



(19)  
 Bundesrepublik Deutschland  
 Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2005 021 062 A1** 2006.11.09

(12)

## Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2005 021 062.7**

(22) Anmeldetag: **06.05.2005**

(43) Offenlegungstag: **09.11.2006**

(51) Int. Cl.<sup>8</sup>: **A61B 6/03** (2006.01)

**A61B 6/02** (2006.01)

**G01N 23/06** (2006.01)

**G01N 23/04** (2006.01)

**H05G 1/02** (2006.01)

**G21K 1/02** (2006.01)

(71) Anmelder:

**Siemens AG, 80333 München, DE**

(72) Erfinder:

**Brunner, Thomas, Dr., 90427 Nürnberg, DE;  
 Schreiber, Bernd, Dr., 91336 Heroldsbach, DE**

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht  
 gezogene Druckschriften:

**DE 100 47 720 A1**

**US 64 70 067 B1**

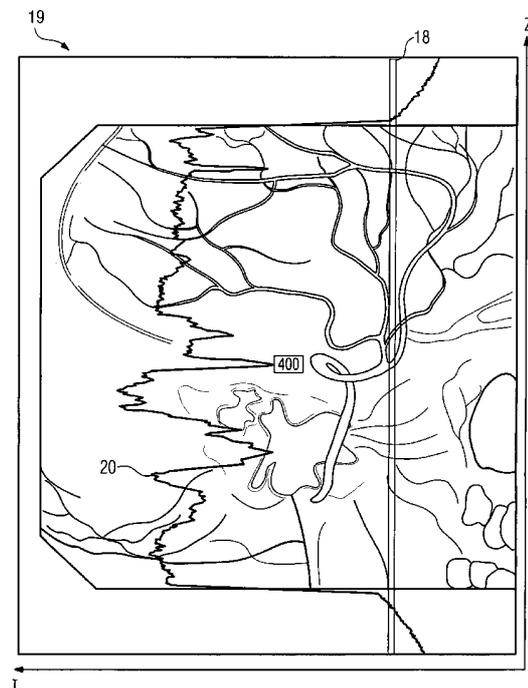
**EP 03 64 613 B1**

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Verfahren zur Streustrahlungskorrektur bei Röntgenuntersuchungen mit einem flächigen elektronischen Vielzeilendetektor und Röntgenanlage zur Durchführung des Verfahrens**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Streustrahlungskorrektur bei Röntgenuntersuchungen eines Objektes (5) und eine entsprechende Röntgenanlage (1) zur Durchführung dieses Verfahrens mit einem flächigen elektronischen Detektor (8), wobei zur Bestimmung eines Streustrahlungsanteils im bildgebenden Bereich (15) des Detektors eine Begrenzung des bestrahlten Bereiches derart stattfindet, dass sich eine Mehrzahl von Reihen von Detektorelementen innerhalb des Halbschatten- und Kernschattenbereiches (16, 17) befindet und zumindest eine Reihe im strahlungsbegrenzten Bereich sich vollständig im Kernschattenbereich (17) befindet, in dieser mindestens einen, sich ausschließlich im Kernschatten (17) befindenden Reihe die auftretende Strahlung gemessen und als Streustrahlung interpretiert wird und ausschließlich diese gemessene Streustrahlungsintensität als Streustrahlungsanteil von der in der direkt bestrahlten Fläche des Detektors (8) gemessenen Strahlungsintensität abgezogen und nur der Rest zur Bilderzeugung verwendet wird.



**Beschreibung**

## Stand der Technik

**[0001]** Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Streustrahlungskorrektur bei Röntgenuntersuchungen, vorzugsweise bei computertomographischen Röntgenuntersuchungen, eines Objektes, vorzugsweise eines Patienten, mit einem flächigen elektronischen Detektor mit einer Vielzahl von darauf in einer  $n \times m$  Matrix verteilten elektronischen Detektorelementen, wobei ausgehend von einer Strahlungsquelle ein, in zwei senkrecht zueinander stehenden Richtungen aufgefächertes und durch Blenden begrenztes, Strahlenbündel nach dem Durchgang durch das Objekt auf den Detektor auftrifft, wodurch am Rande von Innen nach Außen ein Halbschattenbereich gefolgt von einem Kernschattenbereich entsteht. Durch die verschiebbaren Blenden wird zur Bestimmung eines Streustrahlungsanteils im bildgebenden Bereich der Strahlungsfächer in Strahlungsrichtung vor dem Objekt auf mindestens einer Seite derart begrenzt, dass sich zumindest eine Reihe von Detektorelementen im strahlungsbegrenzten Bereich befindet, die Streustrahlungsintensität im strahlungsbegrenzten Bereich gemessen und bei der Bildgebung berücksichtigt wird. Ebenso betrifft die Erfindung auch eine Röntgenanlage zur Durchführung dieses Verfahrens.

**[0002]** Ein ähnliches Verfahren ist beispielsweise aus der Europäischen Patentschrift EP 0 364 613 B1 für ein Verfahren zum Betrieb eines Computertomographen bekannt. Hierbei wird ein um ein Objekt rotierender Zweizeilendetektor derart betrieben, dass eine erste Zeile des Detektors zur Aufnahme der Bildinformation ausgerichtet ist und direkt im Strahlengang der verwendeten Röntgenröhre liegt. Neben dieser ersten bildgebenden Zeile ist eine zweite Zeile angeordnet, die sich im Schattenbereich des Strahlenbündels befindet, so dass durch diese nur ein Strahlungsanteil gemessen wird, der sich im Halbschatten- und Kernschattenbereich des eigentlichen Strahlungsbündels befindet. Zur bildgebenden Verarbeitung werden die Signale der Detektorzeile aus dem Schattenbereich verwendet und als Streustrahlungsanteil interpretiert.

**[0003]** Bei diesem Verfahren wird nicht zwischen einem Kern- und einem Halbschattenbereich unterschieden, so dass die Ermittlung des Streustrahlungsanteils ungenau beziehungsweise unsicher ist.

## Aufgabenstellung

**[0004]** Es ist Aufgabe der Erfindung, ein Verfahren und eine Röntgenanlage zu finden, welche den Streustrahlungsanteil in einer exakteren Weise bestimmt.

**[0005]** Diese Aufgabe wird durch die Merkmale der

unabhängigen Patentansprüche gelöst. Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind Gegenstand untergeordneter Ansprüche.

**[0006]** Die Erfinder haben erkannt, dass die bekannte grobe Art der Ermittlung der Streustrahlung nicht ausreicht, um bei an sich minimal verwendeter Dosisleistung zur Erzeugung von tomographischen Aufnahmen durch ein C-Bogen-Gerät mit einem großen flächigen Detektor oder durch einen Vielzeilendetektor bei einem CT-Gerät für eine ausreichende Bildqualität zu sorgen. Aufgrund der großen Anzahl der Detektorreihen, meist mehrere Hundert bis einige Tausend Detektorelemente je Reihe bei C-Bogen-Geräten, und auch der geringen Ausdehnung der Detektorelemente besteht nun die Möglichkeit, die Streustrahlungsintensität im Randbereich des Detektors exakter zu definieren, wenn im Randbereich mehrere Detektorreihen abgedeckt werden, der dort vorhandene Halbschattenbereich der Strahlung, der durch die geometrisch vorhandene Ausdehnung des Brennflecks in der Röntgenröhre entsteht, bestimmt wird und dann die Strahlungsintensität an Detektorreihen bestimmt wird, die ausschließlich im Kernschatten angeordnet sind, sich jedoch sehr nahe am bestrahlten Bereich des Detektors befinden. Zur Bestimmung des Halbschattenbereiches können einfache geometrische Überlegungen dienen, wobei die Geometrie der Röntgeneinrichtung und die Größe des Brennflecks der Röntgenröhre bekannt ist, so dass durch eine einfache geometrische Berechnung der Halbschattenbereich definiert werden kann, so dass damit auch eine eindeutige Aussage über eine erste sich im vollen Kernschatten befindende Detektorreihe möglich ist.

**[0007]** Entsprechend diesem Grundgedanken schlagen die Erfinder vor, das an sich bekannte Verfahren zur Streustrahlungskorrektur bei Röntgenuntersuchungen, vorzugsweise bei computertomographischen Röntgenuntersuchungen, eines Objektes, vorzugsweise eines Patienten, mit einem flächigen elektronischen Detektor mit einer Vielzahl von darauf in einer  $n \times m$  Matrix verteilten elektronischen Detektorelementen zu verbessern, wobei bekannt ist, dass ausgehend von einer Strahlungsquelle ein, in zwei senkrecht zueinander stehenden Richtungen aufgefächertes und durch Blenden begrenztes, Strahlenbündel nach dem Durchgang durch das Objekt auf den Detektor auftrifft, wodurch am Rande von Innen nach Außen ein Halbschattenbereich gefolgt von einem Kernschattenbereich entsteht, zur Bestimmung eines Streustrahlungsanteils im bildgebenden Bereich der Strahlungsfächer in Strahlungsrichtung vor dem Objekt auf mindestens einer Seite derart begrenzt wird, dass sich zumindest eine Reihe von Detektorelementen im strahlungsbegrenzten Bereich befindet und die Streustrahlungsintensität im strahlungsbegrenzten Bereich gemessen und bei der Bildgebung berücksichtigt wird.

**[0008]** Die erfindungsgemäße Verbesserung liegt darin, dass die Begrenzung des bestrahlten Bereiches aus dem Detektor derart stattfindet, dass sich eine Mehrzahl von Reihen innerhalb des Halbschatten- und Kernschattenbereiches befindet und sich zumindest eine Reihe von Detektorelementen im strahlungsbegrenzten Bereich vollständig im Kernschattenbereich befindet, in dieser mindestens einen, sich ausschließlich im Kernschatten befindenden Reihe, die auftretende Strahlung gemessen und als Streustrahlung interpretiert wird, und ausschließlich diese gemessene Streustrahlungsintensität als Streustrahlungsanteil von der in der direkt bestrahlten Fläche des Detektors gemessenen Strahlungsintensität abgezogen und nur der Rest zur Bilderzeugung verwendet wird. Durch dieses erfindungsgemäße Verfahren wird also sichergestellt, dass Halbschattenanteile bei der Messung der Streustrahlung außer Betracht bleiben.

**[0009]** In einer bevorzugten Ausführung der Erfindung ist vorgesehen, dass als Reihe zur Messung der Streustrahlung die – vom Zentrum zum Rand des Detektors gesehen – erste Reihe verwendet wird, die sich vollständig im Kernschatten befindet.

**[0010]** Des Weiteren wird vorgeschlagen, dass die Blendeneinstellung zur Messung der Streustrahlung vorgenommen wird, indem zunächst der Beginn des Halbschattenbereiches im Bild ermittelt wird und anschließend die Bestimmung der ersten, vollständig im Kernschatten befindlichen Reihe aus der bekannten Fokusgröße, Geometrie der Fokus/Detektoranordnung und der Größe der Detektorelemente berechnet wird. Die Ermittlung des Beginns des Halbschattenbereiches kann elektronisch durch den Beginn des starken Intensitätsabfalls im Randbereich des Detektors geschehen oder es kann zur Erkennung des Beginns des Halbschattenbereiches eine Intensitätsschwelle gesetzt werden, deren unterschreiten auf den Beginn des Halbschattenbereiches hinweist. Ist dieser Anfangspunkt, genauer gesagt die Anfangslinie, des Halbschattenbereiches bekannt, so kann durch eine einfache geometrische Überlegung die Breite des Halbschattenbereiches aus den bekannten Daten von Fokusgröße und Entfernung des Fokus zum Detektor berechnet werden, so dass damit die erste, vollständig im Kernschattenbereich befindliche Detektorreihe leicht definierbar ist.

**[0011]** Beispielsweise können die Grenzen des Halbschattenbereiches auch durch Gradientenbildung über die gemessenen Strahlungswerte senkrecht zum gesuchten Halbschattenbereich und durch Suche des Maximums ermittelt werden, wobei das Maximum der Mitte des Halbschattenbereiches entspricht, so dass die Grenzen des Halbschattenbereiches aus den geometrischen Gegebenheiten der Fokus/Detektor-Anordnung berechnet werden können.

**[0012]** Als Streustrahlungswert kann nun die Bemittelte Strahlungsintensität über die mindestens eine im Kernschatten befindliche Reihe angesehen werden. Es besteht jedoch auch die Möglichkeit, als Streustrahlungswert die Strahlungsintensität der mindestens einen im Kernschatten befindlichen Reihe als geglättete Funktion über die Reihe zu ermitteln und diese Funktion als Maß der Streustrahlung anzusehen und ortsspezifisch bei der Auswertung der vom Detektor empfangenen Strahlung zu berücksichtigen.

**[0013]** Zur Erfindung gehört es auch, wenn entlang mindestens zweier gegenüberliegender Randseiten des Detektors der Streustrahlungswert in der oben beschriebenen Weise ermittelt wird, wobei bevorzugt die senkrecht zur Systemachse oder Rotationsachse des Detektors liegenden Randseiten hierzu verwendet werden.

**[0014]** Entsprechend einem weiteren Aspekt der Erfindung schlagen die Erfinder auch vor, den Kernschattenbereich durch eine Bildanalyse zu finden, wobei die Pixel des Bildes den gemessenen Strahlungsintensitäten der einzelnen Detektorelemente entsprechen. Hierbei wird vorgeschlagen, dass über einen ausgewählten Bildbereich, entsprechend dem korrespondierenden Detektorbereich senkrecht zu einem betrachteten Kern- und Halbschattenbereich, ein Grauwert-Histogramm erstellt wird, welches wegen der regelmäßig vorhandenen Bimodalität des so erstellten Histogramms, zwei Haupt-Peaks mit jeweils einem Haupt-Maximum aufweist, wobei ein Grauwert aus dem linken Haupt-Peak als Streustrahlungsanteil interpretiert wird. Angenommen wird hierbei, dass die Grauwerte von links nach rechts heller werden.

**[0015]** Konkret kann beispielsweise der Grauwert des Haupt-Maximums des linken Haupt-Peaks als Streustrahlungsanteil interpretiert werden.

**[0016]** Günstiger ist es, wenn ein Grauwert aus dem rechten Anteil oder noch besser aus dem rechten Drittel des linken Haupt-Peaks als Streustrahlungsanteil interpretiert wird.

**[0017]** Weiterhin ist eine Kombination aus diesem bildanalytischen Verfahren und geometrischen Überlegungen möglich, indem die Mitte des Halbschattenbereiches gefunden wird, indem der Grauwert  $g_M$  im arithmetischen Mittel zwischen den beiden Haupt-Peaks gebildet wird und Pixel mit diesem Grauwert im Randbereich des Detektors die Mitte des Halbschattenbereiches bestimmen, aus der Kenntnis der Mitte des Halbschattenbereiches und der geometrischen Fokus/Detektor-Anordnung der Beginn des Kernschattenbereiches bestimmt wird, und als Streustrahlungswert die über mindestens eine im Kernschatten befindliche Reihe Bemittelte

Strahlungsintensität angesehen wird.

**[0018]** Bevorzugt wird das geschilderte Verfahren in Verbindung mit einer C-Bogen-Röntgenanlage verwendet, wobei jedoch auch im Bereich der Computertomographie bei immer breiter werdenden Mehrzeilendetektoren das Verfahren Anwendung finden kann.

**[0019]** Außerdem kann die Bestimmung des Streustrahlungsanteils in jeder Winkelstellung des Röntgenröhren-/Detektor-Systems durchgeführt werden, so dass die Änderung des Streustrahlungsanteils in Abhängigkeit vom Winkel, in dem das zu untersuchende Objekt durchstrahlt wird, bestimmt und entsprechend berücksichtigt wird. Bei der genannten Winkelstellung handelt es sich um den Rotationswinkel, mit dem das Röntgenröhren-/Detektor-System um die Systemachse bei der Abtastung des Objektes geschwenkt beziehungsweise gedreht wird.

**[0020]** Entsprechend der zuvor beschriebenen Erfindung schlagen die Erfinder auch eine Röntgenanlage mit Streustrahlungskorrektur zur Durchführung einer Röntgenuntersuchung, vorzugsweise einer computertomographischen Röntgenuntersuchung, eines Objektes, vorzugsweise eines Patienten, vor, wobei diese die folgenden Merkmale aufweist:

- einen flächigen elektronischen Detektor mit einer Vielzahl von darauf in einer  $n \times m$  Matrix verteilten elektronischen Detektorelementen,
- einen, ausgehend von einer Strahlungsquelle ein, in zwei senkrecht zueinander stehenden Richtungen aufgefächertes und durch Blenden begrenztes, Strahlenbündel, welches nach dem Durchgang durch das Objekt auf den Detektor auftrifft, wodurch am Rande von Innen nach Außen ein Halbschattenbereich gefolgt von einem Kernschattenbereich entsteht,
- eine Steuer- und Recheneinheit mit einem Speicher und dort befindlichen Programm-Mitteln zur Steuerung der Röntgenanlage und zur Erzeugung von Röntgendarstellungen des Objekts, wobei diese
  - Mittel, vorzugsweise Programm-Mittel, zur Bestimmung eines Streustrahlungsanteils, und
  - Mittel, vorzugsweise Programm-Mittel, zur Korrektur der erfassten Strahlungswerte mit dem zuvor bestimmten Streustrahlungsanteil aufweist, und dort
    - Programm-Mittel geladen sind, die eine Begrenzung des bestrahlten Bereiches auf dem Detektor durch die Blenden derart durchführen, dass sich eine Mehrzahl von Reihen innerhalb des Halbschatten- und Kernschattenbereiches befinden und zumindest eine Reihe von Detektorelementen im strahlungsbegrenzten Bereich sich vollständig im Kernschattenbereich befindet,
    - Programm-Mittel geladen sind, die in dieser mindestens einen, sich ausschließlich im Kernschat-

ten befindenden Reihe die auftretende Strahlung messen und als Streustrahlung interpretieren, und – Programm-Mittel geladen sind, die ausschließlich diese gemessene Streustrahlungsintensität als Streustrahlungsanteil von der in der direkt bestrahlten Fläche des Detektors gemessenen Strahlungsintensität abziehen und nur der Rest zur Bilderzeugung verwendet wird.

**[0021]** Entsprechend dem oben beschriebenen erfindungsgemäßen Verfahren können in der Steuer- und Recheneinheit der Röntgenanlage auch weitere Programm-Mittel vorliegen und im Betrieb ausgeführt werden, die diese erfindungsgemäßen Verfahrensschritte ausführen.

**[0022]** Im Folgenden wird die Erfindung anhand eines bevorzugten Ausführungsbeispiels mit Hilfe der Figuren näher beschrieben, wobei nur die zum Verständnis der Erfindung notwendigen Merkmale dargestellt sind. Dabei werden die folgenden Bezugszeichen verwendet: **1:** C-Bogen-Röntgengerät; **2:** Röntgenröhre; **3:** Fokus; **4:** Kollimator/Blende; **5:** Patient; **6:** Systemachse; **7:** Patientenliege; **8:** Detektor; **8.x:** Detektorelemente; **9:** C-Bogen; **10:** Röntgenstrahlung; **11:** Steuer- und Recheneinheit; **12:** Steuer- und Datenleitung; **13:** idealer Absorptionsverlauf eines Zylinders; **14:** errechneter Absorptionsverlauf mit Streustrahlungsanteil; **15:** zentraler Bereich des Detektors; **16:** Halbschattenbereich; **17:** Kernschattenbereich; **18:** Intensitätsverlauf; **19:** Röntgen-Projektions-Bild; **20:** Intensitätskurve; **24:** Abstand  $d$  zwischen Brennfleck und Kollimator; **25:** Abstand  $f$  zwischen Kollimator und Detektor; **26:** Breite des Halbschattenbereiches; **27:** Maximum; **28:** linkes Histogramm; **29:** rechtes Histogramm;  $Prg_1$ - $Prg_n$ : Programme;  $R$ : Radius.

#### Ausführungsbeispiel

**[0023]** Die Figuren zeigen im Einzelnen:

**[0024]** Fig. 1: erfindungsgemäßes C-Bogen-Röntgengerät;

**[0025]** Fig. 2: Verlauf rekonstruierter Hounsfield Einheiten eines Zylinders mit Radius  $R$ ;

**[0026]** Fig. 3: Darstellung eines Detektors mit Halbschatten- und Kernschattenbereich;

**[0027]** Fig. 4: gemessener Intensitätsverlauf einer Detektorreihe in Z-Richtung mit hinterlegtem Röntgenbild;

**[0028]** Fig. 5: schematische Darstellung der geometrischen Berechnung des Halbschattenbereiches am Rande eines Detektors;

**[0029]** Fig. 6: Gradientenverlauf der Grauwerte ent-

lang einer Detektorreihe;

**[0030]** Fig. 7: Histogramm der Grauwerte eines Detektorrandbereiches mit Halb- und Kernschatten.

**[0031]** Die Fig. 1 zeigt eine schematische Darstellung eines C-Bogen-Röntgengerätes **1** mit einer Röntgenröhre **2** und einem gegenüberliegenden Detektor **8**, der an einem C-Bogen **9** befestigt ist. Der C-Bogen **9** kann um eine Systemachse **6** rotiert werden und in einer Vielzahl von Winkelstellungen Aufnahmen eines im Röntgenstrahl **10** liegenden Objektes, beispielsweise des hier dargestellten Patienten **5**, vornehmen. Durch entsprechende Rekonstruktionsalgorithmen ist es möglich, wenn derartige Aufnahmen in einer Vielzahl von Winkeln über mindestens  $180^\circ$  durchgeführt werden, auch Schnittbilder des untersuchten Objektes, also des hier gezeigten Patienten **5**, der sich auf einer Patientenliege **7** befindet, zu rekonstruieren.

**[0032]** Bei der Aufnahme wird der Röntgenstrahl **10** durch entsprechende Blenden oder Kollimatoren **4**, die vor dem Patienten **5** angebracht sind, derart begrenzt, dass keine unnötige Röntgenstrahlung auf den Patienten **5** auftrifft und somit keine unnötige Strahlenexposition vorliegt.

**[0033]** Die Steuerung des C-Bogen-Gerätes wird durch eine Steuer- und Recheneinheit **11** durchgeführt, die hierzu über eine Vielzahl von Programmen  $\text{Prg}_1$  bis  $\text{Prg}_n$  verfügt und über eine Steuer- und Datenleitung **12** die Bewegung des C-Bogens **9**, die Röntgenröhre **2** in ihrer Leistung beziehungsweise die Einstellung der Kollimatoren **4** vornimmt. Über diese Steuer- und Datenleitung **12** wird auch die empfangene Strahlungsintensität auf dem flächigen Detektor **8**, der über eine Vielzahl über die Fläche verteilter kleiner elektronischer Detektorelemente verfügt, zur Steuer- und Recheneinheit **11** geleitet, wo entweder die gewünschten Durchsichtaufnahmen in unterschiedlichen Winkeln oder anhand einer Vielzahl von Durchsichtaufnahmen über einen Winkelbereich von mindestens  $180^\circ$  entsprechende Rekonstruktionen durchgeführt und Schnittbilder des Patienten berechnet werden.

**[0034]** Bei derartigen Rekonstruktionen erweist es sich als problematisch, wenn der immer vorhandene Streulichtanteil nicht aus der gemessenen Strahlungsintensität herausgerechnet werden kann, so dass insgesamt eine Verfälschung des Bildes auftritt.

**[0035]** Wird mit derartigen unkorrigierten und mit Streulichtanteil behafteten Intensitäten, die über einen derartigen Flächendetektor aufgenommen worden sind, eine Rekonstruktion eines Zylinders mit dem Radius  $R$  durchgeführt, so ergibt sich eine Funktion der Absorption des an sich homogenen Zylinders, die dem Verlauf der Linie **14** in der Fig. 2 ent-

spricht. Dort ist über die X-Achse die durch die Rekonstruktion gemessene Absorption in Hounsfield-Einheiten (HU) dargestellt. Grundsätzlich sollte ein solcher Zylinder einen Absorptionsverlauf entsprechend der gestrichelt dargestellten Linie **13** aufweisen, also über seinen gesamten Radius hinweg eine konstante Absorption zeigen.

**[0036]** Zur Vermeidung dieses ungünstigen Effektes bei der Bildgebung schlagen die Erfinder vor, den Streulichtanteil – wie oben erwähnt – herauszurechnen. Die Vorgehensweise wird anhand der folgenden Fig. 3 bis Fig. 5 gezeigt.

**[0037]** Die Fig. 3 zeigt einen etwa quadratischen Detektor mit einer Vielzahl von Detektorelementen, die reihenweise in Zeilen und Spalten auf dem Detektor angeordnet sind. Im zentralen Bereich **15** des Detektors **8** findet erfindungsgemäß die eigentliche Aufnahme des Objektes statt, während im Randbereich durch eine entsprechende Verschiebung der Kollimatoren ein Halbschattenbereich **16** und ein Kernschattenbereich **17** erzeugt wird. Der Halbschattenbereich **16** auf dem Detektor entsteht durch die endliche Ausdehnung des Brennflecks oder Fokus in der Röntgenröhre. Dies wird später in der Fig. 5 nochmals explizit gezeigt. Nach dem Halbschattenbereich **16** folgt der eigentliche Kernschattenbereich **17**, in dem keinerlei direkte Strahlung, die vom Fokus ausgeht, vorliegt, so dass die gemessene Strahlung in diesem Bereich dem eigentlichen Streustrahlungsanteil entspricht. Zur Verdeutlichung des Intensitätsverlaufes einer Reihe in Richtung der Systemachse **6** ist ein Bereich **18** dargestellt, über den in der nächsten Fig. 4 der Intensitätsverlauf über den gesamten Detektor in dieser Reihe dargestellt werden soll.

**[0038]** Die Fig. 4 zeigt zunächst im Hintergrund ein Bild **19**, welches einer Durchsichtaufnahme eines Patienten im Kopfbereich mit Kontrastmittel entspricht. Zusätzlich ist in diesem Bild der Bereich **18** eingezeichnet, über den der Intensitätsverlauf dargestellt werden soll. Dieser Intensitätsverlauf ist in der Kurve **20** gezeigt, wobei die Intensität entsprechend dem Koordinatensystem  $I/Z$  nach links ansteigend gezeigt ist und die  $Z$ -Richtung der senkrechten Achse entspricht. Der Verlauf der Intensitätskurve **20** zeigt, dass im Bereich des zu erkennenden Bildes die dort vorgefundene Intensität der Röntgenstrahlung dargestellt ist, wobei an Stellen mit Kontrastmittel entsprechende Einbrüche der Intensität zu verzeichnen sind. Im Randbereich liegt zunächst ein steiler Abfall vor, der in etwa dem Halbschattenbereich der Röntgenstrahlung entspricht, gefolgt einem zum Rand hin gehend leichten weiteren Abfall der Strahlungsintensität. Erfindungsgemäß soll in diesem Teilbereich des leichten Abfalls, der dem Kernschattenbereich entspricht, auch tatsächlich die Streustrahlung gemessen werden, wobei die Messung der Streustrahlung ausschließlich auf Detektorelementen

stattfinden soll, die nur von der Streustrahlung und nicht vom Kernschattenbereich beeinflusst werden.

**[0039]** Erfindungsgemäß geschieht dies dahingehend, dass eine definierte Position im Kernschattenbereich, beispielsweise dessen Mitte oder dessen Rand aus den Bilddaten bestimmt wird und anhand der geometrisch ermittelten Größe des Halbschattenbereiches festgelegt wird, wo genau der Kernschatten beginnt, so dass ausschließlich Detektorelemente aus dem Kernschattenbereich, vorzugsweise möglichst nahe am Halbschattenbereich, zur Bestimmung der Streustrahlungsintensität verwendet werden. Diese dort gemessene Streustrahlung kann entsprechend über eine komplette Reihe entlang des Kernschattenbereiches ermittelt werden oder es kann auch eine Funktion der Streustrahlung entlang einer solchen Reihe ortsspezifisch ermittelt werden. Die so ermittelte Streustrahlung wird anschließend von den gemessenen Intensitätswerten des Bildbereiches abgezogen, so dass ausschließlich mit den streustrahlungsfreien Anteilen der Bildwerte die nachfolgende Berechnung oder auch die einfache Bildwiedergabe erzeugt werden kann.

**[0040]** Die geometrische Berechnung der Größe des Halbschattenbereiches ist an sich selbstverständlich, wird jedoch nochmals zur Verdeutlichung in der [Fig. 5](#) dargestellt. Diese zeigt die geometrische Anordnung eines Fokus **3** mit einer Fokusgröße  $s_f$ , darunterliegend einen Kollimator **4**, der die Strahlungsbreite, die vom Fokus **3** ausgeht, begrenzt, und darunter einen Detektor **8**, der aus einer Vielzahl von einzelnen Detektorelementen **8.1** bis **8.n** aufgebaut ist. Der Abstand  $f$  des Fokus **3** vom Kollimator **4** ist mit **25** bezeichnet und der Abstand  $d$  des Kollimators **4** zum Detektor **8** ist mit **24** bezeichnet. Die Pixelgröße eines einzelnen Detektorelementes **8.x** sei konstant und betrage  $\Delta$ . Somit ergibt sich eine Breite des Halbschattenbereiches **26** mit

$$\frac{s_f \cdot d}{f}$$

Entsprechend müssen

$$N_{\text{Pixel}} = \frac{s_f \cdot d}{f \cdot \Delta}$$

ausgelassen werden, um beim nächsten folgenden Pixel, hier dem Pixel **8.5** oder der hierzu entsprechenden Pixelreihe, ausschließlich die Streuteile der benutzten Röntgenstrahlung zu detektieren.

**[0041]** Zur Bestimmung der Grenzen des Halbschattenbereiches werden beispielhaft zwei Methoden beschrieben. Vorteilhaft ist es zusätzlich, wenn aus den vorhandenen Systemdaten der Röntgeneinrichtung bereits die ungefähre Position des Halbschattens bekannt ist. Dies erleichtert zusätzlich eine

elektronische Bestimmung, da in diesem Fall der Suchbereich bereits weitgehend eingegrenzt ist.

**[0042]** Eine Variante der Bestimmung des Halbschattenbereiches kann durch eine Gradientenbildung senkrecht zur betrachteten Kollimatorkante erfolgen. Hierzu wird ein Bildbereich definiert, in dem die Kante mit Sicherheit liegt und der Verlauf des Gradienten über die Grauwerte  $g$  in diesem Bildbereich senkrecht zur halbschattenbildenden Kollimatorkante entlang der dort angeordneten Pixel  $p$  berechnet wird:

$$\nabla g(p).$$

**[0043]** Davon wird der Absolutbetrag gebildet mit:

$$|\nabla g(p)|$$

gebildet. Die [Fig. 6](#) zeigt beispielhaft den Verlauf einer solchen Funktion, aufgetragen über die Pixel  $p$  des Detektors. In dieser Funktion wird das Maximum **27** gesucht. Das Maximum korrespondiert mit der Mitte des Halbschattens am Pixel  $p_{\text{max}}$ . Aus der oben beschriebenen Formel für die Breite des Halbschattens ergeben sich dessen Grenzen und damit auch der Beginn des Kernschattens.

**[0044]** Eine andere Variante der Erfindung nutzt eine Histogramm-Auswertung des Bildes. Hier wird über das Bild, vorzugsweise den Bildbereich, in dem die Kante ungefähr liegt, ein Histogramm  $h(g)$  der Grauwerte erstellt. Dieses Histogramm ist typischerweise bimodal, so dass die beiden Haupt-Maxima eindeutig detektiert werden können. Die [Fig. 7](#) zeigt ein solches typisches und idealisiert dargestelltes Histogramm, wobei die Häufigkeit der vorkommenden Grauwerte  $h(g)$  über die Grauwerte  $g$  aufgetragen sind. Die beiden typischen Haupt-Maxima sind mit den Bezugszeichen **28** und **29** versehen. Der Grauwert  $g_1$  entspricht dann dem Maximum des linken Histogramm-Peaks **28** und ist ein Maß für die Stärke der Streustrahlung im Kernschatten. Erfindungsgemäß kann als Wert für die Streustrahlung in erster Näherung ein Wert aus dem linken Histogramm-Peak **28** unmittelbar als ausreichend gut genäherter Wert der Streustrahlung verwendet und zur Korrektur der Detektordaten genutzt werden. Günstig ist es auch, wenn genau der Grauwert des Peakmaximums  $g_1$  verwendet wird. Vorzugsweise sollte jedoch ein Betrag rechts von  $g_1$ , der innerhalb des dargestellten Peaks liegt, vorzugsweise im rechten Drittel des Peaks liegt, als Grauwert verwendet werden, der die Streustrahlungsintensität repräsentiert.

**[0045]** Zusätzlich kann das oben beschriebene „Histogramm-Verfahren“ auch zur Definition der Mitte des Halbschattens genutzt werden, wenn der Grauwert, der das arithmetische Mittel  $g_M$  zwischen den Grauwerten  $g_1$  und  $g_2$  beider Haupt-Maxima **28** und

29 gebildet wird. Dieser Grauwert  $g_M$  entspricht dann mit guter Präzision dem Grauwert der Mitte des Halbschattens. Es müssen daher nur noch die dazu korrespondierenden Pixel und deren Positionen gesucht werden, um die Position der Mitte des Halbschattens zu bestimmen. Da jedoch keine eindeutige Zuordnung zwischen den Grauwerten des Histogramms und den Pixeln besteht, können gegebenenfalls gefundene Pixel, die sich im Bildzentrum befinden, als Pixel aus dem Halbschattenbereich ausgeschlossen werden. Wie aus dem schematischen Verlauf des Histogramms der **Fig. 7** zu entnehmen ist, befinden sich im Grauwert-Bereich zwischen den beiden Hauptpeaks nur wenige Pixel, so dass die Zuordnung jedoch weitgehend eindeutig möglich ist. Nachdem die Position der Mitte des Halbschattenbereiches nun bekannt ist, kann aus den oben dargestellten geometrischen Überlegungen nun wiederum der Beginn des Kernschattenbereiches bestimmt und damit auch der Wert der Streustrahlungsintensität in der zuvor beschriebenen Weise ermittelt werden.

**[0046]** Es versteht sich, dass die vorstehend genannten Merkmale der Erfindung nicht nur in der jeweils angegebenen Kombination, sondern auch in anderen Kombinationen oder in Alleinstellung verwendbar sind, ohne den Rahmen der Erfindung zu verlassen.

**[0047]** Insgesamt wird mit der Erfindung also ein Verfahren zur Streustrahlungskorrektur bei Röntgenuntersuchungen eines Objektes und eine entsprechende Röntgenanlage zur Durchführung dieses Verfahrens mit einem flächigen elektronischen Detektor vorgeschlagen, wobei zur Bestimmung eines Streustrahlungsanteils im bildgebenden Bereich des Detektors eine Begrenzung des bestrahlten Bereiches derart stattfindet, dass sich eine Mehrzahl von Reihen von Detektorelementen innerhalb des Halbschatten- und Kernschattenbereiches befinden und zumindest eine Reihe im strahlungsbegrenzten Bereich sich vollständig im Kernschattenbereich befindet, in dieser mindestens einen, sich ausschließlich im Kernschatten befindenden Reihe die auftretende Strahlung gemessen und als Streustrahlung interpretiert wird, und ausschließlich diese gemessene Streustrahlungsintensität als Streustrahlungsanteil von der in der direkt bestrahlten Fläche des Detektors gemessenen Strahlungsintensität abgezogen und nur der Rest zur Bilderzeugung verwendet wird. Grundsätzlich ist es dabei auch möglich, alleine aus dem Histogramm der Detektorwerte beziehungsweise der Grauwerte eines Projektionsbildes eine gute Abschätzung der Streustrahlungsintensität zu erhalten.

### Patentansprüche

1. Verfahren zur Streustrahlungskorrektur bei Röntgenuntersuchungen, vorzugsweise bei compu-

tertomographischen Röntgenuntersuchungen, eines Objektes, vorzugsweise eines Patienten (5), mit einem flächigen elektronischen Detektor (8) mit einer Vielzahl von darauf in einer  $n \times m$  Matrix verteilten elektronischen Detektorelementen, die in zwei senkrecht zueinander stehende Richtungen jeweils eine große Anzahl von Reihen (Zeilen und Spalten) bilden, wobei

1.1. ausgehend von einer Strahlungsquelle (2) ein, in zwei senkrecht zueinander stehenden Richtungen aufgefächertes und durch Blenden (4) begrenztes, Strahlenbündel (10) nach dem Durchgang durch das Objekt (5) auf den Detektor (8) auftrifft, wodurch am Rande von Innen nach Außen ein Halbschattenbereich (16) gefolgt von einem Kernschattenbereich (17) entsteht,

1.2. zur Bestimmung eines Streustrahlungsanteils im bildgebenden Bereich der Strahlungsfächer in Strahlungsrichtung vor dem Objekt (5) auf mindestens einer Seite derart begrenzt wird, dass sich zumindest eine Reihe von Detektorelementen im strahlungsbegrenzten Bereich (16, 17) befindet,

1.3. die Streustrahlungsintensität im strahlungsbegrenzten Bereich (16, 17) gemessen und bei der Bildgebung berücksichtigt wird,

**dadurch gekennzeichnet**, dass

1.4. die Begrenzung des bestrahlten Bereiches (15) auf dem Detektor (8) derart stattfindet, dass sich eine Mehrzahl von Reihen innerhalb des Halbschatten- und Kernschattenbereiches (16, 17) befindet und zumindest eine Reihe von Detektorelementen im strahlungsbegrenzten Bereich (16, 17) sich vollständig im Kernschattenbereich (17) befindet,

1.5. in dieser mindestens einen, sich ausschließlich im Kernschatten befindenden Reihe die auftretende Strahlung gemessen und als Streustrahlung interpretiert wird, und

1.6. ausschließlich diese gemessene Streustrahlungsintensität als Streustrahlungsanteil von der in der direkt bestrahlten Fläche (15) des Detektors (8) gemessenen Strahlungsintensität abgezogen und nur der Rest zur Bilderzeugung verwendet wird.

2. Verfahren gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass als Reihe zur Messung der Streustrahlung die – vom Zentrum zum Rand des Detektors gesehen – erste Reihe verwendet wird, die sich vollständig im Kernschatten (17) befindet.

3. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Blendeneinstellung zur Messung der Streustrahlung wie folgt vorgenommen wird:

3.1. Ermittlung der Grenzen des Halbschattenbereiches (16) auf dem Detektor,

3.2. Bestimmung der ersten, vollständig im Kernschatten (17) befindlichen Reihe aus Fokusgröße, Geometrie der Fokus/Detektoranordnung und Größe der Detektorelemente (8x).

4. Verfahren gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Grenzen des Halbschattenbereiches (16) durch Gradientenbildung über die gemessenen Strahlungswerte senkrecht zum gesuchten Halbschattenbereich (16) und durch Suche des Maximums ermittelt werden, wobei das Maximum der Mitte des Halbschattenbereiches (16) entspricht und die Grenzen des Halbschattenbereiches (16) aus den geometrischen Gegebenheiten der Fokus/Detektor-Anordnung berechnet werden.

5. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass als Streustrahlungswert die über mindestens eine im Kernschatten (17) befindliche Reihe Bemittelte Strahlungsintensität angesehen wird.

6. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass als Streustrahlungswert die Strahlungsintensität der mindestens einen im Kernschatten (17) befindlichen Reihe als geglättete Funktion über die Reihe ermittelt wird und diese Funktion als Maß der Streustrahlung angesehen und ortsspezifisch berücksichtigt wird.

7. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass entlang mindestens zweier gegenüberliegender Randseiten des Detektors der Streustrahlungswert ermittelt wird.

8. Verfahren gemäß dem Patentanspruch 1 oder dem Oberbegriff des Patentanspruches 1, dadurch gekennzeichnet, dass über einen Detektorbereich senkrecht zu einem betrachteten Kern- und Halbschattenbereich (16, 17) ein Grauwert-Histogramm erstellt wird, welches der an den Detektorelementen in Pixeln wiedergegebenen gemessenen Strahlungsintensität entspricht, und welches zwei Haupt-Peaks mit jeweils einem Haupt-Maximum aufweist, wobei ein Grauwert aus dem linken Haupt-Peak (28) als Streustrahlungsanteil interpretiert wird.

9. Verfahren gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass der Grauwert ( $g_1$ ) des Haupt-Maximums (28) des linken Haupt-Peaks als Streustrahlungsanteil interpretiert wird.

10. Verfahren gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass ein Grauwert ( $g_1$ ) aus dem rechten Anteil des linken Haupt-Peaks als Streustrahlungsanteil interpretiert wird.

11. Verfahren gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass ein Grauwert ( $g_1$ ) aus dem rechten Drittel des linken

Haupt-Peaks als Streustrahlungsanteil interpretiert wird.

12. Verfahren gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass

12.1. die Mitte des Halbschattenbereiches gefunden wird, indem der Grauwert ( $g_M$ ) im arithmetischen Mittel zwischen den beiden Haupt-Peaks gebildet wird und Pixel mit diesem Grauwert ( $g_M$ ) im Randbereich des Detektors die Mitte des Halbschattenbereiches bestimmen,

12.2. aus der Kenntnis der Mitte des Halbschattenbereiches (16) und der geometrischen Fokus/Detektor-Anordnung der Beginn des Kernschattenbereiches (17) bestimmt wird, und

12.3. als Streustrahlungswert die über mindestens eine im Kernschatten (17) befindliche Reihe Bemittelte Strahlungsintensität angesehen wird.

13. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass es bei der Untersuchung mit einem Computertomographie-Gerät verwendet wird.

14. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass es bei der Untersuchung mit einer C-Bogen-Röntgenanlage (1) verwendet wird.

15. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass die Bestimmung des Streustrahlungsanteils in jeder Winkelstellung des Röntgenröhren/Detektor-Systems durchgeführt wird.

16. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass zur Bestimmung des Streustrahlungsanteils mindestens eine Detektorreihe senkrecht zur Systemachse eines CT's oder C-Bogengerätes verwendet wird.

17. Röntgenanlage (1) mit Streustrahlungskorrektur zur Durchführung einer Röntgenuntersuchung, vorzugsweise einer computertomographischen Röntgenuntersuchung, eines Objektes, vorzugsweise eines Patienten (5), mit:

17.1. einem flächigen elektronischen Detektor (8) mit einer Vielzahl von darauf in einer  $n \times m$  Matrix verteilten elektronischen Detektorelementen,

17.2. einem, ausgehend von einer Strahlungsquelle (2) ein, in zwei senkrecht zueinander stehenden Richtungen aufgefächertes und durch Blenden (4) begrenztes, Strahlenbündel (10), welches nach dem Durchgang durch das Objekt (5) auf den Detektor (8) auftrifft, wodurch am Rande von Innen nach Außen ein Halbschattenbereich (16) gefolgt von einem Kernschattenbereich (17) entsteht,

17.3. einer Steuer- und Recheneinheit (11) mit einem Speicher und dort befindlichen Programm-Mitteln

(Prg<sub>1</sub>-Prg<sub>n</sub>) zur Steuerung der Röntgenvorrichtung (1) und zur Erzeugung von Röntgendarstellungen des Objekts (5), wobei dieses

17.4. Mittel, vorzugsweise Programm-Mittel (Prg<sub>1</sub>), zur Bestimmung eines Streustrahlungsanteils, und

17.5. Mittel, vorzugsweise Programm-Mittel (Prg<sub>2</sub>), zur Korrektur der erfassten Strahlungswerte mit dem zuvor bestimmten Streustrahlungsanteil aufweist, dadurch gekennzeichnet, dass

17.6. Programm-Mittel (Prg<sub>3</sub>) geladen sind, die eine Begrenzung des bestrahlten Bereiches auf dem Detektor durch die Blenden derart durchführen, dass sich eine Mehrzahl von Reihen innerhalb des Halbschatten- und Kernschattenbereiches befindet und zumindest eine Reihe von Detektorelementen im strahlungsbegrenzten Bereich sich vollständig im Kernschattenbereich befindet,

17.7. Programm-Mittel (Prg<sub>4</sub>) geladen sind, die in dieser mindestens einen, sich ausschließlich im Kernschatten befindenden Reihe die auftretende Strahlung messen und als Streustrahlung interpretieren, und

17.8. Programm-Mittel (Prg<sub>6</sub>) geladen sind, die ausschließlich diese gemessene Streustrahlungsintensität als Streustrahlungsanteil von der in der direkt bestrahlten Fläche des Detektors gemessenen Strahlungsintensität abziehen und nur der Rest zur Bilderzeugung verwendet wird.

18. Röntgenanlage gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 16 oder dem Oberbegriff des Patentanspruches 16, dadurch gekennzeichnet, dass Programm-Mittel (Prg<sub>6</sub>-Prg<sub>nten</sub>) geladen sind, die die Verfahrensschritte eines der voranstehenden Verfahrensansprüche durchführen.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

FIG 1

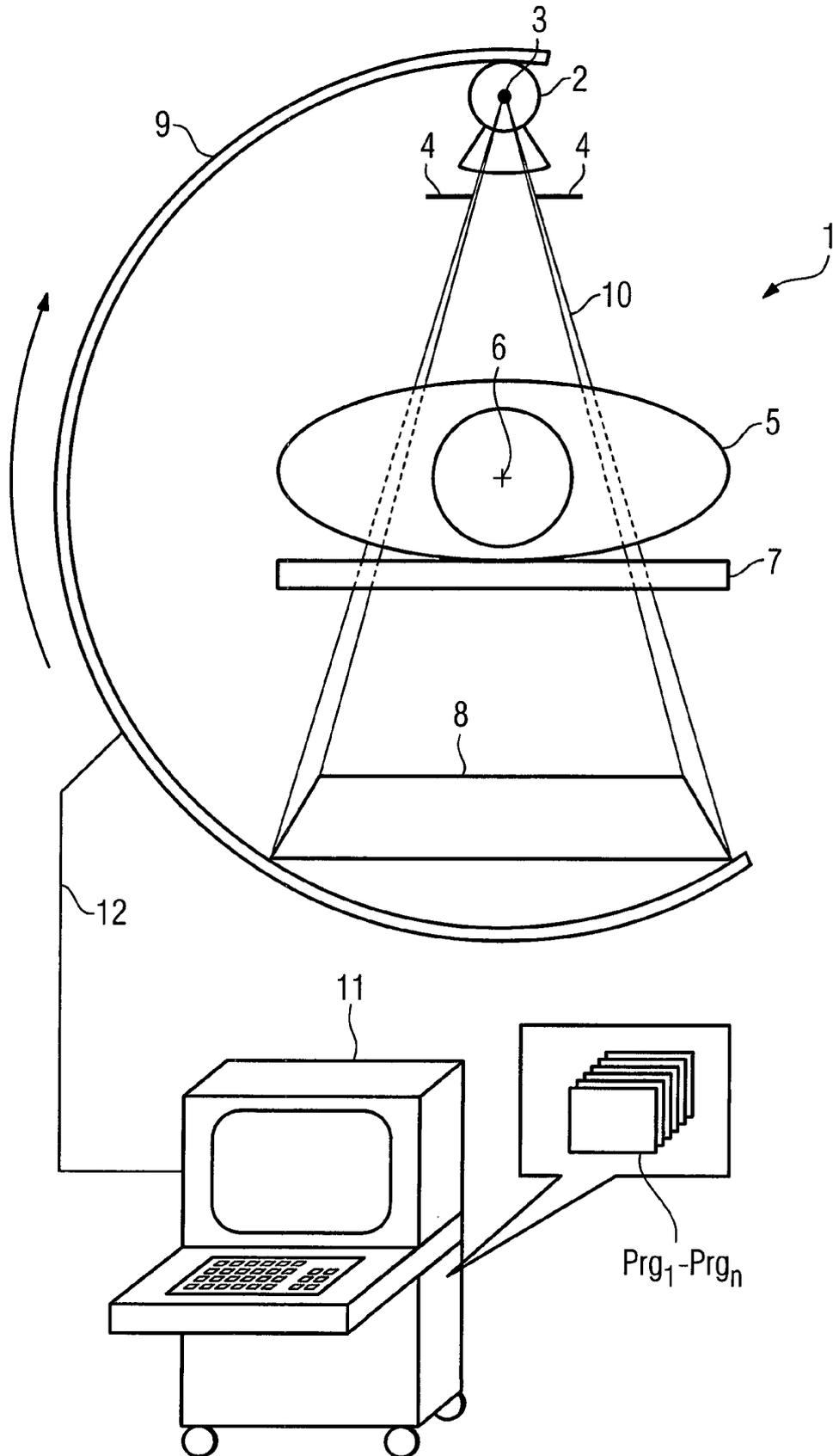


FIG 2

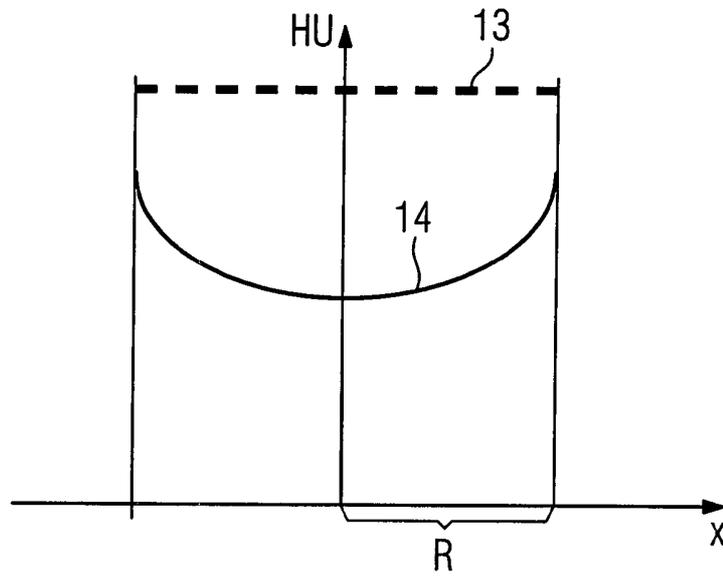


FIG 3

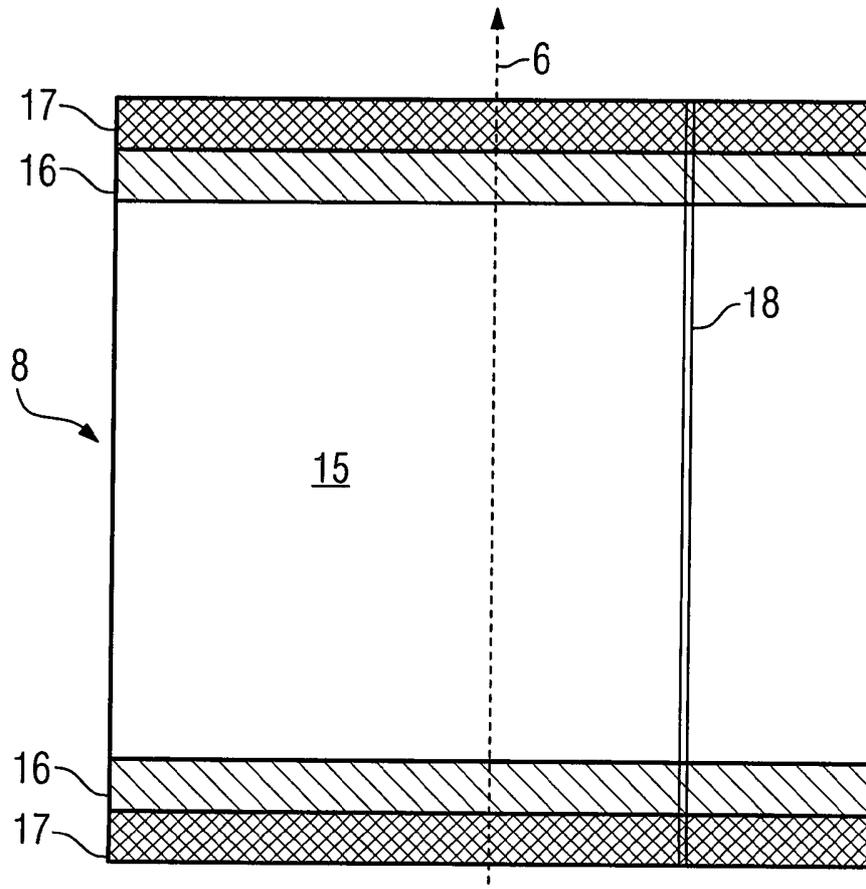


FIG 4

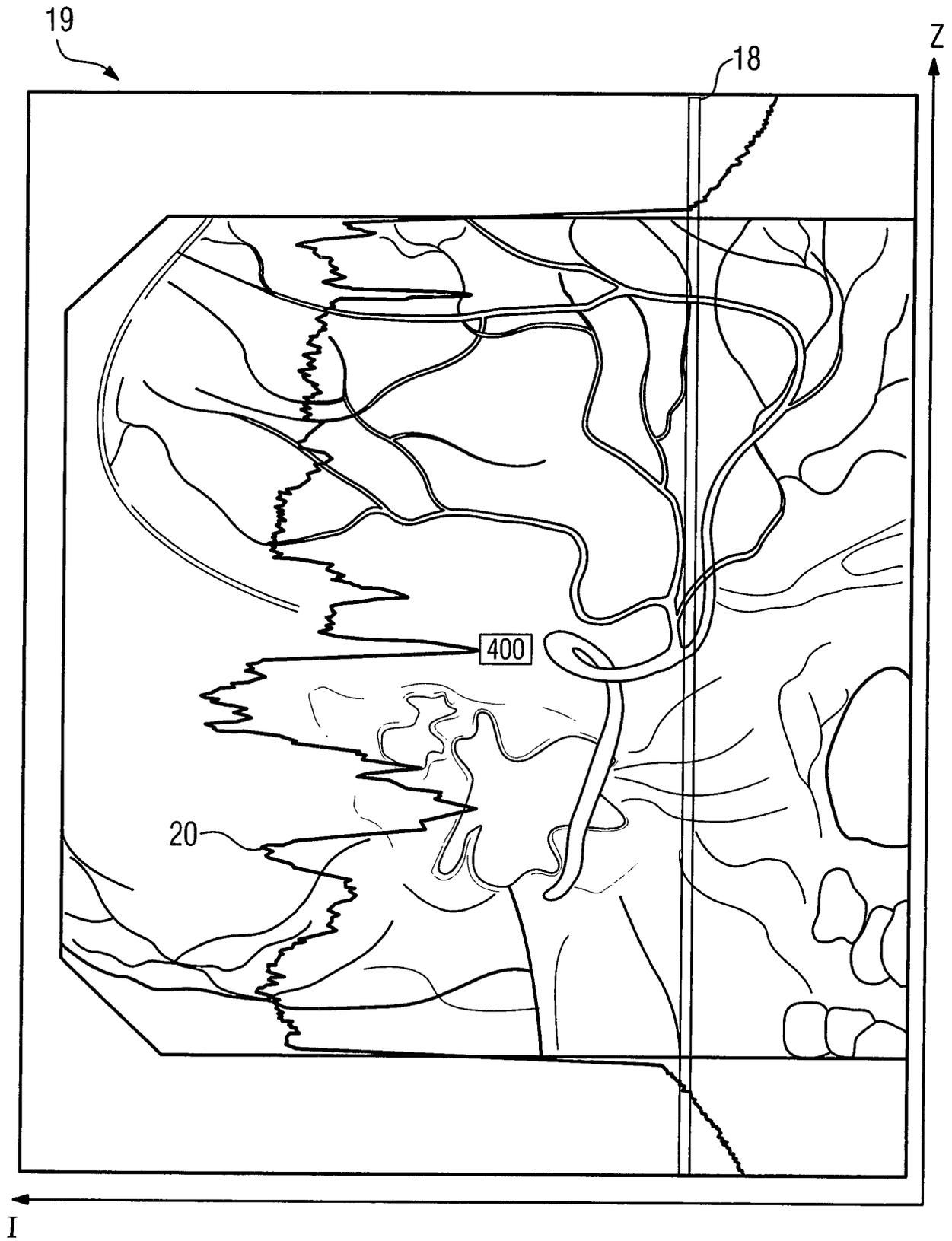


FIG 5

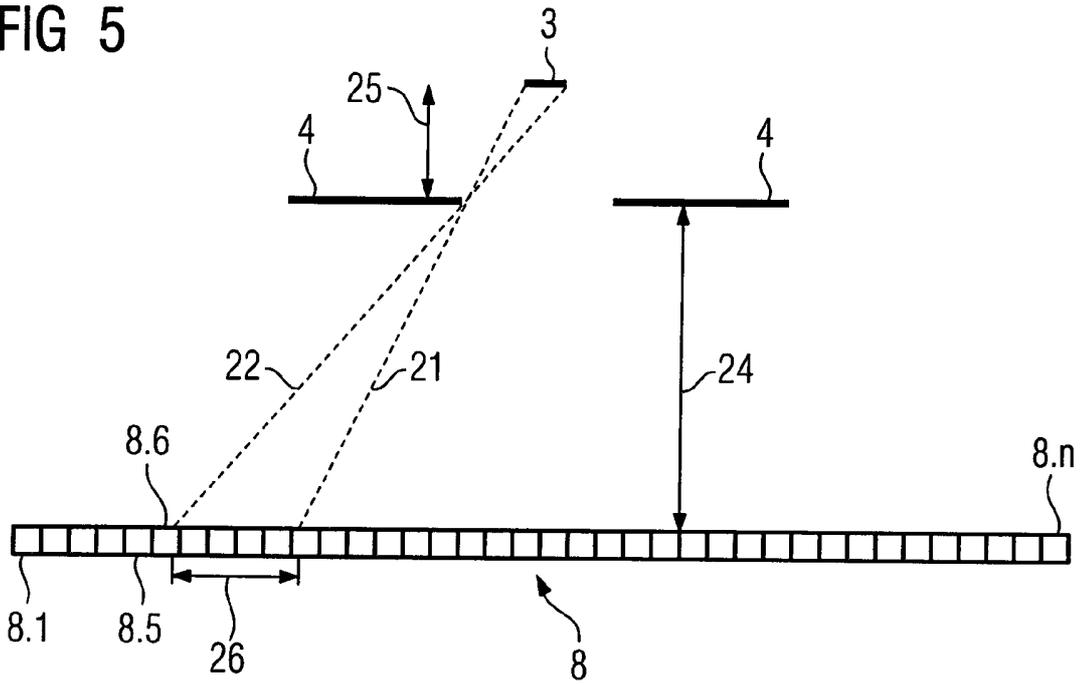


FIG 6

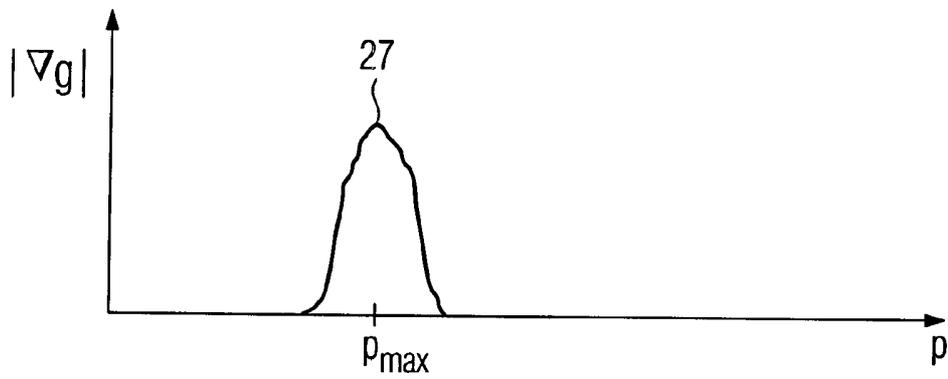


FIG 7

