



(10) **DE 10 2011 077 397 B4** 2017.03.09

(12)

## Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2011 077 397.5**  
(22) Anmeldetag: **10.06.2011**  
(43) Offenlegungstag: **13.12.2012**  
(45) Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung: **09.03.2017**

(51) Int Cl.: **A61B 6/00** (2006.01)  
**G01T 1/29** (2006.01)  
**G01T 1/172** (2006.01)  
**H05G 1/26** (2006.01)  
**G01T 1/36** (2006.01)

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

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

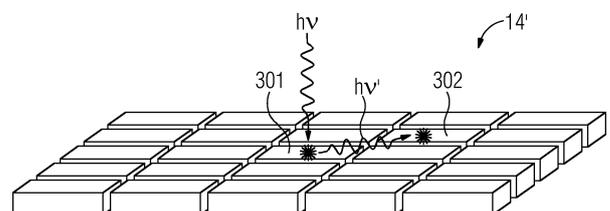
(72) Erfinder:  
**Spahn, Martin, Dr., 91054 Erlangen, DE**

(56) Ermittelter Stand der Technik:

<b>DE 10 2005 045 600</b>	<b>B4</b>
<b>DE 10 2006 014 624</b>	<b>B4</b>
<b>DE 37 10 936</b>	<b>A1</b>
<b>DE 197 39 534</b>	<b>A1</b>

(54) Bezeichnung: **Röntgenbildaufnahmevorrichtung mit Koinzidenzschaltungen in Detektoreinheiten**

(57) Hauptanspruch: Röntgenbildaufnahmevorrichtung (10), welche eine Röntgenstrahlungsquelle (12) und einen Röntgenstrahlungsdetektor (14) aufweist, der eine Mehrzahl von Detektoreinheiten (30; 301, 302) zum Erfassen von Röntgenquanten ( $h\nu$ ) umfasst, wobei den Detektoreinheiten (301, 302) paarweise Koinzidenzschaltungen zugeordnet sind, durch die nach einem vorbestimmten Kriterium erfassbar ist, ob von beiden Detektoreinheiten (301, 302) eines Paares erfasste Röntgenquanten ( $h\nu, h\nu'$ ) einem gemeinsamen Röntgenquant ( $h\nu$ ) zuzuordnen sind, dadurch gekennzeichnet, dass eine Auswerteeinrichtung (20) der Röntgenbildaufnahmevorrichtung (10) ausgelegt ist, in Abhängigkeit von einer Zählrate wahlweise eine Zuordnung von Messwerten zu Röntgenquanten entweder a) unter Einsatz der Koinzidenzschaltungen oder b) unter Einsatz statistischer Gewichte betreffend die Entstehung und/oder Auswertung von Messwerten vorzunehmen.



## Beschreibung

**[0001]** Die Erfindung betrifft eine Röntgenbildaufnahmeverrichtung.

**[0002]** Die Röntgenbildaufnahmeverrichtung umfasst eine Röntgenstrahlungsquelle (eine Röntgenröhre) und einen Röntgenstrahlungsdetektor. Eine Mehrzahl von Detektoreinheiten, insbesondere in einer Rasteranordnung, dient zum zumindest mittelbaren Erfassen von Röntgenquanten. Häufig umfasst der Röntgenstrahlungsdetektor einen Szintillator, der die Röntgenquanten zunächst in Lichtquanten umwandelt, wobei die einzelnen Detektoreinheiten dann Fotodioden aufweisen, die die in Lichtquanten umgewandelten Röntgenquanten somit indirekt erfassen. Die Erfindung ist jedoch auch gleichermaßen dann anwendbar, wenn die Detektoreinheiten Röntgenquanten unmittelbar erfassen, so wie dies z. B. durch Halbleiter mit CdTe, CdZTe, Hgl, PbO, etc. möglich ist. Bei diesen sogenannten Direktkonvertern werden von einem absorbierten Röntgenquant direkt Elektronen – Loch-Paare – erzeugt, die über eine angelegte Spannung gemessen werden, wobei eine geeignete Ausleseelektronik ein Zählereignis erfasst.

**[0003]** Sowohl bei den Detektoreinheiten mit Fotodiode (sogenannten integrierenden Detektoren), als auch bei den Halbleiter-Detektoren (zählenden Detektoren) besteht folgendes Problem: Bei der Absorption eines Röntgenquants im Detektormaterial wird bei Röntgenquantenenergie jenseits der K-Kante mit hoher Wahrscheinlichkeit ein Elektron aus der innersten Schale des Atoms, der sogenannten K-Schale, herausgeschlagen. Das herausgeschlagene Elektron deponiert seine Energie in unmittelbarer Nähe, im Abstand von wenigen Mikrometern. Die Lücke in der K-Schale wird jedoch nun durch ein weniger stark gebundenes Elektron einer höheren Schale (z. B. der M-Schale) gefüllt. Bei diesem Prozess wird ein Röntgenquant emittiert, das die Differenzenergie zwischen den beiden Energiezuständen (im Beispiel der K- und M-Schale) aufweist. Dieser Prozess wird als K-Fluoreszenz bezeichnet. Bei ausreichender Energie des ursprünglichen Röntgenquants und je nach den Absorptionseigenschaften des Detektormaterials kann ein sekundäres Röntgenquant entstehen und gegebenenfalls mehrere hundert Mikrometer entfernt vom ursprünglichen Ort absorbiert werden und über einen Sekundäreffekt seine Energie deponieren. Bei einer Größe der Detektorelemente für die Angiographie von typischerweise 150–200 µm ist dies von Belang.

**[0004]** Bei integrierenden Detektoren bedeutet dies nämlich eine Verschlechterung der Auflösung, bei zählenden Detektoren erhält man das Problem, dass ein Röntgenquant doppelt gezählt werden kann, weil ja auf einer Detektoreinheit zunächst das ursprüngliche Röntgenquant erfasst wird, und wobei das sekundäre Röntgenquant dann möglicherweise in einer

benachbarten Detektoreinheit erfasst wird oder ganz entweicht. Außerdem wird die Energie nicht korrekt erfasst, denn das Signal, das in jeder der beiden Detektoreinheiten erfasst wird, entspricht jeweils nur einem Teil des Signals, das erhältlich wäre, würde die gesamte Energie in derselben Detektoreinheit deponiert werden; denn die Gesamtenergie wird ja auf mehrere Detektoreinheiten aufgeteilt. Dies kann dazu führen, dass das jeweilige Signal nicht groß genug wird, um über eine Signal-Schwelle zu kommen, die nötig ist, um das Signal von einem reinen Rauschen zu unterscheiden. Bei energieauflösenden zählenden Detektoren wird zudem eine falsche Röntgenenergie zugewiesen. Eine Übersicht über die heute am Markt erhältlichen Direktoren ist in dem Artikel „Flat detectors and their clinical applications“ vom M. Spahn, veröffentlicht in EUR Radiol (2005) 15, Seiten 1934 bis 1947 beschrieben.

**[0005]** Aus dem Gebiet der Erfassung von Teilchen in Teilchendetektoren im Gebiet der Hochenergiephysik sind sogenannte Koinzidenzschaltungen bekannt. Durch Koinzidenzschaltungen kann erfasst werden, ob in benachbarten Detektoreinheiten nach einem vorbestimmten Kriterium gleichzeitig, insbesondere innerhalb einer vorgegebenen sehr kurzen Zeitspanne, zwei Signale registriert werden. Ist dies der Fall, so werden die beiden Signale einem Ereignis zugeschrieben, also dem Eintreffen eines gemeinsamen Quell-Teilchens.

**[0006]** Solche Koinzidenzschaltungen stoßen jedoch im Bereich der hohen Röntgenquantenzahlen bei einer Röntgenbildaufnahme an ihre Grenzen. Bei hohen Zählraten können zufällig Koinzidenzen erfasst werden, die gar nicht einem gemeinsamen Ereignis zuzuschreiben sind; würden zwei unterschiedliche Röntgenquanten innerhalb einer vorgegebenen sehr kurzen Zeitspanne von etwa wenigen Nanosekunden zwei Signale generieren, so könnten diese fälschlicherweise einem gemeinsamen Quell-Röntgenquant (Primär-Röntgenquant) zugeschrieben werden.

**[0007]** In der DE 37 10 936 A1 ist ein Röntgengerät mit einer ersten und einer zweiten Detektoranordnung beschrieben. Die erste Detektoranordnung ist so ausgebildet, dass sie im Wesentlichen den in ihr durch Comptonstrahlung bewirkten Energieverluste der Röntgenquanten misst. Die zweite ortsauflösende Detektoranordnung weist eine Koinzidenzeinrichtung auf, mit der eine Koinzidenz der Signale der beiden Detektoranordnungen festgestellt werden kann.

**[0008]** Die DE 10 2005 045 600 B4 beschreibt einen Injektor zum Injizieren von unterstützenden Flüssigkeiten für Bildaufnahmeverfahren in dem Körper eines Patienten. Der Injektor weist eine Mischeinrichtung auf, in der vor Injizieren mindestens zwei un-

terstützende Medien für verschiedene Bildaufnahmeverfahren zu einer Mischlösung mischbar sind.

**[0009]** Aus der DE 197 39 534 A1 ist ein Verfahren zur Verarbeitung von Signalen, die von einer Gamma-Kamera geliefert werden, die zwei Detektoren und einen radioaktiven Körper aufweist, bekannt. Dabei liefert jeder Detektor elektrische Analogsignale, die aus Impulsen bestehen, die Einschlägen von Gamma-Photonen auf den Detektoren zugehörig sind.

**[0010]** Schließlich ist in der DE 10 2006 014 624 B4 ein Verfahren zur Aufnahme von Projektionsbildern eines zu untersuchenden Objekts bekannt, bei dem von einer Röntgenröhre aus ein Strahlungsimpuls in einem Hochenergiebereich und ein Strahlungspuls in einem Niederenergiebereich während jeweils zugeordneter Strahlungsfenster eines Röntgendetektors ausgesandt und von dem Röntgendetektor erfasst werden.

**[0011]** Es wäre wünschenswert, könnte man insbesondere bei zählenden Detektoren dafür sorgen, dass präzise einzelne Röntgenquanten erfasst werden, auch wenn diese für zwei Signale in unterschiedlichen Detektoreinheiten sorgen, und könnte umgekehrt dafür gesorgt werden, dass nicht fälschlicherweise zwei Signale, die nicht auf ein gemeinsames Quell-Röntgenquant zurückgehen, einem solchen gemeinsamen Quell-Röntgenquant zugeordnet werden.

**[0012]** Es ist somit Aufgabe der Erfindung, eine verbesserte Röntgenbildaufnahmevorrichtung bereitzustellen, durch die eine Verbesserung in der Zuordnung von Quell-Röntgenquanten zu Detektoreinheiten erzielt wird.

**[0013]** Die Aufgabe wird durch eine Röntgenbildaufnahmevorrichtung gemäß Patentanspruch 1 gelöst. Bei dieser Röntgenbildaufnahmevorrichtung sind eine Röntgenstrahlungsquelle und ein Röntgenstrahlungsdetektor vorgesehen, wobei der Detektor eine Mehrzahl von Detektoreinheiten zum Erfassen von Röntgenquanten umfasst. Den Detektoreinheiten sind paarweise Koinzidenzschaltungen zugeordnet, durch die nach einem vorbestimmten Kriterium erfassbar ist, ob von beiden Detektoreinheiten eines Paares erfasste Röntgenquanten einem gemeinsamen Quell-Röntgenquant zuzuordnen sind. Ferner ist eine Auswerteeinrichtung der Röntgenbildaufnahmevorrichtung dazu ausgelegt, in Abhängigkeit von einer Zählrate wahlweise eine Zuordnung von Messwerten zu Röntgenquanten(ereignissen) entweder a) unter Einsatz der Koinzidenzschaltungen oder b) unter Einsatz statistischer Gewichte betreffend die Entstehung und/oder die Auswertung von Messwerten vorzunehmen.

**[0014]** Die Erfindung beruht auf der Erkenntnis, dass die Koinzidenzschaltungen unter bestimmten Bedingungen das Mittel der Wahl sind, um korrekt mehreren Signalen ein Quell-Röntgenquant zuzuordnen. Insbesondere bei hohen Zählraten von z. B.  $10^8$  bis  $10^9$  Zählwerten pro Sekunde und  $\text{mm}^2$  ist der Einsatz der Koinzidenzschaltungen jedoch nicht mehr so sinnvoll und stattdessen wird vorliegend vorgeschlagen, statistische Gewichte einzusetzen.

**[0015]** Ein statistisches Gewicht kann angeben, mit welcher Wahrscheinlichkeit ein Quell-Röntgenquant, das auf einer bestimmten Detektoreinheit auftritt, ein Signal in einer benachbarten Detektoreinheit hervorruft. Die statistischen Gewichte können gegebenenfalls von der Quell-Röntgenquantenenergie abhängig definiert werden, wenn eine Energieauflösung erfolgt. Bei hohen Zählraten lässt sich nun die Statistik einsetzen: Misst man auf jeder Detektoreinheit eine ausreichend große Menge an Signalen, so lässt sich die Statistik berücksichtigen. Führt beispielsweise ein Primär- oder Quell-Röntgenquant bei einer bestimmten Röntgenquantenenergie mit einer Wahrscheinlichkeit von 40% zur Erfassung eines Signals in einer benachbarten Detektoreinheit, dann sind jeweils von 100 Zählwerten bei der einen Detektoreinheit, 40 Zählwerte dieser und der benachbarten Detektoreinheiten so zu berücksichtigen, dass sie einem gemeinsamen Quell-Röntgenquant zuzuordnen sind, insbesondere was die Zählung der Röntgenquanten angeht, aber insbesondere auch, was die Zuordnung einer Röntgenquantenenergie angeht.

**[0016]** Dadurch, dass bei der erfindungsgemäßen Röntgenbildaufnahmevorrichtung die Wahl besteht, entweder die Koinzidenzschaltung zu verwenden oder sich auf die Statistik zu verlassen, kann je nach den Umständen die beste Maßnahme getroffen werden, um möglichst präzise die Quell-Röntgenquanten zu erfassen, gegebenenfalls auch ihre Energie.

**[0017]** Bei einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung gibt es eine Bedieneinrichtung zum Vornehmen einer Wahl betreffend zumindest einen vorbestimmten Bildaufnahmeparameter, der beispielsweise die Einstellung und/oder Ansteuerung von Bauteilen der Röntgenbildaufnahmevorrichtung betrifft. Die Auswerteeinrichtung nimmt dann die Wahl eines Modus der Zuordnung von Messwerten zu Röntgenquanten automatisch in Abhängigkeit von den Bildaufnahmeparametern vor. Bei diesem Aspekt wird ein bestimmter Determinismus berücksichtigt, denn bestimmte Betriebsparameter bei der Bildaufnahme bestimmen naturgemäß, ob der Einsatz der Koinzidenzschaltung sinnvoll ist oder der Einsatz statistischer Gewichte betreffend die Entstehung und/oder die Auswertung von Messwerten sinnvoll ist.

**[0018]** Bei einer bevorzugten Ausführungsform ist eine Bedieneinrichtung zum Vornehmen einer Wahl betreffend zumindest einen vorbestimmten Bildaufnahmeparameter vorgesehen, und für den Fall einer Auswahl des Modus, dass die Zuordnung von Messwerten zu Röntgenquanten unter Einsatz statistischer Gewichte erfolgt, werden die statistischen Gewichte in Abhängigkeit von dem zumindest einen Bildaufnahmeparameter festgelegt. In diesem Aspekt beruht die Erfindung auf der Erkenntnis, dass sogar die statistischen Gewichte variiert werden können, also nicht unter allen Umständen immer dieselben bleiben müssen. Durch diesen Aspekt der Erfindung wird die Zahl an Möglichkeiten, die Röntgenbildaufnahmevorrichtung zu betreiben und den Messwerten Quell-Röntgenquanten zuzuordnen, beträchtlich erhöht, indem für mehr Variabilität im Modus b) gesorgt ist.

**[0019]** Bei einer bevorzugten Ausführungsform dieses spezifischen Aspektes sind in einem Speicher der Röntgenbildaufnahmevorrichtung statistische Gewichte zu einer Mehrzahl von Werten bzw. Wertekombinationen für einen oder mehrere Bildaufnahmeparameter abgelegt. In diesem Fall müssen die statistischen Gewichte nicht ad hoc, z. B. durch eine kurzfristige Berechnung, festgelegt werden, sondern können durch sorgfältige und ausführliche Simulationen vor Inbetriebnahme der Röntgenbildaufnahmevorrichtung ermittelt werden, gegebenenfalls können sogar Kalibriermessungen durchgeführt werden.

**[0020]** Ein Beispiel für einen der Bildaufnahmeparameter, von dem entweder die Wahl als solche oder auch die Festlegung der statistischen Gewichte abhängt, ist eine von einem Spannungsgenerator der Röntgenstrahlungsquelle erzeugte Spannung. Diese bestimmt insbesondere das abgegebene Röntgenspektrum und damit auch die Zählrate insgesamt gesehen oder auch in einzelnen Energieintervallen der Röntgenquantenenergien. Genauso kann auch der Röntgenröhrenstrom die Gesamtdosis bestimmen, ferner auch die Vorfilterung.

**[0021]** Bei einem anderen Aspekt der vorliegenden Erfindung alternativ zu den bisher genannten Aspekten erfolgt die Wahl zwischen unterschiedlichen Modi der Zuordnung von Messwerten zu Röntgenquanten (Ereignissen) anhand der Messwerte selbst. In diesem Aspekt muss die Auswerteeinrichtung zum einen die Messwerte bei laufender Messung sehr schnell erfassen und auswerten, dafür aber besteht nicht die Abhängigkeit von einer Vorauswahl, die gegebenenfalls das Bildobjekt unberücksichtigt lässt, welches in unterschiedlicher Weise einen Einfluss auf die Zählrate am Detektor haben kann, denn die Röntgenstrahlung durchläuft ja von der Röntgenstrahlungsquelle zunächst das Bildobjekt, das sie mehr oder weniger stark absorbiert, bevor die restliche Röntgenstrahlung dann zum Röntgenstrahlungsdetektor gelangt.

**[0022]** Den unterschiedlichen Gegebenheiten bei Bildobjekten wird in besonders vorteilhafter Weise dadurch Rechnung getragen, dass die Wahl zwischen dem Einsatz der Koinzidenzschaltung und dem Einsatz statistischer Gewichte für unterschiedliche Bereiche des Röntgenstrahlungsdetektors jeweils für sich erfolgt, so dass sie insbesondere unterschiedlich sein kann. Insbesondere bei Inhomogenitäten des Bildobjekts kann diese Maßnahme für besonders hohe Präzision bei der Zuordnung von Messwerten zu Röntgenquanten sorgen.

**[0023]** Bei einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist die Auswerteeinrichtung dazu ausgelegt, zu jedem Röntgenquant anhand der zugeordneten Messwerte eine Energie zu ermitteln. Dies kann im Falle des Einsatzes der Koinzidenzschaltungen so ausgestaltet werden, dass die Gesamtenergie von zwei zueinander gehörigen Signalen benachbarter Detektoreinheiten der Detektoreinheit zugeschrieben wird, die zuerst das Signal abgegeben hat, oder in der die Energie höher ist. Die Zuordnung kann jedoch auch zufallsbedingt oder nach einem anderen geeigneten Schema erfolgen.

**[0024]** Bei Einsatz statistischer Gewichte können insbesondere komplexe Zusammenhänge zwischen der Energie des Primär-Röntgenquants (Quell-Röntgenquant) und des Sekundär-Röntgenquants sehr präzise berücksichtigt werden.

**[0025]** Nachfolgend wird eine bevorzugte Ausführungsform der Erfindung unter Bezug auf die Zeichnung näher beschrieben, in der

**[0026]** Fig. 1 eine Röntgenangiographievorrichtung als Röntgenbildaufnahmevorrichtung veranschaulicht, bei der die Erfindung realisierbar ist,

**[0027]** Fig. 2 schematisch den Aufbau eines ersten Typs von Röntgenstrahlungsdetektor in perspektivischer Vergrößerung und teilweise aufgeschnitten zeigt;

**[0028]** Fig. 3 anhand eines schematischen Aufbaus eines zweiten Typs von Röntgenstrahlungsdetektor veranschaulicht, wie ein Primär-Röntgenquant ein Sekundär-Röntgenquant auslöst; und

**[0029]** Fig. 4 hierzu eine Draufsicht zeigt, anhand derer die Zählereignisse besprochen werden können und wobei

**[0030]** Fig. 5 ein Schaubild zur Erläuterung der Wirkungsweise einer Röntgenbildaufnahmevorrichtung gemäß der Erfindung ist, wie sie durch eine Auswerteeinrichtung vorgesehen ist.

**[0031]** Eine im Ganzen mit **10** bezeichnete Röntgenangiographievorrichtung umfasst eine Röntgenstrah-

lungsquelle **12** und einen Röntgenstrahlungsdetektor **14**, die gemeinsam an einem C-Bogen **16** angeordnet sind, der von einem Sechssachs-Knickarmroboter **18** getragen ist. Die Ansteuerung erfolgt durch eine Steuereinrichtung **20** mit einem Speicher **22**. Die Steuereinrichtung **20** steuert sowohl die Röntgenstrahlungsquelle **12** als auch den Röntgenstrahlungsdetektor **14** an und dient gleichzeitig als Auswerteeinrichtung zur Auswertung der von dem Röntgenstrahlungsdetektor **14** gewonnenen Bildinformationen. Symbolisch in **Fig. 1** dargestellt ist ein Patiententisch **24** mit einem Patienten **26**, der vorliegend das Bildobjekt repräsentiert.

**[0032]** Der Röntgenstrahlungsdetektor **14** umfasst ein Trägermaterial **28**, auf dem sich einzelne Detektoreinheiten **30** befinden. Von diesen ist eine im Ausschnitt vergrößert dargestellt. Auf den Detektoreinheiten **30** befindet sich ein Szintillator **32**, der einfallende Röntgenquanten  $h\nu$  in Lichtquanten wandelt, und wobei jede Detektoreinheit über eine Fotodiode verfügt, die eine Spannung ausgibt, die proportional zur Gesamtenergie der auftretenden Lichtquanten und damit proportional zu Energie des Röntgenquants  $h\nu$  ist. Genauso gibt es auch zählende Detektoren, beispielsweise auf der Grundlage eines Halbleiters wie Cadmiumtellurid (CdTe), der Röntgenquanten  $h\nu$  unmittelbar zählen kann. Beispielsweise trifft ein Röntgenquant  $h\nu$  auf ein erstes Detektorelement **301** auf und schlägt dort ein Elektron aus der innersten Schale eines Atoms, der sogenannten K-Schale, heraus. Das Elektron deponiert die von ihm aufgenommene Energie in unmittelbarer Nähe, also im Bereich der Detektoreinheit **301**. Die Lücke in der K-Schale wird jedoch nun durch ein gebundenes Elektron einer höheren Schale, etwa der M-Schale des Atoms, gefüllt. Es wird somit ein Sekundär-Röntgenquant  $h\nu'$  emittiert, und dieses wird von einer benachbarten Detektoreinheit **102** erfasst.

**[0033]** Wie aus **Fig. 4** ersichtlich gibt es zu jeder Detektoreinheit **301** eine Zahl von acht Nachbarn, auf denen jeweils ein Sekundärelektron typischerweise auftreffen kann, wenn man nicht einen noch größeren Umkreis berücksichtigen möchte.

**[0034]** Man hat nun jeweils zwei Zählereignisse, nämlich eines an der Detektoreinheit **301** und eines an der Detektoreinheit **302**. Bei einem energieauflösenden Erfassen der Röntgenquanten hat dies nun zur Folge, dass man nicht nur statt eines Ereignisses zwei Ereignisse zählt, sondern dass den Ereignissen jeweils nur ein Teil der Energie zugeordnet ist.

**[0035]** Vorliegend soll gewährleistet sein, dass lediglich einer Detektoreinheit genau ein Ereignis zugeordnet ist, und zwar die zugehörige „richtige“ Energie des Primär-Röntgenquants, das von der Röntgenstrahlungsquelle **12** über den Patienten **26** zum Rönt-

genstrahlungsdetektor **14** gelangt ist und daher auch als Quell-Röntgenquant bezeichnet wird.

**[0036]** Die Aufgabe, statt zwei Ereignissen nur eines zu zählen und hier die richtige Energie zuzuführen, kann mit Hilfe von Koinzidenzschaltungen durchgeführt werden. Koinzidenzschaltungen als solche sind bekannt und werden daher in der vorliegenden Anmeldung nicht näher erläutert. Die Koinzidenzschaltungen sind insbesondere aus dem Bereich der Zählung von Teilchen und Sekundärteilchen aus dem Gebiet der Hochenergie und Teilchenphysik bekannt. Das Prinzip bei Koinzidenzschaltungen besteht darin, sehr präzise zeitlich zu erfassen, wann ein Signal generiert wird. Werden zwei Signale in einem sehr geringen Abstand von wenigen Nanosekunden erzeugt, so wird davon ausgegangen, dass diese als einem Ereignis (also einem Quell-Röntgenquant) zugehörig zu werten sind. Die Koinzidenzschaltungen arbeiten zuverlässig bei kleineren Zählraten.

**[0037]** Vorliegend soll jedoch auch die Möglichkeit bestehen, bei hohen Zählraten den Effekt zur Erzeugung von Sekundär-Röntgenquanten  $h\nu'$  zu berücksichtigen. Dies geschieht vorliegend statistisch: Kennt man die Energie des Primär-Röntgenquants, so gibt es eine genaue festgelegte Wahrscheinlichkeit, mit der es zur Abstrahlung eines Sekundär-Röntgenquants zu einem bestimmten benachbarten Detektorelement kommt. Diese Wahrscheinlichkeiten lassen sich durch Simulationen berechnen oder empirisch ermitteln, anhand von Kalibriermessungen. Bei statistisch relevanten Zahlen, insbesondere hohen Quantenflüssen von  $10^7$  bis  $10^9$  Quantenereignissen pro  $\text{mm}^2$  und Sekunde, kann man einfach die Anzahl der gemessenen Röntgenquanten mit den Wahrscheinlichkeiten multiplizieren.

**[0038]** Misst man beispielsweise mit der Detektoreinheit **301** 100000 Röntgenquanten und weiß man, dass 40000 dieser Röntgenquanten für die Aussendung eines Sekundär-Röntgenquants in eine beliebige Richtung sorgen, so ist bei acht benachbarten Detektorelementen **302** für den Fall, dass keine Sekundär-Röntgenquanten entweichen, damit zu rechnen, dass auf acht benachbarte Detektoreinheiten im Mittel jeweils 5000 Sekundär-Röntgenquanten auftreffen. Von den Zählwerten in den benachbarten Detektoreinheiten ist also die Zahl 5000 abzuziehen und zugehörige Energien sind entsprechenden Zählereignissen in der Detektoreinheit **301** zuzuschlagen.

**[0039]** Es gibt vorliegend somit die Möglichkeit, entweder die Koinzidenzschaltungen einzusetzen oder statistische Gewichte einzusetzen.

**[0040]** Wie genau die Auswahl erfolgt, wird vorliegend anhand von **Fig. 5** erläutert: In Schritt S12 erfolgt eine automatische Auswahl des jeweiligen Modus. Damit die automatische Auswahl

des Modus ermöglicht ist, gibt es die Auswahl bedingende Parameter, z. B. wird in Schritt S10 an Bedieneinrichtungen der Röntgenbildaufnahmeverrichtung **10** die Dosis vorgegeben, die bei einer Bildaufnahme abgegeben wird, und auch das Spektrum, wobei beides mittelbar über eine Generatorspannung eines in **Fig. 1** nicht gezeigten Generators vorgesehen sein kann.

**[0041]** Die Vorgabe der Dosis und die Vorgabe des Spektrums in Schritt S10 kann über Bedieneinrichtungen **33** (Tastatur) und **34** (Computermaus) oder spezifische Hebel und Knöpfe **36** erfolgen.

**[0042]** Nachdem nun die Auswahl erfolgt ist, wird im Schritt S14 geprüft, ob der Modus ausgewählt ist, gemäß dem die Koinzidenzschaltung zum Zählen verwendet wird, und wenn dies der Fall ist, wird in Schritt S16 ein Zählen mit der Koinzidenzschaltung durchgeführt.

**[0043]** Ist die Koinzidenzschaltung in Schritt S14 nicht ausgewählt, so erfolgt in Schritt S20 eine automatische Auswahl von statistischen Gewichten (Gewichtungsgrößen), anhand der in Schritt S10 vorgegebenen Größen Dosis und Spektrum. Bei der automatischen Auswahl werden Simulationsergebnisse, die in Schritt S18 erzielt werden, oder empirische Ergebnisse, die in Schritt S18 erzielt werden, berücksichtigt, die in einem Speicher der Röntgenbildaufnahmeverrichtung **10** tabellarisch abgelegt sind.

**[0044]** Nach der automatischen Auswahl der Gewichtungungsgrößen erfolgt in Schritt S22 ein Zählen mit den Gewichtungungsgrößen in der oben beschriebenen Art und Weise.

**[0045]** Die automatische Auswahl des Modus gemäß Schritt S12 kann alternativ auch abhängig von Messwerten erfolgen, und bevorzugt erfolgt sie auch für einzelne Gruppen von Detektoreinheiten jeweils spezifisch. Auf diese Weise ist es möglich, dass für ein und dieselbe Messung manche Detektoreinheiten den Schritt S16 durchlaufen, dass also mit der Koinzidenzschaltung gemessen wird und dass bei anderen Detektoreinheiten ein Zählen gemäß Schritt S22 mit Gewichtungungsgrößen erfolgt.

**[0046]** In diesem Fall gilt das Schaubild gemäß **Fig. 5** jeweils gesondert für jede einzelne Detektoreinheitengruppe.

**[0047]** Die vorliegend beschriebene Erfindung ist in besonderem Maße dann geeignet, wenn zählende Röntgenstrahlungsdetektoren eingesetzt werden. Sie ist jedoch auch dann einsetzbar, wenn integrierende Röntgenstrahlungsdetektoren verwendet werden, nach Art des anhand von **Fig. 2** beschriebenen

Röntgenstrahlungsdetektors **14** mit Szintillator **32** und Fotodioden.

## Patentansprüche

1. Röntgenbildaufnahmeverrichtung (**10**), welche eine Röntgenstrahlungsquelle (**12**) und einen Röntgenstrahlungsdetektor (**14**) aufweist, der eine Mehrzahl von Detektoreinheiten (**30**; **301**, **302**) zum Erfassen von Röntgenquanten ( $h\nu$ ) umfasst, wobei den Detektoreinheiten (**301**, **302**) paarweise Koinzidenzschaltungen zugeordnet sind, durch die nach einem vorbestimmten Kriterium erfassbar ist, ob von beiden Detektoreinheiten (**301**, **302**) eines Paares erfasste Röntgenquanten ( $h\nu$ ,  $h\nu'$ ) einem gemeinsamen Röntgenquant ( $h\nu$ ) zuzuordnen sind, **dadurch gekennzeichnet**, dass eine Auswerteeinrichtung (**20**) der Röntgenbildaufnahmeverrichtung (**10**) ausgelegt ist, in Abhängigkeit von einer Zählrate wahlweise eine Zuordnung von Messwerten zu Röntgenquanten entweder a) unter Einsatz der Koinzidenzschaltungen oder b) unter Einsatz statistischer Gewichte betreffend die Entstehung und/oder Auswertung von Messwerten vorzunehmen.

2. Röntgenbildaufnahmeverrichtung (**10**) nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch eine Bedieneinrichtung (**32**, **34**, **36**) zum Vornehmen einer Wahl betreffend zumindest einen vorbestimmten Bildaufnahme-parameter, wobei die Auswerteeinrichtung (**20**) die Wahl eines Modus der Zuordnung von Messwerten zu Röntgenquanten automatisch in Abhängigkeit von dem zumindest einen vorbestimmten Bildaufnahme-parameter vornimmt.

3. Röntgenbildaufnahmeverrichtung (**10**) nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch eine Bedieneinrichtung (**32**, **34**, **36**) zum Vornehmen einer Wahl betreffend zumindest einen vorbestimmten Bildaufnahme-parameter, wobei für den Fall einer Auswahl des Modus, dass die Zuordnung von Messwerten zu Röntgenquanten unter Einsatz statistischer Gewichte erfolgt, die statistischen Gewichte in Abhängigkeit von dem zumindest einen Bildaufnahme-parameter festgelegt werden.

4. Röntgenbildaufnahmeverrichtung (**10**) nach Anspruch 3, **dadurch gekennzeichnet**, dass in einem Speicher (**22**) der Röntgenbildaufnahmeverrichtung (**10**) statistische Gewichte zu einer Mehrzahl von Werten bzw. Wertekombinationen für einen oder mehrere Bildaufnahmeparameter abgelegt sind.

5. Röntgenbildaufnahmeverrichtung (**10**) nach einem der Ansprüche 2 bis 4, **dadurch gekennzeichnet**, dass ein Bildaufnahme-parameter eine von einem Spannungsgenerator der Röntgenstrahlungsquelle (**12**) erzeugte Spannung angibt und/oder einen in der Röntgenstrahlungsquelle (**12**) fließenden Röhrenstrom und/oder eine Vorfiltereinstellung angibt.

6. Röntgenbildaufnahmevorrichtung (10) nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Auswerteeinrichtung (20) ausgelegt ist, die Wahl zwischen unterschiedlichen Modi von Messwerten zu Röntgenquanten anhand der Messwerte selbst zu bestimmen.

7. Röntgenbildaufnahmevorrichtung (10) nach Anspruch 6, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Auswerteeinrichtung (20) dazu ausgelegt ist, die Wahl betreffend unterschiedliche Bereiche des Röntgenstrahlendetektors (14) jeweils für sich und unterschiedlich vorzunehmen.

8. Röntgenbildaufnahmevorrichtung (10) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Auswerteeinrichtung (20) dazu ausgelegt ist, zu jedem Röntgenquant anhand der zugeordneten Messwerte eine Energie zu ermitteln.

Es folgen 4 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

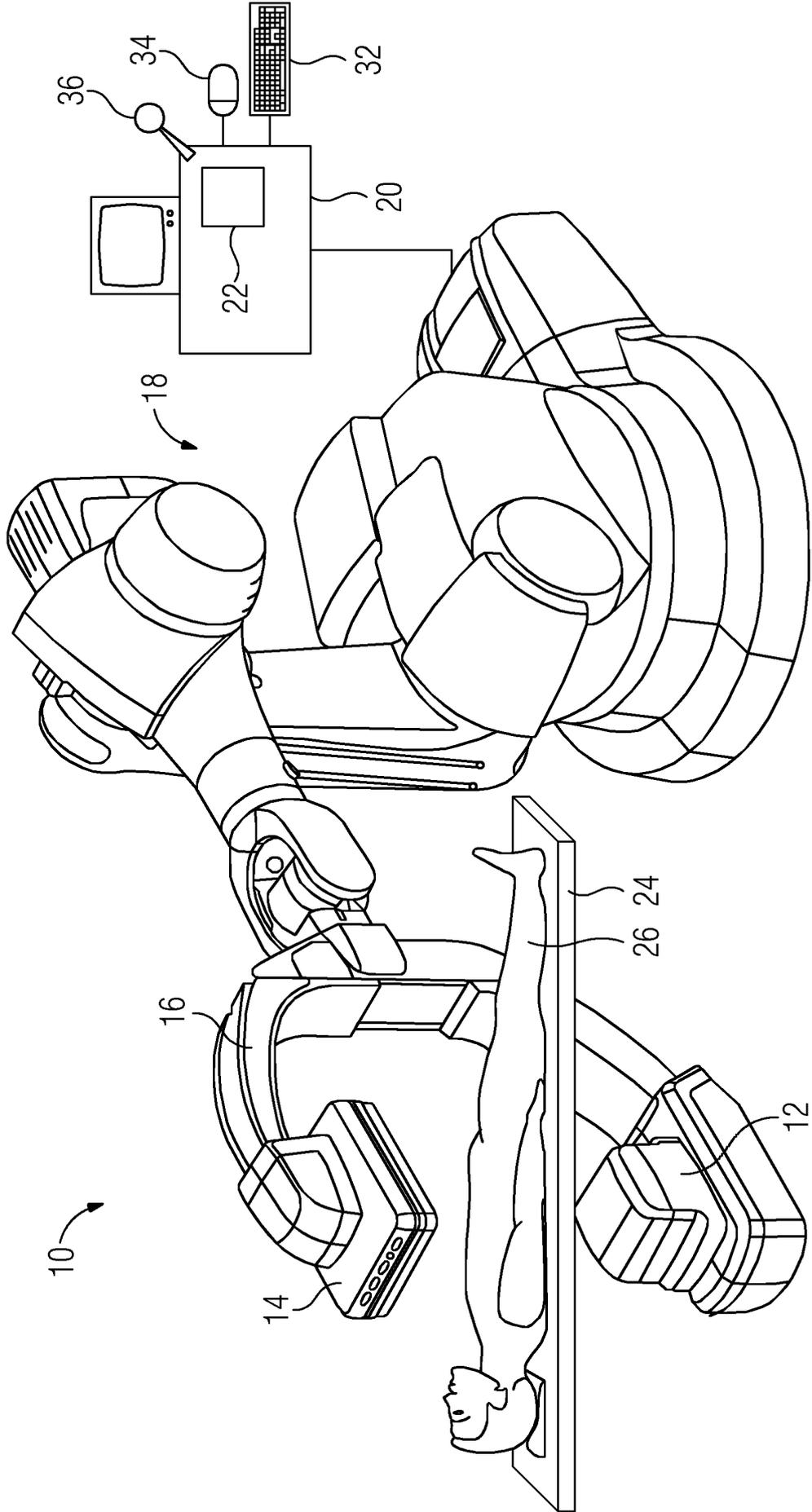


FIG 1

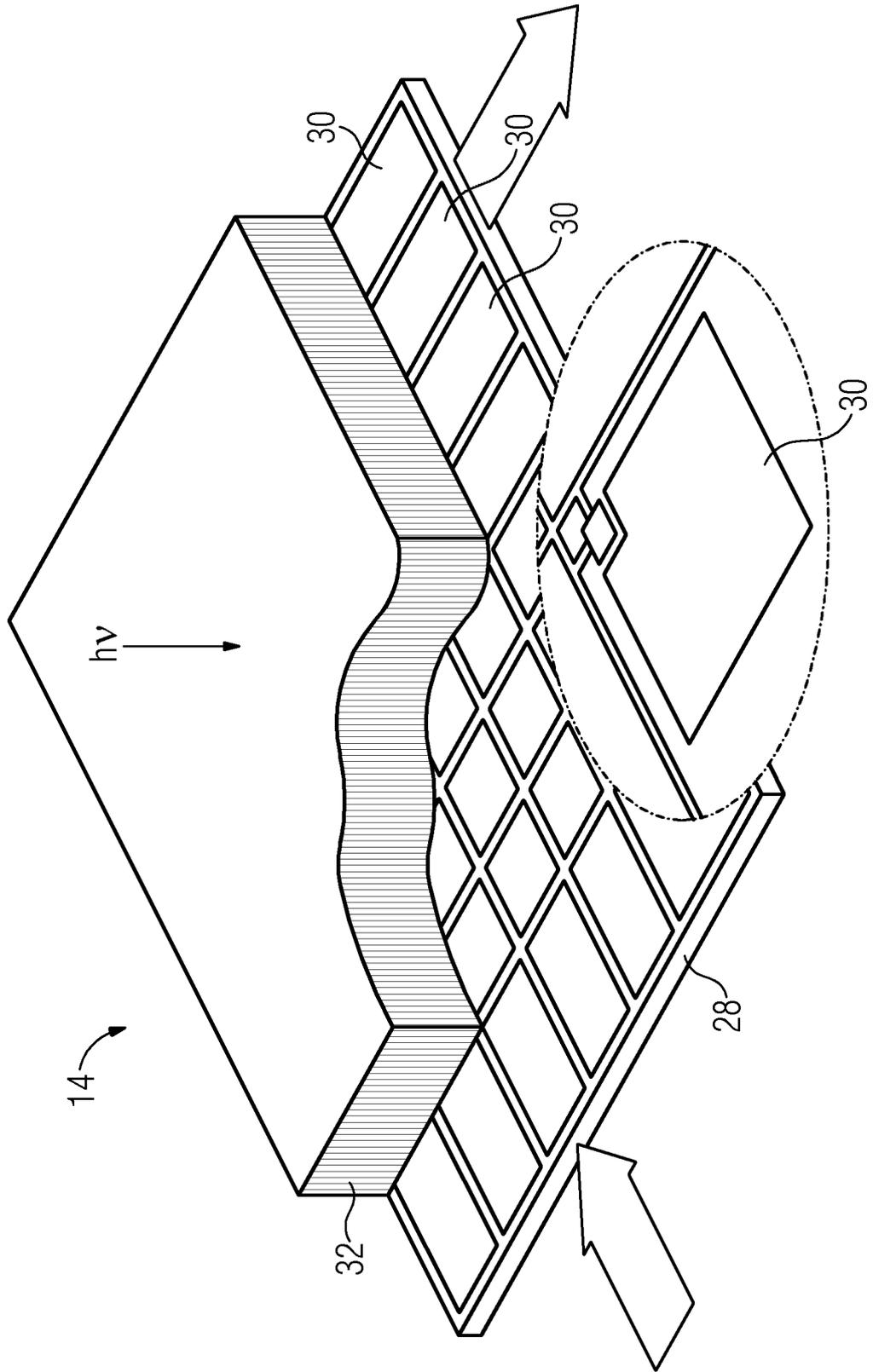


FIG 2

FIG 3

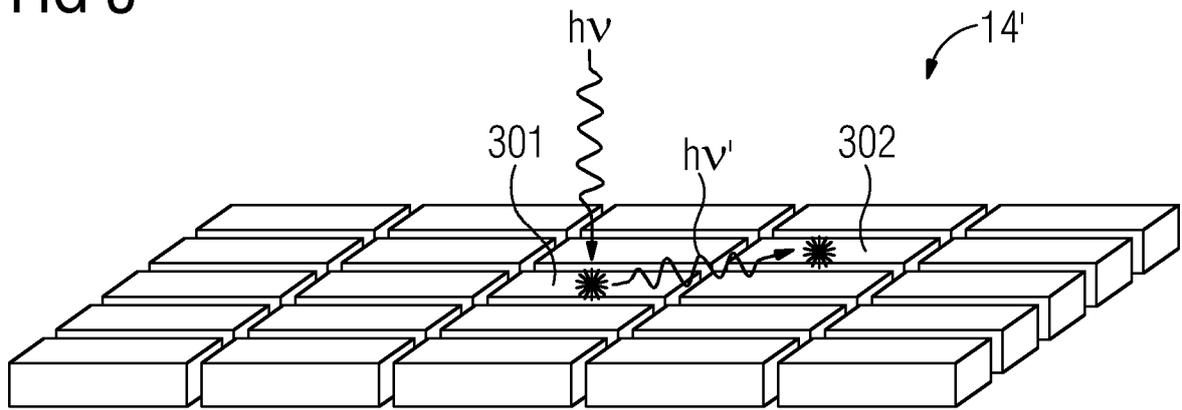


FIG 4

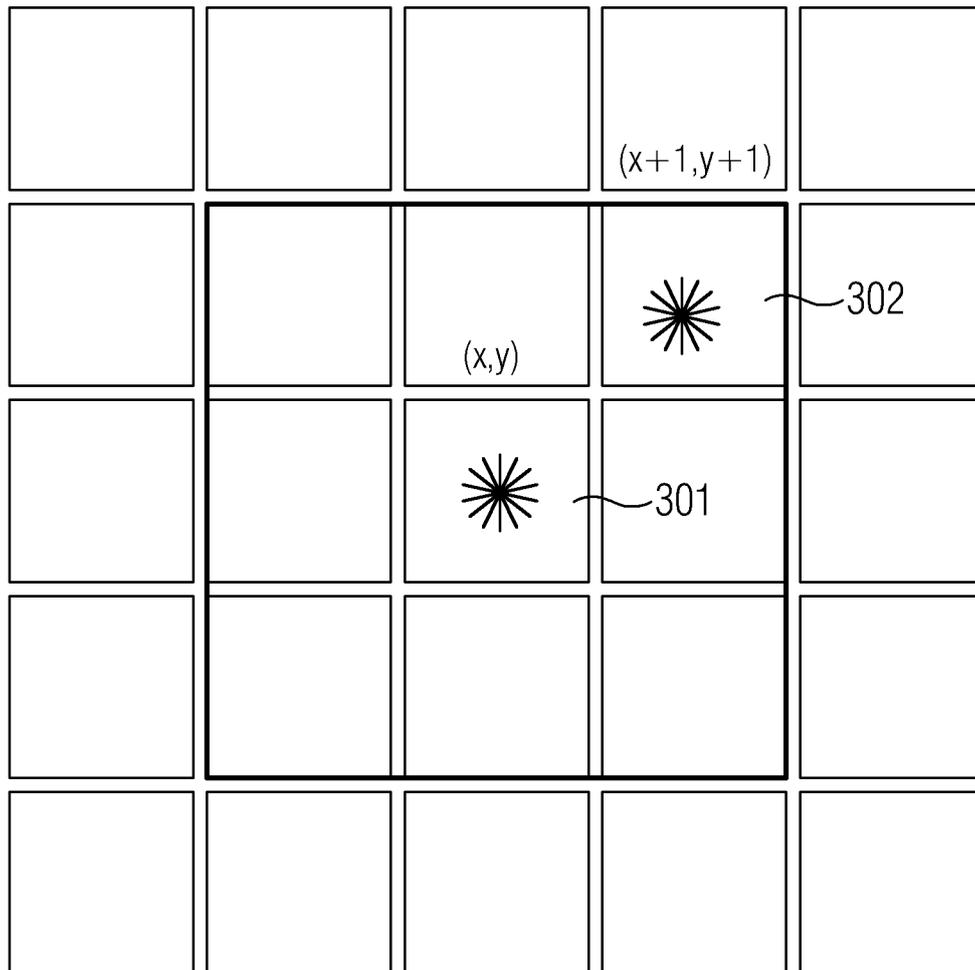


FIG 5

