



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 600 38 077 T2** 2009.03.05

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 071 044 B1**

(51) Int Cl.⁸: **G06T 11/00** (2006.01)

(21) Deutsches Aktenzeichen: **600 38 077.7**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **00 305 888.0**

(96) Europäischer Anmeldetag: **12.07.2000**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **24.01.2001**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **20.02.2008**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **05.03.2009**

(30) Unionspriorität:

351757 12.07.1999 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, NL

(73) Patentinhaber:

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

(72) Erfinder:

Hsieh, Jiang, Brookfield, Wisconsin 53045, US

(74) Vertreter:

Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Vorrichtung zur Geräuschkompensation in Abbildungssystemen**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

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

Beschreibung

[0001] Diese Erfindung betrifft allgemein Bildgebung und insbesondere die Erzeugung von Bildern aus Projektionsdaten, die in einem Mehrschicht-Bildgebungssystem erfasst werden. In wenigstens einem bekannten Bildgebungssystem, das allgemein als ein Computertomographiesystem (CT-System) bezeichnet wird, projiziert eine Röntgenstrahlquelle einen fächerförmigen Strahl, der derart kollimiert wird, dass er in einer X-Y-Ebene eines kartesischen Koordinatensystems liegt, die allgemein als die „Abbildungsebene“ bezeichnet wird. Der Röntgenstrahl durchdringt das gerade abgebildete Objekt, beispielsweise einen Patienten. Nachdem der Strahl durch das Objekt abgeschwächt worden ist, trifft er auf ein Array von Strahlungsdetektoren auf. Die Intensität der abgeschwächten Strahlung, die an dem Detektorarray empfangen wird, hängt von der Abschwächung des Röntgenstrahls durch das Objekt ab. Jedes Detektorelement des Arrays erzeugt ein gesondertes elektrisches Signal, das ein Maß für die Strahlabschwächung an der Detektorstelle darstellt. Die Abschwächungsmesswerte von sämtlichen Detektoren werden separat für sich akquiriert, um ein Transmissionsprofil zu erzeugen.

[0002] In einem bekannten CT-System der dritten Generation werden die Röntgenquelle und das Detektorarray gemeinsam mit einer Gantry in der Abbildungsebene und rings um das abzubildende Objekt gedreht, so dass sich der Winkel, unter dem der Röntgenstrahl das Objekt schneidet, ständig ändert. Röntgenquellen enthalten gewöhnlich Röntgenröhren, die den Röntgenstrahl an einem Brennfleck aussenden. Röntgendetektoren enthalten gewöhnlich einen einem Patienten nachgelagerten Kollimator zur Kollimation von gestreuten Röntgenstrahlen, die an dem Detektor empfangen werden. Anschließend an den eine Patienten nachgelagerten Kollimator ist ein Szintillator angeordnet, und benachbart zu dem Szintillator sind Photodioden positioniert.

[0003] Mehrschicht-CT-Systeme werden verwendet, um während eines Scans Daten für eine größere Anzahl von Schichten zu erhalten. Ein bekanntes Mehrschichtsystem enthält Detektoren, die allgemein als 3D-Detektoren bekannt sind. Bei derartigen 3D-Detektoren bilden mehrere Detektorelemente gesonderte Kanäle, die in Spalten und Reihen angeordnet sind. Jede Reihe von Detektoren erzeugt eine gesonderte Schicht. Beispielsweise weist ein Zweischichtdetektor zwei Reihen von Detektorelementen auf, während ein Vierschichtdetektor vier Reihen von Detektorelementen aufweist. Während eines Mehrschichtscans werden mehrere Reihen von Detektorzellen gleichzeitig durch einen auftreffenden Röntgenstrahl getroffen, so dass folglich Daten für mehrere Schichten gewonnen werden.

[0004] Durch einen Mehrschichtscanner erzeugte Bilder können jedoch im Vergleich zu Bildern, die durch Scanner anderer bekannter Bauarten, beispielsweise CT/i-Scanner, erzeugt werden, bei dem empfohlenen Stromreduktionsfaktor der Röntgenröhre etwas rauschbehafteter erscheinen. Wenigstens eine Ausführungsform eines Mehrschichtscanners verwendet eine kürzere Geometrie, die im Vergleich zu anderen bekannten Scannern mit längerer Geometrie Bildrauschen an einer von dem Zentrum des Bildes entfernten Stelle steigert. Um die konzentrische Kraft auf die Röntgenröhre zu reduzieren, muss insbesondere und infolge der Geometrieränderung und der Fächerstrahlrekonstruktion in dem Mehrschichtsystem der Abstand von der Röntgenröhre zu dem Isozentrum reduziert werden. Demgemäß steigt der Vergrößerungsfaktor für derartige Scanner, der Skalierfaktor, der bei der Fächerstrahlrückprojektion verwendet wird, steigt, und das Rauschen in dem rekonstruierten Bild steigt ebenfalls. DE-A-198 53 143 beschreibt eine Einheit zur Erzeugung eines Bildes für eine einzelne Linie oder mehrere Linien mit oder ohne Spiralscannen. Es ist eine geeignete Filterung eingerichtet, so dass der Rauschpegel der Projektion einen gegebenen Schwellenwert nicht überschreitet.

[0005] Es wäre erwünscht zu schaffen, dass ein Bild, das aus in einem Mehrschichtscann mit kurzer Geometrie erfassten Daten erzeugt wird, ungefähr die gleiche Bildqualität, z. B. Rauschreduktion, wie durch andere Arten von Scannern erzeugte Bilder aufweist.

[0006] Die Erfindung ist durch die beigefügten Ansprüche definiert. Gemäß einem ersten Aspekt der Erfindung, ist ein Verfahren zur Bildrekonstruktion unter Verwendung eines Bildgebungssystems mit einer Röntgenquelle, die unter mehreren Röntgenprojektionswinkeln positioniert werden kann, und eines Röntgendetektormoduls geschaffen, das mehrere Detektorelemente aufweist, die unterschiedliche Positionen aufweisen und in mehreren Reihen angeordnet sind, wobei jedes Detektorelement eine entsprechende Detektorkanalposition aufweist, wobei das System ferner eine Scannachse z und ein Datenakquisitionssystem (DAS) aufweist, das mit dem Detektor modul gekoppelt ist und eine Detektionsverstärkung erzielt, wobei das Verfahren die Schritte aufweist: Durchführung eines Scans unter mehreren Röntgenprojektionswinkeln, um Projektionsdaten zu gewinnen; und z-Glätten der Projektionsdaten durch Anwendung eines z-Glättungsfilters auf die Projektionsdaten in der z-Richtung, wobei der z-Glättungskernel des z-Glättungsfilters in Abhängigkeit von wenigstens einem Element der Gruppe variiert, zu der die Kanalposition, der Röntgenprojektionswinkel, der DAS-Verstärkungs-

grad und die Reihenzahl des Detektors gehören.

[0007] Die mehreren Kanäle können einen Isokanal enthalten, und die Anwendung des z-Glättungsfilters auf die Daten kann eine Anwendung eines erhöhten Glättungsgrades auf die Daten aufweisen, wenn ein Abstand von einem Isokanal steigt.

[0008] Eine Anwendung eines z-Glättungsfilters auf die Daten kann gemäß der folgenden Formel ausgeführt werden:

$$P'(\gamma, \beta, k) = s(\gamma, \beta, k, g) \otimes P(\gamma, \beta, k),$$

wobei P und P' eine ursprüngliche bzw. eine verarbeitete Projektion darstellen;

s einen Glättungsfilterkernel darstellt;
 γ ein Kanal ist;
g ein DAS-Verstärkungsgrad ist;
 β ein Quellenprojektionswinkel ist;
k eine Detektorreihenzahl ist; und
 \otimes ein z-Faltungsoperator ist.

[0009] Der Schritt zur Anwendung eines z-Glättungsfilters auf die Daten kann eine Anwendung eines z-Glättungsfilters aufweisen, das auch von der Ansicht (β) abhängig ist. Eine Anwendung eines z-Glättungsfilters, das auch von der Ansicht abhängig ist, kann einen Schritt der Auswahl eines Glättungsfilters gemäß einer Vorkenntnis über einen Patienten aufweisen.

[0010] Eine Auswahl eines z-Glättungsfilters gemäß einer A-Priori-Kenntnis über einen Patienten kann eine Auswahl eines aus mehreren z-Glättungsfiltern gemäß einer Patientenasymmetrie aufweisen.

[0011] Das Verfahren kann ferner ein Messen einer Menge des positionsabhängigen Rauschens in einem Sichtfeld und eine Auswahl des z-Glättungsfilters zur Reduktion von Rauschen in wenigstens einem Teil des Sichtfeldes aufweisen. Eine Auswahl des z-Glättungsfilters kann eine Auswahl eines z-Glättungsfilters zur Reduktion von Rauschen über wenigstens einem Teil des Sichtfeldes aufweisen, wobei das Verfahren dann ferner den Schritt der Anwendung einer zusätzlichen Glättung auf die Daten in einer zu der Scannachse z senkrechten Ebene aufweist, um Rauschen weiter zu reduzieren.

[0012] In einer Ausführungsform der Erfindung kann ein Verfahren zur Bildrekonstruktion in einem Bildgebungssystem geschaffen sein, das eine Röntgenquelle und ein Detektormodul aufweist, das einen Szintillator und mehrere Detektorkanäle enthält, wobei das Verfahren die Schritte aufweist: Durchführung eines Scandurchgangs, um Daten zu erhalten; und Anwendung einer kanalabhängigen Korrektur der primären Abklinggeschwindigkeit/des Nachleuchtens an den dadurch gewonnenen Daten.

[0013] Die Korrektur der primären Geschwindigkeit/des Nachleuchtens kann auch von dem Verstärkungsgrad des Datenakquisitionssystems (DAS) abhängig sein. Eine Anwendung einer kanalabhängigen Korrektur der primären Geschwindigkeit/des Nachleuchtens kann eine Auswahl kanalabhängiger Stärken und Zeitkonstanten für die primäre Geschwindigkeit und das Nachleuchten aufweisen, um eine vorbestimmte positionsabhängige Rauschcharakteristik zu erzielen.

[0014] Eine Durchführung eines Scans zur Gewinnung von Daten kann die Schritte aufweisen, dass: ein Objekt einem Strahl ausgesetzt wird; und ein erster Satz von Strahlungsabschwächungswerten durch periodisches Abtasten eines durch einen Strahlungsdetektor erzeugten Signals bei einem Intervall Δt akquiriert wird, wobei $y(k\Delta t)$ einen Wert in dem ersten Satz, der während des k-ten Abtastintervalls akquiriert wird, bezeichnet, wobei der Strahlungsdetektor eine Impulsantwort aufweist, die exponentiell variiert; und wobei eine Anwendung einer kanalabhängigen Korrektur der primären Geschwindigkeit/des Nachleuchtens ferner die Schritte aufweisen kann: Erzeugung eines zweiten Satzes von Datenwerten aus dem ersten Satz von Strahlungsabschwächungswerten, in dem jeder Datenwert x_k durch die Gleichung definiert ist:

$$x_k = \frac{y(k\Delta t) - \sum_{n=1}^N (\beta_n e^{-\Delta t / \tau_n}) S_{nk}}{\sum_{n=1}^N \beta_n},$$

$$\text{wobei } \beta_n = \alpha_n (1 - e^{\Delta t / \tau_n});$$

α_n eine relative Stärke einer n-ten Komponente der Impulsantwort kennzeichnet, die eine Zeitkonstante τ_n aufweist, wobei α_n in Abhängigkeit von wenigstens einem Element der Gruppe variiert, die aus Kanalposition, Projektionsansicht und DAS-Verstärkungsfaktor besteht;

die Zeitkonstanten τ_n in Abhängigkeit von wenigstens einem Element der Gruppe variieren, die aus Kanalposition, Projektionsansicht und DAS-Verstärkungsfaktor besteht; und

$$S_{nk} = x_{k-1} + e^{-\Delta t / \tau_n} S_{n(k-1)},$$

mit $S_{nk} = 0$ für Anfangsabtastwerte;

und ferner den Schritt der Rekonstruktion eines Bildes des Objektes aus dem zweiten Satz Datenwerte aufweist.

[0015] Eine Anwendung einer kanalabhängigen Korrektur der primären Geschwindigkeit/des Nachleuchtens kann eine Auswahl einer kanalabhängigen relativen primären Geschwindigkeit und kanalabhängiger relativer Nachleuchtstärken aufweisen, um eine vorbestimmte positionsabhängige Rauschcharakteristik zu erzielen.

[0016] Eine Durchführung eines Scannns zur Gewinnung von Daten weist die Schritte auf: Aussetzen eines Objektes einem Strahlungsbündel; und Akquisitionen eines ersten Satzes von Strahlungsabschwächungswerten durch periodisches Abtasten eines durch einen Strahlungsdetektor erzeugten Signals mit einem Intervall Δt , wobei $y(k\Delta t)$ einen Wert in dem ersten Satz, der während des k-ten Abtastintervalls akquiriert wird, kennzeichnet, wobei der Strahlungsdetektor eine Impulsantwort aufweist, die exponentiell variiert; wobei eine Anwendung einer kanalabhängigen Primärgeschwindigkeit/Nachleucht-Korrektur ferner die Schritte aufweist: Erzeugung eines zweiten Satzes von Datenwerten aus dem ersten Satz von Strahlungsabschwächungswerten, in dem jeder Datenwert x_k durch die Gleichung definiert ist:

$$x_k = \frac{y(k\Delta t) - \sum_{n=1}^N (\beta_n e^{-\Delta t / \tau_n}) S_{nk}}{\sum_{n=1}^N \beta_n},$$

$$\text{wobei } \beta_n = \alpha_n (1 - e^{\Delta t / \tau_n});$$

α_n eine relative Stärke einer n-ten Komponente der Impulsantwort kennzeichnet, die eine Zeitkonstante τ_n aufweist, wobei α_n in Abhängigkeit von wenigstens einem Element der Gruppe variiert, die aus Kanalposition, Projektionsansicht und DAS-Verstärkungsgrad besteht;

die Zeitkonstanten τ_n in Abhängigkeit von wenigstens einem Element der Gruppe variieren, die aus Kanalposition, Projektionsansicht und DAS-Verstärkungsgrad besteht; und

$$S_{nk} = x_{k-1} + e^{-\Delta t / \tau_n} S_{n(k-1)},$$

mit $S_{nk} = 0$ für Anfangsabtastwerte;

und ferner den Schritt der Rekonstruktion eines Bildes des Objektes aus dem zweiten Satz Datenwerte aufweist.

[0017] Die Zeitkonstanten τ_n können ferner in Abhängigkeit von der Kanalposition variieren.

[0018] Gemäß einem zweiten Aspekt der Erfindung ist ein Bildgebungssystem geschaffen, das eine Röntgenquelle und wenigstens ein Röntgendetektormodul aufweist, das mehrere Elemente aufweist, die jeweils unterschiedliche Positionen aufweisen und in mehreren Reihen angeordnet sind, wobei jedes Detektorelement eine entsprechende Detektorkanalposition aufweist, wobei das System eine Scannachse z hat und ferner ein Datenakquisitionssystem (DAS) aufweist, das mit dem Detektormodul gekoppelt ist und eine Detektorverstärkung erzielt, wobei das System eingerichtet ist, um: einen Scann unter mehreren Röntgenprojektionswinkeln durchzuführen, um Projektionsdaten zu erhalten; und eine z -Glättung der Projektionsdaten durch Anwendung eines z -Glättungsfilters an den Projektionsdaten zu bewerkstelligen, wobei der z -Glättungskernel des z -Glättungsfilters in Abhängigkeit von wenigstens einem Element der Gruppe variiert, zu der die Kanalposition, der Röntgenprojektions-Winkel, der DAS-Verstärkungsgrad und die Detektorreihennummer gehören.

[0019] Die mehreren Kanäle können einen Isokanal aufweisen, und das System kann eingerichtet sein, um ein gesteigertes z -Glätten der Projektionsdaten in Abhängigkeit von einem wachsenden Abstand von einem Isokanal durchzuführen.

[0020] Das System kann eingerichtet sein, um ein z -Glätten der Daten gemäß der folgenden Formel durchzuführen:

$$P'(\gamma, \beta, k) = s(\gamma, \beta, k, g) \otimes P(\gamma, \beta, k),$$

wobei P und P' eine ursprüngliche bzw. eine verarbeitete Projektion darstellen;

s ein Glättungsfilterkernel ist;
 γ ein Kanal ist;
 g ein DAS-Verstärkungsgrad ist;
 β ein Quellenprojektionswinkel ist;
 k eine Detektorreihennummer ist; und
 \otimes ein z -Faltungsoperator ist.

[0021] Das z -Glättungsfilter kann auch von der Ansicht (β) abhängig sein.

[0022] Das System kann eingerichtet sein, um eine Auswahl eines aus mehreren z -Glättungsfiltern vorzunehmen. Parameter des z -Glättungsfilters können ausgewählt werden, um Rauschen in wenigstens einem Teil des Sichtfeldes zu reduzieren.

[0023] Das System kann eingerichtet sein, um eine weitere Glättung an den Daten in einer Ebene zu erzielen, die zu der Scannachse z senkrecht verläuft, um Rauschen weiter zu reduzieren.

[0024] In einer Ausführungsform der Erfindung kann ein Bildgebungssystem geschaffen sein, das eine Röntgenquelle und wenigstens ein Strahlungsdetektormodul, das einen Szintillator enthält, sowie ein Datenakquisitionssystem aufweist, das mit dem Szintillator gekoppelt ist, wobei das Bildgebungssystem eingerichtet ist, um: einen Scann durchzuführen, um Daten zu erhalten; und eine kanalabhängige Primärgeschwindigkeit/Nachleucht-Korrektur an den dadurch gewonnenen Daten anzuwenden.

[0025] Das System kann eingerichtet sein, um eine Primärgeschwindigkeit/Nachleucht-Korrektur anzuwenden, die auch von dem Verstärkungsfaktor des Datenakquisitionssystem (DAS) abhängig ist.

[0026] Um eine kanalabhängige Primärgeschwindigkeit/Nachleucht-Korrektur anzuwenden, kann das System konfiguriert sein, um kanalabhängige Zeitkonstanten der primären Abklinggeschwindigkeit und des Nachleuchtens anzuwenden, die ausgewählt sind, um eine vorbestimmte positionsabhängige Rauschcharakteristik hervorzubringen.

[0027] Das System kann eingerichtet sein, um: ein Objekt einem Strahlungsbündel auszusetzen; und einen ersten Satz von Strahlungsabschwächungswerten durch periodisches Abtasten eines durch den Strahlungsdetektor erzeugten Signals bei einem Intervall Δt zu akquirieren, wobei $y(k\Delta t)$ einen Wert in dem ersten Satz kennzeichnet, der während des k -ten Abtastintervalls akquiriert wird, wobei der Strahlungsdetektor eine Impulsantwort aufweist, die exponentiell variiert; und eine kanalabhängige Primärgeschwindigkeit/Nachleucht-Korrektur anzuwenden, wobei das System eingerichtet sein kann, um: einen zweiten Satzes von Datenwerten aus dem ersten Satz von Strahlungsabschwächungswerten zu erzeugen, in dem jeder Datenwert x_k durch die Gleichung definiert ist:

$$x_k = \frac{y(k\Delta t) - \sum_{n=1}^N (\beta_n e^{-\Delta t / \tau_n}) S_{nk}}{\sum_{n=1}^N \beta_n},$$

$$\text{wobei } \beta_n = \alpha_n (1 - e^{\Delta t / \tau_n});$$

α_n eine relative Stärke einer n-ten Komponente der Impulsantwort, die eine Zeitkonstante τ_n aufweist, kennzeichnet, wobei α_n in Abhängigkeit von wenigstens einem Element der Gruppe variiert, die aus Kanalposition, Projektionsansicht und DAS-Verstärkungsgrad besteht;

die Zeitkonstanten τ_n in Abhängigkeit von wenigstens einem Element der Gruppe variieren, die aus Kanalposition, Projektionsansicht und DAS-Verstärkungsgrad besteht; und

$$S_{nk} = x_{k-1} + e^{-\Delta t / \tau_n} S_{n(k-1)},$$

mit $S_{nk} = 0$ für Anfangsabtastwerte;

und ein Bild des Objektes anhand des zweiten Satzes Datenwerte zu rekonstruieren.

[0028] Zur Anwendung einer kanalabhängigen Primärgeschwindigkeit/Nachleucht-Korrektur kann das System eingerichtet sein, um eine relative kanalabhängige Primärgeschwindigkeit und kanalabhängige relative Nachleuchtstärken anzuwenden, die ausgewählt sind, um eine vorbestimmte positionsabhängige Rauschcharakteristik zu erzeugen.

[0029] Um einen Scann zur Gewinnung von Daten durchzuführen, kann das System eingerichtet sein, um: ein Objekt einem Strahlungsbündel auszusetzen; und einen ersten Satz von Strahlungsabschwächungswerten durch periodisches Abtasten eines durch den Strahlungsdetektor erzeugten Signals bei einem Intervall Δt zu akquirieren, wobei $y(k\Delta t)$ einen Wert in dem ersten Satz kennzeichnet, der während des k-ten Abtastintervalls akquiriert wird, wobei der Strahlungsdetektor eine Impulsantwort aufweist, die exponentiell variiert; und ferner eine kanalabhängige Grunddrehzahl/Nachleucht-Korrektur anzuwenden, wobei das System eingerichtet sein kann, um: einen zweiten Satz von Datenwerten aus dem ersten Satz von Strahlungsabschwächungswerten zu erzeugen, in dem jeder Datenwert x_k durch die Gleichung definiert ist:

$$x_k = \frac{y(k\Delta t) - \sum_{n=1}^N (\beta_n e^{-\Delta t / \tau_n}) S_{nk}}{\sum_{n=1}^N \beta_n},$$

$$\text{wobei } \beta_n = \alpha_n (1 - e^{\Delta t / \tau_n});$$

α_n eine relative Stärke einer n-ten Komponente der Impulsantwort, die eine Zeitkonstante τ_n aufweist, repräsentiert, wobei α_n in Abhängigkeit von wenigstens einem Element der Gruppe variiert, die aus Kanalposition, Projektionsansicht und DAS-Verstärkungsgrad besteht;

die Zeitkonstanten τ_n in Abhängigkeit von wenigstens einem Element der Gruppe variieren, die aus Kanalposition, Projektionsansicht und DAS-Verstärkungsgrad besteht; und

$$S_{nk} = x_{k-1} + e^{-\Delta t / \tau_n} S_{n(k-1)},$$

wobei $S_{nk} = 0$ für Anfangsabtastwerte;

wobei das System dann ferner eingerichtet ist, um ein Bild des Objektes aus dem zweiten Satz Datenwerte zu rekonstruieren.

[0030] Die Zeitkonstanten τ_n können auch in Abhängigkeit von der Kanalposition variieren.

[0031] In einer Ausführungsform stellt die vorliegende Erfindung ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Bildrekonstruktion in einem Bildgebungssystem dar, das eine Röntgenquelle, ein Röntgendetektormodul mit mehreren Detektorkanälen, ein Datenakquisitionssystem, das mit dem Detektormodul gekoppelt ist, und eine Scannachse z aufweist und in dem ein Scann eines Objektes durchgeführt wird, um Daten zu gewinnen, und ein Glättungsfilter auf die Daten angewandt wird, um eine positionsabhängige Reduktion des Rauschens zu erzielen. Beispielsweise wendet ein z-Glättungsfilter zur Kompensation eines gesteigerten Rauschens in der Nähe des Randes eines Sichtfeldes einen größeren Glättungsgrad an den Daten an, wenn ein Abstand von einem Isokanal steigt.

[0032] Derartige Verfahren und Vorrichtungen liefern Bilder, die aus Daten erzeugt werden, die in einem Mehrschichtscann erfasst werden, und die im Wesentlichen die gleiche Bildqualität, z. B. Rauschreduktion, wie durch andere Arten von Scannern erzeugte Bilder aufweisen.

[0033] Die Erfindung ist nachstehend in größeren Einzelheiten zu Beispielszwecken unter Bezugnahme auf die Zeichnungen beschrieben:

[0034] [Fig. 1](#) zeigt eine bildhafte Ansicht eines CT-Bildgebungssystems.

[0035] [Fig. 2](#) zeigt ein schematisiertes Blockschaltbild des in [Fig. 1](#) veranschaulichten Systems.

[0036] [Fig. 3](#) zeigt eine Perspektivansicht eines Detektorarrays eines CT-Systems.

[0037] [Fig. 4](#) zeigt eine Perspektivansicht eines Detektormoduls.

[0038] [Fig. 5](#) zeigt eine schematisierte Ansicht des in [Fig. 1](#) veranschaulichten CT-Bildgebungssystems.

[0039] Nachstehend ist eine Beschreibung eines beispielhaften Mehrschicht-CT-Systems gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung angegeben. Obwohl eine einzelne Ausführungsform des Systems nachstehend in Einzelheiten beschrieben ist, sollte es verständlich sein, dass viele alternative Ausführungsformen der Erfindung möglich sind. Obwohl beispielsweise ein spezieller Detektor beschrieben ist, könnte die vorliegende Erfindung in Verbindung mit anderen Detektoren verwendet werden, und die vorliegende Erfindung ist nicht darauf beschränkt, in Zusammenhang mit irgendeiner einzelnen speziellen Art eines Mehrschicht- oder Einzelschichtdetektors ausgeführt zu werden. Speziell enthält der nachstehend beschriebene Detektor mehrere Module, und jedes Modul enthält mehrere Detektorzellen. Anstelle des nachstehend beschriebenen speziellen Detektors kann ein Detektor eingesetzt werden, der mehrere Module mit mehreren Elementen entlang der x-Achse und/oder z-Achse aufweist, die in jeder beliebigen Richtung miteinander verbunden sind, um simultan Mehrschicht-Scann Daten zu akquirieren. Allgemein lässt sich das System in einem Mehrschichtmodus betreiben, um eine oder mehrere Datenschichten zu erfassen. Mit dem System können Axial- und Spiralscans durchgeführt werden, und Querschnittsbilder eines gescannten Objektes können verarbeitet, rekonstruiert, angezeigt und/oder archiviert werden.

[0040] Bezugnehmend auf die [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#), ist ein Computertomographie-Bildgebungssystem (CT-Bildgebungssystem) **10** veranschaulicht, wie es eine Gantry **12** enthält, die einen CT-Scanner der „dritten Generation“ repräsentiert. Die Gantry **12** weist eine Röntgenquelle **14** auf, die ein Strahlbündel aus Röntgenstrahlen **16** in Richtung eines Detektorarrays **18** auf der gegenüberliegenden Seite der Gantry **12** projiziert. Das Detektorarray **18** ist durch Detektorelemente **20** gebildet, die gemeinsam die projizierten Röntgenstrahlen erfassen, die einen medizinischen Patienten **22** durchlaufen. Jedes Detektorelement **20** erzeugt ein elektrisches Signal, das die Intensität eines auftreffenden Röntgenstrahls und somit die Abschwächung des Strahls bei seinem Durchgang durch den Patienten **22** kennzeichnet. Während eines Scans zur Akquisition von Röntgenprojektionsdaten rotieren die Gantry **12** und die an dieser montierten Komponenten rings um ein Drehzentrum **24**.

[0041] Die Drehung der Gantry **12** und der Betrieb der Röntgenquelle **14** sind durch eine Steuerungseinrichtung **26** des CT-Systems **10** gesteuert. Die Steuerungseinrichtung **26** enthält eine Röntgenstrahlsteuerungseinrichtung **28**, die Leistungs- und Zeittaktsignale an die Röntgenquelle **14** liefert und eine Gantrymotorsteuerungseinrichtung **30**, die die Drehzahl und -position der Gantry **12** steuert. Ein Datenakquisitionssystem (DAS) **32** in der Steuerungseinrichtung **26** tastet analoge Daten von den Detektorelementen **20** ab und wandelt die Daten in digitale Signale zur nachfolgenden Verarbeitung um. Eine Bildrekonstruktionseinrichtung **34** empfängt abgetastete und digitalisierte Röntgendaten von dem DAS **32** und führt eine Hochgeschwindigkeitsbildrekonstruktion durch. Das rekonstruierte Bild wird als ein Eingangssignal einem Computer **36** zugeführt, der das Bild in einer Massenspeichervorrichtung **38** speichert.

[0042] Der Computer empfängt und liefert ferner Signale über eine Benutzerschnittstelle oder eine graphische Benutzerschnittstelle (GUI, Graphical User Interface). Insbesondere nimmt der Computer Befehle und Scannparameter von einem Bediener über eine Konsole **40** entgegen, die eine Tastatur und eine Maus (nicht veranschaulicht) aufweist. Ein zugehöriger Kathodenstrahlröhrenmonitor **42** ermöglicht dem Bediener, das rekonstruierte Bild und andere Daten von dem Computer **36** zu beobachten. Die von dem Bediener gelieferten Befehle und Parameter werden von dem Computer **36** dazu verwendet, Steuersignale und Informationen an die Röntgenstrahlsteuerung **28**, die Gantrymotorsteuerung **30**, das DAS **32** und eine Tischmotorsteuerung **44** zu liefern.

[0043] Wie in den [Fig. 3](#) und [Fig. 4](#) veranschaulicht, enthält das Detektorarray **18** mehrere Detektormodule **46**. Jedes Detektormodul **46** ist an einem Detektorgehäuse **48** gesichert. Jedes Modul **46** enthält ein mehrdimensionales Szintillatorarray **50** und ein (nicht sichtbares) Halbleiterarray hoher Dichte. Ein dem Patienten nachgelagerter Kollimator (nicht veranschaulicht) ist über dem Szintillatorarray **50** und an diesen angrenzend positioniert, um Röntgenstrahlen zu kollimieren, bevor derartige Strahlen auf das Szintillatorarray **50** auftreffen. Das Szintillatorarray **50** enthält mehrere Szintillationselemente, die in einem Array angeordnet sind, und das Halbleiterarray enthält mehrere (nicht sichtbare) Fotodioden, die in einem identischen Array angeordnet sind. Die Fotodioden sind auf einem Substrat **52** angebracht oder ausgebildet, und das Szintillatorarray **50** ist über dem Substrat **52** positioniert und an diesem gesichert.

[0044] Das Detektormodul **46** enthält ferner eine Schaltungsvorrichtung **54**, die mit einem Dekodierer **56** elektrisch gekoppelt ist. Die Schaltungsvorrichtung **54** ist ein mehrdimensionales Halbleiterschalterarray von ähnlicher Größe wie das Fotodiodenarray. In einer Ausführungsform enthält die Schaltungsvorrichtung **54** ein Array von (nicht veranschaulichten) Feldeffekttransistoren, wobei jeder Feldeffekttransistor (FET) einen Eingang, einen Ausgang und eine Steuerleitung aufweist (nicht veranschaulicht). Die Schaltungsvorrichtung **54** ist zwischen dem Fotodiodenarray und dem DAS **32** eingekoppelt. Insbesondere ist jeder FET-Eingang der Schaltungsvorrichtung mit einem Ausgang des Fotodiodenarrays elektrisch verbunden, während jeder FET-Ausgang der Schaltungsvorrichtung an das DAS **32** beispielsweise unter Verwendung flexibler elektrischer Kabel **58** elektrisch angeschlossen ist.

[0045] Der Dekodierer **56** steuert den Betrieb der Schaltungsvorrichtung **54**, um die Ausgänge des Fotodiodenarrays gemäß einer gewünschten Anzahl von Schichten und Schichtauflösungen für jede Schicht zu aktivieren, zu deaktivieren oder miteinander zu kombinieren. Der Dekodierer **56** ist in einer Ausführungsform ein Dekodierchips oder ein FET-Controller, wie dies in der Technik bekannt ist. Der Dekodierer **56** enthält mehrere Ausgangs- und Steuerleitungen, die mit der Schaltungsvorrichtung **54** und dem Computer **36** verbunden sind. Insbesondere sind die Dekodiererausgänge mit den Steuerleitungen der Schaltungsvorrichtung elektrisch verbunden, um die Schaltungsvorrichtung **54** zu aktivieren, damit sie die richtigen Daten von den Schaltungsvorrichtungeingängen zu den Schaltungsvorrichtungsausgängen übermittelt. Die Steuerleitungen des Dekodierers sind mit den Steuerleitungen der Schaltungsvorrichtung elektrisch verbunden und bestimmen, welche der Dekodiererausgänge aktiviert werden. Mittels des Dekodierers **56** werden spezielle FETs in der Schaltungsvorrichtung **54** aktiviert, deaktiviert oder miteinander kombiniert, so dass spezielle Ausgänge des Fotodiodenarrays mit dem DAS **32** des CT-Systems elektrisch verbunden werden. In einer Ausführungsform, die als ein 16-Schichten-Modus definiert ist, aktiviert der Dekodierer **56** die Schaltungsvorrichtung **54** in einer derartigen Weise, dass alle Reihen des Fotodiodenarrays mit dem DAS **32** elektrisch verbunden werden, was dazu führt, dass sechzehn gesonderte, gleichzeitige Datenschichten zu dem DAS **32** gesandt werden. Es versteht sich, dass viele andere Schichtkombinationen möglich sind.

[0046] In einer Ausführungsform enthält der Detektor **18** siebenundfünfzig Detektormodule **46**. Das Halbleiterarray und das Szintillatorarray **50** weisen jeweils eine Arraygröße von 16×16 auf. Infolgedessen weist der Detektor **16** Reihen und 912 Spalten (16×57 Module) auf, was eine gleichzeitige Erfassung von sechzehn Datenschichten bei jeder Umdrehung der Gantry **12** ermöglicht. Es versteht sich jedoch, dass die vorliegende Erfindung nicht auf eine spezielle Arraygröße beschränkt ist und dass das Array in Abhängigkeit von den Bedürfnissen des Bedieners größer oder kleiner sein kann. Ferner kann der Detektor **18** in vielen Modi mit unterschiedlichen Schichtdicken und Anzahlen, z. B. in dem Einschicht-, Zweischicht- und Vierschichtmodus, betrieben werden. In einer Ausführungsform sind die FETs beispielsweise in dem Vierschichtmodus konfiguriert, so dass Daten für vier Schichten aus einer oder mehreren Reihen des Fotodiodenarrays erfasst werden. In Abhängigkeit von der speziellen Konfiguration der FETs, wie durch die Steuerleitungen des Dekodierers definiert, werden verschiedene Kombinationen von Ausgängen des Fotodiodenarrays aktiviert, deaktiviert oder miteinander kombiniert, so dass die Schichtdicke beispielsweise 1,25 mm, 2,5 mm, 3,75 mm oder 5 mm beträgt. Weitere beispielhafte Ausführungsformen umfassen eine, die einen Einzelschichtmodus aufweist, der eine einzelne Schicht mit Schichtdicken in einem Bereich von 1,25 mm bis zu 20 mm enthält, und eine andere mit einem Zweischichtmodus, der zwei Schichten mit Schichtdicken in einem Bereich von 1,25 bis 10 mm ent-

hält. Es ist zu beachten, dass Ausführungsformen mit weiteren Modi, die sich von den hier beschriebenen unterscheiden, möglich sind.

[0047] [Fig. 5](#) zeigt eine vereinfachte schematisierte Ansicht einer Ausführungsform eines „Vierschichten (oder Quadschichten)“-Systems, in dem vier Reihen **60**, **62**, **64** und **66** von Detektorzellen verwendet werden, um Projektionsdaten zu gewinnen. Detektorzellen **68**, **70**, **72** und **74** bilden die Reihen **60**, **62**, **64** und **66**. Jede Detektorzelle **68**, **70**, **72** und **74**, wie sie in [Fig. 5](#) veranschaulicht ist, weist in einer Ausführungsform eine Anzahl von Zellen (z. B. vier Zellen) auf, die miteinander gekoppelt sind, um ein Ausgangssignal zu erzeugen, das dem DAS **32** zugeführt wird.

[0048] In einer Ausführungsform enthält der Kollimator **76** exzentrische Nocken **78** und **80**. Die Position der Nocken **78** und **80** ist durch die Röntgensteuerung **28** gesteuert. Die Nocken **78** und **80** sind auf entgegengesetzten Seiten der Fächerstrahlebene **82** positioniert und in Bezug auf den Abstand zwischen den Nocken **78** und **80** und ihre Lage relativ zu der Fächerstrahlebene **82** unabhängig voneinander verstellbar. In einer Ausführungsform werden die Nocken **78** und **80** beispielsweise mit einem einzigen Nockenantrieb positioniert, während in einer anderen Ausführungsform jeder Nocken mit einem gesonderten Nockenantrieb, beispielsweise einem Motor, positioniert wird. Die Nocken **78** und **80** sind aus einem Röntgenstrahlen absorbierenden Material, beispielsweise Wolfram, hergestellt.

[0049] Infolge der exzentrischen Gestalt wird durch die Drehung der jeweiligen Nocken **78** und **80** das z-Achsen-Profil des Röntgenstrahls **16** verändert. Insbesondere verändert eine modifizierte Position der Nocken **78** und **80** die Position und Weite der Röntgenstrahlumbra. Infolge der gemeinsam gestuften exzentrischen Gestalt der Nocken **78** und **80** wird insbesondere die gesamte Weite der Röntgenstrahlumbra verändert. Eine Veränderung der Position oder der Stufung allein des Nockens **78** verändert die Umbraweite und -position in Bezug auf einen einzelnen Rand des Detektorarrays **18**. Eine Veränderung der Position allein des Nockens **80** verändert die Umbraweite und -position in Bezug auf den anderen oder zweiten Rand des Detektorarrays **18**, so dass die durch den Patienten **22** empfangene Röntgendosis reduziert wird.

[0050] Im Betrieb ist die Röntgenquelle **14** fixiert oder in einer stationären Position platziert, und die zugehörigen Nocken **78** und **80** werden in nominelle Positionen gebracht, so dass ein Röntgenstrahl **16** durch den Kollimator **76** in Richtung des Detektorarrays **18** ausgestrahlt wird. Projektionsdaten von dem Detektor werden durch den Computer **36** unter Verwendung eines Fächerstrahl gefilterten Rückprojektionsalgorithmus rekonstruiert. Dieser Algorithmus nutzt einen Gewichtungsfaktor von $1/R^2$, wobei R den Abstand von einem Punkt in dem Bild zu der Röntgenquelle darstellt. Wenn der Vergrößerungsfaktor groß ist, erhöht dieser Gewichtungsfaktor die Rauschstreuung in dem Bild. Insbesondere wird das Rauschen fern von dem Zentrum des Bildes gesteigert. Der Vergrößerungsfaktor ist als ein Verhältnis eines Abstands der Röntgenquelle **14** von dem Detektor **18** zu einem Abstand der Röntgenquelle **14** von dem Isozentrum definiert.

[0051] Außerdem weist ein Mehrschichtscanner gewöhnlich eine kürzere Geometrie auf, die Bildrauschen im Vergleich zu anderen bekannten Scannern mit längerer Geometrie fern von dem Zentrum des Bildes erhöht. Zur Reduktion der auf die Röntgenröhre einwirkenden konzentrischen Kraft muss insbesondere und infolge der Geometrieänderung und der Fächerstrahlrekonstruktion in dem Mehrschichtsystem der Abstand zwischen der Röntgenröhre und dem Isozentrum reduziert werden. Demgemäß wird der Vergrößerungsfaktor für derartige Scanner erhöht, wobei der Skalierfaktor, der in der Fächerstrahlrückprojektion verwendet wird, steigt und das Rauschen in dem rekonstruierten Bild ebenso steigt.

[0052] Das Rauschverhalten ist ortsabhängig und folglich kanalabhängig sowie abhängig von dem DAS-Verstärkungsfaktor. Aufgrund des Gewichtungsfaktors von $1/R^2$ für die Fächerstrahlrekonstruktion ist das Rauschen an dem Isozentrum grob dasselbe, wobei es in Abhängigkeit von dem Abstand zu dem Isozentrum steigt. Das Rauschen in dem rekonstruierten Bild ist der grob gewichtete quadratische Mittelwert (RMS-Mittelwert) des Kanals. Folglich bringt eine Glättungsfunktion, die eine Rauschunterdrückung weg von dem Isokanal steigert, eine Steigerung der Rauschunterdrückung hervor. Im Allgemeinen führt eine auf Projektionsdaten angewandte Glättungsfunktion zu einer Reduktion der räumlichen Auflösung. Deshalb ist es erwünscht, Bildrauschen auf eine Weise zu reduzieren, die einen minimalen Einfluss auf die Auflösung aufweist. Da in dem Isozentrum das Rauschverhalten eines CT-Systems, das einen größeren Vergrößerungsfaktor verwendet, mit demjenigen, das einen kleineren Vergrößerungsfaktor verwendet, identisch ist, ist in dem Isokanal keine zusätzliche Glättung erforderlich. Infolgedessen wird es in der Nähe des Isokanals eines rekonstruierten Bildes zu keiner Beeinflussung der räumlichen Auflösung kommen. Eine Auflösungsminderung nimmt mit gesteigerter Rauschunterdrückung allmählich zu. Im Allgemeinen sind Filterfunktionen $f(y, k, g)$, die zur Rauschunterdrückung verwendet werden, Funktionen des Kanals (y), der DAS-Verstärkung (g) und der Detektorreihennum-

mer (k). Um einen Einfluss auf die Rechenzeit weiter zu reduzieren und die Rekonstruktionsgeschwindigkeit auf ein Maximum zu steigern, wird in vorhandene Filterfunktionen, z. B. eine Matrixentfaltung für außerfokale Strahlungskorrektur, ein Filterkernel $f(\gamma, k, g)$ eingebaut.

[0053] In einer Ausführungsform der Erfindung, die in Verbindung mit einer z-Glättung ausgeführt wird, ist das Glättungsfilter durch die Formel ausgedrückt:

$$H(\gamma, k) = f(\gamma, k, g) \otimes D(\gamma, k) \quad (1),$$

wobei H das resultierende Kombinationsfilter darstellt, das den Matrixentfaltungskernel, D, ersetzt, und f das von dem Kanal und der DAS-Verstärkung abhängige Glättungsfilter darstellt, das mit dem Matrixentfaltungskernel D gefaltet wird, um den neuen Kernel H zu bilden. Ferner ist γ der Kanal, während g der Verstärkungsgrad ist und k die Detektorreihenanzahl darstellt. In einer Ausführungsform ist das Filter durch eine Folge von Werten (d, $1 - 2d$, d) definiert, wobei:

$$d = m(1 - \sin(\gamma)/\gamma) \quad (2),$$

und m ein Skalierparameter zur Steuerung eines maximalen Grades der Glättung darstellt.

[0054] Das vorstehend beschriebene Filter ist von dem Kanal und der DAS-Verstärkung abhängig. Zusätzlich kann ein derartiges Filter ferner von vielen weiteren Faktoren abhängig sein, die das Systemrauschen beeinflussen, wie beispielsweise den Rekonstruktionsalgorithmen (z. B. kann das Filter für Axial- und Spiralscans unterschiedlich sein, und das Filter kann für einen Hochauflösungsmodus anders sein als für einen Modus mit geringer Auflösung).

[0055] In einer weiteren Ausführungsform der vorliegenden Erfindung gleicht ein kanalabhängiges z-Glättungsfilter das gesteigerte Rauschen in einem Abstand von einem Isokanal aus, der ein Detektorkanal ist, der einen durch ein Isozentrum einer Scanneinrichtung hindurchtretenden Strahl detektiert. Erneut wird der Einfluss der Korrektur auf die räumliche Auflösung minimiert. Das Filter wird gemäß der Formel ausgeführt:

$$P'(\gamma, \beta, k) = s(\gamma, \beta, k, g) \otimes P(\gamma, \beta, k) \quad (3),$$

wobei

P und P'	eine ursprüngliche bzw. eine verarbeitete Projektion darstellen;
s	ein von einem Kanal (γ) und einem Verstärkungsgrad (g) abhängiges z-Glättungsfilter darstellt;
β	einen Quellenprojektionswinkel darstellt; und
k	eine Detektorreihenanzahl ist.

[0056] In einer Ausführungsform wird vor einer Bestimmung der Glättungseigenschaften des z-Glättungsfilters s das Rauschen in einem Sichtfeld der Bildgebungsvorrichtung gemessen. Das über wenigstens einen Teil des Sichtfeldes gemessene Rauschen wird durch Auswahl der Glättungseigenschaften des Filters s reduziert, das notwendigerweise einen Auflösungsverlust herbeiführt. Jedoch wird in einer Ausführungsform, in der die Glättung an den Rändern eines Sichtfeldes am stärksten ist, der Verlust der z-Auflösung an den Rändern durch Nutzung der Tatsache kompensiert, dass alle rekonstruierten Punkte innerhalb des Sichtfeldes (FOV, Field-of-View) durch Kanäle in der Nähe des Isozentrums sowie durch von dem Isozentrum entfernte Kanäle abgetastet werden. Parameter des Filters s, die das gemessene Rauschen kompensieren, sind im Allgemeinen von der DAS-Verstärkung abhängig, stehen jedoch nicht notwendigerweise in linearer Beziehung mit der DAS-Verstärkung, so dass sie folglich für unterschiedliche Werte der DAS-Verstärkung eine Berechnung oder Anpassung erfordern können.

[0057] In einer Ausführungsform, in der eine Verschlechterung der Auflösung ein Problem darstellt, wird ein z-Glättungsfilter ausgewählt, das eine Rauschmenge über einem Sichtfeld lediglich teilweise ausgleicht, um eine Verschlechterung der z-Auflösung zu reduzieren. Um eine weitere Rauschreduktion zu erzielen, wird eine zusätzliche Glättung in einer x-y-Ebene senkrecht zu der z- oder Scannachse, wie beispielsweise durch die Gleichung (1) beschrieben, angewandt. Die Kombination der Glättungstechniken hat eine deutliche Rauschreduktion bei reduzierter Minderung der z-Auflösung zur Folge.

[0058] In einer weiteren Ausführungsform wird ein z-Glättungsfilter genutzt, das außerdem von der Ansicht (β) abhängig ist. Beispielsweise wird ein z-Glättungsfilter entsprechend einer Vorkenntnis über einen Patienten

ausgewählt, um eine bekannte Patientenasymmetrie, die von der Ansicht abhängig ist, zu kompensieren. Es wird eine Vielfalt von von dem Benutzer auswählbaren, im Voraus berechneten, β -abhängigen z-Glättungsfiltern bereitgestellt, von denen eines auf der Grundlage einer beobachteten Patientenasymmetrie, beispielsweise einer ungewöhnlich starken Knochenstruktur, die in einigen Ansichten das Rauschen verstärken würde, ausgewählt wird. Durch die Auswahl eines geeigneten Glättungsfilters kann eine wenigstens teilweise Kompensation der Rauscheffekte, die von der Asymmetrie herrühren, erreicht werden.

[0059] In einer anderen Ausführungsform ist ein Detektor-Nachleuchtfiter mit von dem Kanal abhängigen Parametern vorgesehen, um eine Rauschreduktion zu erzielen. Eine bekannte Impulsantwort von Szintillationsdetektoren wird gemäß der Gleichung modelliert:

$$h(t) = \sum_{n=1}^N \frac{\alpha_n}{\tau_n} e^{-t/\tau_n} \quad (4),$$

wobei n eine von N Komponenten einer exponentiellen Antwort kennzeichnet, die eine relative Stärke α_n und eine Zeitkonstante τ_n aufweist. Nominelle Werte von α_n und τ_n werden beispielsweise durch Messung für eine ausreichende Anzahl von Komponenten ($N = 4$) bestimmt, um das Verhalten des Szintillationsdetektors passend zu modellieren. In einer Ausführungsform der Erfindung werden Werte dieser Parameter, die sich von den nominellen Werten unterscheiden und die von der Kanalposition abhängig sind, verwendet, um eine Rauschreduktion zu erzielen.

[0060] Insbesondere wird das Objekt oder der Patient **22** durch einen Strahl **16** gescannt. Ein erster Satz von Strahlungsabschwächungswerten wird akquiriert, indem bei einem Intervall Δt ein durch den Strahlungsdetektor **18** erzeugtes Signal periodisch abgetastet wird, wobei $y(k\Delta t)$ einen Wert in dem ersten Satz, der während des k -ten Abtastintervalls akquiriert wird, kennzeichnet. Der Strahlungsdetektor **18** weist eine Impulsantwort auf, die in exponentieller Weise variiert. Es wird eine kanalabhängige Primärgeschwindigkeit/Nachleucht-Korrektur angewandt, indem aus dem ersten Satz der Strahlungsabschwächungswerte ein zweiter Satz von Datenwerten erzeugt wird, in dem jeder Datenwert x_k durch die Gleichung definiert ist:

$$x_k = \frac{y(k\Delta t) - \sum_{n=1}^N (\beta_n e^{-\Delta t/\tau_n}) S_{nk}}{\sum_{n=1}^N \beta_n} \quad (5),$$

$$\text{wobei } \beta_n = \alpha_n (1 - e^{-\Delta t/\tau_n});$$

α_n eine relative Stärke einer n -ten Komponente der Impulsantwort, die eine Zeitkonstante τ_n aufweist, kennzeichnet, wobei α_n in Abhängigkeit von der Kanalposition γ und des Ansichtswinkels β sowie der DAS-Verstärkung K variiert. Der Einfachheit wegen wird anstelle von $\alpha_n(\gamma, \beta, k)$ die Notation α_n verwendet. Die Zeitkonstanten τ_n variieren in Abhängigkeit von der Kanalposition, der DAS-Verstärkung K und des Ansichtswinkels β ; und

$$S_{nk} = x_{k-1} + e^{-\Delta t/\tau_n} S_{n(k-1)},$$

mit $S_{nk} = 0$ für die Anfangsabtastwerte. Die Veränderung der Zeitkonstanten τ_n gegenüber ihren nominellen Werten wird ausgewählt, um Glättungseffekte hervorzubringen, die zu einer gewünschten oder vorbestimmten Rauschreduktion führen. Aus dem zweiten Satz Datenwerte wird ein Bild des Objektes rekonstruiert.

[0061] In einer weiteren Ausführungsform werden nominelle Zeitkonstanten τ_n verwendet, und es werden relative Komponentenstärken α_n gegenüber ihren nominellen Werten in Abhängigkeit von der Kanalposition, des Ansichtswinkels und der DAS-Verstärkung verändert, um die gewünschte oder vorbestimmte Rauschreduktion zu erzeugen. In einer noch weiteren Ausführungsform werden sowohl die Zeitkonstanten τ_n als auch die relativen Komponentenstärken α_n in Abhängigkeit von der Kanalposition, des Ansichtswinkels und der DAS-Verstärkung variiert, um die gewünschte oder vorbestimmte Rauschreduktion zu erzielen.

[0062] In einer Ausführungsform, in der die relativen Komponentenstärken α_n in Abhängigkeit von der Position verändert werden, weist eine Erhöhung einer Primärgeschwindigkeitskomponente α_1 den Effekt auf, dass ein Grad der Nachleucht-Korrektur reduziert wird. Diese Korrekturreduktion erzielt einen Tiefpassfiltereffekt an den

Abschwächungsdaten, der die Azimuthalaufösung gegen Rauschreduktion abwägt. Deshalb wird zur Kompensation von Rauschen in einem wachsenden Abstand von dem Isozentrum ein Grad der Korrektur reduziert, indem die Primärgeschwindigkeitskomponente α_1 beispielsweise von 0,93 an dem Isozentrum bis zu 0,98 an dem Rand des Sichtfeldes allmählich erhöht wird, während α_2 beispielsweise von etwa 0,06 oder 0,07 auf etwa 0,02 entsprechend allmählich verringert wird. Die restlichen Nachleucht-Korrekturglieder werden ebenfalls in der erforderlichen Weise entsprechend reduziert. Ein ähnlicher Effekt wird in einer anderen Ausführungsform durch allmähliche Variation der Werte von τ_n in Abhängigkeit von dem Abstand zu dem Isozentrum anstelle der α_n -Werte erzielt. Die Primärgeschwindigkeits-Zeitkonstante τ_1 wird beispielsweise allmählich von 1,0 ms in dem Isozentrum zu 0,9 ms an dem Rand des Sichtfeldes verändert, und die erste Nachleucht-Zeitkonstante τ_2 wird allmählich von 4,0 ms in dem Isozentrum zu 3,6 ms an dem Rand des Sichtfeldes verändert. Längere Nachleucht-Zeitkonstanten werden auch an dem Rand des Sichtfeldes in der erforderlichen Weise reduziert. Die Nachleucht-Zeitkonstanten werden nicht notwendigerweise proportional zueinander oder zu der Primärgeschwindigkeits-Zeitkonstante verändert. Es versteht sich, dass die in Zahlen ausgedrückten Veränderungen von α_n und τ_n , wie hierin beschrieben, lediglich beispielhafter Natur sind und in jeder speziellen Ausführungsform entsprechend den Rausch- und Auflösungseigenschaften der Scanneinrichtung, der Art des verwendeten Szintillationsmaterials und dem gewünschten Kompromiss zwischen der Azimuthalaufösung und dem Bildrauschen ausgewählt werden würden.

[0063] Jedes der vorstehend beschriebenen Filter kann in dem DAS **32**, der Bildrekonstruktionseinrichtung **34** oder dem Computer **36** des CT-Scanners **10** oder in einem gesonderten Computer implementiert werden. Obwohl jedes der vorstehend beschriebenen Filter eingerichtet ist, um Rauschen in dem Bild zu reduzieren oder auszugleichen, ist es für einen Fachmann offensichtlich, dass derartige Filter auch dazu verwendet werden können, die radiale räumliche Auflösung in Abhängigkeit von dem Abstand zu dem Zentrum des Bildes zu verbessern. Dies ist in manchen klinischen Anwendungen (beispielsweise beim Lungenscannen mit hoher Auflösung), in denen eine hohe räumliche Auflösung für einen Radius von 17 cm in dem Bild erforderlich ist, erwünscht. Ohne ein derartiges Filter beeinträchtigt die Weite der fokalen Verteilungsfunktion der Röntgenröhre die räumliche Auflösung mit dem Abstand von dem Zentrum des Bildes. In einer Ausführungsform kann ein die räumliche Auflösung verstärkendes Filter erreicht werden, indem m in der Gleichung (2) durch einen negativen Vergrößerungsfaktor, wie beispielsweise $m = -25$, definiert wird. Es erschließt sich für einen Fachmann ohne weiteres, dass viele weitere von dem Kanal abhängige Filterdefinitionen möglich sind. Außerdem ist das Konzept nicht auf CT-Systeme der dritten Generation beschränkt. Es könnte beispielsweise in einem CT-System der vierten Generation verwendet werden.

[0064] Aus der vorstehenden Beschreibung verschiedener Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung geht klar hervor, dass eine Rauschkompensation erreicht werden kann. Obwohl die Erfindung im Detail beschrieben und veranschaulicht worden ist, ist klar zu verstehen, dass dies lediglich zu Veranschaulichungs- und Beispielszwecken vorgesehen ist und nicht als eine Beschränkung aufgefasst werden darf. Beispielsweise werden verschiedene gemischte Ausführungsformen, die Kombinationen der hier beschriebenen Rauschkompensationstechniken aufweisen, für einen Fachmann deutlich werden. Derartige gemischte Ausführungsformen sind bei der Minimierung eines deutlichen Einflusses auf die Systemauflösung in der x-, y- oder z-Richtung oder entlang einer spezifizierten Richtung oder einer anderen Richtung nützlich. Der Schutzzumfang der Erfindung ist lediglich durch den Rahmen der beigefügten Ansprüche beschränkt.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Bildrekonstruktion mittels eines Bildgebungssystems (**10**) mit einer unter mehreren Röntgenprojektionswinkeln positionierbaren Röntgenstrahlenquelle (**14**), einem Röntgendetektormodul (**46**) mit einer Anzahl von Detektorelementen (**20**), die unterschiedliche Positionen aufweisen und in mehreren Reihen (**60, 62, 64, 66**) angeordnet sind, wobei jedes Detektorelement eine entsprechende Detektorkanalposition (**68, 70, 72, 74**) aufweist, wobei das System ferner eine Scann-Achse z und ein Datenakquisitionssystem DAS (**32**) aufweist, das mit dem Detektormodul verbunden ist und einen Detektionsverstärkungsgrad vorsieht, wobei zu dem Verfahren die Schritte gehören:

Durchführen eines Scanndurchlaufs unter mehreren Röntgenprojektionswinkeln, um Projektionsdaten zu gewinnen; und

z -Glätten der Projektionsdaten durch Anwenden eines z -Glättungsfilters auf die Projektionsdaten in z -Richtung, wobei der z -Glättungskernel des z -Glättungsfilters in Abhängigkeit von wenigstens einem Element aus der Gruppe variiert, die aus Kanalposition, Röntgenprojektionswinkel, DAS-Verstärkungsgrad und Reihenzahl eines Detektors (**46**) besteht.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die mehreren Kanäle (**68, 70, 72, 74**) einen Isokanal einschließen

und das Anwenden eines z-Glättungsfilters auf die Projektionsdaten ein Anwenden eines Glättungsgrades auf die Projektionsdaten beinhaltet, der in Abhängigkeit von dem Wachsen eines Abstands von einem Isokanal gesteigert ist.

3. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Anwenden eines z-Glättungsfilters auf die Daten nach der folgenden Formel ausgeführt wird:

$$P'(y, \beta, k) = s(y, \beta, k, g) \otimes P(y, \beta, k),$$

mit P und P' gleich einer ursprünglichen bzw. einer verarbeiteten Projektion;

s gleich einem Glättungsfilterkernel;

y gleich einem Kanal;

g gleich einem DAS-Verstärkungsgrad;

β gleich einem Quellenprojektionswinkel;

k gleich einer Detektorreihenanzahl; und

\otimes gleich einem z-Faltungsoperator.

4. Verfahren nach Anspruch 3, wobei der Schritt zum Anwenden eines z-Glättungsfilters auf die Daten ein Anwenden eines z-Glättungsfilters beinhaltet, das außerdem von der Ansicht (β) abhängig ist.

5. Verfahren nach Anspruch 4, wobei das Anwenden eines z-Glättungsfilters, das außerdem von der Ansicht (β) abhängig ist, einen Schritt des Auswählens eines Glättungsfilters gemäß einer Vorkenntnis über den Patienten einschließt.

6. Verfahren nach Anspruch 5, wobei das Auswählen eines Glättungsfilters gemäß einer Vorkenntnis über den Patienten den Schritt des Auswählens eines aus mehreren z-Glättungsfiltern gemäß einer Patientenasymmetrie beinhaltet.

7. Bildgebungssystem (10) mit einer Röntgenstrahlenquelle (14), wenigstens einem Röntgendetektormodul (46) mit einer Anzahl von Elementen (20), die jeweils unterschiedliche Positionen aufweisen und in mehreren Reihen (60, 62, 64, 66) angeordnet sind, wobei jedes Detektorelement eine entsprechende Detektorkanalposition (68, 70, 72, 74) aufweist, wobei das System eine Scann-Achse z hat und ferner ein Datenakquisitionssystem DAS (32) enthält, das mit dem Detektormodul verbunden ist und einen Detektorverstärkungsgrad vorsieht, wobei das System dazu eingerichtet ist:

einen Scanndurchgang unter mehreren Röntgenprojektionswinkeln durchzuführen, um Projektionsdaten zu erhalten; und

ein z-Glätten der Projektionsdaten durch Anwenden eines z-Glättungsfilters auf die Projektionsdaten in z-Richtung durchzuführen, wobei der z-Glättungskernel des z-Glättungsfilters in Abhängigkeit von wenigstens einem Element aus der Gruppe variiert, die aus Kanalposition, Röntgenprojektionswinkel, DAS-Verstärkungsgrad und Reihenanzahl eines Detektors (46) besteht.

8. System nach Anspruch 7, wobei die mehreren Kanäle (68, 70, 72, 74) einen Isokanal einschließen und das System dazu eingerichtet ist, ein gesteigertes z-Glätten der Projektionsdaten in Abhängigkeit von einem wachsenden Abstand von einem Isokanal durchzuführen.

9. System nach Anspruch 8, das dazu eingerichtet ist, z-Glätten von Daten nach der folgenden Formel durchzuführen:

$$P'(y, \beta, k) = s(y, \beta, k, g) \otimes P(y, \beta, k),$$

mit P und P' gleich einer ursprünglichen bzw. einer verarbeiteten Projektion;

s gleich einem Glättungsfilterkernel;

y gleich einem Kanal;

g gleich einem DAS-Verstärkungsgrad;

β gleich einem Quellenprojektionswinkel;

k gleich einer Detektorreihenanzahl; und

\otimes gleich einem z-Faltungsoperator.

10. System nach Anspruch 9, wobei das z-Glättungsfilter außerdem von der Ansicht (β) abhängig ist.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

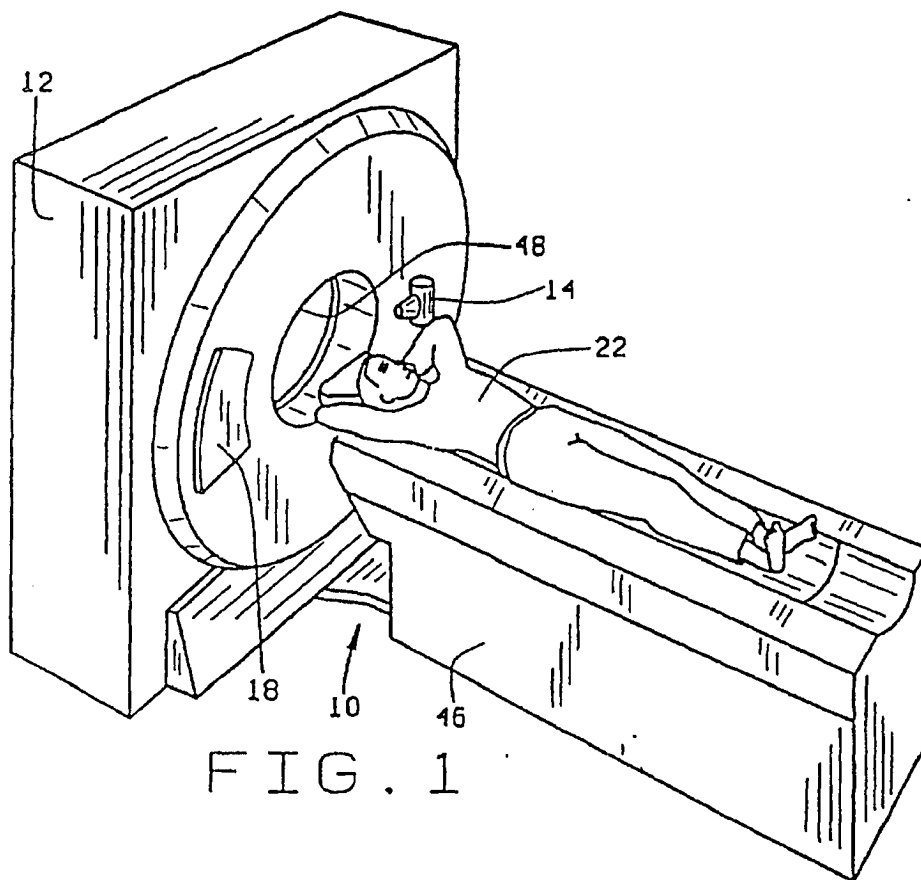


FIG. 1

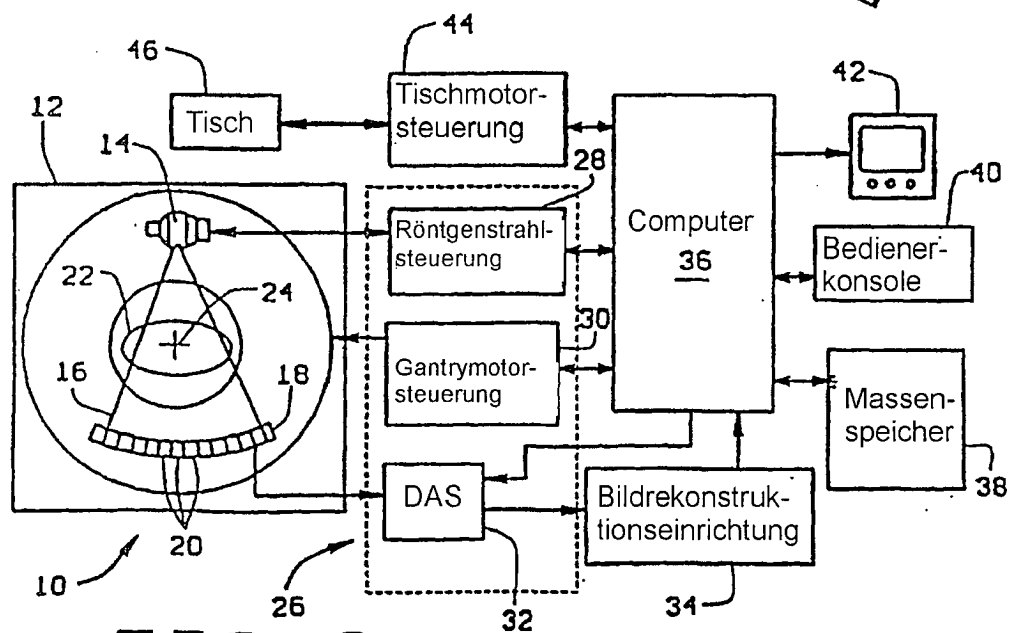
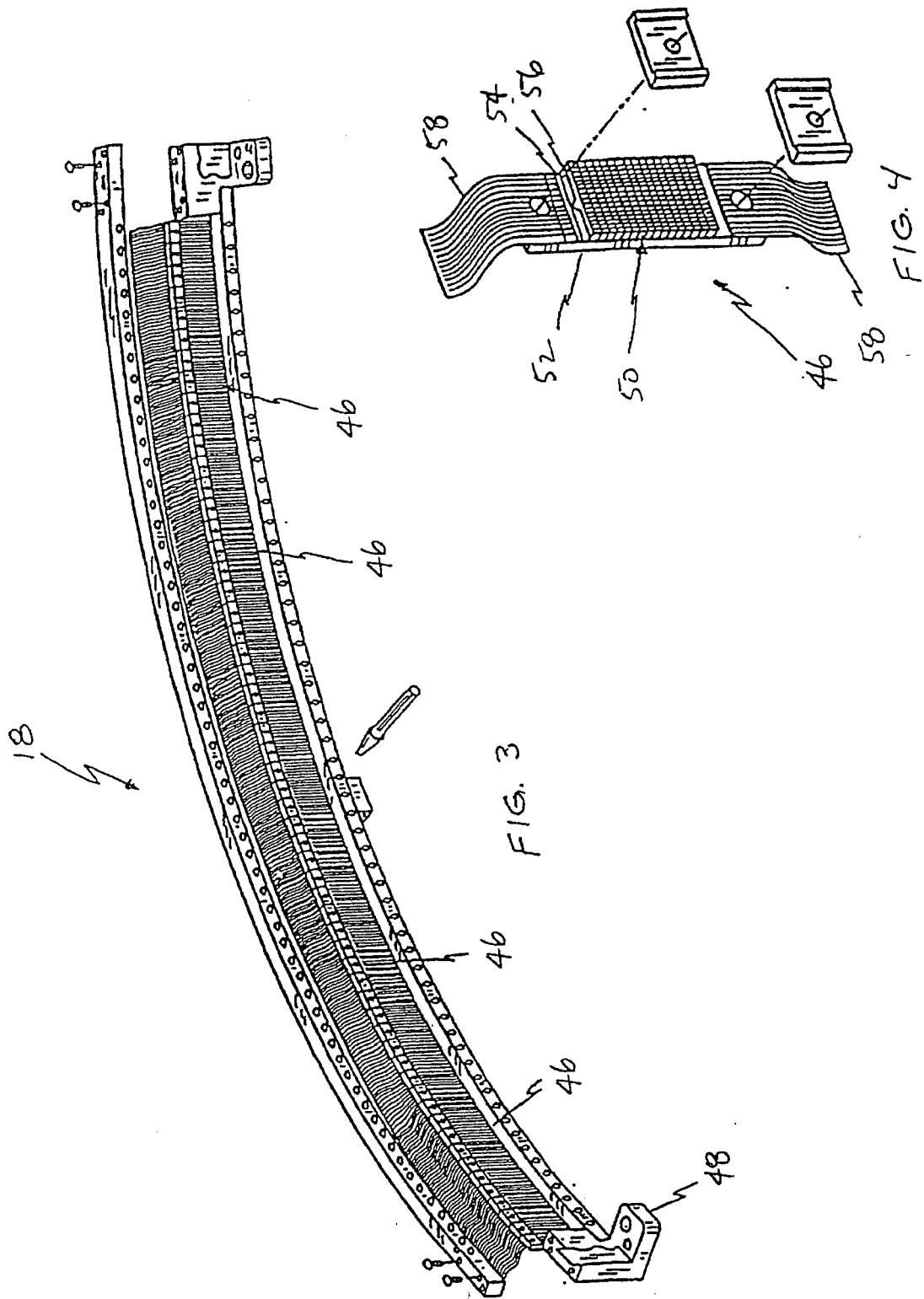


FIG. 2



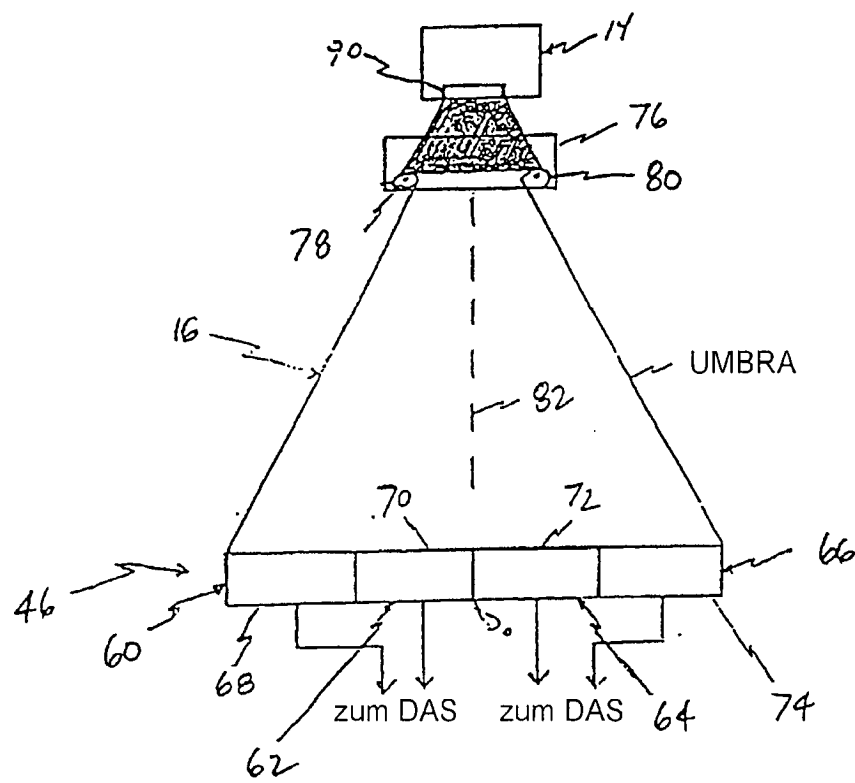


FIG. 5