



(10) **DE 10 2011 077 859 B4** 2014.01.23

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2011 077 859.4**
(22) Anmeldetag: **21.06.2011**
(43) Offenlegungstag: **27.12.2012**
(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **23.01.2014**

(51) Int Cl.: **G01T 1/29 (2011.01)**
H01L 27/146 (2011.01)
H01L 31/115 (2011.01)

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 Aktiengesellschaft, 80333, München, DE

(72) Erfinder:
Hannemann, Thilo, Dr., 91052, Erlangen, DE;
Janssen, Silke, 60173, Schaumurg, US; Kappler,
Steffen, 91090, Effeltrich, DE; Kraft, Edgar, Dr.,
91052, Erlangen, DE; Niederlöhner, Daniel, Dr.,
91052, Erlangen, DE; Reinwand, Mario, 96151,
Breitbrunn, DE

(56) Ermittelter Stand der Technik:

DE	10 2004 048 962	A1
US	7 916 836	B2
US	2008 / 0 099 689	A1
US	2010 / 0 181 491	A1
WO	2004/ 008 488	A2
WO	2009/ 042 827	A1

(54) Bezeichnung: **Quantenzählender Strahlungsdetektor**

(57) Hauptanspruch: Quantenzählender Strahlungsdetektor, insbesondere Röntgendetektor, mit

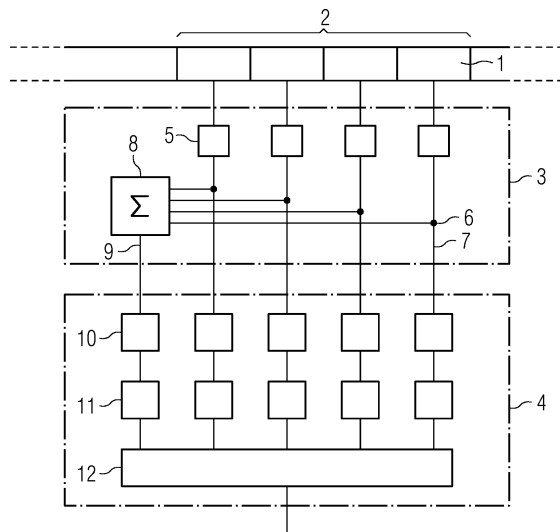
– einem Array von Detektorelementen (1), die jeweils eine von der Energie auftreffender Strahlungsquanten abhängige Ladungsmenge erzeugen und zur Bildung größerer Detektoreinheiten (2) in Gruppen benachbarter Detektorelemente (1) eingeteilt sind,

– einer ersten Verarbeitungsstufe (3), durch die für jede der Gruppen jeweils ein erstes elektrisches Signal (9) bereitgestellt wird, das von der Summe der erzeugten Ladungsmenge der Detektorelemente (1) der Gruppe abhängt, sowie

– einer zweiten Verarbeitungsstufe (4), durch die die auf die jeweiligen Gruppen auftreffenden Strahlungsquanten durch Auswertung der bereitgestellten ersten elektrischen Signale (9) gezählt werden, um für jede Gruppe ein erstes Zählergebnis zu erhalten, dadurch gekennzeichnet, dass die erste Verarbeitungsstufe (3) so ausgebildet ist, dass sie zusätzlich für jedes Detektorelement (1) oder für jede erste Untergruppe von Detektorelementen (1), in die die Gruppen unterteilt sind, ein von der erzeugten Ladungsmenge des Detektorelementes (1) oder der ersten Untergruppe abhängiges zweites elektrisches Signal (7) bereitstellt, und

dass die zweite Verarbeitungsstufe (4) so ausgebildet ist, dass sie die auf jedes Detektorelement (1) oder jede erste Untergruppe auftreffenden Strahlungsquanten durch Auswertung der bereitgestellten zweiten elektrischen Signale (7) zählt, um für jedes Detektorelement (1) oder jede erste Untergruppe ein zweites Zählergebnis zu erhalten, und

durch eine Kombination der ersten und zweiten Zählergebnisse eine Bildinformation oder ein erstes Effektivsignal berechnet.



Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft einen quantenzählenden Strahlungsdetektor, insbesondere einen Röntgendetektor, mit einem Array von Detektorelementen, die jeweils eine von der Energie auftreffender Strahlungsquanten abhängige Ladungsmenge erzeugen und zur Bildung größerer Detektoreinheiten in Gruppen benachbarter Detektorelemente eingeteilt sind, einer ersten Verarbeitungsstufe, durch die für jede der Gruppen jeweils ein elektrisches Signal bereitgestellt wird, das von der Summe der erzeugten Ladungsmengen der Detektorelemente der Gruppe abhängt, sowie einer zweiten Verarbeitungsstufe, durch die die auf die jeweiligen Gruppen auftreffenden Strahlungsquanten durch Auswertung der bereitgestellten elektrischen Signale gezählt werden, um für jede Gruppe ein Zählergebnis zu erhalten.

[0002] Quantenzählende Röntgendetektoren finden in vielen bildgebenden Anwendungen Einsatz. So werden diese Röntgendetektoren beispielsweise in Computertomographen in der medizinischen Bildgebung genutzt, um ein tomographisches Röntgenbild eines Untersuchungsbereiches eines Patienten zu erzeugen. Bei einem quantenzählenden Strahlungsdetektor treten in Abhängigkeit von der Größe der einzelnen Detektorelemente, im folgenden auch als Pixel bezeichnet, unterschiedliche unerwünschte Effekte auf, die zu widerstrebenden Anforderungen bei der Wahl der Pixelgröße des Detektors führen. Für das Hochflussverhalten ist eine möglichst kleine Pixelgröße vorteilhaft, um die Wahrscheinlichkeit des Pile-up-Effektes niedrig zu halten und den Small-Pixel-Effekt auszunutzen. Für eine gute Energieauflösung des Detektors ist dagegen die Wahl möglichst großer Pixel vorteilhaft, um die unerwünschten Effekte des Charge-Sharing und des K-Escape auf die in einem Pixel registrierte Energie klein zu halten. Die letztgenannten beiden Effekte haben gerade bei kleineren Pixeln einen größeren Einfluss auf das Messergebnis. Zusätzlich bewirken diese unerwünschten Effekte durch ihr statistisches Auftreten auch einen zusätzlichen Rauschbeitrag. Durch die Wahl der Pixelgröße wird schließlich auch die erreichbare Ortsauflösung des Röntgendetektors bestimmt.

[0003] Bei vielen Anwendungen sind durch diese gegenläufigen Anforderungen Kompromisse bei der Wahl der Größe der Detektorelemente bzw. der Pixelgröße notwendig, die den Vorteil eines quantenzählenden Detektors gegenüber einem energieintegrierenden Detektor schmälern. So führt beim Einsatz eines quantenzählenden Detektors in einem klinischen Computertomographen der geforderte Röntgenfluss zwangsläufig zur Wahl einer Pixelgröße von nur 100 µm bis 300 µm, da sonst das Pixel bei vollem Röntgenfluss in die Paralyse gezwungen würde und keine verwertbaren Daten mehr liefern würde. Bei diesen

kleinen Pixelgrößen ist aber bei Einsatz von quantenzählenden Detektoren, insbesondere aus CdTe oder CZT(CdZnTe), der Verlust an Energieauflösung und der zusätzliche Rauschbeitrag durch Charge-Sharing und K-Escape bereits erheblich.

[0004] Aus der WO 2009/042827 A1 ist ein quantenzählender Röntgendetektor bekannt, bei dem aus den einzelnen Detektorelementen größere Detektoreinheiten gebildet werden, indem die Zählergebnisse mehrerer benachbarter Detektorelemente addiert oder anderweitig kombiniert werden. Diese Vorgehensweise bringt allerdings bezüglich der ungünstigen Effekte von K-Escape und Charge-Sharing keinen Vorteil, da sich der dadurch entstandene Fehler aus den Zählergebnissen alleine nicht mehr bestimmen und korrigieren lässt.

[0005] Die US 2009/0080601 A1 beschreibt einen quantenzählenden Röntgendetektor, bei dem die Detektorelemente dynamisch zu größeren Detektoreinheiten kombiniert werden, indem die Detektorelemente über eine Matrix von Schaltern miteinander in elektrischen Kontakt gebracht und das resultierende Signal auf einen gemeinsamen Komparator geführt wird. Diese Methode erfordert die Schätzung des zu erwartenden Röntgenflusses vor der Messung, wodurch ihre Tauglichkeit in vielen Anwendungen beschränkt ist. Weiterhin bringt das abrupte Umschalten zwischen den verschiedenen Größen der resultierenden Detektoreinheiten große Probleme mit sich, da die Forderung nach einer stetig differenzierbaren Anschlussbedingung für die aus den unterschiedlichen Pixelgrößen resultierenden Signale nicht auf einfache Weise erfüllt werden kann.

[0006] Aus der US 2008/0099689 A1 ist ein quantenzählender Strahlungsdetektor mit einem Array von Detektorelementen bekannt, die jeweils eine von der Energie auftreffender Strahlungsquanten abhängige Ladungsmenge erzeugen. Die einzelnen Detektorelemente sind bei diesem Strahlungsdetektor sowohl mit einem quantenzählenden als auch mit einem quantenintegrierenden Kanal verbunden. Die Ergebnisse aus den quantenzählenden und quantenintegrierenden Kanälen werden einem Bildprozessor zugeführt, der aus diesen Ergebnissen ein entsprechendes Bild erzeugt.

[0007] Die US 7,916,836 B2 beschreibt einen CT-Detektor, der ebenfalls ein Array von Detektorelementen aufweist, die jeweils eine von der Energie auftreffender Strahlungsquanten abhängige Ladungsmenge erzeugen und in Gruppen benachbarter Detektorelemente eingeteilt sind. Die Detektorelemente sind über ein Verbindungsnetzwerk mit einer Vielzahl von Schaltern mit einer Ausleseeinrichtung verbunden. Auf diese Weise lassen sich sowohl die Signale von Gruppen von Detektorelementen als auch die Signale der einzelnen Detektorele-

mente durch entsprechende Umschaltung auslesen und zur Bildinformation verwerten.

[0008] Aus der DE 10 2004 048 962 A1 ist ein quantenzählender Röntgendetektor bekannt, bei dem die Ladungspulse benachbarter Detektorelemente analog addiert werden, wenn sie durch eine Koinzidenzschaltung als zu einem Photonenereignis zugehörig erkannt werden.

[0009] Schließlich zeigt die WO 2004/008488 A2 einen Detektor gemäß dem Oberbegriff des Patentanspruches 1, bei dem das Signal mehrerer Detektorelemente jeweils analog summiert und dann auf einen gemeinsamen Diskriminator und Zähler geführt wird, um den Small-Pixel-Effekt auszunutzen.

[0010] Die beiden letztgenannten Ladungs-Summierungs-Verfahren können allerdings das Verhalten des Detektors im Hochflussfall nicht verbessern. Ihr Paralyse-Verhalten entspricht annähernd dem eines Detektors mit Pixeln, deren Fläche der Summenfläche der jeweils zu einer größeren Detektoreinheit zusammengefassten Pixel entspricht. Ein Ladungs-Summierungs-Verfahren, das zum Beispiel die Signale von vier Pixeln zusammenfasst, zeigt annähernd dasselbe Paralyseverhalten wie ein einzelner Pixel der vierfachen Grundfläche, so dass die Detektorparalyse bereits bei ca. einem Viertel des Quantenflusses einsetzt.

[0011] Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht darin, einen quantenzählenden Strahlungsdetektor anzugeben, der eine flexiblere Anpassung an die jeweilige Anwendung ermöglicht, um den Einfluss der unerwünschten Effekte möglichst gering zu halten.

[0012] Die Aufgabe wird mit dem quantenzählenden Strahlungsdetektor gemäß Patentanspruch 1 gelöst. Dieser Strahlungsdetektor besteht aus einem Array von Detektorelementen, die jeweils eine von der Energie auftreffender Strahlungsquanten abhängige Ladungsmenge erzeugen und zur Bildung größerer Detektoreinheiten in Gruppen benachbarter Detektorelemente eingeteilt sind, einer zweiten Verarbeitungsstufe, durch die für jede der Gruppen jeweils ein erstes elektrisches Signal bereitgestellt wird, das von der Summe der erzeugten Ladungsmengen der Detektorelemente der Gruppe abhängt, sowie einer zweiten Verarbeitungsstufe, durch die die auf die jeweiligen Gruppen auftreffenden Strahlungsquanten durch Auswertung der bereitgestellten ersten elektrischen Signale gezählt werden, um für jede Gruppe ein erstes Zählergebnis zu erhalten. Der vorgeschlagene Strahlungsdetektor zeichnet sich dadurch aus, dass die erste Verarbeitungsstufe zusätzlich für jedes Detektorelement oder für jede Untergruppe von Detektorelementen, in die die Gruppen eingeteilt sind, ein von der erzeugten Ladungsmenge des

Detektorelementes oder der Untergruppe abhängiges zweites elektrisches Signal bereitstellt, und dass die zweite Verarbeitungsstufe die auf jedes Detektorelement oder jede Untergruppe auftreffenden Strahlungsquanten durch Auswertung der bereitgestellten zweiten elektrischen Signale ebenfalls zählt, um für jedes einzelne Detektorelement oder für jede Untergruppe von Detektorelementen ein zweites Zählergebnis zu erhalten, und durch eine Kombination der ersten und zweiten Zählergebnisse eine Bildinformation oder ein erstes Effektivsignal berechnet, das zur Erzeugung der Bildinformation weiter verarbeitet wird.

[0013] Bei dem vorgeschlagenen Strahlungsdetektor werden somit nebeneinander zwei voneinander unabhängige Verarbeitungszweige realisiert. Zum einen werden einzelne Detektorelemente bzw. Pixel in der Verarbeitung zusammengefasst, um damit eine größere zusammenhängende Detektoreinheit, im Folgenden auch als Makro-Pixel bezeichnet, zu bilden. So können bspw. in bekannter Weise jeweils vier benachbarte Detektorelemente, in diesem Zusammenhang auch als Sub-Pixel bezeichnet, zu einem Makro-Pixel zusammengefasst werden, indem die von diesen vier Sub-Pixeln erzeugte Ladungsmenge analog addiert und anschließend einer zählenden Verarbeitung zugeführt wird. Unabhängig davon wird im anderen Verarbeitungszweig vorzugsweise für jedes einzelne Detektorelement bzw. Pixel oder Sub-Pixel eine getrennte Verarbeitung durchgeführt, indem die von diesem Detektorelement erzeugte Ladungsmenge oder ein davon abgeleitetes Signal nach einer Verstärkung ebenfalls einer zählenden Verarbeitung zugeführt wird. Somit werden beim vorgeschlagenen Strahlungsdetektor mehrere Detektorelemente bzw. Pixel zu einem Makro-Pixel zusammengefasst, wobei jedoch jedes einzelne Pixel wie bei einem konventionellen Detektor eine eigene Signalverarbeitung bis hin zu einem eigenen Zähler erhält. Gleichzeitig wird der Ladungspuls bzw. das elektrische Signal, der zu einem Makro-Pixel gehörenden Sub-Pixel analog summiert und auf eine eigene Zähler-Schaltung oder Diskriminator/Zähler-Schaltung gegeben. Durch dieser parallele Signalverarbeitung und Auswertung werden sowohl Zählergebnisse für die einzelnen Detektorelemente als auch Zählergebnisse für die größeren Detektoreinheiten erhalten. Diese lassen sich dann je nach Anwendung so kombinieren, dass für diese Anwendung ein möglichst geringer Einfluss der unerwünschten Effekte bei der Messung bzw. Bildaufzeichnung auftritt.

[0014] Die Kombination der Zählergebnisse erfolgt dabei vorzugsweise durch unterschiedliche Gewichtung der ersten gegenüber den zweiten Zählergebnissen. So lässt sich beispielsweise im Nachhinein entscheiden, ob die Zählerstände der einzelnen Detektorelemente mit größerem Gewicht oder aus-

schließlich verwendet werden, um das Hochflussverhalten zu verbessern, oder ob die Zählerstände der Detektoreinheiten mit stärkerer Gewichtung oder ausschließlich verwendet werden, um die Energieauflösung zu verbessern. Da die Kombination der Zählergebnisse zeitlich nach der Strahlungsdetektion, bspw. einer Röntgenaufnahme, durchgeführt werden kann, lässt sich auch die Kenntnis über den tatsächlich gemessenen Röntgenfluss für die Auswertung nutzen.

[0015] Die Begriffe der ersten Verarbeitungsstufe und der zweiten Verarbeitungsstufe sind bei der vorliegenden Patentanmeldung nicht dahingehend zu verstehen, dass es sich hierbei um geschlossene Verarbeitungseinheiten handelt. Vielmehr deckt die erste Verarbeitungsstufe die Verarbeitung der von den Detektorelementen generierten Ladungsmengen bis zum Eingang des Komparators bzw. Diskriminators ab, der dann in diesem Sinne mit dem Zähler zur zweiten Verarbeitungsstufe zählt. Die erste Verarbeitungsstufe kann somit beispielsweise einen Vorverstärker und einen Signalformer umfassen, wie dies aus dem Stand der Technik bekannt ist. Selbstverständlich können in der zweiten Verarbeitungsstufe auch mehrere Komparatoren bzw. Diskriminatoren eingesetzt werden, um eine energieselektive Weiterverarbeitung bzw. Zählung zu ermöglichen.

[0016] Bei dem vorgeschlagenen Strahlungsdetektor kann es sich beispielsweise um einen Festkörperdetektor aus CdTe oder CZT handeln. Selbstverständlich sind auch andere Arten von Festkörper- bzw. Flachbilddetektoren realisierbar.

[0017] Die getrennte Verarbeitung für die einzelnen Detektorelemente und die größeren Detektoreinheiten über die beiden getrennten Verarbeitungszweige kann bei dem vorgeschlagenen Strahlungsdetektor in unterschiedlicher Weise erreicht werden. Die von jedem Detektorelement bei Eintreffen eines Strahlungsquants erzeugte Ladungsmenge muss hierbei auf die getrennten Verarbeitungszweige aufgeteilt werden. Dies kann in einer Ausgestaltung durch direkte Aufteilung der Ladung auf die beiden Verarbeitungszweige erfolgen. Ein Teil der generierten Ladungsmenge wird dabei dem einen Verarbeitungszweig, der andere Teil dem anderen Verarbeitungszweig zugeführt. Diese Schaltungsvariante kann sehr einfach aufgebaut werden, bspw. über einen kapazitiven Teiler, hat jedoch den Nachteil des durch die verringerte Signalladung in jedem Verarbeitungszweig bedingten höheren Rauschens. Vorzugsweise wird daher die Verzweigung in die beiden Verarbeitungszweige erst nach einem oder mehreren Verarbeitungsschritten durchgeführt, bei denen aus der in einem Detektorelement generierten Ladung ein elektrisches Signal, bspw. ein Strompuls, ein Spannungspuls oder eine feste Spannung (im Falle eines Peak-Holder-Signals) erzeugt wird. Das elektrische Signal

wird dann auf die beiden Verarbeitungszweige aufgeteilt. Dies kann wiederum durch direkte Aufteilung oder durch Duplizierung des Signals erfolgen. Eine Aufteilung muss hierbei nicht in jedem Falle hälftig erfolgen, sondern kann auch in einem anderen Verhältnis durchgeführt werden, solange dieses Verhältnis bekannt ist. Besteht die analoge Signalverarbeitung beispielsweise aus einer Kette von Vorverstärker, Signalformer und Komparatorstufe, so kann das Ausgangssignal hinter dem Vorverstärker oder hinter dem Signalformer dupliziert werden. Die Kopien des Signals gehen dann zum einen an die weitere Verarbeitungskette des einzelnen Detektorelementes, zum anderen an die Verarbeitungskette der Detektoreinheit. Besitzt der Vorverstärker einen Rückkopplungszweig, kann auch ein Duplikat des Rückkopplungssignals als Signal für die Detektoreinheit dienen. Eine weitere Klasse technischer Realisierungen verwendet für jedes Detektorelement sog. Peak-Holder. Das sind Schaltkreise, die den Maximalwert des Eingangssignals innerhalb eines gewissen Zeitraums abtasten und speichern. Als Signal für die Detektoreinheit wird in dieser Variante die Summe der Peak-Holder-Signale der einzelnen Detektorelemente verwendet. Auch hier sind verschiedene Ausführungen möglich, je nachdem, ob der Peak-Holder getaktet oder getriggert wird oder kontinuierlich arbeitet. Auch bei der Ausführung der Summationsstufe im Verarbeitungszweig der Detektoreinheiten sind verschiedene Varianten möglich. Beispielsweise kann die Verarbeitung über die Summation von Strömen erfolgen, welche dem Signalpegel im jeweiligen Detektorelement proportional sind.

[0018] In einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung ist die zweite Verarbeitungsstufe so ausgebildet, dass sie die ersten und zweiten Zählergebnisse nach einer vorgegebenen Rechenvorschrift kombiniert, um daraus für jedes einzelne Pixel ein kombiniertes Zählergebnis als Bildinformation für die anschließende Bilddarstellung zu erhalten. Die Bilddarstellung selbst erfolgt in bekannter Weise, indem jedem Pixel ein dem (kombinierten) Zählergebnis proportionaler Intensitätswert bzw. Grauwert als Bildinformation zugeordnet wird.

[0019] Bei der vorgegebenen Rechenvorschrift wird eine Gewichtungsfunktion für die Kombination der beiden Zählergebnisse verwendet, die in einer Ausgestaltung aus den vorab bestimmten Paralysekurven des Einzel-Pixel-Signals und des Summations-Signals (für die Detektoreinheit) berechnet wird. Hierbei werden in einem ersten Schritt die Paralysekurven von Einzel-Pixel-Signal und Summations-Signal bestimmt. Dies kann im Falle des Einsatzes in der Röntgenbildgebung beispielsweise über Variation des Röhrenstroms der Röntgenröhre oder Variation der Schwächung der Röntgenstrahlung bei einer vorab durchgeführten Röntgen-Bildaufnahme er-

folgen. Als nächster Schritt erfolgt die Parametrierung der Paralyse-Kurven durch Polynome P :

$$R_e = P(F, \underline{a}_e) \text{ und}$$

$$R_s = P(F, \underline{a}_s), \text{ mit } P(F, \underline{a}) = \sum_i a_i F^i$$

[0020] R_e bzw. R_s gibt hierbei den gemessenen Quantenfluss R im Falle des Einzel-Pixel-Signals R_e und im Falle des Summations-Signals R_s an. F stellt den applizierten Quantenfluss dar. P ist das Polynom mit den Faktoren a_i .

[0021] Die Berechnung der später für die Kombination der Zählergebnisse genutzten Überblend-Gewichtsfunktion W erfolgt nach folgender Vorschrift:

$$W(F, \underline{a}_e, \underline{a}_s) = [P(F, \underline{a}_e) - P(F, \underline{a}_s)]/P(F, \underline{a}_e)$$

[0022] Anschließend erfolgt eine Koordinatentransformation $R_e \rightarrow F = p(R_e, \underline{a}_e)$ über die (ggf. approximative) Umkehr-Funktion von $P(F, \underline{a}_e)$:

$$W(F, \underline{a}_e, \underline{a}_s) \rightarrow w(R_e, \underline{a}_e, \underline{a}_s) = W(p(R_e, \underline{a}_e), \underline{a}_e, \underline{a}_s)$$

[0023] Nach dieser Koordinatentransformation kann die Verrechnung der gemessenen Daten R_e und R_s zum Effektiv-Signal R erfolgen:

$$R = R_s + w(R_e, \underline{a}_e, \underline{a}_s)R_e$$

[0024] Durch diese Rechenvorschrift werden die Zählergebnisse für die Sub- und Makro-Pixel so miteinander verrechnet, dass sich ein optimales Hochflussverhalten ergibt, im Niedrigflussfall aber die Vorteile der größeren Fläche des Makro-Pixels beim Charge-Sharing und K-Escape voll realisiert werden.

[0025] Die Verschaltung im vorgeschlagenen Quantendetektor kann selbstverständlich auch so erfolgen, dass eine kaskadierte Verarbeitung realisiert wird. Die vorgeschlagene Aufteilung in zwei Verarbeitungszweige wird dabei sukzessiv auf Untergruppen erweitert, im Folgenden auch als erste, zweite, ... Untergruppen bezeichnet, wie dies in einem der Ausführungsbeispiele nochmals kurz erläutert wird. Hierbei wird jeweils aus den Zählergebnissen der Gruppe und ihrer ersten Untergruppe ein erstes Effektivsignal berechnet, das wiederum mit dem Zählergebnis der (zweiten) Untergruppen der ersten Untergruppe zu einem zweiten Effektivsignal kombiniert wird, usw. Dies wird vorzugsweise fortgesetzt, bis eine Kombination mit den Zählergebnissen der einzelnen Detektorelemente (als letzte Untergruppe) erfolgt.

[0026] Der vorgeschlagene quantenzählende Strahlungsdetektor ist vorzugsweise als Röntgendetektor ausgebildet, der beispielsweise sehr vorteilhaft in der medizinischen Bildgebung, insbesondere im Bereich der Computertomographie eingesetzt werden

kann. Selbstverständlich ist der vorgeschlagene Aufbau des Strahlungsdetektors jedoch nicht auf die Detektion von Röntgenstrahlung begrenzt.

[0027] Der vorgeschlagene Strahlungsdetektor wird nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen nochmals kurz erläutert. Hierbei zeigen:

[0028] Fig. 1 ein Beispiel für Paralysekurven von Einzel-Pixeln und zusammengefassten Pixeln,

[0029] Fig. 2 ein Beispiel für eine bei der Verarbeitung eingesetzte Überblend-Gewichts-Funktion als Funktion des applizierten Flusses,

[0030] Fig. 3 ein Beispiel für die Überblend-Gewichts-Funktion als Funktion des gemessenen Einzel-Pixel-Signals,

[0031] Fig. 4 ein Beispiel für die gemessenen Signale und das im vorliegenden Strahlungsdetektor erzeugte Effektiv-Signal aus idealer und approximativer Überblendung,

[0032] Fig. 5 ein Beispiel für den schematischen Aufbau des vorgeschlagenen Strahlungsdetektors,

[0033] Fig. 6 eine mögliche geometrische Realisierung der Zusammenfassung von Sub-Pixeln zu verschiedenen großen Makro-Pixeln sowie

[0034] Fig. 7 ein Beispiel für die Signalverarbeitung des vorgeschlagenen Strahlungsdetektors durch Bildung von Kaskaden.

[0035] Fig. 1 zeigt die Unterschiede im Verhalten eines quantenzählenden Röntgendetektors zwischen der Verarbeitung eines einzelnen Detektorelementes bzw. Pixels und der Zusammenfassung mehrerer Pixel zu einem Makro-Pixel. Die Figur zeigt eine sog. Paralyse-Kurve, bei der der gemessene, d. h. über das Zählergebnis bestimmte, Quantenfluss R als Funktion der auf den Detektor auftreffenden Quantenflussdichte F , jeweils multipliziert mit Pixel-Fläche A und Pulsdauer τ , für das Einzel-Pixel-Signal und das Summations-Signal (hier eine Summe aus vier Einzel-Pixel-Signalen) aufgetragen ist. Das Einzel-Pixel-Signal stellt die Summe der gemessenen Raten bzw. Zählergebnisse aus den einzelnen Pixeln dar. Aus der Figur ist deutlich ersichtlich, dass das Summations-Signal ein Verhalten zeigt, das in etwa dem Verhalten eines Einzel-Pixels mit einer um den Faktor 4 vergrößerten Fläche darstellt. R bedeutet hierbei die gemessene Rate, R_a die applizierte Rate, jeweils in arbiträren Einheiten. Somit tritt gegenüber dem Einzel-Pixel-Signal bereits bei etwa einem Viertel des applizierten Quantenflusses eine Sättigung und somit eine Verfälschung des Messsignals auf.

[0036] Bei dem vorgeschlagenen Quantendetektor werden bei der Verarbeitung ebenfalls in einem Verarbeitungszweig Einzel-Pixel zu einem größeren Makro-Pixel kombiniert, indem die elektrischen Ladungsmengen der Einzel-Pixel bzw. die daraus abgeleiteten elektrischen Signale analog summiert und als Summationssignal dann der zählenden Auswertung zugeführt werden. In einer parallelen Verarbeitungskette wird jedoch zusätzlich für alle Einzel-Pixel die jeweils generierte Ladungsmenge in ein elektrisches Signal gewandelt und ebenfalls, getrennt für jedes Einzel-Pixel, einer zählenden Auswertung zugeführt. Die Zählergebnisse aus den Einzel-Pixeln und den Makro-Pixeln werden dann in geeigneter Weise kombiniert, um ein effektives Zählsignal für jedes Einzel-Pixel zu erhalten. Hierfür wird eine Gewichtungsfunktion eingeführt, mit der die Kombination der beiden Zählergebnisse für jedes Pixel durchgeführt wird.

[0037] In der bevorzugten Ausgestaltung wird die Gewichtungsfunktion aus den vorab bestimmten oder gemessenen Paralysekurven für das Einzel-Pixel und das Makro-Pixel nach einer Vorschrift bestimmt, wie sie weiter vorne bereits angegeben wurde. **Fig. 2** zeigt ein Beispiel für eine auf diese Art und Weise bestimmte Überblend-Gewichts-Funktion W als Funktion des applizierten Flusses F bzw. der applizierten Rate R_a . **Fig. 3** zeigt diese Überblend-Gewichtsfunktion nochmals als Funktion des gemessenen Einzel-Pixel-Signals R_e , auch hier in arbiträren Einheiten. Aus dieser Figur ist ersichtlich, dass diese Gewichtungsfunktion mit sehr guter Übereinstimmung linear approximiert werden kann, so dass in vielen Fällen die Gewichtungsfunktion auch ohne vorab ermittelte Paralysekurven bestimmt werden kann.

[0038] **Fig. 4** zeigt hierzu nochmals die beiden gemessenen Signale, d. h. das Einzel-Pixel-Signal sowie das Summations-Signal (vgl. **Fig. 1**) sowie das mit der vorgeschlagenen Vorschrift bestimmte Effektiv-Signal aus idealer und approximativer Überblendung.

[0039] **Fig. 5** zeigt ein schematisches Beispiel für einen Aufbau des vorgeschlagenen Strahlungsdetektors. In diesem Beispiel sind lediglich zur Veranschaulichung vier Detektorelemente bzw. Pixel **1** des Detektors dargestellt, die in einem der Verarbeitungszweige zu einem Makro-Pixel **2** zusammengeführt werden. Die von den Einzel-Pixeln **1** bei Auftreffen von Strahlungsquanten generierten Ladungsmengen werden in der ersten Verarbeitungsstufe **3** zunächst über eine entsprechende Auslese- und Signalverstärkungseinheit **5** ausgelesen und in ein elektrisches Signal gewandelt. Das elektrische Signal wird dann über Verzweigungseinheiten **6** auf die beiden Verarbeitungszweige aufgeteilt. In einem der Verarbeitungszweige werden diese elektrischen Signale **7** der zweiten Verarbeitungsstufe **4** zugeführt, in der für jedes Pixel **1** ein Diskriminator **10** und ein sich daran

anschließender Zähler **11** vorgesehen ist. Im zweiten Verarbeitungszweig werden die elektrischen Signale **7** in einer Summiereinheit **8** analog summiert und das resultierende elektrische Signal **9** dann in der zweiten Verarbeitungsstufe **4** einem Diskriminator **10** zugeführt, der mit einem Zähler **11** verbunden ist. Als Ergebnis erhält die Kombinationseinheit **12** der zweiten Verarbeitungsstufe die Zählergebnisse der Einzel-Pixel **1** sowie des Makro-Pixels **2**. In dieser Kombinationseinheit **12** werden dann die Zählergebnisse in geeigneter Weise kombiniert, um ein möglichst gering durch Störeffekte beeinflusstes Zählergebnis für jedes einzelne Pixel und/oder jedes Makro-Pixel zu erhalten.

[0040] Diese Vorgehensweise kann selbstverständlich beliebig kaskadiert werden, wobei dann beispielsweise das Einzel-Pixel der **Fig. 1** in der ersten Kaskadierungsstufe ein erstes Makro-Pixel aus mehreren Pixeln darstellt und sich das Makro-Pixel aus **Fig. 1** dann aus mehreren dieser ersten Makro-Pixel zusammensetzt. Das daraus erhaltene Effektivsignal wird dann in der wiederum als Eingangssignal für eine zweite Kaskadierung herangezogen, bei dem dieses Signal mit Signalen aus mehreren nochmals kleineren Makro-Pixeln kombiniert wird. Das Ganze wird fortgeführt, bis schließlich eine Kombination mit Einzel-Pixel-Signalen erfolgt, um das endgültige Effektivsignal zu erhalten. **Fig. 7** zeigt diese Vorgehensweise schematisiert beispielhaft für das Summations-signal über 64 Einzel-Pixel entsprechend einer Kantenlänge des Makro-Pixels von 800 μm , kombiniert mit einem Summationssignal über 16 Einzel-Pixel entsprechend einer Kantenlänge des Makro-Pixels von 400 μm , um ein erstes Effektivsignal zu erhalten. Das erste Effektivsignal wird dann mit einem Summationssignal über vier Einzel-Pixel entsprechend einer Kantenlänge des Makro-Pixels von 200 μm kombiniert, um ein zweites Effektivsignal zu erhalten. Das zweite Effektivsignal wird schließlich mit dem Einzel-Pixel-Signal kombiniert, um das Effektivsignal für die Bilddarstellung zu erhalten. Für das einzelne Pixel wurde hierbei eine Kantenlänge von 100 μm angenommen.

[0041] **Fig. 6** zeigt hierzu in Draufsicht eine stark schematisierte Darstellung eines Ausschnittes eines Detektors mit 16 Einzel-Pixeln **1**, deren Kombination in Vierergruppen sowie als Sechzehnergruppe jeweils durch einen dick gezeichneten Rand angedeutet ist.

Patentansprüche

1. Quantenzählender Strahlungsdetektor, insbesondere Röntgendetektor, mit
 - einem Array von Detektorelementen (**1**), die jeweils eine von der Energie auftreffender Strahlungsquanten abhängige Ladungsmenge erzeugen und zur Bil-

dung größerer Detektoreinheiten (2) in Gruppen benachbarter Detektorelemente (1) eingeteilt sind,

- einer ersten Verarbeitungsstufe (3), durch die für jede der Gruppen jeweils ein erstes elektrisches Signal (9) bereitgestellt wird, das von der Summe der erzeugten Ladungsmenge der Detektorelemente (1) der Gruppe abhängt, sowie
- einer zweiten Verarbeitungsstufe (4), durch die die auf die jeweiligen Gruppen auftreffenden Strahlungsquanten durch Auswertung der bereitgestellten ersten elektrischen Signale (9) gezählt werden, um für jede Gruppe ein erstes Zählergebnis zu erhalten, **dadurch gekennzeichnet**, dass die erste Verarbeitungsstufe (3) so ausgebildet ist, dass sie zusätzlich für jedes Detektorelement (1) oder für jede erste Untergruppe von Detektorelementen (1), in die die Gruppen unterteilt sind, ein von der erzeugten Ladungsmenge des Detektorelementes (1) oder der ersten Untergruppe abhängiges zweites elektrisches Signal (7) bereitstellt, und dass die zweite Verarbeitungsstufe (4) so ausgebildet ist, dass sie die auf jedes Detektorelement (1) oder jede erste Untergruppe auftreffenden Strahlungsquanten durch Auswertung der bereitgestellten zweiten elektrischen Signale (7) zählt, um für jedes Detektorelement (1) oder jede erste Untergruppe ein zweites Zählergebnis zu erhalten, und durch eine Kombination der ersten und zweiten Zählergebnisse eine Bildinformation oder ein erstes Effektivsignal berechnet.

2. Strahlungsdetektor nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die erste Verarbeitungsstufe (3) eine Einrichtung (6) zur Aufteilung der durch jedes Detektorelement (1) oder jede erste Untergruppe erzeugten Ladungsmenge auf zwei getrennte Verarbeitungszweige aufweist, wobei in einem der beiden Verarbeitungszweige die Generierung und Auswertung der ersten elektrischen Signale (9) und in dem anderen der beiden Verarbeitungszweige die Generierung und Auswertung der zweiten elektrischen Signale (7) erfolgen.

3. Strahlungsdetektor nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die erste Verarbeitungsstufe (3) eine Einrichtung (6) zur Aufteilung der für jedes Detektorelement (1) oder jede erste Untergruppe bereitgestellten zweiten elektrischen Signale (7) auf zwei getrennte Verarbeitungszweige aufweist, wobei in einem der beiden Verarbeitungszweige die Generierung und Auswertung der ersten elektrischen Signale (9) und in dem anderen der beiden Verarbeitungszweige die Auswertung der zweiten elektrischen Signale (7) erfolgt.

4. Strahlungsdetektor nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet**, dass die zweite Verarbeitungsstufe (4) für jede Gruppe und für jedes Detektorelement (1) oder jede erste Untergruppe jeweils mindestens einen Diskriminator (10) sowie eine Zählleinrichtung (11) umfasst.

5. Strahlungsdetektor nach Anspruch 4, **dadurch gekennzeichnet**, dass die zweite Verarbeitungsstufe (4) für jede Gruppe und für jedes Detektorelement (1) oder jede erste Untergruppe mehrere Diskriminatoren (10) aufweist, über die eine energieselektive Zählung der auftreffenden Strahlungsquanten ermöglicht wird.

6. Strahlungsdetektor nach einem der Ansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet**, dass die zweite Verarbeitungsstufe (4) so ausgebildet ist, dass sie die Zählergebnisse nach folgender Formel miteinander kombiniert: $R = R_s + w(R_e) \cdot R_e$, wobei R_s den gemessenen Quantenfluss der jeweiligen Gruppe bzw. das erste Zählergebnis und R_e den gemessenen Quantenfluss des jeweiligen Detektorelementes (1) bzw. das zweite Zählergebnis angeben und w einer Wichtungsfunktion entspricht.

7. Strahlungsdetektor nach Anspruch 6, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Wichtungsfunktion aus einer Differenz von Paralysekurven der einzelnen Detektorelemente (1) und Gruppen von Detektorelementen (1) bestimmt wird.

8. Strahlungsdetektor nach einem der Ansprüche 1 bis 7, **dadurch gekennzeichnet**, dass die erste Verarbeitungsstufe (3) so ausgebildet ist, dass sie für jede $(k + 1)$ -te Untergruppe von Detektorelementen (1), in die die k -ten Untergruppen eingeteilt sind, ein von der Summe der erzeugten Ladungsmenge der Detektorelemente (1) der $(k + 1)$ -ten Untergruppe abhängiges $(k + 2)$ -tes elektrisches Signal bereitstellt, wobei $k = 1 \dots n$, und dass die zweite Verarbeitungsstufe (4) so ausgebildet ist, dass sie die auf jede $(k + 1)$ -te Untergruppe auftreffenden Strahlungsquanten durch Auswertung der bereitgestellten $(k + 2)$ -ten elektrischen Signale zählt, um für jede $(k + 1)$ -te Untergruppe ein $(k + 2)$ -tes Zählergebnis zu erhalten, und jeweils durch eine Kombination der k -ten Effektivsignale und $(k + 2)$ -ten Zählergebnisse ein $(k + 1)$ -tes Effektivsignal berechnet.

Es folgen 4 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

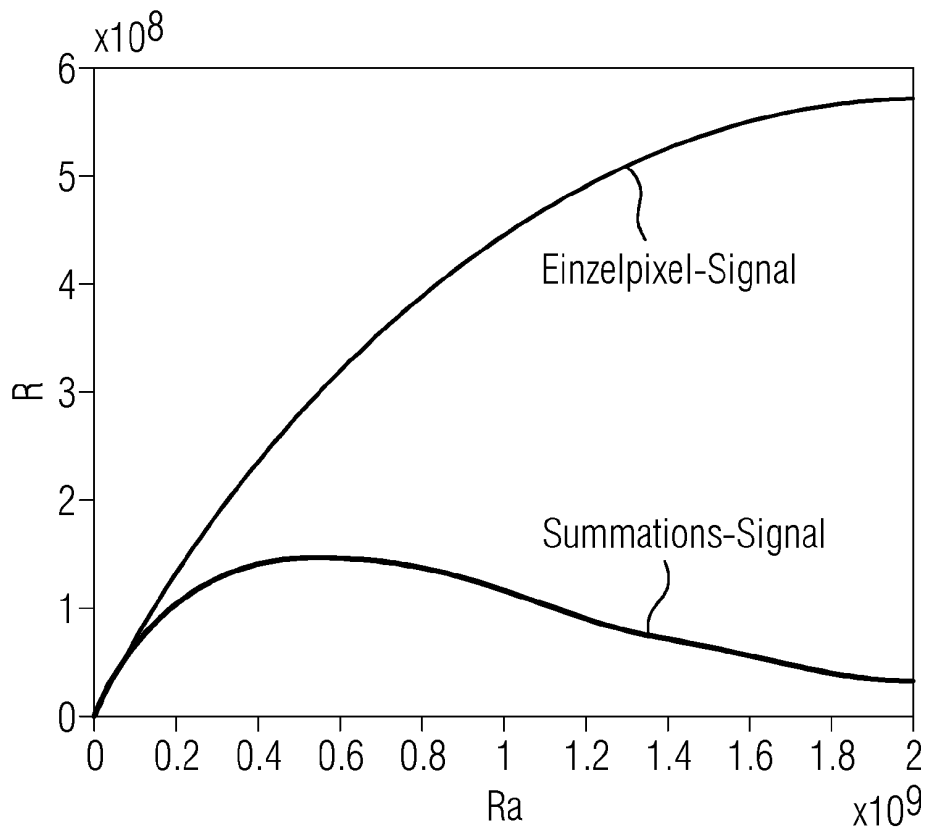


FIG 2

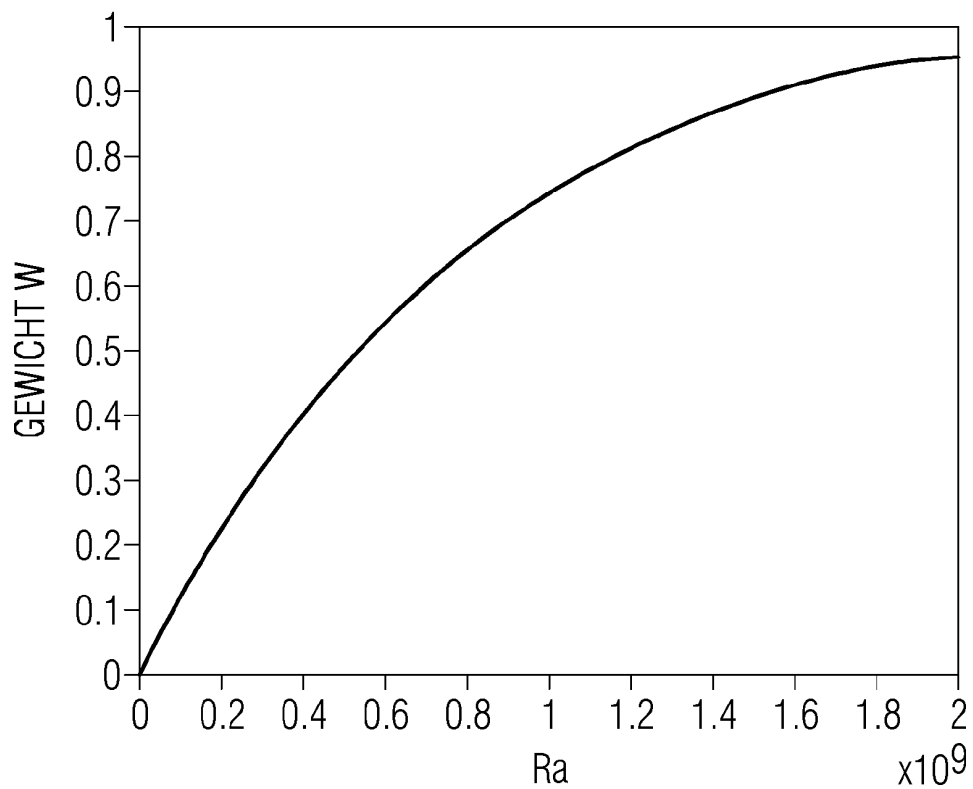


FIG 3

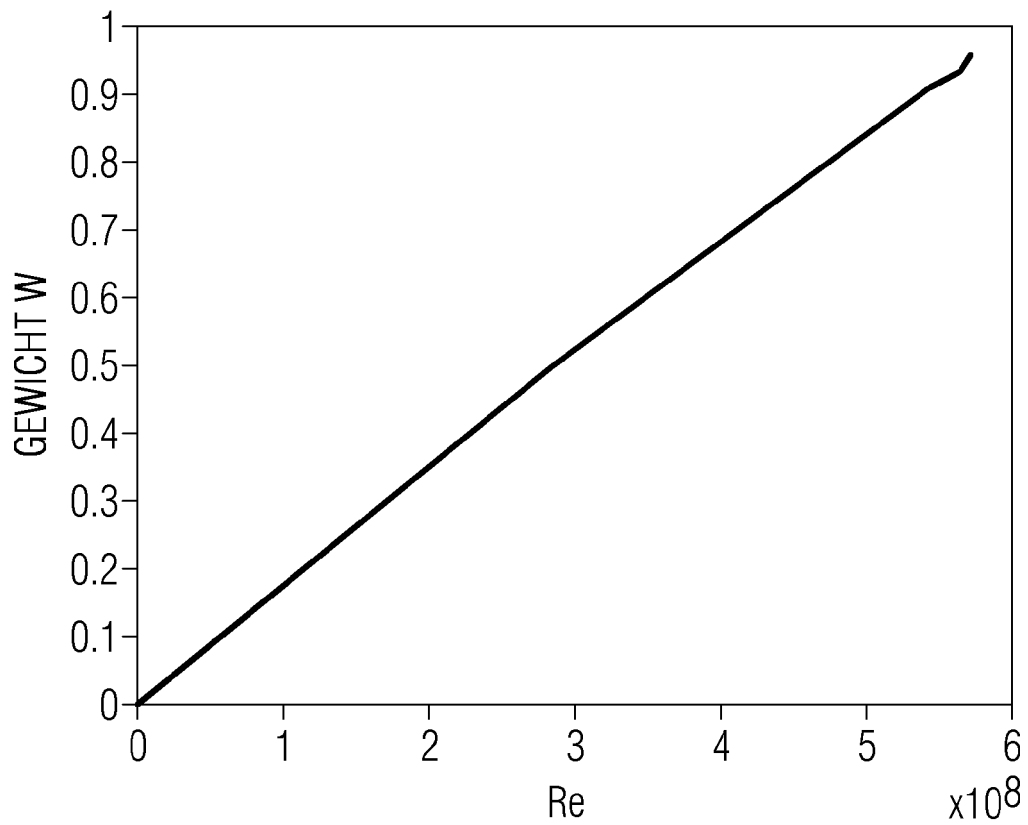


FIG 4

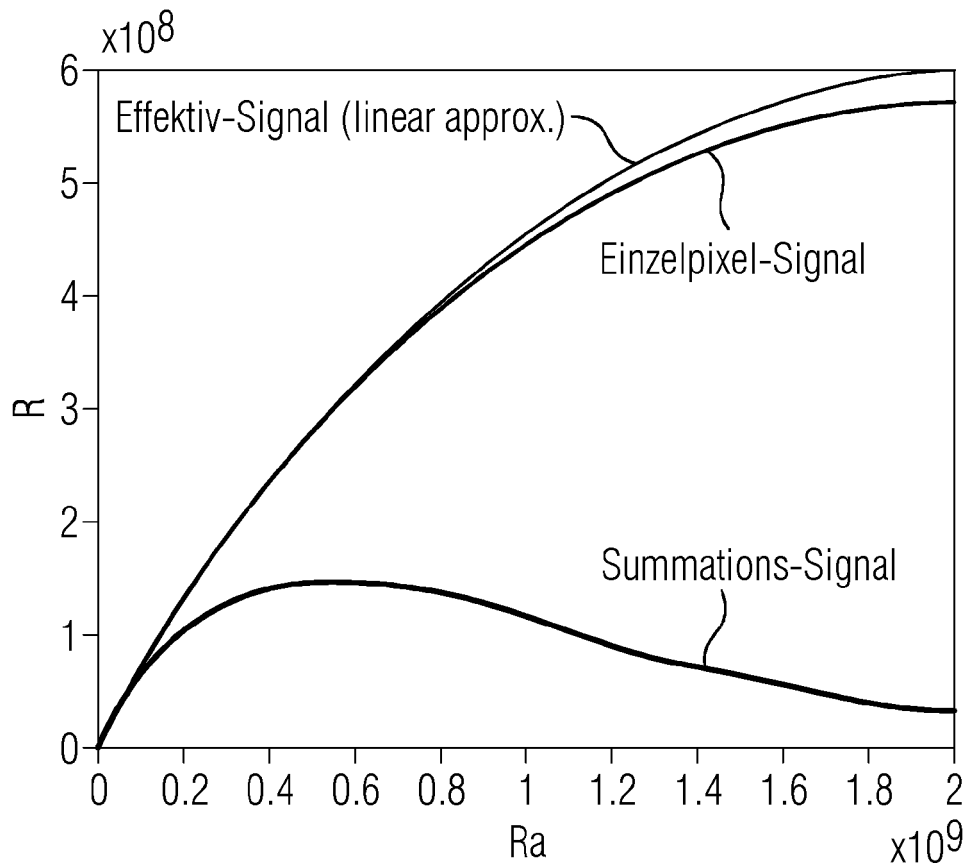


FIG 5

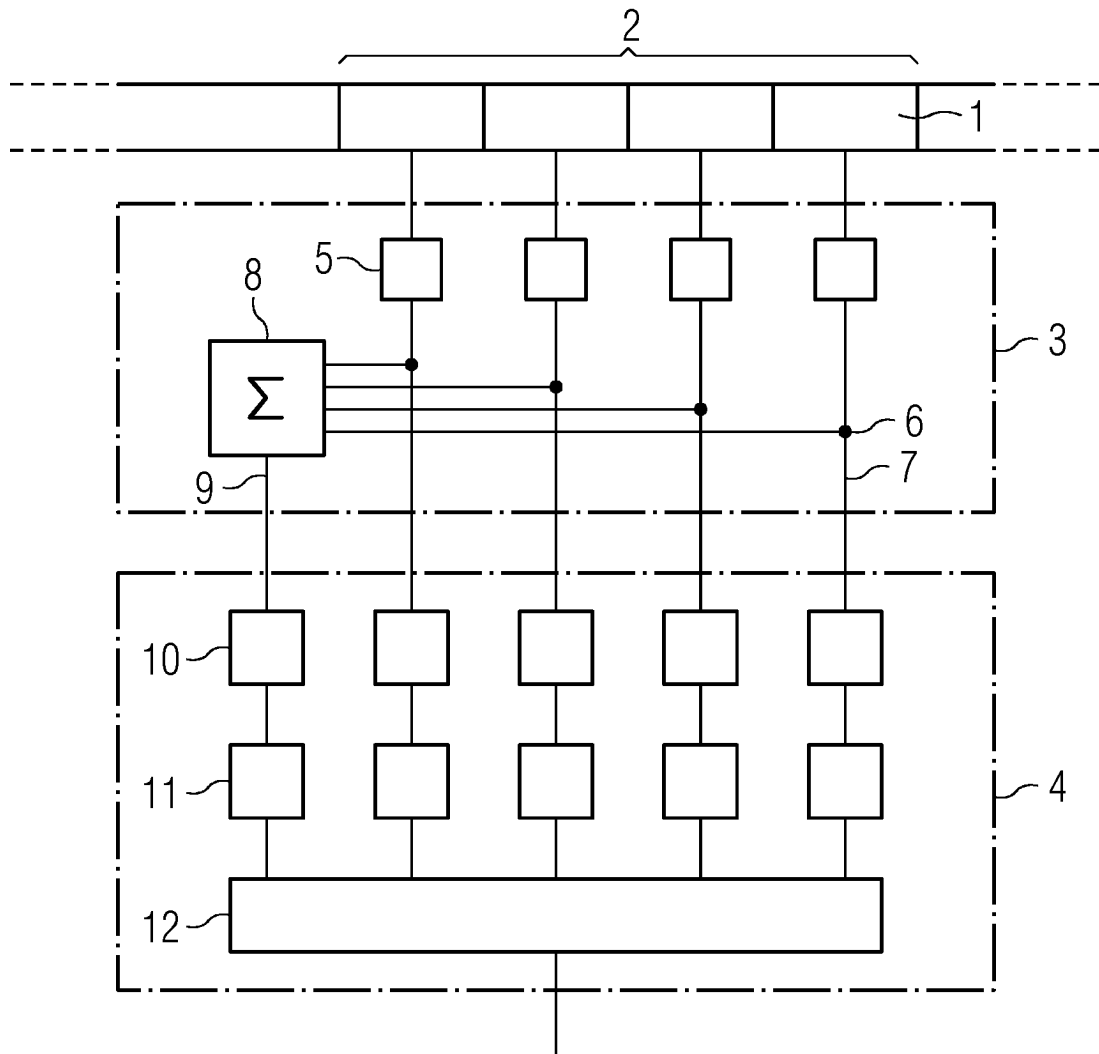


FIG 6

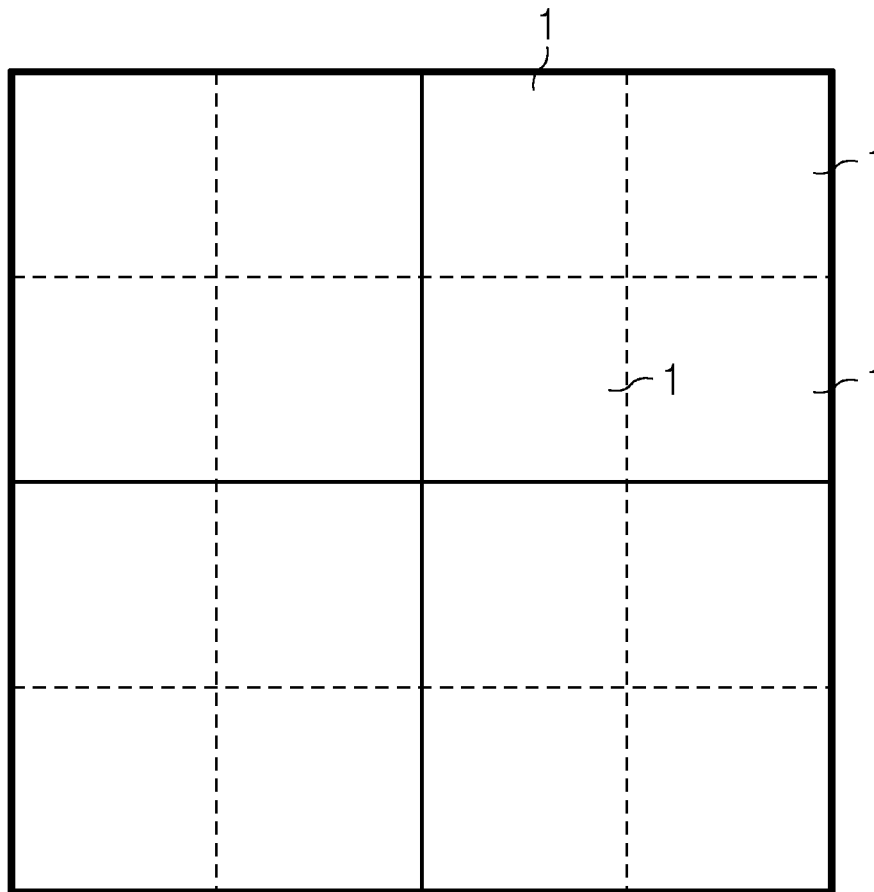


FIG 7

