



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2004 039 681 B4 2006.06.01**

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2004 039 681.7**
 (22) Anmeldetag: **16.08.2004**
 (43) Offenlegungstag: **09.03.2006**
 (45) Veröffentlichungstag
 der Patenterteilung: **01.06.2006**

(51) Int Cl.⁸: **G01N 23/06 (2006.01)**
G01T 1/29 (2006.01)
A61B 6/03 (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).

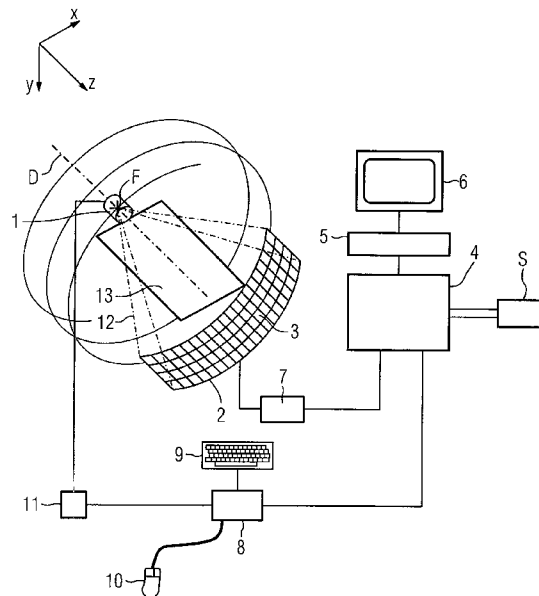
(73) Patentinhaber:
Siemens AG, 80333 München, DE

(72) Erfinder:
Heismann, Björn, Dr., 91052 Erlangen, DE;
Janssen, Silke, Dr., 91094 Langensendelbach, DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
 gezogene Druckschriften:
DE10 2004 001185 A1
GB 20 04 437 A
US 55 28 649 A
WO 97/16 721 A1

(54) Bezeichnung: **Tomographiegerät und Verfahren für ein Tomographiegerät**

(57) Hauptanspruch: Tomographiegerät mit einem Röntgenstrahler (1) und einem Detektor (2), umfassend eine Mehrzahl von Detektorelementen (3) zur Erzeugung von Detektorausgangssignalen $x(i,j)$, aufweisend Rechenmittel (4), welche aus den Detektorausgangssignalen $x(i,j)$ zumindest eines Detektorelementes (3) und aus zumindest einem vorgebaren Röntgenstrahlereingangswert $y(i)$ des Röhrenstrahlers (1) detektorelementbezogene Koeffizienten $s_n(j)$ einer von einem Detektorausgangssignal abhängigen Intensitätsfunktion $S(x(i,j))$ und röntgenstrahlerbezogene Koeffizienten $q_m(i)$ einer von einem Röntgenstrahlereingangswert abhängigen Intensitätsfunktion $Q(y(i))$ berechnen, wobei die Berechnung der Koeffizienten $s_n(j)$, $q_m(i)$ durch Lösen eines die Koeffizienten $s_n(j)$, $q_m(i)$, die Detektorausgangssignale $x(i,j)$ und den zumindest einen Röntgenstrahlereingangswert $y(i)$ umfassenden Gleichungssystems (4.2) durchführbar ist, dessen Gleichungen den Zusammenhang zwischen der von einem Detektorausgangssignal abhängigen Intensitätsfunktion $S(x(i,j))$ und der von einem Röntgenstrahlereingangswert abhängigen Intensitätsfunktion $Q(y(i))$ herstellt.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Tomographiegerät mit einem Röntgenstrahler und einem Detektor, umfassend eine Mehrzahl von Detektorelementen zur Erzeugung von Detektorausgangssignalen. Die Erfindung betrifft außerdem ein Verfahren für ein derartiges Tomographiegerät.

Stand der Technik

[0002] Ein Tomographiegerät mit einem Röntgenstrahler und einem Detektor ist beispielsweise aus der DE 195 02 574 C2 bekannt. Der Detektor umfasst eine Mehrzahl von Detektorelementen, die in einem aus Zeilen und Spalten gebildeten rechteckigen Detektorarray angeordnet sind. Der Röntgenstrahler kann dabei eine Röntgenröhre sein. Es sind aber auch beliebig andere Quellen von Röntgenstrahlung denkbar. Die Detektorelemente dienen zur Erzeugung von Detektorausgangssignalen als Maß für die Absorption einer von dem Röntgenstrahler ausgehenden und durch einen Messbereich tretenden Röntgenstrahlung. Detektor und Röntgenstrahler sind um eine Drehachse drehbar angeordnet. Auf Basis der aus verschiedenen Drehwinkelpositionen gewonnenen Detektorausgangssignale für ein in dem Messbereich positioniertes Objekt kann so, z.B. zur Untersuchung eines Körperinneren eines Patienten, ein Volumenbild rekonstruiert werden.

[0003] Bei einem Tomographiegerät können beispielsweise Szintillationsdetektoren oder Halbleiterdetektoren zum Einsatz kommen. Die Detektorelemente eines aus der DE 100 51 162 A1 bekannten Szintillationsdetektors weisen jeweils einen Szintillator und eine diesem zugeordnete Fotodiode auf. Bei einem derartigen Detektor werden die Detektorausgangssignale indirekt über Lichtimpulse erzeugt, die durch Absorption von Röntgenquanten im Szintillator hervorgerufen werden. Die Detektorelemente eines aus der US 5,777,338 bekannten Halbleiterdetektors weisen im Gegensatz dazu jeweils ein p-dotiertes und n-dotiertes Halbleitermaterial mit einer gegenüber Röntgenstrahlung empfindlichen Sperrschicht auf. Die Detektorausgangssignale eines solchen Halbleiterdetektors werden direkt aus den von einem Röntgenquant in der Sperrschicht hervorgerufenen Ladungsträgern erzeugt.

[0004] Szintillationsdetektoren werden vorzugsweise als integrierende Detektoren betrieben. In dieser Betriebsart wird über das Detektorausgangssignal über eine gewisse Zeit integriert. Eine gute Bildqualität ist insbesondere bei einer kurzen Abklingzeit der Detektorelemente erzielbar.

[0005] Halbleiterdetektoren werden im Gegensatz dazu vorzugsweise als zählende Detektoren betrieben. Ein zählender Detektor benötigt nach Eintreffen

eines Ereignisses eine bestimmte Zeit die sogenannte Totzeit, dieses Ereignis zu verarbeiten. Alle weiteren Ereignisse, die während dieser Zeit eintreffen, gehen verloren. Zwei Fälle im Verhalten eines Detektors werden bei zählender Betriebsart unterschieden:

(1) nicht paralisierend (non-paralysing):

Nach jedem nachgewiesenen Ereignis ist der Detektor für eine feste Zeit τ nicht sensitiv, wobei τ der Totzeit entspricht. Er kann während dieser Zeit eintretende Ereignisse nicht registrieren („non-extendable dead time“).

(2) paralisierend (paralysing):

Der Detektor bleibt auch während der Totzeit sensitiv. Dadurch kann die Totzeit durch Eintreffen eines weiteren Ereignisses verlängert werden („extendable dead time“).

[0006] Bei einer hohen Anzahl von auftreffenden Röntgenquanten besteht ein nichtlinearer Zusammenhang zwischen der gemessenen Zählrate und der auf ein Detektorelement tatsächlich einwirkenden Zählrate.

[0007] Der Zusammenhang zwischen gemessener und tatsächlicher Zählrate kann für Detektoren mit einem nicht paralisierenden Verhalten durch $m = n/(1 + n \cdot \tau)$ und für Detektoren mit einem paralisierenden Verhalten durch $m = n \cdot e^{-n \cdot \tau}$ angegeben werden, wobei m die gemessene Zählrate, n die tatsächliche Zählrate und τ die Totzeit der Detektorelemente ist.

[0008] Die gemessene Zählrate kann auch als gemessene Intensität der Röntgenstrahlung und die tatsächliche Zählrate auch als tatsächliche auf ein Detektorelement einwirkende Intensität der Röntgenstrahlung verstanden werden. Zur Vereinfachung der Beschreibung wird im Folgenden daher anstelle von Zählrate auch der allgemein beschreibende Begriff Intensität verwendet.

[0009] Ein Fehler in der ermittelten Intensität der Röntgenstrahlung für das jeweilige Detektorelement zum Zeitpunkt einer Untersuchung oder zum Zeitpunkt einer Kalibrierung des Tomographiegerätes führt bei der Rekonstruktion eines Volumenbildes auf Basis verschiedener Projektionsbilder, die an unterschiedlichen Drehwinkelpositionen aufgezeichnet wurden, zu einer Verschlechterung der erzielbaren Bildqualität.

[0010] Aus dem Stand der Technik ist kein Verfahren oder Gerät bekannt, mit dem eine auf ein Detektorelement tatsächlich einwirkende Intensität der Röntgenstrahlung auf einfache Weise ermittelbar ist.

[0011] Aus der DE 10 2004 001 185 A1 ist lediglich ein Verfahren zum Einstellen der Strahlungsemissionsrate für eine Röntgenstrahlenquelle bekannt, bei dem die Emissionsrate empirisch durch eine vom Heizstrom abhängige Polynomfunktion zweiter Ord-

nung und eine von der Hochspannung abhängige Polynomfunktion erster Ordnung moduliert wird, wobei die Koeffizienten der Polynomfunktionen in einem Kalibrierverfahren ermittelt werden.

[0012] Weiterhin ist aus der US 5 528 649 A eine Kalibriermethode bekannt, bei der Messreihen zu unterschiedlichen Röhrenspannungen und zu unterschiedlichen Durchstrahlungsdicken eines in den Messbereich eines Röntgendetektors eingebrachten Phantoms aufgenommen werden. Auf der Grundlage dieser Messungen wird ein analytisches Modell bestimmt, mit dem der Zusammenhang zwischen eingestellter Röhrenspannung und Durchstrahlungsdicke des Phantoms herstellbar ist. Durch eine Invertierung der dem analytischen Modell zu Grunde liegenden Funktion kann die Durchstrahlungsdicke aus der Kenntnis der Schwächungswerte und der eingestellten Röhrenspannung berechnet werden.

[0013] Die GB 2 004 437 A offenbart ein Tomographiegerät, bei dem in einer Kalibrierphase Messwerte für unterschiedliche Dicken eines Kalibriermaterials ermittelt werden. Die erfassten Messwerte stellen Kalibrierwerte dar, die im Rahmen einer eigentlichen Untersuchung mit den erfassten Messwerten verglichen werden, so dass mittels einer Interpolation eine Dicke des Referenzmaterials zu jedem Messwert ermittelt werden kann, welche bei der Berechnung eines Bildes mit berücksichtigt wird. Ein derartiges Tomographiegerät reduziert insbesondere Interferenzmuster, die aufgrund einer Nichtlinearität zwischen Intensität der Röntgenstrahlung und Detektorausgangssignal entstehen.

[0014] Zur Vermeidung unterschiedlicher Abbildungseigenschaften benachbarter Detektorelemente wird in der WO 97/16721 A1 ein CT-Scanner vorgeschlagen, wobei Verstärkungsfaktoren aus den jeweiligen Messwerten der Detektorelemente bei Luft zwischen Röntgenstrahlungsquelle und Detektor bestimmt werden.

Aufgabenstellung

[0015] Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es ein Tomographiegerät bzw. ein Verfahren für ein Tomographiegerät anzugeben, das die Voraussetzungen schafft, dass eine Ermittlung der tatsächlich auf ein Detektorelement einwirkenden Intensität der Röntgenstrahlung auf einfache Weise möglich ist.

[0016] Diese Aufgabe wird durch ein Tomographiegerät gemäß den Merkmalen des unabhängigen Anspruchs 1 gelöst; vorteilhafte Ausgestaltungen des Tomographiegerätes sind jeweils Gegenstand der Unteransprüche 2–15.

[0017] Das Tomographiegerät weist nach der Erfindung Rechenmittel auf, welche aus Detektoraus-

gangssignalen zumindest eines Detektorelementes und aus zumindest einem vorgebbaren Röntgenstrahlereingangswert eines Röhrenstrahlers detektorelementbezogene Koeffizienten einer von einem Detektorausgangssignal abhängigen Intensitätsfunktion und röntgenstrahlerbezogene Koeffizienten einer von einem Röntgenstrahlereingangswert abhängigen Intensitätsfunktion berechnen, wobei die Berechnung der Koeffizienten durch Lösen eines die Koeffizienten, die Detektorausgangssignale und den zumindest einen Röntgenstrahlereingangswert umfassenden Gleichungssystems durchführbar ist, dessen Gleichungen den Zusammenhang zwischen der von einem Detektorausgangssignal abhängigen Intensitätsfunktion und der von einem Röntgenstrahlereingangswert abhängigen Intensitätsfunktion herstellt.

[0018] Das erfindungsgemäße Tomographiegerät ermöglicht die einfache Berechnung der detektorelementbezogenen Koeffizienten der von dem Detektoreingangssignal abhängigen Intensitätsfunktion und der röntgenstrahlerbezogenen Koeffizienten der von dem Röntgenstrahlereingangswert abhängigen Intensitätsfunktion, so dass unter geringem Aufwand im Anschluss an die vor einer Untersuchung durchführbare Berechnung der Koeffizienten jederzeit die auf ein Detektorelement einwirkende Intensität einer Röntgenstrahlung ermittelbar ist. Die Berechnung der Koeffizienten erfolgt lediglich auf der Basis von Detektorausgangssignalen und eingestellten Röntgenstrahlereingangswerten.

[0019] Die Intensität der Röntgenstrahlung an dem Ort eines bestimmten Detektorelementes ist bei dem erfindungsgemäßen Tomographiegerät nach Berechnung der detektorelementbezogenen Koeffizienten auch zum Zeitpunkt einer Untersuchung in Verbindung mit der vom Detektorausgangssignal abhängigen Intensitätsfunktion möglich. Für den Fall, dass sich kein Objekt in dem Messbereich befindet ist die Berechnung der auf die Detektorelemente einwirkenden Intensität auch durch die röntgenstrahlerbezogenen Koeffizienten in Verbindung mit der vom Röntgenstrahlereingangswert abhängigen Intensitätsfunktion möglich. Die Ermittlung der Intensität der tatsächlich einwirkenden Röntgenstrahlung kann also ohne Notwendigkeit eines komplexen Messaufbaus stattfinden.

[0020] In einer vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung sind die detektorelementbezogenen Koeffizienten in Verbindung mit der von einem Detektorausgangssignal abhängigen Intensitätsfunktion zur Korrektur eines nichtlinearen Zusammenhangs zwischen einer von dem Detektorelement gemessenen Intensität und einer tatsächlich einwirkenden Intensität der Röntgenstrahlung an dem Ort des Detektorelementes einsetzbar. Mit einer derartigen Korrektur der Detektorausgangssignale ist gewährleistet, dass benachbarte Detektorelemente auch bei unter-

schiedlichen Detektorelementeigenschaften, wie z.B. bei unterschiedlichen Totzeiten, für gleiche Intensitäten der einwirkenden Röntgenstrahlung die gleichen Resultate liefern. Durch die Korrektur der Detektorausgangssignale wird somit insbesondere bei der Rekonstruktion eines Volumenbildes die erzielbare Bildqualität verbessert.

[0021] Die Korrektur der Nichtlinearität auf Basis der Detektorausgangssignale in Verbindung mit den ermittelbaren Koeffizienten der Intensitätsfunktion ist darüber hinaus auch auf sehr kostengünstige Weise durchführbar, da zur Signalkorrektur kein aufwendiger Abgleich der elektronischen Bauelemente zur Anpassung der Detektorelementeigenschaften notwendig ist.

[0022] Vor Untersuchungsbeginn wird in der Regel im Rahmen einer Kalibrierung des Tomographiegerätes zur Erzielung eines hohen Bildkontrastes eine vom Untersuchungsobjekt abhängige Intensität der Röntgenstrahlung eingestellt. Die röntgenstrahlerbezogenen Koeffizienten sind in Verbindung mit einer vom Röntgenstrahlereingangswert abhängigen Intensitätsfunktion vorteilhaft zur sehr genauen Einstellung einer auf die Detektorelemente einwirkenden Intensität der Röntgenstrahlung einsetzbar, wodurch die erzielbare Bildqualität bzw. der erzielbare Bildkontrast einer Röntgenaufnahme verbessert werden kann.

[0023] Bei dem erfindungsgemäßen Tomographiegerät ist bevorzugt als Röntgenstrahler eine Röntgenröhre und als Röntgenstrahlereingangswert ein Röhrenstrom vorgesehen, so dass die von der Röntgenröhre erzeugte Intensität einer Röntgenstrahlung über den eingestellten Röhrenstrom vorgebar ist. Der funktionale Zusammenhang zwischen dem Röhrenstrom und der Intensität der Röntgenstrahlung ergibt sich also in diesem Fall aus der von dem Röhrenstrom abhängigen Intensitätsfunktion in Verbindung mit den berechenbaren röhrenstrombezogenen Koeffizienten.

[0024] Die vom Röntgenstrahlereingangswert abhängige Intensitätsfunktion kann je nach Genauigkeitsanforderungen bezogen auf die Ermittlung der Intensität oder Rechenzeitanforderungen bezogen auf die Berechnung der Koeffizienten eine unterschiedliche Darstellung aufweisen.

[0025] In einer vorteilhaften Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Tomographiegerätes, bei der die Koeffizienten der Intensitätsfunktionen in besonders kurzer Rechenzeit berechenbar sind, ist die vom Röntgenstrahlereingangswert abhängige Intensitätsfunktion eine lineare Funktion mit der folgenden Gestalt:

$$Q1(y(i)) = q0(i) + q1(i) \cdot y(i) \quad (1)$$

mit

i als Index für eine Messung,
 $q0(i), q1(i)$ als röntgenstrahlerbezogene Koeffizienten einer Messung i,
 $y(i)$ als Röntgenstrahlereingangswert der Messung i.

[0026] Eine weitere bevorzugte Darstellung der vom Röntgenstrahlereingangswert abhängigen Intensitätsfunktion, bei der eine im Vergleich zur linearen Funktion genauere Ermittlung der von dem Röntgenstrahler erzeugten Intensität der Röntgenstrahlung gegeben ist, hat die Gestalt einer quadratischen Funktion:

$$Q2(y(i)) = q0(i) + q1(i) \cdot y(i) + q2(i) \cdot y(i)^2 \quad (2)$$

mit

i als Index für eine Messung,
 $q0(i), q1(i), q2(i)$ als röntgenstrahlerbezogene Koeffizienten einer Messung i,
 $y(i)$ als Röntgenstrahlereingangswert der Messung i.

[0027] Eine vorteilhafte Darstellung der vom Röntgenstrahlereingangswert abhängigen Intensitätsfunktion, bei der eine Berechnung der von dem Röntgenstrahler erzeugten Intensität der Röntgenstrahlung mit einem sehr geringen Fehler gewährleistet ist, die jedoch zur Ermittlung der Koeffizienten eine höhere Rechenzeit benötigt, hat die Gestalt einer kubischen Funktion:

$$Q3(y(i)) = q0(i) + q1(i) \cdot y(i) + q2(i) \cdot y(i)^2 + q3(i) \cdot y(i)^3 \quad (3)$$

mit

i als Index für eine Messung,
 $q0(i), q1(i), q2(i), q3(i)$ als röntgenstrahlerbezogene Koeffizienten einer Messung i,
 $y(i)$ als Röntgenstrahlereingangswert der Messung i.

[0028] Der Zusammenhang zwischen der von einem Detektorausgangssignal abhängigen Intensitätsfunktion und der von einem Röntgenstrahlereingangswert abhängigen Intensitätsfunktion an der Position eines Detektorelementes ist vorteilhaft durch folgende Gleichung gegeben:

$Q(y(i)) = S(x(i,j))$, wobei $Q(y(i))$ die von dem Röntgenstrahlereingangswert $y(i)$ abhängige Intensitätsfunktion in allgemeiner Form und $S(x(i,j))$ die von dem Detektorausgangssignal $x(i,j)$ abhängige Intensitätsfunktion in allgemeiner Form darstellt.

[0029] Die Detektoren des erfindungsgemäßen Tomographiegerätes sind in unterschiedlichen Be-

triebsarten betreibbar.

[0030] Der Detektor, beispielsweise ein Halbleiterdetektor, ist vorteilhaft als zählender Detektor betreibbar. Die von dem Detektorausgangssignal abhängige Intensitätsfunktion hat für zählende Detektoren mit einem nicht paralyisierenden Verhalten folgende bevorzugte Gestalt:

$$S1(x(i,j)) = x(i,j)/(1 - x(i,j) \cdot \tau(j)) \quad (4)$$

mit

i als Index für eine Messung,
 j als Index für das Detektorelement,
 x(i,j) als Detektorausgangssignal des j-ten Detektorelementes der Messung i und
 τ(j) als Totzeit des j-ten Detektorelementes ist.

[0031] Die Totzeit τ(j) entspricht dabei der Verarbeitungszeit, die ein Detektorelement benötigt, um ein eintreffendes Röntgenquant zu verarbeiten. Während dieser Verarbeitungszeit kann von dem Detektorelement kein weiteres Röntgenquant registriert werden. Die Verarbeitungszeit kann von Detektorelement zu Detektorelement sehr verschieden sein und sollte daher, in Abhängigkeit des Detektors, individuell für jedes Detektorelement bekannt sein. Die Totzeit τ(j) entspricht dem detektorelementbezogenen Koeffizienten, mit dem die Detektorelementeigenschaften bzw. der nichtlineare Zusammenhang zwischen Detektorausgangssignal und der auf das Detektorelement wirkenden Intensität der Röntgenstrahlung charakterisierbar ist.

[0032] In einer vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung ist das Gleichungssystem, das zur Berechnung der Koeffizienten der Intensitätsfunktionen lösbar ist, für zählende Detektoren aus folgenden Gleichungen bildbar:

$$Q1(y(i)) = S1(x(i,j)) \quad (5)$$

was auch folgender Form entspricht:

$$q0(i) + q1(i) \cdot y(i) = x(i,j)/(1 - x(i,j) \cdot \tau(j)).$$

[0033] Für das erfindungsgemäße Tomographiegerät sind aber auch Detektoren, beispielsweise Szintillationsdetektoren, in einer integrierenden Betriebsart einsetzbar. Die von dem Detektorausgangssignal abhängige Intensitätsfunktion ist dabei vorzugsweise als quadratische Funktion darstellbar, die folgende Gestalt aufweist:

$$S2(x(i,j)) = s0(j) + s1(j) \cdot x(i,j) + s2(j) \cdot x(i,j)^2 \quad (6)$$

mit

i als Index für eine Messung,
 j als Index für das Detektorelement,
 x(i,j) als Detektorausgangssignal des j-ten Detektorelementes der Messung i und
 s0(j), s1(j), s2(j) als detektorelementbezogene Koeffizienten des j-ten Detektorelementes.

[0034] Die vom Detektorausgangssignal abhängige Intensitätsfunktion in Form einer quadratischen Funktion ermöglicht die Beschreibung der Detektorelementeigenschaften mit nur geringem Fehler und gewährleistet gleichzeitig ein schnelles und einfaches Lösen des mit dieser Funktion gebildeten Gleichungssystems zur Ermittlung der Koeffizienten.

[0035] Das Lösen des Gleichungssystems zur Ermittlung der detektorelementbezogenen und der röntgenstrahlerbezogenen Koeffizienten ist vorzugsweise auf Basis eines nichtlinearen Optimierungsverfahrens durchführbar. Nichtlineare Optimierungsverfahren, wie z.B. das Simplex-Verfahren oder das Levenberg-Marquard-Verfahren, ermöglichen vor allen eine effiziente Ermittlung der gesuchten detektorelementbezogenen und der röntgenstrahlerbezogenen Koeffizienten unter geringem Aufwand.

[0036] In einer vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung weist das Tomographiegerät einen Speicher auf, mit dem die berechenbaren detektorelementbezogenen und röntgenstrahlerbezogenen Koeffizienten abspeicherbar sind. Auf diese Weise ist zu jedem Zeitpunkt, auch nach der Berechnung, der unmittelbare Zugriff auf die Koeffizienten gewährleistet.

[0037] Die Aufgabe wird außerdem durch ein Verfahren für ein Tomographiegerät gemäß den Merkmalen des unabhängigen Anspruchs 16 gelöst; vorteilhafte Ausgestaltungen des Verfahrens sind jeweils Gegenstand der Unteransprüche 17–30.

[0038] Nach der Erfindung umfasst das Verfahren für ein Tomographiegeräte folgende Verfahrensschritte:

- Ermittlung von Detektorausgangssignalen für zumindest ein Detektorelement für zumindest einen vorgebaren Röntgenstrahlereingangswert des Röhrenstrahlers und
- Berechnung von detektorelementbezogenen Koeffizienten einer von einem Detektorausgangssignal abhängigen Intensitätsfunktion und von röntgenstrahlerbezogenen Koeffizienten einer von einem Röntgenstrahlereingangswert abhängigen Intensitätsfunktion auf Basis der ermittelten Detektorausgangssignale und des zumindest einen Röntgenstrahlereingangswert, wobei die Berechnung der Koeffizienten durch Lösen eines die Koeffizienten, die Detektorausgangssignale und

den zumindest einen Röntgenstrahlereingangswert umfassenden Gleichungssystem durchgeföhrt wird, dessen Gleichungen den Zusammenhang zwischen der von einem Detektorausgangssignal abhängigen Intensitätsfunktion und der von einem Röntgenstrahlereingangswert abhängigen Intensitätsfunktion herstellt.

Ausführungsbeispiel

[0039] Ausführungsbeispiele der Erfindung sowie weitere vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung gemäß den Unteransprüchen sind in den folgenden schematischen Zeichnungen dargestellt. Es zeigen:

[0040] Fig. 1 in teils perspektivischer, teils blockschaltbildartiger Darstellung ein erfindungsgemäßes Tomographiegerät mit einem Detektor und einem Röntgenstrahler,

[0041] Fig. 2 die Rechenmittel aus Fig. 1 in einer Detailansicht,

[0042] Fig. 3 ein erfindungsgemäßes Verfahren zur Korrektur von Detektorausgangssignalen und zur Rekonstruktion eines Volumenbildes in Form eines Blockschaltbildes.

[0043] In Fig. 1 ist ein erfindungsgemäßes Tomographiegerät, hier in Form eines Röntgen-Computertomographiegerätes, in teils perspektivischer, teils blockschaltbildartiger Darstellung gezeigt. Das Tomographiegerät umfasst im Wesentlichen einen Röntgenstrahler in Form einer Röntgenröhre **1**, einen Detektor **2**, welcher in einem Detektorarray zu Spalten und zu Zeilen angeordnete Detektorelemente **3** aufweist, Rechenmittel **4** zur Berechnung der detektorelementbezogenen und röntgenröhrenbezogenen Koeffizienten sowie zur Ermittlung der Intensität der Röntgenstrahlung, eine Rekonstruktionseinheit **5** und eine Anzeigeeinheit **6**. Die von dem Röntgenstrahler in Form einer Röntgenröhre erzeugte Röntgenstrahlung wird durch einen vorgebbaren Röntgenstrahlereingangswert in Form eines Röhrenstroms eingestellt.

[0044] Die Röntgenröhre **1** und der Detektor **2** sind Teil eines Aufnahmesystems und sind an einem nicht dargestellten Drehrahmen einander derart gegenüberliegend angebracht, dass im Betrieb des Tomographiegerätes ein von einem Fokus F der Röntgenröhre **1** ausgehendes und durch Randstrahlen **12** begrenztes Röntgenstrahlenbündel auf den Detektor **2** auftrifft.

[0045] Der Drehrahmen kann mittels einer nicht dargestellten Antriebseinrichtung um eine Drehachse D in Rotation versetzt werden. Die Drehachse D verläuft dabei parallel zur z-Achse eines in Fig. 1 dargestellten räumlichen rechtwinkligen Koordinatensys-

tems. Für ein auf einem Messtisch **13** befindliches, nicht dargestelltes Objekt können auf diese Weise zur Rekonstruktion eines Volumenbildes Röntgenaufnahmen aus unterschiedlichen Projektionsrichtungen bzw. Drehwinkelpositionen des Aufnahmesystems angefertigt werden.

[0046] Mittels eines von einer Steuereinheit **8** eingestellten und von einem Generator **11** umgesetzten Röhrenstroms wird durch die Röntgenröhre **1** eine Röntgenstrahlung bestimmter Intensität erzeugt, die ein im Messbereich positioniertes Objekt durchstrahlt und die anschließend auf die Detektorelemente **3** des Detektors **2** trifft. Der durch die Steuereinheit **8** eingestellte Röhrenstrom kann mittels einer Tastatur **9** oder einer Maus **10** von einem Bedienpersonal vorgegeben werden. Die von den Detektorelementen **3** erzeugten und durch eine Ausleseeinheit **7** ausgelesenen Detektorausgangssignale repräsentieren dabei die Intensitäten der in dem Messbereich absorbierten Röntgenstrahlung, wobei die gemessenen Intensitäten von den tatsächlich auf ein Detektorelement **3** einwirkenden Intensitäten voneinander abweichen. Zwischen gemessenen und einwirkenden Intensitäten besteht ein nichtlinearer Zusammenhang, der von dem Funktionsprinzip und den für eine Signalverarbeitung verwendeten elektronischen Bauelementen des Detektors **2** abhängt.

[0047] Der in diesem Ausführungsbeispiel eingesetzte Detektor **2** ist ein Halbleiterdetektor und weist eine gegenüber Röntgenstrahlung empfindliche Sperrschicht zwischen einem n-dotierten und p-dotierten Halbleitermaterial auf. Der Detektor in diesem Ausführungsbeispiel wird in einer zählenden Betriebsart betrieben.

[0048] Die Rechenmittel sind jeweils über eine Verbindung mit der Ausleseeinheit **7** und der Steuereinheit **8** verbunden. Bei jeder Messung können auf diese Weise die ausgelesenen Detektorausgangssignale und der zugehörige eingestellte Röhrenstrom an die Rechenmittel **4** übertragen werden.

[0049] Zur Ermittlung der detektorelementbezogenen Koeffizienten und der röntgenröhrenbezogenen Koeffizienten werden in der Regel mehrere Messungen ohne Objekt im Messbereich mit jeweils unterschiedlichen Röhrenströmen durchgeführt. Die zu jeder Messung ausgelesenen Detektorausgangssignale werden zusammen mit dem zugehörigen Röhrenstrom an die Rechenmittel **4** übertragen. Detektorausgangssignale und Röhrenstrom bilden dabei jeweils eine Messreihe.

[0050] Beispielsweise sind insgesamt $M = 3$ Messungen mit den Röhrenströmen von $y(i) = 50 \text{ mA}$, 100 mA und 150 mA durchführbar, bei denen jeweils Detektorausgangssignale von z.B. $N = 3 \times 3 = 9$ benachbarten Detektorelementen **3** des Detektors **2** ausge-

lesen und zusammen mit dem zugehörigen Röhrenstrom an die Rechenmittel **4** übertragen werden. Die Röhrenspannung bleibt in dem Fall des genannten Ausführungsbeispiels bei den Messungen jeweils konstant und beträgt beispielsweise 80 kV.

[0051] Die N benachbarten Detektorelemente **3** sollen im Wesentlichen derselben Intensität der Röntgenstrahlung ausgesetzt sein. Diese Bedingung wird in ausreichender Form dadurch erfüllt, dass der durch ein Detektorelement **3** erfasste Raumwinkel vergleichsweise klein gegenüber dem Abstand zwischen Fokus F und Detektorelement **3** ist. Bei einer über einen Formfilter eingblendeten Röntgenstrahlung sind zur Berechnung der Koeffizienten vorzugsweise die entlang der z -Achse liegenden Detektorelemente **3** zu verwenden.

[0052] Auf Basis der so ermittelten Messwerte der M Messungen berechnen die Rechenmittel **4** die detektorelementbezogenen Koeffizienten einer von einem Detektorausgangssignal abhängigen Intensitätsfunktion und die röntgenröhrenbezogenen Koeffizienten einer von dem Röhrenstrom abhängigen Intensitätsfunktion.

[0053] Die detektorelementbezogenen Koeffizienten sind in Verbindung mit der vom Detektorausgangssignal abhängigen Intensitätsfunktion zur Korrektur der Nichtlinearität zwischen der von den Detektorelementen gemessenen Intensitäten bzw. den Detektorausgangssignalen und der tatsächlich einwirkenden Intensität der Röntgenstrahlung einsetzbar. Unterschiede zwischen den Detektorelementen bezüglich ihrer Übertragungsfunktion, die den Zusammenhang zwischen einwirkender Intensität und erzeugtem Detektorausgangssignal angibt, sind so mit derart kompensierbar, dass z.B. bei homogener Intensitätsverteilung der Röntgenstrahlung alle Detektorelemente **3** die gleichen Resultate liefern.

[0054] Ein mit den Rechenmitteln verbundener Speicher S gewährleistet die Speicherung der berechneten detektorelementbezogenen und der röntgenröhrenbezogenen Koeffizienten, so dass ein unmittelbarer Zugriff auf die Koeffizienten auch nach der Berechnung z.B. während der Untersuchung eines im Messbereich eingebrachten Objektes zu jedem Zeitpunkt möglich ist.

[0055] Eine mit den Rechenmitteln **4** verbundene Rekonstruktionseinheit **5** ermöglicht bei einer Untersuchung, bei der aus unterschiedlichen Projektionsrichtungen Projektaufnahmen von einem Objekt durchgeführt werden, die Berechnung eines Volumenbildes auf Basis korrigierter Detektorausgangssignale, so dass die erzielbare Bildqualität verbessert ist.

[0056] Eine mit der Rekonstruktionseinheit **5** ver-

bundene Anzeigeeinheit **6** dient zur Anzeige des Volumenbildes.

[0057] In **Fig. 2** sind die in **Fig. 1** dargestellten Rechenmittel **4** in einer Detailansicht gezeigt. Die Berechnung der detektorelementbezogenen Koeffizienten $s_n(j)$ einer von dem Detektorausgangssignal abhängigen Intensitätsfunktion $S(x(i,j))$ und der röntgenröhrenbezogenen Koeffizienten $q_m(i)$ einer von dem Röhrenstrom abhängigen Intensitätsfunktion $Q(y(i))$ erfolgt, wie schon zu **Fig. 1** erläutert, auf Basis von M Messungen, wobei für jede Messung aus N Detektorausgangssignalen $x(i,j)$ und aus dem zugehörigen Röhrenstrom $y(i)$ eine Messreihe gebildet wird.

[0058] Die auf ein Detektorelement **3** tatsächlich einwirkende Intensität der Röntgenstrahlung ist sowohl durch eine vom Detektorausgangssignal abhängige Intensitätsfunktion $S(x(i,j))$, die n unbekannte detektorelementbezogene Koeffizienten $s_n(j)$ aufweist, als auch durch eine vom Röhrenstrom abhängige Intensitätsfunktion $Q(y(i))$, die m unbekannte röntgenröhrenbezogene Koeffizienten $q_m(i)$ aufweist, bestimmbar. Zusammen bilden die Funktion eine Intensitätsgleichung mit insgesamt $n + m$ unbekanntem Koeffizienten:

$$S(x(i,j)) = Q(y(i))$$

[0059] Die vom Detektorausgangssignal abhängige Intensitätsfunktion $S(x(i,j))$ des in dem Ausführungsbeispiel eingesetzten Halbleiterdetektors ist beispielsweise bei einem paralyisierenden Verhalten des Detektors durch folgende Gleichung gegeben:

$$S1(x(i,j)) = x(i,j)/(1 - x(i,j) \cdot \tau(j))$$

wobei i ein Index für die Messung, j ein Index für das Detektorelement, $x(i,j)$ das Detektorausgangssignal des j -ten Detektorelementes der Messung i und $\tau(j)$ den einen detektorelementbezogenen Koeffizienten $s_n(j)$ des j -ten Detektorelementes darstellen.

[0060] Die von dem Röhrenstrom abhängige Intensitätsfunktion $Q(y(i))$ ist beispielsweise auf besonders einfache Weise durch eine lineare Funktion mit der folgenden Gestalt angebar:

$$Q1(y(i)) = q_0(i) + q_1(i) \cdot y(i),$$

wobei i den Index für die Messung, $q_0(i)$, $q_1(i)$ die zwei röntgenröhrenbezogenen Koeffizienten $q_m(i)$ der Messung i und $y(i)$ den Röhrenstrom der Messung i darstellen.

[0061] Für die Intensitätsgleichung gilt somit folgender Zusammenhang:

$$S1(x(i,j)) = Q1(y(i)) \text{ bzw.}$$

$$x(i,j)/(1 - x(i,j) \cdot \tau(j)) = q_0(i) + q_1(i) \cdot y(i).$$

[0062] Die hier angegebenen Intensitätsfunktionen haben nur beispielhaften Charakter und können je nach Detektor **2** oder Röntgenstrahler **1** eine andere Gestalt oder eine andere Anzahl von detektorelementbezogenen Koeffizienten $s_n(j)$ und röntgenröhrenbezogenen Koeffizienten $q_m(i)$ aufweisen.

[0063] Die aus den Messungen ermittelten Messreihen werden in die Intensitätsgleichung eingesetzt. Das so in der [Fig. 3](#) mit **4.2** angedeutete Gleichungssystem weist insgesamt $M \cdot m + N \cdot n$ Unbekannte auf, wobei M die Anzahl der zur Berechnung der Koeffizienten durchgeführten Messungen, N die Anzahl der ausgelesenen Detektorelemente, m die Anzahl der röntgenröhrenbezogenen Koeffizienten $q_m(i)$ und n die Anzahl der detektorelementbezogenen Koeffizienten $s_n(j)$ ist.

[0064] Um das Gleichungssystem lösen zu können, muss folgender Zusammenhang gelten:

$$M \cdot N \geq M \cdot m + N \cdot n,$$

[0065] Aus diesem Zusammenhang ergibt sich unmittelbar, dass zur Lösung des Gleichungssystems mindestens zwei Detektorelemente ausgelesen werden müssen.

[0066] Die Berechnung der unbekanntenen detektorelementbezogenen Koeffizienten $s_n(j)$ und der unbekanntenen röntgenröhrenbezogenen Koeffizienten $q_m(i)$ erfolgt durch Lösen des Gleichungssystems **4.2** auf Basis eines nichtlinearen Optimierungsverfahrens **4.3**. Beispielhaft kann ein solches Gleichungssystem **4.2** nach einem aus Kosmol: Optimierung und Approximation, De Gruyter 1991 bekannten Simplex-Verfahren oder Levenberg-Marquard-Verfahren auf effiziente und einfache Weise gelöst werden.

[0067] Die so ermittelbaren detektorelementbezogenen Koeffizienten $s_n(j)$ und röntgenröhrenbezogenen Koeffizienten $q_m(i)$ sind in einem Speicher S speicherbar und stehen auch nach der Berechnung für eine Korrektur der Detektorausgangssignale $x(i,j)$ oder für eine Berechnung der Intensität auf Basis des Röhrenstroms $y(i)$ zur Verfügung.

[0068] Die berechneten oder aus dem Speicher S ausgelesenen Koeffizienten $s_n(j)$, $q_m(i)$ sind in Verbindung mit der jeweiligen Intensitätsfunktion $S(x(i,j))$ bzw. $Q(y(i))$ zur Ermittlung der auf ein jeweiliges Detektorelement **3** einwirkenden Intensität der Röntgenstrahlung einsetzbar. Die detektorelementbezogenen Koeffizienten $s_n(j)$ sind so zusammen mit der vom Detektorausgangssignal abhängigen Intensitätsfunktion $S(x(i,j))$ für eine Korrektur eingehender Detektorausgangssignale $x(i,j)$ derart einsetzbar, dass das korrigierte Detektorausgangssignal der tatsächlich auf

das Detektorelement **3** einwirkenden Intensität entspricht. Die röntgenröhrenbezogenen Koeffizienten $q_m(i)$ sind mit der vom Röhrenstrom abhängigen Intensitätsfunktion $Q(y(i))$ zur Einstellung einer auf die Detektorelemente **3** einwirkenden Intensität der Röntgenstrahlung ohne im Messbereich positionierten Objekt verwendbar.

[0069] Die detektorelementbezogenen Koeffizienten $s_n(j)$ sind denjenigen Detektorelementen zugeordnet, die bei den Messungen ausgelesen wurden. Zur Einsparung von Rechenzeit können die bekannten detektorelementbezogenen Koeffizienten $s_n(j)$, unter der Annahme, dass alle Detektorelemente **3** ähnliche Detektorelementeigenschaften aufweisen, dafür eingesetzt werden, dass auch für die bei der Messung nicht berücksichtigten Detektorelemente die für eine Korrektur notwendigen detektorelementbezogenen Koeffizienten, z.B. durch eine Mittelwertbildung, berechnet werden. Auf diese Weise ist eine Korrektur der Detektorausgangssignale $x(i,j)$ aller dem Detektor **2** zugeordneten Detektorelemente **3** möglich, obwohl bei den Messungen nur eine geringere Anzahl N der Detektorelemente berücksichtigt werden.

[0070] Die korrigierten Detektorausgangssignale werden der Rekonstruktionseinheit **5** übermittelt und von dieser zu einem Volumenbild verrechnet. Die Anzeige des Ergebnisbildes erfolgt mittels der mit der Rekonstruktionseinheit **5** verbundenen Anzeigeeinheit **6**.

[0071] In [Fig. 3](#) ist ein Verfahren zur Berechnung der tatsächlich auf ein Detektorelement einwirkenden Intensität einer Röntgenstrahlung bzw. zur Korrektur von Detektorausgangssignalen $x(i,j)$ und zur Rekonstruktion eines Volumenbildes in Form eines Blockschaltbildes gezeigt. Bei einem ersten Verfahrensschritt V1 werden die Detektorausgangssignale $x(i,j)$ und ein zur Aufnahme zugehöriger Röhrenstrom $y(i)$ mittels der in [Fig. 1](#) gezeigten Ausleseeinheit **7** und der Steuereinheit **8** an die Rechenmittel **4** übertragen. In einem zweiten Verfahrensschritt V2 werden die bereits zuvor berechneten detektorelementbezogenen Koeffizienten $s_n(j)$ aus dem Speicher S ausgelesen. Die auf das jeweilige Detektorelement **3** einwirkende Intensität der Röntgenstrahlung wird in einem darauffolgenden dritten Verfahrensschritt V3 jeweils aus den detektorelementbezogenen Koeffizienten $s_n(j)$ und dem Detektorausgangssignal $x(i,j)$ mittels einer von dem Detektorausgangssignal abhängigen Intensitätsfunktion $S(x(i,j))$ berechnet. Die so korrigierten Detektorausgangssignale werden in einem vierten Verfahrensschritt V4 an die Rekonstruktionseinheit **5** übermittelt und zur Berechnung eines Volumenbildes verwendet, das in einem fünften Verfahrensschritt V5 auf einer Anzeigeeinheit **6** dargestellt wird.

[0072] Der wesentliche Erfindungsgedanke lässt sich wie folgt zusammenfassen: Das erfindungsgemäße Tomographiegerät bzw. das erfindungsgemäße Verfahren für ein Tomographiegerät ermöglicht auf einfache und effiziente Weise die Berechnung von detektorelementbezogenen Koeffizienten $s_n(j)$ einer von einem Detektorausgangssignal abhängigen Intensitätsfunktion $S(x(i,j))$ und die Berechnung von röntgenstrahlerbezogenen Koeffizienten $q_m(i)$ einer von einem Röntgenstrahlereingangswert abhängigen Intensitätsfunktion $Q(y(i))$ auf Basis von gemessenen Detektorausgangssignalen $x(i,j)$ und zumindest eines Röntgenstrahlereingangswertes $y(i)$, so dass eine genaue auf das jeweilige Detektorelement **(3)** einwirkende Intensität von einer vom Röntgenstrahler **(1)** ausgehenden Röntgenstrahlung ermittelbar ist.

Patentansprüche

1. Tomographiegerät mit einem Röntgenstrahler **(1)** und einem Detektor **(2)**, umfassend eine Mehrzahl von Detektorelementen **(3)** zur Erzeugung von Detektorausgangssignalen $x(i,j)$, aufweisend Rechenmittel **(4)**, welche aus den Detektorausgangssignalen $x(i,j)$ zumindest eines Detektorelementes **(3)** und aus zumindest einem vorgebaren Röntgenstrahlereingangswert $y(i)$ des Röhrenstrahlers **(1)** detektorelementbezogene Koeffizienten $s_n(j)$ einer von einem Detektorausgangssignal abhängigen Intensitätsfunktion $S(x(i,j))$ und röntgenstrahlerbezogene Koeffizienten $q_m(i)$ einer von einem Röntgenstrahlereingangswert abhängigen Intensitätsfunktion $Q(y(i))$ berechnen, wobei die Berechnung der Koeffizienten $s_n(j)$, $q_m(i)$ durch Lösen eines die Koeffizienten $s_n(j)$, $q_m(i)$, die Detektorausgangssignale $x(i,j)$ und den zumindest einen Röntgenstrahlereingangswert $y(i)$ umfassenden Gleichungssystems **(4.2)** durchführbar ist, dessen Gleichungen den Zusammenhang zwischen der von einem Detektorausgangssignal abhängigen Intensitätsfunktion $S(x(i,j))$ und der von einem Röntgenstrahlereingangswert abhängigen Intensitätsfunktion $Q(y(i))$ herstellt.

2. Tomographiegerät nach Anspruch 1, wobei die berechenbaren detektorelementbezogenen Koeffizienten $s_n(j)$ in Verbindung mit der von einem Detektorausgangssignal abhängigen Intensitätsfunktion $S(x(i,j))$ zur Korrektur eines nichtlinearen Zusammenhangs zwischen den Detektorausgangssignalen $x(i,j)$ und der auf die Detektorelemente **(3)** einwirkenden Intensität der von dem Röntgenstrahler **(1)** ausgehenden Röntgenstrahlung einsetzbar sind.

3. Tomographiegerät nach Anspruch 1 oder 2, wobei die berechenbaren röntgenstrahlerbezogenen Koeffizienten $q_m(i)$ in Verbindung mit der von einem Röntgenstrahlereingangswert abhängigen Intensitätsfunktion $Q(y(i))$ zur Einstellung einer Intensität von einer von dem Röntgenstrahler **(1)** ausgehenden

und auf ein Detektorelement **(3)** einwirkenden Röntgenstrahlung einsetzbar sind.

4. Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 3, bei dem der Röntgenstrahler **(1)** eine Röntgenröhre und der Röntgenstrahlereingangswert $y(i)$ ein Röhrenstrom ist.

5. Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei die von dem Röntgenstrahlereingangswert abhängige Intensitätsfunktion $Q(y(i))$ eine lineare Funktion ist, welche folgende Gestalt aufweist:

$$Q1(y(i)) = q0(i) + q1(i) \cdot y(i)$$

mit

i als Index für eine Messung,

$q0(i)$, $q1(i)$ als röntgenstrahlerbezogene Koeffizienten einer Messung i ,

$y(i)$ als Röntgenstrahlereingangswert der Messung i .

6. Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei die von dem Röntgenstrahlereingangswert abhängige Intensitätsfunktion $Q(y(i))$ eine quadratische Funktion ist, welche folgende Gestalt aufweist:

$$Q2(y(i)) = q0(i) + q1(i) \cdot y(i) + q2(i) \cdot y(i)^2$$

mit

i als Index für eine Messung,

$q0(i)$, $q1(i)$, $q2(i)$ als röntgenstrahlerbezogene Koeffizienten einer Messung i ,

$y(i)$ als Röntgenstrahlereingangswert der Messung i .

7. Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei die von dem Röntgenstrahlereingangswert abhängige Intensitätsfunktion $Q(y(i))$ eine kubische Funktion ist, welche folgende Gestalt aufweist:

$$Q3(y(i)) = q0(i) + q1(i) \cdot y(i) + q2(i) \cdot y(i)^2 + q3(i) \cdot y(i)^3$$

mit

i als Index für eine Messung,

$q0(i)$, $q1(i)$, $q2(i)$, $q3(i)$ als röntgenstrahlerbezogene Koeffizienten einer Messung i ,

$y(i)$ als Röntgenstrahlereingangswert der Messung i .

8. Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 7, wobei der Zusammenhang zwischen der von einem Detektorausgangssignal abhängigen Intensitätsfunktion $S(x(i,j))$ und der von einem Röntgenstrahlereingangswert abhängigen Intensitätsfunktion $Q(y(i))$ durch folgende Gleichung gegeben ist:

$$Q(y(i)) = S(x(i,j)).$$

9. Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei der Detektor **(2)** als zählender Detektor betreibbar ist.

10. Tomographiegerät nach Anspruch 9, wobei die von einem Detektorausgangssignal abhängige Intensitätsfunktion $S(x(i,j))$ bei einem paralysierenden Verhalten des Detektors durch eine Funktion

$$S1(x(i,j)) = x(i,j)/(1 - x(i,j) \cdot \tau(j))$$

mit

i als Index für eine Messung,

j als Index für das Detektorelement,

$x(i,j)$ als Detektorausgangssignal des j -ten Detektorelementes der Messung i und

$\tau(j)$ als Totzeit des j -ten Detektorelementes gegeben ist.

11. Tomographiegerät nach Anspruch 10, wobei der Zusammenhang zwischen der von einem Detektorausgangssignal abhängigen Intensitätsfunktion $S(x(i,j))$ und der von einem Röntgenstrahlereingangswert abhängigen Intensitätsfunktion $Q(y(i))$ durch folgende Gleichung gegeben ist:

$$Q1(y(i)) = S1(x(i,j)).$$

12. Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei der Detektor (2) als integrierender Detektor betreibbar ist.

13. Tomographiegerät nach Anspruch 12, wobei die von dem Detektorausgangssignal abhängige Intensitätsfunktion $S(x(i,j))$ mittels einer quadratischen Funktion darstellbar ist, welche folgende Gestalt aufweist:

$$S2(x(i,j)) = s0(j) + s1(j) \cdot x(i,j) + s2(j) \cdot x(i,j)^2$$

mit

i als Index für eine Messung,

j als Index für das Detektorelement,

$x(i,j)$ als Detektorausgangssignal des j -ten Detektorelementes der Messung i und

$s0(j)$, $s1(j)$, $s2(j)$ als detektorelementbezogene Koeffizienten des j -ten Detektorelements.

14. Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 13, wobei das Lösen des Gleichungssystems (4.2) auf Basis eines nichtlinearen Optimierungsverfahrens (4.3) durchführbar ist.

15. Tomographiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 14, wobei ein Speicher (S) zur Speicherung der Koeffizienten $s_n(j)$, $q_m(i)$ vorgesehen ist.

16. Verfahren für ein Tomographiegerät mit einem Röntgenstrahler (1) und einem Detektor (2), umfassend eine Mehrzahl von Detektorelementen (3) zur Erzeugung von Detektorausgangssignalen $x(i,j)$, aufweisend folgende Verfahrensschritte:

– Ermittlung von Detektorausgangssignalen $x(i,j)$ für zumindest ein Detektorelement (3) für zumindest ei-

nen vorgebaren Röntgenstrahlereingangswert $y(i)$ des Röhrenstrahlers (1),

– Berechnung von detektorelementbezogenen Koeffizienten $s_n(j)$ einer von einem Detektorausgangssignal abhängigen Intensitätsfunktion $S(x(i,j))$ und von röntgenstrahlerbezogenen Koeffizienten $q_m(i)$ einer von einem Röntgenstrahlereingangswert abhängigen Intensitätsfunktion $Q(y(i))$ auf Basis der ermittelten Detektorausgangssignale $x(i,j)$ und des zumindest einen Röntgenstrahlereingangswert $y(i)$, wobei die Berechnung der Koeffizienten $s_n(j)$, $q_m(i)$ durch Lösen eines die Koeffizienten $s_n(j)$, $q_m(i)$, die Detektorausgangssignale $x(i,j)$ und den zumindest einen Röntgenstrahlereingangswert $y(i)$ umfassenden Gleichungssystems (4.2) durchgeführt wird, dessen Gleichungen den Zusammenhang zwischen der von einem Detektorausgangssignal abhängigen Intensitätsfunktion $S(x(i,j))$ und der von einem Röntgenstrahlereingangswert abhängigen Intensitätsfunktion $Q(y(i))$ herstellt.

17. Verfahren nach Anspruch 16, wobei die berechenbaren detektorelementbezogenen Koeffizienten $s_n(j)$ in Verbindung mit der von einem Detektorausgangssignal abhängigen Intensitätsfunktion $S(x(i,j))$ zur Korrektur eines nichtlinearen Zusammenhangs zwischen den Detektorausgangssignalen $x(i,j)$ und der auf die Detektorelemente (3) einwirkenden Intensität der von dem Röntgenstrahler (1) ausgehenden Röntgenstrahlung eingesetzt werden.

18. Verfahren nach Anspruch 16 oder 17, wobei die berechneten röntgenstrahlerbezogenen Koeffizienten $q_m(i)$ in Verbindung mit der von einem Röntgenstrahlereingangswert abhängigen Intensitätsfunktion $Q(y(i))$ zur Einstellung einer Intensität von einer von dem Röntgenstrahler (1) ausgehenden und auf ein Detektorelement (3) einwirkenden Röntgenstrahlung eingesetzt werden.

19. Verfahren nach einem der Ansprüche 16 bis 18, bei dem der Röntgenstrahler (1) eine Röntgenröhre und der Röntgenstrahlereingangswert $y(i)$ ein Röhrenstrom ist.

20. Verfahren nach einem der Ansprüche 16 bis 19, wobei die von dem Röntgenstrahlereingangswert abhängige Intensitätsfunktion $Q(y(i))$ eine lineare Funktion ist, welche folgende Gestalt aufweist:

$$Q1(y(i)) = q0(i) + q1(i) \cdot y(i)$$

mit

i als Index für eine Messung,

$q0(i)$, $q1(i)$ als röntgenstrahlerbezogene Koeffizienten einer Messung i ,

$y(i)$ als Röntgenstrahlereingangswert der Messung i .

21. Verfahren nach einem der Ansprüche 16 bis 19, wobei die von dem Röntgenstrahlereingangswert

abhängige Intensitätsfunktion $Q(y(i))$ eine quadratische Funktion ist, welche folgende Gestalt aufweist:

$$Q_2(y(i)) = q_0(i) + q_1(i) \cdot y(i) + q_2(i) \cdot y(i)^2$$

mit
 i als Index für eine Messung,
 $q_0(i)$, $q_1(i)$, $q_2(i)$ als röntgenstrahlerbezogene Koeffizienten einer Messung i ,
 $y(i)$ als Röntgenstrahlereingangswert der Messung i .

22. Verfahren nach einem der Ansprüche 16 bis 19, wobei die von dem Röntgenstrahlereingangswert abhängige Intensitätsfunktion $Q(y(i))$ eine kubische Funktion ist, welche folgende Gestalt aufweist:

$$Q_3(y(i)) = q_0(i) + q_1(i) \cdot y(i) + q_2(i) \cdot y(i)^2 + q_3(i) \cdot y(i)^3$$

mit
 i als Index für eine Messung,
 $q_0(i)$, $q_1(i)$, $q_2(i)$, $q_3(i)$ als röntgenstrahlerbezogene Koeffizienten einer Messung i ,
 $y(i)$ als Röntgenstrahlereingangswert der Messung i .

23. Verfahren nach einem der Ansprüche 16 bis 22, wobei der Zusammenhang zwischen der von einem Detektorausgangssignal abhängigen Intensitätsfunktion $S(x(i,j))$ und der von einem Röntgenstrahlereingangswert abhängigen Intensitätsfunktion $Q(y(i))$ durch folgende Gleichung gegeben ist:

$$Q(y(i)) = S(x(i,j))$$

24. Verfahren nach einem der Ansprüche 16 bis 23, wobei der Detektor (2) als zählender Detektor betrieben wird.

25. Verfahren nach Anspruch 24, wobei die von einem Detektorausgangssignal abhängige Intensitätsfunktion $S(x(i,j))$ bei einem paralysierenden Verhalten des Detektors durch eine Funktion

$$S_1(x(i,j)) = x(i,j) / (1 - x(i,j) \cdot \tau(j))$$

mit
 i als Index für eine Messung,
 j als Index für das Detektorelement,
 $x(i,j)$ als Detektorausgangssignal des j -ten Detektorelementes der Messung i und
 $\tau(j)$ als Totzeit des j -ten Detektorelementes gegeben ist.

26. Verfahren nach Anspruch 25, wobei der Zusammenhang zwischen der von einem Detektorausgangssignal abhängigen Intensitätsfunktion $S(x(i,j))$ und der von einem Röntgenstrahlereingangswert abhängigen Intensitätsfunktion $Q(y(i))$ durch folgende Gleichung gegeben ist:

$$Q_1(y(i)) = S_1(x(i,j)).$$

27. Verfahren nach einem der Ansprüche 16 bis 23, wobei der Detektor (2) als integrierender Detektor betrieben wird.

28. Verfahren nach Anspruch 27, wobei die von dem Detektorausgangssignal abhängige Intensitätsfunktion $S(x(i,j))$ mittels einer quadratischen Funktion darstellbar ist, welche folgende Gestalt aufweist:

$$S_2(x(i,j)) = s_0(j) + s_1(j) \cdot x(i,j) + s_2(j) \cdot x(i,j)^2$$

mit
 i als Index für eine Messung,
 j als Index für das Detektorelement,
 $x(i,j)$ als Detektorausgangssignal des j -ten Detektorelementes der Messung i und
 $s_0(j)$, $s_1(j)$, $s_2(j)$ als detektorelementbezogene Koeffizienten des j -ten Detektorelementes.

29. Verfahren nach einem der Ansprüche 16 bis 28, wobei das Lösen des Gleichungssystems (4.2) auf Basis eines nichtlinearen Optimierungsverfahrens (4.3) durchführbar ist.

30. Verfahren nach einem der Ansprüche 16 bis 29, wobei ein Speicher zur Speicherung Koeffizienten $s_n(j)$, $q_m(i)$ vorgesehen ist.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

FIG 1

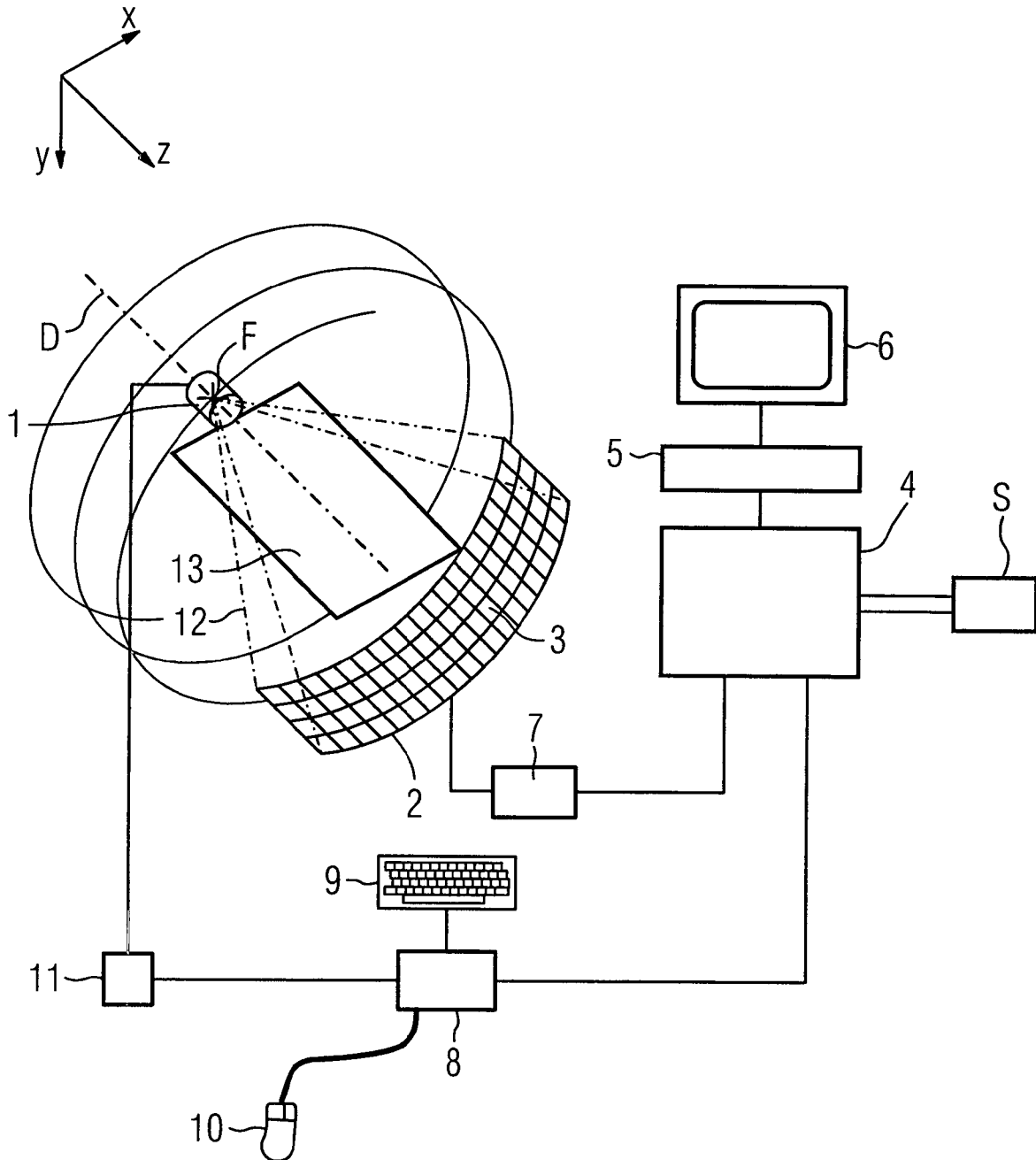


FIG 2

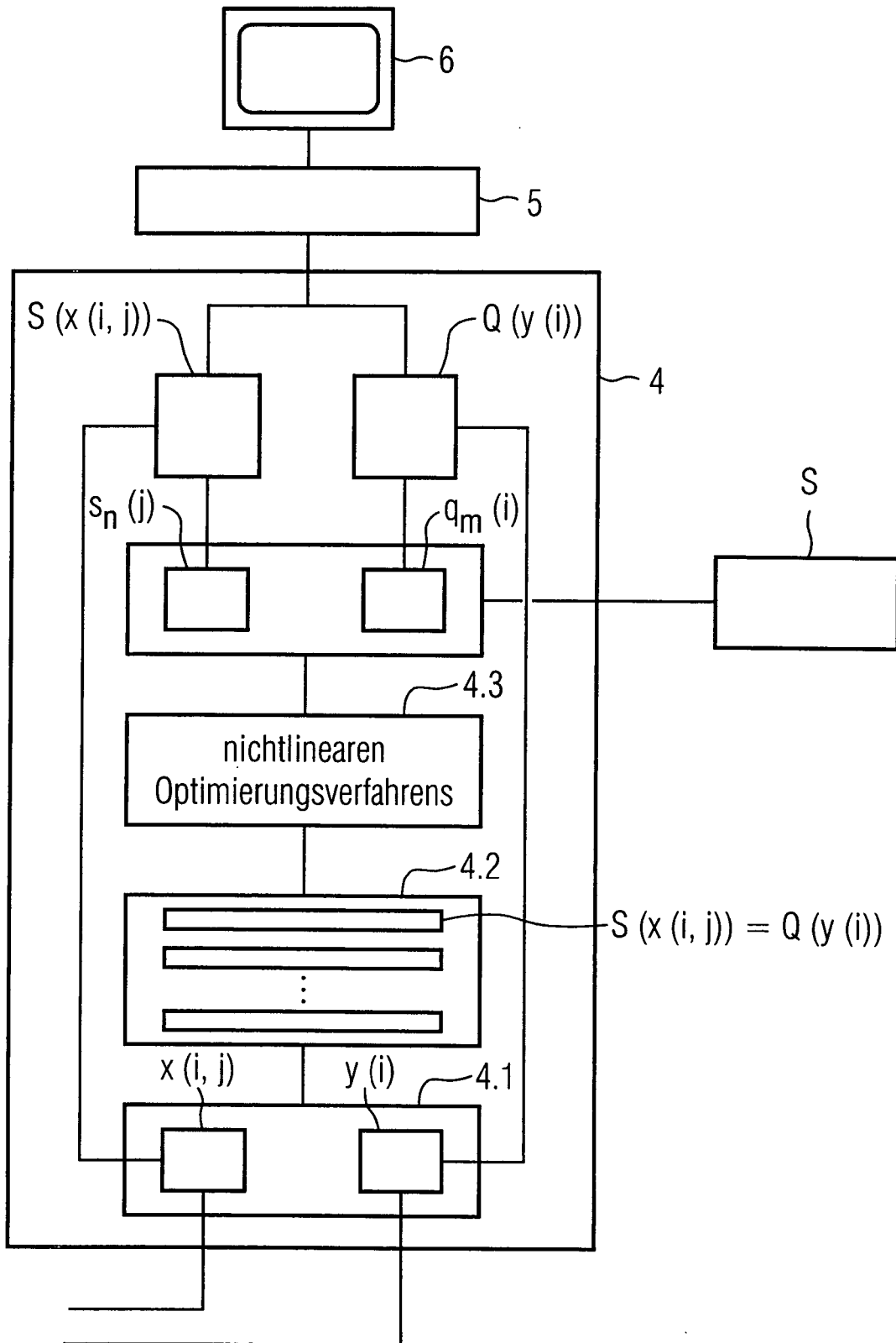


FIG 3

