

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro

(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
03. Mai 2018 (03.05.2018)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2018/077603 A2

(51) Internationale Patentklassifikation:

A61B 6/06 (2006.01) G01K 1/02 (2006.01)
A61B 6/00 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2017/075649

(22) Internationales Anmeldedatum:
09. Oktober 2017 (09.10.2017)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2016 221 205.2
27. Oktober 2016 (27.10.2016) DE

(71) Anmelder: SIEMENS HEALTHCARE GMBH
[DE/DE]; Henkestr. 127, 91052 Erlangen (DE).

(72) Erfinder: BERNHARDT, Philipp; Hainbrunnenstr. 3a,
91301 Forchheim (DE). STARK, Michael; Buckenhofener
Straße 65, 91301 Forchheim (DE).

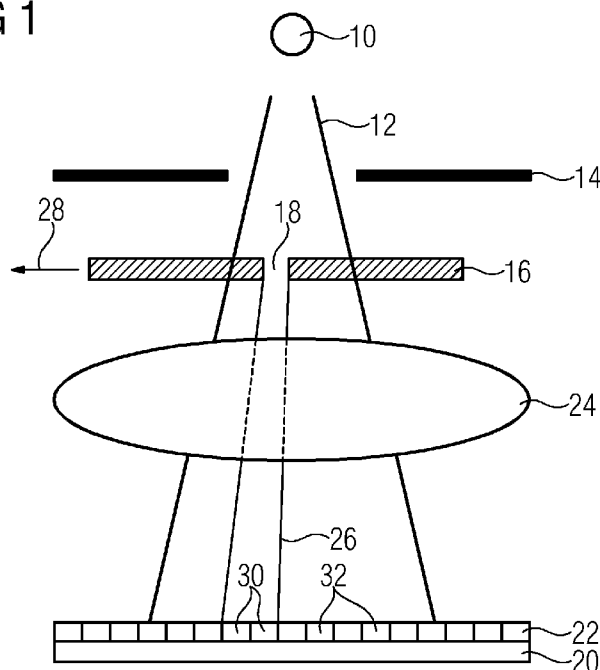
(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,
AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY,
BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM,
DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN,
KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD,
ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO,
NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW,
SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM,
TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW,

(54) Title: METHOD FOR THE CREATION OF X-RAY IMAGES, AND X-RAY SYSTEM

(54) Bezeichnung: VERFAHREN ZUR ERZEUGUNG VON RÖNTGENBILDERN UND RÖNTGENSYSTEM

FIG 1



(57) Abstract: The invention relates to a method (62, 64) for creating x-ray images as well as to an x-ray system. During the creation of an x-ray image, a slit diaphragm (16) is moved in front of an object (24) to be x-rayed, along a path extending between a radiation source (10) and said object (24), in order for the object (24) to be scanned. X-rays emitted by the radiation source (10) are detected by a detector (20) upon penetration of the slit diaphragm (16) and the object (24) to be x-rayed. In order to create an x-ray image using a simplified slot scanning technique, the x-ray image is created without the need for a second slit diaphragm (16) between the object (24) to be x-rayed and the detector (20), and only the radiation of which the intensity (60), detected by the detector (20) during the scan, exceeds a predefined threshold value is processed.



WO 2018/077603 A2

GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

- *ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts (Regel 48 Absatz 2 Buchstabe g)*

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Verfahren (62, 64) zur Erzeugung von Röntgenbildern und ein Röntgensystem. Bei der Erzeugung eines Röntgenbildes wird dabei eine Schlitzblende (16) zwischen einer Strahlungsquelle (10) und einem Aufnahmeobjekt (24) für einen Scan des Aufnahmeobjekts (24) vor diesem entlang bewegt. Von der Strahlungsquelle (10) ausgesendete Röntgenstrahlung wird nach deren Durchtritt durch die Schlitzblende (16) und das Aufnahmeobjekt (24) mittels eines Detektors (20) detektiert. Zur Erzeugung eines Röntgenbildes mittels einer vereinfachten Slotsan-Technik ist es vorgesehen, dass das Röntgenbild unter Verzicht auf eine zwischen dem Aufnahmeobjekt (24) und dem Detektor (20) angeordnete zweite Schlitzblende (16) erzeugt und dabei nur solche Strahlung verwertet wird, deren mittels des Detektors (20) während des Scans detektierte Intensität (60) größer ist als eine vorgegebener Schwellenwert.

Beschreibung

Verfahren zur Erzeugung von Röntgenbildern und Röntgensystem

- 5 Die Erfindung betrifft ein Verfahren gemäß dem Oberbegriff von Patentanspruch 1 zur Erzeugung von Röntgenbildern und ein Röntgensystem gemäß dem Oberbegriff von Patentanspruch 8.

Bei aus dem Stand der Technik bekannten Geräten zur röntgen-
10 basierten Bildgebung ist typischerweise ein prinzipieller Aufbau mit einer punktförmigen Röntgenquelle und einem Kollimator vorgesehen. Von der Röntgenquelle, welche zumeist eine Röntgenröhre ist, wird in radialer Richtung Röntgenstrahlung emittiert, welche durch den Kollimator in ein Bestrahlungsvolumen eingeblendet wird.
15 Die Röntgenstrahlung durchdringt zumindest teilweise ein aus Sicht der Röntgenquelle jenseits des Kollimators angeordnetes Aufnahmeobjekt und wird mit Hilfe eines Röntgendetektors erfasst oder aufgenommen, welcher beispielsweise als Film oder als Flachbilddetektor ausgebildet sein und/oder einen Bildverstärker umfassen kann. Nach
20 heutigem Stand der Technik gibt es drei Möglichkeiten, um insbesondere im Aufnahmeobjekt entstehende - Streustrahlung zu reduzieren, welche ansonsten ungerichtet auf den Detektor fällt. Diese Streustrahlung ist dabei unerwünscht, da sie
25 keinerlei verwendbare Bildinformation über das Aufnahmeobjekt enthält und dem Röntgenbild Bildrauschen hinzufügt, wodurch eine Bildqualität insgesamt und speziell ein Kontrast vermindert wird. Dieser Bildqualitätsverlust kann durch eine höhere Strahlungsdosis kompensiert werden, was jedoch seinerseits zu
30 negativen Effekten führen kann, insbesondere wenn es sich bei dem Aufnahmeobjekt um einen Patienten oder biologisches Gewebe handelt. Zur Reduzierung der Streustrahlung werden heutzutage Streustrahlraster, eine Airgap-Technik oder eine Slot-scan-Technik eingesetzt.

35

Bei der Slotscan-Technik werden nach heutigem Stand der Technik zwei Schlitzblenden vorgesehen, von denen eine vor dem Patienten und die andere hinter dem Patienten parallel mit

konstanter Geschwindigkeit bewegt werden. Je kleiner ein bestrahlter Teilbereich des Patienten dabei ist, desto geringer ist der Streustrahlanteil der den Detektor erreichenden Gesamtstrahlung, da ein entsprechend größerer Anteil der

5 Streustrahlung dann nicht auf den Detektor, sondern auf die zweite Schlitzblende trifft. Eine Bewegung der Schlitzblenden oder eines durch die erste Schlitzblende hindurchtretenden Strahlenbündels über den Patienten beziehungsweise über den vorgesehenen Aufnahmebereich hinweg wird als Scan bezeichnet.

10 Nach einem Scan liegt ein vollständiges Röntgenbild vor. Nachteilig ist dabei, dass eine starke Belastung des Röntgenstrahlers oder der Röntgenquelle entsteht, weil von dieser sehr viel mehr Leistung abverlangt wird als bei einer Röntgenaufnahme ohne Schlitzblenden. Nachteilig ist ebenfalls die

15 besonders aufwendige und störanfällige exakt zu koordinierende mechanische Führung der zwei Schlitzblenden.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, ein Verfahren zur Erzeugung von Röntgenbildern mittels einer vereinfachten

20 Slotscan-Technik sowie ein entsprechendes Röntgensystem bereitzustellen.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß durch ein Verfahren und ein Röntgensystem gemäß den unabhängigen Patentansprüchen gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung sind in der

25 folgenden Beschreibung und in den abhängigen Patentansprüchen angegeben.

Das erfindungsgemäße Verfahren zur Erzeugung von Röntgenbildern sieht vor, dass bei der Erzeugung eines Röntgenbildes eine Schlitzblende zwischen einer Strahlungsquelle und einem Aufnahmeobjekt für einen Scan des Aufnahmeobjekts vor diesem entlang bewegt wird. Dabei wird von der Strahlungsquelle ausgesendete Strahlung nach deren Durchtritt durch die Schlitz-

30 blende und das Aufnahmeobjekt mittels eines Detektors detektiert. Das Aufnahmeobjekt kann beispielsweise ein Gegenstand, ein Patient oder auch ein Teilbereich eines solchen sein. Zur Erzeugung des Röntgenbildes mittels einer vereinfachten Slot-

scan-Technik ist es erfindungsgemäß vorgesehen, dass das Röntgenbild unter Verzicht auf eine zwischen dem Aufnahmeobjekt und dem Detektor angeordnete zweite Schlitzblende erzeugt und dabei nur solche Strahlung verwertet wird, deren

5 mittels des Detektors während des Scans detektierte Intensität größer ist als ein vorgegebener Schwellwert. Mit anderen Worten wird also die bei bisher bekannten Verfahren vorgesehene zweite Schlitzblende weggelassen und dies durch ein entsprechend angepasstes Schwellwertverfahren kompensiert. Bevorzugt ist der vorgegebene Schwellwert so zu wählen oder einzustellen, dass typische Intensitäten von unerwünschter Streustrahlung unterhalb des Schwellwertes liegen. Damit wird ein Anteil der Streustrahlung an der für das letztendliche Röntgenbild verwendeten oder genutzten Gesamtstrahlung also

10 auf ein Minimum reduziert. Es kann auch vorgesehen sein, zusätzlich zu dem Schwellwert eine bekannte Information bezüglich einer Geometrie eines Strahlenfeldes der von der Strahlungsquelle ausgesendeten Strahlung zu berücksichtigen. Die Information oder Informationen können beispielsweise aus einer Schlitzform und einer Bewegungszeit der Schlitzblende ermittelt werden. Dieses Vorgehen kann beispielsweise zur Erzeugung eines Masken- oder Referenzröntgenbildes verwendet werden und/oder insbesondere bei relativ niedrigen oder geringen Strahlendosen notwendig oder vorteilhaft sein, da

25 hierdurch besonders gute Bildqualität erreicht werden kann. Es wird vorteilhaft nunmehr nur noch eine mechanische zu bewegende Schlitzblende gebraucht, wodurch ein Bauteil- und Kostenaufwand sowie eine Störanfälligkeit reduziert und gleichzeitig eine Zuverlässigkeit, eine Haltbarkeit und eine

30 Handhabbarkeit eines entsprechenden Röntgensystems oder Röntgengeräts verbessert werden kann.

Typischerweise ist ein Strahlenkegel oder Strahlenfeld der von der Strahlungsquelle ausgesendeten Strahlung, hier also

35 der Röntgenstrahlung, nach dem Durchtritt durch das Aufnahmeobjekt signifikant ausgedehnt oder aufgeweitet, sodass bisher die zweite Schlitzblende entsprechend großflächig ausgelegt sein musste. Durch das Weglassen der zweiten Schlitzblende

können also auch Gewicht und Material eingespart und ein Führungsmechanismus zur Führung der ersten Schlitzblende vereinfacht oder kleiner ausgelegt werden. Vorteilhaft entfällt bei dem vorliegenden Verfahren zudem auch die Notwendigkeit, zwei mechanische Blenden aufeinander abzustimmen, aneinander anzupassen und in ihren Bewegungen zu synchronisieren. Weiterhin besonders vorteilhaft ist es, dass dabei keine im Vergleich zu bisher bekannten Verfahren leistungsfähigere Strahlungsquelle benötigt wird.

In weiterer Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens ist es vorgesehen, dass bei der Erzeugung eines Röntgenbildes aus dem Detektor während des Scans eine Vielzahl von Konstituentenbilddatensätzen ausgelesen wird. Das heißt, es werden zwei oder mehr Konstituentenbilddatensätzen ausgelesen. Das Röntgenbild wird dann zusammengesetzt aus allen Teilbereichen der Konstituentenbilddatensätze, in denen die detektierte Intensität größer als der vorgegebene Schwellwert ist. Mit anderen Worten ist also der Scan zur Erzeugung oder Gewinnung eines einzigen letztendlichen Röntgenbildes vorgesehen. Es werden während dieses einen Scans jedoch effektiv eine Vielzahl, insbesondere zwei oder mehr, Teilbilder oder Teilröntgenbilder aufgenommen, welche jeweils nicht das vollständige Aufnahmeobjekt wiedergeben oder darstellen. Ein solches Teilbild entspricht einem Konstituentenbilddatensatz. Diejenigen Teilbereiche der Konstituentenbilddatensätze, in denen ein Intensität- oder Helligkeitswert unterhalb des Schwellwertes liegt, entsprechen den Bereichen des Detektors, die nicht oder nur von oder durch Streustrahlung beleuchtet oder belichtet wurden. Der hier verwendete Schwellwert kann dabei, insbesondere während des Scans, auch dynamisch angepasst, verändert oder variiert werden. Der Schwellwert kann beispielsweise als ein Perzentil eines Histogramms gewonnen werden. Dadurch kann vorteilhaft beispielsweise die Gefahr vermieden werden, dass ein falsches, ungenaues oder suboptimales Maskenbild erzeugt wird. Die während des Scans aufgenommenen und ausgelesenen Konstituentenbilddatensätze werden bis zum Abschluss des Scans zwischengespeichert und anschließend ver-

wendet, um das Röntgenbild als Gesamtbild zu berechnen oder zusammenzusetzen. Dazu können beispielsweise nur jeweilige Intensität- oder Strahlungsmaxima oder entsprechende Maximumsbereiche der Konstituentenbilddatensätze verwendet und zu dem endgültigen oder finalen Röntgenbild kombiniert werden. Es ist auch möglich, dass die jeweiligen nicht oder nur durch Streustrahlung beleuchteten Teilbereiche eines jeden Konstituentenbilddatensatzes unmittelbar nach dessen Auslesen verworfen werden, wodurch vorteilhaft eine unnötige Zwischenspeicherung der entsprechenden Daten entfallen kann. Bei dem Zusammensetzen des Röntgenbildes kann eine Mittelung von sicher überlappenden Bereichen, Aufnahmen oder Aufnahmebereichen der Konstituentenbilddatensätze vorgesehen sein. Bei einer solchen Mittelung kann beispielsweise ein zeitlich gleitender Durchschnitt (moving average) verwendet oder eingesetzt werden.

Es kann möglich sein, das Auslesen der Konstituentenbilddatensätze oder eine entsprechende Ausleserate mit der Bewegung der Schlitzblende so zu koordinieren, dass die jeweiligen nachfolgend für das Röntgenbild verwendeten Teilbereiche aller Konstituentenbilddatensätze gerade übergangslos aneinander angrenzen oder anstoßen. Es kann jedoch alternativ auch möglich sein, dass diese Teilbereiche zumindest jeweils zweier unmittelbar aufeinanderfolgend aufgenommener oder ausgelesener Konstituentenbilddatensätze einander überlappen. In diesem Fall ist diese Überlappung beim Zusammensetzen des finalen Röntgenbildes zu berücksichtigen. Dies kann beispielsweise dadurch geschehen, dass in diesen Überlappungsbereichen die Intensitäten oder Helligkeiten der Konstituentenbilddatensätze nicht addiert werden. Es kann beispielsweise stattdessen ein Mittelwert gebildet werden, welcher dann als Intensität- oder Helligkeitswert für das finale Röntgenbild an dieser Überlappungsstelle dient.

In jedem Fall ist ein Detektor oder Bildempfänger zu verwenden, welcher eine ausreichend hohe Ausleserate oder Bildausleserate ermöglicht oder unterstützt oder bietet. Es kann in

weiterer Ausgestaltung der vorliegenden Erfindung vorgesehen sein, dass die Konstituentenbilddatensätze mit einer Rate von wenigstens 60 Hz aus dem Detektor ausgelesen werden. Damit könnten also in einer Sekunde 60 vollständige Konstituentenbilddatensätze ausgelesen werden. Für praktische Anwendungen kann es beispielsweise vorgesehen sein, dass ein Scan 100 ms dauert und/oder aufeinanderfolgende Scans mit einer Frequenz von 10 Hz durchgeführt oder begonnen werden. Sowohl die Scandauer als auch die Aufnahmefrequenz der Röntgenbilder können jedoch auch anders gewählt werden. Je nach Anwendungsfall oder Anwendungsgebiet der Röntgenbilder oder Röntgenaufnahmen können beispielsweise Bildaufnahmefrequenzen der Röntgenbilder zwischen 3 Hz und 30 Hz vorgesehen sein. Durch eine Bildausleserate von wenigstens 60 Hz ist also vorteilhaft sichergestellt, dass während jedes Scans mehrere Konstituentenbilddatensätze erfasst werden können.

In einer weiteren Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist es vorgesehen, dass der Detektor einen aktiven Pixelsensor aufweist und die von diesem während des Scans detektierte Strahlung mittels des Detektors pixelgenau ignoriert oder verworfen wird, solange die jeweilige Intensität der auf den Pixel auftreffenden Röntgenstrahlung kleiner ist als der vorgegebene Schwellwert. Solange die jeweilige Intensität hingegen größer ist als der Schwellwert, wird die von dem aktiven Pixelsensor während des Scans detektierte Strahlung oder Strahlungsintensität pixelgenau integriert. Dabei kann es vorteilhaft vorgesehen sein, dass der Schwellwert für jedes Röntgenbild individuell und/oder dynamisch anpassbar ist und/oder angepasst oder eingestellt oder festgelegt wird. Zur pixelgenauen Auswertung kann jedem Pixel oder jedem Bildelement des Detektors eine eigene Verstärkerschaltung zugeordnet sein oder jedes Bildelement des Detektors kann eine eigene Verstärkerschaltung umfassen oder aufweisen. Insbesondere bei einer Fertigung des Detektors in Halbleiter- oder CMOS-Technik können auch weitere Funktionen in den Detektor selbst integriert werden. Es kann beispielsweise eine jeweilige Schaltung zur Belichtungskontrolle, zur Kontrastkorrektur

und/oder zur Analog-Digital-Wandlung vorgesehen sein. Vorteilhaft kann bei Verwendung eines aktiven Pixelsensors eine entsprechende Elektronik direkt ein Spannungssignal eines jeden einzelnen Pixels auslesen, ohne dass entsprechende elektrische Ladungen zunächst verschoben oder weitergeleitet werden müssten.

Wird der Schwellwert so vorgegeben, dass eine nur durch unerwünschte Streustrahlung verursachte Intensität oder Beleuchtung eines jeweiligen Pixels unterhalb des Schwellwertes liegt oder bleibt, so können vorteilhaft ohne weiteren Datenverarbeitungsaufwand gezielt und automatisiert nur solche Daten von dem Detektor weitergeleitet oder ausgelesen werden, welche tatsächliche für das finale Röntgenbild zu verwertende Daten oder Informationen enthalten. Zu verwerten können dabei solche Daten sein, die Bildinformationen über das Aufnahmeobjekt oder das Aufnahmeobjekt beschreibende oder charakterisierende Bildinformationen tragen.

In weiterer Ausgestaltung der vorliegenden Erfindung ist es vorgesehen, dass die Strahlungsquelle gepulst betrieben wird mit einem Tastgrad (duty cycle) von wenigstens 50 %, bevorzugt von wenigstens 90 %. Da bei bisherigen Verfahren zur Aufnahme von Röntgenbildern sehr kleine Tastgrade von zumeist 10 % eingesetzt werden, sind dort die verwendeten Strahlungsquellen oder Röntgenstrahler im Wesentlichen durch ihre Peakbelastung oder Spitzenleistungsfähigkeit und nicht durch ihre Dauerbelastung oder Dauerleistungsfähigkeit begrenzt. Mit der hier vorgeschlagenen Vergrößerung des Tastgrades können typische bekannte Röntgenstrahlungsquellen deutlich mehr Leistung für ein Röntgenbild aufbringen, da sie noch bei den bisherigen Verfahren nicht genutzte Leistungsreserven bezüglich der Dauerlast haben. Es ist hier vorteilhaft also möglich, bei zumindest nahezu gleicher Peakleistung eine Dosis pro Röntgenpuls deutlich zu vergrößern, da die Strahlungsquelle, beispielsweise eine Röntgenröhre, an ihrer Dauerlastgrenze oder mit maximaler Dauerbelastung betrieben werden kann und diese

maximale Dauerleistung während eines größeren oder längeren duty cycles anliegt.

Da jedoch auch beim vorliegenden Verfahren während des Scans
5 die Schlitzblende vor dem Aufnahmeobjekt entlang geführt
wird, bleibt eine lokale Belichtungszeit eines Teilbereiches
des Aufnahmeobjekts gegenüber herkömmlichen Slotscan-
Techniken unverändert. Die Röntgenbilder weisen also in hin-
reichend kleinen Umgebungen vorteilhaft keine zusätzliche Un-
10 schärfe aufgrund von möglichen Bewegungen des Aufnahmeobjekts
auf. Bei großflächigen Bewegungen des Aufnahmeobjekts, wie
beispielsweise bei einer unwillkürlichen Bewegung eines Pati-
enten, während des Scans wird das entsprechende finale Rönt-
genbild ebenfalls nicht unscharf, sondern lediglich entspre-
15 chend der Bewegung gestaucht oder gedehnt. Es kann hier vor-
teilhaft vorgesehen sein, die Dauer des Scans mit der Puls-
länge eines von der Strahlungsquelle ausgesendeten Strah-
lungspulses abzustimmen oder zu synchronisieren, sodass bei-
spielsweise die Scandauer der Pulsdauer oder Pulslänge ent-
20 sprechen kann. Dadurch wird vorteilhaft die zur Verfügung
stehende Strahlungsleistung optimal ausgenutzt, um eine best-
mögliche Bildqualität zu erzielen.

In weiterer Ausgestaltung der vorliegenden Erfindung ist es
25 vorgesehen, dass die Strahlungsquelle bei der unmittelbar
aufeinanderfolgenden Erzeugung mehrerer Röntgenbilder konti-
nuierlich betrieben wird. Mit anderen Worten kann hier eine
nur für einen kontinuierlichen Betrieb vorgesehene Strah-
lungsquelle oder eine auch in einem gepulsten Betrieb ver-
30 wendbare Strahlungsquelle, welche mit einem Tastgrad von
100 % betrieben wird, vorgesehen sein oder verwendet werden.
Vorteilhaft kann dann die Scandauer optimal eingestellt wer-
den auf die jeweiligen Ansprüche oder Anforderungen, ohne
dass die Gefahr bestünde, dass ein Teilbereich des Aufnahme-
35 objekts mit der Öffnung der Schlitzblende abgescannt wird,
während die Strahlungsquelle keine Leistung, das heißt keine
Röntgenstrahlung, aussendet. Mit anderen Worten kann also die
Scandauer einer Zeitdauer zwischen zwei aufeinanderfolgenden

Pulsen oder Pulsanfängen oder Pulsstartzeitpunkten bei einem herkömmlichen gepulsten Betrieb der Strahlungsquelle entsprechen. In diesem festen Zeitraum kann die Strahlungsquelle somit mehr Energie liefern, sodass sich insgesamt eine höhere
5 Leistung ergibt.

In weiterer Ausgestaltung der vorliegenden Erfindung ist es vorgesehen, dass die Schlitzblende rotierbar gelagert ist und während des Scans um eine Drehachse rotiert wird, welche sich
10 insbesondere zumindest nahezu parallel zu einem Mittelstrahl eines von der Strahlungsquelle ausgesendeten Strahlenbündels erstreckt. Mit anderen Worten wird die Schlitzblende also rotiert oder gedreht, um einen Schlitz oder eine Öffnung der Blende entlang des Aufnahmeobjekts zu bewegen. Durch eine
15 derartige Anordnung kann eine mechanische Stabilität der Blendenanordnung oder des entsprechenden Röntgensystems oder Röntgengeräts vorteilhaft verbessert, eine präzise mechanische Führung der Öffnung oder des Schlitzes entlang des Aufnahmeobjekts vereinfacht und eine mechanische Belastung und
20 eine Störanfälligkeit minimiert werden. Bevorzugt kann die Schlitzblende rotationssymmetrisch, insbesondere als Rad oder Kreisscheibe, realisiert sein. Eine kontinuierlich drehbare oder rotierbare Lagerung ermöglicht vorteilhaft eine mechanisch besonders einfache und präzise Bewegung der Schlitz-
25 blende, wobei durch eine entsprechende Steuerung der Rotations- oder Umdrehungsgeschwindigkeit eine einfache und präzise Anpassung der Bewegung des Schlitzes entlang des Aufnahmeobjekts möglich ist.

30 Ein erfindungsgemäßes Röntgensystem umfasst eine Strahlungsquelle, insbesondere eine Röntgenstrahlungsquelle, eine beweglich gelagerte Schlitzblende, einen Detektor, mittels welchem von der Strahlungsquelle ausgesendete Strahlung detektierbar ist, und eine Datenverarbeitungseinrichtung, welche
35 zum Durchführen zumindest einer Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens eingerichtet ist.

In weiterer Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Röntgensystems ist die Schlitzblende ausgebildet als um eine Drehachse oder Mittelachse rotierbar gelagerte Scheibe oder Kreisscheibe, welche zumindest einen, bevorzugt mehr als einen, sich in radialer Richtung erstreckenden Schlitz aufweist. Der Schlitz beziehungsweise die Schlitze können dabei in radialer Richtung die Scheibe von der zentral oder mittig angeordneten Drehachse bis zu einem Rand der Scheibe jeweils vollständig oder nur in einem Teilstück oder Teilbereich durchgreifen.

Bevorzugt können bei einer Verwendung mehrerer Schlitze oder Öffnungen diese symmetrisch angeordnet und/oder von gleicher Größe und/oder von gleicher Form oder Gestalt sein. Dies ermöglicht vorteilhaft eine konsistente Aufnahme aufeinanderfolgender Röntgenbilder mit minimalem Synchronisierungsaufwand und kann vorteilhaft auch eine besonders geringe und dadurch mechanisch wenig belastende oder anspruchsvolle Bewegung der Schlitzblende ermöglichen. Zudem können beispielsweise bei einer Aufnahme oder Erzeugung einer Serie von mehreren Röntgenbildern für zwei aufeinanderfolgende Aufnahmen oder Röntgenbilder unterschiedliche Schlitze verwendet werden, wodurch vorteilhaft die Rotationsgeschwindigkeit der Schlitzblende geringer gewählt werden kann als die bei nur einem Schlitz möglich wäre.

In weiterer Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Röntgensystems ist es vorgesehen, dass jeder Schlitz der Scheibe in radialer Richtung eine größere Erstreckung aufweist als in einer Umfangsrichtung der Scheibe. Auch kann es vorgesehen sein, dass jeweilige die Schlitze voneinander abgrenzende und für die von der Strahlungsquelle ausgesendete Strahlung undurchlässige Teilbereiche der Schlitzblende in Umfangsrichtung eine größere Erstreckung oder Ausdehnung aufweisen, als die Schlitze. Dadurch wird vorteilhaft sichergestellt, dass auch bei einer Vielzahl von Schlitzten keine unerwünschten Überlagerungs-, Streu-, Wechselwirkungs- und/oder Störeffekte zwischen den einzelnen Schlitzten und/oder zwischen unterschiedliche Schlitze durchtretenden Strahlenbündeln auftreten. Es können auch mehrere Schlitze gleichzeitig bestrahlt

oder durchstrahlt werden. Dann kann das Aufnahmeobjekt beispielsweise gleichzeitig in unterschiedlichen Teilbereichen bestrahlt, durchleuchtet oder gescannt werden.

- 5 In jedem Fall kann es vorgesehen sein, dass durch die von der Strahlungsquelle ausgesendete Strahlung, sofern in oder an der Schlitzblende vorgesehen, mehrere Schlitze der Schlitzblende gleichzeitig beleuchtet oder bestrahlt werden.
- 10 Die bisher und im Folgenden sowie in den Patentansprüchen beschriebenen funktionalen Ausbildungen des erfindungsgemäßen Verfahrens und des erfindungsgemäßen Röntgensystems sowie die entsprechenden Vorteile sind jeweils entsprechend sinngemäß wechselseitig zwischen dem erfindungsgemäßen Verfahren und
- 15 dem erfindungsgemäßen Röntgensystem übertragbar. Dies gilt auch für zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens verwendete oder verwendbare Bauteile, Geräte und Einrichtungen.
- 20 Weitere Merkmale, Einzelheiten und Vorteile der Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung bevorzugter Ausführungsbeispiele sowie anhand der Zeichnungen. Dabei zeigen:
- 25 FIG 1 eine schematische und ausschnittsweise Schnittansicht eines Röntgensystems mit einer einzigen Schlitzblende;
- FIG 2 eine schematische Draufsicht auf eine rotierbare Schlitzblende;
- 30 FIG 3 eine schematische Diagrammansicht dreier aufeinanderfolgender Röntgenpulse;
- FIG 4 eine schematische Diagrammansicht eines zeitlichen
- 35 Intensitätsverlaufs einer Röntgenstrahlung an einem Detektorpixel;

FIG 5 einen schematischen Ablaufplan des erfindungsgemäßen Verfahrens in einer ersten Ausführungsform;

FIG 6 einen schematischen Ablaufplan des erfindungsgemäßen Verfahrens in einer zweiten Ausführungsform.

FIG 1 zeigt eine ausschnittsweise und schematische Schnittansicht eines Röntgensystems. Dieses umfasst vorliegend eine Strahlungsquelle 10, welche Röntgenstrahlung in einem Strahlenkegel 12 aussendet. Die Strahlungsquelle 10 kann auch Strahlung in andere Richtungen aussenden, in jedem Fall ist jedoch ein Kollimator 14 vorgesehen, welcher durch eine Öffnung zumindest einen Teil der von der Strahlungsquelle 10 ausgesendeten Röntgenstrahlung durchlässt oder einblendet. Vorliegend tritt der Strahlenkegel 12 durch diese Öffnung des Kollimators 14 hindurch und trifft dann auf eine Schlitzblende 16. Anders als hier dargestellt kann die Schlitzblende 16 - insbesondere unabhängig von sonstigen hier dargestellten oder beschriebenen Ausgestaltungen des Röntgensystems - alternativ vorteilhaft zwischen der Strahlungsquelle 10 und dem Kollimator 14 angeordnet sein. Bei einer solchen Anordnung kann die Schlitzblende 16 vorteilhaft besonders nah an der Strahlungsquelle 10 angeordnet werden. Damit ist der Strahlenkegel 12 oder ein entsprechendes Strahlenfeld dann beim Auftreffen auf die Schlitzblende vorteilhaft noch besonders klein. Diese Schlitzblende 16 weist ihrerseits als Öffnung zumindest einen Schlitz 18 auf, durch welchen ein der Strahlung des Strahlenkegels 12 hindurchtritt. Der Schlitz 18 weist also quer zur Ausbreitungsrichtung der Röntgenstrahlung des Strahlenkegel 12 in der hier dargestellten Zeichnungsebene auf Höhe der Schlitzblende 16 eine geringere Breite oder Weite auf als der Strahlenkegel 12. Somit trifft ein Teil der Röntgenstrahlung des Strahlenkegel 12 auf undurchlässige Bereiche der Schlitzblende 16, während ein anderer Teil der Röntgenstrahlung den Schlitz 18 und somit die Schlitzblende 16 durchtritt. Die Schlitzblende 16 kann beispielsweise in einer Entfernung von 20 cm zu der Strahlungsquelle 10 oder zu dem Kollimator 14 angeordnet sein.

Auf einer von der Strahlungsquelle 10 abgewandten Seite der Schlitzblende 16 ist vorliegend ein Detektor 20 angeordnet, welcher auf einer der Schlitzblende 16 zugewandten Seite eine Anordnung von Pixeln 22 zur Detektion auf diese auftreffender Röntgenstrahlung aufweist. Zwischen der Schlitzblende 16 und dem Detektor 20 ist vorliegend ein schematisch dargestellter Patient 24 angeordnet, von dem zumindest ein Teilbereich ein Aufnahmeobjekt darstellt, welches mittels der Röntgenstrahlung durchleuchtet und mittels des Detektors 20 abgebildet werden soll. Bei der Durchleuchtung wird der Patient 24 bereichsweise von einem Strahlenbündel 26 durchdrungen, welches aus von der Strahlungsquelle 10 ausgesendeter und den Schlitz 18 der Schlitzblende 16 durchtretender Röntgenstrahlung besteht.

Die Schlitzblende 16 ist dabei beweglich gelagert und kann vorliegend – hier angedeutet durch einen Pfeil 28 – in einer Richtung oder Ebene bewegt werden, welche sich senkrecht zu einer gedachten, die Strahlungsquelle 10 mit dem Detektor 20 verbindenden Strecke erstreckt. Damit kann also durch eine Bewegung der Schlitzblende 16 der Schlitz 18 durch das Strahlenbündel 12 bewegt und somit der Patient 24 beziehungsweise das Aufnahmeobjekt zumindest teilweise gescannt werden. Bei einem solchen Scan wird die Schlitzblende 16 so bewegt, dass das Strahlenbündel 26 in Bewegungsrichtung der Schlitzblende 16 einmal den maximalen bestrahlbaren, das heißt den innerhalb des Strahlkegels 12 liegenden und hier somit das Aufnahmeobjekt darstellenden, Teilbereich des Patienten 24 durchläuft oder durchstrahlt. Zum vorliegend dargestellten Zeitpunkt trifft das Strahlenbündel 26 nach dem es den Patienten 24 durchtreten hat auf beleuchtete Pixel 30 des Detektors 20. Die restlichen oder übrigen der Pixel 22 sind zum dargestellten Zeitpunkt nicht von dem Strahlenbündel 26 beleuchtet und stellen somit dunkle Pixel 32 dar.

Die Röntgenstrahlung des Strahlenbündels 26 trägt nach Durchtritt durch den Patienten 24 Bildinformationen über den

durchstrahlten Teilbereich des Patienten 24, welche letztendlich in einem Röntgenbild dargestellt werden sollen. Beim Durchtritt der Röntgenstrahlung durch den Patienten 24 entsteht jedoch auch Streustrahlung, welche ungerichtet ist und keinerlei verwertbare Bildinformationen enthält oder trägt. Die bildinformationstragende Röntgenstrahlung des Strahlenbündels 26 wird auch als Primärstrahlung bezeichnet und bildet zusammen mit der von dem Patienten 24 in Richtung des Detektors 20 ausgehenden Streustrahlung eine auf den Detektor 20, insbesondere auf die Pixel 22, auftreffende Gesamtstrahlung. Das bedeutet also, dass die beleuchteten Pixel 30 durch Primärstrahlung beleuchtet sind, während die dunklen Pixel 32 nicht oder nur durch Streustrahlung beleuchtet werden. Mit der Bewegung der Schlitzblende 16 verändert sich dabei selbstverständlich, welche der Pixel 22 jeweils die beleuchteten Pixel 30 sind.

FIG 2 zeigt eine schematische Draufsicht der Schlitzblende 16, welche vorliegend als rotationssymmetrische Scheibe oder Kreisscheibe oder als Rad ausgebildet ist und mittig oder zentral eine Drehachse 34 aufweist. Die Schlitzblende 16 kann also vorteilhaft kontinuierlich um die Drehachse 34 gedreht werden, wobei also keine Richtungswechsel oder Umkehrungen der Bewegungs- oder Rotationsrichtung auftreten müssen. Dadurch wird eine mechanische Belastung der Schlitzblende 16 und eines Antriebs gegenüber einer herkömmlichen für lineare Bewegungen vorgesehenen mechanischen Blendenführung reduziert. Die Drehachse 34 kann sich bevorzugt senkrecht zur durch den Pfeil 28 angedeuteten Bewegungs- oder Rotationsrichtung der Schlitzblende 16 erstrecken und ist dann also, zumindest nahezu, parallel zu einem Mittel- oder Zentralstrahl des Strahlenkegel 12 angeordnet. Vorliegend weist die Schlitzblende 16 eine Vielzahl von Schlitzen 18 auf, deren jeweilige Haupterstreckungsrichtung in radialer Richtung der Schlitzblende 16 verläuft. In Umfangsrichtung der Schlitzblende 16 können die Schlitze 18 beispielsweise eine mittlere Ausdehnung oder Öffnungsweite von 1 mm aufweisen, während die jeweils zwischen zweien der Schlitze 18 angeordneten undurch-

sichtigen Bereiche der Schlitzblende 16 eine mittlere Ausdehnung in Umfangsrichtung von beispielsweise 5 mm aufweisen können. Zur Verdeutlichung ist hier auch der Strahlkegel 12 angedeutet, welcher – wie hier beispielhaft dargestellt – also auch mehrere der Schlitze 18 gleichzeitig beleuchten oder überdecken kann.

FIG 3 zeigt eine schematische Diagrammansicht, bei der die Ordinate 36 eine Intensität der von der Strahlungsquelle 10 ausgesendeten Röntgenstrahlung angibt und auf der Abszisse 38 die Zeit aufgetragen ist. Zum Vergleich sind hier drei aufeinanderfolgende, dem bisherigen Stand der Technik entsprechende kurze Röntgenpulse 40, 42, 44 dargestellt. Zwischen diesen kurzen Röntgenpulsen 40 bis 44 wird nach bisherigen aus dem Stand der Technik bekannten Verfahren keine Röntgenstrahlung ausgesendet, die Strahlungsquelle 10 wird also gepulst betrieben. Dabei wird im Stand der Technik typischerweise ein Tastgrad von 10 % verwendet. Im Gegensatz dazu sind ebenfalls drei aufeinanderfolgende, für das vorliegende Verfahren verwendete oder verwendbare Röntgenpulse 46, 48, 50 dargestellt, welche im Vergleich zu den kurzen Röntgenpuls in 40 bis 44 eine deutlich längere Pulslänge oder Pulsdauer 52 aufweisen. Hierbei kann die Strahlungsquelle 10 beispielsweise gepulst mit einem Tastgrad von 90 % betrieben werden. Es ist jedoch auch ein kontinuierlicher Betrieb oder ein Betrieb mit einem Tastgrad von 100 % möglich. Vorliegend ist es vorgesehen, dass die Bewegung der Schlitzblende 16 so auf die verwendete Pulsdauer 52 und den verwendeten Tastgrad abgestimmt ist, dass die Dauer des Scans der Pulsdauer 52 oder einer Zeitdauer zwischen jeweiligen Anfangszeitpunkten zweier aufeinanderfolgender der Röntgenpulse 46 bis 50 entspricht.

FIG 4 zeigt eine schematische Diagrammansicht, bei welcher auf der Ordinate 36 die von einem der Pixel 22 erfasste oder detektierte Strahlungsintensität aufgetragen ist und die Abszisse 38 die Zeit angibt. In den FIG 3 und 4 sind dabei unterschiedliche Skalierungen verwendet und es ist kein direkter Vergleich möglich oder vorgesehen.

In dem in FIG 4 dargestellten Diagramm ist vorliegend eine Intensitätskurve 54 dargestellt, welche beispielhaft einen zeitlichen Verlauf der von einem einzelnen der Pixel 22 erfassten Strahlungsintensität während eines Scans darstellt. Dabei ist ein Schwellwert 56 angedeutet, wobei unterhalb dieses Schwellwerts 56 liegende Intensitätswerte eine Streuintensität 58 darstellen, welche ohne Bestrahlung durch Primärstrahlung, das heißt lediglich durch eine Bestrahlung durch Streustrahlung verursacht oder bewirkt wird. Oberhalb des Schwellwertes 56 liegende Intensitätswerte entsprechen einer Primärintensität 60, welche durch eine Beleuchtung oder Bestrahlung des Pixels durch Primärstrahlung hervorgerufen oder bewirkt wird. Der Schwellwert 56 kann vorteilhaft, insbesondere dynamisch, einstellbar sein oder eingestellt werden.

Der Schwellwert 56 kann beispielsweise ein Perzentil eines Histogramms des Aufnahmeobjekts 24 oder eines das Aufnahmeobjekt 24 darstellenden Bildes oder Röntgenbildes sein oder aus einem solchen Histogramm oder Perzentil bestimmt werden. Das Perzentil kann dabei abhängig von einem Wasserwert des Aufnahmeobjekts gewählt werden, da die Streustrahlungsintensität vom Wasserwert abhängig ist. Der Wasserwert kann beispielsweise aus einer Dicke oder Ausdehnung des Aufnahmeobjekts 24 in Durchstrahlungsrichtung bestimmt werden. Dies ist insbesondere bei organischen Aufnahmeobjekten, wie beispielsweise menschlichen oder tierischen Patienten, möglich und sinnvoll, da entsprechendes Gewebe einen signifikanten Wasseranteil aufweist und dieses Wasser relativ gleichmäßig verteilt ist.

Deutlich ist im zeitlichen Verlauf der Intensitätskurve 54 ein Anstieg der Intensität von unterhalb des Schwellwertes 56 liegenden Werten auf die Primärintensität 60 zu erkennen. Dieser Anstieg erfolgt, wenn das Strahlenbündel 26 bei dem Scan den jeweiligen Pixel erreicht. Während der Pixel durch das Strahlenbündel 26, das heißt die Primärstrahlung, beleuchtet wird, detektiert der jeweilige Pixel die Primärin-

tensität 60. Diese oder deren Verlauf bildet im Wesentlichen ein Plateau während das Strahlenbündel 26 den Pixel überstreicht. Sobald das Strahlenbündel 26 im Zuge des Scans den jeweiligen Pixel nicht mehr bestrahlt oder beleuchtet, fällt
5 die von diesem detektierte Intensität schlagartig wieder auf unterhalb des Schwellwertes 56 liegende Werte, das heißt bis auf die Streuintensität 58 ab.

Unter Bezugnahme auf die FIG 1 bis 4 werden nachfolgend zwei
10 mögliche Abläufe des vorliegenden Verfahrens anhand der FIG 5 und 6 erläutert.

FIG 5 zeigt einen ersten schematischen Ablaufplan 62 eines Verfahrens zur Erzeugung von Röntgenbildern. In einem Verfahrensschritt S1 wird das Verfahren gestartet. Dazu kann die
15 Strahlungsquelle 10 eingeschaltet oder in Betrieb genommen und die Bewegung der Schlitzblende 16, das heißt also der Scan des Aufnahmeobjekts, gestartet werden. Um eine möglichst gleichmäßige Scanbewegung sicherzustellen, kann die Schlitz-
20 blende 16 auch bereits vor dem Einschalten der Strahlungsquelle 10 bis auf eine vorbestimmte konstante Umdrehungsgeschwindigkeit gebracht oder beschleunigt werden. Der Einschaltzeitpunkt der Strahlungsquelle 10 kann dann entsprechend zu einer aktuellen Position oder Stellung der Schlitz-
25 blende 16 oder des Schlitzes 18 synchronisiert werden. Somit wird nunmehr also das Strahlenbündel 26 über das Aufnahmeobjekt bewegt.

Während dieses Scans wird in einem Verfahrensschritt S2 ein
30 erster Konstituentenbilddatensatz aus dem Detektor 20 ausgelesen und an eine nicht dargestellte Datenverarbeitungseinrichtung weitergeleitet, übermittelt oder bereitgestellt. Nachdem dieser erste Konstituentenbilddatensatz vollständig ausgelesen wurde, wird in einem nachfolgenden Verfahrensschritt S3 ein zweiter Konstituentenbilddatensatz aus dem De-
35 tektor 20 ausgelesen und ebenfalls der Datenverarbeitungseinrichtung bereitgestellt. Nachdem auch dieser zweite Konstituentenbilddatensatz vollständig ausgelesen wurde, wird in

einem nachfolgenden Verfahrensschritt S4 ein dritter Konstituentenbilddatensatz aus dem Detektor 20 ausgelesen und der Datenverarbeitungseinrichtung bereitgestellt.

- 5 Die Verfahrensschritte S2 bis S4 erfolgen dabei während des im Verfahrensschritt S1 gestarteten Scans des Aufnahmeobjekts. Dazu ist es vorliegend vorgesehen, dass der Detektor 20 mit einer Rate oder Bildausleserate von wenigstens 60 Hz oder 60 fps (Frames pro Sekunde oder Konstituentenbilddatensätze pro Sekunde) ausgelesen werden kann. Das Auslesen der
10 drei Konstituentenbilddatensätze in den Verfahrensschritten S2 bis S4 kann dabei unmittelbar aneinander anschließend und/oder nur durch die maximale Bildausleserate des Detektors 20 beschränkt erfolgen. Es kann jedoch auch zwischen dem Verfahrensschritt S2 und dem Verfahrensschritt S3 einerseits so-
15 wie dem Verfahrensschritt S3 und dem Verfahrensschritt S4 andererseits ein vorgegebener Zeitraum oder zeitlicher Abstand vorgesehen sein. Dieser Zeitraum kann beispielsweise durch eine Reaktionszeit oder eine eingestellte Integrationszeit
20 der Pixel 22 und/oder durch eine Größe oder Breite des Strahlenbündels 26 und/oder eine Geschwindigkeit Strahlenbündels 26 entlang des Detektors 20 vorgegeben oder beeinflusst oder bedingt sein.
- 25 Nach oder mit dem Verfahrensschritt S4 kann in einem Verfahrensschritt S5 ein Ende oder ein Stopp des im Verfahrensschritt S1 gestarteten Scans des Aufnahmeobjekts erfolgen. Sofern bei der Bildverarbeitung ein gleitender Durchschnitt verwendet wird, kann es auch vorgesehen sein, dass an dieser
30 Stelle kein Stopp erfolgt. Das Auslesen der drei Konstituentenbilddatensätze in den Verfahrensschritten S2 bis S4 ist hier lediglich beispielhaft zu verstehen und es kann auch eine andere Anzahl von Auslesevorgängen und Konstituentenbilddatensätzen während des Scans vorgesehen sein. Beispielsweise
35 könnten während eines Scans von 100 ms Dauer sechs Konstituentenbilddatensätze bei einer Bildausleserate von wenigstens 60 Hz vorgesehen sein oder erfolgen.

In einem Verfahrensschritt S6 wird auf die einzelnen Konstituentenbilddatensätze ein Schwellwertfilter angewendet, durch welchen Bild- oder Datenbereiche mit einer detektierten Intensität oder mit Intensitätswerten unterhalb des Schwellwertes 56 verworfen werden. Damit verbleiben also lediglich diejenigen Bild-, Daten- oder Teilbereiche der Konstituentenbilddatensätze, welche einer Bestrahlung durch Primärstrahlung entsprechen. Durch dieses Vorgehen kann effektiv ein durch Streustrahlung verursachtes Rauschen aus den von dem Detektor 20 erfassten Bild- oder Intensitätsdaten herausgefiltert oder entfernt werden.

In einem Verfahrensschritt S7 werden die verbleibenden Teilbereiche der so gefilterten Konstituentenbilddatensätze miteinander kombiniert, um ein Röntgenbild oder Gesamtröntgenbild des Aufnahmeobjekts zu erhalten. In diesem Gesamtröntgenbild oder finalen Röntgenbild sind also keine lediglich einer Streustrahlung entsprechenden, von den jeweiligen dunklen Pixeln 32 erfassten Intensitätswerte enthalten, wodurch eine verbesserte Bildqualität erreicht wird. Selbstverständlich kann die Anwendung des Schwellwertfilters auch jeweils unmittelbar nach dem Auslesen des jeweiligen Konstituentenbilddatensatzes erfolgen.

In einem Verfahrensschritt S8 kann ein Zurücksetzen oder ein Reset erfolgen, wobei beispielsweise das vollständig zusammengesetzte Gesamtröntgenbild ausgegeben und/oder jeweilige Speicherbereiche, in denen bis dahin die Konstituentenbilddatensätze gespeichert waren, freigegeben werden. Damit kann in einem Verfahrensschritt S9 in einer Art Schleife zu einem Anfang des Verfahrens gesprungen beziehungsweise das Verfahren erneut durchlaufen werden, um beispielsweise eine Serie von aufeinanderfolgenden Röntgenbildern oder Gesamtröntgenbildern des Aufnahmeobjekts zu erzeugen oder aufzunehmen.

35

FIG 6 zeigt einen alternativen schematischen Ablaufplan 64 eines Verfahrens zur Erzeugung von Röntgenbildern. Auch hier wird zunächst in einem Verfahrensschritt S20 das Verfahren

gestartet, was beispielsweise dem Verfahrensschritten S1 entsprechen kann. Anschließend wird in einem Verfahrensschritt S21 ein Scan des Aufnahmeobjekts durchgeführt. Während dieses Scans findet in einem Verfahrensschritt S22 kontinuierlich in jedem Pixel 22 oder für jeden der Pixel 22 eine Abfrage statt, mit der überprüft wird, ob eine zum jeweiligen Zeitpunkt auf diesen Pixel auftreffende Strahlungsintensität oberhalb oder unterhalb des Schwellwertes 56 liegt, wobei der Schwellwert 56 auch hier dynamisch einstellbar sein kann. Ist die auftreffende Strahlungsintensität geringer als der Schwellwert 56, so wird in einem Verfahrensschritt S23 die Abfrage erneut durchgeführt. Diese Abfrageschleife dient hier lediglich schematisch einer Veranschaulichung und muss nicht beispielsweise als tatsächliche Logikschaltung realisiert sein. Stattdessen kann beispielsweise eine analoge, elektrische oder elektronische Schaltung oder Anordnung vorgesehen sein, welche erst bei einem Erreichen des Schwellwerts reagiert.

Wird zu einem bestimmten Zeitpunkt mittels der Abfrage festgestellt, dass die einfallende Strahlungsintensität größer ist als der Schwellwert 56, so wird in einem Verfahrensschritt S24 eine Integration der einfallenden Strahlungsintensität gestartet. Dazu kann es vorgesehen sein, dass es sich bei den Pixeln 22 um aktive Pixel handelt, das heißt dass der Detektor 20 einen aktiven Pixelsensor aufweist. Somit kann die einfallende Strahlungsintensität pixelgenau ausgewertet werden. Während die Integration läuft, wird fortlaufend in einem Verfahrensschritt S26 weiterhin die Abfrage, das heißt der Schwellwertvergleich der eintreffenden Strahlungsintensität durchgeführt. Sobald die eintreffende Strahlungsintensität geringer wird oder ist als der Schwellwert 56, wird die Integration gestoppt. Diese Schleife wird während des gesamten Scans kontinuierlich durchlaufen, sodass die gesamte auf den jeweiligen Pixel auftreffende Strahlungsintensität mit Momentanwerten oberhalb des Schwellwertes 56 aufintegriert oder addiert und die detektierte Strahlungs-

tensitäten mit Momentanwerten unterhalb des Schwellwertes 56 ignoriert oder verworfen wird.

5 Nach Ende oder Abschluss oder Stopp des Scans wird in einem nachfolgenden Verfahrensschritt S27 der Detektor 20 ausgelesen, sodass also alle jeweiligen Gesamtintegrationswerte der einzelnen Pixel 22 erfasst werden. Es wird hier also nur einmal pro Scan der Detektor 20 ausgelesen, um ein Gesamttröntgenbild des Aufnahmeobjekts zu erhalten. Dieses Gesamttröntgenbild setzt sich aus den integrierten Intensitätswerten der
10 einzelnen Pixel 22 zusammen und wird in einem nachfolgenden Verfahrensschritt S28 bereitgestellt. Dabei werden auch die Integratoren oder Integratorschaltungen der einzelnen Pixel 22 zurückgesetzt, sodass der Detektor 20 und das Röntgensystem für einen erneuten Scan zur Erzeugung oder Aufnahme eines
15 weiteren Röntgenbildes bereitstehen. Dementsprechend kann in einem Verfahrensschritt S29 zu einem Startpunkt des Verfahrens zurückgekehrt oder gesprungen werden, um das Verfahren zur Aufnahme eines nächsten Röntgenbildes erneut zu durchlaufen.
20

Patentansprüche

1. Verfahren (62, 64) zur Erzeugung von Röntgenbildern, wobei
- bei der Erzeugung eines Röntgenbildes eine Schlitzblende
5 (16) zwischen einer Strahlungsquelle (10) und einem Aufnahme-
objekt (24) für einen Scan des Aufnahmeobjekts (24) vor die-
sem entlang bewegt wird und
- von der Strahlungsquelle (10) ausgesendete Strahlung (12,
26) nach deren Durchtritt durch die Schlitzblende (16) und
10 das Aufnahmeobjekt (24) mittels eines Detektors (20) detek-
tiert wird,
dadurch gekennzeichnet, dass
- das Röntgenbild unter Verzicht auf eine zwischen dem Auf-
nahmeobjekt (24) und dem Detektor (20) angeordnete zweite
15 Schlitzblende (16) erzeugt und dabei nur solche Strahlung
(26, 60) verwertet wird, deren mittels des Detektors (20)
während des Scans detektierte Intensität (54, 58, 60) größer
ist als ein vorgegebener Schwellwert (56).
- 20 2. Verfahren (62, 64) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet,
dass
- bei der Erzeugung eines Röntgenbildes aus dem Detektor (20)
während des Scans eine Vielzahl von Konstituentenbilddaten-
sätzen ausgelesen,
25 - und das Röntgenbild zusammengesetzt wird aus allen Teilbe-
reichen (60) der Konstituentenbilddatensätze, in denen die
detektierte Intensität (60) größer als der vorgegebene
Schwellwert (56) ist.
- 30 3. Verfahren (62, 64) nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet,
dass die Konstituentenbilddatensätze mit einer Rate von we-
nigstens 60 Hertz aus dem Detektor (20) ausgelesen werden.
4. Verfahren (62, 64) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet,
35 dass der Detektor (20) einen aktiven Pixelsensor (22) auf-
weist und die von diesem während des Scans detektierte Strah-
lung (54, 58, 60) mittels des Detektors (20) pixelgenau

- ignoriert wird, solange die jeweilige Intensität (58) kleiner als der Schwellwert (56) ist und
- integriert wird, solange die jeweilige Intensität (60) größer als der Schwellwert (56) ist.

5

5. Verfahren (62, 64) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Strahlungsquelle (10) gepulst betrieben wird mit einem Tastgrad von wenigstens 50 Prozent, bevorzugt von wenigstens 90 Prozent.

10

6. Verfahren (62, 64) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Strahlungsquelle (10) bei der unmittelbar aufeinander folgenden Erzeugung mehrerer Röntgenbilder kontinuierlich betrieben wird.

15

7. Verfahren (62, 64) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Schlitzblende (16) rotierbar gelagert ist und während des Scans um eine Drehachse (34) rotiert wird, welche sich insbesondere zumindest nahezu parallel zu einem Mittelstrahl eines von der Strahlungsquelle (10) ausgesendeten Strahlenbündels (12) erstreckt.

20

8. Röntgensystem mit einer Strahlungsquelle (10), einer beweglich gelagerten Schlitzblende (16), einem Detektor (20) und einer Datenverarbeitungseinrichtung, welches zum Durchführen eines Verfahrens gemäß einem der vorhergehenden Ansprüche eingerichtet ist.

25

9. Röntgensystem nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Schlitzblende (16) ausgebildet ist als um eine Drehachse (34) rotierbar gelagerte Scheibe (16), welche zumindest einen, bevorzugt mehr als einen, sich in radialer Richtung erstreckenden Schlitz (18) aufweist.

30

10. Röntgensystem nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass jeder Schlitz (18) der Scheibe (16) in radialer Richtung eine größere Erstreckung aufweist als in einer Umfangsrichtung der Scheibe (16).

35

1/4

FIG 1

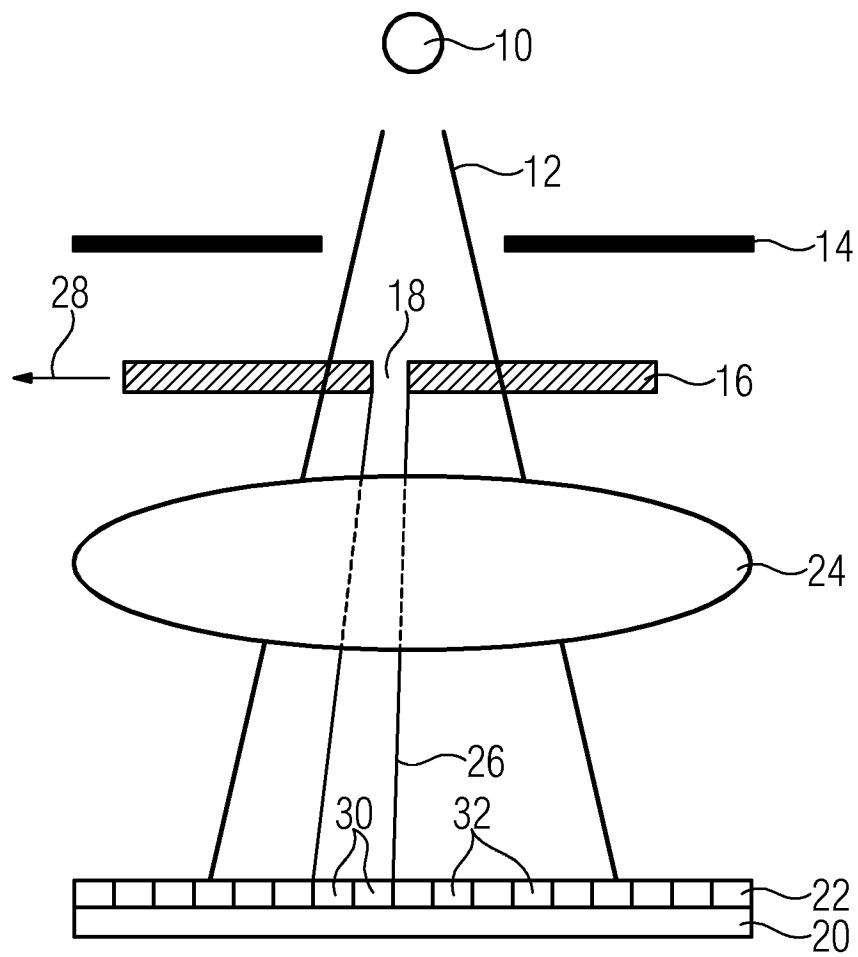


FIG 2

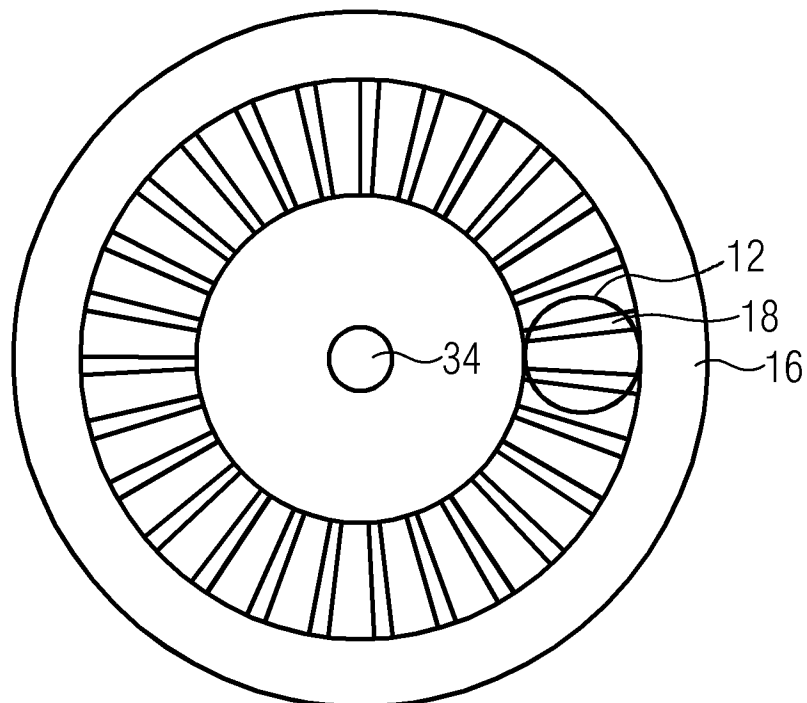


FIG 3

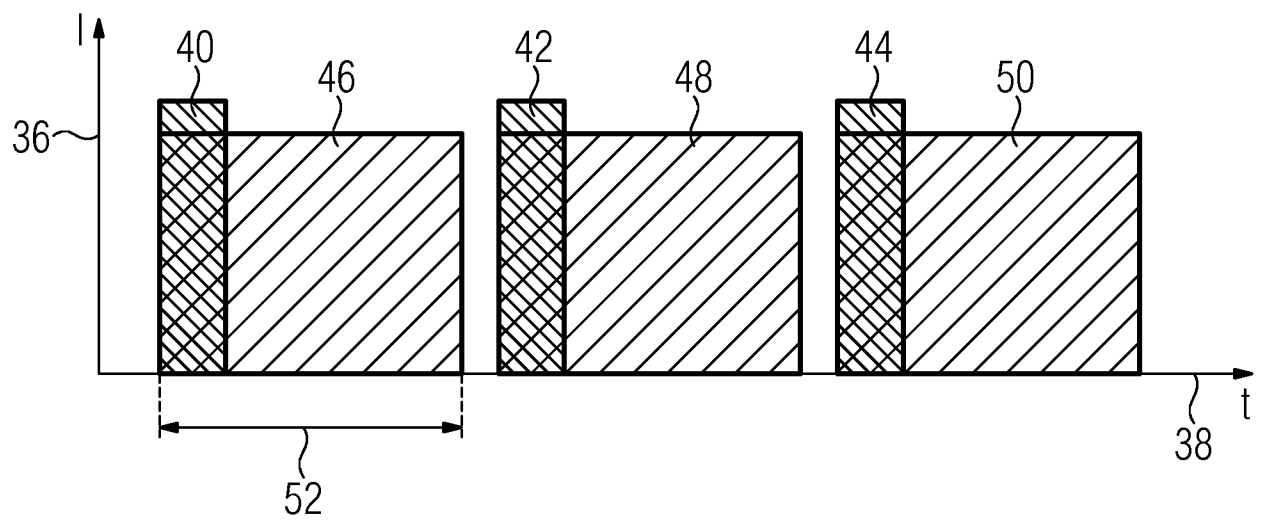


FIG 4

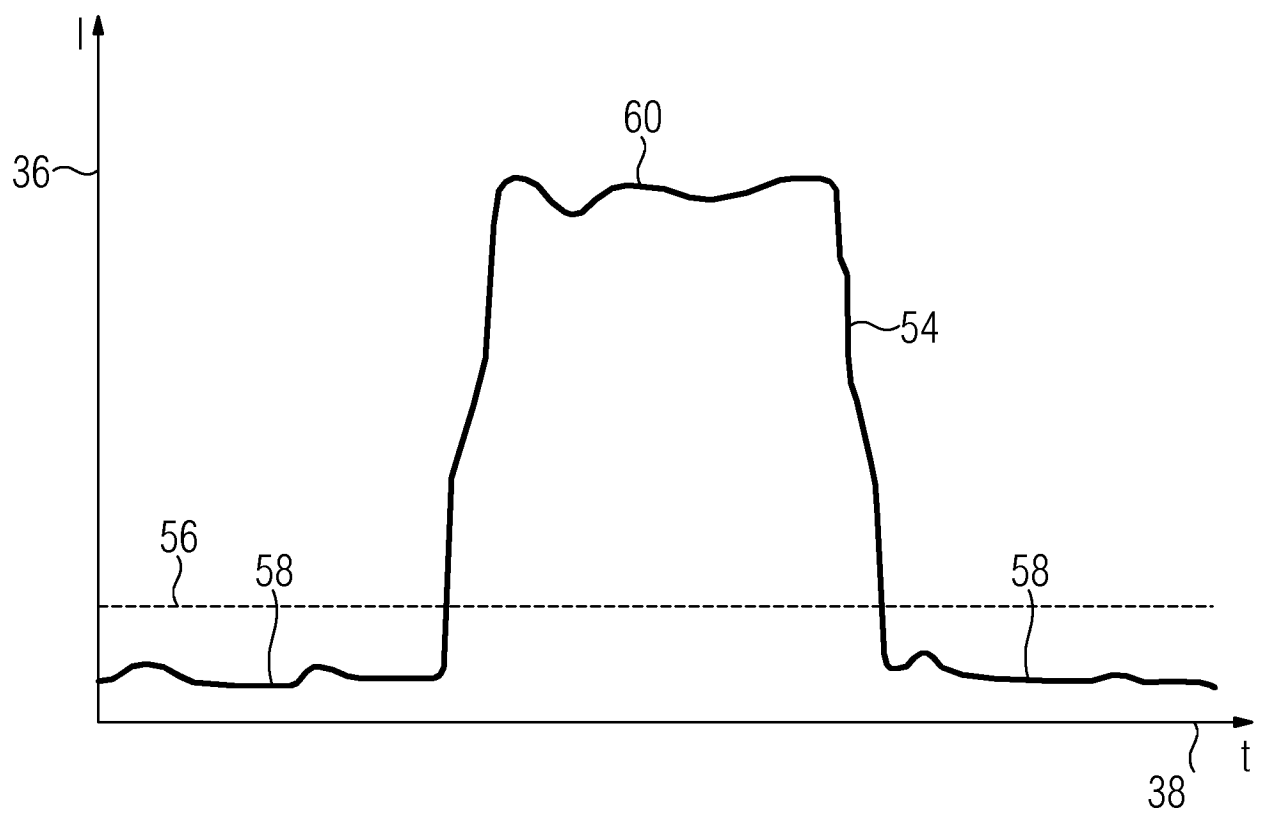


FIG 5

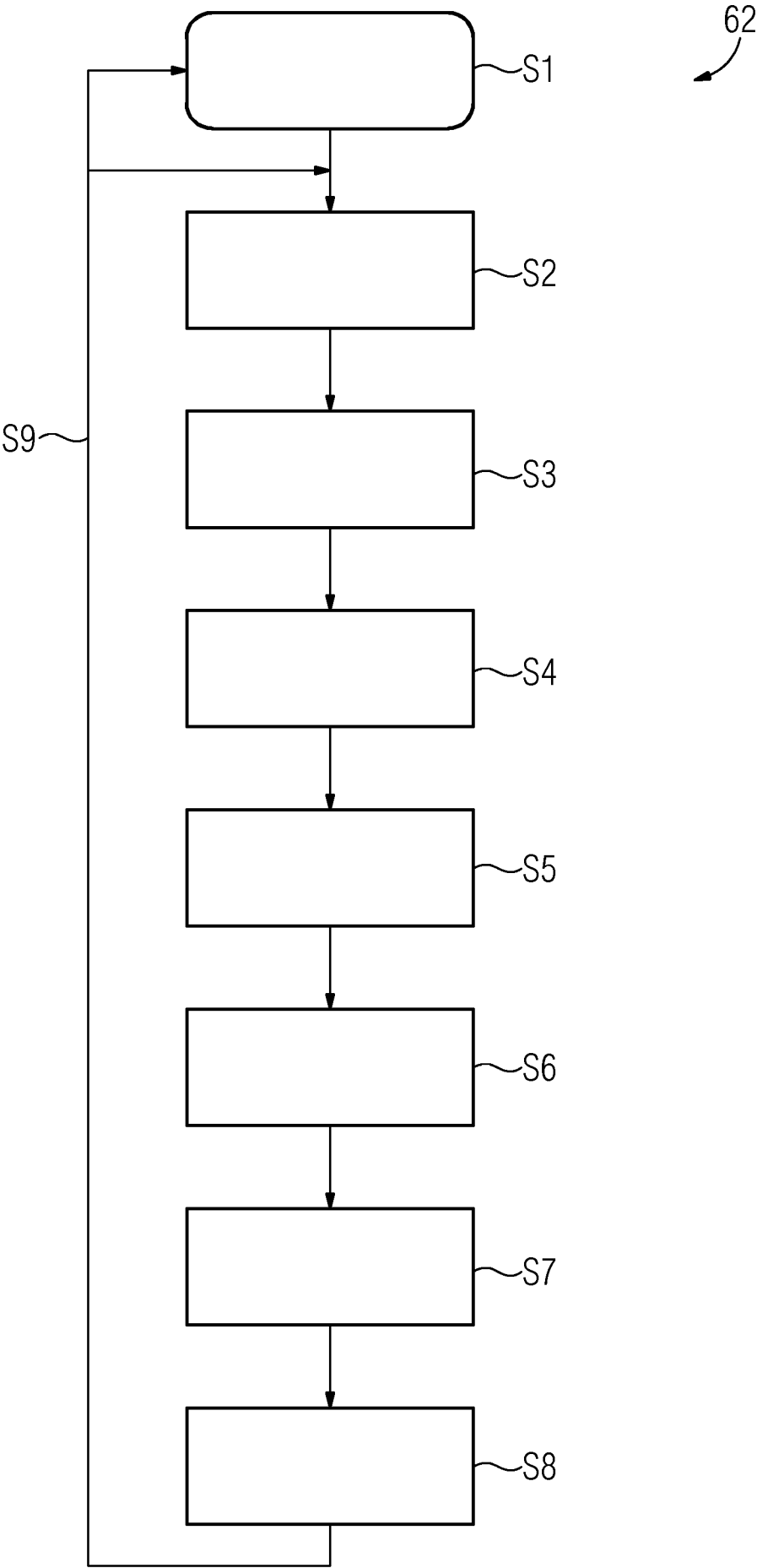


FIG 6

