



(10) **DE 10 2013 204 264 A1** 2014.09.18

(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2013 204 264.7**  
(22) Anmeldetag: **12.03.2013**  
(43) Offenlegungstag: **18.09.2014**

(51) Int Cl.: **G01T 1/29 (2006.01)**  
**G01T 1/20 (2006.01)**  
**G01T 1/36 (2006.01)**  
**A61B 6/00 (2006.01)**

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

(72) Erfinder:  
**Spahn, Martin, Dr., 91054 Erlangen, DE**

(56) Ermittelter Stand der Technik:

**DE 10 2006 022 596 A1**  
**DE 10 2011 080 656 A1**  
**US 2007 / 0 242 802 A1**  
**WO 02/ 022 018 A2**

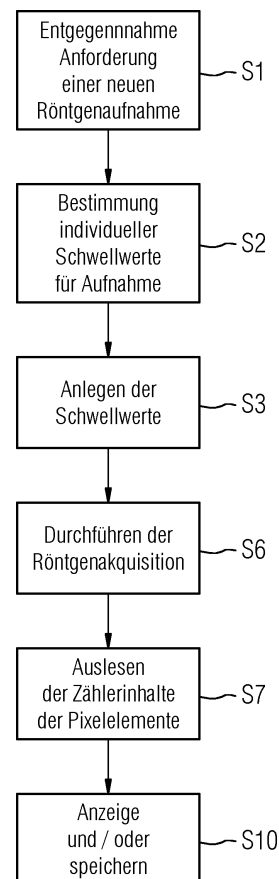
Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

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

(54) Bezeichnung: **Verfahren zur Aufnahme eines Röntgenbildes und Röntgensystem**

(57) Zusammenfassung: Verfahren zur Aufnahme eines Röntgenbildes eines Untersuchungsobjekts mittels eines zählenden digitalen Röntgendetektors eines Röntgensystems insbesondere für Dual- oder Multienergiebildgebung, wobei der Röntgendetektor einen Röntgenkonverter zur direkten oder indirekten Umwandlung von Röntgenstrahlung in ein elektrisches Signal und eine Matrix mit einer Vielzahl von zählenden Pixelelementen aufweist, wobei für jedes Pixelelement gleichzeitig mindestens ein oder mindestens zwei verschiedene, veränderbare Schwellwerte anlegbar sind, oberhalb derer das eingehende Signal jeweils mittels einer Speichereinheit, insbesondere eines Zählers, gezählt wird, mit den folgenden Schritten:

- Entgegennahme einer Anforderung zur Aufnahme eines oder mehrerer Röntgenbilder,
- automatische Bestimmung von zwei oder mehreren an die jeweilige Aufnahme des/der Röntgenbilder individuell angepassten Schwellwerten,
- Einstellen der zuvor bestimmten Schwellwerte in dem Röntgendetektor,
- Applikation von Röntgenstrahlung, während die zuvor bestimmten Schwellwerte angelegt sind und Umwandlung von Röntgenquanten in Zählsignale und Speicherung der Zählsignale in dem Röntgendetektor,
- Auslesen von das Röntgenbild repräsentierenden Bilddaten aus dem Röntgendetektor und
- Anzeige oder Speicherung des Röntgenbildes.



## Beschreibung

**[0001]** Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Aufnahme eines Röntgenbildes eines Untersuchungsobjekts mittels eines zählenden digitalen Röntgendetektors gemäß dem Patentanspruch 1 sowie eine Vorrichtung zur Durchführung eines derartigen Verfahrens gemäß dem Patentanspruch 13.

**[0002]** Zur diagnostischen Untersuchung und für interventionelle Eingriffe z.B. in der Kardiologie, der Radiologie sowie der Chirurgie werden zur Bildgebung Röntgensysteme eingesetzt. Röntgensysteme **16**, wie in **Fig. 1** gezeigt, weisen eine Röntgenröhre **18** und einen Röntgendetektor **17** auf, z.B. gemeinsam an einem C-Bogen **19** angeordnet, einen Hochspannungsgenerator zur Erzeugung der Röhrenspannung, ein Bildgebungssystem **21** (häufig inklusive mindestens eines Monitors **22**), eine Systemsteuereinheit **20** und einen Patiententisch **23**. Systeme mit zwei Ebenen (2 C-Bögen) werden ebenfalls in der interventionellen Radiologie eingesetzt. Als Röntgendetektoren werden im Allgemeinen Röntgenflachdetektoren in vielen Bereichen der medizinischen Röntgendiagnostik und Intervention verwendet, beispielsweise in der Radiographie, der interventionellen Radiologie, der Kardangiographie, aber auch der Therapie zur Bildgebung im Rahmen der Kontrolle und Bestrahlungsplanung oder der Mammographie.

**[0003]** Heutige Röntgenflachdetektoren sind im Allgemeinen integrierende Detektoren und basieren vorwiegend auf Szintillatoren, deren Licht in Matrizen von Photodioden in elektrische Ladung gewandelt wird. Diese werden dann über aktive Steuerelemente üblicherweise zeilenweise ausgelesen. **Fig. 2** zeigt den prinzipiellen Aufbau eines heute verwendeten indirekt-konvertierenden Röntgenflachdetektors, aufweisend einen Szintillator **10**, eine aktive Auslesematrix **11** aus amorphem Silizium mit einer Vielzahl von Pixelelementen **12** (mit Photodiode **13** und Schaltelement **14**) und Ansteuer- und Ausleseelektronik **15** (siehe z.B. M. Spahn, „Flat detectors and their clinical applications“, Eur Radiol. (2005), 15: 1934–1947). Je nach Strahlenqualität liegt die Quanteneffizienz für einen Szintillator aus CsJ mit einer Schichtdicke von z.B. 600  $\mu\text{m}$  je nach Strahlenqualität zwischen etwa 50% und 80% (siehe z.B. M. Spahn, „Flat detectors and their clinical applications“, Eur Radiol (2005), 15: 1934–1947). Die ortsfrequenzabhängige DQE(f) („detective quantum efficiency“) wird hierdurch nach oben begrenzt und liegt für typische Pixelgrößen von z.B. 150 bis 200  $\mu\text{m}$  und für die für die Applikationen interessanten Ortsfrequenzen von 1 bis 2 lp/mm deutlich darunter. Um neue Applikationen (z.B. Dual-Energy, Material-Separation) zu ermöglichen, aber auch die Quanteneffizienz weiter zu steigern, wird zunehmend das Potential von zählenden Detektoren bzw. energiediskriminierenden zählenden Detek-

toren hauptsächlich auf Basis von direkt-konvertierenden Materialien (wie z.B. CdTe oder CdZTe=CZT) und kontaktierten ASICs (application specific integrated circuit; z.B. Ausführung in CMOS Technologie) genutzt.

**[0004]** Ein beispielhafter Aufbau solcher zählender Röntgendetektoren ist in **Fig. 3** dargestellt. Röntgenstrahlung wird im Direktkonverter **24** (z.B. CdTe oder CZT) konvertiert und die erzeugten Ladungsträgerpaare über ein elektrisches Feld, welches von einer gemeinsamen Top-Elektrode **26** und einer Pixelelektrode **25** erzeugt wird, separiert. Die Ladung erzeugt in einer der pixel-förmig ausgeführten Pixelelektroden **25** des ASIC **27** einen Ladungspuls, dessen Höhe der Energie des Röntgenquants entspricht und der, falls oberhalb eines definierten Schwellwerts liegend, als ein Zählereignis registriert wird. Der Schwellwert dient dazu, ein tatsächliches Ereignis von elektronischem Rauschen zu unterscheiden oder z.B. auch k-Fluoreszenzphotonen zu unterdrücken, um Mehrfachzählungen zu vermeiden. Der ASIC **27**, ein entsprechender Abschnitt des Direktkonverters **24** und eine Kopplung zwischen Direktkonverter **24** und ASIC **27** (bei direkt-konvertierenden Detektoren z.B. mittels Bumpbonds **36**) bilden jeweils das Detektormodul **35** mit einer Vielzahl von Pixelelementen **12**. Der ASIC **27** ist auf einem Substrat **37** angeordnet und mit periferer Elektronik **38** verbunden. Ein Detektormodul kann auch ein oder mehrere ASICs und ein oder mehrere Teilstücke eines Direktkonverters aufweisen, gewählt jeweils nach Bedarf.

**[0005]** In der **Fig. 5** ist die generelle Schematik eines zählenden Pixelelements **12** gezeigt. Die elektrische Ladung wird über den Ladungseingang **28** im Pixelelement gesammelt und dort mit Hilfe eines Ladungsverstärkers **29** und einer Rückkopplungskapazität **40** verstärkt. Zusätzlich kann am Ausgang die Pulsform in einem Shaper (Filter) angepasst werden (nicht dargestellt). Ein Ereignis wird dann gezählt, indem eine digitale Speichereinheit (Zähler oder Counter) **33** um Eins hochgezählt wird, wenn das Ausgangssignal über einem einstellbaren Schwellwert liegt. Dies wird über einen Diskriminator **31** festgestellt. Der Schwellwert kann prinzipiell auch fest analog vorgegeben sein, wird aber i.A. über einen Digital-Analog-Wandler (digital-to-analog-converter, DAC) **32** angelegt und ist damit in einem gewissen Bereich variabel einstellbar. Der Schwellwert kann entweder pixelweise lokal einstellbar sein, wie gezeigt über den (lokalen) Diskriminator **31** und den (lokalen) DAC **32** oder auch global für mehrere/alle Pixelelemente über z.B. einen globalen Diskriminator und DAC. Anschließend kann über eine Ansteuer- und Ausleseeinheit bzw. periferer Elektronik **38** ausgelesen werden.

**[0006]** Beispiel: Die Ansteuerung der Schwellwerte durch die DACs kann z.B. mit einer Auflösung von 6 bit erfolgen. Beträgt die Schrittweite dann z.B. 2 keV

pro bit, dann lassen sich – ein lineares Verhalten vorausgesetzt – damit 128 keV überdecken. Dies ist ausreichend für die meisten Anwendungen in der Angiographie, Kardangiographie, Chirurgie oder Radiographie. Für eine höhere Auflösung, z.B. 1 keV/bit, ist z.B. mindestens ein weiteres bit notwendig. Alternativ kann ein Offset grob (z.B. bei etwa 20 keV) definiert werden und oberhalb dessen ein DAC mit höherer Auflösung von z.B. 1.5 keV/bit eingesetzt werden.

**[0007]** Im Allgemeinen ist es ausreichend, einen keV-Bereich von etwa 20 bis 80 keV zu überdecken, wenn kein Schwellwert in der Nähe der maximalen Energie, die aufgrund der maximalen Röhrenspannung zu erwarten ist (also z.B. 120 keV), gesetzt werden soll, sodass mit 6 bit eine Auflösung von etwa 1.0 keV/bit erreicht werden kann.

**[0008]** Der Vollständigkeit halber sei aber noch Folgendes erwähnt: Über einen „Applikations“-DAC hinaus, der z.B. zu Einstellung einer bestimmten keV-Schwelle für ein ganzes Detektormodul bzw. den gesamten Röntgendetektor dient, kann ein weiterer pixel-weiser Abgleich erforderlich sein, der Pixel-zu-Pixel-Schwankungen korrigieren soll (z.B. Schwankungen von Verstärkern **29**, lokalen Material-Inhomogenitäten des Detektormaterials, etc.). Dieser pixelweise Kalibrier- oder Korrektur-DAC weist in der Regel eine wesentlich höhere Auflösung als der „Applikations“-DAC auf, z.B. 0,5 keV pro bit, und ist z.B. über einen keV-Bereich einstellbar, innerhalb dessen die Pixel-zu-Pixel-Schwankungen erwartet werden, also z.B. 6 keV; in dem Beispiel sind 12 Stufen, also 4 bit ausreichend. Soll die Kalibrier- oder Korrektur-Genauigkeit dagegen z.B. 0,1 keV pro bit betragen, sind 60 Stufen, also 6 bit, erforderlich. Ist ein solcher Kalibrier- oder Korrektur-DAC vorgesehen, so ist es vorteilhaft, den „Applikations“-DAC und den Korrektur-DAC getrennt auszuführen. Der Applikations-DAC kann als globaler DAC mit eher geringerer Auflösung (z.B. 2 keV/bit) ausgelegt werden, der eine Spannung erzeugt, die an jedem Pixelelement des Detektormoduls bzw. aller Detektormodule eines Detektors anliegt und der pixelweise über einen höher auflösenden Korrektur-DAC (z.B. 0.1 keV/bit) eine pixelweise Korrekturspannung überlagert wird. Sind mehrere Schwellwerte und Zähler pro Pixelelement vorgesehen (spektrale Bildgebung), so sind mehrere globale Applikations-DACs notwendig und es kann dann vorteilhaft sein, auch für jeden Diskriminator einen Kalibrier- oder Korrektur-DAC vorzusehen, falls z.B. die Schaltung sich nicht-linear verhält. Um die pixelweisen Kalibrier- oder Korrektur-DACs geht es im Folgenden aber nicht.

**[0009]** Fig. 6 zeigt eine Schematik für ein gesamtes Array von zählenden Pixelelementen **12**, z.B. 100 × 100 Pixelelementen von je z.B. 180 µm. In diesem Beispiel hätte es eine Größe von 1,8 × 1,8 cm<sup>2</sup>. Für großflächige Röntgendetektoren (z.B. 20 × 30 cm<sup>2</sup>)

werden mehrere Detektormodule **35** zusammengeslossen (in diesem Beispiel würden 11 × 17 etwa diese Fläche ergeben) und über die gemeinsame periferen Elektronik verbunden. Für die Verbindung zwischen ASIC und periferer Elektronik wird z.B. TSV-Technologie (through silicon via) eingesetzt, um eine möglichst enge vierseitige Anreihbarkeit der Module zu gewährleisten.

**[0010]** Im Falle von zählenden und energiediskriminierenden Röntgendetektoren werden zwei, drei (wie in Fig. 7 gezeigt) oder mehr unterschiedliche Schwellwerte eingeführt und die Höhe des Ladungspulses, entsprechend den vordefinierten Schwellwerten (Diskriminatorschwellwerten), in eines oder mehrere der digitalen Speichereinheiten (Zähler) eingeordnet. Die in einem bestimmten Energiebereich gezählten Röntgenquanten lassen sich dann durch Differenzbildung der Zählerinhalte zweier entsprechender Zähler erhalten. Die Diskriminatoren lassen sich z.B. mit Hilfe von Digital-Analog-Wandlern für das ganze Detektormodul oder pixelweise innerhalb gegebener Grenzen oder Bereiche einstellen. Die Zählerinhalte der Pixelelemente werden nacheinander über eine entsprechende Ausleseeinheit modulweise ausgelesen. Dieser Ausleseprozess benötigt eine gewisse Zeit, während dessen nicht fehlerfrei weitergezählt werden kann.

**[0011]** Es ist Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Verfahren zur Aufnahme eines Röntgenbildes bereitzustellen, welches eine Verbesserung der Qualität der Röntgenbildgebung mittels zählender Röntgendetektoren ermöglicht. Des Weiteren ist es Aufgabe der Erfindung, ein für die Durchführung des Verfahrens geeignetes Röntgengerät bereitzustellen.

**[0012]** Die Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch ein Verfahren zur Aufnahme eines Röntgenbildes eines Untersuchungsobjekts mittels eines zählenden digitalen Röntgendetektors gemäß dem Patentanspruch 1 und von einer Vorrichtung gemäß dem Patentanspruch 13. Vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung sind jeweils Gegenstand der zugehörigen Unteransprüche.

**[0013]** Das erfindungsgemäße Verfahren zur Aufnahme eines Röntgenbildes eines Untersuchungsobjekts mittels eines zählenden digitalen Röntgendetektors eines Röntgensystems, insbesondere für Dual- oder Multienergiebildgebung, wobei der Röntgendetektor einen Röntgenkonverter zur direkten oder indirekten Umwandlung von Röntgenstrahlung in ein elektrisches Signal und eine Matrix mit einer Vielzahl von zählenden Pixelelementen aufweist, wobei für jedes Pixelelement mindestens ein veränderbarer Schwellwert anlegbar ist, oberhalb dessen das eingehende Signal jeweils mittels einer Speichereinheit, insbesondere eines Zählers, gezählt wird, weist die folgenden Schritte auf:

- Entgegennahme einer Anforderung zur Aufnahme eines oder mehrerer Röntgenbilder,
- automatische Bestimmung von zwei oder mehreren an die jeweilige Aufnahme des/der Röntgenbilder(s) individuell angepassten Schwellwerten,
- Einstellen der zuvor bestimmten Schwellwerte in dem Röntgendetektor,
- Applikation von Röntgenstrahlung während die zuvor bestimmten Schwellwerte angelegt sind und Umwandlung von Röntgenquanten in Zählsignale und Speicherung der Zählsignale in dem Röntgendetektor,
- Auslesen von das Röntgenbild repräsentierenden Bilddaten aus dem Röntgendetektor und
- Anzeige oder Speicherung des Röntgenbildes.

**[0014]** Im Rahmen der Erfindung werden also für jede neu geplante Röntgenaufnahme ein oder mehrere individuelle Schwellwerte für die Pixelelemente bestimmt, welche Schwellwerte an die neue Aufnahmesituation und Aufnahmebedingungen angepasst ausgewählt werden können, so dass eine verbesserte Röntgenbildgebung mit höherer Bildqualität erzielt werden kann. Hierdurch kann auch die verwendete Röntgendosis besser genutzt werden, was eine Senkung der Röntgendosis und damit eine geringere Strahlenbelastung von Patient und Arzt ermöglicht. Des Weiteren können verschiedene spezielle Applikationen wie z.B. K-Kanten-Bildgebung, welche unter Standardbedingungen nur sehr eingeschränkt möglich sind, bei guter Röntgenqualität durchgeführt werden. Mittels eines einzigen Röntgendetektors können dadurch in kurzer Abfolge verschiedene Aufnahmearten bei z.B. verschiedenen Röntgenspektren mit hoher Bildqualität realisiert werden. Es kann dabei z.B. vorgesehen sein, dass für alle Pixelelemente der oder die gleichen Schwellwerte bestimmt werden oder es können für jedes einzelne Pixelelement wiederum individuelle Schwellwerte bestimmt werden.

**[0015]** In vorteilhafter Weise sind für jedes Pixelelement gleichzeitig mindestens zwei verschiedene, veränderbare Schwellwerte anlegbar und werden die mindestens zwei Schwellwerte automatisch an die jeweilige Aufnahme des oder der Röntgenbilder individuell angepasst bestimmt. Für mindestens zwei verschiedene Schwellwerte, also z.B. eine Energiediskriminierung, ist eine individuelle Bestimmung der Schwellwerte besonders vorteilhaft, da hier ohne eine solche Anpassung große Qualitätsunterschiede und -einbußen auftreten können.

**[0016]** Nach einer Ausgestaltung der Erfindung werden für die Bestimmung der Schwellwerte Informationen des Röntgensystems, insbesondere bezüglich der Art der Röntgenaufnahme und/oder der Eigenschaften des Röntgendetektors und/oder der Eigenschaften des Röntgenspektrums der Röntgenstrahlung und/oder der Eigenschaften des Untersuchungsobjektes ermittelt und verwendet. Die genann-

ten Informationen können die Anforderungen an die Schwellwerte verändern, so dass es vorteilhaft ist, sie für eine jeweilige Bestimmung der Schwellwerte in Betracht zu ziehen. Unter der Art der Röntgenaufnahme kann z.B. die Information verstanden werden, ob eine Single-, Dual- oder Multienergieaufnahme aufgenommen werden soll. Das Röntgenspektrum kann z.B. durch die Röhrenspannung oder die Filterung beeinflusst werden und das Untersuchungsobjekt kann in seinen Eigenschaften ebenfalls stark variieren. Für jede Variable kann eine unterschiedliche Einstellung der Schwellwerte sinnvoll und vorteilhaft für die Qualität der Röntgenbildgebung sein.

**[0017]** Insbesondere beinhalten die Informationen des Röntgensystems den Röhrenstrom einer Röntgenröhre und/oder die Röhrenspannung der Röntgenröhre und/oder einen Aufhärungsgrad der Röntgenstrahlung und/oder eine Angulation oder Geometrie eines Aufnahmesystems und/oder eine Filterung der Röntgenstrahlung und/oder einen Wasserwert des Untersuchungsobjektes und/oder eine Materialeigenschaft, insbesondere die K-Kante, des Röntgenkonverters und/oder eine Materialeigenschaft, insbesondere die K-Kante, des Untersuchungsobjektes.

**[0018]** In vorteilhafter Weise werden die Informationen von einer Steuerungseinrichtung oder aus einer Speichereinheit des Röntgensystems, dem der Röntgendetektor zugeordnet ist, abgefragt. Dies kann automatisch durchgeführt werden, sobald eine neue Röntgenaufnahme angefordert wird.

**[0019]** Nach einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung werden die Informationen zur Vorgabe von einer oder mehreren Randbedingungen für die Bestimmung der Schwellwerte verwendet, so dass durch Randbedingungen automatisch eine Anpassung der Schwellwerte durchgeführt werden kann. Insbesondere werden anhand der Randbedingungen die Schwellwerte berechnet oder geschätzt. Randbedingungen sind dazu vorgesehen, die Auswahl an möglichen Schwellwerten einzugrenzen oder bestimmte Schwellwerte direkt auszuwählen. So kann z.B. als eine Randbedingung vorgesehen sein, dass die Schwellwerte nur einen bestimmten Wertebereich annehmen können. Sind mehr als eine oder mehrere weitere Randbedingungen dazu vorgesehen, so können z.B. ein Schwellwert oder wenige mögliche Schwellwerte direkt bestimmt werden. Eine vorgegebene Randbedingung kann z.B. auch sein, dass äquidistante Abstände zwischen mehreren zu bestimmenden Schwellwerten (z.B. bei Multienergiebildgebung) bestehen.

**[0020]** Nach einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung werden zusätzlich vorgegebene oder voreingestellte Randbedingungen zur Bestimmung der Schwellwerte verwendet. Dies kann z.B. vorgesehen

sein, um bestimmte sehr hohe oder sehr niedrige Wertebereiche grundsätzlich auszuschließen.

**[0021]** Nach einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung werden zusätzlich Eingaben entgegengenommen, welche zur Definition von weiteren Randbedingungen verwendet werden. Hierbei können z.B. röntgensystemexterne Informationsquellen oder Userabfragen und -eingaben vorgesehen sein. So kann ein Gerätebediener durch seinen Input Schwellwerte ausschließen oder Wertebereiche festlegen.

**[0022]** In vorteilhafter Weise für eine besonders gute Bildqualität werden vor der Applikation der Röntgenstrahlung neue Kalibrierdaten des Röntgendetektors bestimmt und eingestellt.

**[0023]** Nach einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung werden die das Röntgenbild repräsentierenden Bilddaten einer Bildverarbeitung und/oder einer Bildkorrektur unterzogen. Derartige Bildverarbeitungen oder Korrekturen dienen einer weiteren Optimierung der Darstellung der Röntgenbilder, z.B. indem Rauschen oder Artefakte aus den Bilddaten entfernt werden, so dass ein Arzt den Röntgenbildern auf einfache Weise relevante Informationen zur Diagnose oder Therapie entnehmen kann.

**[0024]** Zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens ist ein Röntgensystem für Dual- oder Multienergiebildgebung vorgesehen. Ein solches Röntgensystem weist einen zählenden digitalen Röntgendetektor, welcher einen Röntgenkonverter zur direkten oder indirekten Umwandlung von Röntgenstrahlung in ein elektrisches Signal und eine Matrix mit einer Vielzahl von zählenden Pixelelementen aufweist, wobei für jedes Pixelelement mindestens einer oder gleichzeitig mindestens zwei verschiedene Schwellwerte anlegbar sind, oberhalb derer das eingehende Signal jeweils mittels einer Speichereinheit, insbesondere eines Zählers, gezählt wird, auf, außerdem eine Röntgenröhre zur Aussendung einer das Untersuchungsobjekt durchstrahlenden Röntgenstrahlung, eine Systemsteuerung zur Ansteuerung des Röntgensystems, eine Recheneinheit zur Bestimmung der individuellen Schwellwerte und ein Bildsystem zur Verarbeitung und Anzeige von Röntgenbildern.

**[0025]** Die Erfindung sowie weitere vorteilhafte Ausgestaltungen gemäß Merkmalen der Unteransprüche werden im Folgenden anhand schematisch dargestellter Ausführungsbeispiele in der Zeichnung näher erläutert, ohne dass dadurch eine Beschränkung der Erfindung auf diese Ausführungsbeispiele erfolgt. Es zeigen:

**[0026]** Fig. 1 eine Ansicht eines bekannten Röntgensystems zur Verwendung bei interventionellen Eingriffen;

**[0027]** Fig. 2 eine Ansicht eines bekannten Röntgendetektors mit einem Szintillator;

**[0028]** Fig. 3 einen Schnitt durch einen Ausschnitt aus einem bekannten Röntgendetektor mit mehreren Detektormodulen;

**[0029]** Fig. 4 eine perspektivische Draufsicht auf einen Schnitt durch einen Ausschnitt aus einem bekannten Röntgendetektor mit mehreren Detektormodulen;

**[0030]** Fig. 5 eine Darstellung der zentralen Funktionselemente eines zählenden Pixelelements eines bekannten Röntgendetektors;

**[0031]** Fig. 6 eine Darstellung einer Matrix aus zählenden Pixelelementen eines bekannten Röntgendetektors mit Ansteuer- und Ausleselogik;

**[0032]** Fig. 7 eine Darstellung der zentralen Funktionselemente eines zählenden, energiediskriminierenden Pixelelements eines erfindungsgemäßen Röntgendetektors;

**[0033]** Fig. 8 ein beispielhaftes erstes Röntgenspektrum im Vergleich zu drei festgelegten Schwellwerten;

**[0034]** Fig. 9 ein beispielhaftes zweites Röntgenspektrum im Vergleich zu denselben drei Schwellwerten;

**[0035]** Fig. 10 einen Ablauf eines erfindungsgemäßen Verfahrens und

**[0036]** Fig. 11 einen weiteren Ablauf eines erfindungsgemäßen Verfahrens.

**[0037]** In der Fig. 8 und der Fig. 9 sind zwei unterschiedliche, für Röntgenaufnahmen typische Röntgenspektren gezeigt, sowohl vor der Durchstrahlung als auch nach der Durchstrahlung eines Untersuchungsobjektes. Ein erstes Röntgenspektrum R1 hat dabei eine höhere maximale Röntgenenergie als ein zweites Röntgenspektrum R2, was z.B. durch eine höhere Röhrenspannung der verwendeten Röntgenröhre zustande kommt. Zusätzlich sind außerdem die Röntgenspektren nach zwei verschiedenen Aufhärtungen a und b am Detektoreingang dargestellt. Je nach Röhrenspannung, Vorfiltration der Röntgenstrahlung und Filterung durch Untersuchungsobjekt und eventuell andere Objekte, wie z.B. den Patiententisch, wird das Röntgenspektrum mehr oder weniger aufgehärtet. In Fig. 8 ist ein erstes im Aufhärtungsgrad a aufgehärtetes Eingangsröntgenspektrum R1a und ein erstes im Aufhärtungsgrad b aufgehärtetes Eingangsröntgenspektrum R1b gezeigt; in der Fig. 9 ein zweites im Aufhärtungsgrad a aufgehärtetes Eingangsröntgenspek-

trum R2a und ein zweites im Aufhärungsgrad b aufgehärtetes Eingangs-Röntgenspektrum R2b gezeigt. Sind nun bei einem Röntgendetektor mit z.B. drei verschiedenen Schwellwerten zur Energieauflösung grundsätzlich dieselben drei Schwellwerte, ein erster fester Schwellwert SW1, ein zweiter fester Schwellwert SW2 und ein dritter fester Schwellwert SW3 eingestellt, so kann dies bei vielen verwendeten Röntgenspektren die Bildqualität eines Röntgenbildes negativ beeinflussen bzw. die zu erzielende Aufnahme verfälschen, während bei einigen wenigen Röntgenspektren eine sehr gute Röntgenbildqualität auftritt.

**[0038]** Unter verschiedenen Röntgenspektren ist hier nicht der Unterschied aufgrund der variierenden Absorption und damit der Anzahl der transmittierten Röntgenquanten und deren spektrale Verteilung von Ort zu Ort (also durch die Organe des Untersuchungsobjekts, eventuell interventionelle Tools wie Katheter, Stents) gemeint, sondern eine grundsätzliche (mittlere) Änderung des Röntgenspektrums dadurch, dass z.B. unterschiedliche Generatorspannungen verwendet werden, der Patient dicker oder dünner ist, unterschiedlich vorgefiltert wird oder durch mehr oder weniger steile Angulationen in Summe durch mehr oder weniger Gewebe des Untersuchungsobjektes gestrahlt wird.

**[0039]** Erfindungsgemäß ist nun vorgesehen, abhängig von den Aufnahmebedingungen die Schwellwerte vor Aufnahme einer neuen Röntgenaufnahme geeignet festzulegen, um so für die gewünschte Anwendung und Aufnahmebedingungen eine optimale Bildgebung zu ermöglichen. **Fig. 10** zeigt einen möglichen allgemeinen Ablauf eines solchen automatischen Verfahrens; in der **Fig. 11** ist ein weiteres, detaillierteres Verfahren gemäß der Erfindung gezeigt. Das Verfahren kann zumindest teilweise mittels einer Recheneinheit, z.B. einem PC mit entsprechender Software, durchgeführt werden, wobei diese in Verbindung mit einer Steuerungseinheit (z.B. Systemsteuerung) des Röntgensystems, welchem der Röntgendetektor zugeordnet ist, stehen kann. Die Steuerungseinheit kann z.B. die übrigen Schritte ansteuern. Bei dem verwendeten Röntgendetektor handelt es sich um einen zählenden Röntgendetektor wie z.B. in den **Fig. 3** und **Fig. 4** gezeigt ist, welcher jeweils eine Vielzahl von Pixelelementen, wie sie z.B. in der **Fig. 7** gezeigt sind, aufweist. An jedes Pixelelement sind mindestens einer oder gleichzeitig mindestens zwei verschiedene, veränderbare Schwellwerte anlegbar, oberhalb derer das eingehende Signal jeweils mittels einer Speichereinheit, insbesondere eines Zählers, gezählt wird.

**[0040]** Das Röntgensystem weist außerdem eine Röntgenröhre zur Aussendung einer das Untersuchungsobjekt durchstrahlenden Röntgenstrahlung, eine Systemsteuerung zur Ansteuerung des Rönt-

gensystems, und ein Bildsystem zur Verarbeitung und Anzeige von Röntgenbildern auf.

**[0041]** In einem ersten Schritt S1 wird eine Anforderung zur Aufnahme eines oder mehrerer Röntgenbilder(s) bzw. einer Sequenz von Röntgenbildern entgegengenommen. Eine Anforderung kann von einem Gerätenutzer eingegeben oder automatisch (z.B. programmiert) gestartet werden. In einem zweiten Schritt S2 werden für die neu zu erstellende Aufnahme ein oder mehrere individuelle Schwellwerte bestimmt, z.B. indem Schwellwerte anhand von Informationen betreffend die Aufnahmebedingungen oder das Röntgensystem und/oder anhand von Randbedingungen berechnet, geschätzt oder anderweitig festgelegt werden. Zur Bestimmung, Berechnung oder Auswahl der individuellen Schwellwerte können die verschiedensten Informationen bezüglich der geplanten Aufnahme oder des Röntgensystems verwendet werden. In der **Fig. 11** ist gezeigt, dass z.B. durch einen Abfrageschritt AF derartige Informationen von dem Röntgensystem abgefragt werden können. Hierfür kann z.B. die Recheneinheit, welche den Verfahrensschritt durchführt, in Kommunikationsverbindung mit der Systemsteuerung des Röntgensystems Informationen abfragen oder sie aus einer Speichereinheit abrufen. Aus den Informationen können verschiedene Randbedingungen erstellt und verwendet werden, welche dann für die Bestimmung der Schwellwerte verwendet werden. In der **Fig. 11** sind verschiedene Gruppen von Randbedingungen gezeigt, welche verwendet werden können bzw. welche aus den entsprechenden Informationen erhalten werden können; es sind jedoch beliebige weitere mögliche Randbedingungen verwendbar.

**[0042]** Die Informationen, die verwendet werden, sind z.B. Informationen über den Aufnahmemodus bzw. die Anwendung, also z.B. Single-, Dual- oder Multienergie-bildgebung, k-Kantenbildgebung, Einfachaufnahmen oder Sequenzaufnahmen, DSA (digitale Subtraktionsangiographie), Cardangiographie, Fluoroskopie, Hochkontrast- oder Niedrigkontrastbildgebung usw. Des Weiteren können Informationen über das verwendete Röntgenspektrum und den Energiebereich sowie die Filterung und das Untersuchungsobjekt verwendet werden. Weitere Informationen sind detektorbezogene Informationen, also z.B. die Größe und Anzahl der Pixelelemente, deren Positionen usw. Weitere Informationen, die einen Einfluss auf die Röntgenbildgebung haben, können ebenfalls mit zur Bestimmung der Schwellwerte verwendet werden. Wie in der **Fig. 11** gezeigt, können die Informationen zunächst dazu verwendet werden, um Randbedingungen für die Bestimmung bzw. Berechnung oder Schätzung der Schwellwerte festzulegen. Beispielhaft sind in **Fig. 11** in Bezug auf die Informationen, aus denen sie ermittelt werden, drei Kategorien von Randbedingungen gezeigt, welche zur Bestimmung der Schwellwerte eingesetzt werden kön-

nen: Applikationsbedingte Randbedingungen RB1, Röntgenspektrum- und patientenbezogene Randbedingungen RB2 und detektorbezogene Randbedingungen RB3, wobei Überschneidungen möglich sind. Beispiele für die Verwendung von Informationen zur Vorgabe von Randbedingungen sind weiter unten beschrieben.

**[0043]** In einem dritten Schritt S3 wird der oder werden die derart bestimmten Schwellwerte an die Pixelelemente angelegt, so dass Signale, die unterhalb des Schwellwertes liegen, nicht gezählt und solche oberhalb, gezählt werden können bzw. bei mehreren Schwellwerten und Energiediskriminierung Einordnungen in verschiedene Stufen erfolgen können. Eine genaue Vorgehensweise zum Anlegen von Schwellwerten bei Pixelelementen ist aus dem Stand der Technik bekannt. Beispielhaft wird z.B. über einen DAC eine Spannung erzeugt, die wiederum mit der Spannung des Signals verglichen wird, das am Ausgang des Verstärkers erzeugt wird. Ist die Spannung des Signals gleich bzw. höher als die durch den DAC eingestellte Spannung, wird der entsprechende Zähler um Eins erhöht, ansonsten nicht. Wenn die Schwellwerte angelegt sind, wird in einem vierten Schritt S6 eine Röntgenakquisition (oder auch mehrere bzw. eine Sequenz von Röntgenakquisitionen) durchgeführt, also ein Untersuchungsobjekt mittels Röntgenstrahlung aus einer Röntgenquelle durchleuchtet und die derart abgeschwächte Strahlung von dem Röntgendetektor erfasst. Im Rahmen der Erfassung der Röntgenstrahlung werden z.B. bei einem Röntgendetektor mit einem Direktkonverter Röntgenquanten in elektrische Signale umgewandelt und die elektrischen Signale dann positionsabhängig und abhängig von ihrer Signalhöhe von den Pixelelementen der aktiven Matrix des Röntgendetektors in Zählsignale umgewandelt und gespeichert. Es können auch indirekt-konvertierende Röntgendetektoren verwendet werden. In einem fünften Schritt S7 werden die Zählsignale mit Hilfe einer peripheren Elektronik aus den Pixelelementen ausgelesen und in einem sechsten Schritt S10 entweder in Speichereinheiten gespeichert oder als Röntgenbilder an Anzeigeeinheiten angezeigt. Das Auslesen der die Bilddaten repräsentierenden Zählsignale sowie deren Speicherung und/oder Anzeige als Röntgenbilder entsprechen dabei dem üblichen Vorgehen bei bekannten zählenden Röntgendetektoren.

**[0044]** Das erfindungsgemäße Verfahren bietet zahlreiche Vorteile, unter anderem eine umfassende Verbesserung und Optimierung der Bildqualität nicht nur in Einzelfällen sondern für alle möglichen Anwendungen und Applikationen sowohl des Röntgendetektors als auch des Röntgensystems, in welchem der Röntgendetektor integriert ist. Ebenso kann auch die Dosiseffizienz angepasst und optimiert werden.

**[0045]** Im Folgenden sind einige Beispiele gezeigt, wie Informationen zur Erstellung von Randbedingungen verwendet werden können:

**[0046]** Aus der Information, dass der verwendete Röntgendetektor keine Koinzidenzschaltung aufweist oder für die Aufnahme verwendet, folgt, dass eine Unterdrückung von k-escape Photonen erfolgen soll, was zu der Randbedingung führt, dass der unterste Schwellwert oberhalb des sogenannten k-escape des Röntgenkonverters liegen muss. Ebenso kann aus der Information, dass eine Koinzidenzschaltung vorhanden ist oder verwendet wird, eine Mitnahme von k-escape Photonen (z.B. sinnvoll, falls eine Koinzidenz- und Summationsvorrichtung benachbarter Pixelelemente vorhanden ist) gefolgert werden und damit die Randbedingungen, dass der unterste Schwellwert unterhalb des k-escape des Röntgenkonverters liegen soll. Sollen für die geplante Röntgenaufnahme Zählereignisse unterdrückt werden, deren Signal oberhalb der maximal zu erwartenden Energie liegt, so wird als Randbedingung der oberste Schwellwert im Bereich der maximalen Energie des Röntgenspektrums angesiedelt. Bei geplanter k-Kanten-Bildgebung wird als Randbedingung eine Anordnung des/der Schwellwerte um die entsprechende K-Kante herum ausgewählt, z.B. ein Schwellwert oberhalb und ein Schwellwert unterhalb. Bei geplanter Dual- oder Multienergiebildgebung wird als Randbedingung eine der Bildgebung entsprechende Anzahl von Schwellwerten ausgewählt.

**[0047]** In der Angiographie ist häufig z.B. die Röhrenspannung nicht fest vorgegeben, sondern stellt sich z.B. auf Basis des berechneten Wasserwerts, der wiederum vom Untersuchungsobjekt und einer Angulation des Aufnahmesystems (des Röntgensystems) abhängt, als auch vom maximalen Röhrenstrom, einer Vorfilterung und anderen Größen ein. Entsprechend ist eine maximale Röntgenquantenenergie festgelegt. Als Randbedingung kann der oberste Schwellwert entsprechend an die maximale für die bestimmte Projektion und Untersuchung festgelegte Röhrenspannung angepasst werden.

**[0048]** Das Röntgenspektrum am Eingang des Röntgendetektors ist z.B. abschätzbar durch die Röhrenspannung, Vorfilterung, die Geometrie oder den Wasserwert des Untersuchungsobjekts (Patientenäquivalent), entsprechend kann die Position des obersten Schwellwertes gewählt werden. Für den untersten Schwellwert kann z.B. eine Rauschschwelle des Röntgendetektors als Position ausgewählt werden. Eine mögliche Randbedingung ist außerdem eine Äquidistanz zwischen verschiedenen Schwellwerten.

**[0049]** Im Folgenden sind mehrere Beispiele für eine Bestimmung für konkrete Schwellwerte bei einem Pixeldesign mit drei unterschiedlichen Schwellwerten pro Pixelelement beschrieben:

i) Ein erster Schwellwert soll fest knapp oberhalb der Rauschschwelle und auch oberhalb einer bekannten k-escape Energie von Cd bzw. Te (etwa 23 bzw. 27 keV) festgelegt sein. Die weiteren Schwellwerte zwei und drei haben dann die Randbedingungen, dass sie oberhalb des ersten Schwellwertes aber unterhalb der maximal zu erwartenden Energie, die durch die Röhrenspannung gegeben ist, liegen; gleichzeitig sollen alle drei Schwellwerte gleich beabstandet sein. ii) Ein erster Schwellwert hat die Randbedingung, oberhalb der Rauschschwelle aber unterhalb der k-escape Energie von Cd bzw. Te angeordnet zu sein; der Schwellwert drei knapp oberhalb der maximal aufgrund der Generatorspannung zu erwartenden Energie, der Schwellwert zwei hat die Randbedingung von beiden äquidistant angeordnet dazwischen zu liegen. iii) Ein erster Schwellwert hat die Randbedingung oberhalb der Rauschschwelle aber unterhalb der k-escape Energie von Cd bzw. Te angeordnet zu sein, der Schwellwert zwei unterhalb der k-Kante von Jod und der Schwellwert drei oberhalb der k-Kante von Jod. iv) Alle drei Schwellwerte haben die Randbedingungen, äquidistant zueinander beabstandet zu sein.

**[0050]** Zusätzlich zu der Bestimmung von Schwellwerten und deren Einstellungen können – wie in FIF 11 gezeigt – in einem siebten Schritt S4 für jede Neubestimmung von Schwellwerten auch relevante Kalibrierdaten z.B. zur Datenkorrektur neu bestimmt werden. Diese werden dann in einem achten Schritt S5 zur Aktualisierung der zuvor eingestellten Kalibrierdaten verwendet. Im Allgemeinen werden vor oder während der Anzeige der akquirierten Bilddaten in einem neunten Schritt S8 Live-Bildverarbeitungsverfahren und/oder in einem zehnten Schritt S9 Offline-Bildverarbeitungsverfahren z.B. zur Korrektur (Rauschkorrektur, Gainkorrektur usw.) oder Verbesserung der Bildqualität durchgeführt.

**[0051]** Ein erfindungsgemäßes Röntgensystem ist z.B. für Dual- oder Multienergiebildgebung ausgebildet und weist einen zählenden digitalen Röntgendetektor, welcher einen Röntgenkonverter zur direkten oder indirekten Umwandlung von Röntgenstrahlung in ein elektrisches Signal und eine Matrix mit einer Vielzahl von zählenden Pixelelementen, auf. Für jedes Pixelelement ist ein oder sind gleichzeitig mindestens zwei verschiedene, veränderbare Schwellwerte anlegbar, oberhalb derer das eingehende Signal jeweils mittels einer Speichereinheit, insbesondere eines Zählers, gezählt wird. Die Schwellwerte sind z.B. mittels Diskriminatoren und DACs anlegbar. Das Röntgensystem weist außerdem eine Röntgenröhre zur Aussendung einer das Untersuchungsobjekt durchstrahlenden Röntgenstrahlung auf, eine Systemsteuerung zur Ansteuerung des Röntgensystems, eine Recheneinheit zur Bestimmung der individuellen Schwellwerte und ein Bildsystem zur Ver-

arbeitung und Anzeige von Röntgenbildern. Mittels des Röntgensystems ist das erfindungsgemäße Verfahren automatisch durchführbar. Die Pixelelemente können z.B. auch mit direkt benachbarten Pixelelementen derart verbunden sein, dass die Aufteilung des Signals auf mehr als ein Pixelelement z.B. durch k-Escape oder „charge sharing“ mit Hilfe von Koinzidenzschaltungen kompensiert wird und das Signal durch Summation zusammengeführt wird. Auf diese Weise kann erreicht werden, dass Mehrfachzählungen und falsche Energiezuordnungen vermieden werden.

**[0052]** In der Angiographie werden teilweise sehr unterschiedliche effektive Pixelgrößen eingesetzt. Dazu wird vom sogenannten Pixelbinning Gebrauch gemacht. Dabei werden mehr oder weniger benachbarte Pixelelemente kombiniert, entweder analog im Röntgendetektor oder auch digital an einer Stelle der Bildverarbeitung. Auch analog-digitales Binning (also Binning teilweise im analogen Pfad und teilweise in digitalen Pfad) ist möglich. Wenn ein für die Angiographie genutzter Röntgendetektor z.B. eine Pixelgröße von  $180 \times 180 \mu\text{m}^2$  aufweist, kann für verschiedene Applikation unterschiedliches Binning zum Einsatz kommen, z.B.  $1 \times 1$  Binning ( $180 \mu\text{m}$ ) bei der DSA (digitale Subtraktionsangiographie), Cardangiographie und Fluoroskopie im höheren Zoom-Modus,  $2 \times 2$  Binning ( $360 \mu\text{m}$ ) bei Fluoroskopie im Übersichtsformat oder geringer Zoomstufe und 3D-Bildgebung (z.B. Rotationsangiographie, Hochkontrast) sowie  $3 \times 3$  oder  $4 \times 4$  Binning ( $540 \mu\text{m}$ ,  $720 \mu\text{m}$ ) bei der 3D-Bildgebung (Niedrigkontrast).

**[0053]** Für zählende und insbesondere zählende und energiediskriminierende Röntgendetektoren hat die effektive Pixelgröße einen wesentlichen Einfluss auf die relative Anzahl der in der Konverterschicht absorbierten Röntgenquanten, die durch k-Escape oder Charge-Sharing ihr Signal auf mehrere benachbarte (effektive) Pixelelemente aufteilen. Da diese Effekte bei Absorption des Röntgenquants am Pixelrand mit höherer Wahrscheinlichkeit auftreten, verringert sich die relative Häufigkeit dieser Events mit größerer effektiver Pixelgröße.

**[0054]** Für einen zählenden Röntgendetektor, der die Fähigkeit zur next-neighbor-Koinzidenz- und Signalsummationsfähigkeit hat, kann dies bedeuten, dass diese Fähigkeit im  $1 \times 1$  Binning in das ASIC-Design aufgenommen werden muss bzw. genutzt wird. Bei  $2 \times 2$  oder höherem Binning kann u.U. dagegen auf diese Möglichkeit verzichtet werden. Die Nutzung oder Nicht-Nutzung einer next-neighbor-Koinzidenz-Schaltung und/oder Signalsummation ist eine weitere Information, die zur Bestimmung der individuellen Schwellwerte verwendet werden kann, um einen positiven Effekt auf die Qualität der Röntgenbildgebung zu erzielen.



**[0055]** Im Folgenden sind nochmals einige Beispiele für Informationen und/oder Randbedingungen genannt, nach denen individuelle Schwellwerte für einen zählenden, energiewahlweisen Röntgendetektor mit mehreren variierbaren Schwellwerten pro Pixel-element bestimmt, geschätzt oder berechnet werden können:

Im Bereich der Applikation z.B. nicht-energieaufgelöste Bildgebung mit Maximierung der DQE (detective quantum efficiency), Energie-diskriminierende bzw. Material-sensitive Bildgebung (z.B. Dual- oder Multi-Energy, k-Kanten-Bildgebung, etc.) oder spezifische Anwendungen (z.B. Fluoroskopie, DSA, Cardangiographie, 3D, etc.), im Bereich der Detektoreigenschaften, z.B. eine Verwendung der Koinzidenzschaltung bzw. Signalsummation, die Anzahl der Schwellwerte oder Detektorbinning ( $1 \times 1$ ,  $2 \times 2$ , ...), sowie sonstige Informationen bzw. Randbedingungen, wie z.B. eine Dicke des Untersuchungsobjekts in der eingesetzten Projektionsrichtung/Angulation oder die Form und insbesondere der Endpunkt, d.h. maximal zu erwartende keV, des Röntgenspektrums am Röntgendetektoreingang die maximale kV – und daher maximale keV ist durch die Generatoreinstellung gegeben. Die Form lässt sich z.B. durch eine mittlere erwartete Aufhärtung durch Vorfilterung und ein Patientenmodell berechnen bzw. abschätzen.

**[0056]** Die Erfindung lässt sich in folgender Weise kurz zusammenfassen: Für eine Verbesserung der Qualität der Röntgenbildgebung ist ein Verfahren zur Aufnahme eines Röntgenbildes eines Untersuchungsobjekts mittels eines zählenden digitalen Röntgendetektors eines Röntgensystems insbesondere für Dual- oder Multienergiebildgebung, wobei der Röntgendetektor einen Röntgenkonverter zur direkten oder indirekten Umwandlung von Röntgenstrahlung in ein elektrisches Signal und eine Matrix mit einer Vielzahl von zählenden Pixelelementen aufweist, wobei für jedes Pixelelement mindestens ein veränderbarer Schwellwert anlegbar ist, oberhalb dessen das eingehende Signal jeweils mittels einer Speichereinheit, insbesondere eines Zählers, gezählt wird, mit den folgenden Schritten, vorgesehen:

- Entgegennahme einer Anforderung zur Aufnahme eines oder mehrerer Röntgenbilder,
- automatische Bestimmung von ein oder mehreren an die jeweilige Aufnahme des oder der Röntgenbilder individuell angepassten Schwellwerten,
- Einstellen des oder der zuvor bestimmten Schwellwerte in dem Röntgendetektor,
- Applikation von Röntgenstrahlung, während der oder die zuvor bestimmten Schwellwerte angelegt sind und Umwandlung von Röntgenquanten in Zählsignale und Speicherung der Zählsignale in dem Röntgendetektor,
- Auslesen von das Röntgenbild repräsentierenden Bilddaten aus dem Röntgendetektor, und
- Anzeige oder Speicherung des Röntgenbildes.

**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 [0003]
- M. Spahn, „Flat detectors and their clinical applications“, Eur Radiol (2005), 15: 1934–1947 [0003]

## Patentansprüche

1. Verfahren zur Aufnahme eines Röntgenbildes eines Untersuchungsobjekts mittels eines zählenden digitalen Röntgendetektors eines Röntgensystems insbesondere für Dual- oder Multienergiebildung, wobei der Röntgendetektor einen Röntgenkonverter zur direkten oder indirekten Umwandlung von Röntgenstrahlung in ein elektrisches Signal und eine Matrix mit einer Vielzahl von zählenden Pixelelementen (**12**) aufweist, wobei für jedes Pixelelement (**12**) mindestens ein veränderbarer Schwellwert anlegbar ist, oberhalb dessen das eingehende Signal jeweils mittels einer Speichereinheit (**33**), insbesondere eines Zählers, gezählt wird, mit den folgenden Schritten:

- Entgegennahme einer Anforderung zur Aufnahme eines oder mehrerer Röntgenbilder (S1),
- automatische Bestimmung von ein oder mehreren an die jeweilige Aufnahme des oder der Röntgenbilder individuell angepassten Schwellwerten (S2),
- Einstellen des oder der zuvor bestimmten Schwellwerte in dem Röntgendetektor (S3),
- Applikation von Röntgenstrahlung, während der oder die zuvor bestimmten Schwellwerte angelegt sind und Umwandlung von Röntgenquanten in Zähl-signale und Speicherung der Zähl-signale in dem Röntgendetektor (S6),
- Auslesen von das Röntgenbild repräsentierenden Bilddaten aus dem Röntgendetektor (S7) und
- Anzeige oder Speicherung des Röntgenbildes (S10).

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei für jedes Pixelelement gleichzeitig mindestens zwei verschiedene, veränderbare Schwellwerte anlegbar sind und die mindestens zwei Schwellwerte automatisch an die jeweilige Aufnahme des oder der Röntgenbilder individuell angepasst bestimmt werden.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, wobei für die Bestimmung des oder der Schwellwerte Informationen des Röntgensystems, insbesondere bezüglich der Art der Röntgenaufnahme und/oder der Eigenschaften des Röntgendetektors und/oder der Eigenschaften des Röntgenspektrums der Röntgenstrahlung und/oder der Eigenschaften des Untersuchungsobjektes ermittelt und verwendet werden.

4. Verfahren nach Anspruch 3, wobei die Informationen von einer Steuerungseinrichtung oder aus einer Speichereinheit des Röntgensystems abgefragt werden.

5. Verfahren nach Anspruch 3 oder 4, wobei die Informationen zur Vorgabe von einer oder mehreren Randbedingungen für die Bestimmung des oder der Schwellwerte verwendet werden.

6. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei zusätzlich vorgegebene oder voreingestellte Randbedingungen zur Bestimmung der Schwellwerte verwendet werden.

7. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei zusätzlich Eingaben entgegengenommen werden, welche zur Definition von weiteren Randbedingungen verwendet werden.

8. Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche 5 bis 7, wobei anhand der Randbedingungen die Schwellwerte berechnet oder geschätzt werden.

9. Verfahren nach Anspruch 3, wobei die Informationen des Röntgensystems den Röhrenstrom einer Röntgenröhre und/oder die Röhrenspannung der Röntgenröhre und/oder einen Aufhärungsgrad der Röntgenstrahlung und/oder eine Angulation oder Geometrie eines Aufnahmesystems und/oder eine Filterung der Röntgenstrahlung und/oder einen Wasserwert des Untersuchungsobjekts und/oder eine Materialeigenschaft, insbesondere die K-Kante, des Röntgenkonverters und/oder eine Materialeigenschaft, insbesondere die K-Kante, des Untersuchungsobjekts beinhalten.

10. Verfahren nach Anspruch 6, wobei die vorgegebene Randbedingung äquidistante Abstände zwischen mehreren Schwellwerten beinhaltet.

11. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei vor der Applikation der Röntgenstrahlung neue Kalibrierdaten des Röntgendetektors bestimmt und eingestellt werden.

12. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei die das Röntgenbild repräsentierenden Bilddaten einer Bildverarbeitung und/oder einer Bildkorrektur unterzogen werden.

13. Röntgensystem für Dual- oder Multienergiebildung zur Durchführung eines Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 12, aufweisend einen zählenden digitalen Röntgendetektor, welcher einen Röntgenkonverter zur direkten oder indirekten Umwandlung von Röntgenstrahlung in ein elektrisches Signal und eine Matrix mit einer Vielzahl von zählenden Pixelelementen aufweist, wobei für jedes Pixelelement mindestens einer oder gleichzeitig mindestens zwei verschiedene, veränderbare Schwellwerte anlegbar sind, oberhalb derer das eingehende Signal jeweils mittels einer Speichereinheit, insbesondere eines Zählers, gezählt wird, aufweisend eine Röntgenröhre zur Aussendung einer das Untersuchungsobjekt durchstrahlenden Röntgenstrahlung, eine Systemsteuerung zur Ansteuerung des Röntgensystems, eine Recheneinheit zur Bestimmung der individuellen Schwellwerte und ein Bildsys-

tem zur Verarbeitung und Anzeige von Röntgenbil-  
dern.

Es folgen 9 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

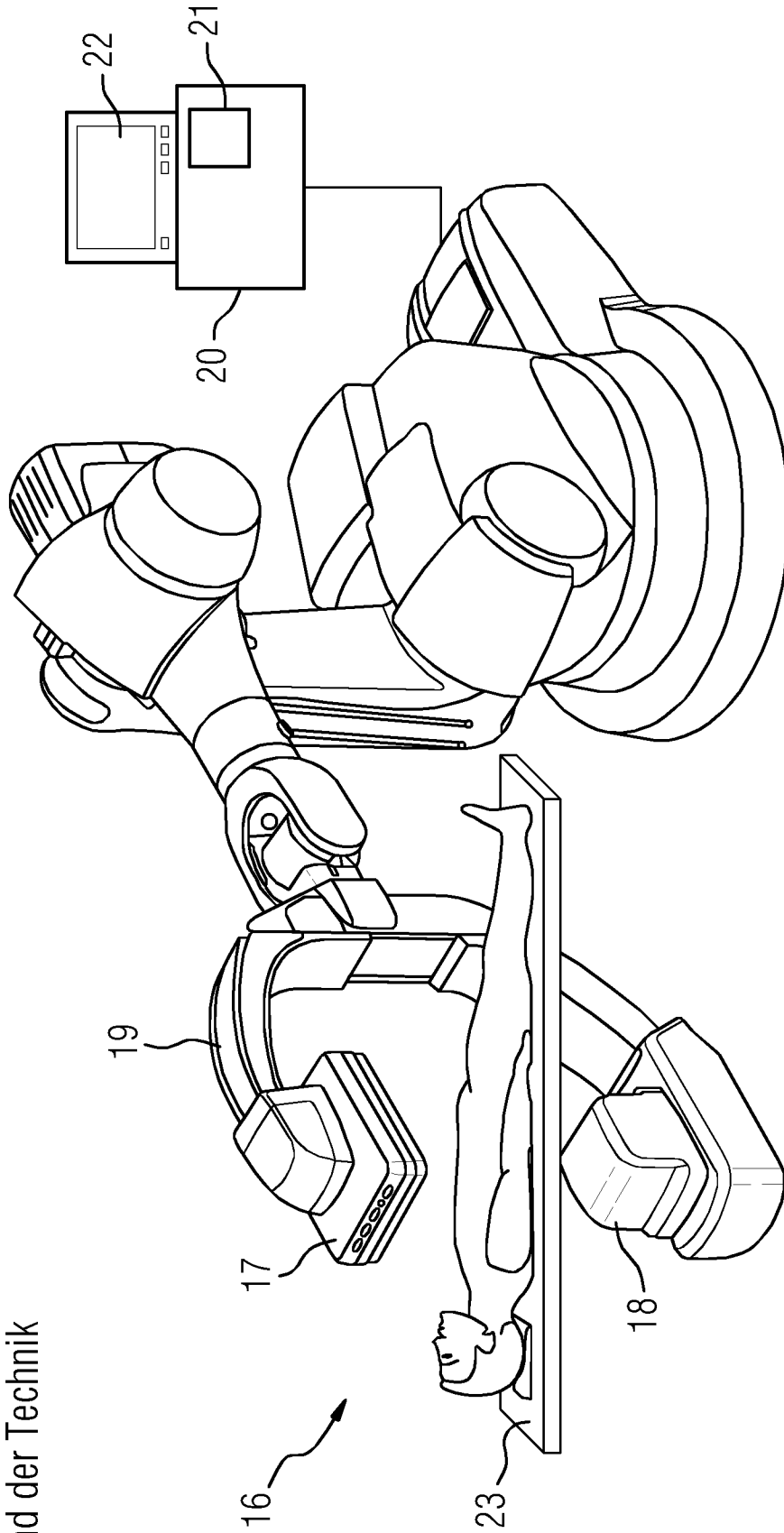
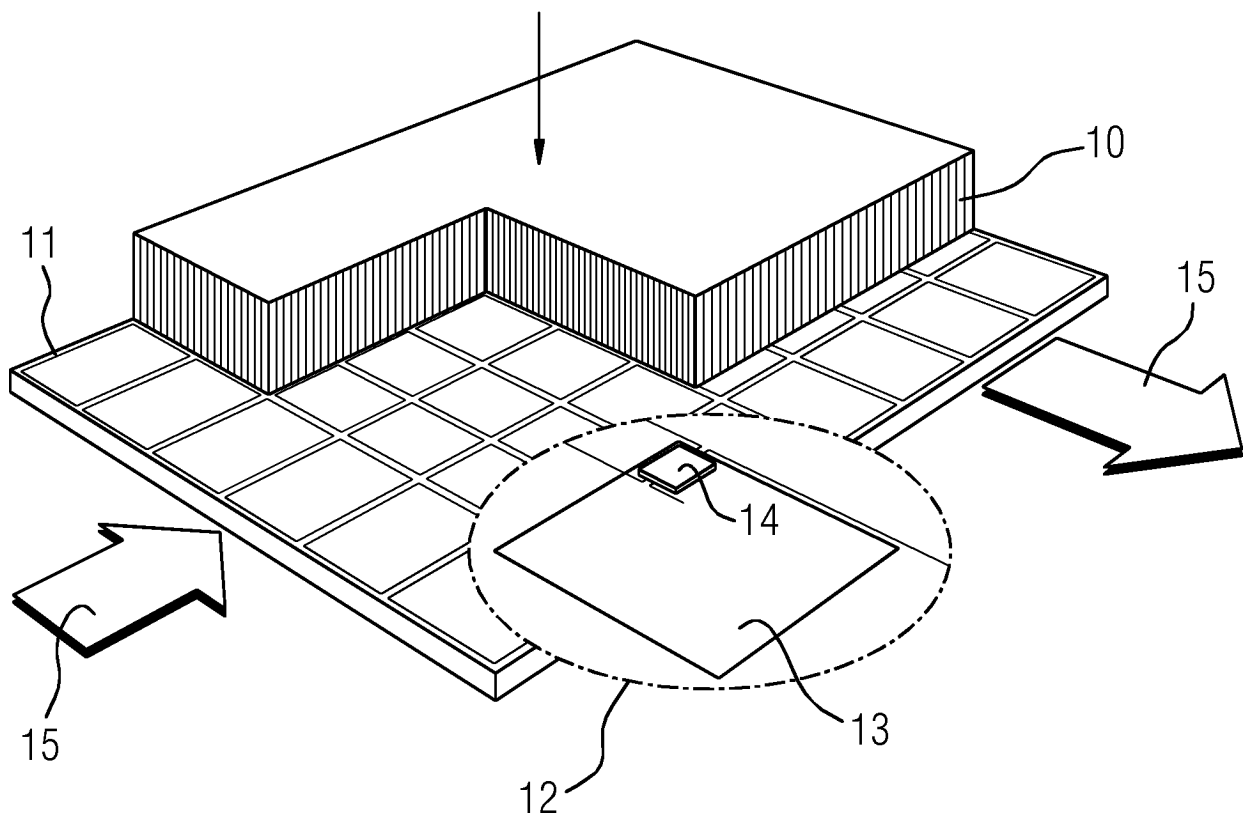


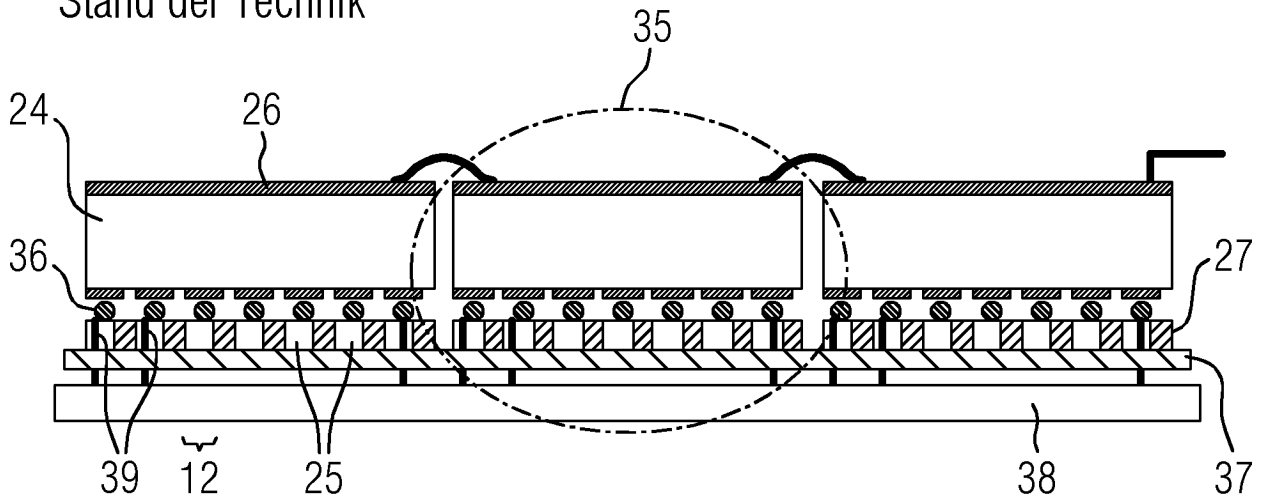
FIG 1  
Stand der Technik

**FIG 2**  
Stand der Technik



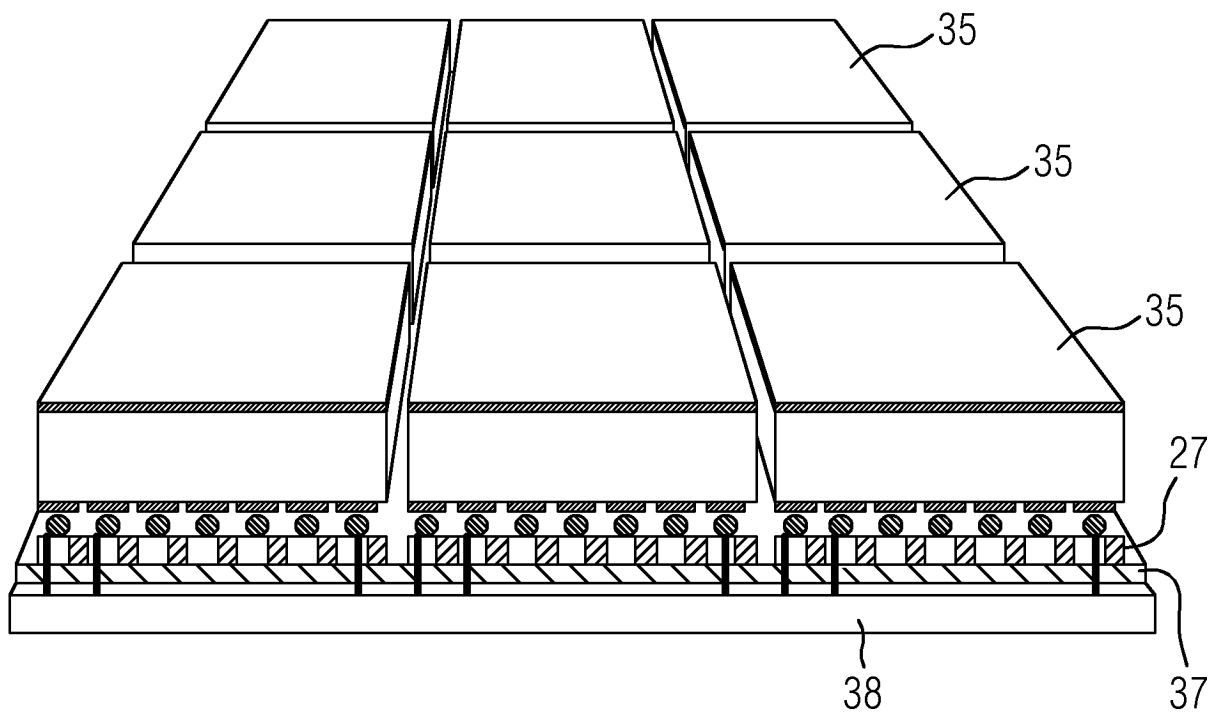
**FIG 3**

Stand der Technik

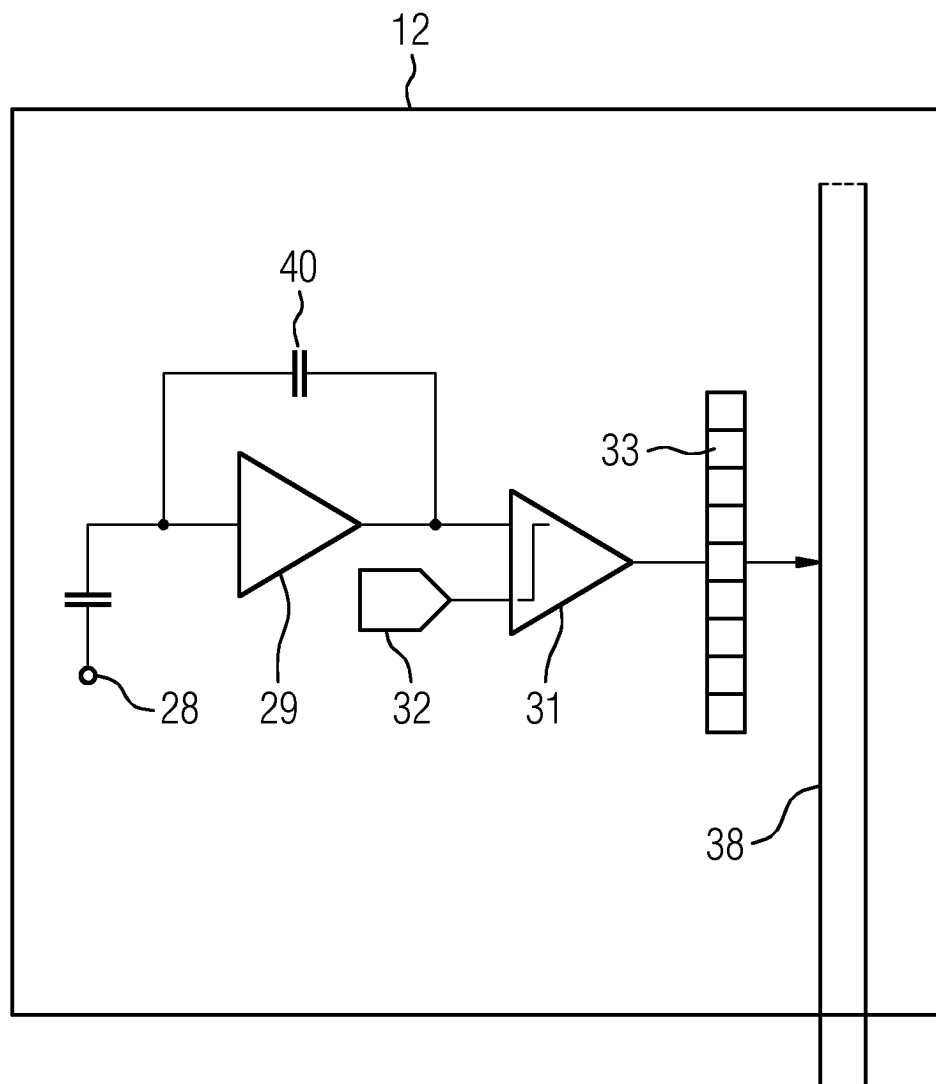


**FIG 4**

Stand der Technik

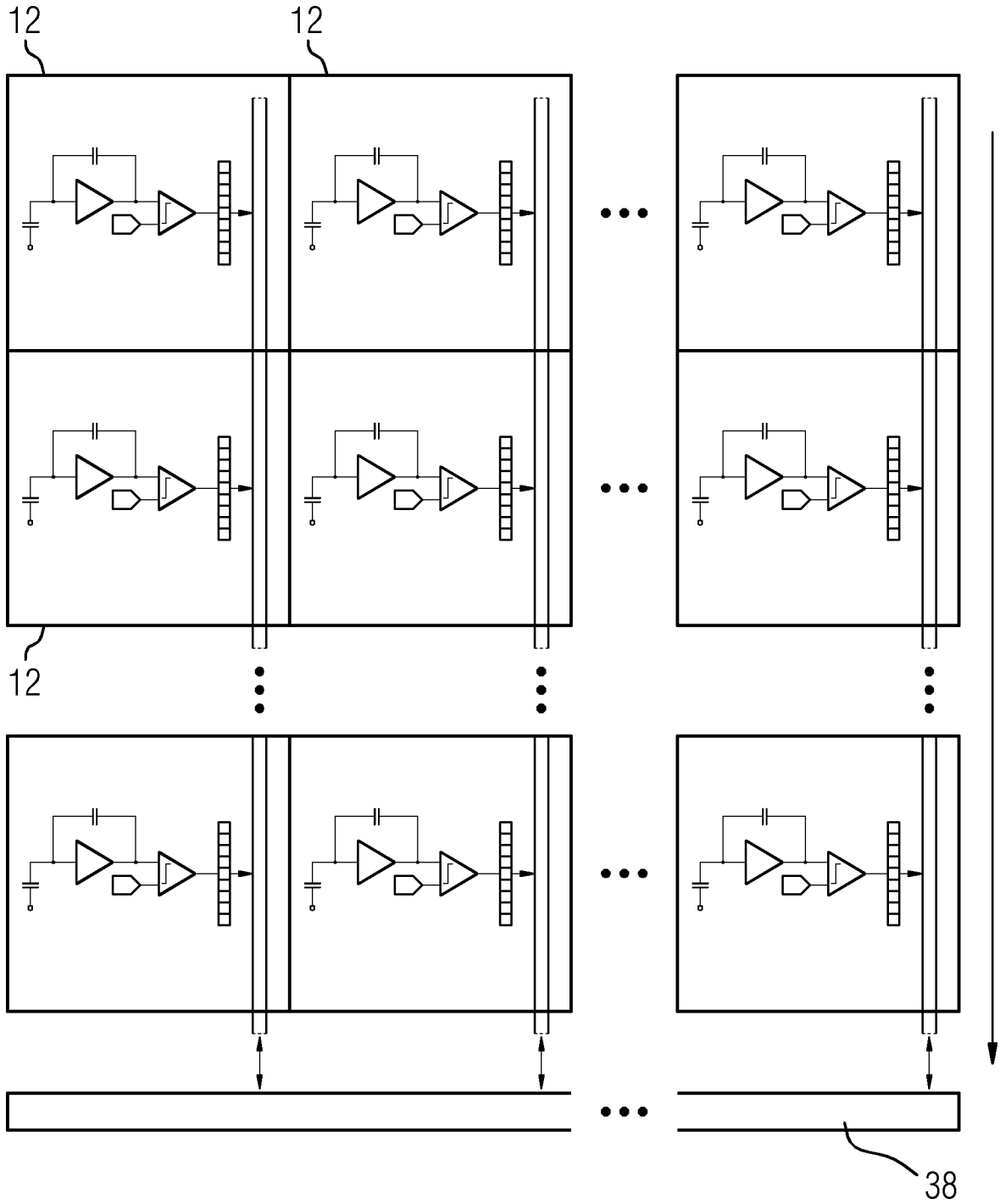


**FIG 5**  
Stand der Technik





**FIG 6**  
Stand der Technik



**FIG 7**  
Stand der Technik

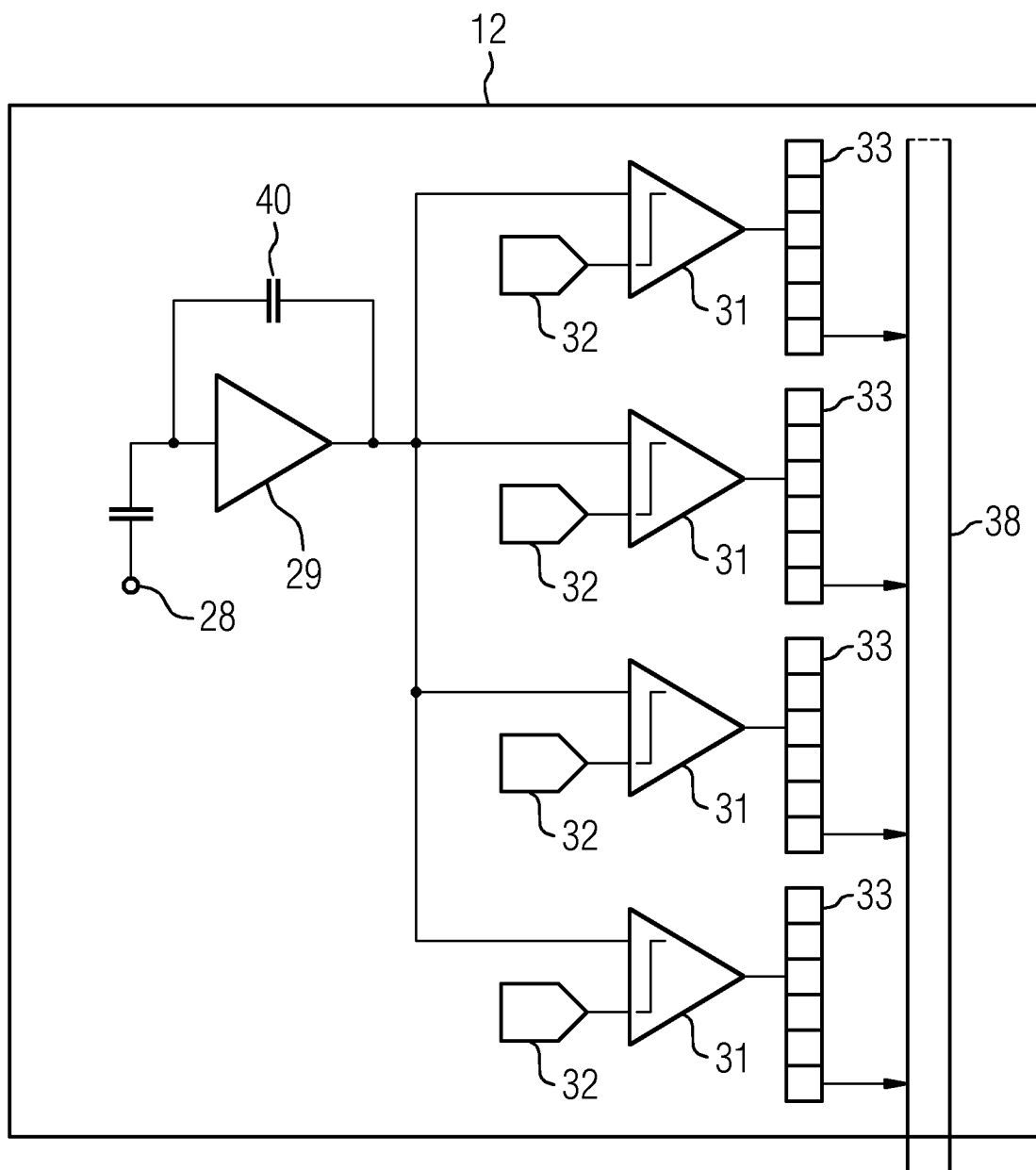


FIG 8

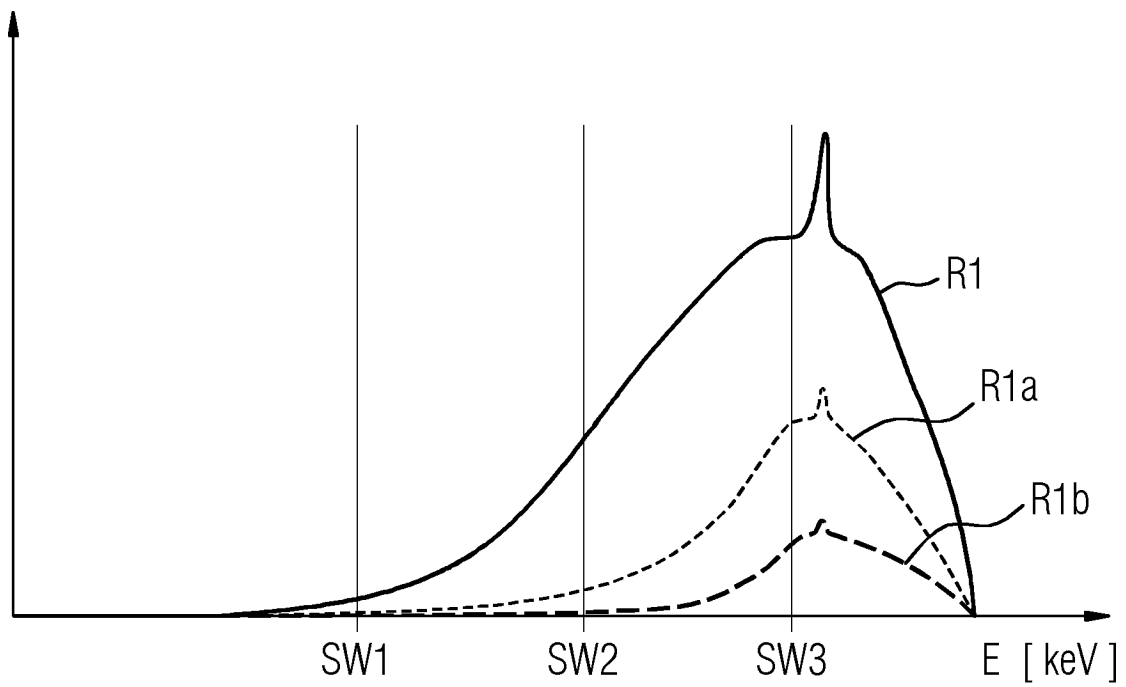


FIG 9

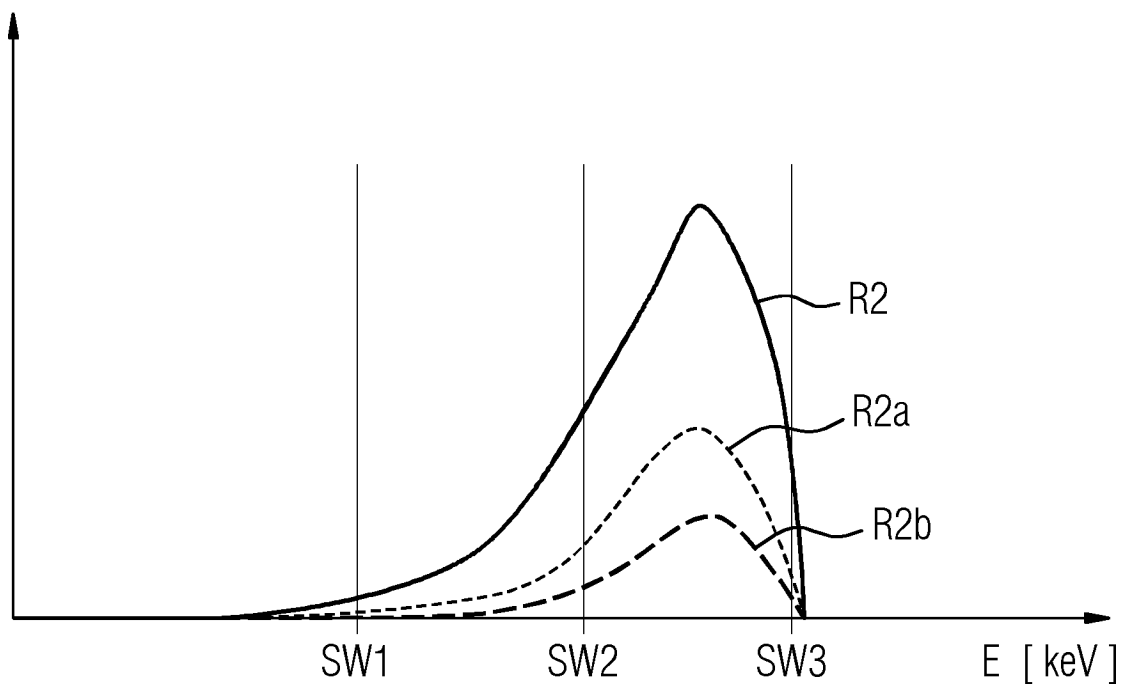


FIG 10

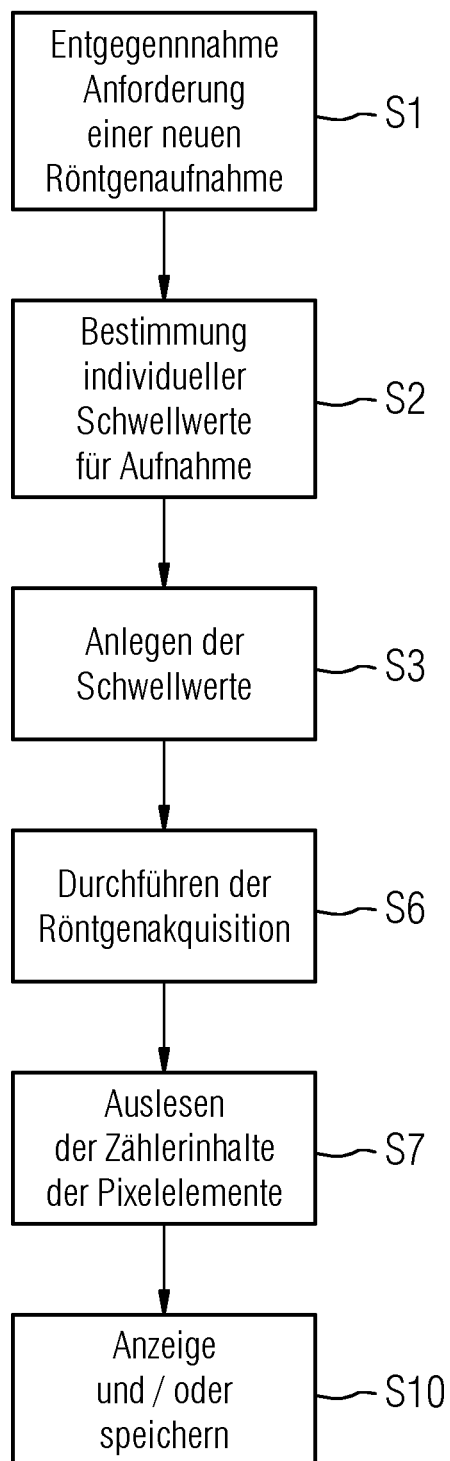


FIG 11

