



(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2015 217 617.7**

(22) Anmeldetag: **15.09.2015**

(43) Offenlegungstag: **16.03.2017**

(51) Int Cl.: **A61B 6/03 (2006.01)**
G06T 5/00 (2006.01)

(71) Anmelder:
Siemens Healthcare GmbH, 91052 Erlangen, DE

(72) Erfinder:
Ertel, Dirk, Dr., 91077 Neunkirchen, DE;
Bernhardt, Philipp, Dr., 91301 Forchheim, DE;
Stark, Michael, Dr., 91301 Forchheim, DE

(56) Ermittelter Stand der Technik:

DE 10 2005 053 994 A1
WO 2004/ 095 069 A1

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

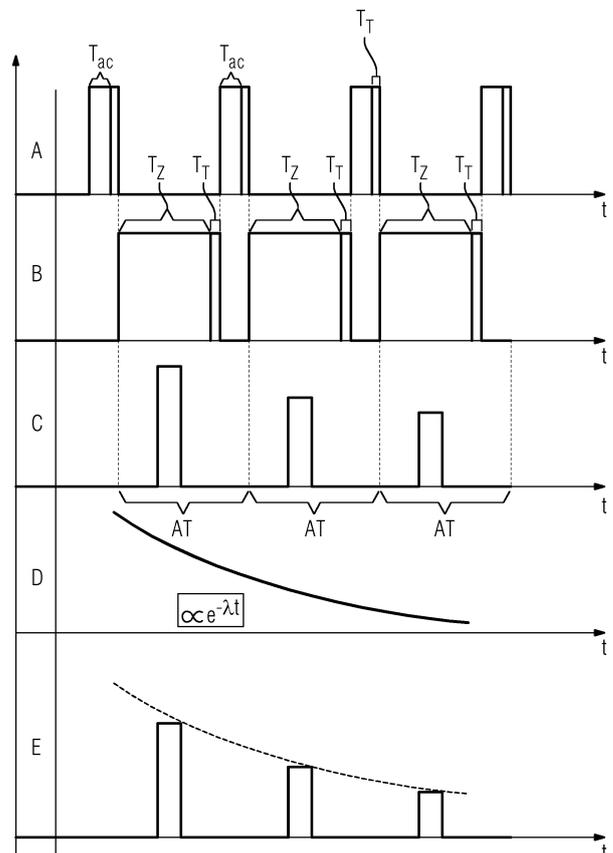
Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Verfahren zum Korrigieren von Röntgenbilddaten umfassend Information bezüglich eines Zerfallsprozesses eines radioaktiven Materials**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Korrigieren von Röntgenbilddaten eines Untersuchungsobjektes, die für einen Akquisitionszeitraum mit einem Röntgendetektor eines Röntgensystems zeitgleich zu einem im oder am Untersuchungsobjekt stattfindenden Zerfallsprozess eines radioaktiven Materials erfasst werden, wobei die Röntgenbilddaten Information bezüglich einer Röntgenschwächungsverteilung des Untersuchungsobjektes und Information bezüglich des Zerfallsprozesses umfassen. Das Verfahren umfasst folgende Schritte:

- Ermitteln von Korrekturbilddaten repräsentierend die Information bezüglich des Zerfallsprozesses in den Röntgenbilddaten für den Akquisitionszeitraum, und
- Erzeugen von korrigierten Röntgenbilddaten für den Akquisitionszeitraum unter Verwendung der Röntgenbilddaten und der Korrekturbilddaten.

Die Erfindung betrifft auch ein entsprechendes Computerprogramm, einen entsprechenden Datenträger, eine entsprechende Datenverarbeitungseinrichtung sowie ein entsprechendes Röntgensystem.



Beschreibung

[0001] Verfahren zum Korrigieren von Röntgenbilddaten umfassend Information bezüglich eines Zerfallsprozesses eines radioaktiven Materials

[0002] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Korrigieren von Röntgenbilddaten eines Untersuchungsobjektes, die für einen Akquisitionszeitraum mit einem Röntgendetektor eines Röntgensystems zeitgleich zu einem im oder am Untersuchungsobjekt stattfindenden Zerfallsprozess eines radioaktiven Materials erfasst werden, wobei die Röntgenbilddaten Information bezüglich einer Röntgenschwächungsverteilung des Untersuchungsobjektes und Information bezüglich des Zerfallsprozesses umfassen, ein entsprechendes Computerprogramm, einen entsprechenden Datenträger, eine entsprechende Datenverarbeitungseinrichtung sowie ein entsprechendes Röntgensystem.

[0003] Die aktuelle Röntgendetektor-Technologie erlaubt eine exzellente medizinische Bildgebung, selbst bei für den Patienten vorteilhaft niedriger Röntgendosis kann eine Röntgenbildaufnahme mit adäquater Bildqualität erzeugt werden. Dies beruht vor allem auf einer stetig verbesserten Quantenausbeute bzw. stetig verbesserten Absorptionseigenschaften der Röntgendetektoren. Für spezielle medizinische Anwendungsfälle können sich aus dieser verbesserten Detektorsensitivität auch negative Einflüsse auf die Bildqualität ergeben. Ein möglicher, problematischer Anwendungsfall tritt auf, wenn ein Untersuchungsobjekt, insbesondere ein Patient, mittels Röntgenbildgebung untersucht werden soll, wobei im oder am Körper des Untersuchungsobjektes ein radioaktiver Zerfall stattfindet. Dieser Zerfallsprozess erzeugt Gammastrahlung. Während Röntgenstrahlung ionisierende Strahlung in Form von elektromagnetischen Wellen mit Quantenenergien zwischen 5 keV und einigen 100 keV bezeichnet, wird als Gammastrahlung ionisierende Strahlung in Form von elektromagnetischen Wellen mit Quantenenergien von mehr als 40 keV, typischerweise 140 keV, bezeichnet. Laufen eine Röntgenuntersuchung sowie ein radioaktiver Zerfall gleichzeitig in unmittelbarer räumlicher Nähe ab, detektiert der Röntgendetektor neben den Röntgenquanten auch die Gammastrahlung des radioaktiven Zerfalls, was sich als unerwünschtes Störsignal dem eigentlich gewünschten Röntgensignal überlagert. Besonders problematisch ist dabei, wenn sich die Gammastrahlung spektral mit der Röntgenstrahlung zumindest teilweise überschneidet. In derartigen Anwendungsfällen, wie sie beispielsweise bei der Brachytherapie vorkommen, wenn einem Patienten eine radioaktive Substanz zur lokalen Tumorthherapie appliziert werden oder nachträglich deren Position im oder am Körper des Patienten überprüft werden soll, ist aktuell eine zum Teil erhebliche Beeinträchtigung der Bildqualität im Hinblick auf die Aus-

sagekraft der Röntgenbildaufnahme bezüglich der ermittelten Röntgenschwächungsverteilung die Folge.

[0004] Demgegenüber ist es Aufgabe der vorliegenden Erfindung, Röntgenbildaufnahmen bereit zu stellen, die ein vergleichsweise vermindertes, auf den radioaktiven Zerfall zurückzuführendes Störsignal und dadurch eine verbesserte Bildqualität aufweisen.

[0005] Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch ein Verfahren zum Korrigieren von Röntgenbilddaten eines Untersuchungsobjektes, sowie ein entsprechendes Computerprogramm, einen Datenträger, eine Datenverarbeitungseinrichtung und ein Röntgensystem gemäß den unabhängigen Ansprüchen. Weiterbildungen und vorteilhafte Ausgestaltungsvarianten sind jeweils Gegenstand der abhängigen Ansprüche.

[0006] Nachstehend wird die erfindungsgemäße Lösung der Aufgabe in Bezug auf das beanspruchte Verfahren als auch in Bezug auf die beanspruchten Vorrichtungen beschrieben. Hierbei erwähnte Merkmale, Vorteile oder alternative Ausführungsformen sind ebenso auch auf die anderen beanspruchten Gegenstände zu übertragen und umgekehrt. Mit anderen Worten können gegenständliche Ansprüche (die beispielsweise auf ein Verfahren gerichtet sind) auch mit Merkmalen, die in Zusammenhang mit einer Vorrichtung beschrieben oder beansprucht sind, weitergebildet sein. Die entsprechenden funktionalen Merkmale des Verfahrens werden dabei durch entsprechende gegenständliche Module oder Einheiten ausgebildet.

[0007] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Korrigieren von Röntgenbilddaten eines Untersuchungsobjektes. Diese Röntgenbilddaten werden für einen Akquisitionszeitraum mit einem Röntgendetektor eines Röntgensystems erfasst. Zeitgleich findet jedoch im oder am Untersuchungsobjekt ein Zerfallsprozess eines radioaktiven Materials statt. Dieser Zerfallsprozess ist gekennzeichnet durch die Aussendung von Gammaquanten, die ebenfalls von dem Röntgendetektor detektiert werden können. Somit umfassen die Röntgenbilddaten Information bezüglich einer Röntgenschwächungsverteilung des Untersuchungsobjektes und Information bezüglich des Zerfallsprozesses. Das erfindungsgemäße Verfahren weist folgende Schritte auf:

- Ermitteln von Korrekturbilddaten repräsentierend die Information bezüglich des Zerfallsprozesses in den Röntgenbilddaten für den Akquisitionszeitraum, und
- Erzeugen von korrigierten Röntgenbilddaten für den Akquisitionszeitraum unter Verwendung der Röntgenbilddaten und der Korrekturbilddaten.

[0008] Die Erfindung beruht auf der Erkenntnis, dass die Qualität der Röntgenbilddaten, die durch

die Information bezüglich des Zerfallsprozesses insofern beeinträchtigt ist, als dass diese den Eindruck der Röntgenschwächungsverteilung des Untersuchungsobjektes verfälscht, verbessert werden kann, indem die Röntgenbilddaten mittels Korrekturbilddaten repräsentierend die Information bezüglich des Zerfallsprozesses korrigiert werden. Mit anderen Worten werden durch das erfindungsgemäße Verfahren Röntgenbilddaten erzeugt, in denen der Informationsgehalt bezüglich des Zerfallsprozesses reduziert ist bzw. aus denen die Information bezüglich des Zerfallsprozesses eliminiert ist. Die Röntgenbilddaten werden bei einer Bestrahlung des Untersuchungsobjektes mit Röntgenstrahlung gewonnen. Dabei erfasst ein Röntgendetektor die Röntgenbilddaten in Form von wenigstens einer Röntgenprojektion in wenigstens einer definierten Raumrichtung. Der Röntgendetektor erfasst dazu orts aufgelöst einfallende Strahlung im sensitiven Spektralbereich und summiert alle Zählereignisse innerhalb eines Akquisitionszeitraums auf. Die orts aufgelöste Zählinformation für den Akquisitionszeitraum dient im Anschluss der Rekonstruktion der Röntgenbilddaten. Die Dauer eines Akquisitionszeitraumes hängt zum einen von der betrachteten Körperregion des Untersuchungsobjektes, insbesondere eines Patienten, bzw. einer geplanten Untersuchungsart ab und wird weiter bestimmt durch das dafür zum Einsatz kommende Röntgensystem.

[0009] Das erfindungsgemäße Verfahren kann in einem beliebigen Röntgensystem zu Einsatz kommen, beispielsweise in C-Bogen-Systemen, Angiographiesystemen, in konventionellen Röntgenanlagen, Mammographiesystemen, Systemen für die Interventionelle Radiographie oder in Computertomographen.

[0010] Typische Werte für die Dauer eines Akquisitionszeitraums sind z.B. 10 ms für die Angiographie oder 0,25 ms für die Computertomographie, wobei sich ein Akquisitionszeitraum auch für die Computertomographie auf die Erfassung einer Röntgenprojektion in einer definierten Raumrichtung bezieht. Der Akquisitionszeitraum kann auch die Aufnahme von mehr als einer Projektion umfassen, z.B. kann ein Akquisitionszeitraum die Aufnahme von Projektionen und bei der Computertomographie insbesondere in einer Vielzahl von Projektionsrichtungen umfassen.

[0011] Die Röntgenprojektion repräsentiert die Verteilung der durch den bestrahlten Körperteil verursachten Röntgenschwächung in Projektionsrichtung. Aufgrund des zur Röntgenbilddatenaufnahme zeitgleich erfolgenden radioaktiven Zerfalls im oder am Untersuchungsobjekt wird die Röntgenschwächungsverteilung durch gleichfalls detektierte Gammaquanten des radioaktiven Zerfalls überlagert.

[0012] Das radioaktive Material kann sich im Körper oder am Körper, also nahe der Körperoberflä-

che des Untersuchungsobjektes befinden, wie es z.B. bei der lokalen Strahlentherapie, auch Brachytherapie genannt, vorrangig zur Behandlung von Tumoren der Fall ist. Andere Anwendungen oder Situationen, in denen im oder am Untersuchungsobjekt ein radioaktiver Zerfall stattfindet, sind ebenfalls denkbar, bspw. Strahlungsunfälle, Vergiftungen, etc. Bevorzugt bei der Brachytherapie zum Einsatz kommende und Gammastrahlung verursachende Radionuklide sind z.B. Cäsium-137, Cobalt-60, Iridium-192, Iod-125 oder Palladium-103.

[0013] Die erfindungsgemäßen Korrekturbilddaten werden derart ermittelt, dass sie Aufschluss über den radioaktiven Zerfall im oder am Untersuchungsobjekt geben. Mit anderen Worten repräsentieren die Korrekturbilddaten einen durch den radioaktiven Zerfall verursachten und einem Störsignal entsprechenden Signalanteil in den Röntgenbilddaten. Die Korrekturbilddaten können dann auf die Röntgenbilddaten angewandt bzw. mit ihnen verrechnet werden, um das Störsignal aus den Röntgenbilddaten zu verringern oder zu entfernen. Dementsprechend werden korrigierte Röntgenbilddaten erzeugt, die abgesehen von Bildfehlern oder Artefakten anderer Quellen eine realistischere Abbildung der Röntgenschwächungsverteilung des Untersuchungsobjektes darstellen. Bevorzugt werden die Korrekturbilddaten von den Röntgenbilddaten subtrahiert. Dabei kann es sich auch um eine gewichtete Subtraktion handeln, wobei die Korrekturbilddaten z.B. zuvor mit einem Gewichtungsfaktor multipliziert werden. Bevorzugt erfolgt die Verrechnung Bildelement für Bildelement, sprich pixelweise für zweidimensionale Bilddaten oder Voxel für Voxel für dreidimensionale Bilddaten.

[0014] Sowohl die Röntgenbilddaten als auch die Korrekturbilddaten können dreidimensionale oder zweidimensionale Bilddaten sein. Zweidimensionale Korrekturbilddaten können z.B. auch durch zweidimensionale Projektion eines dreidimensionalen Korrekturvolumens ermittelt werden.

[0015] In einer Weiterbildung der Erfindung erfolgt das Ermitteln der Korrekturbilddaten für ein Zeitfenster, welches vor und/oder zeitgleich zu dem Akquisitionszeitraum liegt. Dabei haben die Erfinder erkannt, dass eine Korrektur der Röntgenbilddaten bestmöglich erfolgt, wenn die Korrekturbilddaten für einen Zeitraum ermittelt werden, der identisch ist mit, Überlappungen aufweist mit oder zumindest nur einen geringen zeitlichen Abstand aufweist zu dem Akquisitionszeitraum für die Röntgenbilddaten. Die Zerfallsaktivität unterliegt einem physikalischen Gesetz, wonach sie exponentiell mit der Zeit abnimmt. Insofern kann eine sinnvolle Korrektur der Röntgenbilddaten nur mit Korrekturdaten erfolgen, die den Zerfallsprozess des radioaktiven Materials zum bzw. nahe dem Zeitpunkt bzw. über den Zeitraum der Akquisition der Röntgenbilddaten hinweg repräsentieren.

[0016] In einer vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung liegt das Zeitfenster vor dem Akquisitionszeitraum und weist ein Vielfaches der Länge des Akquisitionszeitraumes auf. Die Erfinder gehen davon aus, dass der in den Röntgenbilddaten umfasste und auf den Zerfallsprozess zurückzuführende Signalanteil verhältnismäßig gering ausfällt (was zumindest lokal dennoch zu erheblichen Einbußen der Bildqualität im Hinblick auf die Röntgenschwächungsverteilung führen kann). Durch die Betrachtung der Korrekturbilddaten über ein gegenüber dem Akquisitionszeitraum verlängertes Zeitfenster hinweg kann der zu erwartende, relative Rauschanteil in den Korrekturbilddaten bei gleichzeitiger Anhebung ihrer Aussagekraft vorteilhaft verringert werden, ohne dabei die zeitliche Korrelation zwischen Aufnahmezeit der Röntgenbilddaten und Ermitteln der Korrekturbilddaten zu verringern.

[0017] In einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung, liegt das Zeitfenster zwischen zwei aufeinanderfolgenden Akquisitionszeiträumen. Diese wie auch die vorherige Weiterbildung der Erfindung tragen der Tatsache Rechnung, dass insbesondere C-Bogen-Röntgensysteme für eine wiederholte Röntgenbildaufnahme eingesetzt werden, zu der in festen zeitlichen Abständen Röntgenprojektionen erfasst werden, z.B. bei Perfusionsmessungen oder in der Kardangiographie, etc. Dabei kann auch gepulste Röntgenstrahlung zum Einsatz kommen, z.B. mit einer Pulsfrequenz von 10 Hz. Die Dauer eines Akquisitionszeitraumes, z.B. 10 ms, in der Regel deutlich kürzer als die Wiederholddauer (Frame Rate) einer Röntgenprojektionsaufnahme, hier 100 ms. Insofern ergibt sich zwischen zwei aufeinanderfolgenden Akquisitionszeiträumen ein Zeitfenster mit einem Vielfachen der Länge eines Akquisitionszeitraumes. Zum einen kann dieses sowieso vorhandene Zeitfenster zwischen den Akquisitionen nun für die Ermittlung von Korrekturbilddaten genutzt werden, ohne einen zusätzlichen Zeitaufwand zu erfordern. Andererseits weist dieses Zeitfenster eine adäquate Länge bzw. Dauer auf, um unerwünschtes Rauschen aus den Korrekturbilddaten zu eliminieren. Durch die Anordnung des Zeitfensters jeweils zwischen zwei Akquisitionszeiträumen ist zudem ein hervorragender zeitlicher Bezug zwischen Röntgenbilddaten und Korrekturbilddaten gewährleistet.

[0018] In einer weiteren Ausgestaltungsvariante der Erfindung umfasst das Ermitteln der Korrekturbilddaten ein Erfassen von Zerfallsbilddaten mit dem Röntgendetektor. Die Zerfallsbilddaten können während des Akquisitionszeitraumes und/oder außerhalb davon erfasst werden. Bevorzugt erfolgt das Erfassen der Zerfallsbilddaten innerhalb des Zeitfensters. Die Zerfallsbilddaten repräsentieren die vom Röntgendetektor detektierte Strahlung, die durch den radioaktiven Zerfall verursacht wird. Erfolgt das Erfassen der Zerfallsbilddaten außerhalb des Akquisitionszeitrau-

mes, wird zumindest bei Anwendungen mit gepulster Röntgenstrahlung parallel keine Röntgenstrahlung durch eine Strahlungsquelle ausgesandt. Auf den Detektor auftreffende Strahlung kann, abgesehen von Rauscheffekten, eindeutig dem Zerfallsprozess zugeordnet werden. Erfolgen Röntgenbilddatenaufnahme und Zerfallsbilddatenaufnahme zumindest teilweise gleichzeitig bzw. wird während der Zerfallsbilddatenaufnahme kontinuierlich Röntgenstrahlung ausgesandt, wie z.B. bei einer Computertomographie-Untersuchung, muss eine Separierung der detektierten Strahlung in einen Signalanteil repräsentierend die Röntgenschwächungsverteilung und einen Signalanteil repräsentierend den Zerfallsprozess zumindest für die überlappende Zeit vorgenommen werden, um die Zerfallsbilddaten zu ermitteln. Dies kann z.B. durch eine Auswertung des Energiespektrums der einfallenden Strahlung erfolgen. So kann bei dem die Röntgenschwächung repräsentierenden Signalanteil von einem kontinuierlichen Spektrum mit im Wesentlichen bekannter Energieverteilung ausgegangen werden. Das Röntgenspektrum setzt sich in aller Regel zusammen aus einem kontinuierlichen Bremsstrahlungsspektrum und für das verwendete Anodenmaterial charakteristischen K-Linien (α -, β -Kanten). Die maximale Energie des Spektrums wird dabei durch die Beschleunigungsspannung bestimmt. Das Spektrum des radioaktiven Zerfalls hingegen ist diskret. Besonders einfach gestaltet sich die Separierung, wenn beide Signalanteile keinen spektralen Überlapp aufweisen.

[0019] In vorteilhafter Weiterbildung der Erfindung umfasst das Ermitteln der Korrekturbilddaten ein Erfassen von Zerfallsbilddaten mit dem Röntgendetektor über die gesamte Dauer des Zeitfensters hinweg. Je größer das Zeitfenster ist, umso besser kann das Rauschen in den Zerfallsbilddaten eliminiert werden. Innerhalb des Zeitfensters können mehrere Einzel-Zerfallsprojektionen erfasst werden, wobei der Röntgendetektor für eine Zerfallsprojektion z.B. jeweils über die Dauer des Akquisitionszeitraumes hinweg Ereignisse aufsummiert. Unter Beibehaltung der Taktzeit des Detektors lässt sich so die Erfindung besonders einfach realisieren. Alternativ kann auch nur ein Zerfallsbild für die gesamte Dauer des Zeitfensters erfasst werden, wobei der Röntgendetektor dabei über das gesamte Zeitfenster Zählsignale integriert. Von dem Zeitfenster vorteilhaft ausgenommen kann die Auslesezeit des Röntgendetektors zur Übertragung der orts aufgelösten Zählsignale in die Peripherie sein, in welcher der Detektor unempfindlich gegenüber einfallender Strahlung ist.

[0020] In einer weiteren Ausgestaltungsvariante des erfindungsgemäßen Verfahrens, werden die Zerfallsbilddaten zur Ermittlung der Korrekturbilddaten auf die Dauer des Akquisitionszeitraumes normiert. Diesem Vorgehen geht die Überlegung voraus, dass die Korrekturbilddaten den tatsächlichen Zerfallspro-

zess des radioaktiven Materials nicht nur dadurch bestmöglich repräsentieren, dass die Korrekturbilddaten und Röntgenbilddaten einen engen zeitlichen Zusammenhang aufweisen, sondern auch dadurch, dass die Korrekturbilddaten für genau die Dauer ermittelt werden, die auch der Akquisitionszeitraum aufweist. Für die Normierung können verschiedene Rechenoperationen auf die Zerfallsbilddaten angewandt werden, die im Einzelnen von der Art der Zerfallsbilddaten abhängen. Beispielsweise können bei Zerfallsbilddaten in Form mehrerer Einzelprojektionen mit einer Länge größer der Dauer des Akquisitionszeitraumes zunächst eine rauschvermindernde Mittelung der Zerfallsprojektionen vorgenommen werden, wobei die Mittelung über die Signalinhalte der Einzelprojektionen für ein jedes Bildelement erfolgen kann. Anschließend kann eine Reduzierung der Signalinhalte für jedes Bildelement erfolgen, und zwar in Abhängigkeit des Verhältnisses aus der Dauer des Akquisitionszeitraumes zu dem Aufnahmezeitraum für eine jeweilige Einzelprojektion.

[0021] Gemäß einer anderen Weiterbildung des erfindungsgemäßen Verfahrens, wird beim Erfassen der Zerfallsbilddaten das charakteristische Energiespektrum des Zerfallsprozesses des radioaktiven Materials berücksichtigt. Wie eingangs bereits erwähnt, wird in aller Regel der Zerfallsprozess des radioaktiven Materials mit einer diskreten Quantenenergie erfolgen, während das zu erwartende Spektrum der auf den Röntgendetektor einfallenden Röntgenquanten kontinuierlich verläuft, ggf. mit bekannten Peak-Energien. Diese spektralen Eigenschaften können für die Erfassung der Zerfallsbilddaten mehrfach nützlich sein. Zum einen können schon bei der Erfassung der Zerfallsbilddaten mit dem Röntgendetektor durch Rauschen bedingte Zählsignale von den Zerfallsbilddaten ausgeschlossen werden. Andererseits erleichtert die Berücksichtigung der spektralen Eigenschaften die Aufnahme von Zerfallsbilddaten zeitgleich zur Röntgenbilddatenaufnahme, wodurch ein größtmöglicher zeitlicher Zusammenhang zwischen den Korrekturbilddaten und den Röntgenbilddaten erzielt werden kann. In dieser Weiterbildung ist der Röntgendetektor vorteilhaft als energie-selektiver Röntgendetektor ausgebildet, wie er weiter unten detailliert beschrieben wird.

[0022] In einer weiteren Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens erfolgt das Ermitteln der Korrekturbilddaten unter Berücksichtigung des für das radioaktive Material charakteristischen Verlaufs des Zerfallsprozesses. Insbesondere für den Fall, dass bei einer Untersuchung eines Untersuchungsobjekts mittels Röntgenstrahlung wiederholt in zeitlich festen Abständen Röntgenbilddaten über jeweils einen festen Akquisitionszeitraum hinweg unter Beibehaltung des Projektionswinkels erfasst werden, wie beispielsweise bei der Angiographie der Fall, können bessere Korrekturbilddaten ermittelt werden, in-

dem der charakteristische Verlauf des Zerfallsprozesses berücksichtigt wird. Bekannt ist in der Regel der Startzeitpunkt des Zerfalls des radioaktiven Materials im oder am Untersuchungsobjekt. Bekannt ist in der Regel auch, um welches radioaktive Material es sich dabei handelt. Aus dem zeitlichen Zusammenhang von Startzeitpunkt des Zerfallsprozesses zu den Startzeitpunkten der einzelnen Akquisitionszeiträume bzw. der einzelnen Zeitfenster lassen sich die Korrekturbilddaten auf einen dem charakteristischen Zerfallsprozess entsprechenden zeitlichen Verlauf anpassen. Beispielsweise können die während einer Vielzahl von Zeitfenstern erfassten und rauschbehafteten Zerfallsbilddaten auf den charakteristischen Zerfallsprozess gefittet werden. Alternativ kann ein Maß für die Abweichung von erwartetem Zerfallssignal zu tatsächlich gemessenem Zerfallssignal ermittelt werden, welches dann bei der Verrechnung der Röntgenbilddaten mit den zugehörigen Korrekturbilddaten berücksichtigt wird, bspw. in Form eines oben bereits erwähnten Gewichtungsfaktors.

[0023] In einer anderen Weiterbildung der Erfindung umfasst das Verfahren auch, anhand der Zerfallsbilddaten oder der Korrekturbilddaten eine Verteilung des radioaktiven Materials am oder im Untersuchungsobjekt zu ermitteln. Dem voraus geht die Erkenntnis der Erfinder, dass die Korrekturbilddaten bzw. die Zerfallsbilddaten, die für das bisherige Verfahren lediglich als zu eliminierendes Störsignal angesehen wurden, ebenfalls Bildinformation enthalten. Diese kann genutzt werden, um die Verteilung im Gewebe bzw. die Anreicherung des Gewebes des Untersuchungsobjektes mit dem radioaktiven Material zu visualisieren. Dazu kann beispielsweise für eine wie oben bereits beschriebene wiederholte Röntgenbildaufnahme unter Beibehaltung der Projektionsrichtung eine jede, erfasste Einzelprojektion der Zerfallsbilddaten oder Differenz-Projektionen aus aufeinander folgenden Zeitfenstern betrachtet werden (besonders vorteilhaft, wenn ein zeitlicher Verlauf der Anreicherung oder Verteilung des radioaktiven Materials dargestellt werden soll). Durch Mittelung von mehreren, auch zeitlich weiter entfernten Einzelprojektionen kann wiederum ein verbesserter Bildeindruck durch Rauschunterdrückung erreicht werden.

[0024] Die Erfindung betrifft ferner ein Computerprogramm mit Programmcode zur Durchführung aller Verfahrensschritte gemäß dem erfindungsgemäßen Verfahren, wenn das Programm in einem Computer ausgeführt wird. Dadurch ist das Verfahren reproduzierbar und wenig fehleranfällig auf unterschiedlichen Computern durchführbar.

[0025] Die Erfindung betrifft auch einen maschinenlesbaren Datenträger, auf dem das zuvor beschriebene Computerprogramm gespeichert ist.

[0026] Des Weiteren betrifft die Erfindung auch eine Datenverarbeitungseinrichtung zum Korrigieren von Röntgenbilddaten eines Untersuchungsobjektes, die für einen Akquisitionszeitraum mit einem Röntgendetektor eines Röntgensystems zeitgleich zu einem im oder am Untersuchungsobjekt stattfindenden Zerfallsprozess eines radioaktiven Materials erfasst werden. Dabei umfassen die Röntgenbilddaten Information bezüglich einer Röntgenschwächungsverteilung des Untersuchungsobjektes und Information bezüglich des Zerfallsprozesses. Die Datenverarbeitungseinrichtung ist eingerichtet,

- Korrekturbilddaten repräsentierend die Information bezüglich des Zerfallsprozesses in den Röntgenbilddaten für den Akquisitionszeitraum zu ermitteln, und
- korrigierte Röntgenbilddaten für den Akquisitionszeitraum unter Verwendung der Röntgenbilddaten und der Korrekturbilddaten zu erzeugen.

[0027] Unter dem Begriff Datenverarbeitungseinrichtung ist allgemein ein Computer oder eine Mehrzahl von miteinander im Datenaustausch stehender Computer, jeweils umfassend wenigstens einen Prozessor zu verstehen. Die Datenverarbeitungseinrichtung kann als Teil eines Röntgendetektors oder aber als Teil eines Röntgensystems ausgebildet sein. Als Teil des Röntgendetektors kann sie Teil der Peripherie sein. Als Teil des Röntgensystems kann sie Teil der Steuerungseinheit oder der Recheneinheit ausgebildet sein oder in Teilen zu beidem zuzuordnen sein. Die einzelnen Einheiten der Datenverarbeitungseinrichtung können als separate Einheiten ausgebildet sein oder eine physikalische Einheit ausbilden.

[0028] Die Erfindung betrifft auch eine Datenverarbeitungseinrichtung die eingerichtet ist, das erfindungsgemäße Verfahren auszuführen.

[0029] In Bezug auf eine detaillierte Beschreibung und/oder Vorteile einzelner Aspekte der erfindungsgemäßen Datenverarbeitungseinrichtung wird auf die Ausführungen zu dem erfindungsgemäßen Verfahren verwiesen, die sich gleichsam auf die Vorrichtung übertragen lassen.

[0030] Ferner betrifft die Erfindung auch ein Röntgensystem umfassend:

- einen Röntgendetektor, der eingerichtet ist, Röntgenbilddaten und Zerfallsbilddaten zu erfassen, und
- eine erfindungsgemäße Datenverarbeitungseinrichtung.

[0031] Bei dem Röntgensystem handelt es sich um ein Röntgengerät, welches zur Aufnahme einer Vielzahl von Röntgenprojektionen aus derselben oder unterschiedlichen Projektionswinkeln bzw. Projektionsrichtungen ausgelegt ist. Das Röntgensystem

kann in weiterer Ausgestaltung der Erfindung beispielsweise als Computertomograph, Angiographiesystem, Projektionsradiographiesystem oder dergleichen ausgebildet sein. Beispielsweise ist das Röntgensystem ein Computertomographiegerät mit einem ringförmigen Drehrahmen oder ein C-Bogen-Röntgengerät, welches sowohl für die eine als auch die andere Aufnahmeart zum Einsatz kommen kann. Die Röntgenbildaufnahmen können z.B. während einer, insbesondere kontinuierlichen, Rotationsbewegung einer Aufnahmeeinheit umfassend eine Röntgenstrahlungsquelle und einem mit der Röntgenstrahlungsquelle zusammenwirkenden Röntgendetektor erzeugt werden. Alternativ werden mehrere Röntgenbildaufnahmen in einer Projektionsrichtung erfasst, währenddessen zusammenwirkende Röntgenstrahlungsquelle und Röntgendetektor nicht bewegt werden. Bei einem Röntgendetektor für ein Computertomographiegerät handelt es sich beispielsweise um einen Zeilendetektor mit mehreren Zeilen. Bei einem Röntgendetektor für ein C-Bogen-Röntgengerät handelt es sich beispielsweise um einen Flachdetektor. Der Röntgendetektor kann im Sinne der Erfindung sowohl integrierend als auch zählend ausgebildet sein.

[0032] Integrierende Röntgendetektoren basieren heutzutage vorwiegend auf Szintillatoren, beispielsweise aus CsJ, die beispielsweise Röntgenstrahlung in vergleichsweise niederenergetische Strahlung, beispielsweise sichtbares Licht, umwandeln. Dieses Licht wird in Matrizen von Photodioden in elektrische Ladung gewandelt. Diese werden dann über aktive Steuerelemente üblicherweise zeilenweise ausgelesen. Der prinzipielle Aufbau umfasst von diesen sogenannten indirekt-konvertierenden Röntgendetektoren weist einen Szintillator, eine aktive Auslesematrix aus amorphem Silizium oder ausgebildet in CMOS-Technologie mit einer Vielzahl von Pixelelementen (mit Photodiode und Schaltelement) und Ansteuer- und Ausleseelektronik auf (siehe beispielsweise M. Spahn, „Flat detectors and their clinical applications“, Eur Radiol. (2005), 15: 1934–1947). Integrierende Röntgendetektoren diskriminieren die einfallende Strahlung nicht nach ihrer Quantenenergie.

[0033] Gemäß einer bevorzugten Weiterbildung der Erfindung ist der Röntgendetektor ein energieselektiver, also energieauflösender Röntgendetektor. Dies erleichtert das Erfassen von Zerfallsbilddaten bzw. ermöglicht selbiges zeitgleich zur Röntgenbildaufnahme.

[0034] Energieselektiv ist dabei als spektral auflösend bzw. spektral separierend zu verstehen. Energieselektive Detektoren sind eingerichtet, einfallende Strahlungsquanten entsprechend ihrer Quantenenergie zu klassifizieren. Diese Detektoren haben den Vorteil, dass sie zur gleichzeitigen Erzeugung von wenigstens zwei Projektionsdatensätzen

geeignet sind, die sich in ihrer Quantenenergieverteilung unterscheiden. Energieselektive Detektoren sind beispielsweise quantenzählende Detektoren oder Zwei-Schicht-Detektoren. Ein quantenzählender Detektor ist typischerweise ein direkt konvertierender Detektor, der ein einfallendes Strahlungsquant mittels geeignetem Detektormaterial direkt in ein elektrisches Signal umwandelt. Quantenzählende Detektoren können energieauflösend betrieben werden, wobei die Energieauflösung mittels sogenanntem Binning einstellbar ist. Mit anderen Worten können beliebige Energiebereiche festgelegt werden, bezüglich derer einfallende Röntgenquanten klassifiziert werden können. Die wenigstens zwei Projektionsdatensätze werden jeweils durch Signale innerhalb eines oder mehrerer Energiebereiche gebildet. Als Detektormaterialien für quantenzählende Detektoren eignen sich insbesondere die Halbleiter Cadmium-Tellurid, Cadmium-Zink-Tellurid oder Gallium-Arsenid oder, im Falle eines Flachdetektors, amorphes Selen oder dergleichen. Quantenzählende, energie-selektive Röntgendetektoren sind in ihrer Einsetzbarkeit für die Erfindung nicht eingeschränkt. Ein Zwei-Schicht-Detektor oder auch Dual oder Double Layer Detektor ist ausgestaltet, das einfallende Strahlungsspektrum in einen niederenergetischen und einen hochenergetischen Anteil zu zerlegen.

[0035] Dazu ist der Zwei-Schicht-Detektor aus zwei Schichten aufgebaut. Eine der Röntgenstrahlungsquelle zugewandte Detektorschicht misst Strahlungsquanten der einfallenden Strahlung mit niedriger Energie und weist die gemessenen Signale dem ersten Projektionsdatensatz zu. Sie wird von hochenergetischer Strahlung durchdrungen. Photonen mit höherer Quantenenergie werden in der darunter bzw. dahinter, also von der Röntgenstrahlungsquelle abgewandt angeordneten Detektorschicht gemessen und dem zweiten Projektionsdatensatz zugeordnet. Typischerweise umfassen beide Detektorschichten einen Szintillator, folglich handelt es sich bei dem Zwei-Schicht-Detektor um einen indirekt konvertierenden Detektor. Als Szintillationsmaterial kommen Kristalle wie Cäsium-Jodid, Cadmium-Wolframat oder keramische Stoffe, wie beispielsweise Gadoliniumoxysulfid oder dergleichen zum Einsatz. Zwei-Schicht-Detektoren eignen sich dann besonders für die vorliegende Erfindung, wenn charakteristische Energie des radioaktiven Zerfalls und das zu erwartende Röntgenspektrum keinen oder vernachlässigbaren Überlapp aufweisen.

[0036] Die oben beschriebenen Eigenschaften, Merkmale und Vorteile dieser Erfindung sowie die Art und Weise, wie diese erreicht werden, werden klarer und deutlicher verständlich im Zusammenhang mit der folgenden Beschreibung der Ausführungsbeispiele, die im Zusammenhang mit den Zeichnungen näher erläutert werden. Durch diese Beschreibung

erfolgt keine Beschränkung der Erfindung auf diese Ausführungsbeispiele. Es zeigen:

[0037] Fig. 1 ein Röntgensystem umfassend eine erfindungsgemäße Datenverarbeitungseinrichtung in einem Ausführungsbeispiel der Erfindung;

[0038] Fig. 2 ein Ablaufdiagramm des erfindungsgemäßen Verfahrens in einem Ausführungsbeispiel;

[0039] Fig. 3 eine Übersichtsdarstellung zur Veranschaulichung des erfindungsgemäßen Verfahrens gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel;

[0040] Fig. 4 eine Übersichtsdarstellung zur Veranschaulichung des erfindungsgemäßen Verfahrens gemäß einem anderen Ausführungsbeispiel, und

[0041] Fig. 5 eine schematische Gegenüberstellung von Ausführungsbeispielen des erfindungsgemäßen Verfahrens.

[0042] Fig. 1 zeigt ein Röntgensystem **16** mit einer Datenverarbeitungseinrichtung **20** in einem Ausführungsbeispiel der Erfindung. Das Röntgensystem **16** weist eine Röntgenröhre **18** und einen Röntgendetektor **17** auf, beispielsweise gemeinsam an einem C-Bogen **19** angeordnet und einen Hochspannungsgenerator zur Erzeugung der Röhrenspannung (nicht dargestellt). Der Röntgendetektor **17** wird von einem Flachbilddetektor gebildet. Ein solcher Flachbilddetektor kann z.B. in Röntgensystemen für interventionelle Eingriffe z.B. in der Kardiologie, der Radiologie sowie der Chirurgie oder der Kontrolle einer Bestrahlungsplanung, der Bestrahlungsüberwachung bei der Brachytherapie oder der Mammographie eingesetzt werden. Neben der Anwendung als Flachbilddetektor kann ein Röntgendetektor **17** auch als gebogener Zeilendetektor z.B. in der Computertomographie verwendet werden. Der Detektor kann als integrierender oder als zählender Röntgendetektor ausgebildet sein, insbesondere als digitaler, zählender, energiediskriminierender Röntgendetektor. Das Röntgensystem **16** umfasst ferner eine Datenverarbeitungseinrichtung **20**, eine typischerweise davon umfasste Systemsteuereinheit **21** und einen Patiententisch **23**. Systeme mit zwei Ebenen (2 C-Bögen) werden ebenfalls in der interventionellen Radiologie eingesetzt. Hier wird das erfindungsgemäße Verfahren dann wegen der voneinander abweichenden Projektionsrichtung für jede Röntgenröhren-Detektor-Kombination separat durchgeführt. Bei der Computertomographie kann grundsätzlich das erfindungsgemäße Korrekturverfahren für jeden einzelnen Projektionswinkel durchgeführt werden, d.h., für jedes Winkelinkrement, um welches man bei der Röntgenbilddatenaufnahme voranschreitet, müssen für eine bestmögliche Korrektur Korrekturbilddaten ermittelt und mit den entsprechenden Röntgenbilddaten verrechnet werden. Aufgrund der bei der Computertomogra-

phie zum Einsatz kommenden kontinuierlichen Röntgenstrahlung kann es in der Praxis jedoch sinnvoller sein, zunächst über einen bestimmten Winkelbereich, bspw. 360° hinweg Röntgenbilddaten in Form von Einzelprojektionen in unterschiedlichen Projektionsrichtungen zu erfassen und anschließend über denselben Winkelbereich hinweg Zerfallsbilddaten zu erfassen, die dann der Ermittlung von Korrekturbilddaten zugrunde gelegt werden. Sowohl Akquisitionszeitraum als auch Zeitfenster umfassen in dieser alternativen Ausgestaltung die Aufnahme mehrerer Projektionen. Die Datenverarbeitungseinrichtung **20** in Form eines Computers umfasst eine Anzeigeeinheit **22**, beispielsweise zur graphischen Anzeige von korrigierten Röntgenbilddaten, beispielsweise von Ergebnisbildern, oder zur Anzeige einer Bedienoberfläche für einen Benutzer. Bei der Anzeigeeinheit **22** kann es sich um einen LCD-, Plasma- oder OLED-Bildschirm handeln. Es kann sich weiterhin um einen berührungsempfindlichen Bildschirm handeln, über den ein Benutzer Eingaben zu dem durchzuführenden Korrekturverfahren machen kann, z.B. kann er darüber Angaben zu dem radioaktiven Material machen, welches sich im oder am Untersuchungsobjekt befindet, z.B. Angaben zum Material selbst, seiner Masse und/oder dem Applikationszeitpunkt. Die Systemsteuereinheit **21** ist eingerichtet, Steuerbefehle, z.B. für die Datenaufnahme für das Röntgensystem **16** zu erzeugen und an das Röntgensystem zu übertragen. Dazu steht die Datenverarbeitungseinrichtung **20** mit der Röntgenröhre **18** und/oder dem C-Bogen **19** in Verbindung. Die Datenverarbeitungseinrichtung **20** steht auch mit dem Röntgendetektor **17** zum Datenaustausch in Verbindung. Dazu umfasst die Datenverarbeitungseinrichtung **20** eine Schnittstelleneinheit **204**, die ausgebildet ist, Rohbilddaten von dem Röntgendetektor **17** für eine Weiterverarbeitung durch die Datenverarbeitungseinrichtung **20** zu erfassen. Aus den erfassten Rohbilddaten kann die Datenverarbeitungseinrichtung **20** einerseits Röntgenbilddaten und andererseits Zerfallsbilddaten erstellen. Die Datenverarbeitungseinrichtung **20** ist eingerichtet, Korrekturbilddaten für die Röntgenbilddaten eines oder einer Mehrzahl von Akquisitionszeiträumen zu ermitteln und die Röntgenbilddaten basierend auf den Korrekturbilddaten zu korrigieren. Dieses Korrigieren umfasst insbesondere ein Eliminieren von Information bezüglich des Zerfallsprozesses im oder am Untersuchungsobjekt in den Röntgenbilddaten für einen oder mehrere Akquisitionszeiträume. Die Datenverarbeitungseinrichtung **20** umfasst auch eine Speichereinheit **205**, in der beispielsweise Zerfallskonstanten für verschiedene radioaktive Materialien zum Abruf hinterlegt sein können. Korrigierte Röntgenbilddaten können zur Darstellung von der Datenverarbeitungseinrichtung **20** an die Anzeigeeinheit **22** übertragen werden. Die beschriebenen Verbindungen zwischen den Einheiten des Röntgensystems **16** können in bekannter Weise kabelgebunden oder kabellos realisiert sein.

[0043] Die Datenverarbeitungseinrichtung **20** kann mit einem computerlesbaren Datenträger zusammenwirken, insbesondere um durch ein Computerprogramm mit Programmcode ein erfindungsgemäßes Verfahren durchzuführen. Weiterhin kann das Computerprogramm auf einem maschinenlesbaren Träger abrufbar gespeichert sein. Insbesondere kann es sich bei dem maschinenlesbaren Träger um eine CD, DVD, Blu-Ray Disc, einen Memory-Stick oder eine Festplatte handeln. Die Datenverarbeitungseinrichtung **20** kann in Form von Hard- oder in Form von Software ausgebildet sein. Beispielsweise ist die Datenverarbeitungseinrichtung **20** als ein sogenanntes FPGA (Akronym für das englischsprachige "Field Programmable Gate Array") ausgebildet oder umfasst eine arithmetische Logikeinheit.

[0044] In dem hier gezeigten Beispiel ist auf dem Speicher **205** der Datenverarbeitungseinrichtung **20** wenigstens ein Computerprogramm gespeichert, welches alle Verfahrensschritte des erfindungsgemäßen Verfahrens durchführt, wenn das Computerprogramm auf dem Computer ausgeführt wird. Das Computerprogramm zur Ausführung der Verfahrensschritte des erfindungsgemäßen Verfahrens umfasst Programmcode. Weiterhin kann das Computerprogramm als ausführbare Datei ausgebildet sein und/oder auf einem anderen Rechensystem als der Datenverarbeitungseinrichtung **20** gespeichert sein. Beispielsweise kann das Röntgensystem **16** so ausgelegt sein, dass die Datenverarbeitungseinrichtung **20** das Computerprogramm zum Ausführen des erfindungsgemäßen Verfahrens über ein Intranet oder über das Internet in seinen internen Arbeitsspeicher lädt.

[0045] Der Speicher **205** der Datenverarbeitungseinrichtung **20** ist dazu ausgebildet, für eine Vielzahl von radioaktiven Substanzen spezifische Informationen, wie z.B. Zerfallskonstanten, zu speichern, die bei der Ermittlung von Korrekturbilddaten relevant sein könnten. Alternativ steht die Datenverarbeitungseinrichtung **20** mit einem RIS-Netzwerk (RIS = Radiologisches Informationssystem) zum Abruf der genannten Information in Verbindung, die in diesem Fall im RIS-Netzwerk hinterlegt sein können.

[0046] Das Röntgensystem **16** kann in weiterer Ausgestaltung der Erfindung beispielsweise als Computertomograph, Angiographiesystem, Projektionsradiographiesystem oder dergleichen ausgebildet sein.

[0047] Fig. 2 zeigt ein Ablaufdiagramm des erfindungsgemäßen Verfahrens in einem ersten Ausführungsbeispiel. In einem ersten Schritt S1 werden mit einem Röntgensystem Röntgenbilddaten für einen Akquisitionszeitraum erfasst. Zeitgleich zu der Röntgenbilddatenaufnahme findet im Untersuchungsobjekt ein radioaktiver Zerfall unter Aussendung von Gammastrahlung statt. Diese Gammastrahlung wird

ebenfalls vom Röntgendetektor erfasst und bewirkt ein zerfallsbedingtes Störsignal in den Röntgenbilddaten. Um dieses Störsignal zu minimieren oder gar zu eliminieren, werden in einem zweiten Schritt S2 Korrekturbilddaten ermittelt. Diese repräsentieren das Störsignal in den für den Akquisitionszeitraum erfassten Röntgenbilddaten. Die Korrekturbilddaten basieren in diesem Ausführungsbeispiel auf ebenfalls mit dem Röntgendetektor erfassten Zerfallsbilddaten bezüglich des Zerfallsprozesses. Die Zerfallsbilddaten können zeitgleich zu und/oder vor dem Akquisitionszeitraum mit dem Röntgendetektor erfasst werden. Die Zerfallsbilddaten weisen einen großen zeitlichen Bezug zu dem Akquisitionszeitraum auf, mit anderen Worten liegen Akquisitionszeitraum und Aufnahmezeitraum für die Zerfallsbilddaten übereinander bzw. dicht beieinander. Dadurch wird sichergestellt, dass der in den Zerfallsbilddaten abgebildete Zerfallsprozess bestmöglich dem tatsächlich im Akquisitionszeitraum stattfindenden Zerfallsprozess entspricht. Die Zerfallsbilddaten können zur Gewinnung der Korrekturbilddaten einer Vielzahl von Weiterverarbeitungsschritten unterzogen werden, um ihren Informationsgehalt bezüglich des Zerfallsprozesses zu optimieren. Sie können einer Rauschminimierung unterzogen werden und/oder sie können auf den charakteristischen Verlauf des Zerfallsprozesses für das radioaktive Material gefittet werden. In einem weiteren Schritt S3 werden die Korrekturbilddaten auf die Röntgenbilddaten angewandt. Es werden dadurch korrigierte Röntgenbilddaten erzeugt, deren zerfallsbedingtes Störsignal reduziert oder entfernt wurde. Die Korrekturbilddaten werden beispielsweise von den Röntgenbilddaten subtrahiert, bevorzugt geschieht dies im Bildraum, indem für jedes Bildelement, also Voxel oder Pixel, die Signalinhalte der Zerfallsbilddaten von den Signalinhalten der Röntgenbilddaten abgezogen werden. Die Subtraktion kann auch gewichtet erfolgen, z.B., wenn bei der Ermittlung der Korrekturbilddaten auch Informationen über die Aussagekraft oder Güte der Korrekturbilddaten gewonnen wurden. Die Gewichtung kann Bildelement für Bildelement vorgenommen werden, da der Zerfallsprozess in der Regel lokal in den Röntgenbilddaten bzw. den Zerfallsbilddaten fokussiert an der Position stattfindet, an der das radioaktive Element im Untersuchungsobjekt angeordnet ist. In einem optionalen Schritt S4 werden die Zerfallsbilddaten bzw. die Korrekturbilddaten herangezogen, um eine Anreicherung des radioaktiven Materials im Untersuchungsobjekt darzustellen. Mit anderen Worten werden hier auch die Zerfallsbilddaten bezüglich eines Störsignals in den die eigentliche Bildinformation enthaltenden Röntgenbilddaten zur Visualisierung von Bildinformation verwendet. Beispielsweise kann derart eine zwei-dimensionale oder drei-dimensionale Aktivitätsmatrix für die abgebildete Körperregion des Untersuchungsobjektes erstellt werden. Dazu können die Korrekturbilddaten einzeln oder gemittelt betrachtet bzw. ausgewertet werden. Dafür unter

Umständen erforderliche Bewegungen des Röntgensystems, insbesondere der Röntgenstrahlungsquelle und des Röntgendetektors sowie Anpassungen des Rekonstruktionsalgorithmus sind dem Fachmann im Rahmen seiner Kenntnisse problemlos möglich.

[0048] Fig. 3 zeigt eine Übersichtsdarstellung zur Veranschaulichung des erfindungsgemäßen Verfahrens gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel, wie es bei einer Perfusionsmessung mit einem C-Bogen-Gerät und gepulster Röntgenstrahlung zum Einsatz kommen kann. Zeile A zeigt die zeitlich äquidistante Projektionsdatenaufnahme. Dabei wird über den zeitlich wiederkehrenden Akquisitionszeitraum T_{ac} von z.B. 10 ms auf den Detektor einfallende Strahlung detektiert. Innerhalb eines ebenfalls in der Zeit äquidistant wiederkehrenden Zeitfensters T_z von z.B. 78 ms werden für jeden Akquisitionszeitraum T_{ac} Zerfallsbilddaten mit dem Röntgendetektor erfasst. Die Aufnahme der Zerfallsbilddaten erfolgt jeweils zwischen den Akquisitionszeiträumen, also genau dann, wenn das Untersuchungsobjekt nicht mit Röntgenstrahlung beaufschlagt wird. Gemessene Signale basieren folglich auf dem Zerfallsprozess des radioaktiven Materials, ggf. umfassend einen Rauschanteil. Grundsätzlich von einer Bilddatenaufnahme ausgenommen sind Auslesezeiten T_T des Röntgendetektors von z.B. 1 ms. In dieser Zeit werden die erfassten Rohbilddaten aus dem Röntgendetektor ausgelesen. In dieser Zeit kann der Detektor einfallende Strahlung nicht detektieren. Für jeden Akquisitionstakt AT , also jeden Frame, werden nun die erfassten Zerfallsbilddaten weiterverarbeitet. Zunächst kann optional ein allgemein bekanntes Rauschreduzierungsverfahren auf die Zerfallsprojektionen angewandt werden, bspw. indem eine Glättung über die Signalinhalte benachbarter Detektorelemente vorgenommen wird. Jedenfalls erfolgt gemäß diesem Ausführungsbeispiel eine Anpassung bzw. Normierung des erfassten Zerfallssignals auf die Länge des Akquisitionszeitraumes T_{ac} . Während Zerfallsbilddaten über einen Zeitraum von hier 78 ms erfasst wurden, beziehen sich die Röntgenbilddaten jeweils nur auf 10 ms. Um den Zerfallsprozess innerhalb dieser 10 ms so realistisch wie möglich abzubilden, muss eine Normierung des Zerfallsbilddatensignals auf den Akquisitionszeitraum T_{ac} erfolgen. Dies erfolgt hier unter Berücksichtigung des Verhältnisses aus der Dauer des Akquisitionszeitraumes T_{ac} und der Dauer des Zeitfensters T_z für die Aufnahme der Zerfallsbilddaten. Die (über eine jede Zerfallsprojektion gemittelte) Intensität der derart ermittelten Zerfallsbilddaten ist exemplarisch in Zeile C dargestellt. Alternativ kann man zu den in Zeile C dargestellten Intensitätswerten der Zerfallsbilddaten gelangen, indem innerhalb der Zeitfenster T_z jeweils eine Reihe von Einzel-Zerfallsprojektionen jeweils für die Dauer eines Akquisitionszeitraumes T_{ac} erfasst wird, die anschließend einen Mittelungsprozess innerhalb ihres Zeitfensters durchlaufen. Dieses Vorgehen ermöglicht die Beibehal-

tung der gängigen Taktzeiten des Röntgendetektors. Der radioaktive Zerfall erfolgt grundsätzlich nach dem Zerfallsgesetz, wonach die Zerfallsaktivität exponentiell über die Zeit abnimmt. Dieser Verlauf ist exemplarisch in Zeile D abgebildet. Für den Fall, dass das im oder am Untersuchungsobjekt befindliche radioaktive Material, Menge, Volumen und/oder das Datum der Applikation bekannt sind, kann der charakteristische Verlauf des zum Zeitpunkt der Röntgenuntersuchung stattfindenden radioaktiven Zerfalls rekonstruiert werden. Dazu kann mittels eines funktionalen Zusammenhangs eine initiale, radioaktive Aktivität zu Beginn der Röntgenuntersuchung abgeschätzt werden und darauf basierend eine Glättung der erfassten Zerfallsbilddaten entsprechend dem bestimmten Zerfallsverlauf vorgenommen werden. Die geglätteten Zerfallsbilddaten sind in Zeile E exemplarisch abgebildet und repräsentieren bestmöglich den tatsächlich stattfindenden, radioaktiven Zerfall innerhalb eines jeden Akquisitionstaktes AT. Die in Zeile E dargestellten Korrekturbilddaten können nun auf die Röntgenbilddaten angewandt werden. Dazu werden die Zerfallsbilddaten jeweils eines Akquisitionstaktes AT von den Röntgenbilddaten desselben Akquisitionstaktes AT Bildelement für Bildelement subtrahiert.

[0049] Fig. 4 zeigt eine Übersichtsdarstellung des erfindungsgemäßen Verfahrens gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel. Hierbei handelt es sich um das erfindungsgemäße Verfahren, wie es beispielsweise mit einem Computertomographen zum Einsatz kommen könnte, der mit einem energiewahlbaren Detektor betrieben wird. Zeile 0 zeigt den Schaltzustand der Röntgenstrahlung des Computertomographen, die während der Röntgenprojektionsaufnahme kontinuierlich appliziert wird. Zeile A zeigt die zeitlich äquidistante Projektionsdatenaufnahme, die im Wesentlichen nur durch die Detektorbedingten Totzeiten T_T unterbrochen wird. Bei der Röntgenbilddatenaufnahme wird über den zeitlich wiederkehrenden Akquisitionszeitraum T_{ac} auf den Detektor einfallende Strahlung detektiert. Jede Projektion wird bei der Computertomographie in einer anderen Projektionsrichtung aufgenommen, d.h. zwischen jeder Projektionsdatenerfassung erfolgt eine Richtungsänderung der auf das Untersuchungsobjekt einfallenden Röntgenstrahlung. Dies kann aus Zeile C entnommen werden, wo mittels Pfeilrichtung rein exemplarisch und nicht maßstabgetreu voneinander abweichende Strahlungsrichtungen angezeigt werden. Der Wechsel von einer Projektionsrichtung auf die nächste erfolgt zu den ebenfalls in der Zeit äquidistanten Zeitpunkten t_c . Jeder Akquisitionszeitraum T_{ac} gemäß Zeile A entspricht in diesem Ausführungsbeispiel auch einem Zeitfenster T_z in dem Zerfallsbilddaten betreffend das radioaktive Material erfasst werden, wie in Zeile B dargestellt. Die Zerfallsbilddaten sind in diesem Ausführungsbeispiel von den erfassten Röntgenprojektionen umfasst, mit anderen Worten erfolgt für jede der oben genannten Projektions-

richtungen auch eine Erfassung von Zerfallsbilddaten. Die Zeitfenster T_z weisen die gleiche Länge bzw. Dauer auf wie die Akquisitionszeiträume T_{ac} . Das Energiespektrum der Gammaquanten des radioaktiven Zerfalls ist im Gegensatz zu der detektierten Röntgenstrahlung diskret. Unter Auswertung des Spektrums der einfallenden Strahlung mittels des energiewahlbaren Detektors können die Zerfallsbilddaten identifiziert werden. Z.B. können ein oder mehrere Energiebins des Detektors auf die Quantenenergie der Gammaquanten eingestellt werden. Zählsignale im diesen Energiebins werden anschließend dem radioaktiven Zerfall zugeordnet. Entsprechende Zählsignale für jedes Zeitfenster T_z veranschaulicht Zeile D. Die Zerfallsbilddaten können anschließend einem an sich bekannten Rauschunterdrückungsverfahren unterzogen werden, z.B. einer Glättung der Signalinhalte des Detektors über benachbarte Detektorelemente hinweg. Da der Akquisitionstakt AT bei der Computertomographie sehr kurz ausfällt (hier angenommene 0,25 ms bei einer Umlaufzeit von 0,25 s und 1000 Projektionen pro Umlauf) und die Winkelinkremente zwischen zwei aufeinanderfolgenden Röntgenprojektionsaufnahmen entsprechend klein sind ($0,36^\circ$ bei den angenommenen 1000 Projektionen pro Umdrehung), können die für jede Projektionsrichtung individuell erfassten Zerfallsbilddaten für ein Winkelinkrement von z.B. 10° zur Ermittlung der Korrekturbilddaten gemittelt werden. Zu erwartende Ungenauigkeiten aufgrund der Richtungsänderung bzw. der zeitlichen Angleichung sind aufgrund des demgegenüber langsam ablaufenden radioaktiven Zerfalls tolerabel. Die Zerfallsbilddaten können dann als Korrekturbilddaten auf die Projektionsdaten angewandt werden, z.B., indem die Zerfallsprojektionen (wie oben beschrieben weiterverarbeitet oder nicht) von den entsprechenden Röntgenprojektionen subtrahiert werden oder zunächst sowohl aus den Zerfallsprojektionen als auch den Röntgenprojektionen Bilddatensätze erzeugt und diese dann Bildelement-weise von einander subtrahiert werden.

[0050] Ein weiteres Ausführungsbeispiel der Erfindung (nicht dargestellt) sieht vor, bei einer Untersuchung mit einem Computertomographen zunächst Zerfallsbilddaten innerhalb eines Zeitfensters zu erfassen, welche Zerfallsprojektionen in einer Vielzahl von Projektionsrichtungen umfasst, z.B. über einen Winkelbereich von 360° oder mehr hinweg. Diese Zerfallsbilddaten werden verwendet, um einen dreidimensionalen Korrekturbilddatensatz repräsentierend den Zerfallsprozess des radioaktiven Materials zu erzeugen. Anschließend werden Röntgenbilddaten innerhalb eines Akquisitionszeitraumes erfasst, welche Röntgenprojektionen in derselben Vielzahl von Projektionsrichtungen umfasst über denselben Winkelbereich hinweg. Diese Röntgenbilddaten werden verwendet, um einen dreidimensionalen Röntgenbilddatensatz repräsentierend die Röntgenschwächungsverteilung eines Patienten in der untersuchten Kör-

perregion zu erzeugen. Die Korrekturbilddaten können ebenfalls unter Berücksichtigung des charakteristischen Verlaufes des Zerfallsprozesses im Hinblick auf den in diesem Fall größeren zeitlichen Versatz zwischen Korrekturbilddaten- und Röntgenbilddatenaufnahme korrigiert werden. Gute und ausreichende Ergebnisse können in Anbetracht des gegenüber der Bilddatenaufnahme vergleichsweise langsam ablaufenden Zerfallsprozesses auch ohne derartige Korrektur erzielt werden. Im Anschluss erfolgt eine Voxel-weise Subtraktion des Korrekturbilddatensatzes vom Röntgenbilddatensatz, um die Bildinformation bzgl. des Zerfallsprozesses in den Röntgenbilddaten zu eliminieren.

[0051] Dieses Ausführungsbeispiel ermöglicht zudem, die Bildinformation bezüglich des Zerfallsprozesses gezielt einblenden oder ausblenden zu können, sodass dem Betrachter sich sowohl die korrigierten Röntgenbilddaten als auch die Verteilung des radioaktiven Materials im Körper eines Patienten angezeigt werden kann.

[0052] Für die Ausführung des erfindungsgemäßen Verfahrens notwendige Rekonstruktionsschritte, z.B. Vorwärts- oder Rückprojektionsschritte ergänzt der Fachmann im Rahmen seines Fachwissens.

[0053] Fig. 5 zeigt eine schematische Gegenüberstellung von Ausführungsbeispielen des erfindungsgemäßen Verfahrens. Jedes dargestellte und schraffierte Kästchen repräsentiert die Aufnahmezeit für eine Projektion bzw. einen Frame. Dabei kann es sich um eine Röntgenprojektion RP, eine Zerfallsprojektion ZP oder um eine verworfene Projektion VP handeln. Der zeitliche Verlauf ist anhand des Zeitstrahls von links nach rechts verlaufend dargestellt. Die Zeilen A bis C zeigen Ausführungsbeispiele für interventionelle Röntgensysteme, Zeile D zeigt ein Ausführungsbeispiel für einen Computertomographen. Für interventionelle Röntgensysteme, die typischerweise mit gepulster Röntgenstrahlung arbeiten, nimmt ein Akquisitionstakt AT typischerweise 4 ms bis 100 ms in Anspruch. Typische Zeiten für einen Akquisitionstakt eines Computertomographen liegen bei 0,1 ms bis 0,5 ms. Zeile A zeigt die Aufnahme von Röntgenprojektionen RP in entsprechenden Akquisitionszeiträumen T_{ac} im zeitlichen Versatz mit der Aufnahme von Zerfallsprojektionen ZP in entsprechenden Zeitfenstern T_z , wobei die Akquisitionszeiträume T_{ac} und die Zeitfenster T_z gleich lang sind. Pro Röntgenprojektion RP wird in diesem Ausführungsbeispiel eine Zerfallsprojektion ZP erfasst und zur Ermittlung einer Korrekturprojektion verwendet. Zeile B zeigt ein Ausführungsbeispiel, welches zur Korrektur einer Röntgenprojektion RP drei Zerfallsprojektionen ZP berücksichtigt, die unmittelbar vor der Röntgenprojektion RP innerhalb eines Akquisitionstaktes AT erfasst wurden. Entsprechend werden hier drei Zerfallsprojektionen ZP zur Korrektur der Röntgenprojektion

RP desselben Akquisitionstaktes AT berücksichtigt. Zeile C zeigt ein Ausführungsbeispiel der Erfindung, bei dem zwei Zerfallsprojektionen ZP innerhalb eines Akquisitionstaktes AT erfasst werden, davon jedoch die erste als verworfene Projektion VP nicht bei der Korrektur der zugehörigen Röntgenprojektion RP berücksichtigt wird. Die verworfene Projektion VP wird deshalb verworfen, da der Wechsel von einem Akquisitionstakt AT auf den nächsten bei gepulster Röntgenstrahlung mit einem abrupten Abfall der einfallenden Strahlungsintensität einher geht, was sich durch Artefakte bei der Detektion von Gammaquanten des Zerfallsprozesses direkt nach dem Wechsel äußern kann. Zeile D zeigt ein Ausführungsbeispiel, bei dem mit kontinuierlicher Röntgenstrahlung zunächst eine Vielzahl von Zerfallsprojektionen ZP in verschiedenen Projektionsrichtungen innerhalb eines Zeitfensters T_z erfasst werden und erst anschließend eine Vielzahl von Röntgenprojektionen RP in einem Akquisitionszeitraum T_{ac} für dieselben Projektionsrichtungen erfasst werden. Die Zerfallsprojektionen ZP werden in einen Korrekturbilddatensatz, die Röntgenprojektionen RP in einen Röntgenbilddatensatz umgerechnet und anschließend von einander subtrahiert. Obwohl die Erfindung im Detail durch das bevorzugte Ausführungsbeispiel näher illustriert wurde, ist die Erfindung nicht durch die offenbarten Beispiele eingeschränkt und andere Variationen können vom Fachmann hieraus abgeleitet werden, ohne den Schutzzumfang der Erfindung zu verlassen. Insbesondere können Merkmale der beschriebenen Ausführungsbeispiele, wo technisch möglich und sinnvoll, untereinander ausgetauscht werden.

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

Zitierte Nicht-Patentliteratur

- M. Spahn, „Flat detectors and their clinical applications“, Eur Radiol. (2005), 15: 1934–1947 [0032]

Patentansprüche

1. Verfahren zum Korrigieren von Röntgenbilddaten eines Untersuchungsobjektes, die für einen Akquisitionszeitraum T_{ac} mit einem Röntgendetektor (17) eines Röntgensystems (16) zeitgleich zu einem im oder am Untersuchungsobjekt stattfindenden Zerfallsprozess eines radioaktiven Materials erfasst werden, wobei die Röntgenbilddaten Information bezüglich einer Röntgenschwächungsverteilung des Untersuchungsobjektes und Information bezüglich des Zerfallsprozesses umfassen, mit folgenden Schritten:

- Ermitteln von Korrekturbilddaten repräsentierend die Information bezüglich des Zerfallsprozesses in den Röntgenbilddaten für den Akquisitionszeitraum T_{ac} , und
- Erzeugen von korrigierten Röntgenbilddaten für den Akquisitionszeitraum T_{ac} unter Verwendung der Röntgenbilddaten und der Korrekturbilddaten.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Ermitteln der Korrekturbilddaten für ein Zeitfenster T_z erfolgt, welches vor und/oder zeitgleich zu dem Akquisitionszeitraum T_{ac} liegt.

3. Verfahren nach Anspruch 2, wobei das Zeitfenster T_z vor dem Akquisitionszeitraum T_{ac} liegt und ein Vielfaches der Länge des Akquisitionszeitraumes T_{ac} aufweist.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 oder 3, wobei das Zeitfenster T_z zwischen zwei aufeinanderfolgenden Akquisitionszeiträumen T_{ac} liegt.

5. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, wobei das Ermitteln der Korrekturbilddaten ein Erfassen von Zerfallsbilddaten mit dem Röntgendetektor (17) umfasst.

6. Verfahren nach Anspruch 2 bis 5, wobei das Ermitteln der Korrekturbilddaten ein Erfassen von Zerfallsbilddaten mit dem Röntgendetektor (17) über die gesamte Dauer des Zeitfensters T_z hinweg umfasst.

7. Verfahren nach Anspruch 5 oder 6, wobei die Zerfallsbilddaten zur Ermittlung der Korrekturbilddaten auf die Dauer des Akquisitionszeitraumes T_{ac} normiert werden.

8. Verfahren nach einem der Ansprüche 5 bis 7, wobei beim Erfassen der Zerfallsbilddaten das charakteristische Energiespektrum des Zerfallsprozesses des radioaktiven Materials berücksichtigt wird.

9. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, wobei das Ermitteln der Korrekturbilddaten unter Berücksichtigung des für das radioaktive Material charakteristischen Verlaufs des Zerfallsprozesses erfolgt.

10. Verfahren nach einem der vorstehenden Ansprüche, welches auch umfasst, anhand der Zerfallsbilddaten oder der Korrekturbilddaten eine Verteilung des radioaktiven Materials am oder im Untersuchungsobjekt zu ermitteln.

11. Computerprogramm mit Programmcode zur Durchführung aller Verfahrensschritte gemäß einem der Ansprüche 1 bis 10, wenn das Programm in einem Computer ausgeführt wird.

12. Maschinenlesbarer Datenträger, auf dem das Computerprogramm nach Anspruch 11 gespeichert ist.

13. Datenverarbeitungseinrichtung (20) zum Korrigieren von Röntgenbilddaten eines Untersuchungsobjektes, die für einen Akquisitionszeitraum T_{ac} mit einem Röntgendetektor (17) eines Röntgensystems (16) zeitgleich zu einem im oder am Untersuchungsobjekt stattfindenden Zerfallsprozess eines radioaktiven Materials erfasst werden, wobei die Röntgenbilddaten Information bezüglich einer Röntgenschwächungsverteilung des Untersuchungsobjektes und Information bezüglich des Zerfallsprozesses umfassen, wobei die Datenverarbeitungseinrichtung (20) eingerichtet ist,

- Korrekturbilddaten repräsentierend die Information bezüglich des Zerfallsprozesses in den Röntgenbilddaten für den Akquisitionszeitraum T_{ac} zu ermitteln, und
- korrigierte Röntgenbilddaten für den Akquisitionszeitraum T_{ac} unter Verwendung der Röntgenbilddaten und der Korrekturbilddaten zu erzeugen.

14. Datenverarbeitungseinrichtung (20), die eingerichtet ist, ein Verfahren gemäß einem der Ansprüche 1 bis 10 auszuführen.

15. Röntgensystem (16) umfassend:

- einen Röntgendetektor (17), der eingerichtet ist, Röntgenbilddaten und Zerfallsbilddaten zu erfassen, und
- eine Datenverarbeitungseinrichtung (20) nach einem der Ansprüche 13 oder 14.

16. Röntgensystem (20) nach Anspruch 15, wobei der Röntgendetektor (17) ein energieselektiver Röntgendetektor ist.

Es folgen 4 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

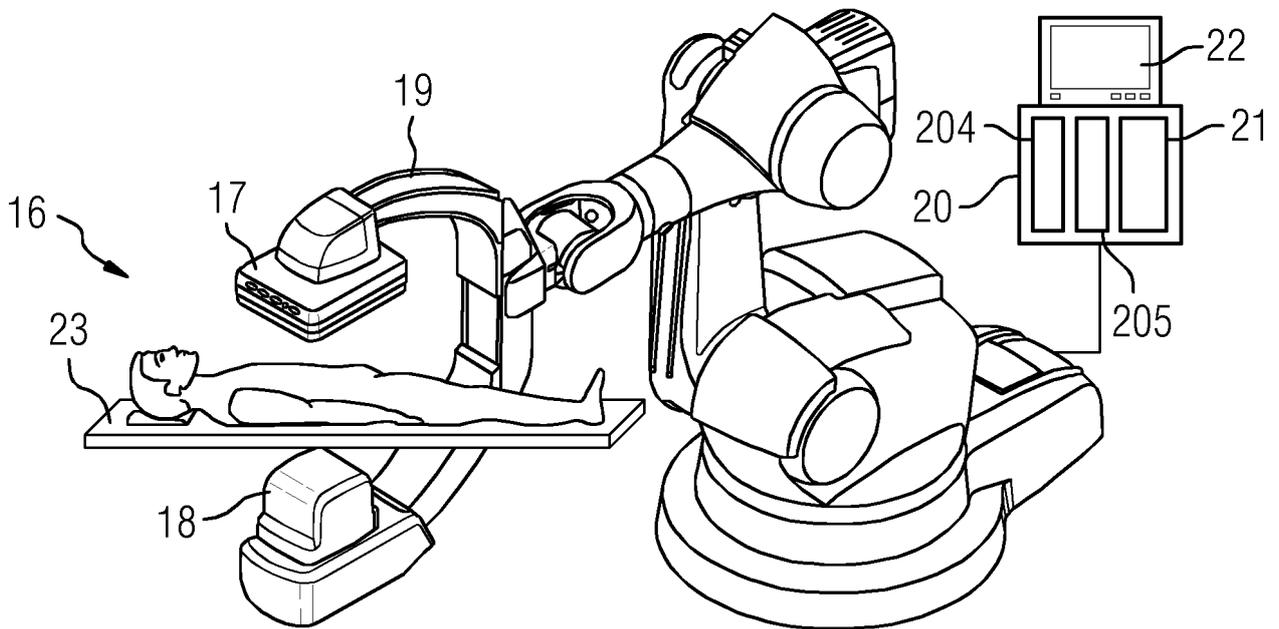


FIG 2

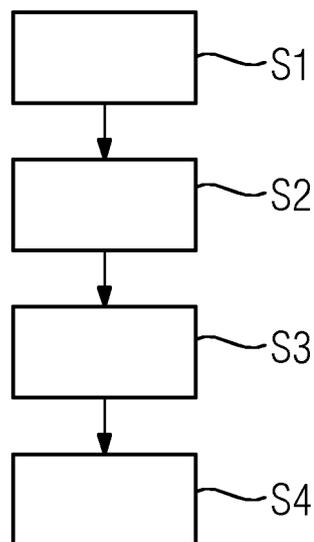


FIG 3

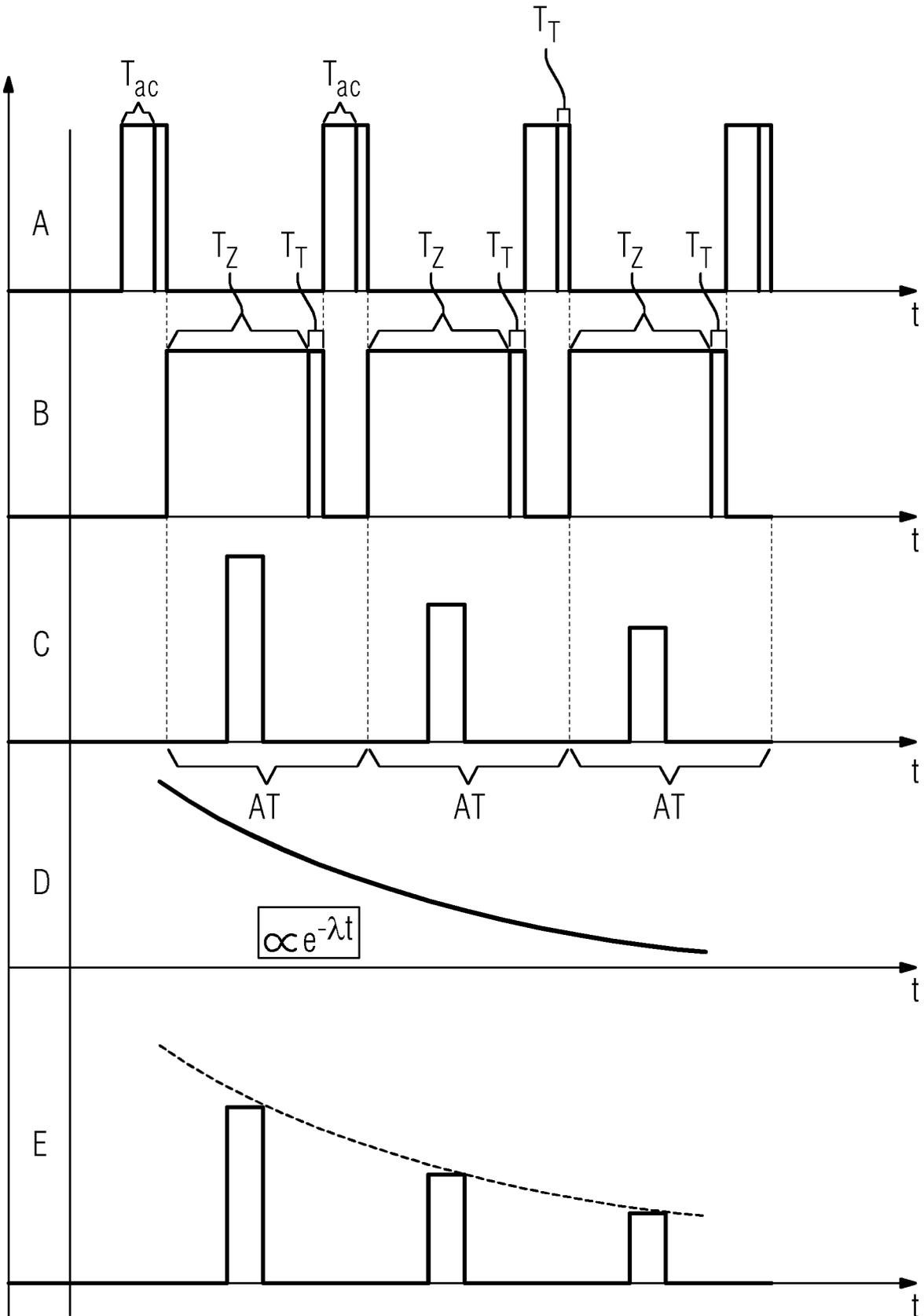


FIG 4

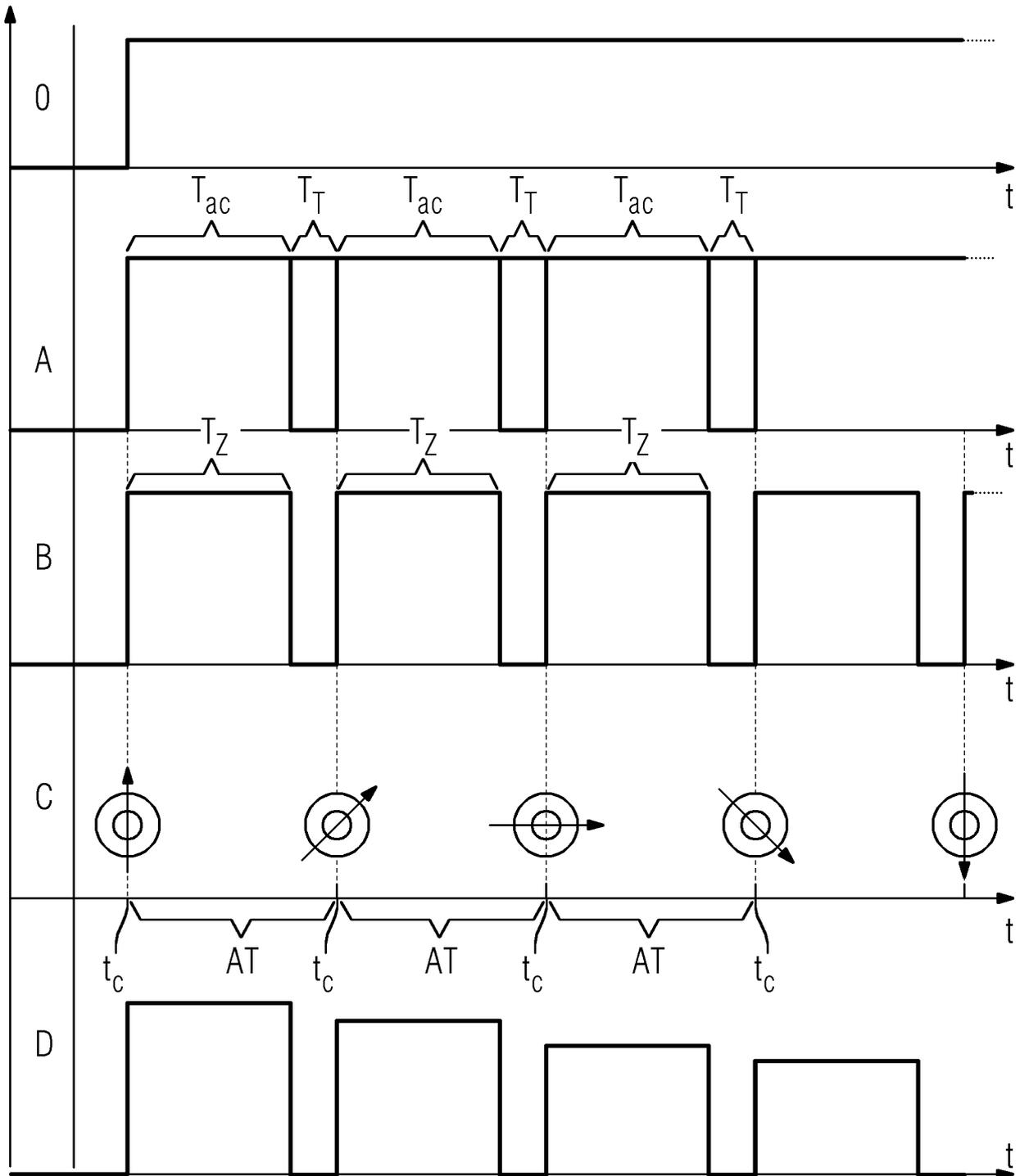


FIG 5

