



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 100 55 739 B4 2006.04.27**

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **100 55 739.2**
 (22) Anmeldetag: **10.11.2000**
 (43) Offenlegungstag: **23.05.2002**
 (45) Veröffentlichungstag
 der Patenterteilung: **27.04.2006**

(51) Int Cl.⁸: **G01N 23/06 (2006.01)**
A61B 6/03 (2006.01)
G06T 5/00 (2006.01)
G06T 17/00 (2006.01)

Innerhalb von drei Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 2 Patentkostengesetz).

(73) Patentinhaber:
Siemens AG, 80333 München, DE

(72) Erfinder:
Bruder, Herbert, Dr.rer.nat., 91315 Höchstadt, DE

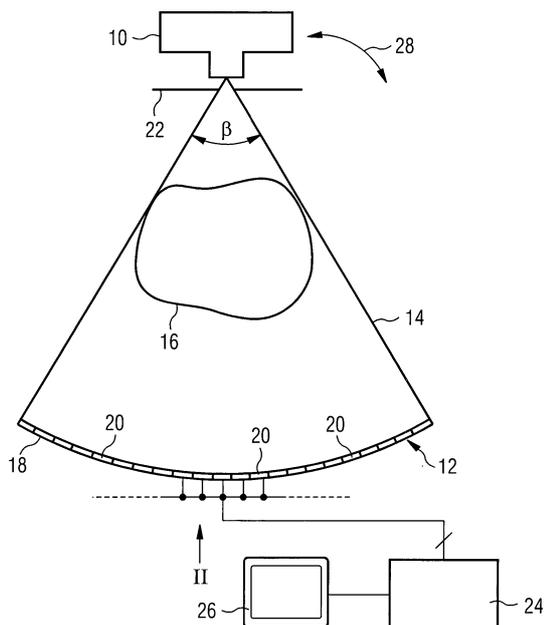
(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
 gezogene Druckschriften:
GB 15 51 669
GB 14 76 450
US 60 41 097
US 49 95 107

(54) Bezeichnung: **Streustrahlungskorrekturverfahren für eine Röntgen-Computertomographieeinrichtung**

(57) Hauptanspruch: Verfahren zur Streustrahlungskorrektur von Strahlungsintensitätsmeßwerten ($I_G(n, k)$), welche in einer Röntgen-Computertomographieeinrichtung mittels einer in einem Tomographiemeßfeld der Computertomographieeinrichtung liegenden Detektormatrix (18) erhalten werden, die eine Vielzahl in mehreren übereinanderliegenden Detektorzeilen nebeneinander angeordneter Detektorelemente (20) aufweist, dadurch gekennzeichnet, daß zunächst mindestens eine Referenzverteilung ($I_{Sref}(k)$) der Streustrahlungsintensität in Zeilenrichtung der Detektormatrix (18) ermittelt wird und daß sodann ausgehend von dieser mindestens einen Referenzverteilung ein Streustrahlungsanteil ($I_S(n, k)$) jedes Intensitätsmeßwert ermittelt wird und die Intensitätsmeßwerte in Abhängigkeit von ihrem jeweiligen Streustrahlungsanteil korrigiert werden, wobei der Streustrahlungsanteil der Intensitätsmeßwerte mindestens einer Teilanzahl der Detektorzeilen durch Rekursion in folgender Weise ermittelt wird:

a) der Streustrahlungsanteil ($I_S(n, k)$) der Intensitätsmeßwerte ($I_G(n, k)$) einer aktuellen Detektorzeile der Rekursion wird aus den Intensitätsmeßwerten ($I_G(n, k)$) dieser aktuellen Detektorzeile und einem Primärstrahlungsanteil ($I_P(n-1, k)$) der Intensitätsmeßwerte ($I_G(n-1, k)$) einer vorhergehenden Detektorzeile der Rekursion ermittelt,

b) der Primärstrahlungsanteil ($I_P(n-1, k)$) der Intensitätsmeßwerte ($I_G(n-1, k)$) der vorhergehenden Detektorzeile wird...



Beschreibung

[0001] Die Erfindung befaßt sich mit der Korrektur streustrahlungsbedingter Bildartefakte in der Röntgen-Computertomographie.

[0002] Genauso wie Strahlaufhärtungseffekte können auch Streueffekte unerwünschte Bildartefakte im rekonstruierten Tomographiebild einer durchstrahlten Schicht eines Patienten oder eines beliebigen anderen Untersuchungsobjekts hervorrufen. Diese Bildartefakte spiegeln Strukturen vor, die keiner realen Vorlage des Untersuchungsobjekts entsprechen und deshalb zu Fehlinterpretationen des Tomographiebilds verleiten. Besonders im medizinischen Sektor können solche Fehlinterpretationen gravierende Folgen bis hin zur Gefährdung des Lebens des Patienten haben.

[0003] Zur Unterdrückung des Streustrahlungsanteils in den mit einem Detektor gemessenen Strahlungsintensitätsmeßwerten ist es bekannt, die das Untersuchungsobjekt durchstrahlende Röntgenstrahlung detektorseitig zu kollimieren. Kollimatoren werden in der Regel aus Wolfram hergestellt, das sich wegen seiner hohen Schwächung hierfür sehr gut eignet. Wolfram hat allerdings den Nachteil, daß es sehr teuer ist. Dieser Kostennachteil fällt besonders dann ins Gewicht, wenn als Detektor eine Detektormatrix mit einer Vielzahl in mehreren übereinanderliegenden Detektorzeilen nebeneinander angeordneter Detektorelemente verwendet wird. Bei solchen Detektoren muß mit zunehmender Zeilenzahl die Schachttiefe der für jedes einzelne Detektorelement vorgesehenen Kollimatorschächte vergrößert werden. Der konstruktive und der Materialaufwand würden ab einer gewissen Zeilenzahl des Detektors als nicht mehr akzeptabel angesehen.

Stand der Technik

[0004] US 6 041 097 schlägt zur Minderung der durch Streueffekte in einem mehrzeiligen Detektor hervorgerufenen Bildartefakte das Anbringen eines Streudetektors außerhalb des mehrzeiligen Detektors vor. Dieser Streudetektor ermittelt ein Streustrahlenniveau, dessen Wert von den Bilddaten des mehrzeiligen Detektors subtrahiert wird. Die damit erzielte Minderung von Einflüssen der Streustrahlung auf die Bildqualität reduziert die Bildintensität ohne Unterschiede in der Verteilung der Streustrahlung zu berücksichtigen, so daß die Gefahr von Phantomstrukturen im Röntgenbild nicht ausgeschlossen ist.

Aufgabenstellung

[0005] Aufgabe der Erfindung ist es daher, mit geringerem Aufwand die Vermeidung streustrahlungsbedingter Bildartefakte unter Berücksichtigung einer Streustrahlungsverteilung bei mehrzeiligen Detektoren zu ermöglichen.

[0006] Bei der Lösung dieser Aufgabe geht die Erfindung nach einem ersten Aspekt von einem Verfahren zur Streustrahlungskorrektur von Strahlungsintensitätsmeßwerten aus, welche in einer Röntgen-Computertomographieeinrichtung mittels einer in einem Tomographiemeßfeld der Computertomographieeinrichtung liegenden Detektormatrix erhalten werden, die eine Vielzahl in mehreren übereinanderliegenden Detektorzeilen nebeneinander angeordneter Detektorelemente aufweist.

[0007] Erfindungsgemäß ist dabei vorgesehen, daß zunächst mindestens eine Referenzverteilung der Streustrahlungsintensität in Zeilenrichtung der Detektormatrix ermittelt wird und daß sodann ausgehend von dieser mindestens einen Referenzverteilung ein Streustrahlungsanteil jedes Intensitätsmeßwerts ermittelt wird und die Intensitätsmeßwerte in Abhängigkeit von ihrem jeweiligen Streustrahlungsanteil korrigiert werden, wobei der Streustrahlungsanteil der Intensitätsmeßwerte mindestens einer Teilanzahl der Detektorzeilen durch Rekursion in folgender Weise ermittelt wird:

- a) der Streustrahlungsanteil der Intensitätsmeßwerte einer aktuellen Detektorzeile der Rekursion wird aus den Intensitätsmeßwerten dieser aktuellen Detektorzeile und einem Primärstrahlungsanteil der Intensitätsmeßwerte einer vorhergehenden Detektorzeile der Rekursion ermittelt,
- b) der Primärstrahlungsanteil der Intensitätsmeßwerte der vorhergehenden Detektorzeile wird aus den Intensitätsmeßwerten dieser vorhergehenden Detektorzeile und deren Streustrahlungsanteil ermittelt, und
- c) als Streustrahlungsanteil der Intensitätsmeßwerte einer ersten Detektorzeile der Rekursion werden Intensitätswerte aus der Referenzverteilung der Streustrahlungsintensität verwendet.

[0008] Wenn hier von Primärstrahlung die Rede ist, so wird darunter derjenige Strahlungsanteil der auf die Detektorelemente einfallenden Gesamtstrahlung verstanden, der ungestreut, also auf direktem Weg von der Strahlungsquelle der Computertomographieeinrichtung zu der Detektormatrix gelangt. Als Tomographiemeß-

feld wird dann ein mit Detektorelementen bestückter Meßbereich verstanden, in dem die gemessene Gesamtstrahlung einen Primärstrahlungsanteil enthält. In der Regel wird das Tomographiemeßfeld durch eine quellenseitige Blendenanordnung festgelegt.

[0009] Bei der erfindungsgemäßen Lösung erfolgt für alle Detektorzeilen eine rechnerische Abschätzung des Streustrahlungsanteils anhand mindestens einer Referenzverteilung. Hierdurch kann auf teure Kollimator-schächte verzichtet werden. Die Rekursion, die zumindest für eine Teilanzahl der Detektorzeilen angewendet wird, bietet die Grundlage, um ein sich über die Detektorzeilen hinweg änderndes Profil des Streustrahlungsanteils zu berücksichtigen.

[0010] Bei einer ersten Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens wird die mindestens eine Referenzverteilung der Streustrahlungsintensität aus Referenzintensitätsmeßwerten gewonnen, welche durch Strahlungsintensitätsmessung außerhalb des Tomographiemeßfelds erhalten werden. Hierbei wird ausgenutzt, daß außerhalb des Tomographiemeßfelds keine Primärstrahlung auftritt. Dort angeordnete Meßelemente detektieren deshalb ausschließlich Streustrahlung. Hieraus kann leicht eine Verteilung der Streustrahlung in Zeilenrichtung ermittelt werden, die dann als Referenzverteilung verwendet wird.

[0011] Zweckmäßigerweise wird die Strahlungsintensitätsmessung oberhalb einer ersten Detektorzeile der Detektormatrix oder/und unterhalb einer letzten Detektorzeile der Detektormatrix durchgeführt werden.

[0012] Im allgemeinen kann das Ortsprofil der Streustrahlung durch eine vergleichsweise niederfrequente Funktion dargestellt werden. Deshalb genügt es, wenn in Zeilenrichtung nur in einem relativ groben Raster Meßwerte für die Streustrahlung aufgenommen werden. Mit anderen Worten werden die Referenzintensitätsmeßwerte bevorzugt an in Zeilenrichtung der Detektormatrix im Abstand voneinander liegenden Meßorten gewonnen, deren Anzahl kleiner, insbesondere wesentlich kleiner als die Anzahl der Detektorelemente pro Detektorzeile ist. Die Referenzverteilung der Streustrahlungsintensität kann dann leicht durch Interpolation der Referenzintensitätsmeßwerte gewonnen werden.

[0013] Es kann sogar eine Referenzverteilung durch Strahlungsintensitätsmessung oberhalb der ersten Detektorzeile der Detektormatrix und eine weitere Referenzverteilung durch Strahlungsintensitätsmessung unterhalb der letzten Detektorzeile der Detektormatrix gewonnen werden.

[0014] Die Rekursion sollte zweckmäßigerweise zumindest in einer randseitigen Detektorzeile der Detektormatrix begonnen werden. Hier wird die Annahme, daß sich die Streustrahlungsintensität außerhalb des Tomographiemeßfelds und die Streustrahlungsintensität in einer randseitigen Detektorzeile – wenn überhaupt – nur unwesentlich unterscheiden, in der Regel zutreffen. Deshalb wird der Fehler vernachlässigbar sein, der sich ergibt, wenn als Streustrahlungsanteil der Intensitätsmeßwerte der randseitigen Detektorzeile Intensitätswerte aus der Referenzverteilung verwendet werden.

[0015] Bei einer zweiten Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens wird die mindestens eine Referenzverteilung der Streustrahlungsintensität unter Verwendung der Intensitätsmeßwerte mindestens einer Detektorzeile der Detektormatrix berechnet. Insbesondere kann dabei die Referenzverteilung auf Grundlage eines mathematischen Faltungsmodells berechnet werden. Für eine Computertomographieeinrichtung mit einzeilig angeordneten Detektorelementen ist ein solches Faltungsmodell beispielsweise aus B. Ohnesorge: "Untersuchungen der Scatter Korrektur in Elektronenstrahl-Computertomographen", Lehrstuhl für Nachrichtentechnik der Universität Erlangen-Nürnberg, Diplomarbeit, 1994, bekannt. Durch Anpassung dieses Faltungsmodells an eine mehrzeilige Detektormatrix kann die Streustrahlungsverteilung für eine Detektorzeile der Matrix rechnerisch aus den erhaltenen Intensitätsmeßwerten dieser Detektorzeile abgeschätzt werden.

[0016] Es könnte eingewendet werden, daß grundsätzlich in allen Detektorzeilen die Streustrahlungsverteilung jeweils mit Hilfe des obigen Faltungsmodells berechnet werden könnte und daß dann eine Rekursion überflüssig sei. Faltungsoperationen können jedoch sehr rechenintensiv sein. Die Anwendung der Rekursion für zumindest eine Teilanzahl der Detektorzeilen erlaubt es hingegen, den Rechenaufwand in vertretbaren Grenzen zu halten und gleichzeitig mögliche Änderungen der Streustrahlungsverteilung von Detektorzeile zu Detektorzeile berücksichtigen zu können.

[0017] Zweckmäßigerweise wird die Referenzverteilung unter Verwendung der Intensitätsmeßwerte einer mittleren Detektorzeile der Detektormatrix berechnet werden und die Rekursion zumindest in dieser mittleren Detektorzeile zu oberen und unteren Detektorzeilen hin begonnen werden. Es versteht sich jedoch, daß auch anhand der Intensitätsmeßwerte einer anderen Detektorzeile, insbesondere sogar einer randseitigen Detek-

torzeile, die Referenzverteilung berechnet werden kann.

[0018] Um die Qualität der erhaltenen Ergebnisse für den Streustrahlungsanteil der Intensitätsmeßwerte zu verbessern, kann die Rekursion nach einer Teilanzahl von Detektorzeilen beendet werden und in einer nachfolgenden Detektorzeile eine weitere Rekursion gestartet werden. Dabei kann die weitere Rekursion auf Grundlage derselben oder einer anderen Referenzverteilung der Streustrahlungsintensität gestartet werden.

[0019] Wenn das Untersuchungsobjekt vergleichsweise kontrastreiche Strukturen enthält, können sich die Intensitätsmeßwerte von Detektorzeile zu Detektorzeile oder/und innerhalb einer Detektorzeile von Detektorelement zu Detektorelement relativ stark ändern, und zwar nicht aufgrund einer rapiden Änderung der Streustrahlung (die sich – wie bereits gesagt – örtlich im Regelfall nur vergleichsweise langsam ändert) sondern aufgrund örtlich wechselnder Schwächungseigenschaften des durchstrahlten Materials. Damit derartige Unstetigkeiten in der gemessenen Gesamtintensität die letztendlich zur Korrektur der Intensitätsmeßwerte herangezogenen Streustrahlungsanteile nicht wesentlich verfälschen, werden die nach Durchführung der Rekursion ermittelten Streustrahlungsanteile in Spalten- und gewünschtenfalls auch in Zeilenrichtung der Detektormatrix vorzugsweise tiefpaßgefiltert. Durch die Tiefpaßfilterung werden aus den rekursiv ermittelten Streustrahlungsanteilen solche Intensitätsänderungen herausgefiltert, die eine vergleichsweise hohe Ortsfrequenz besitzen. Diese beruhen regelmäßig auf Änderungen der Schwächungseigenschaften. Die gefilterten Streustrahlungsanteile geben so sehr gut das niederfrequente Profil der Streustrahlung wieder. Die Intensitätsmeßwerte werden dann in Abhängigkeit von ihrem jeweiligen gefilterten Streustrahlungsanteil korrigiert.

[0020] Eine Verfeinerung der erhaltenen Abschätzung für den Streustrahlungsanteil der Intensitätsmeßwerte ist möglich, wenn für jeden Intensitätsmeßwert ausgehend von zwei verschiedenen Referenzverteilungen zwei Werte des Streustrahlungsanteils ermittelt werden und die Intensitätsmeßwerte entsprechend einem jeweiligen gemittelten Streustrahlungsanteil korrigiert werden.

[0021] Gegenstand der Erfindung ist außerdem eine Röntgen-Computertomographieeinrichtung, welche zur Durchführung des Verfahrens ausgelegt ist. Insbesondere kann bei dieser Computertomographieeinrichtung eine außerhalb des Tomographiemeßfelds angeordnete Zusatzdetektoranordnung zur Gewinnung der Referenzintensitätsmeßwerte vorgesehen sein. Die Zusatzdetektoranordnung kann oberhalb einer ersten Detektorzeile der Detektormatrix oder/und unterhalb einer letzten Detektorzeile der Detektormatrix mehrere in Zeilenrichtung der Detektormatrix im Abstand voneinander angeordnete Zusatzdetektorelemente aufweisen, deren jedes einen der Referenzintensitätsmeßwerte liefert. Die Anzahl der Zusatzdetektorelemente in Zeilenrichtung der Detektormatrix ist dabei vorzugsweise kleiner, insbesondere wesentlich kleiner als die Anzahl der Detektorelemente pro Detektorzeile.

Ausführungsbeispiel

[0022] Die Erfindung wird im folgenden anhand der beigefügten Zeichnungen näher erläutert. Es stellen dar:

[0023] [Fig. 1](#) schematisch eine Ausführungsform eines erfindungsgemäßen CT-Scanners mit mehrzeiliger Detektormatrix und

[0024] [Fig. 2](#) schematisch eine Draufsicht auf die Detektormatrix bei Betrachtung in Pfeilrichtung II in [Fig. 1](#).

[0025] Der in den Figuren gezeigte CT-Scanner umfaßt eine Röntgenquelle **10** sowie eine Detektoranordnung **12**. Die Röntgenquelle **10** sendet Röntgenstrahlung fächerförmig aus, wie bei **14** angedeutet. Ein im Strahlengang zwischen der Röntgenquelle **10** und der Detektoranordnung **12** angeordnetes Untersuchungsobjekt **16** wird von der Röntgenstrahlung durchdrungen. Die Detektoranordnung **12** detektiert die hinter dem Untersuchungsobjekt **16** vorhandene Röntgenstrahlung. Speziell umfaßt die Detektoranordnung **12** eine Detektormatrix **18** aus einer Vielzahl von Detektorelementen **20**, welche auf mehrere übereinanderliegende Zeilen verteilt sind und in jeder Zeile in Richtung eines Fächerwinkels β nebeneinander angeordnet sind. In [Fig. 2](#) sind beispielhaft vier solcher Detektorzeilen gezeigt; es versteht sich jedoch, daß die Anzahl der Detektorzeilen hiervon beliebig abweichen kann und beispielsweise stattdessen **8**, **16** oder **24** betragen kann. Die Größe des Strahlenfächers **14** in Richtung des Fächerwinkels β ist mittels einer Blendenanordnung **22** einstellbar, welche zwischen der Röntgenquelle **10** und dem Untersuchungsobjekt **16** angeordnet ist. In Spaltenrichtung der Detektormatrix **18**, d.h. in einer Richtung z in [Fig. 2](#), erfolgt ebenfalls eine Begrenzung der von der Röntgenquelle **10** ausgesandten Strahlung durch eine vergleichbare Blendenanordnung (nicht gezeigt). Die Blendenanordnung **22** und die soeben angesprochene z-Blendenanordnung definieren im Bereich der Detektoranordnung **12** ein Tomographiemeßfeld, innerhalb dessen Primärstrahlung detektierbar ist, die auf geradem Weg von der

Röntgenquelle **10** auf die Detektoranordnung **12** trifft, ohne in dem Untersuchungsobjekt **16** gestreut zu werden. Die Detektormatrix **18** liegt vollständig innerhalb dieses Tomographiemeßfelds. Jede Position in Richtung des Fächerwinkels β , an der sich ein Detektorelement **20** befindet, entspricht einem Projektionskanal.

[0026] Jedes Detektorelement **20** detektiert die in seinem Raumbereich einfallende Strahlung und liefert ein entsprechendes Intensitätsmeßsignal $I_G(n, k)$ an eine elektronische Auswerte- und Rekonstruktionseinheit **24**. Dabei steht der Index n für die Nummer der Zeile der Detektormatrix **18**, in der sich das betreffende Detektorelement **20** befindet, k repräsentiert die Kanalnummer. Die Auswerte- und Rekonstruktionseinheit **24** führt an den eingehenden Intensitätsmeßsignalen $I_G(n, k)$ zunächst eine Streustrahlungskorrektur durch, indem sie von den Intensitätsmeßsignalen $I_G(n, k)$ einen Streustrahlungsanteil $I_S(n, k)$ subtrahiert. Es verbleibt ein Primärstrahlungsanteil $I_P(n, k)$, der für die Intensität der auf das jeweilige Detektorelement **20** einfallenden Primärstrahlung repräsentativ ist. Sodann ermittelt die Auswerte- und Rekonstruktionseinheit **24** aus den Intensitätswerten $I_P(n, k)$ Schwächungswerte, die sie zur Rekonstruktion eines auf einem Monitor **26** angezeigten Tomographiebilds der durchstrahlten Schicht des Untersuchungsobjekts **16** verwendet. Es versteht sich, daß der CT-Scanner zur Rekonstruktion des Tomographiebilds Projektionen aus einer Vielzahl unterschiedlicher Richtungen benötigt. Zu diesem Zweck ist die Röntgenquelle **10** in Pfeilrichtung **28** um das Untersuchungsobjekt **16** bewegbar.

[0027] Um die Streustrahlungskorrektur durchführen zu können, ist der CT-Scanner dazu ausgelegt, zunächst eine Referenzverteilung der Streustrahlungsintensität in Zeilenrichtung zu ermitteln. Diese Referenzverteilung gibt für jeden Kanal k einen Referenzwert $I_{Sref}(k)$ für die Streustrahlungsintensität an. Zur Ermittlung der Referenzverteilung umfaßt die Detektoranordnung **12** zusätzlich zur Detektormatrix **18** eine Mehrzahl von Zusatzdetektorelementen **30** (siehe [Fig. 2](#)). Diese liegen außerhalb des Tomographiemeßfelds und werden demgemäß nicht von Primärstrahlung sondern von ausschließlich von Streustrahlung getroffen. Die Zusatzdetektorelemente **30** erlauben es demnach, meßtechnisch Informationen über die Intensität der Streustrahlung zu erhalten. Auch die Zusatzdetektorelemente **30** sind mit der Auswerte- und Rekonstruktionseinheit **24** verbunden und liefern ihre Meßsignale an selbige.

[0028] Die Zusatzdetektorelemente **30** sind oberhalb der in z-Richtung obersten oder/und unterhalb der in z-Richtung untersten Zeile der Detektormatrix **18** angeordnet. Da sich die örtliche Verteilung der Streustrahlung im allgemeinen durch eine vergleichsweise niederfrequente Funktion beschreiben läßt, genügt in Zeilenrichtung ein grobes Raster der Zusatzdetektorelemente **30**, weshalb im Vergleich zu der pro Zeile vorhandenen Anzahl von Detektorelementen **20** vorzugsweise nur eine wesentlich geringere, beispielsweise um eine Größenordnung kleinere Anzahl von Zusatzdetektorelementen **30** in Zeilenrichtung vorgesehen ist. Durch Interpolation ermittelt die Auswerte- und Rekonstruktionseinheit **24** dann aus den von den Zusatzdetektorelementen **30** gelieferten Meßsignalen die Referenzverteilung $I_{Sref}(k)$. Die Zusatzdetektorelemente **30** sind zweckmäßigerweise in Zeilenrichtung in gleichmäßigen Abständen verteilt; dies ist jedoch nicht zwingend. Selbstverständlich ist es nicht ausgeschlossen, eine der Anzahl der Detektorelemente **20** gleiche Anzahl von Zusatzdetektorelementen **30** in Zeilenrichtung vorzusehen.

[0029] Für die in der Detektorzeile n ($n=1, \dots, L$) gemessene Gesamtintensität $I_G(n, k)$ im Kanal k ($k=1, \dots, N$) gilt:

$$I_G(n, k) = I_P(n, k) + I_S(n, k) \quad (1)$$

[0030] Ziel der in der Auswerte- und Rekonstruktionseinheit **24** durchgeführten Streustrahlungskorrektur ist es zunächst, den Streustrahlungsanteil $I_S(n, k)$ möglichst genau abzuschätzen, um anschließend möglichst genaue Werte für den Primärstrahlungsanteil $I_P(n, k)$ zur Verfügung zu haben, die der Bildrekonstruktion zugeführt werden können.

[0031] Die Streustrahlungsabschätzung beginnt in der obersten oder der untersten Detektorzeile, je nachdem, ob die Referenzverteilung $I_{Sref}(k)$ aus den Meßsignalen oberhalb oder unterhalb der Detektormatrix **18** liegender Zusatzdetektorelemente **30** gewonnen wurde. Im folgenden wird davon ausgegangen, daß in der obersten Detektorzeile begonnen wird. Zur vereinfachten Notation wird dabei die Kanalnummer nicht mehr explizit angegeben. Die folgenden Überlegungen gelten jedoch für beliebige Winkelpositionen im Strahlenfächer und demnach für beliebige Kanalnummern. Für die oberste Detektorzeile gilt dann:

$$I_G(1) = I_P(1) + I_S(1) \quad (2)$$

[0032] Zur Ermittlung der Primärstrahlungsintensität $I_P(1)$ in der obersten (ersten) Detektorzeile wird die Annahme gemacht, daß sich I_{Sref} und der Streustrahlungsanteil $I_S(1)$ der ersten Detektorzeile – wenn überhaupt –

so nur vernachlässigbar unterscheiden. Die Primärstrahlungsintensität $I_p(1)$ kann daher auf einfache Weise wie folgt berechnet werden:

$$I_p(1) = I_G(1) - I_{Sref} \quad (3)$$

[0033] Die Primärstrahlungsintensitäten in allen weiteren Detektorzeilen können nun analog unter der Annahme ermittelt werden, daß die Primärstrahlungsintensität $I_p(n-1)$ der n-1-ten Detektorzeile näherungsweise der Primärstrahlungsintensität $I_p(n)$ der n-ten Zeile entspricht. Unter dieser Annahme kann die Streustrahlungsintensität $I_s(n)$ in der n-ten Zeile aus der tatsächlich gemessenen Gesamtintensität $I_G(n)$ in dieser Zeile und der Primärstrahlungsintensität $I_p(n-1)$ in der vorhergehenden Zeile n-1 rekursiv wie folgt berechnet werden:

$$I_s(n) = I_G(n) - I_p(n-1) \quad (4)$$

[0034] Sodann kann die Primärstrahlungsintensität $I_p(n)$ der n-ten Zeile abgeschätzt werden gemäß:

$$I_p(n) = I_G(n) - I_s(n) \quad (5)$$

[0035] Die Annahme $I_p(n-1) \approx I_p(n)$ ist bei kontrastarmen Strukturen im allgemeinen gerechtfertigt. Enthält das Untersuchungsobjekt **16** jedoch kontrastreiche Strukturen, wie beispielsweise Knochen, so können zwischen aufeinanderfolgenden Zeilen oder/und Kanälen signifikante Änderungen der gemessenen Gesamtintensität auftreten. Damit sich solche Signalunstetigkeiten beim Übergang von Zeile n-1 zu Zeile n in der obigen Rekursion nicht auf die Berechnung der Streustrahlungsintensitäten übertragen und daher die $I_p(n)$ -Werte verfälschen, werden die geschätzten Werte $I_s(n)$ der Streustrahlungsintensität beispielsweise mit einem Medianfilter wählbarer Länge tiefpaßgefiltert. Durch die Tiefpaßfilterung werden die angesprochenen Unstetigkeiten beseitigt. Die gefilterten $I_s(n)$ -Werte geben dann eine sehr gute Abschätzung der tatsächlichen Streustrahlungsintensität wieder. Aus den gefilterten $I_s(n)$ -Werten werden anschließend durch Einsetzen in obige Gleichung (5) neue $I_p(n)$ -Werte berechnet, die für die Bildrekonstruktion herangezogen werden.

[0036] Die Tiefpaßfilterung kann als eindimensionale Filterung in z-Richtung oder auch als zweidimensionale Filterung in z- und Zeilenrichtung durchgeführt werden.

[0037] Sind Zusatzdetektorelemente **30** ober- und unterhalb der Detektormatrix **18** vorgesehen, so können zwei Referenzverteilungen $I_{Sref, 1}$ und $I_{Sref, 2}$ ermittelt werden, nämlich eine ($I_{Sref, 1}$) aus den Meßsignalen der oberhalb der Detektormatrix **18** liegenden Zusatzdetektorelemente **30** und die andere ($I_{Sref, 2}$) aus den Meßsignalen der unterhalb der Detektormatrix **18** liegenden Zusatzdetektorelemente **30**. Es kann dann obiges Verfahren zur rekursiven Abschätzung der Primärstrahlungsintensitäten zweimal durchgeführt werden, nämlich einmal beginnend in der obersten Detektorzeile auf Grundlage der Referenzverteilung $I_{Sref, 1}$ und einmal beginnend in der untersten Detektorzeile auf Grundlage der Referenzverteilung $I_{Sref, 2}$. Es werden so für jedes Detektorelement **20** zwei Werte $I_p, 1$ und $I_p, 2$ der Primärstrahlungsintensität erhalten, die anschließend gemittelt werden. Für die Bildrekonstruktion werden dann die gemittelten Intensitätswerte verwendet.

[0038] In manchen Fällen kann es bereits genügen, die anhand der Zusatzdetektorelemente **30** gewonnene Referenzverteilung I_{Sref} als Modell für die Streustrahlungsverteilung aller Detektorzeilen der Detektormatrix **18** zu verwenden. Die Primärstrahlungsintensitäten $I_p(n)$ lassen sich dann einfach wie folgt berechnen:

$$I_p(n) = I_G(n) - I_{Sref} \quad (6)$$

[0039] Es ist auch denkbar, die Rekursion nicht über alle Detektorzeilen hinweg fortzuführen, sondern sie nach einer Teilanzahl der Detektorzeilen, beispielsweise nach jeder zweiten, dritten oder vierten Detektorzeile oder nach der Hälfte der Detektorzeilen, abubrechen und sodann in einer neuen Detektorzeile eine neue Rekursion zu starten. In dieser neuen Detektorzeile wird dann analog zu Gleichung (3) wieder die Annahme gemacht, daß die Streustrahlungsverteilung dieser Zeile der Referenzverteilung I_{Sref} entspricht. Es ist sogar vorstellbar, beim Neustart der Rekursion von einer anderen Referenzverteilung auszugehen. Bei obigem Beispiel mit Zusatzdetektorelementen **30** ober- und unterhalb der Detektormatrix könnte es etwa sinnvoll sein, für die obere Hälfte der Detektorzeilen eine Rekursion auf Grundlage der Referenzverteilung $I_{Sref, 1}$ durchzuführen und für die untere Hälfte der Detektorzeilen eine Rekursion auf Grundlage der Referenzverteilung $I_{Sref, 2}$ durchzuführen, insbesondere dann, wenn die Detektormatrix **18** eine große Anzahl von Zeilen aufweist, beispielsweise 16, 24 oder 32.

[0040] Die Referenzverteilung I_{Sref} kann auch auf andere Weise als mit Hilfe der Zusatzdetektorelemente **30**

ermittelt werden. So ist es beispielsweise möglich, aus den Intensitätsmeßwerten $I_G(n)$ einer Zeile der Detektormatrix **18** die zugehörige Streustrahlungsverteilung $I_S(n)$ dieser Zeile rechnerisch zu bestimmen. Diese Streustrahlungsverteilung $I_S(n)$ kann dann als Referenzverteilung I_{Sref} verwendet werden, um für die übrigen Zeilen der Detektormatrix **18** den Streustrahlungsanteil der Intensitätsmeßwerte dieser Zeilen mittels obigen Rekursionsverfahren abzuschätzen.

[0041] Zur rechnerischen Ermittlung einer Streustrahlungsverteilung aus Intensitätsmeßwerten ist aus der weiter oben zitierten Literatur von B. Ohnesorge ein Faltungsmodell für ein einzeiliges Detektorsystem bekannt. Diesem Modell liegt die Idee zugrunde, daß die prinzipiellen Streuwinkelabhängigkeiten der differentiellen Wirkungsquerschnitte und Streuenergien von Compton- und Raleigh-Streuung die Annahme rechtfertigen, daß die Streubeiträge in einem Detektorkanal k , der zu einem Fächerwinkel β_k zugehörig ist, mit dem Winkelabstand im Fächer ($\beta - \beta_k$) abnehmen. (In der Herleitung werden nur Einfachstreuprozesse berücksichtigt.) Eine zur Beschreibung verwendbare "Abstandsfunktion" $G(\beta)$ hat dann ein Maximum bei $\beta = \beta_k$ und überstreicht den Winkelbereich $(-\beta_{max} + \beta_k, \beta_{max} + \beta_k)$. Eine vom Fächerwinkel β abhängige Streustrahlungsverteilung $I_{SC}(\beta)$ ergibt sich dann wie folgt:

$$I_{SC}(\beta) = C_m \cdot f(\Delta z_{sl}) \cdot (I_{SC,forw}(\beta) \otimes G(\beta)) \cdot R(\beta) \quad (7)$$

[0042] Dabei bezeichnen C_M eine Maschinenkonstante und $f(\Delta z_{sl})$ eine schichtdickenabhängige Gewichtung. $I_{SC,forw}(\beta)$ ist eine im Modell der Einfachstreuung berechnete Vorwärts-Streustrahlungsintensität mit

$$I_{SC,forw}(\beta) = K_{SC,forw} \cdot I(\beta) \cdot \left(-\ln \left(\frac{I(\beta)}{I_0} \right) \right) \quad (8)$$

[0043] $K_{SC,forw}$ ist eine Proportionalitätskonstante, I_0 die Intensität der ungeschwächten Strahlung und $I(\beta)$ die im Fächerwinkel β vom Detektorsystem gemessene Strahlungsintensität. In der Faltungsgleichung (7) werden durch den Faltungskern $G(\beta)$ die Streubeiträge aller Strahlen im Fächer zu allen Detektorelementen berücksichtigt. Er wird üblicherweise als Abstandskern angegeben:

$$G(\beta) = \left(1 + \left(\frac{\beta}{A \cdot \Delta \beta} \right)^2 \right)^{-k} \quad (9)$$

[0044] A ist ein Parameter, mit dem die Breite gesteuert werden kann. Er kann empirisch aus Bildoptimierungen oder aus einem Vergleich von im Faltungsmodell berechneten und simulierten Streustrahlungsverteilungen bestimmt werden.

[0045] Für die Funktion $R(\beta)$ gilt:

$$R(\beta) = 1, \text{ falls } \beta \in [-\beta_{max}, \beta_{max}]; 0 \text{ sonst} \quad (10)$$

[0046] Weitere Informationen zu obigem Faltungsmodell für Einzeilen-Detektorsysteme können der Literatur von B. Ohnesorge entnommen werden.

[0047] Dieses bekannte Modell kann nun im Rahmen der Erfindung zur Anpassung an mehrzeilige bzw. flächenartige Detektoren, wie beispielsweise in [Fig. 2](#) gezeigt, modifiziert werden. Wegen der Rotationssymmetrie der differentiellen Wirkungsquerschnitte hinsichtlich der Fächerkoordinate β und der Zeilenkoordinate z_n ($z_n = (L/2 - n)\Delta z$; ($n=1, \dots, L$)) kann Gleichung (7) leicht erweitert werden. (Δz stellt die Zeilenhöhe dar.) Die Streustrahlungsintensität $I_{SC}(\beta, z_n)$ ist dann gegeben durch:

$$I_{SC}(\beta, z_n) = C_M \cdot f(\Delta z_{sl}) \cdot (I_{SC,forw}(\beta, z_n) \otimes G(\beta, z_n)) \cdot R(\beta, z_n) \quad (11)$$

[0048] Dabei haben C_M und $f(\Delta z_{sl})$ die gleiche Bedeutung wie oben. $I_{SC,forw}(\beta, z_n)$ ist wiederum die im Modell der Einfachstreuung berechnete Vorwärts-Streustrahlungsintensität mit

$$I_{SC,forw}(\beta, z_n) = K_{SC,forw} \cdot I(\beta, z_n) \cdot \left(-\ln \left(\frac{I(\beta, z_n)}{I_0} \right) \right) \quad (12)$$

[0049] $I(\beta, z_n)$ bezeichnet die im Fächerwinkel β der n -ten Detektorzeile gemessene Strahlungsintensität. Für

$R(\beta, z_n)$ gilt:

$$R(\beta, z_n) = 1, \text{ falls } \beta \in [-\beta_{\max}, \beta_{\max}] \text{ und } 1 \leq n \leq L; 0 \text{ sonst} \quad (13)$$

[0050] Der Abstandskern lautet nun:

$$G(\beta, z_n) = \left(1 + \frac{\beta^2 + \left(\frac{z_n}{R_{fd}} \right)^2}{A' \cdot \Delta\beta} \right)^{-k} \quad (14)$$

[0051] Darin bezeichnet A' wiederum den Breitenparameter, $\beta^2 + (z_n/R_{fd})^2$ mißt den Abstand vom Detektorursprung zum Detektorelement im Fächerwinkel β der n -ten Detektorzeile und R_{fd} bezeichnet den Abstand zwischen Fokus und Detektor des CT-Scanners.

[0052] Die Streustrahlungsverteilung $I_{SC}(\beta, z_n)$ kann in vorstehender Weise für eine beliebige Zeile der Detektormatrix **18** berechnet werden. Es wird empfohlen, sie für eine mittlere Detektorzeile zu berechnen. Die so berechnete Streustrahlungsverteilung wird sodann als Referenzverteilung I_{Sref} für die Rekursion verwendet. Die Rekursion wird in der Zeile gestartet, aus deren Intensitätsmeßwerten die Referenzverteilung berechnet wurde. Im Fall einer mittleren Detektorzeile wird sowohl eine Rekursion zu oberen Detektorzeilen als auch eine Rekursion zu unteren Detektorzeilen hin gestartet. Wird nach einer Teilanzahl von Detektorzeilen die Rekursion unterbrochen, so wird in einer neuen Zeile eine neue Rekursion vorzugsweise mit einer neuen Referenzverteilung begonnen, die mit Hilfe obigen Faltungsmodells aus den Intensitätsmeßwerten dieser neuen Zeile berechnet wurde. Auf diese Weise läßt sich eine hohe Qualität bei der Abschätzung der genauen Streustrahlungsanteile erzielen.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Streustrahlungskorrektur von Strahlungsintensitätsmeßwerten ($I_G(n, k)$), welche in einer Röntgen-Computertomographieeinrichtung mittels einer in einem Tomographiemeßfeld der Computertomographieeinrichtung liegenden Detektormatrix (**18**) erhalten werden, die eine Vielzahl in mehreren übereinanderliegenden Detektorzeilen nebeneinander angeordneter Detektorelemente (**20**) aufweist, **dadurch gekennzeichnet**, daß zunächst mindestens eine Referenzverteilung ($I_{Sref}(k)$) der Streustrahlungsintensität in Zeilenrichtung der Detektormatrix (**18**) ermittelt wird und daß sodann ausgehend von dieser mindestens einen Referenzverteilung ein Streustrahlungsanteil ($I_S(n, k)$) jedes Intensitätsmeßwerts ermittelt wird und die Intensitätsmeßwerte in Abhängigkeit von ihrem jeweiligen Streustrahlungsanteil korrigiert werden, wobei der Streustrahlungsanteil der Intensitätsmeßwerte mindestens einer Teilanzahl der Detektorzeilen durch Rekursion in folgender Weise ermittelt wird:

- a) der Streustrahlungsanteil ($I_S(n, k)$) der Intensitätsmeßwerte ($I_G(n, k)$) einer aktuellen Detektorzeile der Rekursion wird aus den Intensitätsmeßwerten ($I_G(n, k)$) dieser aktuellen Detektorzeile und einem Primärstrahlungsanteil ($I_P(n-1, k)$) der Intensitätsmeßwerte ($I_G(n-1, k)$) einer vorhergehenden Detektorzeile der Rekursion ermittelt,
- b) der Primärstrahlungsanteil ($I_P(n-1, k)$) der Intensitätsmeßwerte ($I_G(n-1, k)$) der vorhergehenden Detektorzeile wird aus den Intensitätsmeßwerten ($I_G(n-1, k)$) dieser vorhergehenden Detektorzeile und deren Streustrahlungsanteil ($I_S(n-1, k)$) ermittelt, und
- c) als Streustrahlungsanteil ($I_S(1, k)$) der Intensitätsmeßwerte ($I_G(1, k)$) einer ersten Detektorzeile der Rekursion werden Intensitätswerte aus der Referenzverteilung ($I_{Sref}(k)$) der Streustrahlungsintensität verwendet.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die mindestens eine Referenzverteilung ($I_{Sref}(k)$) der Streustrahlungsintensität aus Referenzintensitätsmeßwerten gewonnen wird, welche durch Strahlungsintensitätsmessung außerhalb des Tomographiemeßfelds erhalten werden.

3. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Strahlungsintensitätsmessung oberhalb einer ersten Detektorzeile der Detektormatrix (**18**) oder/und unterhalb einer letzten Detektorzeile der Detektormatrix durchgeführt wird.

4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Referenzintensitätsmeßwerte an in Zeilenrichtung der Detektormatrix (**18**) im Abstand voneinander liegenden Meßorten gewonnen werden, deren

Anzahl kleiner, insbesondere wesentlich kleiner als die Anzahl der Detektorelemente (**20**) pro Detektorzeile ist, und daß die Referenzverteilung ($I_{S_{ref}}(k)$) der Streustrahlungsintensität durch Interpolation der Referenzintensitätsmeßwerte gewonnen wird.

5. Verfahren nach Anspruch 3 oder 4, dadurch gekennzeichnet, daß eine Referenzverteilung ($I_{S_{ref}, 1}(k)$) durch Strahlungsintensitätsmessung oberhalb der ersten Detektorzeile der Detektormatrix (**18**) und eine weitere Referenzverteilung ($I_{S_{ref}, 2}(k)$) durch Strahlungsintensitätsmessung unterhalb der letzten Detektorzeile der Detektormatrix gewonnen werden.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 3 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Rekursion zumindest in einer randseitigen Detektorzeile der Detektormatrix (**18**) begonnen wird.

7. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die mindestens eine Referenzverteilung ($I_{S_{ref}}(k)$) der Streustrahlungsintensität unter Verwendung der Intensitätsmeßwerte ($I(\beta, z_n)$) mindestens einer Detektorzeile der Detektormatrix (**18**) berechnet wird.

8. Verfahren nach Anspruch 7 dadurch gekennzeichnet, daß die Referenzverteilung ($I_{S_{ref}}(k)$) auf Grundlage eines mathematischen Faltungsmodells berechnet wird.

9. Verfahren nach Anspruch 7 oder 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Referenzverteilung ($I_{S_{ref}}(k)$) unter Verwendung der Intensitätsmeßwerte ($I(\beta, z_n)$) einer mittleren Detektorzeile der Detektormatrix (**18**) berechnet wird und daß die Rekursion zumindest in dieser mittleren Detektorzeile zu oberen und unteren Detektorzeilen hin begonnen wird.

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Rekursion nach einer Teilanzahl von Detektorzeilen beendet wird und in einer nachfolgenden Detektorzeile eine weitere Rekursion gestartet wird.

11. Verfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß die weitere Rekursion auf Grundlage derselben Referenzverteilung ($I_{S_{ref}}(k)$) der Streustrahlungsintensität gestartet wird.

12. Verfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß die weitere Rekursion auf Grundlage einer anderen Referenzverteilung ($I_{S_{ref}, 1}(k)$, $I_{S_{ref}, 2}(k)$) der Streustrahlungsintensität gestartet wird.

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß die nach Durchführung der Rekursion ermittelten Streustrahlungsanteile ($I_S(n, k)$) in Spalten- und gewünschtenfalls auch in Zeilenrichtung der Detektormatrix tiefpaßgefiltert werden und die Intensitätsmeßwerte ($I_G(n, k)$) in Abhängigkeit von ihrem jeweiligen gefilterten Streustrahlungsanteil korrigiert werden.

14. Verfahren nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß zur Tiefpaßfilterung der Streustrahlungsanteile ($I_S(n, k)$) ein Medianfilter verwendet wird.

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, daß für jeden Intensitätsmeßwert ($I_G(n, k)$) ausgehend von zwei verschiedenen Referenzverteilungen ($I_{S_{ref}, 1}(k)$, $I_{S_{ref}, 2}(k)$) zwei Werte des Streustrahlungsanteils ermittelt werden und die Intensitätsmeßwerte ($I_G(n, k)$) entsprechend einem jeweiligen gemittelten Streustrahlungsanteil korrigiert werden.

16. Röntgen-Computertomographieeinrichtung, welche zur Durchführung des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 15 ausgelegt ist.

17. Computertomographieeinrichtung nach Anspruch 16, gekennzeichnet durch eine außerhalb des Tomographiemeßfelds angeordnete Zusatzdetektoranordnung (**30**) zur Gewinnung der Referenzintensitätsmeßwerte.

18. Computertomographieeinrichtung nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, daß die Zusatzdetektoranordnung (**30**) oberhalb einer ersten Detektorzeile der Detektormatrix (**18**) oder/und unterhalb einer letzten Detektorzeile der Detektormatrix mehrere in Zeilenrichtung der Detektormatrix im Abstand voneinander angeordnete Zusatzdetektorelemente (**30**) aufweist, deren jedes einen der Referenzintensitätsmeßwerte liefert.

19. Computertomographieeinrichtung nach Anspruch 18, dadurch gekennzeichnet, daß die Anzahl der Zu-

satzdetektorelemente (**30**) in Zeilenrichtung der Detektormatrix (**18**) kleiner, insbesondere wesentlich kleiner als die Anzahl der Detektorelemente (**20**) pro Detektorzeile ist.

Es folgt ein Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

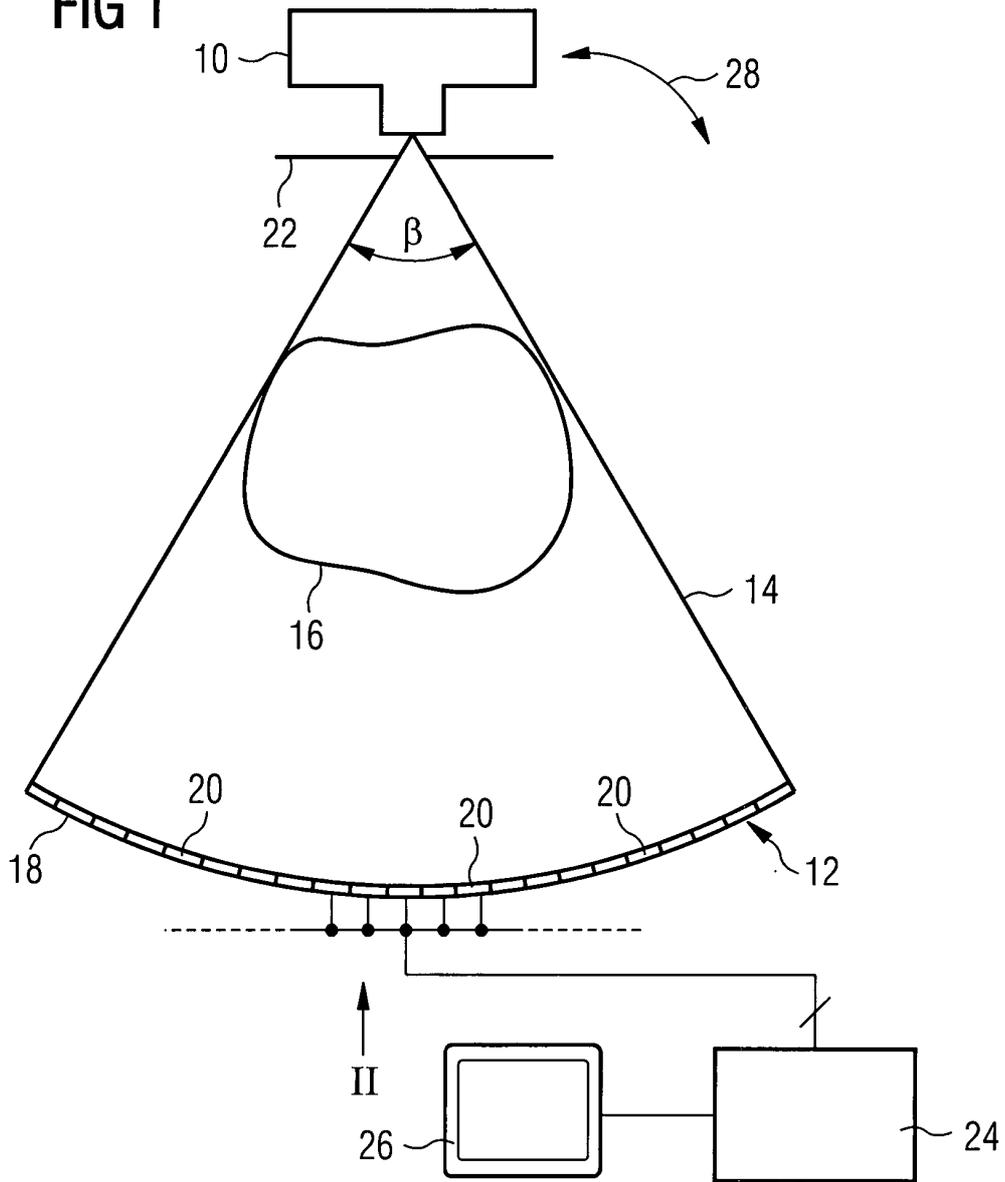


FIG 2

