



(19)  
 Bundesrepublik Deutschland  
 Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2006 026 945 B4** 2008.04.10

(12)

## Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2006 026 945.4**

(22) Anmeldetag: **09.06.2006**

(43) Offenlegungstag: **27.12.2007**

(45) Veröffentlichungstag  
 der Patenterteilung: **10.04.2008**

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: **A61B 6/03** (2006.01)  
**G01N 23/06** (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).

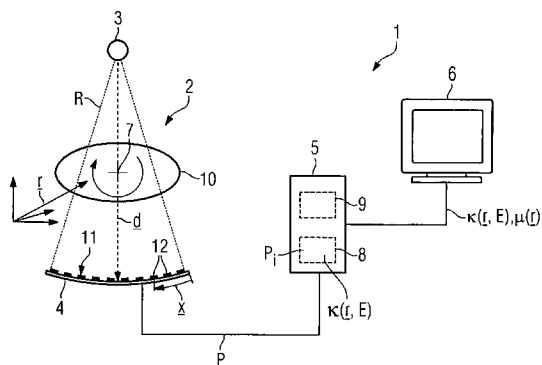
(73) Patentinhaber:  
**Siemens AG, 80333 München, DE**

(72) Erfinder:  
**Heismann, Björn, 91052 Erlangen, DE**

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht  
 gezogene Druckschriften:  
**DE 103 52 013 A1**  
**DE 102 12 638 A1**  
**MACOVSKI, A. u.a.: Energy dependent  
 reconstruction  
 in x-ray computerized tomography. In: Comput.  
 Biol. Med. 1976, Vol.6, S.325-336;**

(54) Bezeichnung: **Computertomographisches Bildaufnahmeverfahren, Verfahren zur Bestimmung der ortsabhängigen Konzentration einer Anzahl vorgegebener Stoffe in einem Untersuchungsobjekt und zugehöriger Computertomograph**

(57) Zusammenfassung: Es werden ein verbessertes computertomographisches Bildaufnahmeverfahren sowie ein zugehöriger Computertomograph (1) angegeben. Danach ist vorgesehen, unter Bestrahlung eines Untersuchungsobjekts (10) mit polychromatischer Röntgenstrahlung (R) entlang mehrerer Projektionsvektoren (d) Projektionsbilder (P, P<sub>i</sub>) der durch das Untersuchungsobjekt (10) transmittierten Röntgenstrahlung (R) aufzunehmen, und mittels eines Rekonstruktionsalgorithmus anhand der Projektionsbilder (P, P<sub>i</sub>) einen ortsabhängigen Schwächungskoeffizienten ( $\kappa(r, E_i)$ ) des Untersuchungsobjekts (10) zu berechnen. Dabei wird die transmittierte Röntgenstrahlung (R) energieaufgelöst detektiert und durch jeweils separate Rekonstruktion von quasi-monoenergetischen Gruppen von Projektionsbildern (P<sub>i</sub>) ein ortsabhängiger spektraler Schwächungskoeffizient ( $\kappa(r, E_i)$ ) berechnet.



## Beschreibung

**[0001]** Die Erfindung bezieht sich auf ein computertomographisches Bildaufnahmeverfahren. Die Erfindung bezieht sich ferner auf ein Verfahren zur Bestimmung der ortsabhängigen Konzentration einer Anzahl vorgegebener Stoffe in einem Untersuchungsobjekt, das das Ergebnis des vorstehend genannten Bildaufnahmeverfahrens als Eingangsgröße heranzieht, sowie auf einen Computertomographen

**[0002]** In der herkömmlichen Computertomographie werden unter Bestrahlung eines Untersuchungsobjekts mit Röntgenstrahlung mittels eines Röntgendetektors Projektionsbilder entlang verschiedener Projektionsvektoren aufgenommen. Jedes Projektionsbild gibt eine Intensitätsverteilung der Röntgenstrahlung wieder, die entlang des zugehörigen Projektionsvektors durch das Untersuchungsobjekt transmittiert und dabei mehr oder weniger abgeschwächt wird. Die während einer Untersuchung von dem Untersuchungsobjekt aufgenommenen Projektionsbilder werden zusammenfassend auch als Sinogramm bezeichnet.

**[0003]** Mittels Rekonstruktion (oder Rückprojektion) wird dann numerisch aus dem Sinogramm der ortsabhängige (Röntgen-)Schwächungskoeffizient des Untersuchungsobjekts innerhalb der von den Projektionsvektoren aufgespannten Fläche berechnet. Aus der Ortsabhängigkeit des Schwächungskoeffizienten im Untersuchungsobjekt ergibt sich hierbei ein Kontrast, der innere Strukturen des Untersuchungsobjekts als Funktion des Raumes  $r$  (der Unterstrich bezeichnet hierbei die vektorielle Eigenschaft jedes Raumpunktes) bildhaft wiedergibt. Diese Bildinformation wird als Tomogramm bezeichnet.

**[0004]** In der medizintechnischen Anwendung handelt es sich bei dem Untersuchungsobjekt um den Körper eines Patienten oder einen Teil davon.

**[0005]** Zur Aufnahme der Projektionsbilder wird üblicherweise polychromatische Röntgenstrahlung verwendet, zumal gewöhnliche Röntgenröhren von Haus polychromatisch abstrahlen. Als polychromatische Röntgenstrahlung wird Röntgenstrahlung bezeichnet, die verschiedene Frequenzanteile mit der durch ein mehr oder weniger breites Spektrum vorgegebenen Häufigkeit enthält. Anstelle der Röntgenfrequenz  $\nu$  wird im Rahmen dieser Anmeldung auch auf die Quantenenergie  $E$  der Röntgenstrahlung Bezug genommen. Diese Größen sind zueinander äquivalent und können durch die bekannte physikalische Umrechnungsvorschrift  $E = h \cdot \nu$  ineinander konvertiert werden. Der Buchstabe  $h$  steht hierbei für die Plancksche Konstante.

**[0006]** Die üblicherweise verwendeten Röntgendetektoren sind unempfindlich für die unterschiedliche

Quantenenergie der Röntgenstrahlung. Die Projektionsbilder enthalten somit lediglich eine Information über die unter einem bestimmten Projektionsvektor an jedem Bildpunkt des Detektors auftretende Gesamtstrahlung. Bedingt durch das Messprinzip wird aber über die Quantenenergie dieser Strahlung gemittelt. Bei der anschließenden Rekonstruktion wird aus diesen Projektionsbildern ein Schwächungskoeffizient  $\mu(r)$  abgeleitet, der zwar ortsaufgelöst eine Zuordnung eines Schwächungswerts zu einem Raumpunkt der Untersuchungsobjekts zulässt, der aber ebenfalls über die Quantenenergie der Röntgenstrahlung integriert ist.

**[0007]** Tatsächlich hängt aber die Röntgenabschwächung verschiedener Körperstoffe in unterschiedlicher Weise von der Quantenenergie ab. Der energiegemittelte Schwächungskoeffizient  $\mu(r)$  ist somit eine generische Größe, die die tatsächliche Röntgenabschwächung in einem Patientenkörper mehr oder weniger stark verfälscht wiedergibt. Die integrierende Eigenschaft der herkömmlichen Computertomographie führt insbesondere bei dichten Absorbieren, wie Knochen oder Metall, zu Artefakten (z.B. dem sogenannten Beam-Hardening), die die Verwendbarkeit des resultierenden Tomogramms beeinträchtigen.

**[0008]** Die herkömmliche Computertomographie hat zudem nur eine begrenzte Kontrastauflösung, die die Unterscheidung von verschiedenartigen Weichteilgeweben (z.B. Lebergewebe, weiße und graue Gehirnmasse usw.) mitunter erheblich erschwert oder unmöglich macht.

**[0009]** Zur Lösung dieser Probleme werden Computertomographen angeboten, bei denen die Röhrenspannung der Röntgenquelle, und hierüber die Spektralverteilung der emittierten Röntgenstrahlung einstellbar ist. Bei solchen Geräten werden die Projektionsbilder mehrfach mit jeweils verschiedenen chromatischer Röntgenstrahlung aufgenommen. In einer alternativen Ausführung eines solchen Geräts werden zwei zueinander gekreuzte Bildsysteme mit jeweils einer Röntgenquelle und einem Detektor eingesetzt, wobei die Röntgenquellen der beiden Bildsysteme mit unterschiedlicher Röhrenspannung betrieben werden und dementsprechend wiederum eine verschieden chromatische Röntgenstrahlung emittieren. Jedoch wird auch bei diesen Verfahren für jede der beiden Röntgen-Spektralverteilungen das zugehörige Sinogramm energiegemittelt aufgenommen.

**[0010]** Vor oder im Zuge der Rekonstruktion werden diese Sinogramme dann mittels Korrekturalgorithmen, insbesondere Basismaterialzerlegung oder Rho-Z-Projektion, derart verknüpft, dass die vorstehend genannten Artefakte zumindest abgeschwächt werden. Ein Beispiel eines solchen Korrekturalgorithmus ist in R. Macovski, et al., "Energy Dependent Re-

construction in X-ray Computerized Tomography", *Comput. Biol. Med.* 6(4): 325-336 (1976) beschrieben.

**[0011]** Alternativ hierzu werden derzeit energiesensitive Detektoren für die Computertomographie entwickelt, die die transmittierte Röntgenstrahlung in jedem Bildpunkt selektiv nach Maßgabe einer Anzahl vorgegebener Energiekanäle detektieren. Ein direkt wandelnder energiesensitiver Detektor ist beispielsweise aus der DE 102 12 638 A1 bekannt. Energiesensitive Röntgendetektoren auf Szintillatorbasis werden andererseits bereits im Rahmen anderer bildgebender medizinischer Verfahren, insbesondere PET oder SPECT, eingesetzt.

**[0012]** Ein Verfahren zur orts aufgelösten Bestimmung der Elementkonzentration in Untersuchungsobjekten ist ferner aus der DE 103 52 013 A1 bekannt. Danach ist zur Bestimmung der jeweiligen Konzentration von  $N$  ( $N = 2, 3, \dots$ ) Elementen oder Elementkombinationen vorgesehen,  $M$  ( $M = 3, 4, \dots$ ) Röntgenbilder mit jeweils unterschiedlicher Spektralverteilung unter gleichen geometrischen Bedingungen aufzunehmen und für die jeweilige Spektralverteilung den ortsabhängigen, energiegemittelten Schwächungskoeffizienten  $\mu_i(r)$  ( $i = 1, 2, \dots, M$ ) zu berechnen. Aus diesen Größen wird dann unter Berücksichtigung der Schwächungsspektren der gesuchten Elemente oder Elementkombinationen deren jeweilige Konzentration durch Lösung eines linearen Gleichungssystems ermittelt.

**[0013]** Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein vor dem vorstehend beschriebenen Hintergrund verbessertes computertomographisches Bildaufnahmeverfahren anzugeben. Der Erfindung liegt weiterhin die Aufgabe zugrunde, aufbauend auf dem Bildaufnahmeverfahren ein einfaches und präzises Verfahren zur Ermittlung der Konzentration einer Anzahl vorgegebener Stoffe in einem Untersuchungsobjekt sowie einen geeigneten Computertomographen zur Durchführung dieses Verfahrens anzugeben.

**[0014]** Bezüglich des Bildaufnahmeverfahrens wird die Aufgabe erfindungsgemäß gelöst durch die Merkmale des Anspruchs 1. Die Erfindung geht von einem computertomographischen Verfahren aus, bei dem die transmittierte Röntgenstrahlung energieaufgelöst detektiert wird. Das resultierende Sinogramm wird in Gruppen von quasi-monoenergetischen Projektionsbildern gegliedert, die also quasi ausschließlich auf Röntgenstrahlung einer gemeinsamen Quantenenergie zurückgehen. Als quasi-monoenergetisch wird Strahlung mit Quantenenergie innerhalb eines Energieintervalls bezeichnet, innerhalb dessen der spektrale Schwächungskoeffizient von Körperstoffen näherungsweise konstant ist. Die Breite eines solchen Energieintervalls beträgt bevorzugt zwischen 0,01 keV und 80 keV und kann auch mit der mittleren En-

ergie des Energiekanals variieren, um die in der Regel nicht-lineare Energieabhängigkeit des spektralen Schwächungskoeffizienten zu berücksichtigen.

**[0015]** Die Rekonstruktion wird dabei jeweils separat für jede dieser Gruppen quasi-monoenergetischer Projektionsbilder durchgeführt. Auf diese Weise wird erreicht, dass durch die Rekonstruktion nicht mehr der energiegemittelte Schwächungskoeffizient  $\mu(r)$ , sondern direkt ein ortsabhängiger spektraler Schwächungskoeffizient  $\kappa(r,E)$  berechnet wird. Die auf diesem spektralen Schwächungskoeffizienten  $\kappa(r,E)$  beruhenden Tomogramme sind aufgrund des weggefallenen Mittelungsprozesses von Haus aus nicht den oben beschriebenen Artefakten behaftet.

**[0016]** Für das Verfahren können vorteilhafterweise die gängigen Rekonstruktionsalgorithmen ohne signifikanten Anpassungsaufwand herangezogen werden. Zumal das Auftreten der oben beschriebenen Mittelungsartefakte von Haus aus vermieden ist, erübrigen sich die bekannten Korrekturalgorithmen. Zumal mit dem Einsatz dieser Verfahren stets auch eine gewisse Verschlechterung der Datenqualität, insbesondere des Signal-Rausch-Verhältnisses, verbunden war, wird durch das vorliegende Verfahren gegenüber den herkömmlichen Verfahren, die auf solche Korrekturalgorithmen zurückgreifen mussten, bei gleicher Röntgendosis eine Verbesserung der Datenqualität erreicht. Alternativ hierzu kann infolge der verbesserten Aufnahmetechnik eine gleichbleibende Datenqualität schon bei einer geringeren Röntgendosis erzielt werden.

**[0017]** Um den Kontrast des Tomogramms zu erhöhen, wird der spektrale Schwächungskoeffizient nach seiner Berechnung wieder über die Energie integriert. Das Ergebnis dieser Integration liefert zwar an sich dieselbe Größe, die auch im Zuge der herkömmlichen Computertomographie ermittelt wird, nämlich den ortsabhängigen energiegemittelten Schwächungskoeffizienten  $\mu(r)$ . Da der Integrationsprozess erfindungsgemäß aber erst nach dem Rekonstruktionsprozess erfolgt, wird diese Größe ohne die herkömmlicherweise vorhandenen Artefakte oder den durch herkömmliche Korrekturverfahren verursachten Qualitätsverlust erhalten.

**[0018]** Um insbesondere den von verschiedenartigem Weichteilgewebe hervorgerufenen Kontrast zu erhöhen, hat sich insbesondere eine mit der negativen dritten Potenz der Energie, d.h. mit  $E^{-3}$ , gewichtete Integration des spektralen Schwächungskoeffizienten  $\kappa(r,E)$  als vorteilhaft herausgestellt.

**[0019]** Bezüglich des Verfahrens zur ortsabhängigen Bestimmung von Stoffkonzentrationen in dem Untersuchungsobjekt wird die Aufgabe erfindungsgemäß gelöst durch die Merkmale des Anspruchs 3. Danach wird der orthogonale spektrale Schwächungskoeffizient

ent  $\kappa(r,E)$  als Eingangsgröße herangezogen. Die Konzentrationsbestimmung erfolgt, indem an diese Eingangsgröße mittels eines Regressionsalgorithmus eine Modellfunktion angepasst wird, die als feste Parameter die Schwächungsspektren  $\lambda_i(E)$  der vorgegebenen Stoffe und als freie Parameter die ortsabhängigen Konzentrationen dieser Stoffe enthält.

**[0020]** Die Nutzung des spektralen Schwächungskoeffizienten  $\kappa(r,E)$  als Eingangsgröße der Konzentrationsbestimmung ermöglicht eine wesentliche Vereinfachung der mathematischen Methodik bei der Konzentrationsbestimmung, zumal diese Größe von der komplexen Wechselwirkung der Energiemittlung mit der nachgeschalteten Rekonstruktion, die Ursache der beschriebenen Artefakte ist, frei ist. Vielmehr ermöglicht der Umstand, dass der spektrale Schwächungskoeffizient  $\kappa(r,E)$  für jeden Raumvektor  $r$  eine Information über die Energieverteilung der Röntgenabschwächung bereitstellt, einen direkten Vergleich dieser Größe mit den charakteristischen Schwächungsspektren dieser Stoffe, die als Materialkonstanten bekannt oder zumindest empirisch einfach bestimmbar sind.

**[0021]** Die Anwendung eines Regressionsverfahrens (auch als "fitting" bezeichnet) stellt dabei eine besonders einfach handzuhabende, insbesondere einfach automatisierbare, und gleichzeitig präzise Möglichkeit zur Durchführung dieses Vergleichs dar. Als fester Parameter der im Rahmen der Regression verwendeten Modellfunktion wird ein Parameter bezeichnet, der bei der Anpassung konstant gehalten wird. Als freier Parameter wird entsprechend ein Parameter bezeichnet, der bei der Anpassung variiert wird. Als Regressionsalgorithmus findet insbesondere der an sich bekannte Levenberg-Marquardt-Algorithmus Verwendung. In besonders einfacher und numerisch stabiler Realisierung des Verfahrens ist die Modellfunktion dabei insbesondere als Linearkombination der Schwächungsspektren  $\lambda_i(E)$  der zu bestimmenden Stoffe gebildet.

**[0022]** Die zu bestimmenden Stoffe umfassen in bevorzugter Ausbildung des Verfahrens mindestens ein im Körper vorkommendes Element, insbesondere Wasserstoff, Sauerstoff und/oder Calcium. Die Modellfunktion enthält entsprechend das stoffspezifische (Röntgen-)Schwächungsspektrum  $\lambda_i(E)$  dieses Elements als festen Parameter.

**[0023]** Alternativ oder zusätzlich umfassen die zu bestimmenden Stoffe mindestens einen homogenen Körperstoff, insbesondere Wasser, Fett, Weichteilgewebe oder Knochen, wobei die Modellfunktion das insbesondere empirisch bestimmte Schwächungsspektrum  $\lambda_i(E)$  dieses Körperstoffs enthält.

**[0024]** Mit dem spektralen Schwächungskoeffizienten  $\kappa(r,E)$  nutzt das Konzentrationsbestimmungsver-

fahren die Ausgangsgröße des vorstehend beschriebenen Bildaufnahmeverfahrens und ist hierüber eng mit letzterem verknüpft. Vorzugsweise werden beide Verfahren auch in Kombination miteinander eingesetzt. Dessen ungeachtet kann das Konzentrationsbestimmungsverfahren aber auch unabhängig von dem Bildaufnahmeverfahren verwendet werden, insbesondere um anderweitig erzeugte und bereits bestehende oder generisch erzeugte Datensätze des spektralen Schwächungskoeffizienten  $\kappa(r,E)$  weiterzuverarbeiten.

**[0025]** Bezüglich des Computertomographen wird die obige Aufgabe erfindungsgemäß gelöst durch die Merkmale des Anspruchs 8. Der Computertomograph umfasst danach einen (Röntgen-)Detektor, der zur energieaufgelösten Detektion der transmittierten Röntgenstrahlung ausgebildet ist und eine Rekonstruktionseinheit, die dazu ausgebildet ist, durch jeweils separate Verarbeitung quasi-monoenergetischer Gruppen von Projektionsbildern einen ortsabhängigen spektralen Schwächungskoeffizienten  $\kappa(r,E)$  zu berechnen. Der Computertomograph ist gleichzeitig zur Durchführung des vorstehend beschriebenen Konzentrationsbestimmungsverfahrens ausgebildet. Er umfasst hierzu ein Konzentrationsbestimmungsmodul, in dem der vorstehend beschriebene Regressionsalgorithmus implementiert ist, und dem der von der Rekonstruktionseinheit bestimmte spektrale Schwächungskoeffizient  $\kappa(r,E)$  als Eingangsgröße zugeführt ist.

**[0026]** In einer ersten Variante der Erfindung ist der Detektor als Direktwandler mit einer energiesensitiven Quantenzählelektronik ausgebildet. In Hinblick auf die konkrete Realisierung eines solchen Detektors wird insbesondere auf die DE 102 12 638 A1 Bezug genommen.

**[0027]** In einer zweiten Variante der Erfindung weist der Detektor mindestens eine Szintillatorschicht mit nachgeschaltetem Photosensor und eine Quantenzählelektronik auf. Der Detektor ist dabei insbesondere mit einer Sandwichanordnung von Szintillatorschichten versehen. Derartige Detektoren werden an sich insbesondere in der PET oder SPECT bereits eingesetzt.

**[0028]** Nachfolgend wird ein Ausführungsbeispiel der Erfindung anhand einer Zeichnung näher erläutert. Darin zeigt die einzige Figur in einem schematischen Blockschaltbild einen erfindungsgemäß ausgebildeten Computertomographen.

**[0029]** Die Figur zeigt in schematisch grober Vereinfachung einen medizintechnischen Computertomographen 1. Der Computertomograph 1 umfasst ein Bildsystem 2 mit einer Röntgenröhre als Röntgenquelle 3 und einem (Röntgen-)Detektor 4. Der Computertomograph 1 umfasst weiterhin eine Rechner-

anlage **5** sowie Peripheriegeräte **6** zur Dateneingabe, -ausgabe und -archivierung.

**[0030]** Die Röntgenquelle **3** und der Detektor **4** sind in Gegenüberstellung zueinander um eine gemeinsame isozentrische Achse **7** drehbar gelagert. Zur gemeinsamen Lagerung der Röntgenquelle **3** und des Detektors **4** ist insbesondere eine (nicht explizit dargestellte) Gantry in einer für Computertomographen üblichen Bauart oder ein C-Bogen vorgesehen.

**[0031]** Die Rechneranlage **5** umfasst eine Rekonstruktionseinheit **8**, insbesondere in Form eines Softwaremoduls, in der ein numerischer Rekonstruktionsalgorithmus implementiert ist. Die Rechneranlage **5** umfasst weiterhin ein Konzentrationsbestimmungsmodul **9**.

**[0032]** Die Peripheriegeräte **6** umfassen zur Dateneingabe und -ausgabe übliche Mittel wie Bildschirm, Tastatur, Zeigergerät (d.h. Maus, Trackball, etc.) und Drucker. Die Peripheriegeräte **6** umfassen des Weiteren zur Kommunikation mit externen Geräten und Benutzern eine Schnittstelle zu einem Datenübertragungsnetzwerk. Zur Archivierung der Untersuchungsdaten sind ein Datenspeicher und/oder ein Netzwerkzugriff zu einem solchen vorgesehen.

**[0033]** Im Betrieb des Computertomographen **1** wird der Körper eines Patienten als Untersuchungsobjekt **10** etwa zentriert bezüglich der isozentrischen Achse **7** zwischen der Röntgenquelle **3** und dem Detektor **4** positioniert. Das Untersuchungsobjekt **10** wird sukzessiver Drehung des Bildsystems **2** um die isozentrische Achse **7** aus unterschiedlicher Projektionsrichtung, und somit entlang unterschiedlicher Projektionsvektoren  $d$ , mit polychromatischer Röntgenstrahlung  $R$  bestrahlt. Für jeden Projektionsvektor  $d$  (der Unterstrich steht wiederum als mathematisches Symbol für den vektoriellen Charakter der Größe  $d$ ) wird dabei mittels des Detektors **4** ein Projektionsbild  $P$  der durch das Untersuchungsobjekt **10** transmittierten Röntgenstrahlung  $R$  aufgenommen und an die Rekonstruktionseinheit **8** übermittelt. Anhand der Projektionsbilder  $P$  berechnet die Rekonstruktionseinheit **8** anschließend (auf nachfolgend näher beschriebene Weise) den ortsabhängigen spektralen Schwächungskoeffizienten  $\kappa(r,E)$  des Untersuchungsobjekts **10** für jeden Raumvektor  $r$  innerhalb einer von den Projektionsvektoren  $d$  aufgespannten Fläche sowie als Funktion der Quantenenergie  $E$  der Röntgenstrahlung  $R$ . Die Ortsabhängigkeit des Schwächungskoeffizienten  $\kappa(r,E)$  im Untersuchungsobjekt **10** ergibt einen Kontrast, der innere Strukturen des Untersuchungsobjekts **10** als Funktion des Raumvektors  $r$  abbildet. Der Schwächungskoeffizient  $\kappa(r,E)$  kann für vorgegebene Quantenenergie  $E$  als Tomogramm in zwei- oder dreidimensionaler Ortsdarstellung über die Peripheriegeräte **6** angezeigt werden.

**[0034]** Zur Verbesserung des Kontrastes kann der spektrale Schwächungskoeffizient  $\kappa(r,E_i)$  alternativ nach der Rekonstruktion gewichtet über die Quantenenergie  $E$  integriert werden, wobei die resultierende Größe

$$\mu(r) = \int w(E) \cdot \kappa(r,E) dE,$$

anstelle des spektralen Schwächungskoeffizienten  $\kappa(r,E_i)$  als Tomogramm angezeigt wird. Die Größe  $\mu(r)$  wird im Folgenden als energiegemittelter Schwächungskoeffizient bezeichnet. Als Wichtungsfaktor  $w(E)$  wird insbesondere

$$w(E) = E^{-3}$$

verwendet.

**[0035]** Der Detektor **4** umfasst entlang einer dem Röntgenstrahler **3** zugekehrten Detektorfläche **11** eine ein- oder zweidimensionale Anordnung von Detektorelementen **12**. Jedes Detektorelement **12** entspricht einem Bildpunkt der von dem Detektor **4** erzeugten Projektionsbilder  $P$ . Die Position eines jedes Detektorelements **12** innerhalb der Detektorfläche **11** und entsprechend die Position des zugehörigen Bildpunktes innerhalb des Projektionsbildes  $P$ , werden durch einen Koordinatenvektor  $x$  beschrieben. Der Detektor **4** ist nach dem in DE 102 12 638 A1 beschriebenen Prinzip aufgebaut. Alternativ hierzu wird ein Sandwichdetektor auf Szintillatorbasis verwendet, wie er in der PET oder SPECT üblicherweise eingesetzt wird.

**[0036]** Jedes Detektorelement **12** ist dazu ausgebildet, jedes auftreffende Röntgenquant selektiv nach der zugehörigen Quantenenergie  $E$  in einem von  $N$  Energiekanälen  $E_i = \{E_1, E_2, \dots, E_N\}$  zu registrieren, so dass in jedem Energiekanal  $E_i$  ausschließlich diejenigen der in dem Detektorelement **12** auftreffenden Röntgenquanten gezählt werden, deren Quantenenergie  $E$  in einem Intervall  $[E_i - \Delta/2; E_i + \Delta/2]$  liegt. Der Buchstabe  $N$  steht hierbei für die Gesamtanzahl der Energiekanäle  $E_i$ . Der Buchstabe  $\Delta$  steht für die Energiedifferenz zweier benachbarter Energiekanäle  $E_i$  und damit auch für das von jedem Energiekanal  $E_i$  abgedeckte Energieintervall. Die Anzahl  $N$  der Energiekanäle  $E_i$  ist dabei so hoch und die Energiedifferenz  $\Delta$  so gering gewählt, dass die in jedem Energiekanal  $E_i$  gezählten Röntgenquanten im Sinne der vorstehenden Definition als quasi-monoenergetisch angesehen werden können. Der Detektor **4** umfasst in einer bevorzugten Ausgestaltung pro Detektorelement **12**  $N = 5$  Energiekanäle mit einer Energiedifferenz bzw. einem Energieintervall von je  $\Delta = 22$  keV.

**[0037]** Der Detektor **4** gibt somit für jeden Projektionsvektor  $d$  als Projektionsbild  $P$  die Anzahl der registrierten Röntgenquanten als Funktion des Koordinatenvektors  $x$  sowie des Energiekanals  $E_i$  an die Re-

konstruktionseinheit **8** aus:

## Patentansprüche

$P = P_i(d, x, E_i)$  mit  $i = 1, 2, \dots, N$ .

**[0038]** In der Rekonstruktionseinheit **8** werden die Projektionsbilder  $P$  in Gruppen gegliedert, deren jede die einem gemeinsamen Energiekanal  $E_i$  zugehörigen Projektionsbilder  $P_i(d, x, E_i)$  enthält. Für diese quasi-monoenergetischen Gruppen von Projektionsbildern  $P_i(d, x, E_i)$  führt die Rekonstruktionseinheit **8** die Rekonstruktion jeweils separat durch, wobei bevorzugt einer der auch in der herkömmlichen Computertomographie gängigen Rekonstruktionsalgorithmen Verwendung findet.

**[0039]** Aufgrund der Verwendung von quasi-monoenergetischen Projektionsbildern  $P_i(d, x, E_i)$  als Eingangsgröße liefert die Rekonstruktionseinheit **8** für jeden Energiekanal  $E_i$  den ortsabhängigen, spektralen Schwächungskoeffizienten  $\kappa(r, E_i)$  als Resultat.

**[0040]** Zusätzlich oder alternativ zu der Anzeige des Tomogramms auf den Peripheriegeräten **6** wird durch das Konzentrationsbestimmungsmodul **9** die orts aufgelöste Konzentration  $c_j(r)$  (mit  $j = 1, 2, \dots, M$ ) einer Anzahl von  $M$  Stoffen, z.B. der Elemente Wasserstoff, Sauerstoff und Calcium, in dem Untersuchungsobjekt **10** bestimmt.

**[0041]** Hierzu wird der, wie vorstehend beschrieben, bestimmte spektrale Schwächungskoeffizient  $\kappa(r, E_i)$  als Eingangsgröße für ein Regressionsverfahren herangezogen, bei dem für jeden Raumvektor  $r$  eine Modellfunktion  $F(r, E_i)$  an spektralen Schwächungskoeffizienten  $\kappa(r, E_i)$  angepasst wird. Die Modellfunktion hat die Form

$$F(r, E_i) = \sum_j c_j^*(r) \cdot \lambda_j(E_i) + R(r, E_i),$$

und enthält in Linearkombination die bekannten Schwächungsspektren  $\lambda_j(E)$  der gesuchten Stoffe, insbesondere also der Elemente Wasserstoff, Sauerstoff und Calcium für die Werte der Energiekanäle  $E_i$ . Im Zuge der Regression werden die Schwächungsspektren  $\lambda_j(E_i)$  als feste, d.h. unveränderliche Parameter behandelt. Die Linearkoeffizienten  $c_j^*(r)$  werden als freie Parameter variiert. Die Funktion  $R(r, E_i)$  ist ein Restglied, das nach Abschluss der Anpassung, d.h. für  $F(r, E_i) = \kappa(r, E_i)$ , ein Maß für die Qualität des Anpassungsergebnisses darstellt und im besten Fall lediglich Rauschen enthält.

**[0042]** Nach erfolgreicher Anpassung geben die Linearkoeffizienten  $c_j^*(r)$  in guter Näherung die tatsächliche orts aufgelöste Konzentration  $c_j(r)$  der gesuchten Stoffe wieder:

$$c_j^*(r) \approx c_j(r)$$

1. Computertomographisches Bildaufnahmeverfahren, bei dem unter Bestrahlung eines Untersuchungsobjekts (**10**) mit polychromatischer Röntgenstrahlung ( $R$ ) entlang mehrerer Projektionsvektoren ( $d$ ) Projektionsbilder ( $P$ ) der durch das Untersuchungsobjekt (**10**) transmittierten Röntgenstrahlung ( $R$ ) aufgenommen werden, und bei dem mittels eines Rekonstruktionsalgorithmus anhand der Projektionsbilder ( $P$ ) ein ortsabhängiger Schwächungskoeffizient ( $\kappa(r, E_i)$ ) des Untersuchungsobjekts (**10**) berechnet wird, wobei die transmittierte Röntgenstrahlung ( $R$ ) energie aufgelöst detektiert wird, und wobei durch jeweils separate Rekonstruktion von quasi-monoenergetischen Gruppen von Projektionsbildern ( $P_i$ ) ein ortsabhängiger spektraler Schwächungskoeffizient ( $\kappa(r, E_i)$ ) berechnet wird, **dadurch gekennzeichnet**, dass anhand des spektralen Schwächungskoeffizienten ( $\kappa(r, E_i)$ ) durch gewichtete Integration über die Energie ( $E$ ) ein ortsabhängiger energiegemittelter Schwächungskoeffizient ( $\mu(r)$ ) berechnet wird.

2. Bildaufnahmeverfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der ortsabhängige spektrale Schwächungskoeffizient ( $\kappa(r, E_i)$ ) bei der Integration mit der negativen dritten Potenz der Energie ( $E$ ) gewichtet wird.

3. Verfahren zur Bestimmung der ortsabhängigen Konzentration ( $c_j(r)$ ) einer Anzahl vorgegebener Stoffe in einem Untersuchungsobjekt (**10**), dadurch gekennzeichnet, dass mittels eines Regressionsalgorithmus eine Modellfunktion ( $F(r, E_i)$ ) an einen ortsabhängigen spektralen Schwächungskoeffizienten ( $\kappa(r, E_i)$ ) des Untersuchungsobjekts (**10**) angepasst wird, wobei die Modellfunktion ( $F(r, E_i)$ ) als feste Parameter die Schwächungsspektren ( $\lambda(E_i)$ ) der vorgegebenen Stoffe und als freie Parameter die ortsabhängige Konzentration ( $c_j(r)$ ) dieser Stoffe enthält.

4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass als Modellfunktion ( $F(r, E_i)$ ) eine Linearkombination der Schwächungsspektren ( $\lambda(E_i)$ ) herangezogen wird.

5. Verfahren nach Anspruch 3 oder 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Modellfunktion ( $F(r, E_i)$ ) das Schwächungsspektrum ( $\lambda(E_i)$ ) mindestens eines Elements, insbesondere Wasserstoff, Sauerstoff und/oder Calcium, als festen Parameter enthält.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 3 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Modellfunktion ( $F(r, E_i)$ ) das Schwächungsspektrum ( $\lambda(E_i)$ ) mindestens eines homogenen Körperstoffes, insbesondere Wasser, Fett, Weichteilgewebe oder Knochen, enthält.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 3 bis 6,

dadurch gekennzeichnet, dass der ortsabhängige spektrale Schwächungskoeffizient ( $\kappa(r, E_i)$ ) ermittelt wird, indem unter Bestrahlung eines Untersuchungsobjekts (10) mit polychromatischer Röntgenstrahlung (R) entlang mehrerer Projektionsvektoren (d) Projektionsbilder (P) der durch das Untersuchungsobjekt (10) transmittierten Röntgenstrahlung (R) aufgenommen werden, und mittels eines Rekonstruktionsalgorithmus anhand der Projektionsbilder (P) ein ortsabhängiger Schwächungskoeffizient ( $\kappa(r, E_i)$ ) des Untersuchungsobjekts (10) berechnet wird, wobei die transmittierte Röntgenstrahlung (R) energieaufgelöst detektiert wird, und der ortsabhängige spektrale Schwächungskoeffizient ( $\kappa(r, E_i)$ ) durch jeweils separate Rekonstruktion von quasi-monoenergetischen Gruppen von Projektionsbildern ( $P_i$ ) berechnet wird.

8. Computertomograph (1) mit einer polychromatischen Röntgenquelle (3) und einem zu dieser in Gegenüberstellung angeordneten Röntgendetektor (4), wobei die Röntgenquelle (3) und der Röntgendetektor (4) um eine gemeinsame isozentrische Achse (7) drehbar angeordnet sind, um unter Bestrahlung eines zwischen Röntgenquelle (3) und Röntgendetektor (4) angeordneten Untersuchungsobjekts (10) entlang verschiedener Projektionsvektoren (d) Projektionsbilder ( $P_i$ ) der transmittierten Röntgenstrahlung (R) zu erzeugen, sowie mit einer Rekonstruktionseinheit (8) zur Berechnung eines ortsabhängigen Schwächungskoeffizienten ( $\kappa(r, E_i)$ ) des Untersuchungsobjekts (10) anhand der Projektionsbilder (P), wobei der Röntgendetektor (4) zur energieaufgelösten Detektion der transmittierten Röntgenstrahlung (R) ausgebildet ist, und wobei die Rekonstruktionseinheit (8) dazu ausgebildet ist, durch jeweils separate Verarbeitung quasi-monoenergetischer Gruppen von Projektionsbildern ( $P_i$ ) den ortsabhängigen spektralen Schwächungskoeffizienten ( $\kappa(r, E_i)$ ) zu berechnen, gekennzeichnet durch ein zur Durchführung des Verfahrens nach einem der Ansprüche 3 bis 6 ausgebildetes Konzentrationsbestimmungsmodul (9).

9. Computertomograph (1) nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass der Detektor (4) als Direktwandler mit einer energieaufgelösten Quantenzählelektronik ausgebildet ist.

10. Computertomograph (1) nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass der Detektor (4) mindestens eine Szintillatorschicht mit nachgeschaltetem Photosensor und eine Quantenzählelektronik umfasst.

11. Computertomograph (1) nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass der Detektor (4) für eine energieaufgelöste Detektion der transmittierten Röntgenstrahlung (R) eine Sandwichanordnung von Szintillatorschichten aufweist.

Es folgt ein Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

