



(19)  
 Bundesrepublik Deutschland  
 Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2004 004 295 A1** 2005.08.25

(12)

## Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2004 004 295.0**

(22) Anmeldetag: **28.01.2004**

(43) Offenlegungstag: **25.08.2005**

(51) Int Cl.7: **G01N 23/06**  
**A61B 6/03**

(71) Anmelder:  
**Siemens AG, 80333 München, DE**

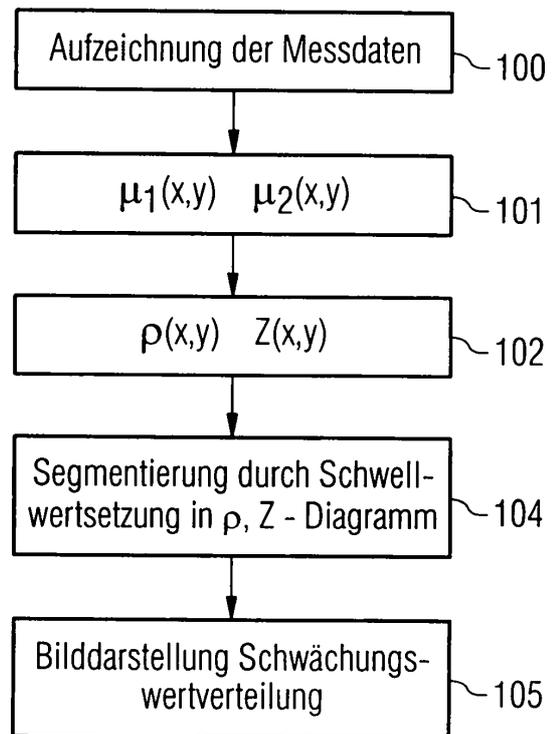
(72) Erfinder:  
**Bruder, Herbert, Dr., 91315 Höchstadt, DE; Flohr, Thomas, Dr., 91486 Uehfeld, DE; Heismann, Björn, Dr., 91052 Erlangen, DE; Raupach, Rainer, Dr., 91325 Adelsdorf, DE; Stierstorfer, Karl, Dr., 91052 Erlangen, DE**

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

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

(54) Bezeichnung: **Verfahren zur Bilddatenaufnahme und -auswertung mit einem Tomographiegerät**

(57) Zusammenfassung: Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bilddatenaufnahme und -auswertung mit einem Tomographiegerät (1), bei dem von einem Untersuchungsbereich eines Objektes (3) zumindest zwei Aufnahmen bei unterschiedlicher spektraler Verteilung aufgezeichnet und aus den beiden Aufnahmen erhaltene Messdaten so ausgewertet werden, dass aus den unterschiedlichen spektralen Verteilungen Zusatzinformation über den Untersuchungsbereich und/oder eine spezifische Bilddarstellung des Untersuchungsbereiches erhalten wird. Das Verfahren zeichnet sich dadurch aus, dass ein Tomographiegerät (1) mit zumindest zwei getrennten Aufnahmesystemen (8-11) eingesetzt und so betrieben wird, dass die beiden Aufnahmesysteme (8-11) mit unterschiedlicher spektraler Verteilung arbeiten. Mit dem vorliegenden Verfahren können die Zusatzinformation sowie die spezifische Bilddarstellung bei reduzierter Scanzeit erhalten werden.



**Beschreibung**

**[0001]** Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bilddatenaufnahme und -auswertung mit einem Tomographiegerät, bei dem von einem Untersuchungsbereich eines Objektes zumindest zwei Aufnahmen bei unterschiedlicher spektraler Verteilung aufgezeichnet und aus den beiden Aufnahmen erhaltene Messdaten so ausgewertet werden, dass aus den unterschiedlichen spektralen Verteilungen Zusatzinformation über den Untersuchungsbereich und/oder eine spezifische Bilddarstellung des Untersuchungsbereiches erhalten wird.

**[0002]** Das Ergebnis radiographischer Verfahren, wie beispielsweise der Computertomographie, der Mammographie, der Angiographie, der Röntgen-Inspektionstechnik oder vergleichbarer Verfahren, ist zunächst die Darstellung der Schwächung eines Röntgenstrahls entlang seines Weges von der Röntgenquelle zum Röntgendetektor in einem Projektionsbild. Diese Schwächung wird von den durchstrahlten Materialien entlang des Strahlengangs verursacht, so dass die Schwächung auch als Linienintegral über die Schwächungskoeffizienten aller Volumenelemente (Voxel) entlang des Strahlenweges verstanden werden kann. Insbesondere bei Tomographie-Verfahren, beispielsweise bei der Röntgen-Computertomographie (CT), ist es über Rekonstruktionsverfahren möglich, von den projizierten Schwächungsdaten auf die Schwächungskoeffizienten  $\mu$  der einzelnen Voxel zurückzurechnen und damit zu einer erheblich sensitiveren Untersuchung als bei reiner Betrachtung von Projektionsbildern zu gelangen.

## Stand der Technik

**[0003]** Zur Darstellung der Schwächungsverteilung wird statt des Schwächungskoeffizienten  $\mu$  in der Regel ein auf den Schwächungskoeffizienten von Wasser normierter Wert, die so genannte CT-Zahl, verwendet. Diese berechnet sich aus einem aktuell durch Messung ermittelten Schwächungskoeffizienten  $\mu$  und dem Referenz-Schwächungskoeffizienten  $\mu_{H_2O}$  nach folgender Gleichung:

$$C = 1000x \frac{\mu - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} [HU]$$

mit der CT-Zahl C in der Einheit Hounsfield [HU]. Für Wasser ergibt sich ein Wert  $C_{H_2O} = 0$  HU und für Luft ein Wert von  $C_L = -1000$  HU. Da beide Darstellungen ineinander transformierbar bzw. äquivalent sind, bezeichnet im Folgenden der allgemein gewählte Begriff Schwächungswert oder Schwächungswertkoeffizient sowohl den Schwächungskoeffizienten  $\mu$  als auch den CT-Wert.

**[0004]** Für die Bilddatenaufnahme und -auswertung zur Darstellung der dreidimensionalen Schwä-

chungsverteilung werden moderne Tomographiegeräte, wie beispielsweise Röntgen-Computertomographiegeräte oder C-Bogen-Geräte, eingesetzt. Röntgen-Computertomographiegeräte weisen in der Regel ein Aufnahmesystem mit einer Röntgenröhre und einem dieser gegenüberliegenden Detektor zur Detektion der von der Röntgenröhre ausgehenden und das Objekt durchdringenden Strahlung auf. Das Aufnahmesystem rotiert während der Aufnahme mehrfach um das Untersuchungsobjekt. C-Bogen-Geräte, die häufig zur Bildgebung während chirurgischer Eingriffe eingesetzt werden, umfassen ein oder zwei so genannte C-Bogensysteme als Aufnahmesysteme, die während der Bilddatenaufnahme jeweils um einen Winkel  $\geq 180^\circ$  um das zu untersuchende Objekt bewegt werden. Die von den Aufnahmesystemen gelieferten Messdaten werden in einer Auswerteeinheit weiterverarbeitet, um das gewünschte Schnitt- oder Volumenbild des Untersuchungsbereiches zu erhalten.

**[0005]** Aus der US 4 991 190 A ist auch ein Röntgen-Computertomographiegerät bekannt, das mehrere um eine gemeinsame Rotationsachse umlaufähige Aufnahmesysteme aufweist. Der Vorteil derartiger Tomographiegeräte mit mehreren Aufnahmesystemen gegenüber einem Gerät mit nur einem Aufnahmesystem liegt in der erhöhten Datenaufnahmerate, die zu einer geringeren Aufnahmezeit und/oder einer erhöhten zeitlichen Auflösung führt. Eine verkürzte Aufnahmezeit ist von Vorteil, weil damit Bewegungsartefakte im rekonstruierten Bild minimiert werden, die beispielsweise durch Bewegungen des Patienten oder von Organen des Patienten, wie beispielsweise dem Herz, während der Bilddatenaufnahme verursacht werden können. Eine erhöhte Zeitauflösung ist beispielsweise zur Darstellung von Bewegungsabläufen notwendig, wenn die zur Rekonstruktion eines Bildes verwendeten Daten in möglichst kurzer Zeit aufgenommen werden müssen. Ein bildgebendes Tomographiegerät mit mindestens zwei Aufnahmesystemen ist beispielsweise auch aus der nachveröffentlichten DE 103 02 565 bekannt.

**[0006]** Aus der Schwächungswertverteilung derartiger Röntgenaufnahmen kann jedoch nicht auf die Materialzusammensetzung eines Untersuchungsobjekts geschlossen werden, da die Röntgenabsorption sowohl von der effektiven Ordnungszahl des Materials als auch von der Materialdichte bestimmt wird. Materialien bzw. Gewebe unterschiedlicher chemischer wie physikalischer Zusammensetzung können daher in den Röntgenbildern identische Schwächungswerte aufweisen.

**[0007]** Zur Erhöhung der Aussagekraft eines auf dem lokalen Schwächungskoeffizienten basierenden Röntgenbildes ist es daher beispielsweise aus der US 4 247 774 A bekannt, voneinander verschiedene Röntgenspektren oder Röntgenquantenenergien zur

Erzeugung eines Röntgenbildes einzusetzen. Dieses im Bereich der Computertomographie eingesetzte Verfahren, das allgemein auch als 2-Spektren-CT bezeichnet wird, nutzt aus, dass Materialien höherer Ordnungszahl niederenergetische Röntgenstrahlung deutlich stärker absorbieren als Materialien niedriger Ordnungszahl. Bei höheren Röntgenstrahlenergien gleichen sich dagegen die Schwächungswerte an und sind vorwiegend eine Funktion der Materialdichte. Durch Berechnung der Unterschiede in den bei unterschiedlichen Röntgenröhrenspannungen aufgenommenen Röntgenbildern kann daher Zusatzinformation über die den einzelnen Bildbereichen zugrundeliegenden Materialien gewonnen werden.

**[0008]** Noch spezifischere Aussagen werden erhalten, wenn zusätzlich die Methode der so genannten Basismaterialzerlegung bei Röntgenaufnahmen angewendet wird. Bei diesem Verfahren werden die Röntgenschwächungswerte eines Untersuchungsobjekts mit Röntgenstrahlen niedriger und höherer Energie gemessen und die erhaltenen Werte mit den entsprechenden Referenzwerten zweier Basismaterialien, wie beispielsweise Kalzium für Skelettmaterial und Wasser für Weichteilgewebe, verglichen. Hierbei wird angenommen, dass sich jeder Messwert als lineare Superposition der Messwerte der beiden Basismaterialien darstellen lässt. So kann für jedes Element der bildlichen Darstellung des Untersuchungsobjekts aus dem Vergleich mit den Werten der Basismaterialien ein Skelettanteil und ein Weichteilgewebeanteil berechnet werden, so dass eine Transformation der ursprünglichen Aufnahmen in Darstellungen der beiden Basismaterialien ermöglicht wird.

**[0009]** Aus der deutschen Patentanmeldung DE 101 43 131 A1 ist weiterhin ein Verfahren bekannt, dessen Sensitivität und Aussagekraft die der Basismaterialzerlegung noch übertrifft und beispielsweise eine funktionale CT-Bildgebung hoher Aussagekraft ermöglicht. Mit dem Verfahren kann die räumliche Verteilung der Dichte  $\rho(r)$  und der effektiven Ordnungszahl  $Z(r)$  durch Auswertung der spektral beeinflussten Messdaten einer Röntgenapparatur berechnet werden, im Folgenden auch als  $\rho$ -Z-Projektion bezeichnet. Aus einer kombinierten Auswertung der Verteilung der Dichte sowie der effektiven Ordnungszahl lassen sich Körperbestandteile wie beispielsweise Jod oder dergleichen quantitativ bestimmen und beispielsweise Kalzifizierungen basierend auf der Ordnungszahl heraussegmentieren.

**[0010]** Die bei den letztgenannten Verfahren erforderliche Aufnahme der Bilddaten mit unterschiedlichen spektralen Verteilungen wird häufig dadurch realisiert, dass die Röntgenquelle des Aufnahmesystems nacheinander mit unterschiedlichen Röhrenspannungen betrieben wird. Weiterhin ist es bekannt, unterschiedliche Strahlfilter oder energiesensitive Detektoren einzusetzen. Diese Techniken begünsti-

gen jedoch den störenden Einfluss von Patientenbewegung, erfordern eine erhöhte Scanzeit und bei Kontrastmittel-gestützten CT-Untersuchungen auch eine erhöhte Kontrastmitteldosis.

#### Aufgabenstellung

**[0011]** Ausgehend von diesem Stand der Technik besteht die Aufgabe der vorliegenden Erfindung darin, ein Verfahren zur Bilddatenaufnahme und -auswertung mit einem Tomographiegerät anzugeben, das eine Aufnahme der Bilddaten bei unterschiedlichen spektralen Verteilungen zur Bilddatenauswertung gemäß den genannten Verfahren ermöglicht und die obigen Nachteile vermeidet.

**[0012]** Die Aufgabe wird mit dem Verfahren gemäß Patentanspruch 1 gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen des Verfahrens sind Gegenstand der Unteransprüche oder lassen sich der nachfolgenden Beschreibung sowie den Ausführungsbeispielen entnehmen.

**[0013]** Beim vorliegenden Verfahren zur Bilddatenaufnahme und -auswertung mit einem Tomographiegerät werden von einem Untersuchungsbereich eines Objektes zumindest zwei Aufnahmen bei unterschiedlicher spektraler Verteilung aufgezeichnet und aus den beiden Aufnahmen erhaltene Messdaten so ausgewertet, dass aus den unterschiedlichen spektralen Verteilungen Zusatzinformation über den Untersuchungsbereich und/oder eine spezifische Bilddarstellung des Untersuchungsbereichs erhalten wird. Das Verfahren zeichnet sich dadurch aus, dass zur Bilddatenaufnahme ein Tomographiegerät mit zumindest zwei getrennten Aufnahmesystemen eingesetzt und so betrieben wird, dass die beiden Aufnahmesysteme mit unterschiedlicher spektraler Verteilung arbeiten.

**[0014]** Durch den Einsatz eines Tomographiegerätes mit zumindest zwei Aufnahmesystemen, wie es aus dem in der Beschreibungseinleitung genannten Stand der Technik bereits bekannt ist, lassen sich gemäß dem vorliegenden Verfahren in einem einzigen Scan spektrale Messdaten akquirieren, aus denen beispielsweise mittels der 2-Spektren-Methode oder der  $\rho$ -Z-Projektion quantitative Zusatzinformation zum Untersuchungsbereich, insbesondere den darin enthaltenen Materialien, gewonnen werden kann. Da die den beiden Röntgenröhren der beiden Aufnahmesysteme zugeordneten Detektoren die Mess- oder Schwächungsdaten zeitgleich akquirieren, ist das Problem der Patientenbewegung eliminiert. Die Scanzeit ist im Vergleich zu den herkömmlichen Methoden der Akquirierung der spektralen Messdaten halbiert, da beispielsweise in einem einzigen Spiralscan die erforderlichen spektralen Volumendaten gewonnen werden. Als Tomographiegerät lässt sich auch ein C-Bogen-System mit zumindest zwei C-Bo-

gen einsetzen. Bevorzugt wird jedoch ein Röntgen-Computertomographiegerät mit zumindest zwei Aufnahmesystemen, im Folgenden auch als 2-Röhren-Detektor CT-System bezeichnet, eingesetzt.

**[0015]** Bei einer weiteren Anwendung des vorliegenden Verfahrens werden die gleichzeitig gewonnenen spektralen Messdaten zur Segmentierung von Bestandteilen des Untersuchungsbereiches in der Bilddarstellung, beispielsweise von Knochen oder Weichteilgewebe, eingesetzt, um eine spezifische Bilddarstellung ohne bestimmte Bestandteile zu erreichen. Dies ist weiter unten näher erläutert.

**[0016]** Vorzugsweise werden die beiden Aufnahmesysteme beim vorliegenden Verfahren mit unterschiedlichen Röhrenspannungen und/oder unterschiedlichen Strahlfiltern je Röhre betrieben. Es sind jedoch auch Ausgestaltungen möglich, bei denen die beiden Aufnahmesysteme spektral unterschiedlich selektive Detektoren aufweisen, so dass die unterschiedliche spektrale Verteilung bei den Aufnahmen durch die unterschiedliche spektrale Sensitivität der Detektoren erreicht wird.

**[0017]** Die Auswertung der spektralen Messdaten kann beim vorliegenden Verfahren zum Erhalt der Verteilung der Dichte  $\rho(r)$  und der Ordnungszahl  $Z(r)$  des Untersuchungsbereiches erfolgen, wie dies aus der eingangs genannten DE 101 43 131 A1 bekannt ist, deren Offenbarungsgehalt hinsichtlich der Wahl der spektralen Verteilungen sowie der Auswertung explizit in die vorliegende Patentanmeldung einbezogen wird. Weitere Grundlagen zu einer derartigen Bilddatenaufnahme und -auswertung finden sich beispielsweise in B. Heismann et al., Density and Atomic Number Measurements with Spectral X-Ray Attenuation Method, J. of Appl. Phys., Vol. 94, No. 3, 2003, 2073-2079.

**[0018]** Auch eine Auswertung gemäß der bekannten 2-Spektren-Methode, wie sie ebenfalls im einleitenden Teil der vorliegenden Beschreibung angeführt wurde, ist bei dem vorliegenden Verfahren selbstverständlich möglich.

**[0019]** In einer Ausgestaltung des Verfahrens werden aus den mit den beiden Aufnahmesystemen erfassten Messdaten jeweils getrennte Bilder, insbesondere 2D-Schichtbilder oder 3D-Volumenbilder der Schwächungswertverteilung, in bekannter Weise rekonstruiert. Durch geeignete Gewichtung der Bilddaten der beiden Bilder und anschließende Subtraktion lassen sich dann bestimmte Bestandteile des Untersuchungsobjektes in der Bilddarstellung, wie beispielsweise in den Bildern sichtbare Knochen, aus dem Subtraktionsbild eliminieren. Die Gewichtung kann im Beispiel der Knochen derart gewählt werden, dass der Knochenkontrast im Subtraktionsbild unterdrückt wird. Dabei ist der Gewichtungsfaktor nahezu

unabhängig von der tatsächlichen Zusammensetzung des Knochens, d.h. der Höhe des Kalzium-Anteils. Die Weichteilkontraste im Bild sollten bei der gewichteten Subtraktion ebenfalls verschwinden, da der Kontrastunterschied des Weichteilgewebes bei unterschiedlichen Spannungen bzw. unterschiedlichen Vorfilterungen, denen die Aufnahmen mit den beiden Aufnahmesystemen unterworfen sind, vernachlässigbar ist.

**[0020]** Mit dieser Variante des vorliegenden Verfahrens lassen sich somit vor allem angiographische CT-Untersuchungen vorteilhaft durchführen, bei denen die Segmentierung von Knochen zur Darstellung knochenaher Blutgefäße erforderlich ist. Die Unterdrückung des Bildsignals von Weichteilgewebe ist ebenfalls dann wünschenswert, wenn das Kontrast/Rausch-Verhältnis in den kontrastmittelgefüllten Blutgefäßen relativ gering ist.

**[0021]** Bisher erfordert die Segmentierung von Knochen zum Teil eine intensive Nachbearbeitung der Bilddaten. Bei der Subtraktions-CT-Angiographie (CTA) werden die Weichteilkontraste bisher mit Hilfe von Bilddaten eines zusätzlichen Nativ-Scans beseitigt. Hierbei wird ein Bild des Untersuchungsbereiches zunächst ohne Kontrastmittelgabe aufgezeichnet, um dieses Maskenbild anschließend von den mit Kontrastmittel aufgezeichneten Bildern zu subtrahieren. Patientenbewegungen zwischen dem Nativ-Scan und den nachfolgenden Bildaufnahmen führen dabei jedoch zu einer Verschlechterung des Bildergebnisses. Diese Problematik tritt bei der vorliegenden Ausgestaltung des Verfahrens nicht mehr auf, da die Bilddaten der beiden voneinander subtrahierten Aufnahmen zeitgleich erfasst werden.

**[0022]** Eine weitere Anwendung des letztgenannten Subtraktionsverfahrens bietet sich bei CTA's zur Darstellung der Lungenperfusion an, bei denen zur Beseitigung des Weichteiluntergrundes bislang ebenfalls ein zusätzlicher Nativ-Scan erforderlich ist. Dies hat zur Folge, dass die Bewegung der Blutgefäße in der Lunge die Qualität der Subtraktions-CTA erheblich beeinträchtigen kann. Da beim vorliegenden Verfahren die den beiden Röntgenröhren zugeordneten Detektoren die Schwächungsdaten zeitgleich akquirieren, werden die spektralen Daten zeitgleich gemessen und daher Probleme durch eine Bewegung der Blutgefäße vermieden.

**[0023]** In einer weiteren Ausgestaltung des vorliegenden Verfahrens, bei der ebenfalls eine spezifische Bilddarstellung durch Unterdrückung von einzelnen Bildbestandteilen des Untersuchungsbereiches erreicht werden soll, wird zunächst aus den spektralen Daten die räumliche Verteilung der mittleren Dichte  $\rho(r)$  und der effektiven Ordnungszahl  $Z(r)$  gemäß der bereits genannten  $\rho$ -Z-Projektion berechnet. Durch Schwellwertsetzung können dann Weich-

teigewebe und Knochen in einem  $\rho, Z(r)$ -Diagramm segmentiert werden. Nach dieser Segmentierung können nun jene Voxel im Untersuchungsvolumen zur Darstellung (als Schwächungswert-Bild) gebracht werden, die im  $\rho, Z(r)$ -Diagramm als jodhaltig identifiziert wurden. Dies ermöglicht aufgrund der relativ hohen Ordnungszahl von Jod eine alleinige Darstellung der mit Blutkontrastmittel gefüllten Blutgefäße. Auch diese Verfahrensvariante bietet sich somit vor allem für angiographische CT-Untersuchungen an, um Einflüsse der Patientenbewegung oder einen zusätzlichen Nativ-Scan zu vermeiden.

#### Ausführungsbeispiel

**[0024]** Das vorliegende Verfahren wird nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen in Verbindung mit den Zeichnungen nochmals näher erläutert. Hierbei zeigen:

**[0025]** [Fig. 1](#) ein Beispiel eines Tomographiegerätes mit zwei Aufnahmesystemen, wie es beim vorliegenden Verfahren eingesetzt wird, in einer perspektivischen Gesamtdarstellung;

**[0026]** [Fig. 2](#) die beiden Aufnahmesysteme des Tomographiegerätes der [Fig. 1](#) in einer Querschnittsdarstellung;

**[0027]** [Fig. 3](#) ein erstes Beispiel für ein Ablaufdiagramm zur Durchführung des vorliegenden Verfahrens;

**[0028]** [Fig. 4](#) ein zweites Beispiel für ein Ablaufdiagramm zur Durchführung des vorliegenden Verfahrens; und

**[0029]** [Fig. 5](#) ein drittes Beispiel für ein Ablaufdiagramm zur Durchführung des vorliegenden Verfahrens.

**[0030]** [Fig. 1](#) zeigt ein Tomographiegerät **1**, im vorliegenden Beispiel ein Röntgen-Computertomographiegerät, mit einer zugeordneten Lagerungseinrichtung **2** zur Aufnahme und Lagerung eines Patienten **3**. Mittels einer beweglichen Tischplatte der Lagerungseinrichtung **2** ist der Patient **3** mit dem gewünschten Untersuchungsbereich in eine Öffnung **4** im Gehäuse **5** des Tomographiegerätes **1** einführbar. Bei einem Spiralscan wird mit der Lagerungseinrichtung **2** außerdem ein kontinuierlicher axialer Vorschub vorgenommen. Im inneren des Gehäuses **5** ist mit hoher Geschwindigkeit eine in [Fig. 1](#) nicht sichtbare Gantry um eine durch den Patienten **3** verlaufende Rotationsachse **6** rotierbar. Zur Bedienung des Tomographiegerätes **1** ist weiterhin eine Bedieneinheit **7** vorhanden.

**[0031]** Das vorliegende Tomographiegerät **1** weist zwei Aufnahmesysteme auf der Gantry auf, die je-

weils eine Röntgenröhre **8** bzw. **10** sowie einen mehrzeiligen Röntgendetektor **9** bzw. **11** umfassen. Die Anordnung der beiden Röntgenröhren **8**, **10** und der beiden Detektoren **9**, **11** auf der Gantry ist während des Betriebs des Tomographiegerätes **1** fest, so dass auch deren relative Abstände während des Betriebs konstant sind.

**[0032]** Die Röntgendetektoren **9**, **11** sind auf Basis einer elektronisch auslesbaren Szintillatorkeramik, einer so genannten UFO-Keramik, hergestellt. Es können auch so genannte Flächendetektoren, beispielsweise mit 256 oder mehr Zeilen zum Einsatz kommen.

**[0033]** Beim vorliegenden Verfahren werden die beiden Aufnahmesysteme mit unterschiedlicher spektraler Verteilung, d.h. mit unterschiedlicher Röhrenspannung und/oder unterschiedlichen spektralen Filtern im Strahlengang zwischen der Röntgenröhre **8**, **10** und dem zugehörigen Detektor **9**, **11** betrieben. Auch eine unterschiedliche spektrale Sensitivität von Detektor **9** und Detektor **11** ist selbstverständlich möglich.

**[0034]** Die Projektionsdaten der beiden kontinuierlich abtastenden Aufnahmesysteme werden in einem Steuer- und Bildrechner **12** gemäß dem vorliegenden Verfahren weiter verarbeitet und unter Anwendung eines Bildrekonstruktionsalgorithmus zum gewünschten Bild verarbeitet. Hierbei kann es sich um ein CT-Bild oder auch um eine Darstellung einer Dichte- oder Ordnungszahl-Verteilung gemäß den nachfolgenden Ausführungsbeispielen handeln.

**[0035]** [Fig. 2](#) zeigt die beiden Aufnahmesysteme nochmals im Detail. Es ist insbesondere ersichtlich, wie die beiden Röntgenröhren **8**, **10** in Pfeilrichtung auf einer gemeinsamen Umlaufbahn **13** um die Rotationsachse **6** umlaufen, während Rohdaten für eine nachfolgende Bildrekonstruktion aus unterschiedlichen Projektionswinkeln generiert werden. In der Querschnittsdarstellung der [Fig. 2](#) ist jeweils eine Zeile der Detektoren **9** bzw. **11** mit jeweils mehreren Detektorelementen **9a**, **9b**, **9c**,... bzw. **11a**, **11b**, **11c**,... dargestellt. Weiterhin sind die Randstrahlen **14** bzw. **15** der von den Röntgenröhren **8** bzw. **10** ausgesendeten Röntgenstrahlenbündel aus der Figur ersichtlich. In die Röntgenstrahlbündel beider Aufnahmesysteme sind im vorliegenden Beispiel Filter **16** bzw. **17** eingebracht, die gemäß einer Ausgestaltung des vorliegenden Verfahrens unterschiedliche spektrale Filtercharakteristiken aufweisen. Weiterhin sind mit  $U_1$  und  $U_2$  die unterschiedlichen Röhrenspannungen angedeutet, mit denen die beiden Röntgenröhren **8** bzw. **10** betreibbar sind.

**[0036]** Beim vorliegenden Verfahren wird ein derartiges Tomographiegerät mit unterschiedlichen Röhrenspannungen  $U_1/U_2$  und/oder unterschiedlicher

spektraler Filtercharakteristik der Filter **16** bzw. **17** betrieben, so dass bei jedem Mess-Scan gleichzeitig Bild- bzw. Messdaten mit den unterschiedlichen spektralen Verteilungen aufgezeichnet werden. Diese werden vom Bildrechner **12** in der gewünschten Weise weiterverarbeitet um Zusatzinformation, beispielsweise eine räumliche Verteilung der Dichte oder effektiven Ordnungszahl zu erhalten.

[0037] **Fig. 3** zeigt ein Beispiel für den Ablauf des vorliegenden Verfahrens, bei dem in einem ersten Schritt **100** die Röntgenaufnahmen mit dem in den **Fig. 1** und **Fig. 2** dargestellten Computertomographiegerät **1** aufgezeichnet werden. Durch diese Bildaufzeichnung des Untersuchungsbereiches des zu untersuchenden Objektes werden zwei separate Rohdatensätze bei unterschiedlicher spektraler Verteilung erhalten.

[0038] Anschließend wird im nächsten Schritt **101** über eine Bildrekonstruktion basierend auf den erhaltenen Rohdaten zu jedem der spektralen Verteilungen eine Schwächungswertverteilung  $\mu_1(x,y)$  bzw.  $\mu_2(x,y)$  des Schwächungskoeffizienten  $\mu$  innerhalb eines Transversalschichtbildes mit den Koordinaten  $x$  und  $y$  erzeugt.

[0039] Im Schritt **102** wird computerunterstützt eine Transformation der Verteilungen der Schwächungskoeffizienten auf eine Ordnungszahlverteilung  $Z(x,y)$  und eine Dichteverteilung  $\rho(x,y)$  vorgenommen. Die computergestützte Transformation der Schwächungswertverteilungen auf die Ordnungszahlverteilung sowie die Dichteverteilung kann beispielsweise mit den Verfahren der DE 101 43 131 A1 durchgeführt werden, auf die ausdrücklich Bezug genommen wird.

[0040] Die auf diese Weise erhaltenen Verteilungen können anschließend in geeigneter Weise im Schritt **103** an einem Monitor visualisiert werden.

[0041] Die Wahl der unterschiedlichen spektralen Verteilungen der beiden Aufnahmesysteme erfolgt beim vorliegenden Verfahren so, dass die gewünschte Zusatzinformation bzw. die gewünschte Bildauswertung bzw. -darstellung möglichst aussagekräftig ist. Vorzugsweise weist das Röntgenspektrum des einen Aufnahmesystems dabei eine Quantenenergie auf, die relativ zur Quantenenergie des anderen Aufnahmesystems eine Röntgenabsorption durch den Fotoeffekt begünstigt, so dass eine hohe Auflösung in der Bestimmung der Ordnungszahlen erhalten wird.

[0042] Die **Fig. 4** und **Fig. 5** zeigen weitere Beispiele zur Durchführung des vorliegenden Verfahrens, wie sie insbesondere im Bereich der CT-Angiographie von Vorteil sind. Hierbei wird dem Patienten vor der Bildaufnahme ein Kontrastmittel injiziert, um die

Blutbahnen im CT-Bild deutlich hervorzuheben.

[0043] Bei einer Ausgestaltung des Verfahrens, die in der **Fig. 4** dargestellt ist, werden in gleicher Weise wie bei dem Verfahren der **Fig. 3** die Schritte **100** bis **102** durchgeführt. Im Schritt **103** können durch Setzen eines Schwellwertes der Ordnungszahl Weichteilgewebe und Knochen im  $\rho, Z$ -Diagramm segmentiert werden. Die mit dem Kontrastmittel gefüllten Blutgefäße können dadurch aufgrund der relativ hohen Ordnungszahl des jodhaltigen Kontrastmittels allein dargestellt werden. Dies erfolgt in Schritt **105**, in dem nur jene Voxel im Untersuchungsvolumen zur Darstellung gebracht werden, die im  $\rho, Z$ -Diagramm aufgrund der hohen Ordnungszahl als jodhaltig identifiziert wurden. Die Bilddarstellung zeigt somit ein CT-Bild der Schwächungswerte, in dem nur die kontrastmittelgeführten Blutgefäße sichtbar sind.

[0044] **Fig. 5** zeigt schließlich ein Beispiel für die Durchführung des Verfahrens, bei dem nach der Aufnahme der Bilddaten in Schritt **100** in Schritt **106** zwei getrennte Bilder  $I_{1(x,y)}$  und  $I_{2(x,y)}$  aus den getrennten Rohdaten der beiden Aufnahmesysteme rekonstruiert werden. Im nächsten Schritt **107** werden die Bilddaten eines der beiden Bilder  $I_{1(x,y)}$  mit einem Gewichtungsfaktor  $G$  multipliziert, der derart gewählt ist, dass nach Subtraktion der gewichtigen Bilddaten von den ungewichteten (oder umgekehrt) die Knochenanteile im Subtraktionsbild nicht mehr erkennbar sind. Dieses Subtraktionsbild wird anschließend in Schritt **108** an einem Monitor dargestellt.

## Patentansprüche

1. Verfahren zur Bilddatenaufnahme und -auswertung mit einem Tomographiegerät (**1**), bei dem von einem Untersuchungsbereich eines Objektes (**3**) zumindest zwei Aufnahmen bei unterschiedlicher spektraler Verteilung aufgezeichnet und aus den beiden Aufnahmen erhaltene Messdaten so ausgewertet werden, dass aus den unterschiedlichen spektralen Verteilungen Zusatzinformation über den Untersuchungsbereich und/oder eine spezifische Bilddarstellung des Untersuchungsbereiches erhalten wird, **dadurch gekennzeichnet**, dass ein Tomographiegerät (**1**) mit zumindest zwei getrennten Aufnahmesystemen (**8-11**) eingesetzt und so betrieben wird, dass die beiden Aufnahmesysteme (**8-11**) mit unterschiedlicher spektraler Verteilung arbeiten.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die beiden Aufnahmesysteme (**8-11**) mit unterschiedlicher Röhrenspannung betrieben werden.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die unterschiedliche spektrale Verteilung der beiden Aufnahmesysteme (**8-11**) durch unterschiedliche spektrale Filterung eingestellt

wird.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass in den beiden Aufnahmesystemen (8-11) Detektoren (9,11) mit unterschiedlicher spektraler Empfindlichkeit eingesetzt werden.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Messdaten der beiden Aufnahmen so ausgewertet werden, dass eine räumliche Dichte- und/oder Ordnungszahlverteilung des Untersuchungsbereiches erhalten wird.

6. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass auf die Dichte- und/oder Ordnungszahlverteilung ein Schwellwertverfahren angewendet wird, um Knochen- und/oder Weichteilgewebe zu segmentieren.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Messdaten der beiden Aufnahmen zunächst unabhängig voneinander zur Rekonstruktion eines ersten und eines zweiten Schwächungswert-Bildes des Untersuchungsbereiches ausgewertet werden und Bilddaten des ersten Schwächungswert-Bildes anschließend gewichtet von den Bilddaten des zweiten Schwächungswert-Bildes subtrahiert werden, um bestimmte Bildbestandteile, insbesondere Knochendarstellungen, in einem durch die Subtraktion erhaltenen Subtraktionsbild zu unterdrücken.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

FIG 1

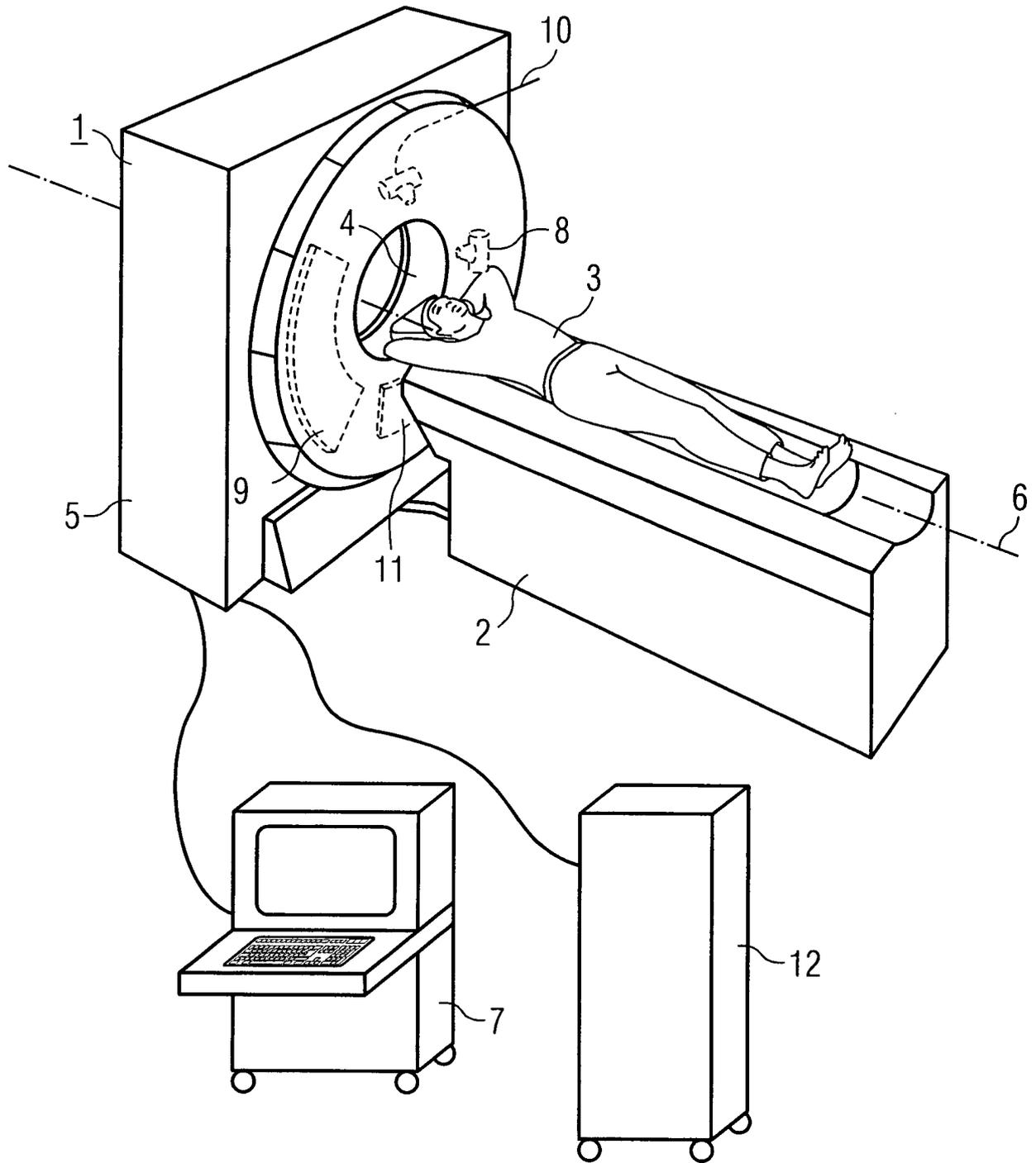


FIG 2

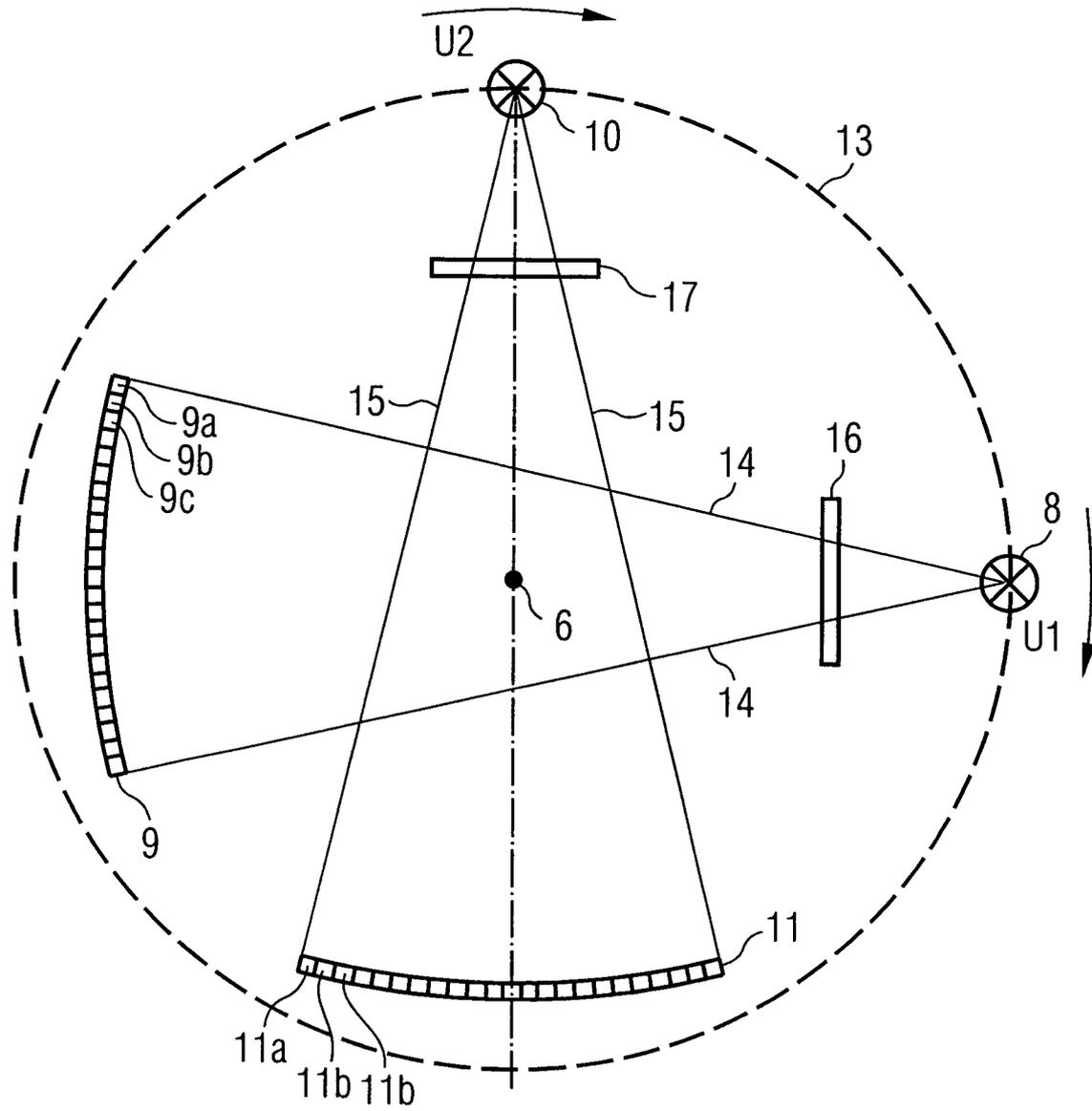


FIG 3

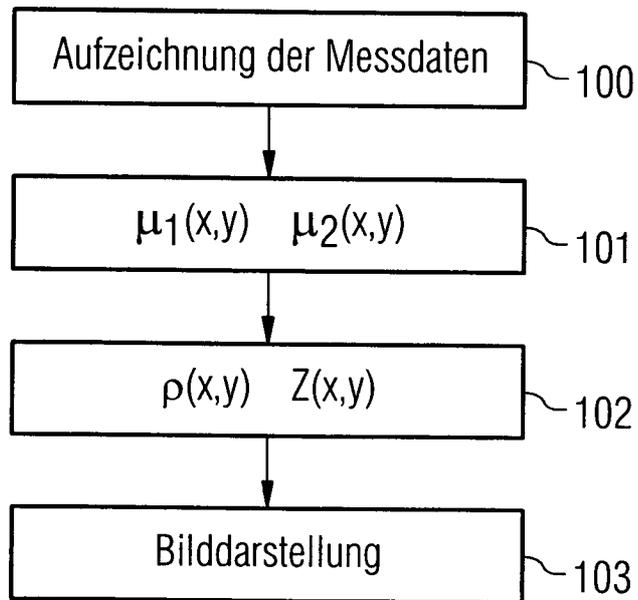


FIG 4

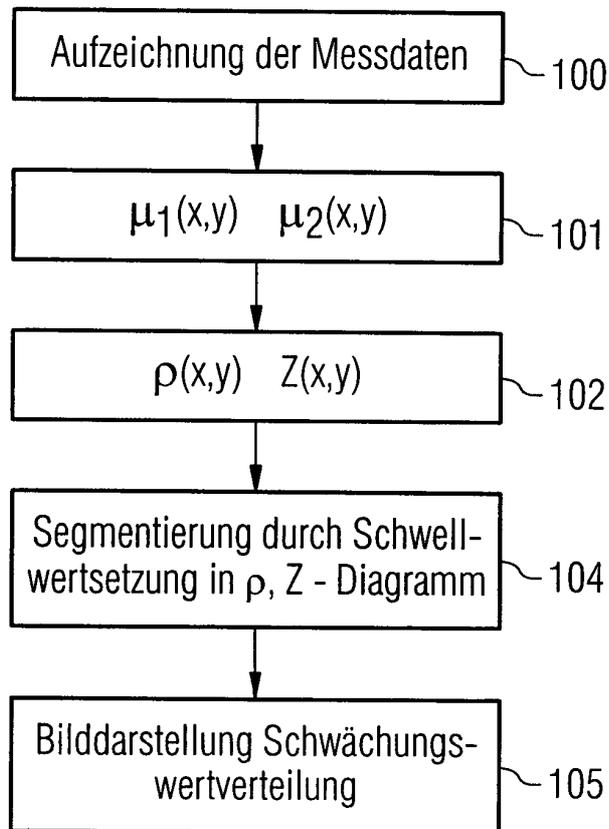


FIG 5

