(19) Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2012 202 107 B4** 2018.01.25

(12) # Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2012 202 107.8**
(22) Anmeldetag: **13.02.2012**
(43) Offenlegungstag: **14.08.2013**
(45) Veröffentlichungstag der Patenterteilung: **25.01.2018**

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

Innerhalb von neun Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

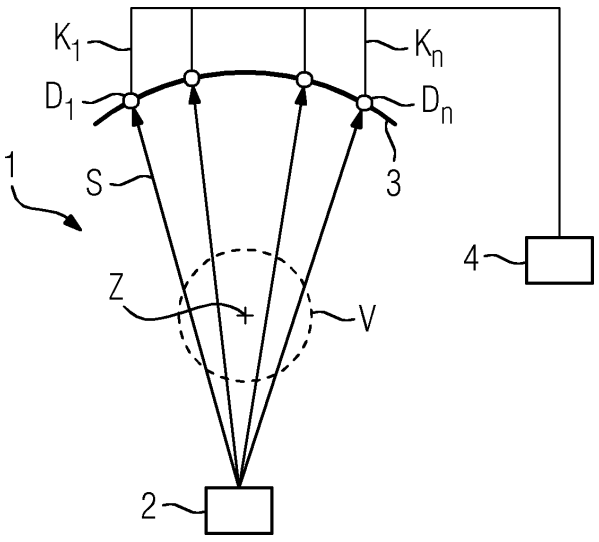
(73) Patentinhaber:
Siemens Healthcare GmbH, 91052 Erlangen, DE

(72) Erfinder:
Petersilka, Martin, Dr., 91325 Adelsdorf, DE;
Kappler, Steffen, Dr., 91090 Effeltrich, DE;
Stierstorfer, Karl, Dr., 91052 Erlangen, DE

(56) Ermittelter Stand der Technik:
DE **10 2005 053 993** **A1**

(54) Bezeichnung: **Computertomograph und Verfahren zum Betreiben eines Computertomographen**

(57) Hauptanspruch: Verfahren zum Betreiben eines Computertomographen (1), welcher eine zum Aussenden eines fächerförmigen Strahlenbündels (S) ausgebildete Röntgenstrahlenquelle (2) sowie eine mit dieser zusammenwirkende, eine Mehrzahl von Detektorelementen (D_1 bis D_n) umfassende Detektoranordnung (3) aufweist, wobei eine zum Auslesen eines der Detektorelemente (D_1 bis D_n) vorgesehene Integrationszeit (Int) von der Lage des Detektorelementes (D_1 bis D_n) innerhalb der Detektoranordnung (3) abhängig ist, dadurch gekennzeichnet, dass bei einem Detektorelement (D_1 bis D_n), welches Röntgenstrahlung erfasst, die das zwischen der Röntgenstrahlenquelle (2) und der Detektoranordnung (3) liegende Isozentrum (Z) durchdringt, eine längere Integrationszeit (Int) vorgesehen ist, als bei einem Detektorelement (D_1 bis D_n), welches Röntgenstrahlung erfasst, die in größerer Entfernung vom Isozentrum (Z) durch ein Untersuchungsvolumen (V) dringt.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft einen insbesondere als medizintechnisches Diagnosegerät verwendbaren Computertomographen sowie ein Verfahren zum Betreiben eines Computertomographen.

[0002] Die DE 10 2005 053 993 A1 offenbart eine Diagnosevorrichtung sowie ein Diagnoseverfahren für kombinierte und/oder kombinierbare radiographische und nuklearmedizinische Untersuchungen. Die Diagnosevorrichtung umfasst eine Röntgenstrahlenquelle, die Röntgenstrahlung zu Untersuchungszwecken am menschlichen Körper erzeugt. Weiterhin ist vorgesehen, in einem zu untersuchenden Gewebe radioaktive Stoffe zu platzieren, welche Gammastrahlung emittieren. Die Energien der Röntgenquanten und die Energien der Gammaquanten sollen in einem ähnlichen Bereich liegen. Ein Detektorsystem, welches eine Vielzahl von in Reihen und Spalten angeordneten Pixeln umfasst, ist zur simultanen Messung der Röntgen- und Gammaquanten ausgebildet. Mittels einer Ansteuerelektronik ist die Integrationszeit der einzelnen Pixel selektiv oder gemeinsam einstellbar. Damit ist eine Belichtungszeit vorgebbar, während der die Intensität von auftreffender Röntgen- und/oder Gammastrahlung pixelweise über die Zeit integriert wird.

[0003] Aus der DE 195 02 574 C2 ist ein Computertomograph mit einem ein kegelförmiges Röntgenstrahlbündel aussendenden Röntgenstrahler und einem zweidimensionalen Detektor bekannt. Der Detektor besteht hierbei aus mehreren parallelen Detektorzeilen, die jeweils aus einer Reihe von Detektorelementen gebildet sind.

[0004] Aus der EP 0 647 347 B1 ist ein weiterer Computertomograph bekannt, welcher eine Detektoranordnung mit einer Vielzahl, beispielsweise 4800, einzelner Detektorelemente umfasst. Die Komplexität der Verarbeitungselektronik soll verringert werden, indem zwei oder mehr Detektorelemente zu einem Pseudodetektor verbunden werden.

[0005] Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, einen eine Mehrzahl von Detektorelementen umfassenden Computertomographen gegenüber dem genannten Stand der Technik insbesondere hinsichtlich der Signalqualität weiterzuentwickeln.

[0006] Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch ein Verfahren mit den Merkmalen des Anspruchs 1 sowie durch einen Computertomographen mit den Merkmalen des Anspruchs 6. Im Folgenden im Zusammenhang mit dem Verfahren erläuterte Ausgestaltungen und Vorteile der Erfindung gelten sinngemäß auch für den Computertomographen und umgekehrt. Die der Erfindung zugrunde liegende Aufgabe wird auch gelöst durch ein Computerprogrammprodukt gemäß Anspruch 7, welches den Betrieb eines Computertomographen in Übereinstimmung mit den Ansprüchen 1 und 6 ermöglicht.

[0007] Die Erfindung geht von der Überlegung aus, dass es bei einem Computertomographen typischerweise einen Zielkonflikt zwischen der räumlichen Auflösung und dem Detektorrauschen gibt: Pro Umdrehung der Röntgenstrahler-Detektor-Einheit ist eine hohe Zahl an Auslesevorgängen erforderlich, um eine hohe Auflösung zu erzielen. Die hohe Zahl an Auslesevorgängen korrespondiert jedoch mit einer geringen Integrationszeit für die einzelnen Auslesevorgänge, was tendenziell ein höheres Detektorrauschen bedeutet.

[0008] Dieser Zielkonflikt wird nach dem erfindungsgemäßen Verfahren dadurch effizient angegangen, dass eine zum Auslesen eines Detektorelementes vorgesehene Integrationszeit von der Lage des Detektorelementes innerhalb der Detektoranordnung abhängig ist. Die Erfindung ist anwendbar bei einem Computertomographen, welcher eine zum Aussenden eines fächerförmigen Strahlenbündels ausgebildete Röntgenstrahlenquelle sowie eine mit dieser zusammenwirkenden, eine Mehrzahl von Detektorelementen umfassende Detektoranordnung aufweist.

[0009] Die lageabhängige Integrationszeit der einzelnen Detektorelemente ermöglicht eine Anpassung des Auslesevorgangs auf die am jeweiligen Ort gegebenen Besonderheiten, was Signalrauschen und räumliche Auflösung betrifft.

[0010] Bei einem Detektorelement, welches Röntgenstrahlung erfasst, die das zwischen der Röntgenstrahlenquelle und der Detektoranordnung liegende Isozentrum des Computertomographen durchdringt, ist eine längere Integrationszeit vorgesehen als bei einem Detektorelement, welches Röntgenstrahlung erfasst, die in größerer Entfernung vom Isozentrum durch ein Untersuchungsvolumen dringt. Das Isozentrum ist definiert als Zentrum eines fiktiven Bildrekonstruktionskreises, innerhalb dessen Umfangs ein abzutastendes und zu rekonstruierendes Objekt im Untersuchungsvolumen liegt. Die Integrationszeit ist also umso länger, je mehr ein Detektorelement sich in der Mitte der Detektoranordnung befindet.

[0011] Beispielsweise beträgt die maximale, bei mindestens einem Detektorelement in der Mitte der Detektoranordnung vorgesehene Integrationszeit das Doppelte der minimalen, bei jeweils mindestens einem Detektorelement an den Rändern der Detektoranordnung vorgesehenen Integrationszeit. In bevorzugter Ausgestaltung ist die Integrationszeit eines jeden Detektorelementes mit nicht minimaler Integrationszeit ein ganzzahliges Vielfaches der kürzesten, innerhalb der Detektoranordnung bei einem der Detektorelemente zur Anwendung kommenden

Integrationszeit. Diese Verwendung von ausschließlich ganzzahligen Vielfachen der geringsten Integrationszeit ermöglicht eine einfache Synchronisation der Datenauslesung. Prinzipiell sind jedoch auch andere, nicht ganzzahlige Vielfache der Integrationszeit möglich.

[0012] Gemäß einer besonders einfachen Variante sind genau zwei unterschiedliche Integrationszeiten vorgesehen, nämlich die einfache Integrationszeit an den beiden Rändern (in Umfangsrichtung betrachtet) der Detektoranordnung, sowie die doppelte Integrationszeit in der Mitte der Detektoranordnung. Hierbei erstrecken sich die als Ränder bezeichneten Winkelbereiche der Detektoranordnung beispielsweise jeweils über 20% bis 30%, insbesondere über ein Viertel, der gesamten Erstreckung der Detektoranordnung.

[0013] Eine noch genauere Anpassung der Auslesevorgänge auf die Geometrie der gesamten Anordnung aus Röntgenstrahler, Untersuchungsvolumen und Detektor ist möglich, indem die Integrationszeit, abhängig von der Lage eines Detektorelementes innerhalb der Detektoranordnung, in mindestens drei Stufen variiert. Im theoretischen Extremfall ist für jedes Detektorelement eine andere Integrationszeit als für die benachbarten Detektorelemente vorgesehen. Die ortsabhängige Integrationszeit könnte damit im Unterschied zur oben erläuterten besonders einfachen, zweistufigen Variante eine quasi kontinuierliche Kurve bilden.

[0014] Während in Umfangsrichtung der Detektoranordnung gemäß jeder Variante eine Mehrzahl an Detektorelementen angeordnet ist, kann in dazu orthogonaler Richtung, das heißt in Axialrichtung der rotierbaren Röntgenstrahler-Detektor-Anordnung, entweder lediglich ein einziges Detektorelement oder ebenfalls eine Mehrzahl an Detektorelementen angeordnet sein. Im letztgenannten Fall, das heißt bei zweidimensional angeordneten Detektorelementen, ist den hintereinander, in der genannten Axialrichtung platzierten Detektorelementen vorzugsweise die gleiche Integrationszeit zugeordnet. In allen Fällen wird ein von einem Detektorelement geliefertes Signal beziehungsweise ein von hintereinander, das heißt in einer Zeile angeordneten Detektorelementen gelieferte Signal über typischerweise jeweils einen Kanal ausgelesen und einer Rechnereinheit zugeführt. Vereinfachend wird statt vom Auslesen der Detektorelemente auch vom Abtasten der Kanäle gesprochen.

[0015] In allen Ausführungsformen reduziert die Verlängerung der Integrationszeit bei den zentralen Kanälen das Detektorrauschen. Da diese zentralen Kanäle zum gesamten mittels des Computertomographen zu erzeugenden Bild beitragen, reduziert sich das Rauschen im gesamten Bild, besonders jedoch in dessen Mitte, da dort nur Kanäle mit verlängerter Integrationszeit zum Bild beitragen.

[0016] Der Vorteil der Erfindung liegt insbesondere darin, dass bei einem Computertomographen der dritten Generation (siehe Erläuterungen zum Stand der Technik in der EP 0 647 347 B1) die Integrationszeit eines Kanals, das heißt eines Detektorelementes innerhalb einer sich über einen bestimmten Winkelbereich erstreckenden Detektoranordnung, von der Lage des Kanals abhängig ist, womit insgesamt ein besonders günstiges Verhältnis zwischen räumlicher Auflösung und Detektorrauschen erzielt wird.

[0017] Nachfolgend werden Ausführungsbeispiele der Erfindung anhand einer Zeichnung näher erläutert. Hierin zeigen:

[0018] **Fig.** 1 Einen Computertomographen in schematisierter Darstellung,

[0019] **Fig.** 2 in einem Diagramm beispielhaft die Abhängigkeit zwischen der Lage eines Kanals eines Detektors des Computertomographen nach **Fig.** 1 und einer zum Auslesen des Kanals vorgesehenen Integrationszeit,

[0020] **Fig.** 3 ein weiteres Beispiel der ortsabhängigen Festlegung der Integrationszeit in einem Diagramm gemäß **Fig.** 2.

[0021] Ein insgesamt mit dem Bezugszeichen **1** gekennzeichneter, in **Fig.** 1 nur andeutungsweise dargestellter Computertomograph, hinsichtlich dessen prinzipieller Funktionsweise auf den eingangs zitierten Stand der Technik verwiesen wird, weist eine Röntgenstrahlenquelle **2** sowie eine Detektoranordnung **3** auf. Die Röntgenstrahlenquelle **2** emittiert ein fächerförmiges Strahlenbündel S, welches auf ein Untersuchungsvolumen V gerichtet ist und zumindest teilweise auf die Detektoranordnung **3** trifft, welche eine Vielzahl, im skizzierten Ausführungsbeispiel tausend, Detektorelemente D_1 bis D_n umfasst.

[0022] Die von den einzelnen Detektorelementen D_1 bis D_n gelieferten Signale werden über Kanäle K_1 bis K_n einer Rechnereinheit **4** zugeführt, welche ebenfalls eine Komponente des Computertomographen **1** bildet. Hierbei ist die Rechnereinheit **4** nicht zwangsläufig physisch innerhalb des eigentlichen, die Röntgenstrahlenquelle **2** und die Detektoranordnung **3** aufweisenden Tomographen angeordnet und könnte beispielsweise auch aus mehreren Einzelkomponenten aufgebaut oder dezentral innerhalb eines Datenverarbeitungsnetzwerks realisiert sein.

[0023] Das Isozentrum der die Röntgenstrahlenquelle **2** sowie die Detektoranordnung **3** umfassenden, rotierbaren Röntgenstrahler-Detektor-Einheit ist mit Z, ein mittels des Computertomographen **1** zu

untersuchendes, durch eine gestrichelte Linie angedeutetes Untersuchungsvolumen mit V gekennzeichnet. Die beispielhaft in **Fig.** 1 eingezeichneten Detektorelemente D_1 bis D_n sind in sogenannter Kanalrichtung nebeneinander, insgesamt eine bogenförmige Gestalt der Detektoranordnung **3** bildend, angeordnet. Abweichend hiervon könnten die Detektorelemente D_1 bis D_n auch auf einem ebenen Detektor angeordnet sein. In beiden Fällen können senkrecht zur Zeichenebene in **Fig.** 1 mehrere der Detektorelemente D_1 bis D_n in Zeilenrichtung hintereinander angeordnet sein, so dass insgesamt ein Array von Detektorelementen D_1 bis D_n gebildet ist.

[0024] Im Ausführungsbeispiel nach **Fig.** 1 wird davon ausgegangen, dass zur Gewinnung von Bilddaten mittels des Computertomographen **1** die Röntgenstrahlenquelle **2** und die Detektoranordnung **3** bewegt werden, während sich das Untersuchungsobjekt in unveränderter Lage befindet. In Anwendungsgebieten außerhalb der Medizintechnik ist es jedoch ebenso möglich, das Untersuchungsobjekt zu bewegen, während die Röntgenstrahlenquelle **2** und die Detektoranordnung **3** ortsfest sind.

[0025] Ein erstes Beispiel der ortsspezifischen Abtastung der 1000 Kanäle K_1 bis K_{1000} (n = 1000) des Computertomographen **1** ist in **Fig.** 2 veranschaulicht. Den Kanälen K_1 bis K_{250} (in **Fig.** 1 am linken Rand der Detektoranordnung **3**) ist als Integrationszeit Int eine einheitliche, einfache Integrationszeit t zugeordnet. Die zentralen Kanäle K_{251} bis K_{750} haben dagegen die doppelte Integrationszeit **2t**. Die in der Anordnung nach **Fig.** 1 rechten Kanäle K_{751} bis K_{1000} wiederum werden, entsprechend den linken Kanälen K_1 bis K_{250}, mit der einfachen Integrationszeit t abgetastet. Insgesamt ist damit eine grobe, aber wirksame Anpassung der Integrationszeit Int an die Lage der Kanäle K_1 bis K_n und damit auch der Detektorelemente D_1 bis D_n gegeben.

[0026] Im Ausführungsbeispiel nach **Fig.** 2 ist die Anpassung der Integrationszeit Int im Vergleich zum Ausführungsbeispiel nach **Fig.** 1 verfeinert, wobei auch die Variante nach **Fig.** 3 mittels der Rechnereinheit **4** beim Computertomographen **1** gemäß **Fig.** 1 realisierbar ist.

[0027] Wie im Diagramm nach **Fig.** 3 erkennbar ist, ist eine dreistufige, ortsabhängige Variation der Integrationszeit Int vorgesehen. Die einfache Integrationszeit t wird auf die äußeren Kanäle K_1 bis K_{250} sowie K_{751} bis K_{1000} angewandt. Die zentralen Kanäle K_{376} bis K_{625} werden mit der vierfachen Integrationszeit **4t** betrieben. Bei den zwischen den äußeren und den zentralen Kanälen liegenden Kanälen K_{251} bis K_{375} sowie K_{626} bis K_{750} ist die doppelte Integrationszeit **2t** festgelegt. In weiterer Verfeinerung der Varianten nach den **Fig.** 2 und **Fig.** 3 sind auch noch wesentlich kleinere Abstufungen der Integrationszeit Int bis hin zu einer nahezu kontinuierlichen Änderung der Integrationszeit Int in Kanalrichtung der Detektoranordnung **3** realisierbar.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Betreiben eines Computertomographen (**1**), welcher eine zum Aussenden eines fächerförmigen Strahlenbündels (S) ausgebildete Röntgenstrahlenquelle (**2**) sowie eine mit dieser zusammenwirkende, eine Mehrzahl von Detektorelementen (D_1 bis D_n) umfassende Detektoranordnung (**3**) aufweist, wobei eine zum Auslesen eines der Detektorelemente (D_1 bis D_n) vorgesehene Integrationszeit (Int) von der Lage des Detektorelementes (D_1 bis D_n) innerhalb der Detektoranordnung (**3**) abhängig ist, **dadurch gekennzeichnet,** dass bei einem Detektorelement (D_1 bis D_n), welches Röntgenstrahlung erfasst, die das zwischen der Röntgenstrahlenquelle (**2**) und der Detektoranordnung (**3**) liegende Isozentrum (Z) durchdringt, eine längere Integrationszeit (Int) vorgesehen ist, als bei einem Detektorelement (D_1 bis D_n), welches Röntgenstrahlung erfasst, die in größerer Entfernung vom Isozentrum (Z) durch ein Untersuchungsvolumen (V) dringt.

2. Verfahren nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet,** dass die maximale, bei mindestens einem Detektorelement (D_1 bis D_n) in der Mitte der Detektoranordnung (**3**) vorgesehene Integrationszeit (Int) das Doppelte der minimalen, bei jeweils mindestens einem Detektorelement (D_1 bis D_n) an den Rändern der Detektoranordnung (**3**) vorgesehenen Integrationszeit (Int) beträgt.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet,** dass die Integrationszeit (Int) eines jeden Detektorelementes (D_1 bis D_n) mit nicht minimaler Integrationszeit (Int) ein ganzzahliges Vielfaches der kürzesten, innerhalb der Detektoranordnung (**3**) bei einem der Detektorelemente (D_1 bis D_n) an den Rändern der Detektoranordnung (**3**) zur Anwendung kommenden Integrationszeit (Int) ist.

4. Verfahren nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet,** dass die Integrationszeit (Int), abhängig von der Lage eines Detektorelementes (D_1 bis D_n) innerhalb der Detektoranordnung (**3**), in mindestens drei Stufen variiert.

5. Verfahren nach Anspruch 4, **dadurch gekennzeichnet,** dass die maximale bei einem Detektorelement (D_1 bis D_n) vorgesehene Integrationszeit (Int) mindestens das Vierfache der minimalen bei einem Detektorelement (D_1 bis D_n) vorgesehenen Integrationszeit (Int) beträgt.

6. Computertomograph (**1**), umfassend eine zur Durchführung eines Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 5 ausgebildete Rechnereinheit (**4**).

7. Computerprogrammprodukt, umfassend Programmcode, dessen Ausführung auf einer Rechnereinheit (**4**) ein Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5 bewirkt.

Es folgt eine Seite Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

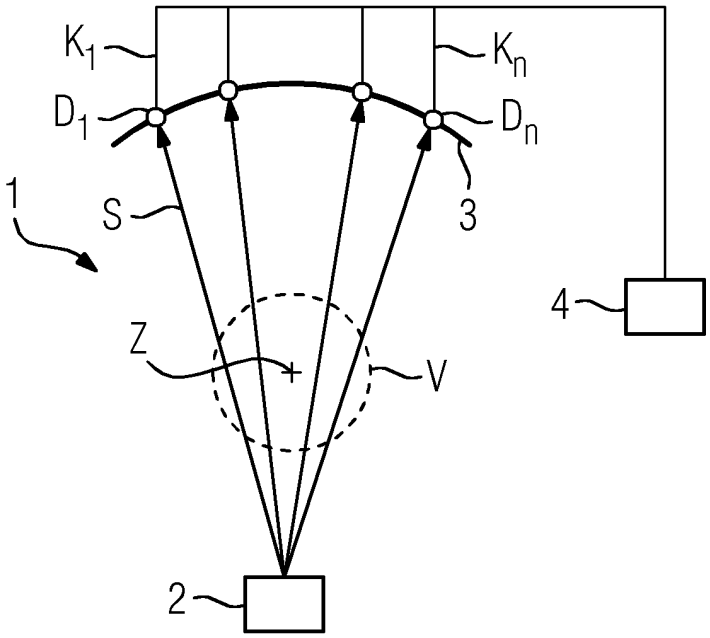


FIG 2

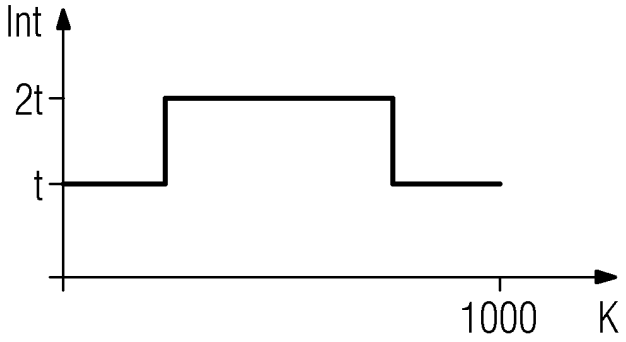


FIG 3

