



(10) **DE 10 2012 224 209 B4** 2017.09.14

(12) **Patentschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2012 224 209.0**
(22) Anmeldetag: **21.12.2012**
(43) Offenlegungstag: **10.07.2014**
(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **14.09.2017**

(51) Int Cl.: **G01T 1/17 (2006.01)**
G01T 1/172 (2006.01)
G03B 42/02 (2006.01)
A61B 6/00 (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

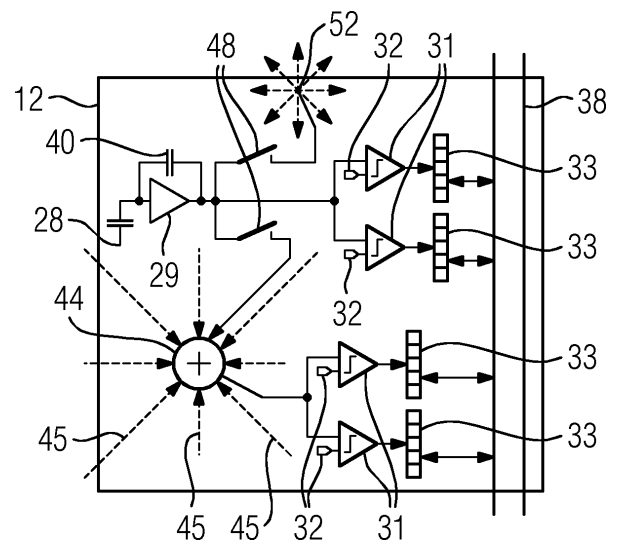
(56) Ermittelter Stand der Technik:

DE	10 2004 048 962	A1
DE	10 2011 077 397	A1
US	2007 / 0 114 424	A1

SONNABEND K et al.: The Darmstadt High-Intensity Photon Setup (DHIPS) at the S-DALINAC. In: Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 640, 2011, 6-12.

(54) Bezeichnung: **Zählender digitaler Röntgendetektor und Verfahren zur Aufnahme eines Röntgenbildes**

(57) Hauptanspruch: Zählender digitaler Röntgendetektor zur Aufnahme von Röntgenbildern eines von einer Röntgenstrahlung durchstrahlten Objektes, aufweisend einen, insbesondere direkten, Röntgenkonverter zur Umwandlung von Röntgenstrahlung in ein elektrisches Signal und eine Matrix mit einer Vielzahl von zählenden Pixelelementen (12, 12.1, 12.2), wobei zumindest ein Teil der zählenden Pixelelemente (12, 12.1, 12.2) jeweils einen Signaleingang (28) und zwei Schaltungen zur Umwandlung des Signals in ein Zählsignal aufweisen, wobei die erste Schaltung dazu ausgebildet ist, das in dem jeweiligen Pixelelement (12, 12.1, 12.2) direkt eingegangene Signal einzeln in ein Zählsignal zu wandeln und zu zählen und die zweite Schaltung dazu ausgebildet ist, das in dem jeweiligen Pixelelement direkt eingegangene Signal gemeinsam mit koinzidierend auftretenden Signalen mindestens eines benachbarten Pixelelements (12, 12.1, 12.2) in ein Zählsignal zu wandeln und zu zählen, wobei die erste und/oder die zweite Schaltung einzeln oder beide gemeinsam aktivierbar sind, wobei jedes Pixelelement mindestens einen ansteuerbaren Schalter (48) zur einzelnen oder gemeinsamen Aktivierung der ersten und der zweiten Schaltung aufweist.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft einen zählenden digitalen Röntgendetektor gemäß dem Patentanspruch 1 sowie ein Verfahren zur Aufnahme von Röntgenbildern gemäß dem Patentanspruch 9.

[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 Radial. (2005), 15: 1934–1947). Je nach Strahlenqualität liegt die Quanteneffizienz für einen Szintillator aus CsJ mit einer Schichtdicke von z. B. 600 μm je nach Strahlenqualität zwischen etwa 50% und 80% (siehe z. B. M. Spahn, „Flat detectors and their clinical applications“, Eur Radial (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 μm bis 200 μm 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 Detektoren 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) untersucht.

[0004] Ein möglicher Aufbau solcher zählender Detektoren 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 **26** 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** miteinander verbunden) 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. 4** ist die generelle Schematik eines zählenden Pixelelements **12** gezeigt. Die elektrische Ladung wird über das angelegte elektrische Feld an der Pixelelektrode **28** 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. Dieser wird über einen Diskriminator **31** eingestellt. Der Schwellwert kann prinzipiell auch fest analog vorgegeben sein, wird aber im Allgemeinen über z. B. einen DAC **32** (Digital-Analog-Wandler = digital-to-analog-converter) angelegt und ist damit in einem gewissen Bereich variabel einstellbar. Der Schwellwert kann entweder pixelweise lokal (mittels des Diskriminators **31** und des DAC **32** wie gezeigt) oder auch global im Röntgendetektor für alle Pixelelemente einstellbar sein. Anschließend kann über eine Ansteuer- und Ausleseeinheit **38** ausgelesen werden. **Fig. 6** zeigt eine entsprechende Schematik für ein gesamtes Array von zählenden Pixelelementen **12**, z. B. 100×100 Pixelelemente von je z. B. 180 μm . In diesem Beispiel hätte er eine Größe von 1,8 × 1,8 cm^2 . Für großflächige Detektoren (z. B. 20 × 30 cm^2) werden mehrere Detektormodule **35** zusammengeschlossen (in diesem Beispiel wür-

den 11×17 etwa diese Fläche ergeben) und über die gemeinsame periferer 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.

[0006] Im Falle von zählenden und energiediskriminierenden Röntgendetektoren werden zwei, drei oder mehr Schwellwerte eingeführt und die Höhe des Ladungspulses, entsprechend den vordefinierten Schwellwerten (Diskriminatorschwellwerten), in eine 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 DACs (digital-to-analog converter) für das ganze Detektormodul oder pixelweise innerhalb gegebener Grenzen oder Bereiche einstellen. Die Zählerinhalte der Pixelelemente werden nacheinander über eine entsprechende Ausleseinheit modulweise ausgelesen. Dieser Ausleseprozess benötigt eine gewisse Zeit, während dessen nicht fehlerfrei weitergezählt werden kann.

[0007] Für Röntgenquantenenergien oberhalb der k-Kante des jeweiligen verwendeten Detektormaterials (z. B. 27 keV für Cd, 32 keV für Te) dominiert beim Photoeffekt die k-Fluoreszenz. Neben dem Photoelektron kann bei der Absorption eines Röntgenquants **41** ein k-Fluoreszenzphoton **42** reemittiert werden, das etwas weniger als die Energie der k-Kante hat (genau: Differenz der Bindungsenergien der k-Schale und der Schale, aus der das nachrückende Elektron stammt), gezeigt in **Fig. 5**. Wegen der nicht vernachlässigbaren mittleren freien Weglänge des k-Fluoreszenzphotons **42** (etwa $120 \mu\text{m}$ für Cd und $66 \mu\text{m}$ für Te) können nun drei Fälle eintreten: (i) es wird im selben Pixelelement wie das Primärphoton reabsorbiert, (ii) es wird in einem benachbarten Pixelelement reabsorbiert, oder (iii) es verlässt das Detektormaterial komplett.

[0008] Der Fall der Reabsorption in einem benachbarten Pixelelement (für die in der medizinischen Bildgebung typischen Röntgenenergien im Allgemeinen wahrscheinlicher als der Fall, gar nicht im Detektormaterial absorbiert zu werden) bringt nun mit sich, dass zwei Zählereignisse auftreten und die Energie des Primärquants über beide Pixelelemente aufgeteilt wird. Damit sind sowohl die Zählrate als auch die jeweils detektierten Energien fehlerhaft. Je kleiner die Pixelelemente ausgelegt sind, umso wahrscheinlicher tritt dieser Fall ein.

[0009] Für Pixelgrößen, wie sie heute in der Angiographie verwendet werden, ist dies bereits ein wesentliches Problem.

[0010] Andere Effekte wie das sogenannte Charge-Sharing, d. h. die Verteilung der Ladungswolke, die am Rande eines Pixelelements erzeugt wird, auf dieses und wenigstens ein weiteres benachbartes Pixelelement können zu ähnlichen Effekten wie der k-Escape (k-Fluoreszenz) führen, nämlich je nach Schwellwerteinstellungen, Pixelgröße, Hochspannung bzw. Feldverteilung im Detektormaterial, Absorptionsort, etc. zu Mehrfachzählungen und einem Aufteilen der Energie auf zwei oder mehr Pixelelemente.

[0011] Für zählende und energieauflösende Röntgendetektoren ist es wichtig, dass die korrekte Zahl an Röntgenquanten und die korrekte Energie registriert werden. Um dies zu bewerkstelligen, gibt es den Ansatz, durch Überprüfung der Koinzidenz (also dem im Wesentlichen gleichzeitigen Auftreten) von zwei Ereignissen in benachbarten Pixelelementen, dieses Problem zu lösen. Treten also im Wesentlichen gleichzeitig zwei oder mehr Ereignisse in benachbarten Pixelelementen auf, dann kann man davon ausgehen, dass es sich um das gleiche Ereignis handelt. Die Wahrscheinlichkeit, dass es sich um wahre Koinzidenz (also das gleiche Ereignis) oder um falsche Koinzidenz (also das zufällig gleichzeitige Auftreffen von zwei primären Röntgenquanten in benachbarten Pixelelementen) handelt, ist von mehreren Faktoren abhängig, unter anderem vom Röntgenfluss, der (zeitlichen) Pulsbreite des Ladungspulses oder der Größe der Pixelelemente. Je höher der Röntgenfluss, umso eher die Wahrscheinlichkeit, dass in benachbarten Pixelelementen unterschiedliche Ereignisse (also in der Sprechweise falsche Koinzidenzen) auftreten.

[0012] Um das oben beschriebene Problem zu lösen, können sogenannte next-neighbor Koinzidenzschaltungen zum Einsatz kommen. Dabei wird überprüft, ob – ausgehend von einem Pixelelement – die direkt benachbarten Pixelelemente ebenfalls ein Zählereignis oberhalb eines gegebenen Schwellwerts (Diskriminatorschwelle) detektiert haben. Falls das so ist, werden die Ereignisse nur einmal gezählt und die anderen Signale verworfen. Ist das Detektordesign zusätzlich energiediskriminierend, dann wird zusätzlich das Gesamtsignal aus dem zentralen und benachbarten Pixelelement kombiniert und dieses in das entsprechende Pixelelement (z. B. das mit dem höchsten Signal) und in den oder die Zähler des entsprechenden Pixelelements einsortiert, deren Schwellwerte unterhalb des kombinierten Signals sind. So hat z. B. das Pixeldesign vier Zähler mit Schwellwerten, die Energien von 25 keV, 45 keV, 65 keV und 85 keV entsprechen. Wenn das detektierte und nach Koinzidenz kombinierte Signal z. B. 50 keV ist, wird das Signal in die Zähler mit den Schwellwerten bei 25 keV und 45 keV eingeordnet (gezählt). Im Allgemeinen wird die Signalkombination im analogen Bereich durchgeführt, um die Energie bestmöglich

lich zu rekonstruieren; es kann aber auch eine digitale Koinzidenzschaltung vorgesehen sein. Da ein Zählereignis immer oberhalb der definierten Schwellwerte entsteht, werden Energieintervalle durch Differenzbildung erzeugt, also im oberen Beispiel z. B. das Energieintervall von 45 bis 65 keV durch Subtraktion der Zählereignisse im Zähler mit Schwellwert 65 keV und demjenigen mit dem Schwellwert 45 keV. Das oben Beschriebene gilt für einfache Diskriminatoren, die nur einen unteren Schwellwert als Schwelle definieren. Prinzipiell sind auch Fensterdiskriminatoren einsetzbar, die sowohl einen unteren als auch einen oberen Schwellwert haben. Dann ist keine Differenzbildung wie oben beschrieben notwendig.

[0013] In den **Fig. 7** und **Fig. 8** sind bekannte Koinzidenzschaltungen gezeigt, wobei schaltungstechnische Details nicht dargestellt sind. **Fig. 7** zeigt eine Koinzidenzschaltung, bei der die analogen Signale des zentralen Pixelelements **12.1** und die analogen Koinzidenzsignale **45** aller direkt benachbarter Pixelelemente **12.2** mittels einer Summationseinheit **44** analog summiert und dann diskriminiert werden. Liegt das Summensignal über dem Diskriminatorschwellwert **32** des Diskriminators **31**, dann wird ein Ereignis gezählt. Gleichzeitig werden (schaltungstechnisch nicht dargestellt) in den benachbarten Pixelelementen **12.2** keine Ereignisse gezählt. Auch nicht dargestellt ist, dass mehrere Diskriminatoren mit unterschiedlichen Schwellwerten und mehrere Zähler vorhanden sein können, um unterschiedliche Energien zu diskriminieren und entsprechende Ereignisse zu zählen. Außerdem kann in jedem Pixelelement auch ein zusätzlicher Diskriminator vorhanden sein, der überschritten sein muss, um das analoge Signal einer Summenbildung zuzuführen. **Fig. 8** zeigt eine Variante, bei der die Koinzidenzschaltung digital realisiert ist.

[0014] Geeignete Direktkonverter, die hohe Signale und Zählraten ermöglichen, wie z. B. CdTe oder CZT, können mit bekannten Methoden nur in kleinen Flächen hergestellt werden, z. B. von $2 \times 2 \text{ cm}^2$ oder $3 \times 3 \text{ cm}^2$. Auch ASICs mit einer komplexen Pixelstruktur, wie sie für zählende Detektoren benötigt werden, sind aktuell mit vertretbarer Ausbeute (Yield) nur in kleinen Flächen herstellbar, z. B. ähnlichen Maßen wie das Detektormaterial, also $2 \times 2 \text{ cm}^2$ oder $3 \times 3 \text{ cm}^2$, gegebenenfalls bis zu $2 \times 8 \text{ cm}^2$ oder $3 \times 6 \text{ cm}^2$, sodass in diesen Beispielen vier $2 \times 2 \text{ cm}^2$ oder zwei $3 \times 3 \text{ cm}^2$ große Direktkonverter-(Halbleiter)-Stücke auf die entsprechenden ASICs aufgebracht werden können. Solche Detektormodule sind klein gegenüber der Gesamtgröße eines Röntgendetektors, den man für Anwendungen z. B. in der Angiographie (z. B. $20 \times 20 \text{ cm}^2$ oder $30 \times 40 \text{ cm}^2$) benötigt.

[0015] Durch die relativ kleinen Modulflächen gibt es viele Pixelelemente, die am Rand oder an einer Ecke der Detektormodule auftreten. Deren Verhalten un-

terscheidet sich vom Verhalten mittig liegender Pixelelemente, z. B. wegen folgender Effekte: (i) K-Fluoreszenzphotonen haben bei Randpixeln eine höhere Wahrscheinlichkeit aus dem Detektormaterial auszutreten als bei mittig liegenden Pixelelementen. (ii) Die aktive Fläche von Rand- oder Eckpixelelementen ist häufig kleiner als die von mittigen Pixelelementen (z. B. wegen eines Guard-Rings am Rand des Detektormaterials oder um gegebenenfalls die Detektormodule ohne Verlust einer (oder mehrerer) Pixelelementzeilen oder -spalten aneinander reihen zu können). (iii) Die Feldverteilung an Rand- oder Eckpixel und damit eventuell die Ladungssammlungseffizienz kann sich von der mittleren Pixelelemente unterscheiden. Wegen dieser und weiterer Effekte kann das Ansprechverhalten von Rand- oder Eckpixelelementen sich von dem Ansprechverhalten mittiger Pixelelemente unterscheiden. In den **Fig. 9** bis **Fig. 11** sind vereinfacht Pixelelemente **12** mit einer Koinzidenzschaltung mit einer Summationseinheit **44** gezeigt, aufweisend unterschiedliche Anzahlen von benachbarten Pixelelementen. Die übrigen Schaltungselemente sind der Einfachheit halber weggelassen worden. Das Pixelelement der **Fig. 9** weist acht benachbarte Pixelelemente auf, welche in die Koinzidenzschaltung einbezogen werden, das Pixelelement der **Fig. 10** fünf benachbarte Pixelelemente und das Pixelelement der **Fig. 11** drei benachbarte Pixelelemente.

[0016] Bekannte Koinzidenzschaltungen (next-neighbor Koinzidenz) haben in Verbindung mit zählenden direkt-konvertierenden Detektormodulen mindestens zwei Arten von Problemen. Zum einen ist bei hohen Zählraten die Unterscheidung von wahren und falschen Koinzidenzen nicht mehr gegeben und zum zweiten ist für Pixelelemente an den Rändern der Detektormodule eine Verschaltung mit den Pixelelementen an den Rändern des benachbarten Detektormoduls praktisch nicht realisierbar, sodass hier die next-neighbor Information nur teilweise vorhanden ist.

[0017] Aus der DE 10 2004 048 962 A1 ist ein zählender Röntgendetektor mit einer Pixelmatrix bekannt, welcher dazu ausgebildet ist, Koinzidenzen mit benachbarten Pixeln zu detektieren und gegebenenfalls zu einem Gesamtladungspuls zu summieren und zu zählen. Die jeweiligen Pixel sind dabei derart ausgebildet, dass sie bei nicht-detektierter Koinzidenz eine Weiterverarbeitung der jeweiligen Ladungspulse in dem Pixel, in welchem es aufgetreten ist, durchführen und dass sie bei detektierter Koinzidenz alle benachbarten Signale aufsummieren und dann weiterverarbeiten (mit Schwellwert vergleichen und zählen). Hierzu weisen die Pixel des Röntgendetektors eine erste Schaltung zur einfachen Verarbeitung und eine zweite Schaltung zur Koinzidenzverarbeitung auf, welche einzeln abhängig von dem Ergebnis der Koinzidenzdetektion aktiviert werden.

[0018] Aus der DE 20 2011 077 397 A1 ist ein Röntgendetektor mit einer Pixelmatrix bekannt, welcher eine Koinzidenzschaltung aufweist. Abhängig von bestimmten Parametern, wie z. B. dem Röntgenfluss, kann entweder die Koinzidenzschaltung aktiviert werden oder es wird alternativ eine Zählung durchgeführt, welche nur den jeweiligen Ladungspuls betrachtet und mittels statistischer Berechnungen eine Schätzung durchführt und das entsprechende Ergebnis zählt.

[0019] Aus der US 2007/0114424 A1 ist ein zählender dual-energy-Röntgendetektor mit einer Vielzahl von schlitzförmigen Sensorelementen und einer Koinzidenzschaltung bekannt. Es sind für ein Sensorelement zwei unterschiedliche Koinzidenzschaltungen vorgesehen.

[0020] Es ist Aufgabe der vorliegenden Erfindung, einen zählenden digitalen Röntgendetektor bereitzustellen, welcher möglichst viele der genannten Probleme vermeidet und damit eine besonders hohe Qualität der Röntgenbildgebung gewährleistet. Des Weiteren ist es Aufgabe der Erfindung, ein entsprechendes Verfahren zur Aufnahme von Röntgenbildern bereitzustellen.

[0021] Die Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch einen zählenden digitalen Röntgendetektor gemäß dem Patentanspruch 1 und von einem Verfahren zur Aufnahme von Röntgenbildern gemäß dem Patentanspruch 9. Vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung sind jeweils Gegenstand der zugehörigen Unteransprüche.

[0022] Der erfindungsgemäße zählende digitale Röntgendetektor zur Aufnahme von Röntgenbildern eines von einer Röntgenstrahlung durchstrahlten Objektes weist einen Röntgenkonverter (z. B. Direktkonvertermaterial) zur Umwandlung von Röntgenstrahlung in ein elektrisches Signal und eine Matrix mit einer Vielzahl von zählenden Pixelelementen auf, wobei zumindest ein Teil der zählenden Pixelelemente jeweils einen Signaleingang und zwei Schaltungen zur Umwandlung des Signals in ein Zählsignal aufweisen, wobei die erste Schaltung dazu ausgebildet ist, das in dem jeweiligen Pixelelement direkt erzeugte Signal einzeln in ein Zählsignal zu wandeln und zu zählen und die zweite Schaltung dazu ausgebildet ist, das in dem jeweiligen Pixelelement direkt erzeugte Signal gemeinsam mit koinzidierend auftretenden Signalen mindestens eines benachbarten Pixelelements in ein Zählsignal zu wandeln und zu zählen, wobei die erste und/oder die zweite Schaltung einzeln und beide gemeinsam aktivierbar sind. Bei Zählung mittels der ersten Schaltung kann ein Röntgenbild erzeugt werden, zu welchem lediglich die Röntgenquanten beitragen, welche direkt auf dem Pixelelement (bzw. dem Bereich des Röntgenkonverters, der dem Pixelelement zugeordnet ist) eingetrof-

fen sind. Bei Zählung mittels der zweiten Schaltung, welche insbesondere als Koinzidenzschaltung ausgebildet ist, kann ein Röntgenbild erzeugt werden, bei welchem koinzidierend auf z. B. benachbarten Pixelelementen auftreffende Röntgenquanten mit einbezogen werden, was insbesondere Störeffekte wie die k-Fluoreszenz kompensiert.

[0023] Durch die Auswahlmöglichkeit zwischen der ersten und der zweiten Schaltung, wobei die zweite Schaltung insbesondere als Koinzidenzschaltung ausgebildet ist, kann in den Fällen, in denen eine Zählung mittels einer Koinzidenzschaltung die Bildqualität positiv beeinflusst, diese aktiviert werden und in anderen Fällen, in denen diese einen negativen Einfluss hat, diese vermieden werden. Zusätzlich besteht die Möglichkeit, beide Schaltungen gleichzeitig zu aktivieren, zwei Röntgenbilder zu erstellen und das jeweils qualitativ hochwertigere Bild zu verwenden oder eine Korrektur eines der beiden Bilder durch das jeweils andere durchzuführen. Auf diese Weise ermöglicht ein erfindungsgemäßer Röntgendetektor eine hohe Flexibilität in seiner Zählweise von Signalen und kann eine deutlich verbesserte Qualität der Röntgenbildgebung gewährleisten.

[0024] In vorteilhafter Weise für eine gleichmäßig hohe Röntgenbildqualität weist jedes der zählenden Pixelelemente des Röntgendetektors jeweils eine erste und eine zweite Schaltung auf.

[0025] Erfindungsgemäß wird auch ein Verfahren zur Aufnahme eines Röntgenbildes eines Objektes mit einem erfindungsgemäßen zählenden digitalen Röntgendetektor beansprucht, wobei der Röntgendetektor einem Röntgensystem mit einer Röntgenquelle zur Ausstrahlung einer Röntgenstrahlung zugeordnet ist, mit den folgenden Schritten:

- a) Ermittlung oder Abfrage zumindest eines Parameters des Röntgensystems, des Röntgendetektors oder des jeweiligen Pixelelements,
- b) individuell für jedes Pixelelement mit zwei Schaltungen Aktivierung einer der beiden Schaltungen einzeln oder beider Schaltungen gleichzeitig abhängig von dem oder den Parametern,
- c) pixelweise Umwandlung der das Objekt durchstrahlenden und auf dem Röntgendetektor auftreffenden Röntgenstrahlung in elektrische Signale in den Pixelelementen,
- d) Umwandlung der elektrischen Signale in Zählsignale durch die jeweils aktivierte Schaltung oder Schaltungen der Pixelelemente und Speicherung der Zählsignale, und
- e) Auslesen der Zählsignale und Erstellen eines oder mehrerer das Objekt repräsentierenden Bild Datensätze.

[0026] Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren wird abhängig von einem oder mehreren Parametern des Röntgensystems, dem der erfindungsgemäße Rönt-

gendetektor zugeordnet und/oder mit dem er baulich verbunden ist, für jedes Pixelelement die für die Bildqualität günstigste Variante (erste oder zweite Schaltung oder beide Schaltungen) aktiviert, so dass immer die bestmögliche Bildqualität erzielt werden kann. Der oder die Parameter können z. B. aus einem Speicher oder einer Systemsteuerung des Röntgensystems abgefragt oder aber direkt ermittelt oder gemessen werden.

[0027] Erfindungsgemäß weist jedes Pixelelement mindestens einen ansteuerbaren Schalter zur einzelnen oder gemeinsamen Aktivierung der ersten und der zweiten Schaltung auf. Die Schaltungen können dadurch z. B. automatisch angesteuert und aktiviert werden, bei Bedarf kann auch eine manuelle Aktivierung vorgesehen sein. Die automatische Ansteuerung kann auch in Verbindung mit dem oder den ermittelten Parametern erfolgen. So können also z. B. bei Ermittlung eines besonders hohen Röntgenflusses (z. B. durch Abfrage von der Systemsteuerung oder durch Messung) für alle Pixelelemente automatisch die Schalter für die erste Schaltung aktiviert werden, da hier dann eine Koinzidenzschaltung möglicherweise nicht mehr sinnvoll ist. Bei einem mittleren oder geringen Röntgenfluss werden dann die Schalter aktiviert, welche die Koinzidenzschaltung aktivieren. Es kann auch eine Steuerung z. B. abhängig von der für die Applikation zu erwartenden Zählrate (Dosis/Zeiteinheit) vorgesehen sein.

[0028] Nach einer Ausgestaltung der Erfindung wird der Parameter von der Höhe eines Röntgenflusses der Röntgenquelle des Röntgensystems gebildet. In einem solchen Fall kann z. B. vorgesehen sein, dass ab einem gewissen Schwellwert des Röntgenflusses für alle Pixelelemente die erste Schaltung einzeln aktiviert wird und unterhalb des Schwellwertes die zweite Schaltung (Koinzidenzschaltung). Auf diese Weise werden bei hohen Röntgenflüssen Fehler durch falsche Koinzidenzen vermieden, bei geringen Röntgenflüssen hingegen werden die Koinzidenzen mit in Betracht gezogen.

[0029] Nach einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung werden die Parameter von den Positionen der jeweiligen Pixelelemente auf dem Röntgendetektor gebildet. Auf diese Weise können bei Bedarf z. B. bei Randpixeln mit wenigen benachbarten Pixelelementen von Detektormodulen die erste Schaltung oder beide Schaltungen aktiviert werden und bei Pixelelementen mit acht benachbarten Pixelelementen die zweite Schaltung, insbesondere Koinzidenzschaltung.

[0030] Nach einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung werden für den Fall, dass beide Schaltungen aktiviert werden, die Bilddatensätze, welche mittels der ersten Schaltung gewonnen werden, zur Korrek-

tur der Bilddatensätze der zweiten Schaltung verwendet.

[0031] Nach einer Ausgestaltung der Erfindung ist die zweite Schaltung zusätzlich dazu ausgebildet, im Falle eines Zählens in dem Pixelelement gemeinsam mit koinzidierend auftretenden Signalen das Zählen in den benachbarten Pixelelementen, deren Signale koinzidieren, zu unterdrücken. Diese bei bekannten Koinzidenzschaltungen implementierte Funktion verhindert, dass Signale mehr als einmal gezählt werden und damit das Röntgenbild verfälschen. Die Entscheidung, in welchem Pixelelement koinzidierende Signale gezählt werden, kann z. B. davon abhängig sein, welches Pixelelement das höchste Signal aufweist. Eine schaltungstechnische Umsetzung einer solchen Koinzidenzschaltung kann analog oder digital vorgesehen sein und ist bekannt.

[0032] In vorteilhafter Weise für eine praktische Umsetzung des Röntgendetektors weist jede Schaltung eine Wandlungsvorrichtung mit einem Ladungsverstärker, zumindest einem Diskriminator mit jeweils einem einstellbaren Schwellwert und eine digitale Speichereinheit, insbesondere einen Zähler, auf. Das im Röntgenkonverter in elektrische Ladung umgewandelte und in die entsprechende Schaltung eingespeiste Signal wird mit Hilfe des Ladungsverstärkers verstärkt und dann gezählt, wenn das Signal über dem einstellbaren Schwellwert liegt, was über den Diskriminator festgestellt wird. Auf diese Weise werden nur elektrische Signale gezählt, die den Schwellwert überschreiten, so dass Rauschen ausgeblendet werden kann oder nur Ereignisse mit Energien oberhalb einer gewünschten Schwelle gezählt werden. Anschließend wird das Signal entsprechend gezählt.

[0033] Nach einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung ist der Röntgendetektor für eine Energieauflösung ausgebildet, wobei eine oder beide Schaltungen jeweils mindestens zwei Energiediskriminatoren mit einstellbaren Schwellwerten aufweisen. Auf diese Weise ist eine energieselektive Bildgebung möglich, da die Höhe des elektrischen Signals durch die Energie des Röntgenquants, durch welches es erzeugt wurde, bestimmt wird. Es können zwei, drei, vier oder eine Vielzahl von ersten Speichereinheiten und Schwellwerten vorgesehen sein. Eine energieselektive Bildgebung erlaubt eine noch höhere Röntgenbildqualität und neue klinische Applikationen.

[0034] Zweckmäßigerweise können bei quadratischen Pixelelementen bis zu acht benachbarte Pixelelemente vorhanden sein und in eine Koinzidenzschaltung einbezogen werden.

[0035] 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:

[0036] Fig. 1 eine Ansicht eines bekannten Röntgensystems zur Verwendung bei interventionellen Eingriffen,

[0037] Fig. 2 eine Ansicht eines bekannten Röntgendetektors mit einem Szintillator,

[0038] Fig. 3 einen Schnitt durch einen Ausschnitt aus einem bekannten Röntgendetektor mit mehreren Detektormodulen,

[0039] Fig. 4 eine Darstellung der zentralen Funktionselemente eines zählenden Pixelelements eines bekannten Röntgendetektors,

[0040] Fig. 5 einen Schnitt durch ein Detektormodul und die darin ablaufenden Absorptionsprozesse,

[0041] Fig. 6 eine Darstellung einer Matrix aus zählenden Pixelelementen eines bekannten Röntgendetektors mit Ansteuer- und Ausleselogik,

[0042] Fig. 7 einen Ausschnitt aus einer Matrix aus zählenden Pixelelementen mit einer bekannten analogen Koinzidenzschaltung,

[0043] Fig. 8 einen Ausschnitt aus einer Matrix aus zählenden Pixelelementen mit einer bekannten digitalen Koinzidenzschaltung,

[0044] Fig. 9 ein bekanntes vereinfacht dargestelltes Pixelelement, welches eine Koinzidenzschaltung aufweist, mit acht benachbarten Pixelelementen,

[0045] Fig. 10 ein bekanntes vereinfacht dargestelltes Pixelelement, welches eine Koinzidenzschaltung aufweist, mit fünf benachbarten Pixelelementen,

[0046] Fig. 11 ein bekanntes, vereinfacht dargestelltes Pixelelement, welches eine Koinzidenzschaltung aufweist, mit drei benachbarten Pixelelementen,

[0047] Fig. 12 ein erfindungsgemäßes Pixelelement mit einer ersten und einer zweiten Schaltung in Form von einer Koinzidenzschaltung,

[0048] Fig. 13 einen Ausschnitt aus einer Matrix aus erfindungsgemäßen Pixelelementen mit einem mittleren und acht benachbarten Pixelelementen,

[0049] Fig. 14 ein erfindungsgemäßes Pixelelement wie in Fig. 12 mit einem zusätzlichen Schalter,

[0050] Fig. 15 ein abstrahiertes Pixelelement mit einer zweistufigen Diskriminierung für beide Schaltungen,

[0051] Fig. 16 ein abstrahiertes Pixelelement mit einer zweistufigen Diskriminierung für die zweite Schaltung und einer einfachen Diskriminierung für die erste Schaltung,

[0052] Fig. 17 ein abstrahiertes Pixelelement mit einer zweistufigen Diskriminierung für beide Schaltungen, bei welchem drei benachbarte Pixelelemente zur Koinzidenzschaltung beitragen,

[0053] Fig. 18 ein abstrahiertes Pixelelement mit einer zweistufigen Diskriminierung für die zweite Schaltung und einer einfachen Diskriminierung für die erste Schaltung, bei welchem drei benachbarte Pixelelemente zur Koinzidenzschaltung beitragen,

[0054] Fig. 19 einen Ausschnitt aus einer Matrix aus Pixelelementen gemäß Fig. 18 und

[0055] Fig. 20 ein erfindungsgemäßes Verfahren zur Aufnahme eines Röntgenbildes.

[0056] In der Fig. 12 ist ein erfindungsgemäßes Pixelelement **12** dargestellt, welches eine erste Schaltung, in welcher das direkt eingegangene Signal einzeln in ein Zählsignal gewandelt und gezählt werden kann, und eine zweite Schaltung in Form von einer next-neighbor Koinzidenzschaltung, welche die Signale der benachbarten Pixelelemente mit einbezieht, aufweist. Bei einer next-neighbor Koinzidenzschaltung werden im Allgemeinen die angrenzenden benachbarten Pixelelemente berücksichtigt, bei einer quadratischen Pixelform also bis zu acht Pixelelemente.

[0057] Die elektrische Ladung passiert den Ladungseingang **28** (im Allgemeinen nachdem zuvor eine Umwandlung eines Röntgenquants in dem Direktkonverter in ein elektrisches Signal stattgefunden hat), wird im Pixelelement gesammelt und dort mit Hilfe eines Ladungsverstärkers **29** und einer Rückkopplungskapazität **40** verstärkt. Die erste Schaltung ist in der Verlängerung des Pfades des Ladungsverstärkers dargestellt, die zweite Schaltung durch die nach unten gerichtete Abzweigung, welche durch einen Schalter **48** zusätzlich aktivierbar ist. Zusätzlich kann im Rahmen der zweiten Schaltung noch die nach oben gerichtete Abzweigung auch mittels eines Schalters **48** aktiv sein.

[0058] Im vorliegenden Fall kann entweder nur die erste Schaltung oder es können beide Schaltungen aktiviert werden, abhängig von der Einstellung des oder der Schalter **48**. Die erste Schaltung ist energiediskriminierend mit zwei Diskriminatoren und zugehörigen voneinander verschiedenen Schwellwerten. Ein Ereignis wird dann gezählt, indem der jeweilige Zähler **33** um Eins hochgezählt wird, wenn das Signal über dem jeweiligen einstellbaren Schwellwert liegt. Dies wird über den jeweiligen Diskriminator **31** fest-

gestellt. Anschließend kann mittels der Ansteuer- und Ausleseeinheit **38** ausgelesen und bei einer Vielzahl derartiger Pixelelemente ein Röntgenbild (Röhröntgenbild) erzeugt werden.

[0059] Die zweite Schaltung (Koinzidenzschaltung) ist ebenfalls zweistufig energiediskriminierend. Wenn sie aktiviert ist, also z. B. der untere Schalter **48** geschlossen ist, wird das Signal des Pixelelements in einer Summationseinheit **44** mit Koinzidenzsignalen **45** aus benachbarten Pixelelementen summiert. Hierbei können bei quadratischen Pixelelementen die Koinzidenzsignale von bis zu acht benachbarten Pixelelementen einbezogen werden, je nach Ausbildung der Schaltungen und Lage des Pixelelements. So können z. B. am Rand oder der Ecke eines Röntgendetektors oder Detektormoduls des Röntgendetektors wegen der Detektorgrenze nur drei oder fünf benachbarte Pixelelemente vorhanden sein oder die übrigen schaltungstechnisch nicht anschließbar sein (z. B. ASIC-Grenze), so dass eine Koinzidenzschaltung auch mit zwischen einem und sieben benachbarten Pixelelementen möglich ist.

[0060] Das summierte Signal wird dann gezählt, indem der jeweilige Zähler **33** um Eins hochgezählt wird, wenn es über dem oder den jeweiligen Schwellwerten liegt, was wiederum durch den jeweiligen Diskriminator **31** festgestellt wird. Anschließend kann mittels der Ansteuer- und Ausleseeinheit **38** ausgelesen und aus einer Vielzahl derartiger Pixelelemente ein weiteres Röntgenbild erzeugt werden. Zusätzlich kann der obere Schalter **48** ebenfalls aktiviert sein, welcher zu einem analogen Signalausgang **52** führt und das Signal gegebenenfalls den Koinzidenzschaltungen der benachbarten Pixelelemente zuführt. In bestimmten Fällen, wenn z. B. das eigene Signal kleiner ist als ein Koinzidenzsignal eines benachbarten Pixelelements, oder auch grundsätzlich immer bei Aktivierung der zweiten Schaltung kann das Signal im Koinzidenzfall den benachbarten Pixelelementen zugeführt werden, welche ihrerseits ein summiertes Signal erzeugen.

[0061] Ein erfindungsgemäßer Röntgendetektor weist nun eine Matrix aus einer Vielzahl von derartigen Pixelelementen auf, welche sowohl in der Lage sind, lediglich das eigene Signal zu diskriminieren und zu zählen, als auch ein summiertes Signal aus dem eigenen Signal und den Signalen der direkten Nachbarn zu diskriminieren und zu zählen, bzw. jeweils mehreren Diskriminatoren zuzuführen, um Energie-Diskriminierung zu ermöglichen. Ein solcher Röntgendetektor kann eine Vielzahl von Detektormodulen aufweisen, welche wiederum aus einer Vielzahl von Pixelelementen aufgebaut sind. Die Detektormodule können z. B. jeweils 100 Pixelelemente aufweisen. Der Röntgendetektor weist außerdem oberhalb der Matrix aus Pixelelementen einen Röntgenkonverter, insbesondere einen Direktkonverter (z.

B. aus CdTe oder CZT), auf, welcher zur Umwandlung von Röntgenquanten in elektrische Signale ausgebildet ist.

[0062] Die lediglich das eigene Signal des Pixelelements zählende Schaltung (erste Schaltung) und die Koinzidenzschaltung (zweite Schaltung) der jeweiligen Pixelelemente können sowohl analog als auch digital realisiert sein. Die Koinzidenzschaltung kann derart ausgebildet sein, dass sie das Signal aus dem eigenen Pixelelement und den (eventuell auftretenden) Signalen der benachbarten Pixelelemente summiert, in einem oder mehreren Zählern registriert und gleichzeitig das Zählen eines Ereignisses in den benachbarten Pixelelementen unterdrückt. Im Koinzidenzfall kann z. B. die Möglichkeit vorgesehen sein, dass Information sowohl vom Zähler zur Ansteuer- und Ausleseeinheit als auch von der Ausleselogik zum Zähler geschrieben werden kann. Das kann z. B. für den Fall nötig sein, dass Mehrfachzählungen wieder zurückgenommen werden sollen.

[0063] In der **Fig. 14** ist ein weiteres erfindungsgemäßes Pixelelement gezeigt, welches zusätzlich zur Aktivierung der ersten Schaltung einen weiteren Schalter **48** aufweist. Bei einem solchen Pixelelement kann einzeln die erste Schaltung und einzeln die zweite Schaltung aktiviert werden; es können auch beide Schaltungen gleichzeitig aktiviert werden.

[0064] In der **Fig. 13** ist ein Ausschnitt aus einer Matrix mit neun Pixelelementen gemäß **Fig. 12** gezeigt. Das zentrale Pixelelement **12.1** ist dabei von acht benachbarten Pixelelementen **12.2** umgeben, die alle mit diesem durch eine Koinzidenzschaltung verbunden sind. Im vorliegenden Fall sind neben den analogen Signalpfaden **45**, welche die analogen Koinzidenzsignale leiten auch digitale Signalpfade **53** über die Ansteuer- und Ausleseeinheit vorhanden. Damit ist die Summation der Energie eines Ereignisses, das in mehreren Pixelelementen Teile der Gesamtenergie deponiert, möglich und es wird sichergestellt, dass nur in einem Pixelelement die Gesamtenergie diskriminiert und im entsprechenden Zähler gezählt wird.

[0065] In den **Fig. 15** und **Fig. 16** sind weitere Pixelelemente gezeigt, bei welchen der Übersicht halber die den Schaltungen vorgelagerten Elemente wie z. B. Ladungsverstärker weggelassen und nur als Pixelsignal **49** angedeutet sind. In der **Fig. 15** weisen die erste Schaltung und die zweite Schaltung jeweils zwei Diskriminatoren mit Schwellwerten auf, so dass eine zweistufige Energiediskriminierung stattfinden kann. In der **Fig. 16** ist ein Pixelelement dargestellt, bei dem die erste Schaltung nur einen Diskriminator und einen Schwellwert aufweist. Je nach Bedarf und Anwendung können beliebig viele Diskriminatoren und Schwellwerte vorgesehen sein.

[0066] In den **Fig. 17** bis **Fig. 19** sind Pixelelemente gezeigt, bei denen lediglich jeweils drei in Bezug auf die z. B. linke obere Ecke des Pixelelements benachbarte Pixelelemente in die Koinzidenzschaltung einbezogen werden. **Fig. 17** zeigt dabei ein Pixelelement, das sowohl bei der ersten Schaltung (Zählung lediglich der eigenen Signale) als auch bei der zweiten Schaltung (Koinzidenzschaltung) eine Energiediskriminierung in zwei Stufen aufweist. **Fig. 18** zeigt ein Pixelelement, das bei der ersten Schaltung (Zählung lediglich der eigenen Signale) eine einfache Diskriminierung mit nur einem Schwellwert und bei der zweiten Schaltung (Koinzidenzschaltung) eine Energiediskriminierung in zwei Stufen aufweist.

[0067] In der **Fig. 19** ist ein Ausschnitt aus einer Matrix mit neun Pixelelementen gemäß **Fig. 18** gezeigt. Die Schaltungen können sowohl analog als auch digital implementiert sein. Bei Aktivierung der jeweils zweiten Schaltung (Koinzidenzschaltung) werden die Signale von jeweils vier direkt benachbarten Pixelelementen kombiniert. Aus Sicht des zentralen Pixelelements **12.1** werden also neben den eigenen die Signale des oberhalb, des links und des links oberhalb benachbarten Pixelelements **12.2** summiert und gezählt, bzw. im Falle von mehreren Zählern energiediskriminiert und den entsprechenden Zählern zugeordnet. Bei Aktivierung der ersten Schaltung wird das eigene Signal des Pixelelements gezählt, bzw. im Falle von mehreren Diskriminatoren energiediskriminiert und den entsprechenden Zählern zugeordnet.

[0068] Für die Optimierung des Platzbedarfs auf dem Pixelelement und für die Optimierung des Datentransfers kann im Pixelelement vorgesehen sein, dass die Zählerbittiefen für die Zähler, die die Summen- und Koinzidenzsignale verarbeiten, sich unterscheiden von den Zählerbittiefen der Zähler, die nur das Signal des eigenen Pixelelements (ohne Information der benachbarten Pixelelemente) verarbeiten. Beispielsweise können die Zähler ohne Koinzidenz – je nach Wahl der Diskriminatorschwelle – derart ausgebildet sein, dass sie höhere Zählraten erzeugen, da Teilereignisse gezählt werden können, wenn sich die Energie auf wenigstens zwei benachbarte Pixelelemente aufteilt.

[0069] Es kann außerdem vorgesehen sein, die Zählerbittiefen, die für die verschiedenen Diskriminatorschwellwerte vorgesehen sind, unterschiedlich tief zu wählen, da von vornherein nur mit einem gewissen Anteil der Röntgenquanten des Spektrums zu rechnen ist. Typischerweise werden Ereignisse in einem Zähler immer gezählt, sobald der entsprechende Diskriminatorschwellwert überschritten ist. D. h. die Zähler mit dem niedrigsten Schwellwert werden im Allgemeinen mehr Ereignisse zählen als ein Zähler mit höherem Schwellwert. Entsprechend kann die Bittiefe angepasst sein.

[0070] In der **Fig. 20** ist ein Verfahren zur Aufnahme und Verarbeitung von Röntgenbildern mit einem erfindungsgemäßen Röntgendetektor gezeigt, welcher eine Vielzahl von Pixelelementen mit jeweils einer ersten und einer zweiten Schaltung aufweist. Die Pixelelemente sind dabei z. B. in Detektormodulen (wie in **Fig. 3** gezeigt) angeordnet. Beispielsweise ist die erste Schaltung (einfache Schaltung) einfach diskriminierend und die zweite Schaltung (Koinzidenzschaltung) zweistufig energiediskriminierend. Das Verfahren funktioniert entsprechend bei anderen Ausbildungen ohne Energiediskriminierung oder mit mehrstufiger Energiediskriminierung. Beide Schaltungen sind aktiviert.

[0071] Es werden jeweils Rohröntgenbilder Z_A der zweiten Schaltung und des ersten Zählers (erster Schwellwert) und Rohröntgenbilder Z_B der zweiten Schaltung und des zweiten Zählers (zweiter Schwellwert) sowie Rohröntgenbilder C der ersten Schaltung aufgenommen. Anschließend werden mittels eines Korrekturverfahrens **50** die Rohröntgenbilder Z_A der zweiten Schaltung und des ersten Zählers durch die Rohröntgenbilder C der ersten Schaltung korrigiert und die Rohröntgenbilder Z_B der zweiten Schaltung und des zweiten Zählers ebenfalls durch die Rohröntgenbilder C der ersten Schaltung korrigiert. Das Resultat sind dann korrigierte Röntgenbilder Z'_A der zweiten Schaltung und des ersten Zählers und korrigierte Röntgenbilder Z'_B der zweiten Schaltung und des zweiten Zählers. Aus diesen werden dann mittels weiterer Bildverarbeitungsverfahren **51** Röntgenbilder R erzeugt.

[0072] Die Korrektur der Rohröntgenbilder der Koinzidenzschaltung durch die Rohröntgenbilder der einfachen Schaltung kann z. B. zur Linearisierung und zur Korrektur von Pileup-Effekten bei höheren Zählraten dienen, da die Zähler einer (next-neighbor) Koinzidenzschaltung schneller paralysieren (d. h. zwischen unterschiedlichen Ereignissen nicht mehr unterscheiden können und daher z. B. weniger Ereignisse zählen als tatsächlich vorhanden sind) als die Zähler, die nur die Ereignisse des eigenen Pixels zählen.

[0073] Zusätzlich oder alternativ können auch Korrekturen an den Rohröntgenbildern aus an Rändern oder Ecken von Detektormodulen oder dem Röntgendetektor gelegenen Pixelelementen, die weniger als z. B. acht (oder drei) direkte Nachbarn haben, durchgeführt werden. Für diese Pixelelemente ist die Summation der Energie in vielen Fällen unvollständig. Da diese Pixelelemente z. B. für Interpolationen zwischen benachbarten Detektormodulen wichtig sein können, ist eine Restauration der tatsächlich aufgetretenen Koinzidenzzählraten oder zumindest eine Homogenisierung mit zentral liegenden Pixelelementen besonders vorteilhaft.

[0074] Die Struktur, die in den **Fig. 17** und **Fig. 18** dargestellt ist, kann eventuell über die Summation auch dazu verwendet werden in diesem Falle vier benachbarte Pixelelemente zu bündeln, also zusammen zu fassen. Bei einer Pixelgröße von z. B. $150\ \mu\text{m} \times 150\ \mu\text{m}$ würden die gebündelten Pixelelemente $300\ \mu\text{m} \times 300\ \mu\text{m}$ betragen. Die Strukturen, die in den **Fig. 12** bis **Fig. 16** dargestellt sind, können ähnliches in einer 3×3 Nachbarschaft bewerkstelligen.

[0075] Mittels der Erfindung können unter anderem Zählratenfehler, die zwangsläufig als Funktion des Röntgenflusses auftreten (Pile-up Effekte, Paralyse), korrigiert werden. Außerdem können bei Verwendung beider Schaltungen gleichzeitig für am Rand oder der Ecke von Detektormodulen gelegene Pixelelemente (die wegen der kleinen Modulflächen zwangsläufig und nicht vernachlässigbar sind), für die eine Summation mittels Koinzidenzschaltung nur teilweise besteht, durch die gleichzeitige Zählung ohne Koinzidenz (einfache Schaltung) korrigiert und kalibriert werden. Auch kann auf einfache Weise bei gleichzeitiger Beibehaltung einer Korrekturfunktion der Zählraten durch die pixelweise Zählung (Nicht-Koinzidenz-Zähler) eine Binning-Funktion unterstützt werden.

[0076] Neben einfachen Diskriminatoren können bei einem erfindungsgemäßen Röntgendetektor auch Fensterdiskriminatoren eingesetzt werden, welche sowohl einen oberen als auch einen unteren Schwellwert aufweisen.

[0077] Die Erfindung lässt sich in folgender Weise kurz zusammenfassen: Die Erfindung betrifft einen zählenden digitalen Röntgendetektor zur Aufnahme von Röntgenbildern eines von einer Röntgenstrahlung durchstrahlten Objektes, aufweisend einen insbesondere direkten Röntgenkonverter zur Umwandlung von Röntgenstrahlung in ein elektrisches Signal und eine Matrix mit einer Vielzahl von zählenden Pixelelementen, wobei zumindest ein Teil der zählenden Pixelelemente jeweils einen Signaleingang und zwei Schaltungen zur Umwandlung des Signals in ein Zählsignal aufweisen, wobei die erste Schaltung dazu ausgebildet ist, das in dem jeweiligen Pixelelement direkt eingegangene Signal einzeln in ein Zählsignal zu wandeln und zu zählen und die zweite Schaltung dazu ausgebildet ist, das in dem jeweiligen Pixelelement direkt eingegangene Signal gemeinsam mit koinzidierend auftretenden Signalen mindestens eines benachbarten Pixelelements in ein Zählsignal zu wandeln und zu zählen, wobei die erste und/oder die zweite Schaltung einzeln und beide gemeinsam aktivierbar sind.

Patentansprüche

1. Zählender digitaler Röntgendetektor zur Aufnahme von Röntgenbildern eines von einer Röntgen-

strahlung durchstrahlten Objektes, aufweisend einen, insbesondere direkten, Röntgenkonverter zur Umwandlung von Röntgenstrahlung in ein elektrisches Signal und eine Matrix mit einer Vielzahl von zählenden Pixelelementen (**12**, **12.1**, **12.2**), wobei zumindest ein Teil der zählenden Pixelelemente (**12**, **12.1**, **12.2**) jeweils einen Signaleingang (**28**) und zwei Schaltungen zur Umwandlung des Signals in ein Zählsignal aufweisen, wobei die erste Schaltung dazu ausgebildet ist, das in dem jeweiligen Pixelelement (**12**, **12.1**, **12.2**) direkt eingegangene Signal einzeln in ein Zählsignal zu wandeln und zu zählen und die zweite Schaltung dazu ausgebildet ist, das in dem jeweiligen Pixelelement direkt eingegangene Signal gemeinsam mit koinzidierend auftretenden Signalen mindestens eines benachbarten Pixelelements (**12**, **12.1**, **12.2**) in ein Zählsignal zu wandeln und zu zählen, wobei die erste und/oder die zweite Schaltung einzeln oder beide gemeinsam aktivierbar sind, wobei jedes Pixelelement mindestens einen ansteuerbaren Schalter (**48**) zur einzelnen oder gemeinsamen Aktivierung der ersten und der zweiten Schaltung aufweist.

2. Zählender digitaler Röntgendetektor nach Anspruch 1, bei welchem jedes der zählenden Pixelelemente (**12**, **12.1**, **12.2**) jeweils eine erste und eine zweite Schaltung aufweisen.

3. Zählender digitaler Röntgendetektor nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei die zweite Schaltung zusätzlich dazu ausgebildet ist, im Falle eines Zählens in dem Pixelelement (**12**, **12.1**, **12.2**) gemeinsam mit koinzidierend auftretenden Signalen das Zählen in den benachbarten Pixelelementen (**12**, **12.1**, **12.2**), deren Signale koinzidieren, zu unterdrücken.

4. Zählender digitaler Röntgendetektor nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei die zweite Schaltung von einer Koinzidenzschaltung gebildet wird.

5. Zählender digitaler Röntgendetektor nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei jede Schaltung eine Wandlungsvorrichtung mit einem Ladungsverstärker (**29**), zumindest einem Diskriminator (**31**) mit jeweils einem einstellbaren Schwellwert und eine digitale Speichereinheit, insbesondere einen Zähler (**33**), aufweist.

6. Zählender digitaler Röntgendetektor nach einem der vorangehenden Ansprüche, welcher für eine Energieauflösung ausgebildet ist, wobei eine oder beide Schaltungen jeweils mindestens zwei Energiediskriminatoren mit einstellbaren Schwellwerten aufweisen.

7. Zählender digitaler Röntgendetektor nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei die zwei-

te Schaltung dazu ausgebildet ist, das in dem jeweiligen Pixelelement (12, 12.1, 12.2) direkt eingegangene Signal gemeinsam mit koinzidierend auftretenden Signalen von zwischen einem und acht benachbarten Pixelelementen (12, 12.1, 12.2) in ein Zählsignal zu wandeln und zu zählen.

dem jeweiligen Pixelelement gemeinsam mit koinzidierend auftretenden Signalen das Zählen in den Nachbarpixeln, deren Signale koinzidieren, unterdrückt wird für den Fall, dass das Signal des Pixelelements höher ist als die Signale der benachbarten koinzidierenden Pixelelemente.

8. Zählender digitaler Röntgendetektor nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei der Röntgendetektor für eine automatische Aktivierung der ersten und/oder der zweiten Schaltung ausgebildet ist.

Es folgen 12 Seiten Zeichnungen

9. Verfahren zur Aufnahme eines Röntgenbildes eines Objektes mit einem zählenden digitalen Röntgendetektor nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei der Röntgendetektor einem Röntgensystem mit einer Röntgenquelle zur Ausstrahlung einer Röntgenstrahlung zugeordnet ist, mit den folgenden Schritten:

- a) Ermittlung oder Abfrage zumindest eines Parameters des Röntgensystems, des Röntgendetektors oder des jeweiligen Pixelelements,
- b) Individuell für jedes Pixelelement mit zwei Schaltungen Aktivierung einer der beiden Schaltungen einzeln oder beider Schaltungen gleichzeitig abhängig von dem Ergebnis der Ermittlung des Parameters,
- c) pixelweise Umwandlung der das Objekt durchstrahlenden und auf dem Röntgendetektor auftreffenden Röntgenstrahlung in elektrische Signale in den Pixelelementen,
- d) Umwandlung der elektrischen Signale in Zählsignale durch die jeweils aktivierte Schaltung oder Schaltungen der Pixelelemente und Speicherung der Zählsignale, und
- e) Auslesen der Zählsignale und Erstellen eines oder mehrerer das Objekt repräsentierender Bilddatensätze.

10. Verfahren nach Anspruch 9, wobei der ermittelte Parameter von der Höhe eines Röntgenflusses der Röntgenquelle des Röntgensystems gebildet wird.

11. Verfahren nach Anspruch 9, wobei die Parameter von den Positionen der jeweiligen Pixelelemente auf dem Röntgendetektor gebildet werden.

12. Verfahren nach Anspruch 9, wobei für den Fall, dass beide Schaltungen aktiviert werden, die Bilddatensätze, welche mittels der ersten Schaltung gewonnen wurden, zur Korrektur der Bilddatensätze der zweiten Schaltung verwendet werden.

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 9 bis 12, wobei bei aktivierter zweiter Schaltung im Falle eines Zählens in dem jeweiligen Pixelelement gemeinsam mit koinzidierend auftretenden Signalen das Zählen in den Nachbarpixeln, deren Signale koinzidieren, unterdrückt wird.

14. Verfahren nach Anspruch 13, wobei bei aktivierter zweiter Schaltung im Falle eines Zählens in

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

(Stand der Technik)

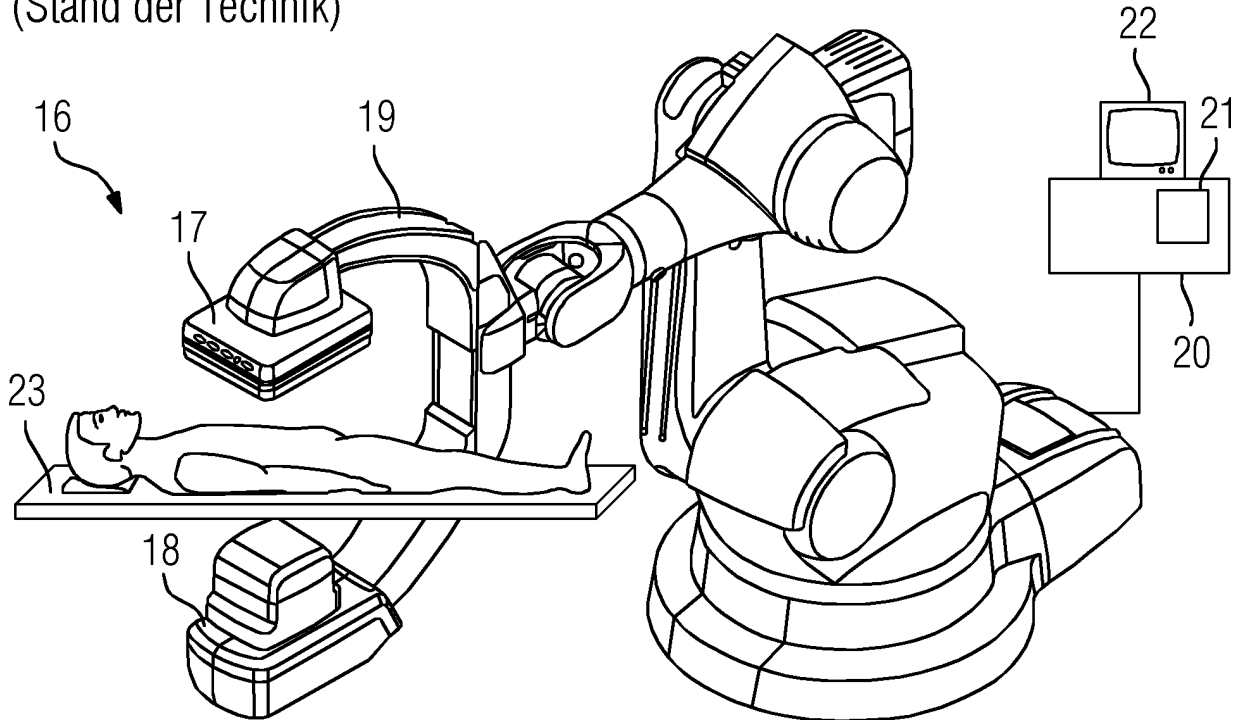


FIG 2

(Stand der Technik)

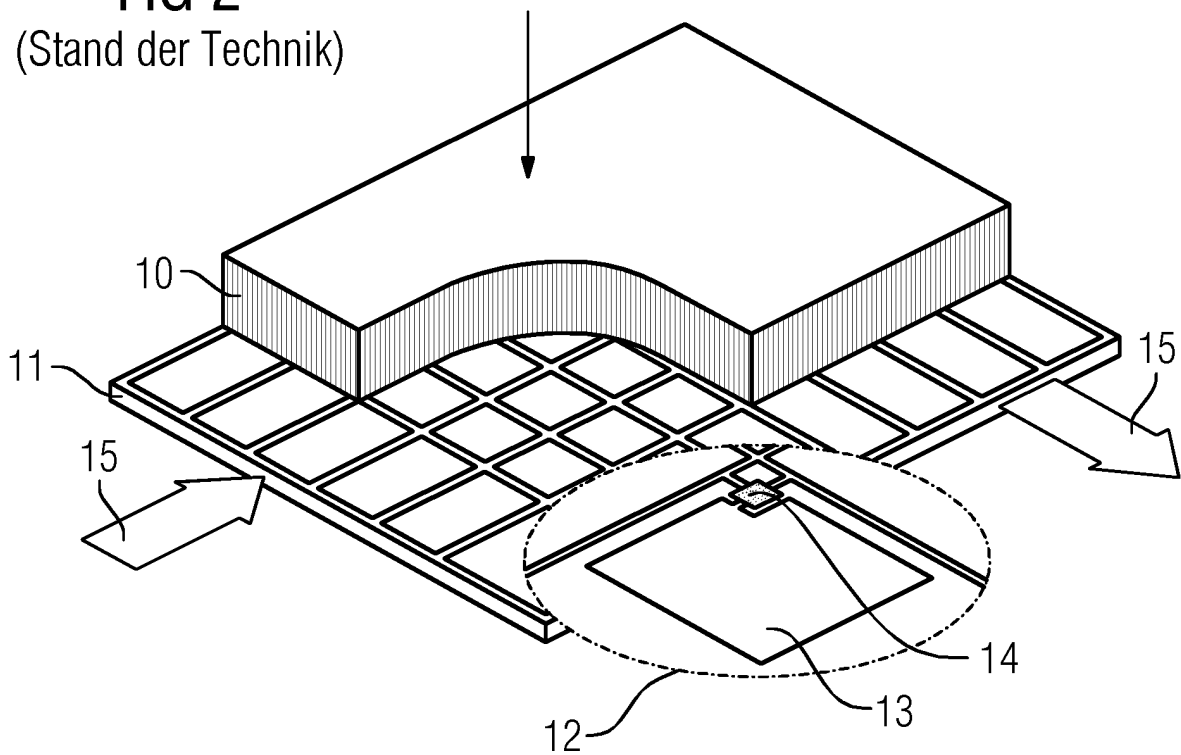


FIG 3

(Stand der Technik)

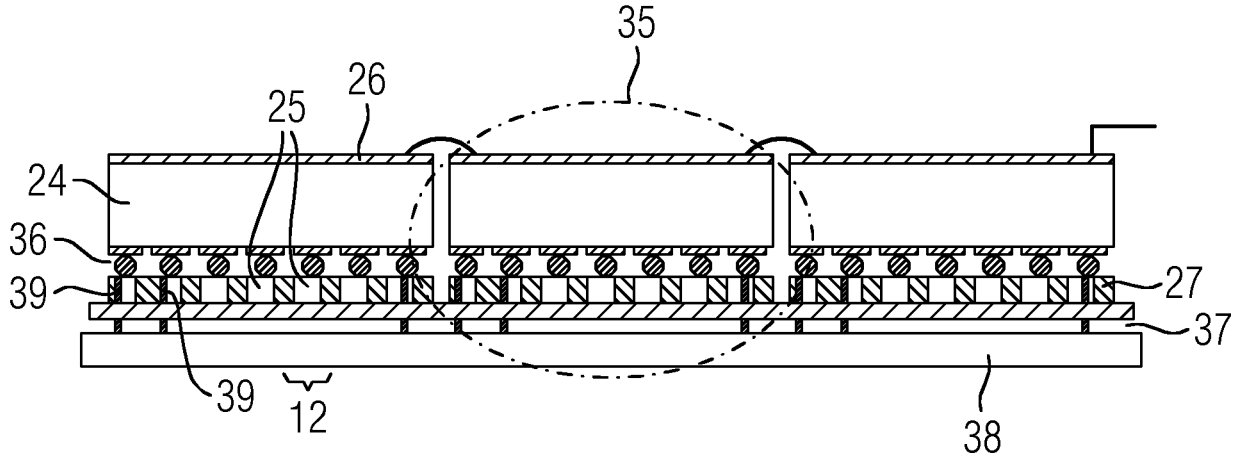


FIG 4

(Stand der Technik)

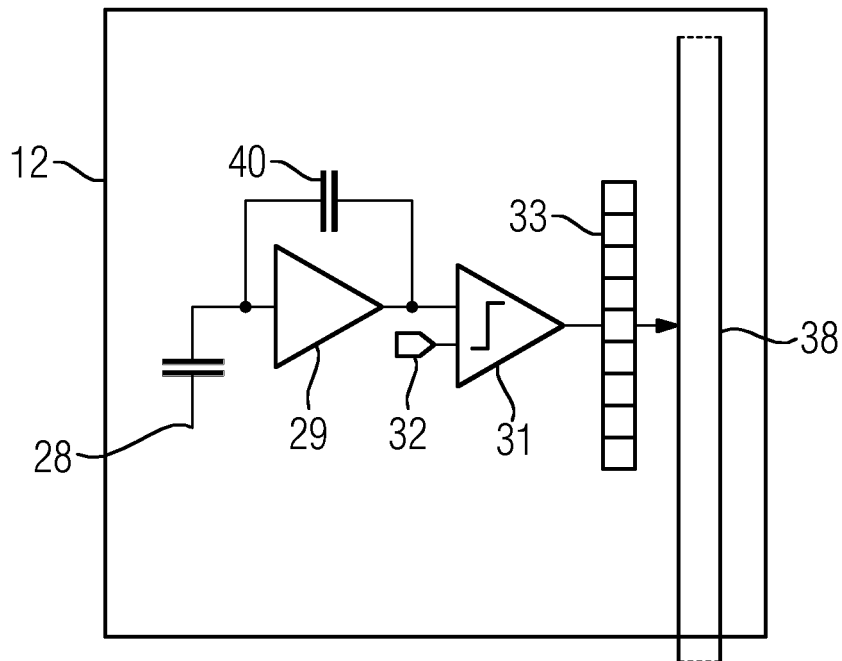


FIG 5
(Stand der Technik)

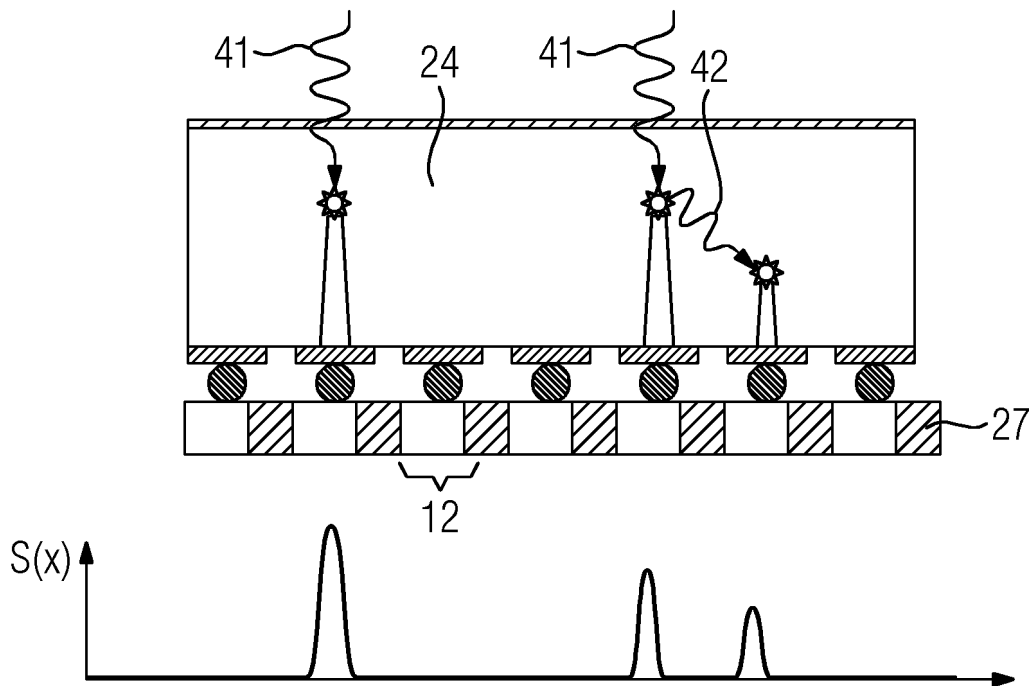


FIG 6
(Stand der Technik)

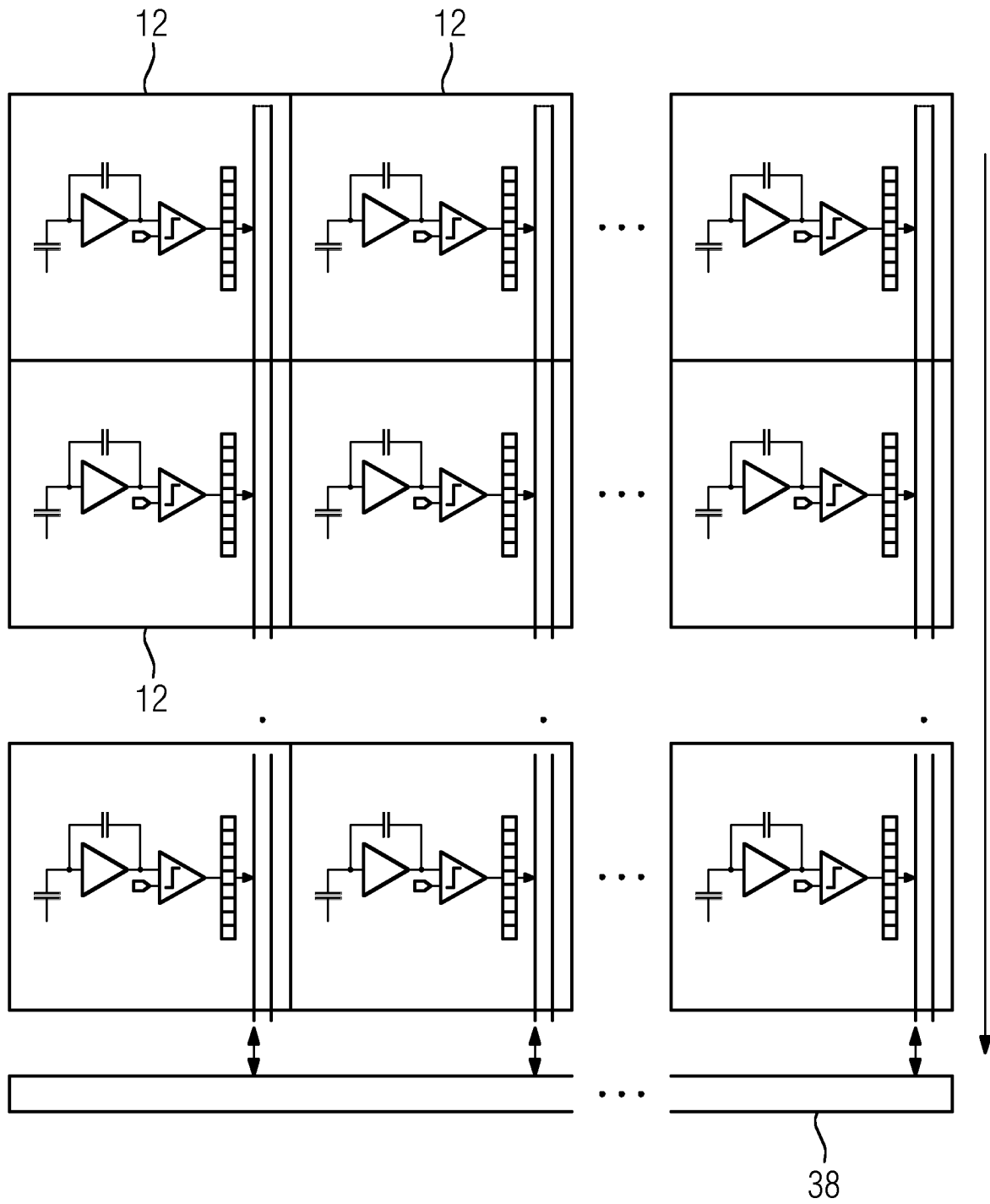


FIG 7
(Stand der Technik)

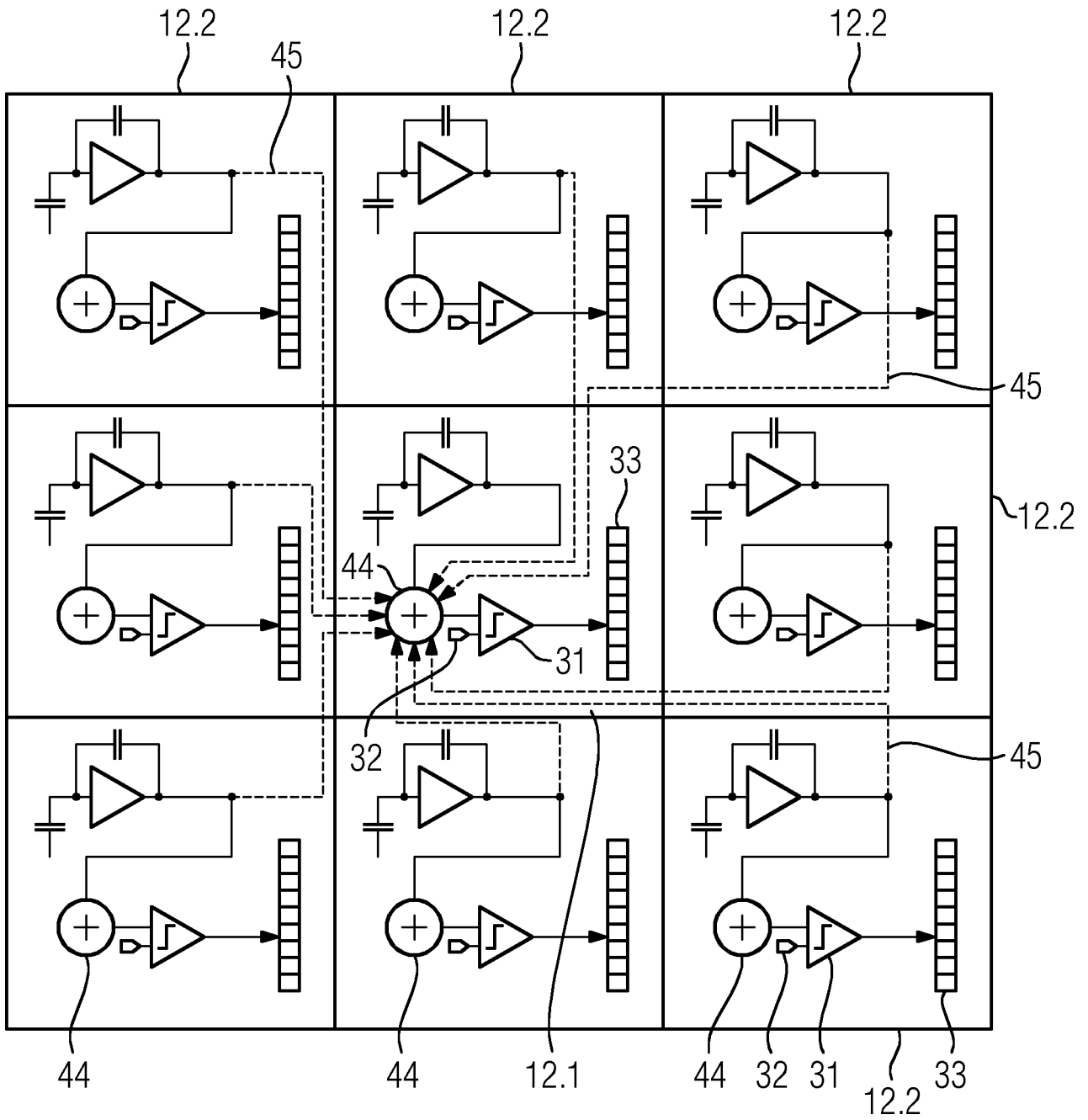
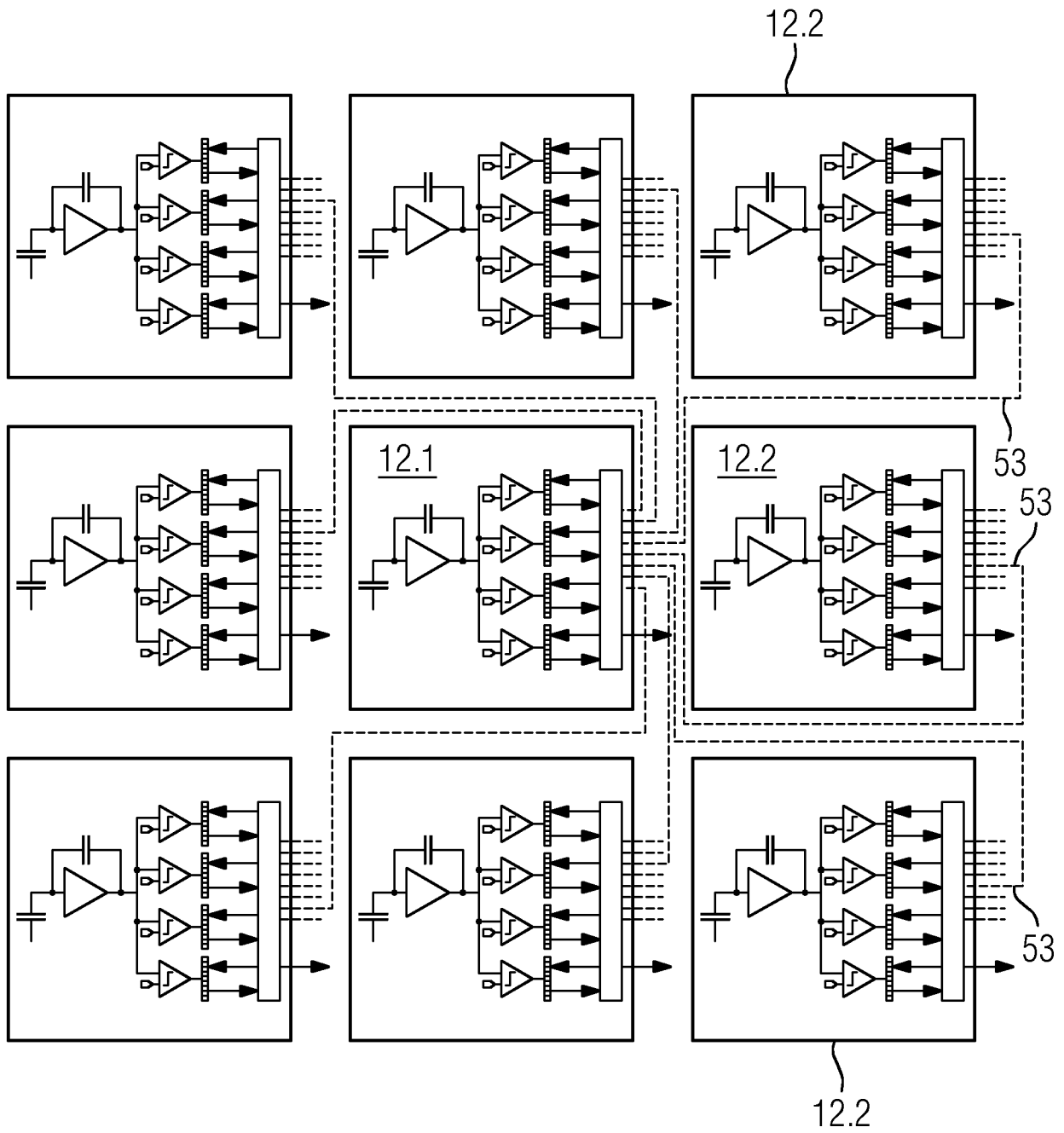


FIG 8
(Stand der Technik)



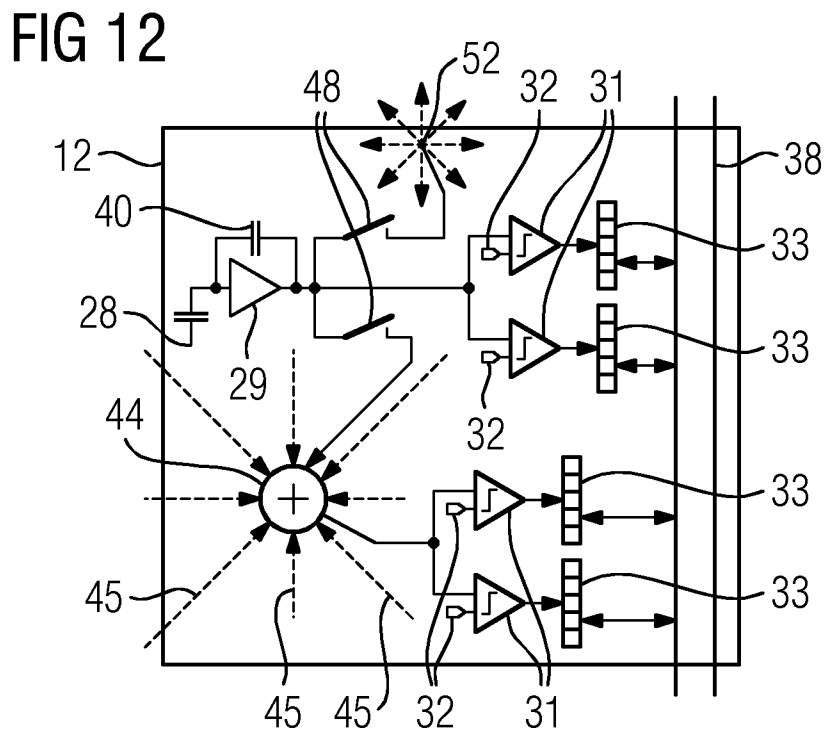
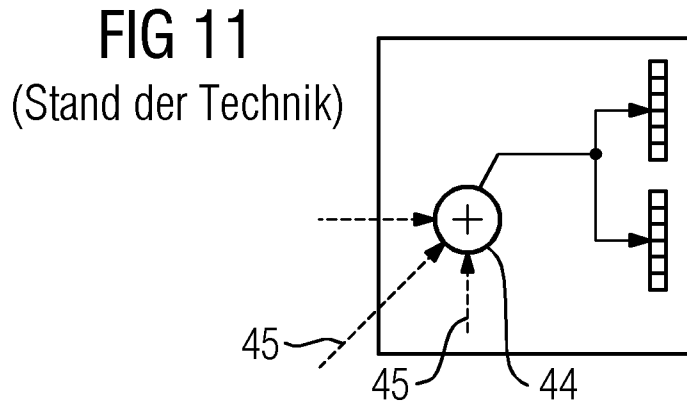
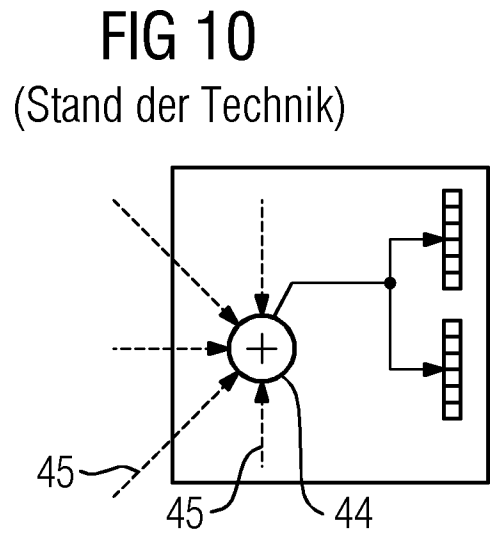
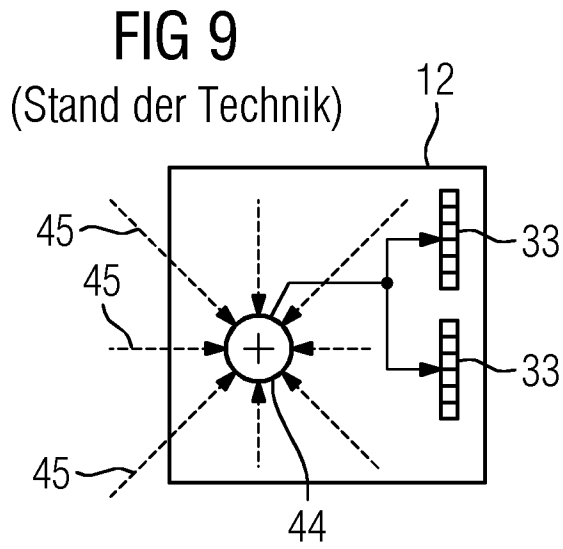


FIG 13

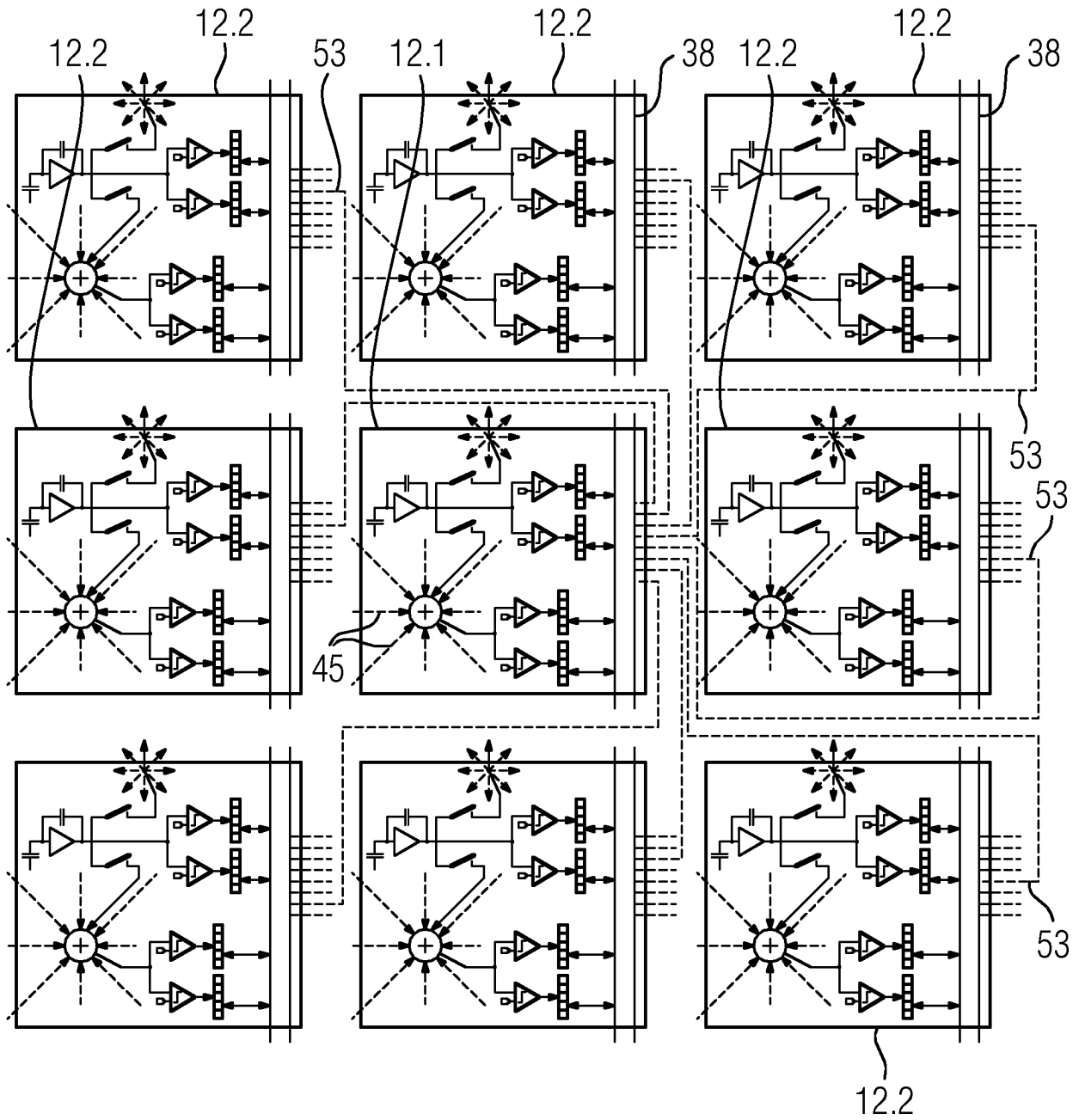


FIG 14

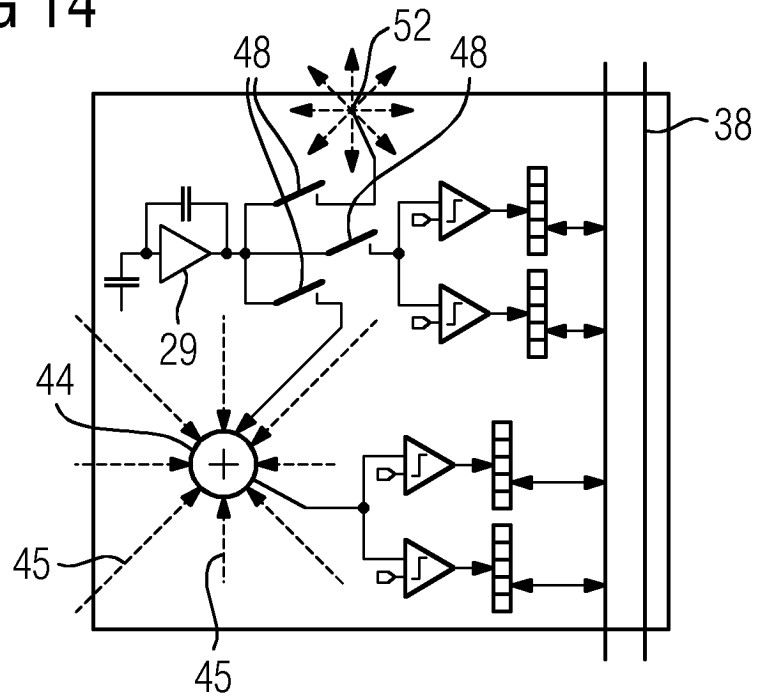


FIG 15

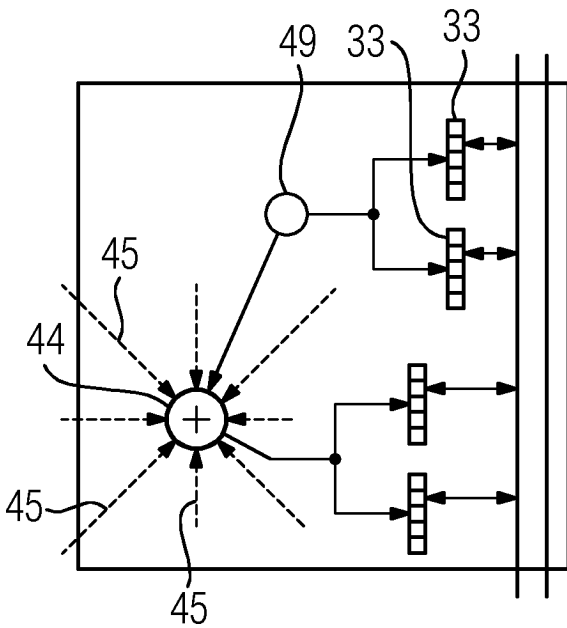


FIG 16

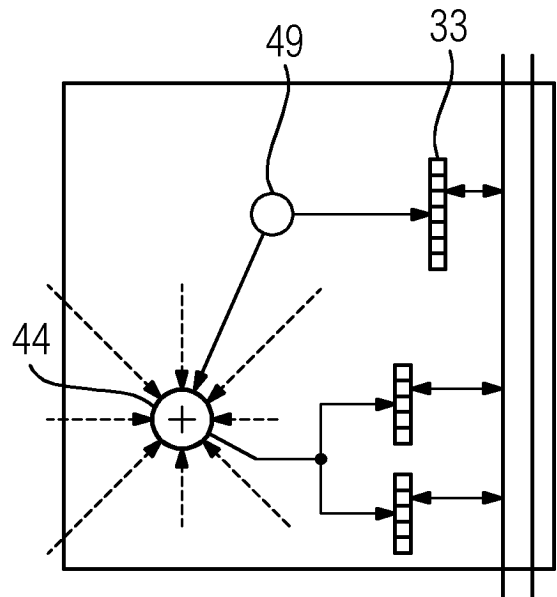


FIG 17

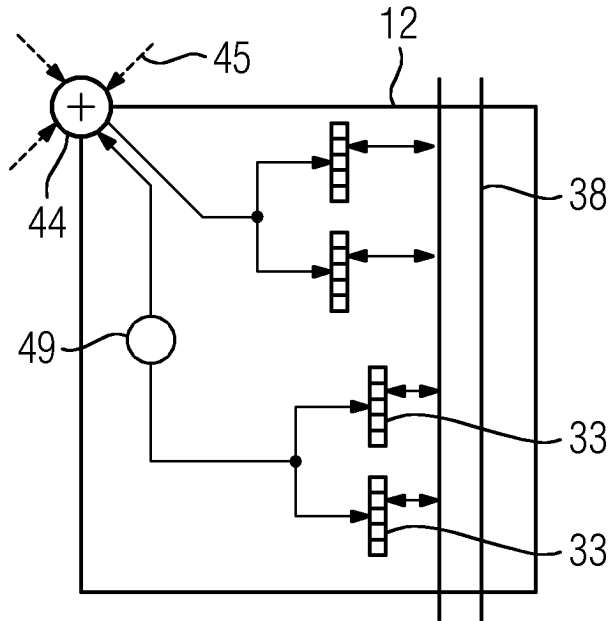


FIG 18

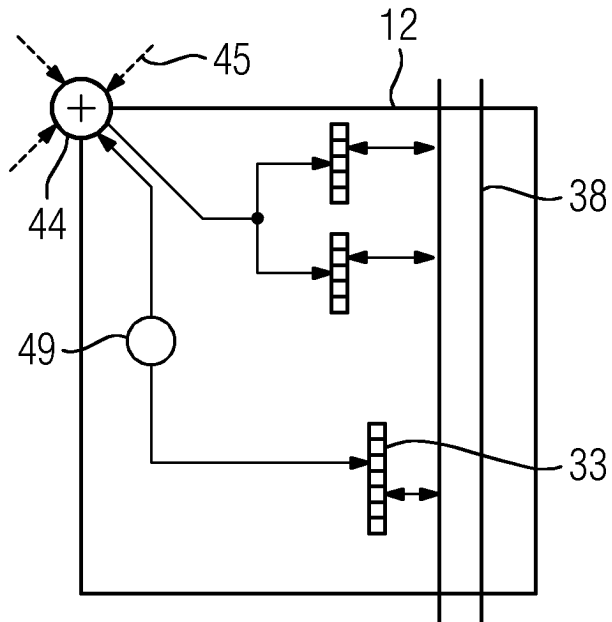


FIG 19

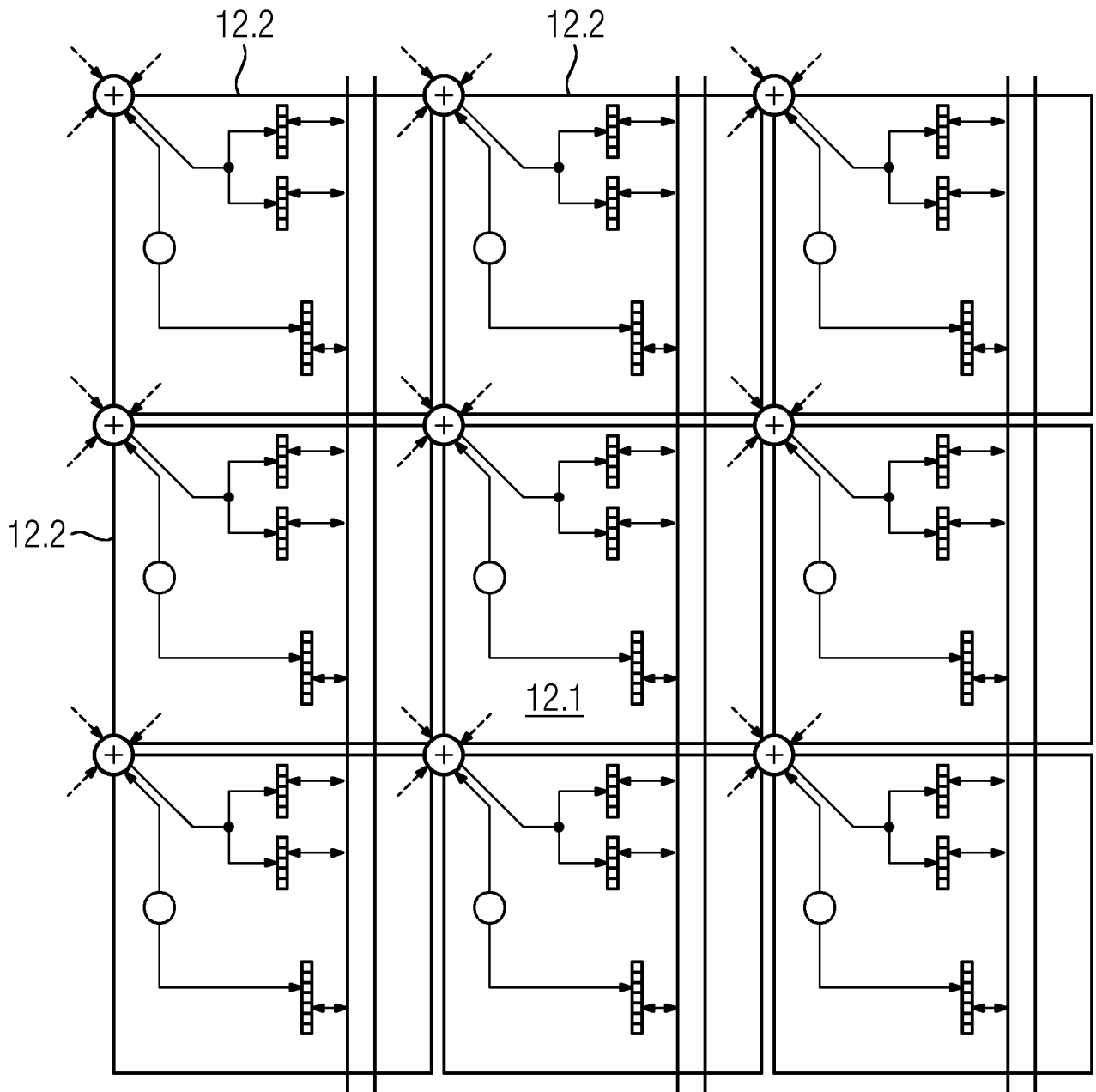


FIG 20

