



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 603 17 411 T2 2008.09.18

(12)

## Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) EP 1 384 441 B1

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: A61B 6/10 (2006.01)

(21) Deutsches Aktenzeichen: 603 17 411.6

(96) Europäisches Aktenzeichen: 03 254 497.5

(96) Europäischer Anmeldetag: 18.07.2003

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: 28.01.2004

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: 14.11.2007

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: 18.09.2008

(30) Unionspriorität:  
**64541** 25.07.2002 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:  
**DE, NL**

(73) Patentinhaber:  
**GE Medical Systems Global Technology Company, LLC, Waukesha, Wis., US**

(72) Erfinder:  
**Arenson, Jerome Stephen, Haifa 34760, IL; Gleman, Haim E., Migdal Haemek, IL; Ruimi, David, Netanya 42138, IL**

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

(54) Bezeichnung: **Verfahren und System zur Verminderung der Strahlungsbelastung**

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 eingelebt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

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

## Beschreibung

**[0001]** Diese Erfindung bezieht sich allgemein auf einen Plan zur Begrenzung der Strahlungsbelastung und insbesondere auf einen Plan zur Begrenzung der Strahlungsbelastung, der der Reduktion der Strahlungsbelastung dient, der ein Arzt während des Betriebs eines Bildgebungssystems ausgesetzt wird.

**[0002]** In mindestens einer bekannten Konfiguration eines Computertomographie(CT)-Bildgebungssystems projiziert eine Röntgenstrahlungsquelle einen fächerförmigen oder einen kegelförmigen Strahl, der so eingestellt wird, dass er innerhalb eines XYZ-Volumens eines kartesischen Koordinatensystems liegt, wobei das XYZ-Volumen im Allgemeinen als „Bildgebungsvolumen“ bezeichnet wird, wobei es normalerweise einen Satz von XY-Ebenen enthält, die im Allgemeinen als „Bildgebungsebenen“ bezeichnet werden. Siehe dazu beispielsweise US-A-6501820 und US-A-6487431. Eine Strahlungsdetektorenanordnung, bei der jeder der Strahlungsdetektoren ein Detektorelement umfasst, ist innerhalb des CT-Systems angeordnet, so dass sie diesen Strahl empfängt. Ein Objekt, wie beispielsweise ein Patient, ist innerhalb der Bildgebungsebene positioniert, so dass es dem Röntgenstrahl ausgesetzt wird, wobei der Röntgenstrahl das Objekt durchdringt. Beim Durchdringen des abgebildeten Objekts wird der Röntgenstrahl abgeschwächt, bevor er auf die Anordnung von Strahlungsdetektoren auftrifft. Die Intensität der abgeschwächten Strahlung, die an der Detektoranordnung empfangen wird, hängt von der Abschwächung des Röntgenstrahls durch das Objekt ab, wobei jedes Detektorelement ein separates elektrisches Signal erzeugt, das auf die Strahlenabschwächung an der Position des Detektorelements anspricht. Diese elektrischen Signale werden als Röntgenstrahlen-Abschwächungsmessungen bezeichnet.

**[0003]** Zusätzlich können die Röntgenstrahlungsquelle und die Detektoranordnung mittels einer Gantry innerhalb des Bildgebungsvolumens um das abzubildende Objekt herum gedreht werden, so dass der Winkel, unter dem der Röntgenstrahl das Objekt durchdringt, sich ständig verändert. Eine Gruppe von Röntgenstrahlen-Abschwächungsmessungen, d. h. Projektionsdaten, von der Detektoranordnung bei einem bestimmten Gantrywinkel wird als „Ansicht“ bezeichnet. Eine „Abtastung“ des Objekts umfasst einen Satz von Ansichten, die bei verschiedenen Gantrywinkeln während einer Umdrehung der Röntgenstrahlungsquelle und der Detektoranordnung aufgenommen wurden. Bei einer Axialabtastung werden Projektionsdaten verarbeitet, so dass ein Bild konstruiert wird, das zweidimensionalen Schichten entspricht, die durch das Objekt hindurch verlaufen.

**[0004]** Ein Verfahren zur Rekonstruktion eines Bildes anhand eines Satzes von Projektionsdaten wird

als „gefilterte Rückprojektionstechnik“ bezeichnet. Im Zuge dieses Prozesses werden die Abschwächungsmessungen aus einer Abtastung in diskrete Ganzzahlen umgewandelt, die sich zwischen –1024 und 3072 bewegen und als „CT-Zahlen“ oder „Hounsfield-Einheiten“ (HE) bezeichnet werden. Diese HEs werden verwendet, um die Helligkeit eines entsprechenden Pixels auf einem Kathodenstrahleröhren- oder einem Computerbildschirm-Display auf eine Weise zu regulieren, welche auf die Abschwächungsmessungen anspricht. Beispielsweise kann eine Abschwächungsmessung für Luft in einen Ganzzahlwert von –1000 HEs umgewandelt werden (was einem dunklen Pixel entspricht) und eine Abschwächungsmessung für sehr dichte Knochensubstanz kann in einen Ganzzahlwert von +3000 [HEs] umgewandelt werden (was einem hellen Pixel entspricht), während eine Abschwächungsmessung für Wasser in einen Ganzzahlwert von 0 HEs umgewandelt werden kann (was einem grauen Pixel entspricht). Durch diese Umwandlung in Ganzzahlen oder dieses „Scoring“ wird es einem Arzt oder einem Techniker ermöglicht, die Dichte einer Substanz anhand der Intensität der Computeranzeige zu bestimmen.

**[0005]** Sobald eine verdächtige Masse, wie z. B. ein Tumor, eine Zyste und/oder eine Läsion entdeckt wird, wird normalerweise eine Interventionsprozedur wie eine Nadelbiopsie oder eine Nadelaspiration durchgeführt, um Gewebeproben zu erhalten, die benötigt werden, um zu bestimmen, ob die Masse kancerös oder gutartig ist. Um dies zu erreichen, wird eine von einem Arzt kontrollierte Nadel zu der Masse hin geführt, wobei von dem Bildgebungssystem erzeugte simultane Bilder, wie Fluoro-Bilder, verwendet werden. Dadurch wird es einem Arzt ermöglicht, die Nadelspitze zu dem verdächtigen Tumorgewebe zu leiten, um eine Gewebeprobe zu erhalten, die sich für die Analyse verwenden lässt.

**[0006]** Obwohl es sich bei der Interventionsprozedur unter Verwendung eines Bildgebungssystems um ein hervorragendes Werkzeug für die Diagnose und Beurteilung handelt, ist jedes Mal, wenn eine Interventionsprozedur von einem Arzt durchgeführt wird, die Hand des Arztes der Strahlung ausgesetzt, welche vom Bildgebungssystem ausgesendet wird. Als solches kann die Belastung durch die kumulative Strahlungsdosis, die die Hand des Arztes über die Zeit hinweg ausgesetzt wird, ziemlich hoch werden, wenn der Arzt im Laufe der Zeit eine große Anzahl von Interventionsprozeduren durchführt. Da es bekannt ist, dass eine erhöhte Strahlungsbelastung gesundheitliche Probleme hervorrufen kann, besteht in der medizinischen Gemeinde die Sorge, dass die Ärzte, die diese Prozeduren durchführen, durch die Bildgebungssysteme einer zu hohen Strahlungsbelastung ausgesetzt werden könnten.

**[0007]** Ein Verfahren, das darauf abzielt, das Pro-

blem der Strahlungsdosisbelastung eines Arztes anzugehen, umfasst die Minimierung der Emissionsstromstärke des Bildgebungssystems und die Benutzung von speziellen Pinzetten, um die Hände des Arztes außerhalb der Strahlung zu halten. Leider wurden die Pinzetten von der medizinischen Gemeinde nicht gut aufgenommen, weil sie die taktile Empfindlichkeit reduzieren und so die sehr feine Kontrolle durch den Arzt einschränken, die für Interventionsprozeduren notwendig ist. Außerdem wurde festgestellt, dass die Minimierung der Emissionsstromstärke des Bildgebungssystems während einer Interventionsprozedur, bei der noch eine ausreichende Strahlung für qualitativ [gute] Bildgenerierung gewährleistet wird, noch immer eine signifikante kumulative Strahlungsdosis für einen Arzt zur Folge hat, der die Interventionsprozeduren wiederholt durchführt. Als solches sind diese Verfahren für wiederholte Interventionsprozeduren nicht gut geeignet.

**[0008]** Die oben beschriebenen sowie weitere Nachteile und Unzulänglichkeiten werden gemäß der Erfindung mit Hilfe eines Verfahrens zur Reduktion der von einem Bildgebungssystem ausgehenden Strahlungsdosisbelastung gemäß Anspruch 1 überwunden oder gemindert.

**[0009]** In weiteren Aspekten liefert die vorliegende Erfindung auch ein Medium, das mit einem maschinenlesbaren Computerprogramm-Code gemäß Anspruch 7 kodiert ist, um das zuvor erwähnte Verfahren durchzuführen, und ein System gemäß Anspruch 8, um das Verfahren umzusetzen.

**[0010]** Ein alternatives illustratives Beispiel, das nicht Teil der Erfindung ist, besteht aus einem Verfahren zur Reduktion der von einem Bildgebungssystem ausgehenden Strahlungsdosisbelastung, umfassend: Bereitstellung eines abzutastenden Objekts; Betreiben des Bildgebungssystems, so dass es Bildgebungsdaten generiert; Anzeigen der Bildgebungsdaten auf einer Ausgabevorrichtung; und Verarbeitung der Bildgebungsdaten unter Verwendung einer Verarbeitungsvorrichtung, wobei die Verarbeitungsvorrichtung eine Eintrittsstelle bestimmt; das Bildgebungssystem so betreibt, dass das Bildgebungssystem veranlasst wird, eine Strahlung zu emittieren, welche eine [bestimmte] Strahlungsintensität aufweist; die Strahlungsintensität auf eine Weise reguliert, die auf die Eintrittsstelle anspricht, so dass Bilddaten generiert werden; und die Bilddaten verarbeitet, so dass verarbeitete Bilddaten erzeugt werden.

**[0011]** Ein weiteres alternatives illustratives Beispiel, das nicht Teil der Erfindung ist, besteht aus einem System zur Reduktion der von einem Bildgebungssystem ausgehenden Strahlungsdosisbelastung, umfassend: eine Gantry, die mit einer Röntgenstrahlungsquelle und einer Strahlungsdetektoranordnung ausgestattet ist, wobei die Gantry einen Patienten-

hohlraum definiert, und wobei die Röntgenstrahlungsquelle und die Strahlungsdetektoranordnung drehbar mit der Gantry verbunden sind, so dass sie durch den Patientenhohlraum voneinander getrennt werden; eine Patiententragestuktur, die beweglich mit der Gantry verbunden ist, so dass sie eine Kommunikation mit dem Patientenhohlraum ermöglicht; und eine Verarbeitungsvorrichtung, wobei die Verarbeitungsvorrichtung eine Eintrittsstelle bestimmt; das Bildgebungssystem so betreibt, dass das Bildgebungssystem veranlasst wird, eine Strahlung zu emittieren, welche eine [bestimmte] Strahlungsintensität aufweist; die Strahlungsintensität auf eine Weise zu regulieren, die auf die Eintrittsstelle anspricht, so dass Bilddaten generiert werden; und die Bilddaten verarbeitet, so dass verarbeitete Bilddaten entstehen.

**[0012]** Ein weiteres alternatives illustratives Beispiel, das nicht Teil der Erfindung ist, besteht aus einem System zur Reduktion der von einem Bildgebungssystem ausgehenden Strahlungsdosisbelastung, umfassend: ein Bildgebungssystem; eine Patiententragestuktur, die beweglich mit dem Bildgebungssystem verbunden ist, so dass eine Kommunikation zwischen dem Bildgebungssystem und einem Patienten ermöglicht wird, wobei das Bildgebungssystem Bilddaten generiert, die zu dem Patienten gehören; und eine Verarbeitungsvorrichtung, wobei die Verarbeitungsvorrichtung eine Eintrittsstelle bestimmt; das Bildgebungssystem so betreibt, dass das Bildgebungssystem veranlasst wird, eine Strahlung zu emittieren, welche eine [bestimmte] Strahlungsintensität aufweist; die Strahlungsintensität auf eine Weise zu regulieren, die auf die Eintrittsstelle anspricht, so dass Bilddaten generiert werden; und die Bilddaten verarbeitet, so dass verarbeitete Bilddaten entstehen.

**[0013]** Die oben besprochenen sowie weitere Merkmale und Vorteile der vorliegenden Erfindung können von auf diesem Gebiet fachkundigen Personen anhand der folgenden detaillierten Beschreibung unter Verweis auf die Zeichnungen erkannt und nachvollzogen werden, wobei für die Zeichnungen gilt:

**[0014]** [Fig. 1](#) ist eine perspektivische Ansicht eines CT-Bildgebungssystems und eines Patienten, der für die Bildgebung positioniert ist;

**[0015]** [Fig. 2](#) ist ein schematisches Blockdiagramm, das ein Verfahren zur Reduktion der von einem Bildgebungssystem ausgehenden Strahlungsdosisbelastung beschreibt;

**[0016]** [Fig. 4A](#) ist ein Verteilungsdiagramm, das die winkelförmige Strahlungsverteilung eines Bildgebungssystems zeigt;

**[0017]** [Fig. 4A](#) ist ein Verteilungsdiagramm, das die

winkelförmige Strahlungsverteilung eines Bildgebungssystems gemäß einer beispielhaften Ausführungsform zeigt;

[0018] [Fig. 5](#) ist ein Graph der Strahlungsdosis als Funktion des Gantrywinkels des Bildgebungssystems gemäß einer beispielhaften Ausführungsform; und

[0019] [Fig. 6](#) ist ein Verteilungsdiagramm, das die winkelförmige Strahlungsverteilung eines Bildgebungssystems gemäß einer beispielhaften Ausführungsform zeigt.

[0020] Was [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) anbelangt, wird ein repräsentatives CT-Bildgebungssystem **1** gezeigt, das vorzugsweise eine Gantry **2** umfasst, die mit einer Röntgenstrahlungsquelle **4**, einer Strahlungsdetektoranordnung **6**, einer Patiententragestruktur **8** und einem Patientenhohlraum **10** ausgestattet ist, wobei die Röntgenstrahlungsquelle **4** und die Strahlungsdetektoranordnung **6** sich gegenüberliegend angeordnet sind, so dass sie durch den Patientenhohlraum **10** voneinander getrennt werden. Ein Patient **12** wird vorzugsweise auf der Patiententragestruktur **8** platziert, die dann im Inneren des Patientenhohlraums **10** positioniert wird. Die Röntgenstrahlungsquelle **4** projiziert einen Röntgenstrahl **14** zur Strahlungsdetektoranordnung **6** hin, so dass dieser den Patienten **12** durchdringt. Röntgenstrahl **14** wird vorzugsweise durch einen [Kollimator] (nicht gezeigt) eingestellt, so dass er innerhalb eines XYZ-Volumens eines kartesischen Koordinatensystems liegt, das als ein „Bildgebungsvolumen“ bezeichnet wird. Nachdem er den Patienten **12** durchdrungen hat und von diesem abgeschwächt worden ist, wird der abgeschwächte Röntgenstrahl **16** vorzugsweise von der Strahlungsdetektoranordnung **6** empfangen. Strahlungsdetektoranordnung **6** umfasst vorzugsweise eine Vielzahl von Detektorelementen **18**, wobei jedes der Detektorelemente **18** einen abgeschwächten Röntgenstrahl **16** empfängt und ein elektrisches Signal erzeugt, welches auf die Intensität des abgeschwächten Röntgenstrahls **16** anspricht.

[0021] Obwohl die hier beschriebenen Ausführungsformen im Zusammenhang mit einem Computertomographie-Bildgebungssystem **1** dargelegt werden, sei hier festgestellt, dass die hier beschriebenen Ausführungsformen auf ein beliebiges Bildgebungssystem angewendet werden können, welches für den gewünschten Endzweck geeignet ist, wie z. B. ein Bildgebungssystem, das einen stationären Ring und/oder einen Bogen aus Detektoranordnungen aufweist, der den Patientenhohlraum umgibt, wobei die Strahlungsquelle sich um den Patienten **12** herum bewegt, so dass sie die Detektorelemente innerhalb des stationären Ringes und/oder Bogens bestrahlt.

[0022] Zusätzlich sind die Röntgenstrahlungsquelle

**4** und die Strahlungsdetektoranordnung **6** in Relation zur Gantry **2** und der Patiententragestruktur **8** vorzugsweise drehbar angeordnet, so dass es möglich ist, dass sich die Röntgenstrahlungsquelle **4** und die Strahlungsdetektoranordnung **6** um die Patiententragestruktur **8** herum drehen, wenn die Patiententragestruktur **8** innerhalb des Patientenhohlraums **10** positioniert wird. Röntgenprojektionsdaten werden erfasst, indem die Röntgenstrahlungsquelle **4** und die Strahlungsdetektoranordnung **6** während einer Abtastung um den Patienten **12** herum gedreht werden. Die Röntgenstrahlungsquelle **4** und die Strahlungsdetektoranordnung **6** stehen vorzugsweise in Kommunikation mit einem Kontrollmechanismus **20**, der mit dem CT-Bildgebungssystem **1** verbunden ist. Die Rotation und den Betrieb der Röntgenstrahlungsquelle **4** und/oder der Strahlungsdetektoranordnung **6** werden vorzugsweise mit Hilfe des Kontrollmechanismus **20** kontrolliert.

[0023] Kontrollmechanismus **20** umfasst vorzugsweise einen Röntgenregler **22**, der mit einer Röntgenstrahlungsquelle **4** in Verbindung steht, einen Gantrymotorregler **24** und ein Datenerfassungssystem (DES) **26**, das mit der Strahlungsdetektoranordnung **6** in Verbindung steht, wobei der Röntgenregler **22** Stromstärke- und Zeitgebungssignale an die Röntgenstrahlungsquelle **4** liefert, der Gantrymotorregler **24** die Drehgeschwindigkeit und Winkelposition der Röntgenstrahlungsquelle **4** und der Strahlungsdetektoranordnung **6** regelt, und das DES **26** die von den Detektorelementen **18** erzeugten elektrischen Signaldaten empfängt und diese Daten zur nachfolgenden Verarbeitung in digitale Signale umwandelt. Das CT-Bildgebungssystem **1** umfasst vorzugsweise auch eine Bildrekonstruktionsvorrichtung **28**, eine Datenspeichervorrichtung **30** und eine Verarbeitungsvorrichtung **32**, wobei die Verarbeitungsvorrichtung **32** in Kommunikation mit der Bildrekonstruktionsvorrichtung **28**, dem Gantrymotorregler **24**, dem Röntgenregler **22**, der Datenspeichervorrichtung **30**, einer Eingabevorrichtung **34** und einer Ausgabevorrichtung **36** steht. Außerdem umfasst das CT-Bildgebungssystem **1** vorzugsweise einen Tischregler **38**, der in Kommunikation mit der Verarbeitungsvorrichtung **32** und der Patiententragestruktur **8** steht, so dass er die Position der Patiententragestruktur **8** in Relation zum Patientenhohlraum **10** regulieren kann.

[0024] Gemäß einer beispielhaften Ausführungsform wird der Patient **12** vorzugsweise auf der Patiententragestruktur **8** platziert, die dann von einem Bediener mittels Verarbeitungsvorrichtung **32** positioniert wird, so dass sie innerhalb des Patientenhohlraums **10** angeordnet wird. Der Gantrymotorregler **24** wird mittels Verarbeitungsvorrichtung **32** so bedient, dass durch ihn die Röntgenstrahlungsquelle **4** und die Strahlungsdetektoranordnung **6** veranlasst werden, sich in Relation zum Patienten zu drehen. Der

Röntgenregler **22** wird mittels Verarbeitungsvorrichtung **32** so bedient, dass die Röntgenstrahlungsquelle **4** veranlasst wird, einen eingestellten Röntgenstrahl **14** zur Strahlungsdetektoranordnung **6** und somit zum Patienten **12** hin zu emittieren und zu projizieren. Der Röntgenstrahl **14** durchdringt den Patienten **12**, so dass ein abgeschwächter Röntgenstrahl **16** entsteht, welcher von der Strahlungsdetektoranordnung **6** empfangen wird.

**[0025]** Die Detektorelemente **18** empfangen den abgeschwächten Röntgenstrahl **16**, erzeugen elektrische Signaldaten, die auf die Intensität des abgeschwächten Röntgenstrahls **16** ansprechen, und übermitteln diese elektrischen Signaldaten an das DES **26**. Das DES **26** wandelt diese elektrischen Signaldaten dann in digitale Signale um und übermittelt sowohl die digitalen Signale als auch die elektrischen Signaldaten an die Bildrekonstruktionsvorrichtung **28**, welche eine Hochgeschwindigkeits-Bildrekonstruktion durchführt. Diese Informationen werden dann an die Verarbeitungsvorrichtung **32** übermittelt, welche das Bild in der Datenspeichervorrichtung **30** speichert und das digitale Signal über die Ausgabevorrichtung **36** als Bild anzeigt.

**[0026]** Was [Fig. 3](#) anbelangt, wird ein Flussdiagramm gezeigt und besprochen, das ein Verfahren zur Reduktion der von einem Bildgebungssystem **1** ausgehenden Strahlungsbelastung **100** beschreibt. Gemäß einer beispielhaften Ausführungsform wird eine Eintrittsstelle **40** bestimmt, wie dies in Schritt **102** gezeigt wird. Während einer Interventionsprozedur wird ein Instrument, wie beispielsweise eine Nadel, von der Hand eines Arztes und mit Hilfe des Bildgebungssystems **1** geführt, wobei die Eintrittsstelle **40** die Position der Hand des Arztes darstellt, welche innerhalb des Patientenhohlraums **10** und somit innerhalb eines Strahlungsfeldes **42** positioniert ist, wobei das Strahlungsfeld **42** eine durchschnittliche Strahlungsverteilung **44** und eine winkelförmige Strahlungsverteilung **46** umfasst. Außerdem kann die Eintrittsstelle **40** innerhalb eines festgelegten winkelförmigen Eintrittsbereichs **50** liegen. Obwohl die Eintrittsstelle **40** vorzugsweise mittels eines Eintritts-Cursors und/oder eines Zielpositions-Cursors bestimmt wird, wobei der Eintritts-Cursor und/oder der Zielpositions-Cursor über die Eingabevorrichtung **34** mit der Verarbeitungsvorrichtung **32** verbunden sind, kann die Eintrittsstelle **40** [auch] bestimmt und/oder geschätzt werden, indem beliebige Informationen, ein beliebiges Verfahren und/oder eine beliebige Vorrichtung verwendet werden, die sich jeweils sich für den gewünschten Endzweck eignen, wie z. B. die Verarbeitung von Daten, welche im Zuge einer Fluoro-Abtastprozedur gewonnen wurden. Beispielsweise kann eine Online-Einschätzung der winkelförmigen Position der Eintrittsstelle **40** (und somit der Hand des Arztes) auf eine Weise durchgeführt werden, bei der die Veränderungen der Röntgen-

strahlen-Abschwächungsverteilung während des Interventionsprozesses berücksichtigt werden, und/oder auf eine Weise, bei der die Röntgenstrahlenverteilung berücksichtigt wird, die im Zuge des primären Nicht-Fluoroscans bestimmt wurde, und/oder auf eine Weise, bei der ein beliebiges anderes geeignetes Erkennungsmittel berücksichtigt wird, wie z. B. Ultraschall oder optische [Mittel].

**[0027]** Was [Fig. 4a](#) anbelangt, wird das Bildgebungssystem **1** so betrieben, dass es die Röntgenstrahlungsquelle **4** dazu veranlasst, Strahlung in Form eines Röntgenstrahls **14** auszusenden. Während die Röntgenstrahlungsquelle **4** und die Strahlungsdetektoranordnung **6** sich um den Patientenhohlraum **10** herum drehen, erzeugt der Röntgenstrahl **14** ein Strahlungsfeld **42** innerhalb des Patientenhohlraums **10**, wobei das Strahlungsfeld **42** eine durchschnittliche Strahlungsverteilung **44** und eine winkelförmige Strahlungsverteilung **46** umfasst, wie dies in Schritt **104** gezeigt wird. Während die Röntgenstrahlungsquelle **4** sich um den Patientenhohlraum **10** herum dreht, variiert die Winkelposition der Gantry oder der Winkel, bei dem der Röntgenstrahl **14** den Patienten **12** durchdringt, zwischen  $0^\circ$  und  $360^\circ$ .

**[0028]** Das Strahlungsintensitätsniveau **48** wird dann auf eine Weise reguliert, die auf die Eintrittsstelle **40** und/oder den winkelförmigen Eintrittsbereich **50** anspricht, damit Bilddaten erzeugt werden, wie in Schritt **106** gezeigt. Was [Fig. 4B](#) und [Fig. 5](#) anbelangt, wird für eine  $360^\circ$ -Bildrekonstruktion **52**, die nicht Teil der Erfindung ist, bei der Annäherung der Winkelposition der Gantry an die Eintrittsstelle **40** und/oder den winkelförmigen Eintrittsbereich **50** das Strahlungsintensitätsniveau **48** um einen zuvor festgelegten Minimierungswert gesenkt, so dass das Strahlungsintensitätsniveau **48** im Bereich der Eintrittsstelle **40** minimiert wird. Ebenso wird, wenn die Winkelposition der Gantry sich von der Eintrittsstelle **40** und/oder dem winkelförmigen Eintrittsbereich **50** aus gesehen  $180^\circ$  nähert, das Strahlungsintensitätsniveau **48** um einen zuvor festgelegten Minimierungswert erhöht, so dass das Strahlungsintensitätsniveau **48** im Bereich von  $180^\circ$  von der Eintrittsstelle **40** maximiert wird. Der festgelegte Minimierungswert kann dem Strahlungsintensitätsniveau entsprechen, so dass das Strahlungsintensitätsniveau an der Eintrittsstelle **40** und/oder innerhalb des winkelförmigen Eintrittsbereiches **50** auf 0 reduziert wird. Außerdem kann der zuvor festgelegte Minimierungswert jeden beliebigen Wert annehmen, der für den gewünschten Endzweck geeignet ist.

**[0029]** Für eine  $180^\circ$ -Bildrekonstruktion **60** gemäß der Erfindung wird bei der Annäherung der Winkelposition der Gantry an die Eintrittsstelle **40** und/oder den winkelförmigen Eintrittsbereich **50** das Strahlungsintensitätsniveau **48** um einen zuvor festgeleg-

ten Minimierungswert gesenkt, so dass das Strahlungsintensitätsniveau **48** im Bereich der Eintrittsstelle **40** minimiert wird. Ebenso wird, wenn die Winkelposition der Gantry sich von der Eintrittsstelle **40** und/oder dem winkelförmigen Eintrittsbereich **50** aus gesehen  $\pm 90^\circ$  nähert, das Strahlungsintensitätsniveau **48** um einen zuvor festgelegten Minimierungswert erhöht, so dass das Strahlungsintensitätsniveau **48** im Bereich von  $\pm 90^\circ$  von der Eintrittsstelle **40** und/oder dem winkelförmigen Eintrittsbereich **50** maximiert wird. Dadurch wird während der Abtastung vorteilhafterweise eine annähernd konstante durchschnittliche Strahlungsverteilung **44** ermöglicht, während die winkelförmige Strahlungsverteilung **46** verändert werden kann. Dies ermöglicht eine vorteilhafte Ausgleichung des Rauschniveaus des Bildes durch die Verstärkung der Emissionsröhrenstromstärke an dem gegenüberliegenden Winkel ( $180^\circ$  bei einer  $360^\circ$ -Rekonstruktion) oder den senkrechten Winkeln ( $\pm 90^\circ$  bei einer  $180^\circ$ -Rekonstruktion). Außerdem wird die Strahlungsbelastung, die die Hand des Arztes ausgesetzt wird, aufgrund der Absorption durch den Körper des Patienten (und in den meisten Fällen des Patiententisches) drastisch reduziert.

**[0030]** Zusätzlich kann das Strahlungsintensitätsniveau **48** reguliert werden, indem ein festgelegtes winkelförmiges Strahlungsabsorptionsprofil (wie es während einer vorangegangenen Drehung beim Fluoro-CT-Prozess und/oder anhand einer zuvor erfassten statischen Abtastung gemessen wurde) als Eingabe für eine zusätzliche Modulation des Röntgenstrahls **14** verwendet wird, um die Strahlungsbelastungsdosis, welcher der Patient ausgesetzt wird, wesentlich zu reduzieren. Dieses festgelegte Maß der Strahlungsabsorption kann von der innerhalb des Abtastfeldes liegenden Anatomie des Patienten **12** abhängen. Beispielsweise kann für den Fall, dass die Patientenabsorption an bestimmten Strahlungsquellenwinkel niedrig ist – wie das der Fall sein kann, wenn die Röntgenstrahlungsquelle **4** vor oder hinter dem Brustkorbbereich des Patienten **12** positioniert ist –, die Strahlungsintensität an diesen Winkeln wesentlich reduziert werden, ohne dass es dabei zu einer Beeinträchtigung der Bildqualität kommt. Alternativ kann bei einer hohen Patientenabsorption, wie sie bei lateralen Strahlungsquellenwinkeln, wie z. B. durch den Schulter- oder Hüftbereich des Patienten **12**, auftreten kann, die Röntgenstrahlungsquelle **4** eine volle unmodulierte Strahlungsbelastungsdosis liefern.

**[0031]** Ein weiteres damit zusammenhängendes Merkmal umfasst die Benutzung des Stromstärke-Winkelprofils als Eingabe für eine Gewichtungsfunktion bei der Rekonstruktion des Bildes. Bei der Reduktion der Röntgenstrahlung führen die eingeschränkten Fotonenstatistiken zu erhöhtem Bildrauschen. Beim Rekonstruktionsprozess können spezielle Rauschreduktionstechniken und -algorithmen

angewendet werden, um jegliche Verschlechterung bei der Ausführung des Bildes zu reduzieren. Diese Algorithmen können entweder während des Erfassungsprozesses durch die Erfassung einer Messung von tatsächlichen Fotonenstatistiken und/oder durch die vorherige Kenntnis des Stromstärke-Winkelprofils reguliert werden.

**[0032]** Um ferner Streifen und andere Rauschmusterartefakte zu eliminieren, können in den Fluorobildern mehr als  $180 +$ -Fächer-Grade von Daten für die Bildrekonstruktion (z. B.  $270$  Grad) verwendet werden. Die zusätzlichen, über die letzten  $180$  Grad der Abtastung hinausgehenden Daten können verwendet werden, um das Bildrauschen und die Streifen zu reduzieren und die Bildqualität wesentlich zu verbessern. Die Reduktion in der zeitlichen Auflösung, die diese „Overscan“-Rekonstruktion mit sich bringt, kann bei der Verwendung einer sehr schnellen Rotationsgeschwindigkeit ( $\leq 0,5$  Sekunden) und einer Gewichtungsfunktion, die nur eine kleine Menge an „alten“ Daten enthält, unwesentlich sein.

**[0033]** Ferner können mehr als  $360$  Grad von Daten (z. B.  $540$  Grad) zur Bildrekonstruktion verwendet werden, um Streifen und andere Rauschmusterartefakte im endgültigen (statischen) Bild zu eliminieren. Diese Implementierung kann nach der „dynamischen“ Bildrekonstruktion und der Anzeigephase der Fluoro-CT-Bildgebung erfolgen und als ein Mittel verwendet werden, die Qualität des endgültigen statischen Bildes zu verbessern, welches nach Beendung der Echtzeitbildgebung in der Ausgabevorrichtung **36** verbleibt. Die zusätzlichen, über die letzten  $360$  Grad der Abtastung hinausgehenden Daten können verwendet werden, um das Bildrauschen und die Streifen zu reduzieren und die statische Bildqualität dieses endgültigen Bildes wesentlich zu verbessern. Die Reduktion in der zeitlichen Auflösung, die diese Overscan-Rekonstruktion mit sich bringt, kann unwesentlich sein, wenn das statische Bild nach Abschluss der Fluoro-CT-Prozedur betrachtet wird.

**[0034]** Was [Fig. 6](#) anbelangt, so kann das Strahlungsintensitätsniveau auch auf eine Weise reguliert werden, bei der die Eintrittsstelle **40** und/oder der winkelförmige Eintrittsbereich **50** berücksichtigt wird, so dass verhindert wird, dass Strahlung vom Bildgebungssystem **1** emittiert wird, während die Winkelposition der Gantry sich der Eintrittsstelle **40** nähert und/oder sich innerhalb des winkelförmigen Bereiches **50** befindet. Die Emission von Strahlung durch das Bildgebungssystem **1** kann mit Hilfe von beliebigen Mitteln verhindert werden, die sich für den gewünschten Endzweck eignen, wie z. B. durch ein elektrisches Mittel (Schalter), mechanisches Mittel (Blendverschluss) und/oder ein elektromechanisches Mittel. Dadurch wird die Strahlungsbelastung, welcher die Hand eines Arztes ausgesetzt wird, vorteilhaft reduziert und/oder eliminiert, während die Inter-

ventionsprozedur fortgesetzt werden kann. Außerdem wird die direkte Strahlung auf die Hand des Arztes eliminiert, während indirekte Strahlung durch die Absorption durch den Körper des Patienten drastisch reduziert wird.

**[0035]** Die Bilddaten werden dann verarbeitet, so dass verarbeitete Bilddaten entstehen, wie in Schritt **108** gezeigt. Dies ermöglicht vorteilhafterweise eine wesentliche Reduktion der Dosis, welcher der Arzt während Interventionsprozeduren ausgesetzt wird, bei welchen Fluoro-CT-Abtastungen zum Einsatz kommen, während die Patientendosis und die Bildqualität erhalten bleiben.

**[0036]** Durch diese Erfindung wird es vorteilhafterweise ermöglicht, dass Interventionsprozeduren durchgeführt werden, während die Strahlungsbelastung, welcher der durchführende Arzt ausgesetzt wird, minimiert und/oder eliminiert wird. Außerdem können potentielle Gesundheitsprobleme vorteilhafterweise vermieden werden, indem die Röntgenstrahlenbelastung, welcher der Arzt ausgesetzt wird, auf akzeptablere Niveaus gesenkt wird.

**[0037]** Gemäß einer beispielhaften Ausführungsform kann ein Verfahren zur Reduktion der von einem Bildgebungssystem **100** ausgehenden Strahlungsbelastung bei jedem Bildgebungssystem angewendet werden, das sich für den gewünschten Endzweck eignet, wie z. B. Magnetresonanzbildung (MRI), Ultraschall, Röntgen, CT und/oder PET.

**[0038]** Gemäß einer beispielhaften Ausführungsform kann die Verarbeitung aus [Fig. 3](#) mittels Verarbeitungsvorrichtung **32** implementiert werden, die über ein Computerprogramm bedient werden kann. Um die vorgesehenen Funktionen und die gewünschte Verarbeitung sowie die [vorherigen?] Berechnungen (z. B. die Ausführung eines (oder mehrerer) Fourieranalyse-Algorithmen, der hier beschriebenen Kontrollprozesse o. Ä.) ausführen zu können, kann der Regler einen Prozessor (oder mehrere Prozessoren), einen Computer (oder mehrere Computer), eine Memory, einen Datenspeicher, ein (oder mehrere) Register, Zeitgebungsangaben, einen (oder mehrere) Unterbrechungen, Kommunikations-schnittstellen und Eingabe-/Ausgabe-Signalschnittstellen sowie Kombinationen umfassen, die mindestens eine der zuvor genannten Komponenten beinhalten, wobei der Regler nicht auf diese beschränkt ist. Beispielsweise kann der Regler eine Eingangssignalfilterung umfassen, um eine genaue Abtastung und Umwandlung oder eine Erfassungen solcher Signale von Kommunikationsschnittstellen zu ermöglichen. Im Schutzmfang der Erfindung ist ebenfalls vorgesehen, dass die Verarbeitung aus [Fig. 3](#) durch einen Regler implementiert werden kann, der entfernt von der Verarbeitungsvorrichtung **32** lokalisiert ist.

**[0039]** Wie oben beschrieben, kann die vorliegende Erfindung in Form von in einem Computer implementierten Prozessen sowie in Geräten zur Ausführung dieser Prozesse implementiert werden. Die vorliegende Erfindung kann auch in Form eines Computerprogramm-Kodes implementiert werden, welcher Befehle enthält, die als greifbare Medien ausgeführt sind, wie z. B. Disketten, CD-ROMs, Festplatten oder jedes beliebige andere computerlesbare Speichermedium, wobei der Computer zu einem Gerät für die Ausführung der Erfindung wird, wenn der Computerprogramm-Kode auf einen Computer geladen und von diesem ausgeführt wird. Vorhandene Systeme, die mit einem programmierbaren Speicher (z. B. Flash Memory) ausgestattet sind, können aktualisiert werden, so dass die Erfindung implementiert werden kann. Die vorliegende Erfindung kann auch in Form von Computerprogramm-Kodes implementiert werden, ob diese nun beispielsweise in einem Speichermedium gespeichert, auf einen Computer geladen und/oder von diesem ausgeführt werden oder über irgendein Übertragungsmedium übertragen werden, wie beispielsweise über elektrische Drähte oder Kabel, durch Glasfasern oder über elektromagnetische Strahlung, wobei der Computer zu einem Gerät für die Ausführung der Erfindung wird, wenn der Computerprogramm-Kode auf einen Computer geladen und von diesem ausgeführt wird. Wenn die Computerprogramm-Kodesegmente auf einem Mehrzweckprozessor implementiert werden, konfigurieren sie den Mikroprozessor so, dass er bestimmte logische Schaltkreise generiert.

### Patentansprüche

1. Verfahren (**100**) zur Verminderung der Strahlungsbelastung, die von einem Bildgebungssystem (**1**) ausgeht, das dazu eingerichtet ist, während einer Abtastung eine Strahlungsverteilung um einen Objekthohlraum (**10**) zu erzeugen, wobei das Verfahren beinhaltet:

das Bestimmen einer Eintrittsstelle (**40**) und/oder die vorherige Festlegung eines winkelförmigen Eintrittsbereichs (**50**), wobei die Eintrittsstelle und/oder der winkelförmige Eintrittsbereich (**50**) die Position einer Hand repräsentieren;

das Bedienen des Bildgebungssystems (**1**), so dass das Bildgebungssystem (**1**) dazu veranlasst wird, Strahlung auszusenden, welche eine Strahlungsintensität und ein winkelförmige Strahlungsverteilung aufweist, die eine winkelförmige Strahlungsverteilung umfasst, die für eine Bildrekonstruktion bei 180 Grad geeignet ist,

wobei die winkelförmige Strahlungsverteilung eine durchschnittliche Strahlungsverteilung aufweist, wobei die winkelförmige Strahlungsverteilung im Laufe der Abtastung in ihrer Intensität variiert und die durchschnittliche Strahlungsverteilung im Laufe der Abtastung ungefähr konstant ist; und

das Regulieren der Strahlungsintensität in einer Wei-

se, bei der sie auf die Eintrittsstelle (40) und/oder den winkelförmigen Eintrittsbereich (50) anspricht, so dass Bilddaten erzeugt werden; und das Verarbeiten der Bilddaten, so dass verarbeitete Bilddaten erzeugt werden,

**dadurch gekennzeichnet**, dass die Regulierung umfasst:

das Regulieren der Strahlungsintensität (48) in Reaktion auf die Eintrittsstelle (40) und/oder den winkelförmigen Eintrittsbereich, so dass die Strahlungsintensität um einen zuvor festgelegten Minimierungsbetrag in Relation zu der durchschnittlichen Strahlungsverteilung gesenkt wird, wenn sich die Winkelposition der Gantry der Eintrittsstelle (40) und/oder dem winkelförmigen Eintrittsbereich (50) annähert, und Regulierung der Strahlungsintensität (48), so dass die Strahlungsintensität (48) um einen zuvor festgelegten Minimierungsbetrag in Relation zu der durchschnittlichen Strahlungsverteilung erhöht wird, wenn sich die Winkelposition der Gantry in Relation zu der Eintrittsstelle (40) und/oder zum winkelförmigen Eintrittsbereich (50) +/– 90 Grad annähert.

2. Verfahren (100) gemäß Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Bestimmen (102) beinhaltet, dass die Eintrittsstelle (40) in Relation zum Bildgebungssystem (1) ermittelt wird.

3. Verfahren (100) gemäß Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Eintrittsstelle (40) auf eine Weise bestimmt wird, die auf einen FluoroCT-Scan anspricht.

4. Verfahren (100) gemäß Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Bildgebungssystem (1) einen Objekthohlraum (10) und eine Strahlungsquelle (4) mit einer Winkelposition der Gantry umfasst, wobei die Strahlungsquelle (4) drehbar mit dem Bildgebungssystem (1) verbunden ist, so dass sie sich um den Objekthohlraum (10) dreht, wobei die Eintrittsstelle (40) einen winkelförmigen Eintrittsbereich (50) umfasst.

5. Verfahren gemäß Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Bedienung die Bedienung des Bildgebungssystems umfasst, so dass ein Strahlenabsorptions-Winkelprofil bestimmt wird, wobei das Strahlenabsorptions-Winkelprofil auf die Winkelposition der Gantry anspricht.

6. Verfahren gemäß Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuerung die Steuerung des Bildgebungssystems umfasst, so dass die Strahlungsintensität (48) auf eine Weise moduliert wird, die auf das Strahlenabsorptions-Winkelprofil anspricht.

7. Medium, das mit einem maschinenlesbaren Computerprogrammkode zur Verminderung der Strahlungsbelastung kodiert ist, welche von einem Bildgebungssystem (1) ausgeht, das so eingerichtet

ist, dass es während der Abtastung eine Strahlungsverteilung um den Objekthohlraum (10) angibt, wobei das Medium Befehle enthält, durch welche die Implementierung eines Verfahrens gemäß Anspruch 1 durch den Regler (22) bewirkt wird.

8. System zur Verminderung der von einem Bildgebungssystem (1) ausgehenden Strahlungsbelastung für einen Arzt, während die Patientendosis und die Bildqualität beibehalten wird, umfassend:  
 eine Gantry (2), die mit einer Röntgenstrahlenquelle (4) und einer Strahlungsdetektoranordnung (6) ausgestattet ist, wobei der Patientenhohlraum (10) durch die Gantry (2) definiert wird und wobei die Röntgenstrahlenquelle (4) und die Strahlungsdetektoranordnung (6) drehbar mit der Gantry (2) verbunden sind, so dass sie durch den Patientenhohlraum (10) von einander getrennt werden;  
 eine Patiententrägerstruktur (8), die beweglich mit der Gantry (2) verbunden ist, so dass eine Kommunikation mit dem Patientenhohlraum (10) möglich ist; und  
 eine Verarbeitungsvorrichtung, wobei diese Verarbeitungsvorrichtung so eingerichtet ist, dass sie:  
 die Eintrittsstelle (40) bestimmen und/oder im Voraus einen winkelförmigen Eintrittsbereich (50) festlegen kann, wobei die Eintrittsstelle und/oder der winkelförmige Eintrittsbereich die Position der Hand des Arztes repräsentieren;  
 das Bildgebungssystem (1) bedienen kann, so dass das Bildgebungssystem (1) dazu veranlasst wird, Strahlung auszusenden, die eine Strahlungsintensität (48) und eine winkelförmige Strahlungsverteilung aufweist, welche eine winkelförmige Strahlungsverteilung umfasst, die für die Bildrekonstruktion bei 180 Grad geeignet ist, wobei die winkelförmige Strahlungsverteilung eine durchschnittliche Strahlungsverteilung aufweist, wobei die winkelförmige Strahlungsverteilung im Laufe der Abtastung in ihrer Intensität variiert und die durchschnittliche Strahlungsverteilung im Laufe dieser Abtastung ungefähr konstant ist; die Strahlungsintensität auf eine Art und Weise regulieren kann, die auf die Eintrittsstelle und/oder den Eintrittswinkel anspricht, so dass Bilddaten entstehen; und  
 die Verarbeitung der Bilddaten durchführen kann, so dass verarbeitete Bilddaten entstehen;  
 dadurch gekennzeichnet, dass:  
 die Verarbeitungsvorrichtung ferner so angepasst ist, dass sie:  
 die Strahlungsintensität (48) in Reaktion auf die Eintrittsstelle (40) und/oder den winkelförmigen Eintrittsbereich (50) so regulieren kann, dass die Strahlungsintensität in Relation zur durchschnittlichen Strahlungsverteilung um einen zuvor bestimmten Minimierungsbetrag gesenkt wird, wenn die Winkelposition der Gantry sich der Eintrittsstelle (40) und/oder dem winkelförmigen Eintrittsbereich annähert, und die Strahlungsintensität (48) regulieren kann, so dass die Strahlungsintensität in Relation zu der durchschnittli-

chen Strahlungsverteilung um einem zuvor bestimmten Minimierungsbetrag erhöht wird, wenn sich die Winkelposition der Gantry in Relation zur Eintrittsstelle (**40**) und/oder zum winkelförmigen Eintrittsbereich (**50**) +/- 90 Grad annähert.

9. System gemäß Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass das Bildgebungssystem (**1**) ein Computertomographie-Bildgebungssystem ist.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen

## Anhängende Zeichnungen

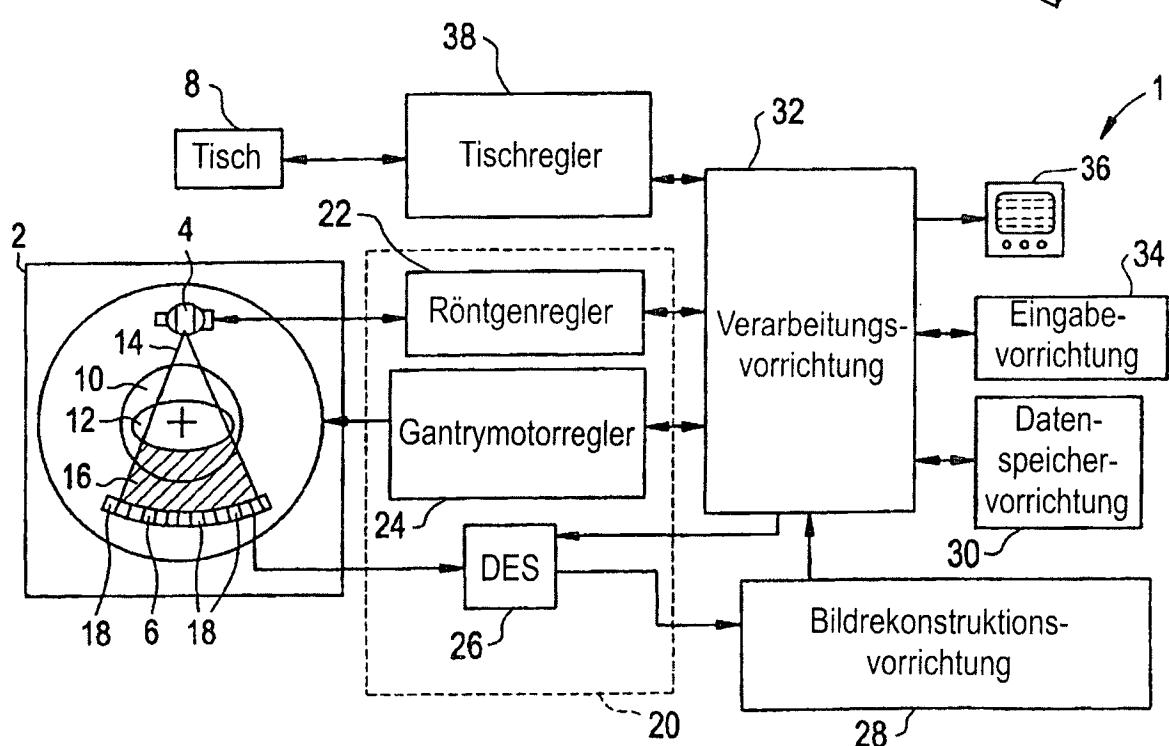
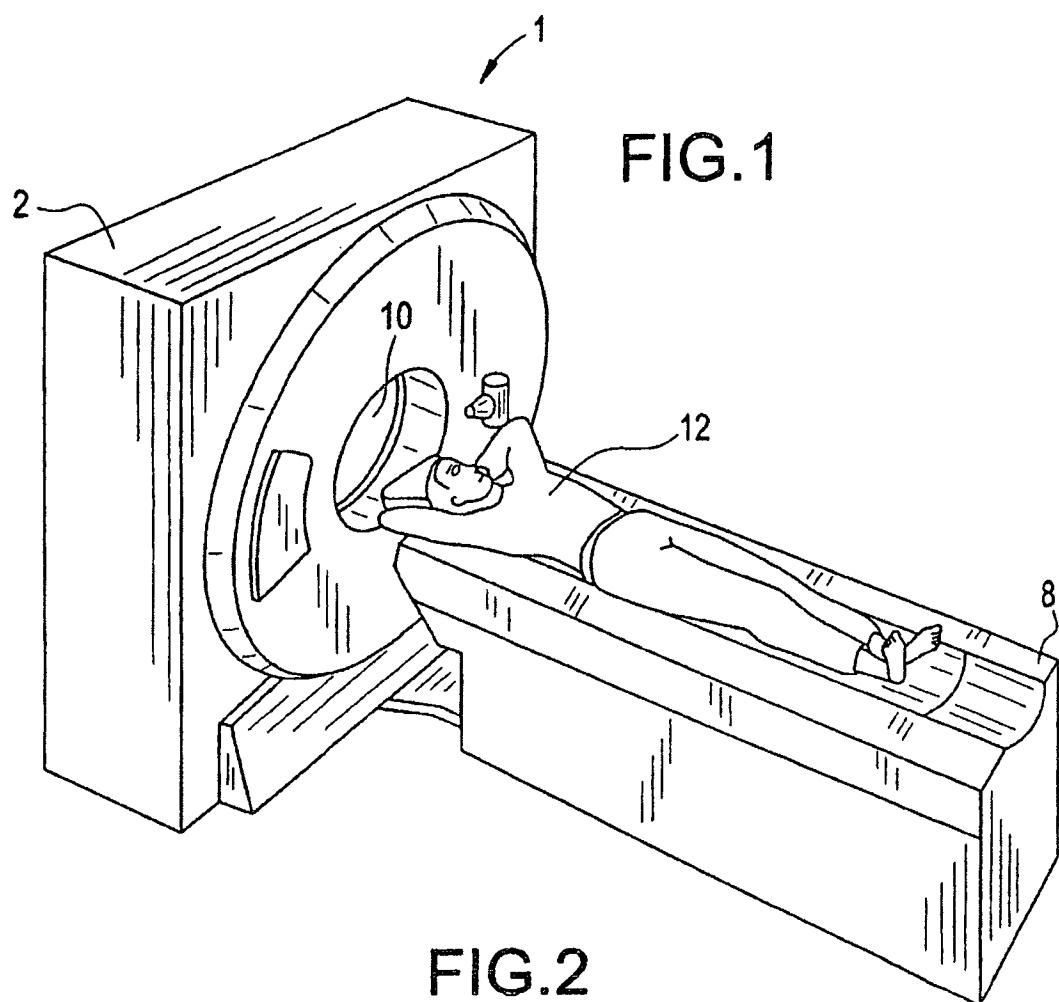


FIG. 3

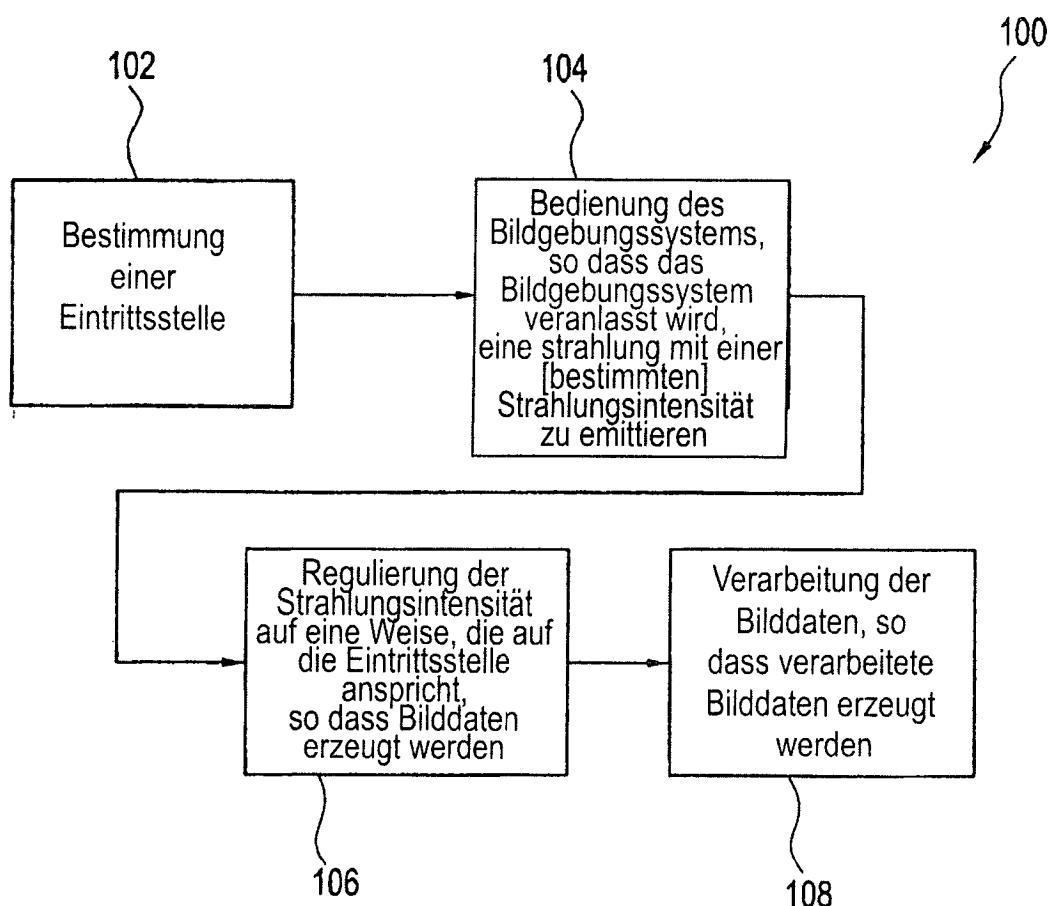


FIG. 4A

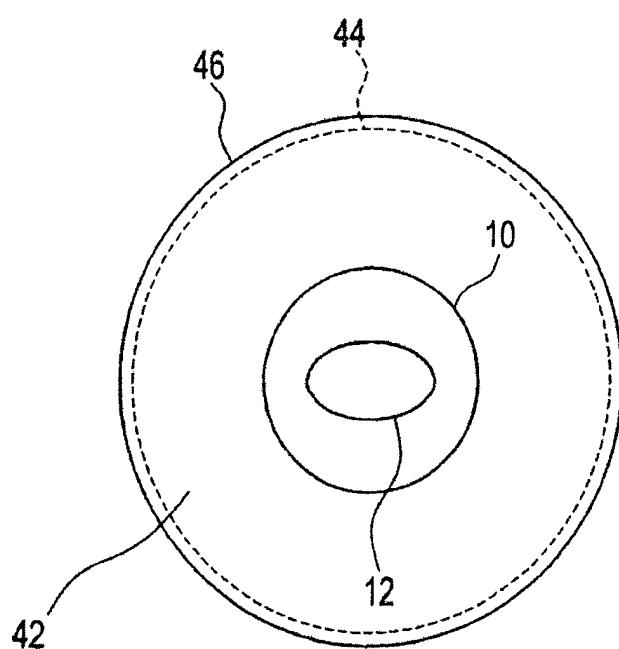


FIG. 4B

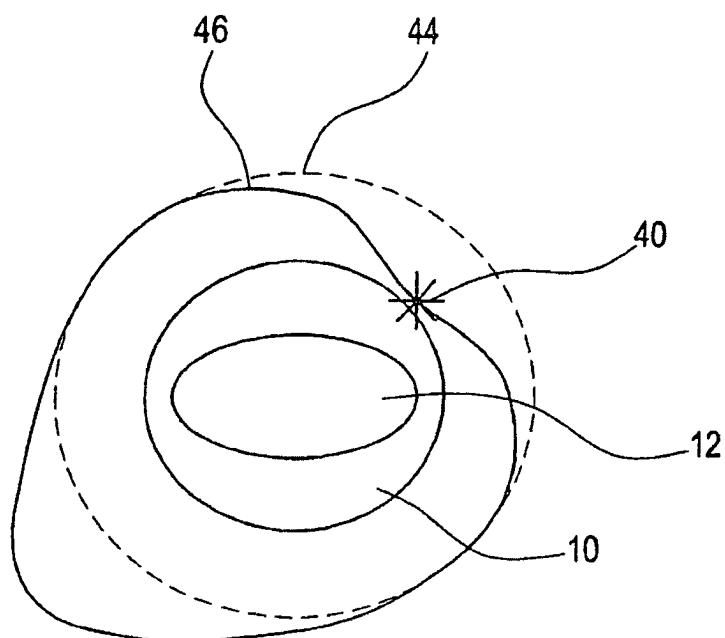


FIG. 5

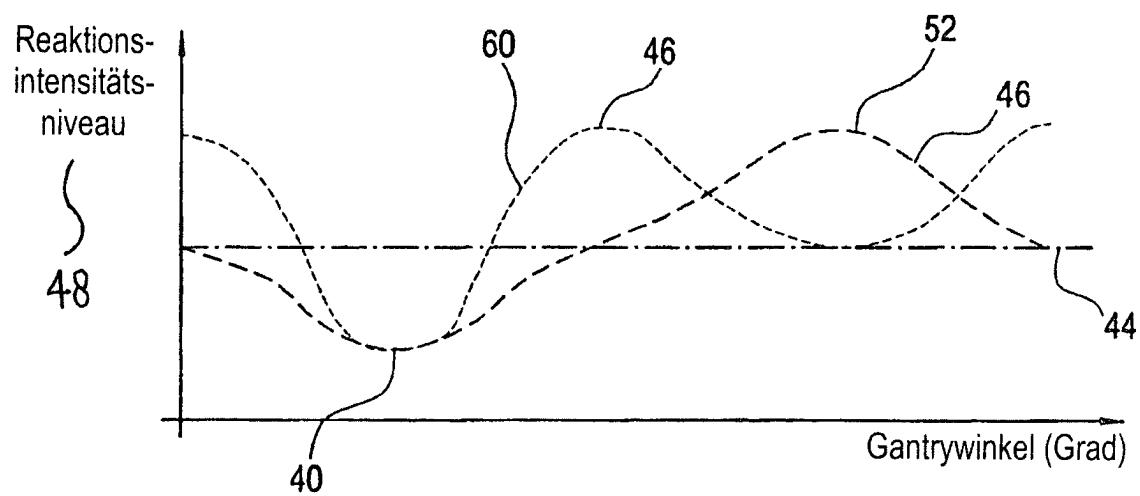


FIG. 6

