verarbeitungsteil **30** zur Rekonstruktion von Bildern zur Verfügung gestellt. Das Verarbeitungsteil **30** kann einen oder mehrere herkömmliche Mikroprozessoren umfassen. Die Daten, die durch das System zur Datenakquirierung **28** gesammelt werden, können direkt oder nach Speicherung in einem Speicher **38** an das Verarbeitungsteil **30** übertragen werden. Es kann jegliche Art von Speicher, die zum Speichern von Daten geeignet ist, von einem solchen beispielhaften System **10** benutzt werden. Zum Beispiel kann der Speicher **38** ein oder mehrere Speicherstrukturen aus optischen, magnetischen und/oder Festkörperspeichern umfassen. Des weiteren kann sich der Speicher **38** am Aufstellungsort des Systems zur Akquirierung befinden und/oder entfernte Speichervorrichtungen zum Abspeichern von Daten, Verarbeitungsparametern und/oder Routinen für die Bildrekonstruktion und/oder die Streuungskorrektur wie nachstehend beschrieben enthalten.

**[0024]** Das Verarbeitungsteil **30** kann für das Empfangen von Befehlen und das Einlesen von Parametern konfiguriert sein, die über eine Bedienerarbeitsstation **40**, die beispielhaft mit einer Tastatur und/oder sonstigen Eingabevorrichtungen ausgestattet ist, von einem Bediener kommen. Ein Bediener kann das System **10** über die Bedienerarbeitsstation **40** steuern. Somit kann der Bediener die rekonstruierten Bilder beobachten und/oder das System über die Bedienerarbeitsstation **40** anderweitig benutzen. Zum Beispiel kann eine Anzeigeeinheit **42**, die an die Bedienerarbeitsstation **40** gekoppelt ist, benutzt werden, um die rekonstruierten Bilder zu betrachten und die Bildgebung zu steuern. Zusätzlich können die Bilder auch durch einen Drucker **44** ausgedruckt werden, der an die Bedienerarbeitsstation **40** gekoppelt sein kann.

**[0025]** Weiterhin können das Verarbeitungsteil **30** und die Bedienerarbeitsstation **40** an andere Ausgabeeinrichtungen gekoppelt sein, die standardmäßige oder für Sonderzwecke vorgesehene Rechner-Sichtgeräte und zugehörige Verarbeitungsschaltungen umfassen. Es können ferner eine oder mehrere Bedienerarbeitsstationen **40** im System verbunden sein, um Systemparameter auszugeben, Untersuchungen anzufordern, Bilder darzustellen und so weiter. Allgemein können sich Anzeigeeinheiten, Drucker, Arbeitsstationen und ähnliche Vorrichtungen, die innerhalb des Systems bereitgestellt sind, vor Ort mit den Datenakquirierungskomponenten, oder aber entfernt von diesen Komponenten befinden, wie beispielsweise irgendwo anders innerhalb einer Einrichtung oder eines Krankenhauses oder an einem völlig anderen Ort, der über ein oder mehrere konfigurierbare Netzwerke, wie das Internet, virtuelle private Netzwerke und so weiter, mit dem Bildakquirierungssystem verbunden ist.

**[0026]** Ferner sei darauf hingewiesen, dass die Bedienerarbeitsstation **40** auch an ein Bildarchivierungs- und -kommunikationssystem (PACS) **46** gekoppelt sein kann. Das PACS **46** kann wiederum an einen Remote Client **48**, ein Radiologie-Informationssystem (RIS), ein Krankenhausinformationssystem (KIS) oder an ein internes oder externes Netzwerk angeschlossen sein, so dass andere an unterschiedlichen Orten Zugriff auf die Rohbilddaten oder die verarbeiteten Bilddaten erhalten können.

**[0027]** Während in der vorausgegangenen Erörterung die verschiedenen beispielhaften Teile des Bildgebungssystems **10** getrennt behandelt wurden, können diese Teile innerhalb einer gemeinsamen Plattform oder in miteinander verbundenen Plattformen bereitgestellt sein. Zum Beispiel können das Verarbeitungsteil **30**, der Speicher **38** und die Bedienerarbeitsstation **40** gemeinsam als ein Rechner oder eine Arbeitsstation für allgemeine oder für besondere Zwecke zur Verfügung gestellt sein, der/die konfigu-

riert wird, um in Übereinstimmung mit den Aspekten dieser Offenlegung zu arbeiten. In solchen Ausführungsformen kann der Rechner für allgemeine oder für besondere Zwecke im Hinblick auf die Datenakquirierungsteile des Systems **10** als ein separates Teil oder auf einer gemeinsamen Plattform mit diesen Teilen zur Verfügung gestellt sein. Ebenso kann die Systemsteuereinheit **24** als Teil eines solchen Rechners oder einer solchen Arbeitsstation oder aber als Teil eines separaten Systems bereit gestellt sein, das zur Bildakquirierung bestimmt ist.

**[0028]** Unter Berücksichtigung der vorausgegangenen Erörterung eines als Ausführungsbeispiel dienenden CT-Bildgebungssystems ist anzumerken, dass die Korrekturalgorithmen je nach den Erfordernissen der Unterdrückung der Streuung eines gegebenen Systems unterschiedlich sein können. In bestimmten Implementierungen kann die Korrektur der Streuung direkt auf jede einzelne der Projektionen angewandt werden oder aber es wird ein zweiter Durchlaufalgorithmus benutzt, in welchem die Streuungsprofile durch Verfolgen der Strahlen durch das Volumen hindurch erstellt werden. Gemäß der vorliegenden Erörterung erfolgt die Streuungskorrektur basierend auf dem Anfangsbildvolumen mit Verfolgung der Streustrahlung, jedoch mit Eliminierung einer Integrationsschleife während des Prozesses der Verfolgung des Streustrahls. Die Eliminierung der Integrationsschleife kann zu Verbesserungen bei der Berechnungszeit führen, wie etwa zu einer Reduzierung der zur Berechnung der Streuungskorrektur aufgewendeten Zeit um den Faktor Einhundert oder mehr.

**[0029]** Im Unterschied zu projektionsbasierten Streuungskorrekturansätzen, bei denen ein näherungsweises Streuprofil auf Basis der gemessenen Projektion erstellt wird, wird bei einer Erfassung eines genauen Streuprofils gemäß vorliegenden Ausführungsformen das gesamte Bildvolumen benutzt. In diesen Ausführungsformen wird in jedem Aufnahmewinkel ein Röntgenstrahl aus der Quelle verfolgt, wenn er mit dem Material innerhalb des Volumens zusammenwirkt. Das Zusammenwirken generiert gestreute Röntgenstrahlen, die in alle möglichen Richtungen streuen. Auch diese Strahlen sind entweder geschwächt bzw. gestreut und erzeugen so kaskadierte Streuvorkommen. Bei einer Röntgen-CT gilt das einzelne Vorkommen, bei dem nur eine Streuungswechselwirkung auftritt, als das schwerwiegendste Bildartefakt, da diese Art Vorkommen ein gewisses Maß an Hochfrequenzanteil im Streuprofil enthält.

**[0030]** Bei einem herkömmlichen Ansatz zur Verfolgung eines einzelnen Vorkommens kann von der Quelle aus Ray Casting durchgeführt werden. Die Primärstrahlschwächung kann verfolgt werden, sobald der Strahl das Volumen durchdringt. Die Wechselwirkung in einem gegebenen Punkt im Volu-

men kann durch Benutzung geeigneter differenzieller Querschnitte errechnet werden. Der in einem gegebenen Winkel gestreute Strahl wird verfolgt und seine Schwächung wird berechnet, bis er das Volumen verlässt. Dann wird die Intensität des gestreuten Strahls kumuliert. Diese Schritte können benutzt werden, um das Streuvorkommen für einen ersten Primärstrahl in einem gegebenen Wechselwirkungspunkt im Volumen und gestreut in einem gegebenen Winkel zu berechnen. Diese Schritte können für alle einfallenden Strahlen, alle Wechselwirkungspunkte und alle Richtungen wiederholt werden, in die der Streustrahl gestreut wird.

**[0031]** Diese herkömmlichen Schritte sind in [Fig. 2](#) abgebildet, in der ein erster Primärstrahl **80** mit einem Volumen **82** (z. B. Patient **18**) in einem ersten Oberflächenpunkt **84** wechselwirkt. In einem ersten Wechselwirkungspunkt **86** wurde der Primärstrahl **80** durch das Material, welches das Volumen **82** entlang des Liniensegmentes **88** bildet, geschwächt, wobei das Liniensegment durch den ersten Oberflächenpunkt **84** und den ersten Wechselwirkungspunkt **86** definiert ist. Die Verfolgung der Schwächung längs des Liniensegmentes **88** ist ein Integrationsprozess. Im ersten Wechselwirkungspunkt **86** bestimmen die Intensität des ersten Primärstrahls **80**, das Energiespektrum, die im ersten Wechselwirkungspunkt **86** vorhandene Materialart und -dichte und der Streuwinkel **90** die Intensität des längs des Liniensegments **96** vom ersten Wechselwirkungspunkt **86** bis zum Volumenaustrittspunkt **94** verlaufenden gestreuten Strahls **92**. Die Intensität des letzten gestreuten Strahls durch den ersten Wechselwirkungspunkt **86** unterliegt wiederum der Schwächung entlang des Liniensegmentes **96**, was ein weiterer Integrationsprozess ist.

**[0032]** Wenn in [Fig. 3](#), die die herkömmliche Vorgehensweise darstellt, ein zweiter Wechselwirkungspunkt **100**, der einem zweiten Primärstrahl **102** zugeordnet ist, genommen wird, wird der gleiche Integrationsprozess zur Schwächungsintegration längs des Liniensegmentes **104** wiederholt. Wie zu erkennen ist, ist ein Teil der Integration längs des Liniensegments **104**, die Schwächung längs des Liniensegmentes **96**, bereits für das Streuvorkommen des ersten Primärstrahls **80** berechnet. Die Redundanz der Integration bei diesem herkömmlichen Ansatz liegt in dem Prozess der Strahlverfolgung von oben nach unten selbst (von der Quelle **12** zum Streuungsbzw. Wechselwirkungspunkt), was die Berechnungszeit für das Erfassen der Streuung erhöht. Auch wenn der redundante Integrationswert längs des Liniensegmentes **96** zur späteren Verwendung im Speicher des Rechners zwischengespeichert werden kann, belegt die Strategie der Top-Down-Verfolgung Rechnerressourcen, um den zweiten Wechselwirkungspunkt **100** mit dem verlängerten Liniensegment **96** zusammenzuführen, damit die zwischengespeicherten Integra-

tionsdaten des Liniensegments **96** benutzt werden können, und bildet so einen komplexen Zwischen-speicher und Linienzusammenführung.

**[0033]** Bei vorliegendem Ansatz wird eine umgekehrte Strahlverfolgung benutzt, um oben erwähnte Integrationsredundanz zu vermeiden. Bei einem derartigen Ansatz der umgekehrten Strahlverfolgung startet die Signalverfolgung an dem Detektor **22**. Gemäß einer Implementierung eines Algorithmus zur umgekehrten Strahlungsverfolgung können nachfolgende Schritte wie im Ablaufdiagramm **120** in [Fig. 4](#) dargestellt benutzt werden. Mit Bezug auf [Fig. 4](#) wird ein Anfangsvolumen **122** z. B. basierend auf einem Scan eines Patienten oder eines Gegenstandes von Interesse rekonstruiert. In der abgebildeten Implementierung werden innerhalb des Anfangsvolumens **122** die unterschiedlichen Materialarten gekennzeichnet (Block **124**).

**[0034]** So gibt es zum Beispiel im Zusammenhang mit medizinischer Bildgebung wenige unterschiedliche Materialarten, die innerhalb eines menschlichen Körpers vorhanden sind oder sein können (z. B. Weichteilgewebe, Knochen, Luft, Kontrastmittel, metallische Implantate und so weiter). Diese Materialien erscheinen oft mit relativ großem Volumen und dominieren somit das Streuprofil insgesamt, wogegen sich kleine Mengen anderen Materials wie Kalk das endgültige Streuprofil nicht stark beeinflussen. Deshalb können bei der medizinischen Bildgebungstechnik die Voxel eines Anfangsvolumens, das einem bestimmten Material entspricht, markiert werden (d. h. markierte Voxel **128**) oder auf andere Weise mit Informationen verbunden werden, die ein gegebenes Voxel basierend auf der Materialart oder -zusammensetzung kennzeichnen.

**[0035]** Die Materialkennzeichnung **124** kann auf dem Ergebnis von Segmentierungsalgorithmen und/oder auf den beobachteten Intensitäts- oder Differenzwerten (d. h. beobachtete Differenzen der Werte in Hounsfield-Einheiten (HU)) basieren verglichen mit Schwellenwerten, deren beobachtete Intensitäten oder Intensitätsunterschiede mit einzelnen Materialien verbunden werden. Nach der Kennzeichnung wird das Voxel wie oben erwähnt mit für den identifizierten Materialtyp geeigneten Querschnitten markiert, einschließlich des Beitrags sowohl aus Compton-, als auch aus kohärenter Streuung.

**[0036]** Basierend auf dem Anfangsbildvolumen **122** wird ein neues Volumenbild (d. h. Dichte-integriertes Volumen **136**) erzeugt (Block **132**). Das Dichte-integrierte Volumen **136** ist die Dichteintegration in der Richtung des Primärstrahls. Im Dichte-integrierten Volumen **136** stellt jedes Voxel die Dichteintegration von der Quelle **12** abwärts zum jeweiligen einzelnen Voxel dar, wodurch somit eine Abbildung der Schwächung des Primärstrahls zur späteren Benut-

zung erzeugt wird. Beispielhaft und mit Bezug auf [Fig. 5](#) und [Fig. 6](#) ist in [Fig. 5](#) das Anfangsvolumen **122** abgebildet, wobei  $u_{cal}$  der scheinbare Schwächungskoeffizient am Ort  $(x, y, z)$  **170** nach der Spektralkalibrierung und  $d(x, y, z)$  die Dichte am Ort  $(x, y, z)$  **170** ist. Praktisch wird das Produkt aus  $u_{cal}$  und  $d$  durch den Bildrekonstruktionsprozess erzeugt, wobei die Projektionsdaten durch die Spektralkalibrierung und durch die zu Wasser normierten HU-Werte korrigiert sind. Das heißt, dass der zur Erzeugung des Anfangsvolumens **122** benutzte Bildrekonstruktionsprozess typischerweise jedem Voxel einen Wert zuordnet, wie zum Beispiel dem Voxel, das mit dem Ort **170** verbunden ist, wobei der Wert das Produkt aus dem Schwächungskoeffizienten  $u_{cal}$  und der Dichte  $d$  an dem jeweiligen Voxelort ist.

**[0037]** Jedoch basieren die Voxelwerte mit Bezug auf [Fig. 6](#) im Dichte-integrierten Volumen **136** auf dem Wert der Dichteintegration, der dem Weg entspricht, den ein Strahl durch das Material zurücklegt, so wie im Beispiel zwischen Voxelort **170** und dem Materialoberflächeneintrittspunkt **172** (d. h.  $\sum u_{cal} d(x, y, z)$  vom Ort **172** zum Ort **170** im abgebildeten Beispiel).

**[0038]** Ferner wird basierend auf dem Wert der Dichteintegration vom Ort **170** aus in Aufwärtsrichtung das Strahlenergiespektrum  $S_A(E)$  im Ort **170** auch durch Einbeziehung des Spektrums des einfal-lenden Strahls  $S_0(E)$  und den Dichteintegrationswert von Ort **170** bis Ort **172** bestimmt, was ausgedrückt wird als:

$$S_A(E) = S_0(E) \exp(-u(E) \cdot d(x, y, z)) \quad (1)$$

mit  $u(E)$  als Masseschwächungskoeffizient eines gegebenen Materials.

**[0039]** Im Gegensatz zu herkömmlichen Ansätzen (d. h. Verfolgung von Streuungsvorkommen von oben nach unten) verwenden einige der vorliegenden Ausführungsformen ein Schema der Verfolgung von unten nach oben, um für gestreute Strahlen eine umgekehrte Verfolgung der Strahlintegration bereit zu stellen (d. h. Block **140**), wodurch ein Streuprofil **144** erzeugt wird. Ein Beispiel eines solchen Ansatzes ist in [Fig. 7](#) abgebildet, wo eine umgekehrte Strahlverfolgung für einen einzelnen Strahl abgebildet ist.

**[0040]** Beginnend in einem Empfangspunkt **180** wird zur Streudetektion die Dichteintegration ab dem Volumenaustrittspunkt **94** bis zum ersten Wechselwirkungspunkt **86** (d. h. für Liniensegment **96**) berech-net, und die Streuintensität  $V(A)$  im ersten Wechsel-wirkungspunkt **86** kann wie folgt ausgedrückt werden:

$$\begin{aligned}
 V(A) &= \exp(-\sum_{\text{over\_CA}} d(x, y, z) u_{\text{eff}}) \cdot \text{Dichte}(A) \\
 &\cdot K(\theta_1, S(E)) \cdot \exp(-\sum_{\text{over\_BA}} d(x, y, z) u_{\text{eff}}) \\
 &= \exp\{-\sum_{\text{over\_CA\_BA}} d(x, y, z) u_{\text{eff}}\} \cdot \text{Dichte}(A) \cdot K \\
 &(\theta_1, S(E))
 \end{aligned} \tag{2}$$

worin der erste Volumenaustrittspunkt **94** als Punkt C, der erste Wechselwirkungspunkt **86** als Punkt A, der erste Oberflächenpunkt **84** als Punkt B angegeben ist, die Dichte (A) ist die Dichte im Punkt A (d. h. erster Wechselwirkungspunkt **86**), und K( $\theta_1, S(E)$ ) ist der differentielle Querschnitt der Streuung, der durch den Winkel  $\theta_1$ , und die effektive Strahlenergie S(E) bestimmt wird. Im Energiebereich für medizinische Röntgenstrahlen-CT ist der differentielle Querschnitt auf Grund der starken Energieabhängigkeit der kohärenten Streuung empfindlich gegenüber S(E). Der effektive Schwächungskoeffizient  $u(E)$  wird bestimmt durch:

$$u_{\text{eff}} = f(S_0(E)), \sum_{\text{over\_CA\_BA}} d(x, y, z) u_{\text{cal}} \tag{3}$$

wobei die Funktion f() auf der Basis der bekannten physikalischen Zusammenhänge der Röntgenstrahlschwächung abgeleitet ist.

**[0041]** Nachdem die Streuintensität durch den ersten Wechselwirkungspunkt **86** zu dem gegebenen Empfangspunkt **180** erstellt ist, wird die Verfolgung zum zweiten Wechselwirkungspunkt **100** fortgesetzt. In diesem Schritt wird nur die Integration vom ersten Wechselwirkungspunkt **86** zum zweiten Wechselwirkungspunkt **100** benötigt, und sie wird zu der Integration, die vom ersten Volumenaustrittspunkt **94** zum ersten Wechselwirkungspunkt **86** existiert, kumuliert, um die Schwächung des gestreuten Signals längs des Liniensegmentes **104** zu erhalten, wobei die Redundanz der zweiten Berechnung der Integration zwischen dem ersten Austrittspunkt **94** aus dem Volumen und dem ersten Wechselwirkungspunkt **86** eliminiert wird. Dieser Prozess wird fortgesetzt, bis der projizierte Strahl aus dem Bildvolumen d. h. dem Dichte-integrierten Volumen **136** austritt.

**[0042]** Nach Fertigstellung der Verfolgung der Streuintensität längs eines Strahls können weitere Strahlen wie in [Fig. 8](#) gezeigt in gleicher Weise verfolgt werden. In dem abgebildeten Beispiel werden die Verfolgungslinien **200** von dem selben Empfangspunkt **180** ausgehend erzeugt und gleichförmig durch das Dichte-integrierte Volumen **136** hindurch verteilt, um die Streuintensität an dem gegebenen Empfangspunkt **180** zu vervollständigen. Durch Wiederholung dieses Prozesses für mehrere Empfangspunkte kann ein Streuprofil **144** für die jeweiligen Detektororte erzeugt werden. In einer Implementierung können aufgrund der begrenzten Bandbreite des Streuprofils **144** diskrete Empfangspunkte gleichförmig an verschiedenen Positionen auf der Empfangsseite angeordnet und später interpoliert werden, um eine Ab-

stimmung auf die Detektor-Pixel für die Streukorrektur zu erreichen.

**[0043]** Bezugnehmend auf [Fig. 4](#) ist in dem abgebildeten Beispiel ein zusätzlicher Schritt der Berechnung (Block **152**) eines Betriebskerns zur Streuungsabweisung **156** abgebildet. Insbesondere kann in einem System mit Streustrahlrastern, die entweder in eindimensionalen oder in zweidimensionalen Richtungen angeordnet sind, der Betriebskern zur Streuungsabweisung **156** als Funktion der einfallenden gestreuten Röntgenstrahlen (wie sie ausgehend vom Streuprofil **144** bestimmt sind) zur Geometrie der Streustrahlraster **148** berechnet werden. Dieser Betriebskern zur Streuungsabweisung **156** kann auf die Berechnung des Streuprofils **144** angewendet werden, um ein Streuprofil zu aktualisieren oder zu erzeugen, das vom Detektorsystem empfangen wurde, wobei dieses von den gemessenen Projektionen zur Streuungskorrektur zu subtrahieren ist.

**[0044]** Die technischen Auswirkungen der Erfindung schließen die Erzeugung eines Dichte-integrierten Volumens ein, das auf einem Anfangsvolumen und einer Materialartkennzeichnung des Anfangsvolumens basiert. Weitere technische Auswirkungen umfassen die Erzeugung eines Streuprofils für ein Röntgensystem, wie z. B. ein CT-System, durch Verfolgung gestreuter Röntgenstrahlen von den Orten am Detektor zu der Röntgenstrahlenquelle, d. h. umgekehrte Verfolgung. Weitere technische Auswirkungen umfassen die Erzeugung eines Betriebskerns zur Streuungsabweisung, basierend auf einem Streuprofil und einer Streurastergeometrie.

**[0045]** In vorliegender Beschreibung werden Beispiele benutzt, um die Erfindung zu beschreiben, einschließlich der besten Art und Weise, und auch um jeden Fachmann in die Lage zu versetzen, die Erfindung praktisch umzusetzen, einschließlich der Herstellung und Nutzung jeglicher Vorrichtungen oder Systeme und der Durchführung der enthaltenen Verfahren. Der patentfähige Umfang der Erfindung ist durch die Ansprüche definiert und kann weitere Beispiele umfassen, die den Fachleuten einfallen. Weitere derartige Beispiele gelten als im Umfang der Ansprüche enthalten, sofern sie Strukturelemente umfassen, die sich nicht von der wortsinnsgemäßen Sprache der Ansprüche unterscheiden oder sofern sie gleichwertige Strukturelemente mit unwesentlichen Abweichungen von den wortsinnsgemäßen Sprachen der Ansprüche enthalten.

**[0046]** Die Ansätze zur Ableitung der Streuinformation mittels Benutzung umgekehrter Verfolgung von gestreuten Röntgenstrahlen sind offenbart. In einigen Ausführungsformen werden gestreute Strahlen von den jeweiligen Orten an einem Detektor zur Quelle der Röntgenstrahlung im Gegensatz zu Verfolgungsschemata, die von der Quelle ausgehend hin zum De-

tektor vorgehen, verfolgt. Bei einem solcher Ansätze ist die umgekehrte Verfolgung implementiert, wobei ein Dichte-integriertes Volumen, das die durchzuführenden Integrationsschritte reduziert, benutzt wird.

## Patentansprüche

1. Verfahren zur Schätzung von Streustrahlung, welches umfasst:

das Erzeugen eines Anfangsvolumens basierend auf der Übertragung von Röntgenstrahlen von einer Quelle zu einem Detektor;

das Kennzeichnen mehrerer Voxel innerhalb des Anfangsvolumens basierend auf einem Materialtyp; Erzeugen eines Dichte-integrierten Volumens basierend auf den mehreren Voxeln und Verfolgen eines oder mehrerer gestreuter Röntgenstrahlen, beginnend an einem Detektor und in Richtung der Quelle verlaufend, um ein Streuprofil für mehrere diskrete Orte am Detektor zu erzeugen.

2. Verfahren nach Anspruch 1, welches umfasst: Korrigieren der Streuung in einem oder mehreren rekonstruierten Bildern, wobei das Streuprofil oder ein Betriebskern benutzt wird, der wenigstens teilweise auf dem Streuprofil basiert.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, wobei die mehreren Voxel basierend auf Materialarten gekennzeichnet werden, welche Weichteilgewebe, Knochen, Luft und Kontrastmittel umfassen.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, wobei die Kennzeichnung der mehreren Voxel die Anwendung eines Segmentierungsalgorithmus umfasst, wobei die Ausgabe aus dem Segmentierungsalgorithmus den jeweiligen unterschiedlichen Materialarten entspricht.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei die Kennzeichnung der mehreren Voxel ein Vergleichen der beobachteten Intensitätswerte bzw. -unterschiede mit den jeweiligen Schwellenwerten umfasst, die den jeweiligen unterschiedlichen Materialarten entsprechen.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei jedes Voxel des Dichte-integrierten Volumens die Dichteintegration von der Quelle zu dem jeweiligen Voxel darstellt.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, welches umfasst:

das Erzeugen eines Betriebskerns zur Streuungsabweisung, der wenigstens ein Streuprofil und eine Streurastergeometrie umfasst, die dem Detektor zugeordnet ist.

8. Verfahren nach Anspruch 7, welches umfasst:

die Aktualisierung des Streuprofils basierend auf dem Betriebskern zur Streuungsabweisung, um ein überarbeitetes Streuprofil zu erzeugen.

9. System zur Bildverarbeitung, welches umfasst: einen Speicher, der ein oder mehrere Routinen abgespeichert hat, und

ein Verarbeitungsteil, das dazu eingerichtet ist, um die eine oder mehrere Routinen auszuführen, die im Speicher gespeichert sind, wobei die eine oder mehrere Routinen während der Ausführung durch das Verarbeitungsteil:

mehrere Voxeln innerhalb eines rekonstruierten Anfangsvolumens auf der Basis einer Materialart kennzeichnen;

ein Dichte-integriertes Volumen basierend auf der Mehrzahl von Voxeln erzeugen;

einen oder mehrere gestreute Röntgenstrahlen von einem jeweiligen Empfangspunkt zu einem jeweiligen Übertragungspunkt umgekehrt verfolgen, um ein Streuprofil für mehrere diskrete Orte an einem Detektor zu erzeugen, und

ein oder mehrere Bilder erzeugen, deren Streuung unter Benutzung eines Streuprofils bzw. eines Betriebskerns korrigiert ist, der wenigstens teilweise auf dem Streuprofil basiert.

10. System zur Bildverarbeitung nach Anspruch 9, wobei die eine oder mehrere Routinen während der Ausführung durch das Verarbeitungsteil:

ein Anfangsvolumen erzeugen, das basierend auf Röntgenstrahlenübertragung von einer den jeweiligen Übertragungspunkt umfassenden Quelle zu einem den jeweiligen Empfangspunkt umfassenden Detektor rekonstruiert ist.

11. System zur Bildverarbeitung nach Anspruch 9 oder 10, wobei die mehreren Voxel auf Basis von Materialarten gekennzeichnet sind, die mehreren Materialien entsprechen, welche in medizinischen Bildern zu beobachten sind.

12. System zur Bildverarbeitung nach einem der Ansprüche 9 bis 11, wobei die Kennzeichnung der mehreren Voxel die Anwendung eines Segmentierungsalgorithmus umfasst, wobei das Ergebnis des Segmentierungsalgorithmus den jeweiligen unterschiedlichen Materialarten entspricht.

13. System zur Bildverarbeitung nach einem der Ansprüche 9 bis 12, wobei die Kennzeichnung der mehreren Voxel ein Vergleichen der beobachteten Intensitätswerte bzw. -unterschiede mit den jeweiligen Schwellenwerten umfasst, die den jeweiligen verschiedenen Materialarten entsprechen.

14. System zur Bildverarbeitung nach einem der Ansprüche 9 bis 13, wobei jedes Voxel des Dichte-integrierten Volumens die Dichteintegration von dem

jeweiligen Übertragungspunkt zu dem jeweiligen Voxel darstellt.

15. System zur Bildverarbeitung nach einem der Ansprüche 9 bis 14, wobei die eine oder mehrere Routinen während der Ausführung durch das Verarbeitungsteil:

basierend wenigstens auf dem Streuprofil und einer Streurastergeometrie einen Betriebskern zur Streuungsabweisung erzeugen.

16. Ein oder mehrere nichtflüchtige rechnerlesbare Medien, welche ein oder mehrere Routinen codieren, die bei Ausführung durch einen Prozessor den Prozessor veranlassen, Vorgänge durchzuführen, welche umfassen:

das Erzeugen eines Dichte-integrierten Volumens, wobei jedes Voxel des Dichte-integrierten Volumens die Dichteintegration von einer Röntgenstrahlenquelle zu dem jeweiligen Voxel darstellt;

das Erzeugen eines Streuprofils mittels Verfolgen eines oder mehrerer gestreuter Röntgenstrahlen von den jeweiligen Orten am Detektor zu der Quelle durch das Dichte-integrierte Volumen hindurch, und

das Korrigieren hinsichtlich der Streuung in einem oder in mehreren rekonstruierten Bildern mittels Benutzung des Streuprofils oder eines Betriebskerns, der wenigstens teilweise auf dem Streuprofil basiert.

17. Ein oder mehrere nichtflüchtige rechnerlesbare Medien nach Anspruch 16, wobei ein Dichte-integriertes Volumen mittels Benutzung eines Anfangsvolumens erzeugt wird, das auf Basis einer Materialart gekennzeichnet worden ist.

18. Ein oder mehrere nicht vorübergehende rechnerlesbare Medien nach Anspruch 17, wobei das Anfangsvolumen basierend auf Materialarten mittels Benutzung eines Segmentierungsprozesses oder Schwellenwertbildung gekennzeichnet ist, die auf Intensitätswerten oder Intensitätsunterschieden basieren.

19. Ein oder mehrere nichtflüchtige rechnerlesbare Medien nach einem der Ansprüche 16 bis 18, die weiterhin eine Routine codieren, die bei Ausführung durch einen Prozessor den Prozessor veranlassen, den Vorgang einer:

Erzeugung eines Betriebskerns zur Streuungsabweisung basierend auf wenigstens einem Streuprofil und einer Streurastergeometrie durchzuführen, welche mit dem Detektor verbunden ist.

20. Ein oder mehrere nichtflüchtige rechnerlesbare Medien nach einem der Ansprüche 16 bis 19, die ferner ein Routine codieren, die bei Ausführung durch einen Prozessor den Prozessor veranlassen, den Vorgang einer:

Erzeugung eines Anfangsvolumens basierend auf Röntgenstrahlenübertragung von einer Quelle zu einem Detektor durchzuführen.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen

## Anhängende Zeichnungen

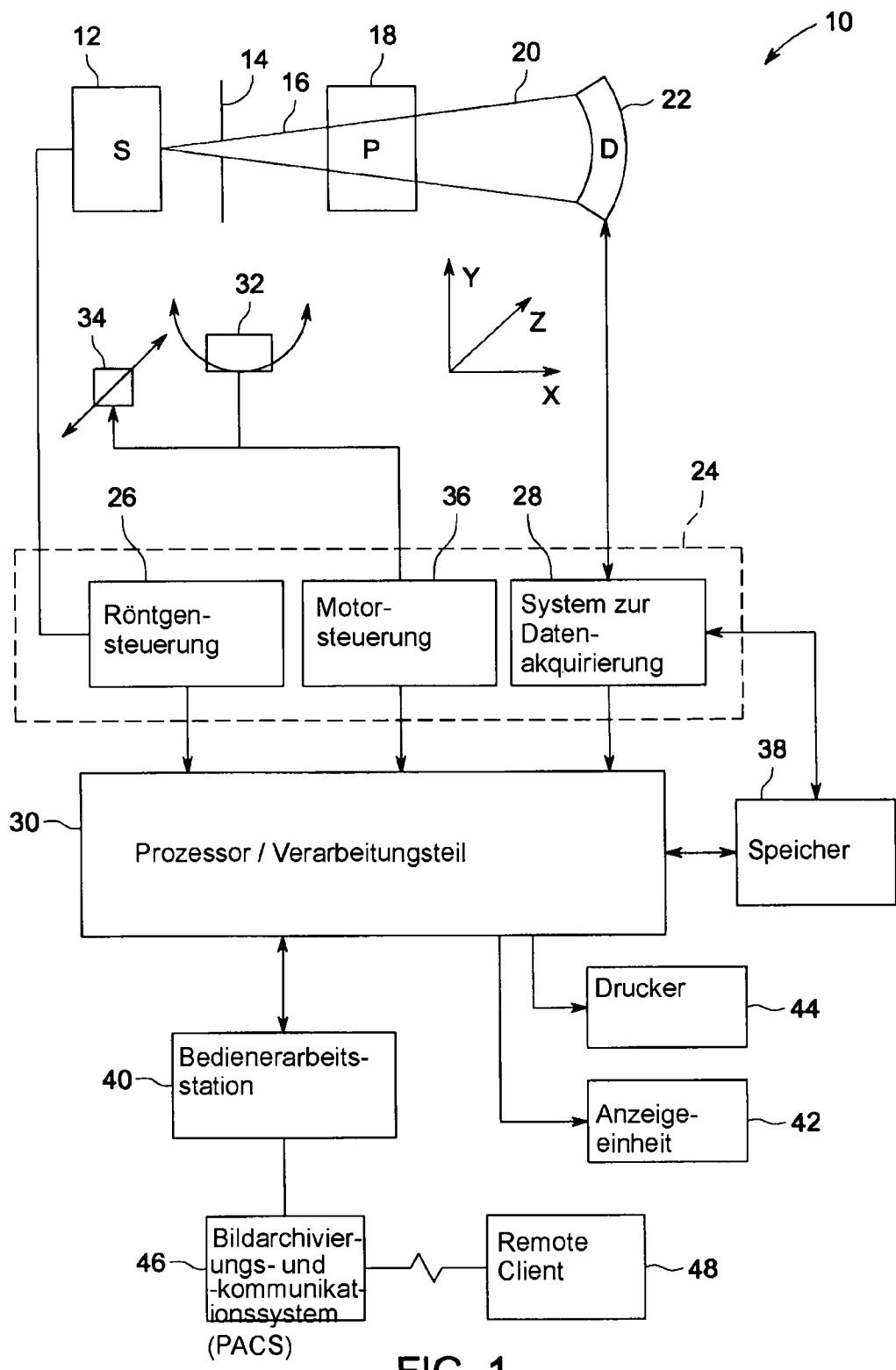


FIG. 1

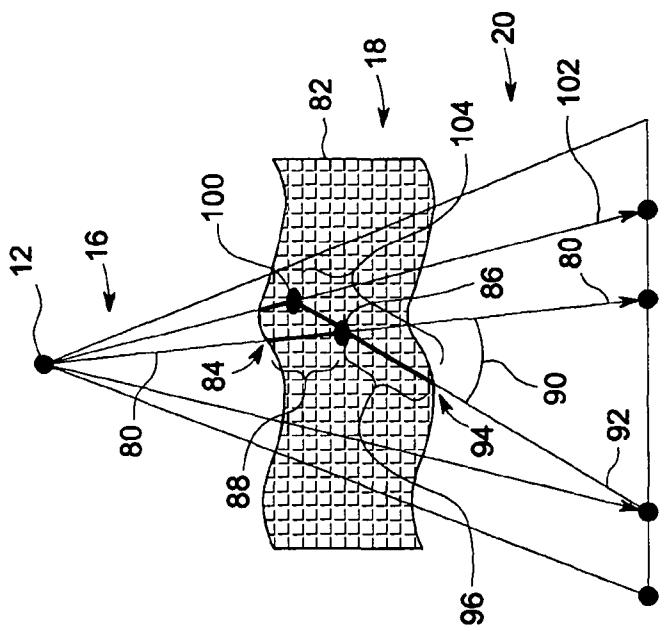


FIG. 3  
(Stand der Technik)

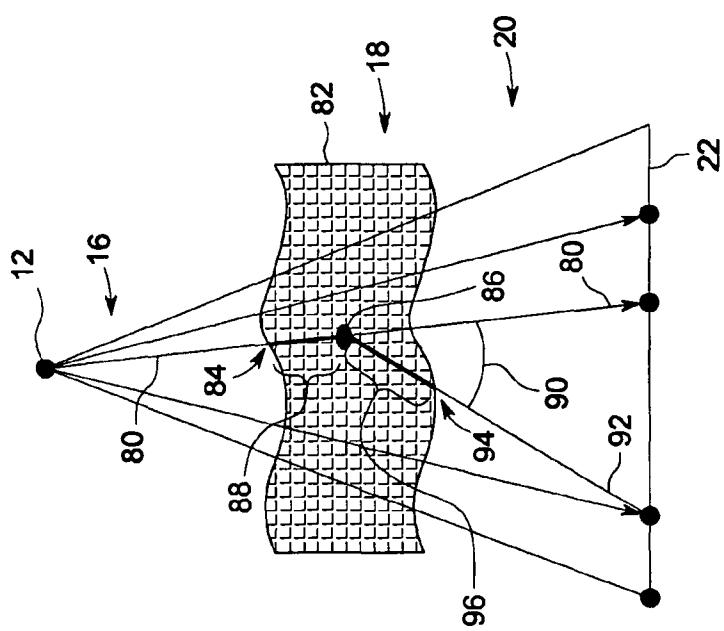


FIG. 2  
(Stand der Technik)

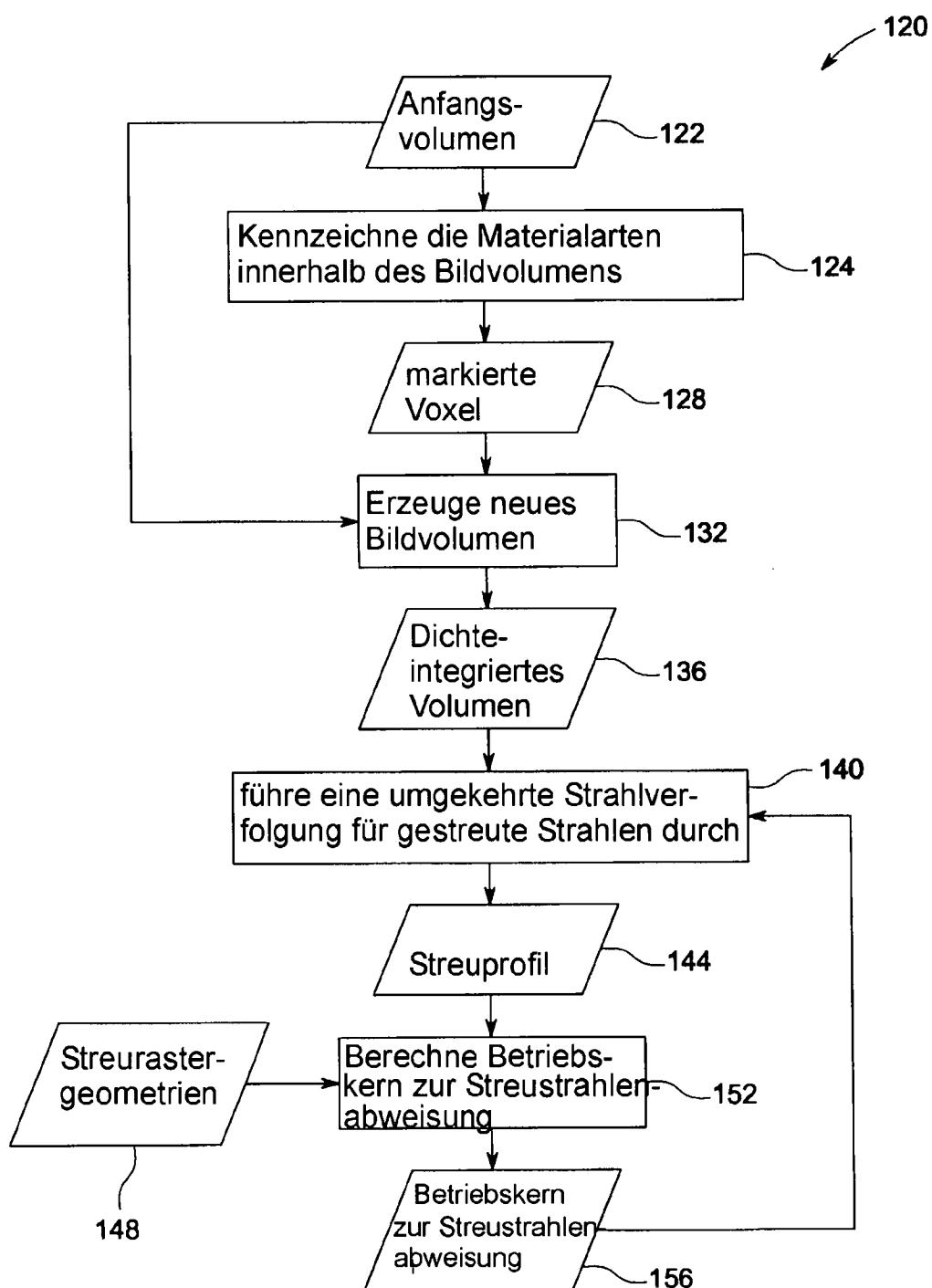
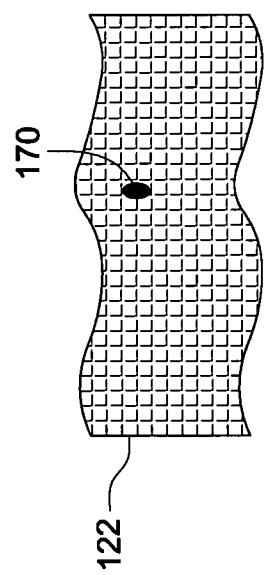
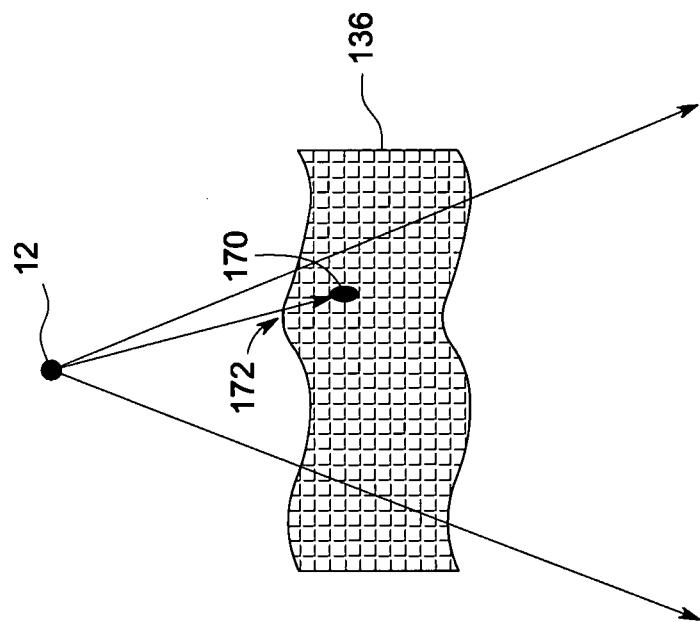


FIG. 4



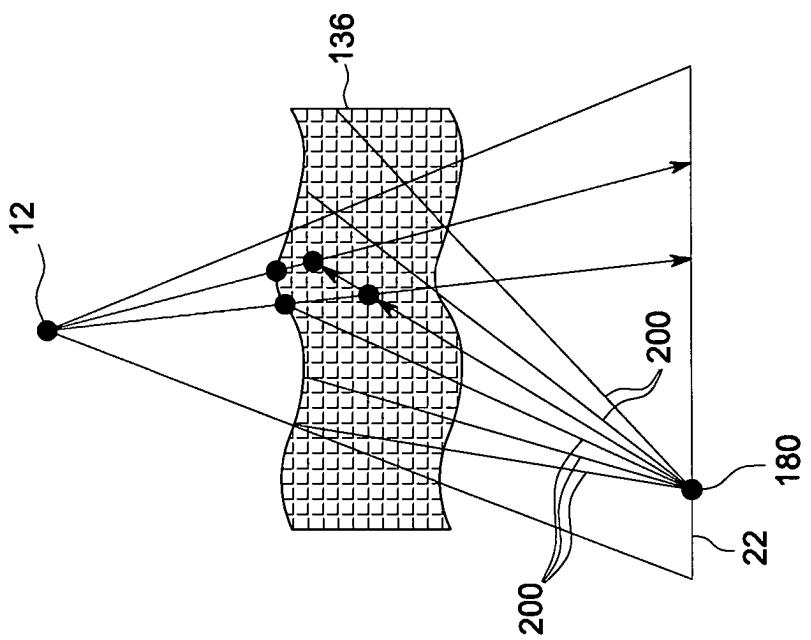


FIG. 8

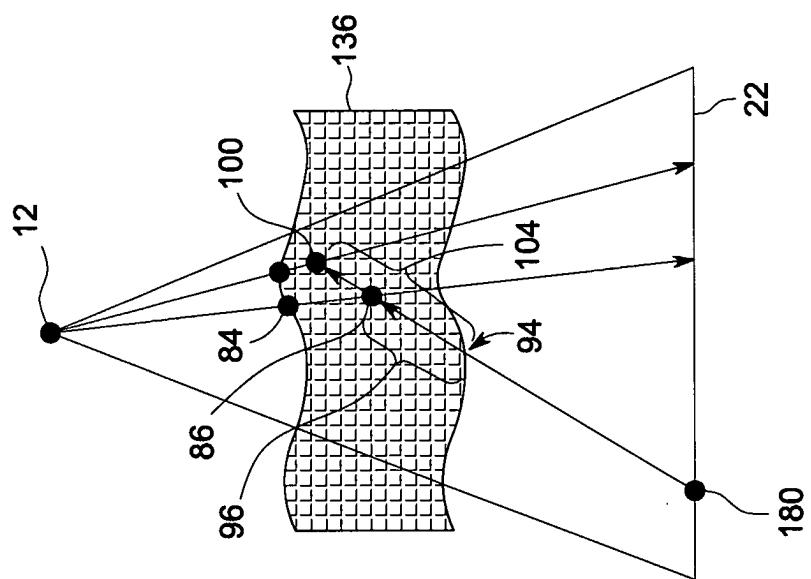


FIG. 7