



(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2014 222 855.7**
 (22) Anmeldetag: **10.11.2014**
 (43) Offenlegungstag: **12.05.2016**
 (45) Veröffentlichungstag
 der Patenterteilung: **21.02.2019**

(51) Int Cl.: **G01T 1/29 (2006.01)**
A61B 6/03 (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, München, DE

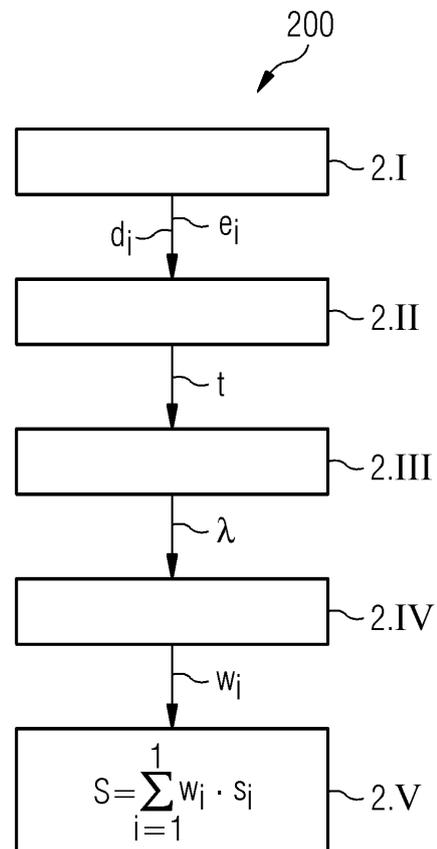
(56) Ermittelter Stand der Technik:

(72) Erfinder:
Kappler, Steffen, Dr., 91090 Effeltrich, DE

DE	10 2007 033 462	A1
DE	10 2011 006 154	A1
DE	10 2011 077 859	A1
US	2013 / 0 156 285	A1

(54) Bezeichnung: **Optimierte Signalerfassung von quantenzählenden Detektoren**

(57) Hauptanspruch: Verfahren zum Einstellen der Erfassung eines Makropixelsignals (S) eines Röntgendetektors (40) mit einer Mehrzahl von Pixeln (4), welche jeweils zu mindestens einem Makropixel zusammengefasst sind und jeweils Einzelsignale (s_i) erfassen, aufweisend die Schritte:
 - Ermitteln der geometrischen Effizienz (e_i) und des Signaldriftfaktors (d_i) der einzelnen Pixel (4),
 - Ermitteln des Zieldriftwerts (t),
 - Festlegen eines Parameters (λ), welcher einen Kompromiss aus einer erlaubten Drift der Makropixelsignale (S) und der erzielbaren Dosiseffizienz einstellt,
 - Ermitteln von Gewichtungen (w_i) der einzelnen Pixelsignale (s_i) unter Berücksichtigung einer sowohl die Signaldrift als auch die Dosisnutzung des resultierenden Makropixelsignals berücksichtigenden Funktion ($f(w_i)$) in Abhängigkeit von den Gewichtungen (w_i) der Pixelsignale (s_i) und von den ermittelten Werten der geometrischen Effizienz (e_i), des Zieldriftwerts (t) und des festgelegten Parameters (λ),
 - Festlegen einer gewichteten Addition der einzelnen Pixelsignale (s_i) zu Makropixelsignalen (S) auf Basis der ermittelten Gewichtungen (w_i).



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Einstellen der Erfassung eines Makropixelsignals eines Röntgendetektors mit einer Mehrzahl von Pixeln, welche jeweils zu mindestens einem Makropixel zusammengefasst sind und jeweils Einzelsignale erfassen. Zudem betrifft die Erfindung ein Verfahren zum Erfassen eines Makropixelsignals eines Röntgendetektors mit einer Mehrzahl von Pixeln, welche jeweils zu mindestens einem Makropixel zusammengefasst sind und jeweils Einzelsignale erfassen. Weiterhin betrifft die Erfindung eine Signalerfassungseinrichtung zum Erfassen eines Makropixelsignals eines Röntgendetektors mit einer Mehrzahl von Pixeln, welche jeweils zu mindestens einem Makropixel zusammengefasst sind und jeweils Einzelsignale erfassen. Ferner betrifft die Erfindung einen Röntgendetektor. Schließlich betrifft die Erfindung ein Computertomographiesystem.

[0002] Bei medizinischen Untersuchungen, zum Beispiel bei Computertomographie-Aufnahmen, mit Hilfe von Röntgenstrahlen kommen Röntgendetektoren zum Einsatz. Diese Röntgendetektoren können als Szintillator-Detektoren oder Detektoren mit Direktkonvertern ausgebildet sein. Als Röntgendetektor soll im Folgenden jede Art von Detektor verstanden werden, der entweder Röntgenstrahlen oder andere harte Strahlen, wie zum Beispiel Gammastrahlen, erfasst.

[0003] Bei einem Detektor aus einem Szintillatormaterial wird das Szintillatormaterial bei dem Durchgang der Röntgenstrahlung angeregt und die Anregungsenergie in Form von Licht wieder abgegeben. Dieses im Material erzeugte, sichtbare Licht wird mit Hilfe von Photodioden gemessen. Der Szintillatordetektor ist in der Regel nach Art eines Arrays umfassend mehrere Szintillatorelemente ausgebildet, wobei den Szintillatorelementen einzelne Photodioden zugeordnet sind, so dass die Photodioden ebenfalls ein Array bilden.

[0004] Detektoren mit Direktkonvertern dagegen weisen Halbleitermaterialien auf, die eine Direktumwandlung der auf sie eintreffenden Strahlung in ein elektrisches Signal vornehmen. Die auftreffende Röntgenstrahlung erzeugt unmittelbar Ladungsträger in Form von Elektronen-Loch-Paaren. Durch Anlegen einer Spannung (Biasspannung) an das Halbleitermaterial werden durch das hierdurch erzeugte elektrische Feld die Ladungsträgerpaare getrennt und gelangen zu elektrischen Kontakten oder Elektroden, die auf dem Halbleitermaterial angebracht sind (siehe **Fig. 1**). Hierdurch wird ein elektrischer Ladungspuls erzeugt, der proportional zur absorbierten Energie ist und von einer nachgeschalteten Auslese-Elektronik ausgewertet wird. Im Bereich der human-medizinischen Bildgebung angewandte, beispielsweise

auf CdTe oder CdZnTe basierende Halbleiter-Detektoren weisen gegenüber den dort heutzutage gängigen Szintillatordetektoren den Vorteil auf, dass bei ihnen eine energiesortierende Zählung möglich ist, d. h. die erfassten Röntgenquanten können in Abhängigkeit von ihrer Energie beispielsweise in zwei Klassen (hochenergetisch und niederenergetisch) oder mehrere Klassen aufgeteilt werden.

[0005] Bei dem Betrieb von halbleitenden, direktkonvertierenden Strahlendetektoren, wie zum Beispiel Detektoren auf der Basis von CdTe oder CZT, tritt unter Bestrahlung durch Gamma- und Röntgenstrahlung insbesondere bei hohen Intensitäten das Phänomen der Polarisierung auf. Dieses äußert sich in einer nicht gewollten Veränderung des internen elektrischen Felds im Halbleitermaterial des Detektors. Aufgrund der Polarisierung ändern sich die Ladungsträgertransporteigenschaften und damit auch die Detektoreigenschaften. Insbesondere führen die genannten Änderungen zu einer Änderung der Signaleigenschaften des Messsignals in Abhängigkeit von der Zeit. Anders ausgedrückt, ändert sich aufgrund der Polarisierung die Intensität des Messsignals mit der Zeit bei gleichbleibender Strahlungs-dosis. Dieses Phänomen nennt man auch Signaldrift. Ein Detektor ist aus einer Vielzahl von Pixeln aufgebaut. Da die Signaldrift der einzelnen Pixel unterschiedlich ist, besteht für den Detektor eine Verteilung der den einzelnen Pixeln zugeordneten Signaldriftfaktoren. Mit der Zeit bzw. unter Bestrahlung ändert sich diese Verteilung, wobei die Breite der Verteilung der Signaldriftfaktoren deutlich stärker zunimmt als der Mittelwert dieser Verteilung.

[0006] Eine Möglichkeit, die Signaldrift zu verringern, besteht darin, die Tatsache zu nutzen, dass die Breite der Verteilung der Signaldriftfaktoren stärker anwächst als sich der Mittelwert der Verteilung ändert. Dabei werden mehrere Detektoren zu Gruppen von Einzelpixeln, sogenannten Makropixeln zusammengefasst. Diese Makropixel können zum Beispiel eine Anzahl von 2 x 2, 3 x 3 oder 4 x 4 Einzelpixeln umfassen. Um die Signaldrift zu reduzieren, werden Einzelpixel, die stark driften, komplett von der Signalübertragung ausgeschlossen. Auf diese Weise wird ein verbessertes Driftverhalten des Detektorsignals erreicht. Allerdings wird diese Verbesserung mit einer recht hohen Verschlechterung der Detektoreffizienz, d.h. einer um beispielsweise 6,25% bis 25% verringerten Signalnutzung und damit auch einem entsprechend verschlechterten Signal-zu-Rausch Verhältnis (SNR) bzw. einer verschlechterten Dosisnutzung erkauft.

[0007] Die Druckschrift US 2013 / 0 156 285 A1 offenbart einen Bildverarbeitungsapparat, wobei ein Wichtungsfaktor für einen Pixel in Übereinstimmung mit einer bestimmten Strahlungs-dosischarakteristik des Pixels und eines Pixelwerts kontrolliert wird und

wobei der Wichtungsfaktor eingesetzt wird, den Pixelwert des ersten Pixels zu korrigieren.

[0008] Die Druckschrift DE 10 2011 077 859 A1 offenbart einen quantenzählenden Strahlungsdetektor, wobei in parallelen Verarbeitungszweigen die Signale der Einzel-Pixel und die Signale zusammengefasster Pixel ausgewertet und die Zählergebnisse anschließend kombiniert werden können. Dabei kann die Kombination durch unterschiedliche Gewichtung der Zählergebnisse auf Basis des Quantenflusses erfolgen.

[0009] Die Druckschrift DE 10 2007 033 462 A1 offenbart ein Quantendetektormodul, welches eine Vielzahl von Detektorpixeln mit zumindest zwei voneinander verschiedenen Pixelaperturen aufweist und wobei quantitative und energieaufgelöste Zählergrößen durch Kombination der Signale von zumindest zwei Detektorpixeln unterschiedlicher Apertur ermittelt werden können. Die Kombination kann dabei einer gewichteten Summation unter Berücksichtigung der Quantenflussraten entsprechen.

[0010] Die Druckschrift DE 10 2011 006 154 A1 offenbart ein Verfahren zur Korrektur von Detektordaten in dem bei einer aktuellen Messung die Historie der Strahlungsbelastung des Röntgendetektors berücksichtigt wird. Dabei wird das ermittelte Messsignal mit einem Korrekturfaktor korrigiert, der abhängig von der Historie der Strahlungsbelastung ist.

[0011] Ein der Erfindung zugrundeliegendes Problem besteht also darin, ein Detektorsignal mit beschränkter Signaldrift und gleichzeitig guter Dosisnutzung (bzw. SNR) zu erhalten.

[0012] Diese Aufgabe wird durch ein Verfahren zum Einstellen der Erfassung eines Makropixelsignals eines Röntgendetektors gemäß Patentanspruch 1, durch ein Verfahren zum Erfassen eines Makropixelsignals eines Röntgendetektors gemäß Patentanspruch 5, durch eine Signalerfassungseinrichtung gemäß Patentanspruch 6, durch einen Röntgendetektor gemäß Patentanspruch 7 sowie durch ein Computertomographiesystem gemäß Patentanspruch 9 gelöst.

[0013] Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren zur Erfassung eines Makropixelsignals eines Röntgendetektors mit einer Mehrzahl von Pixeln, welche jeweils zu mindestens einem Makropixel zusammengefasst sind und jeweils Einzelsignale erfassen, wird eine gewichtete Addition der einzelnen Pixelsignale zu Makropixelsignalen durchgeführt, wobei vorherig festgelegte Gewichtungen verwendet werden. Zum Einstellen dieser Gewichtungen werden zunächst Parameter betreffend die geometrische Effizienz und den Signaldriftfaktor der einzelnen Pixel ermittelt sowie ein Zieldriftwert festgelegt. Anschließend wird ein Schritt zur Beschränkung der Signaldrift durchgeführt, wo-

bei die Dosiseffizienz bestmöglich erhalten wird. Dies wird erreicht durch Minimierung einer sowohl die Signaldrift als auch die Dosisnutzung (bzw. das SNR) des resultierenden Makropixelsignals berücksichtigenden Funktion in Abhängigkeit der ermittelten Werte der geometrischen Effizienz, des Zieldriftwerts und des festgelegten Parameters λ und unter Variation der Gewichtungen der einzelnen Pixelsignale. Der relative Beitrag von Signaldrift und Dosisnutzung (bzw. SNR) zur Funktion kann über den freien zu wählenden Parameter λ eingestellt werden. Schließlich wird die anfangs erwähnte gewichtete Addition der einzelnen Pixelsignale zu Makropixelsignalen auf Basis der ermittelten Gewichtungen ausgeführt. Dabei hängt die geometrische Effizienz beispielsweise von der Exemplarstreuung der Größe der Einzelpixel ab.

[0014] Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren zum Erfassen eines Makropixelsignals eines Röntgendetektors mit einer Mehrzahl von Pixeln, welche jeweils zu mindestens einem Makropixel zusammengefasst sind und jeweils Einzelsignale erfassen, wird zunächst als eine Art Kalibriervorgang das erfindungsgemäße Verfahren zum Einstellen der Erfassung eines Makropixelsignals eines Röntgendetektors durchgeführt. Anschließend werden bei dem eigentlichen Messprozess einer Strahlungsdosis Signale von einer Mehrzahl von Pixeln erfasst und es werden die erfassten Signale durch eine gewichtete Addition der Signale mit Hilfe der ermittelten Gewichte zu einem Makropixelsignal zusammengefasst. Das Makropixelsignal hält vorteilhaft eine vorab festgelegte Obergrenze einer Signaldrift ein und erreicht aufgrund der beschriebenen Berücksichtigung der Dosisnutzung (bzw. des SNR) bei der Festlegung der Gewichtung der einzelnen Pixelsignale eine verbesserte Dosisnutzung, d.h. die Dosiseffizienz der Anordnung ist verbessert.

[0015] Die erfindungsgemäße Signalerfassungseinrichtung zum Erfassen eines Makropixelsignals eines Röntgendetektors mit einer Mehrzahl von Pixeln, welche jeweils zu mindestens einem Makropixel zusammengefasst sind und jeweils Einzelsignale erfassen, weist eine Parameterermittlungseinheit zum Ermitteln der geometrischen Effizienz der einzelnen Pixel, der Signaldriftfaktoren der einzelnen Pixel sowie eines Zieldriftwerts auf. Die einzelnen Parameter können zum Beispiel durch eine Testmessung ermittelt und festgelegt werden. Der Zieldriftwert und der freie Parameter A können durch den Benutzer oder eine Festlegungseinheit vorgegeben werden. Die maximale akzeptable Signaldrift kann zum Beispiel vom Benutzer festgelegt und der Signaldriftfestlegungseinheit übermittelt werden. Die erfindungsgemäße Signalerfassungseinrichtung weist zudem eine Optimierungseinheit zum Ermitteln der Gewichtungen der einzelnen Pixelsignale unter Berücksichtigung einer sowohl die Signaldrift als auch die Dosisnutzung (bzw. SNR) des resultierenden Makropixel-

signals berücksichtigenden Funktion in Abhängigkeit von den Gewichtungen der Pixelsignale und von den ermittelten Werten der geometrischen Effizienz, des Zieldriftwerts und des festgelegten Parameters λ auf. Schließlich weist die erfindungsgemäße Signalerfassungseinrichtung eine Signalgewichtungseinheit zur gewichteten Addition der einzelnen Pixelsignale zu Makropixelsignalen auf Basis der ermittelten Gewichtungen auf.

[0016] Der erfindungsgemäße Röntgendetektor weist die Signalerfassungseinrichtung auf.

[0017] Das erfindungsgemäße Computertomographiesystem weist den erfindungsgemäßen Röntgendetektor auf.

[0018] Ein Großteil der zuvor genannten Komponenten der erfindungsgemäßen Signalerfassungseinrichtung, insbesondere die Parameterermittlungseinheit, die Signaldriffestlegungseinheit, die Optimierungseinheit sowie die Signalgewichtungseinheit, können ganz oder teilweise in Form von Softwaremodulen in einem Prozessor der Signalerfassungseinrichtung oder einer entsprechenden Steuereinrichtung realisiert werden. Dies ist insoweit vorteilhaft, da durch eine Softwareinstallation auch bereits vorhandene Steuereinrichtungen zur Durchführung der erfindungsgemäßen Verfahren nachgerüstet werden können. Die Erfindung umfasst daher auch ein Computerprogramm, das direkt in einen Prozessor des Computertomographen ladbar ist, mit Programmcode-Mitteln, um alle Schritte der erfindungsgemäßen Verfahren (auch gemäß den weiter untenstehenden Aspekten) auszuführen, wenn das Programm auf dem Computertomographen ausgeführt wird.

[0019] Weitere, besonders vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen der Erfindung ergeben sich aus den abhängigen Ansprüchen sowie der nachfolgenden Beschreibung. Dabei können die erfindungsgemäße Signalerfassungseinrichtung bzw. der erfindungsgemäße Röntgendetektor und das erfindungsgemäße Computertomographiesystem auch analog zu den abhängigen Verfahrensansprüchen weitergebildet sein.

[0020] In einer bevorzugten Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens zum Einstellen der Erfassung eines Makropixelsignals eines Röntgendetektors wird der Zieldriftwert auf den Wert Null festgelegt. Bei dieser Ausgestaltung wird eine Drift des Makropixelsignals verhindert.

[0021] In einer besonders bevorzugten Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens wird ein Minimalwert der sowohl die Signaldrift als auch die Dosisnutzung des resultierenden Makropixelsignals berücksichtigenden Funktion ermittelt. Bei dieser Ausgestaltung wird also unter Berücksichtigung einer

maximal zu tolerierenden Signaldrift eine Reduktion der Dosisnutzung auf das Minimum reduziert, was bei gegebener Signaldrift ein Makropixelsignal mit optimaler Signalstärke und optimalem Signal/Rausch-Verhältnis ergibt.

[0022] In einer besonders bevorzugten Variante des erfindungsgemäßen Verfahrens lautet die sowohl die Signaldrift als auch die Dosisnutzung (bzw. das SNR) des resultierenden Makropixelsignals berücksichtigenden Funktion:

$$f(w_i) = \lambda \left(\frac{\sum_{i=1}^l d_i \cdot e_i \cdot w_i}{\sum_{i=1}^l e_i \cdot w_i} - t \right)^2 + \left(\frac{\sqrt{\sum_{i=1}^l e_i \cdot w_i^2}}{\sum_{i=1}^l e_i \cdot w_i} \cdot \sqrt{\sum_{i=1}^l e_i} - 1 \right)^2 \quad (1)$$

[0023] Hierbei legen e_i die geometrische Effizienz und d_i den Signaldriffaktor der Einzelpixelsignale fest. Der Parameter t repräsentiert den Zieldriftwert des Makropixelsignals und A stellt den Kompromiss aus Signaldrift und Dosisnutzung (bzw. SNR) des resultierenden Makropixelsignals ein. Die zu ermittelnden Gewichtungen der einzelnen Pixelsignale werden durch w_i repräsentiert. Die Größe l gibt die Anzahl der Einzelpixel pro Makropixel an.

[0024] In einer besonders praktikablen Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Röntgendetektors umfassen die Makropixel eine Gruppe von 4, 9 oder 16 Einzelpixeln.

[0025] Die Erfindung wird im Folgenden unter Hinweis auf die beigefügten Figuren anhand von Ausführungsbeispielen noch einmal näher erläutert. Dabei sind in den verschiedenen Figuren gleiche Komponenten mit identischen Bezugsziffern versehen. Die Figuren sind in der Regel nicht maßstäblich. Es zeigen:

Fig. 1 schematisch den Aufbau eines herkömmlichen Röntgendetektors, der als Direktkonverter aufgebaut ist,

Fig. 2 ein Flussdiagramm, das schematisch ein Verfahren gemäß einem Ausführungsbeispiel zeigt,

Fig. 3 ein Blockschaltbild, das schematisch den Aufbau einer Signalerfassungseinrichtung gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung zeigt,

Fig. 4 den Aufbau eines Röntgendetektors gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung,

Fig. 5 schematisch den Aufbau eines Computertomographiesystems gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung.

[0026] In **Fig. 1** ist der Querschnitt eines herkömmlichen Halbleiterdetektors **1** gezeigt, der als Direktkonverter funktioniert. Der Halbleiterdetektor **1** ist als planarer Pixeldetektor ausgebildet. Er umfasst Halbleitermaterial **2** in Form eines Einkristalls als Detektormaterial. Das Halbleitermaterial ist auf der einen Seite mit einer Metallfläche bedeckt, die einen elektrischen Rückseitenkontakt **3** bildet. An dem Rückseitenkontakt **3** liegt eine Spannung HV an.

[0027] Die gegenüberliegende Seite des Einkristalls **2** ist mit einer strukturierten Metallisierung bedeckt, deren einzelne Teilflächen als Pixelkontakte **4** ausgebildet sind und in ihrer Gesamtheit eine Pixelmatrix bilden. Die Größe und die Abstände der Pixelkontakte **4** bestimmen zusammen mit weiteren Materialparametern des Halbleitermaterials **2** das maximale Ortsauflösungsvermögen des Detektors **1**. Die Auflösung liegt gewöhnlich im Bereich von 10 bis 500 pm. Die einzelnen Pixelkontakte **4** sind jeweils an separate Auslese-Elektronikschaltungen **5** angeschlossen, mit denen Messsignale s_1, s_2, s_3 detektiert werden.

[0028] Weiterhin umfasst der Detektor ein Additionselement **6**, mit dem die Messsignale s_1, s_2, s_3 zu einem Makropixelsignal S zusammengefasst werden.

[0029] Es wird angemerkt, dass die Anordnung **1** in **Fig. 1** als Querschnitt gezeigt ist und daher die Anordnung **1** in **Fig. 1** insgesamt 9 Pixelkontakte umfasst. Zur besseren Verdeutlichung wurden entsprechend der Querschnittsansicht nur **3** Pixelkontakte pro Makropixel eingezeichnet. Wie bereits erwähnt sind auch 4, 16 oder eine andere Anzahl Pixelkontakte pro Makropixel üblich.

[0030] Der in **Fig. 1** gezeigte Detektor **1** funktioniert wie folgt: Auf den Detektor **1** einfallende Röntgenstrahlung bewirkt Wechselwirkungen der Röntgenquanten mit dem Halbleitermaterial **2** des Detektors **1**, wobei Elektronen-Loch-Paare erzeugt werden. Die an die Kontakte des Detektors angelegte Spannung HV erzeugt ein elektrisches Feld, welches die erzeugten Ladungsträger zu den elektrischen Kontakten, insbesondere zu den Pixelkontakten **4** hin bewegt. Die Ladungskonzentration an den Elektroden bzw. Pixelkontakten **4** des Detektors **1** erzeugt einen elektrischen Ladungspuls, der proportional zur absorbierten Energie der Röntgenstrahlung ist. Dieser Ladungspuls wird von der angeschlossenen Ausleseelektronik **5** ausgelesen. Die von der Ausleseelektronik **5** erfassten Pixelsignale s_1, s_2, s_3 werden an eine Additionseinheit **6** weitergeleitet, welche die Messsignale s_1, s_2, s_3 (eigentlich die Messsignale s_1 bis s_9) zu einem Makropixelsignal S zusammenfasst.

[0031] In **Fig. 2** ist ein Flussdiagramm gezeigt, welches ein Verfahren **200** zum Einstellen der Erfassung eines Makropixelsignals S eines Röntgendetektors mit einer Mehrzahl von Pixeln, welche jeweils

zu mindestens einem Makropixel zusammengefasst sind, gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung zeigt.

[0032] Bei dem Schritt **2.1** werden Parameter wie die geometrische Effizienz e_i und der Signaldriftfaktor d_i der einzelnen Pixel **4** ermittelt. Die geometrische Effizienz hängt mit der Fläche der einzelnen Pixel zusammen. Der Signaldriftfaktor ergibt sich nach folgender Formel aus:

$$d_i = 1 - \frac{s_0 - s_1}{s_0} \quad (2)$$

[0033] Dabei ist s_0 die Signalstärke eines Signals von einem Pixel zum Zeitpunkt t_0 und s_1 die Signalstärke eines Signals von dem Pixel zum Zeitpunkt t_1 . Die Ermittlung der genannten Parameter kann zum Beispiel experimentell durch eine Kalibrierung geschehen.

[0034] Bei dem Schritt 2.II wird ein Zieldriftwert t ermittelt bzw. festgelegt. Dies kann beispielsweise ein Driftwert sein, der dem Mittelwert der Driftwerte aller Einzelpixel im gesamten Röntgendetektor entspricht. Auch ist es möglich den Zieldriftwert auf den vorzugsweisen Wert Null zu setzen.

[0035] Bei dem Schritt 2.III wird der Parameter A eingestellt, der den Kompromiss aus Signaldrift und Dosisnutzung (bzw. SNR) des resultierenden Makropixelsignals regelt. Dieser Parameter kann beispielsweise von einem Fachmann definiert werden.

[0036] Bei dem Schritt 2.IV wird die Gewichtung w_i der einzelnen Pixelsignale unter Berücksichtigung einer sowohl die Signaldrift als auch die Dosisnutzung (bzw. das SNR) des resultierenden Makropixelsignals berücksichtigenden Funktion, welche eine Funktion in Abhängigkeit von der Gewichtung w_i der Pixelsignale und von den ermittelten Werten der geometrischen Effizienz e_i , des Zieldriftwerts t und des festgelegten Parameters λ darstellt, ermittelt. Genauer gesagt, wird bei dem veranschaulichten Ausführungsbeispiel eine die Reduktion der Dosisnutzung der einfallenden Röntgenstrahlung wiedergebende Funktion, welche durch Gleichung 1 gegeben ist, minimiert. Die Minimierung kann mittels bekannter Minimierungsverfahren durchgeführt werden. Beispiele für solche Minimierungsverfahren sind Downhill Simplex oder die Stochastische Minimierung.

[0037] Schließlich wird bei dem Schritt 2.V die eigentliche Röntgenmessung bzw. Abbildung eines Teilbereichs eines Untersuchungsobjekts durchgeführt, wobei bei der Addition der einzelnen Pixelsignale s_i zu Makropixelsignalen eine Gewichtung auf Basis der ermittelten Gewichtungen w_i durchgeführt

wird. Konkret werden also die Makropixelsignale S nach der Formel

$$S = \sum_{i=1}^1 w_i \cdot s_i \quad (3)$$

berechnet. Durch die optimierte Gewichtung der einzelnen Pixelsignale wird bei gleichzeitiger Begrenzung der Drift der Signale der Makropixel eine gute Dosiseffizienz erzielt. Das Verfahren wird bei einer Anzahl von n Makropixeln entsprechend für alle der n Makropixel angewandt.

[0038] In **Fig. 3** ist schematisch der Aufbau einer Signalerfassungseinrichtung **30** gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung gezeigt. Die Signalerfassungseinrichtung **30** ist beispielhaft für die Erfassung der Signale von 9 Pixeln, welche gemeinsam ein Makropixel bilden, veranschaulicht. Die Signalerfassungseinrichtung **30** umfasst eine Parameterermittlungseinheit **31** zum Ermitteln der geometrischen Effizienz e_i , des Signaldriftfaktors d_i der einzelnen Pixel **4** und eines Zieldriftwerts t . Der Zieldriftwert kann frei gewählt werden. Die genannten Werte können experimentell bestimmt werden. Der Detektor wird dabei beispielsweise mit einer definierten Strahlungsdosis beaufschlagt und aus den dabei erfassten einzelnen Signalen s_i und aus der zeitlichen Änderung dieser Signale wird auf die genannten Parameter geschlossen. Eine Signaldriftfestlegungseinheit **32** legt einen Parameter λ fest, welcher einen Kompromiss aus einer erlaubten Drift der Makropixelsignale S und der Dosisnutzung (bzw. SNR) darstellt. Der Parameter λ sowie der Zieldriftwert t können auch von außen, d.h. vom Benutzer vorgegeben werden.

[0039] Eine Optimierungseinheit **33** empfängt die ermittelten und festgelegten Parameterwerte von der Parameterermittlungseinheit **31** und von der Driftfestlegungseinheit **32** und ermittelt eine Gewichtung w_i der einzelnen Pixelsignale s_i unter Berücksichtigung einer sowohl die Signaldrift als auch die Dosisnutzung (bzw. das SNR) des resultierenden Makropixelsignals berücksichtigenden Funktion $f(w_i)$ (siehe Gleichung 1), welche eine Funktion in Abhängigkeit von den Gewichtungen w_i der einzelnen Pixelsignale s_i und von den ermittelten Werten der geometrischen Effizienz e_i , des Zieldriftwerts t und des festgelegten Parameters λ darstellt.

[0040] Eine Signalgewichtungseinheit **34** gewichtet die bei der eigentlichen Messung einer Röntgenstrahlendosis erfassten Signale s_i von den einzelnen Pixeln **4**. Bei diesem Vorgang werden die einzelnen Pixelsignale s_i mit den von der Optimierungseinheit **33** ermittelten Gewichtungen w_i multipliziert.

[0041] Die gewichteten Signale $s_i \cdot w_i$ werden anschließend von einer Summationseinheit **35** zu einem Makropixelsignal S gemäß Gleichung 3 addiert.

[0042] In **Fig. 4** ist ein Röntgendetektor **40** gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung mit nur einem Makropixel schematisch gezeigt. Selbstverständlich haben Detektoren in der Praxis eine Vielzahl von Makropixeln. In der Praxis werden also entweder jedem der Makropixel jeweils eine der beschriebenen Signalerfassungseinrichtungen **30** zugeordnet oder eine Signalerfassungseinrichtung **30** erfasst per Multiplexing eine Vielzahl von Makropixelsignalen.

[0043] Der in **Fig. 4** gezeigte Röntgendetektor **40** umfasst Halbleitermaterial **2** in Form eines Einkristalls als Detektormaterial. Das Halbleitermaterial ist auf der einen Seite mit einer Metallfläche bedeckt, die einen elektrischen Rückseitenkontakt **3** bildet. An dem Rückseitenkontakt liegt eine Spannung HV an.

[0044] Die gegenüberliegende Seite des Einkristalls **2** ist mit einer strukturierten Metallisierung bedeckt, deren einzelne Teilflächen als Pixelkontakte **4** ausgebildet sind und in ihrer Gesamtheit eine Pixelmatrix bilden. Die Größe und die Abstände der Pixelkontakte bestimmen zusammen mit weiteren Materialparametern des Halbleitermaterials das maximale Ortsauflösungsvermögen des Detektors **1**. Die einzelnen Pixelkontakte **4** sind jeweils an separate Auslese-Elektronikschaltungen **5** angeschlossen, mit denen Messsignale $S_1 \dots S_9$ detektiert werden. Weiterhin umfasst der Detektor **40** eine erfindungsgemäße Signalerfassungseinrichtung **30**, mit der die Messsignale $S_1 \dots S_9$ nach dem erfindungsgemäßen Verfahren gewichtet und zu einem Makropixelsignal S zusammengefasst werden. Anschließend wird das Makropixelsignal S mit anderen Makropixelsignalen S , falls der Detektor eine Vielzahl von Makropixeln aufweist, zu Rohdaten RD kombiniert (nicht gezeigt).

[0045] **Fig. 5** zeigt grob schematisch ein Computertomographiesystem **50** gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung, welches den erfindungsgemäßen Röntgendetektor **40** aufweist. Das Computertomographiesystem **50** weist in üblicher Weise einen Scanner **52** mit einer Gantry auf, in der eine Röntgenquelle **53** rotiert, die jeweils einen Patienten durchstrahlt, welcher mittels einer Liege **55** in einen Messraum der Gantry hineingeschoben wird, so dass die Strahlung auf einen der Röntgenquelle **53** jeweils gegenüberliegenden erfindungsgemäßen Detektor **40** trifft. Es wird ausdrücklich darauf hingewiesen, dass es sich bei dem Ausführungsbeispiel gemäß **Fig. 5** nur um ein Beispiel eines CTs handelt und die Erfindung auch an beliebigen CT-Konstruktionen, beispielsweise mit ringförmigem feststehendem Röntgendetektor und/oder mehreren Röntgenquellen genutzt werden kann.

[0046] Das Computertomographiesystem **50** weist auch eine Steuereinrichtung **60** auf. Grundsätzlich sind derartige CT-Systeme und zugehörige Steuereinrichtungen dem Fachmann bekannt und brauchen daher nicht im Detail erläutert zu werden.

[0047] Eine Komponente der Steuereinrichtung **60** ist hier ein Prozessor **61**, auf dem verschiedene Komponenten in Form von Softwaremodulen realisiert sind. Die Steuereinrichtung **60** weist weiterhin eine Terminalschnittstelle **64** auf, an die ein Terminal **70** angeschlossen ist, über das ein Bediener die Steuereinrichtung **60** und somit das Computertomographiesystem **50** bedienen kann. Eine weitere Schnittstelle **65** ist eine Netzwerkschnittstelle zum Anschluss an einen Datenbus **71**, um so eine Verbindung zu einem RIS bzw. PACS herzustellen. Über diesen Bus **71** können beispielsweise Messanforderungsbefehle übernommen und dann mittels des Terminals **70** für eine durchzuführende Messung selektiert werden.

[0048] Über eine Steuerschnittstelle **63** kann von der Steuereinrichtung **60** der Scanner **52** angesteuert werden, d. h. es werden z. B. die Rotationsgeschwindigkeit der Gantry, die Verschiebung der Patientenliege **55** und die Röntgenquelle **53** selbst gesteuert. Über eine Akquisitionsschnittstelle **62** werden die Rohdaten RD aus dem Detektor **40** ausgelesen. Weiterhin weist die Steuereinrichtung **60** eine Speichereinheit **66** auf, in der u. a. verschiedene Messprotokolle MP hinterlegt sind.

[0049] Als eine Softwarekomponente ist auf dem Prozessor **61** u. a. eine Messsteuereinheit **67** implementiert. Diese Messsteuereinheit **67** steuert über die Steuerschnittstelle **63** auf Basis eines oder mehrerer ausgewählter Messprotokolle MP, welche ggf. vom Bediener über das Terminal **70** modifiziert wurden, den Scanner **52** an, um eine Messung durchzuführen und Daten zu akquirieren.

[0050] Eine weitere Komponente auf dem Prozessor **61** ist eine Bilddaten-Rekonstruktionseinheit **68**, mit welcher aus den über die Datenakquisitions-Schnittstelle **62** erhaltenen Rohdaten RD die gewünschten Bilddaten rekonstruiert werden. Die rekonstruierten Bilddaten BD können dann beispielsweise in der Speichereinheit **66** hinterlegt bzw. zwischengespeichert werden. Sie können zudem sofort bzw. später von der Speichereinheit **66** aus über den Datenbus **71** an Befundungsstationen, Massenspeichereinheiten oder sonstige Ausgabeeinheiten und Workstations übermittelt werden, d. h. sie können letztlich dem PACS übergeben werden.

[0051] Bevorzugt sind die Teilkomponenten der erfindungsgemäßen Signalerfassungseinrichtung **30** in dem Detektor **40** installiert. Alternativ können jedoch auch Teile dieser Signalerfassungseinrichtung **30**, wie zum Beispiel die Parameterermittlungseinheit

31, die Signaldriftfestlegungseinheit **32**, die Optimierungseinheit **33** sowie die Signalgewichtungseinheit **34** ganz oder teilweise in Form von Softwaremodulen in einem Prozessor der Steuereinrichtung **60** realisiert bzw. in einem zugehörigen Speicher oder auf dem Terminal **70** abgespeichert werden.

[0052] Es wird abschließend noch einmal darauf hingewiesen, dass es sich bei den zuvor beschriebenen detaillierten Verfahren und Vorrichtungen um Ausführungsbeispiele handelt und dass das Grundprinzip auch in weiten Bereichen vom Fachmann variiert werden kann, ohne den Bereich der Erfindung zu verlassen, soweit er durch die Ansprüche vorgegeben ist. So könnte, wie bereits erwähnt, beispielsweise die Signalerfassungseinrichtung **30** anstatt in dem Detektor **40** auch als Teil der Steuereinrichtung **60** eines Computertomographiesystems **50** realisiert sein oder als Software in einem dem Detektor **40** oder der Steuereinrichtung **60** eines einem Computertomographiesystem **50** zugeordneten Prozesssystems realisiert sein. Es wird der Vollständigkeit halber auch darauf hingewiesen, dass die Verwendung der unbestimmten Artikel „ein“ bzw. „eine“ nicht ausschließt, dass die betreffenden Merkmale auch mehrfach vorhanden sein können. Ebenso schließt der Begriff „Einheit“ nicht aus, dass diese aus mehreren Komponenten besteht, die gegebenenfalls auch räumlich verteilt sein können.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Einstellen der Erfassung eines Makropixelsignals (S) eines Röntgendetektors (40) mit einer Mehrzahl von Pixeln (4), welche jeweils zu mindestens einem Makropixel zusammengefasst sind und jeweils Einzelsignale (s_i) erfassen, aufweisend die Schritte:

- Ermitteln der geometrischen Effizienz (e_i) und des Signaldriftfaktors (d_i) der einzelnen Pixel (4),
- Ermitteln des Zieldriftwerts (t),
- Festlegen eines Parameters (λ), welcher einen Kompromiss aus einer erlaubten Drift der Makropixelsignale (S) und der erzielbaren Dosiseffizienz einstellt,
- Ermitteln von Gewichtungen (w_i) der einzelnen Pixelsignale (s_i) unter Berücksichtigung einer sowohl die Signaldrift als auch die Dosisnutzung des resultierenden Makropixelsignals berücksichtigenden Funktion ($f(w_i)$) in Abhängigkeit von den Gewichtungen (w_i) der Pixelsignale (s_i) und von den ermittelten Werten der geometrischen Effizienz (e_i), des Zieldriftwerts (t) und des festgelegten Parameters (λ),
- Festlegen einer gewichteten Addition der einzelnen Pixelsignale (s_i) zu Makropixelsignalen (S) auf Basis der ermittelten Gewichtungen (w_i).

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei der Zieldriftwert (t) auf den Wert Null festgelegt wird.

3. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 oder 2, wobei ein Minimalwert der sowohl die Signaldrift als auch die Dosisnutzung des resultierenden Makropixelsignals (S) berücksichtigenden Funktion ($f(w_i)$) ermittelt wird.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, wobei die sowohl die Signaldrift als auch die Dosisnutzung des resultierenden Makropixelsignals (S) berücksichtigende Funktion ($f(w_i)$) lautet:

$$f(w_i) = \lambda \left(\frac{\sum_{i=1}^l d_i \cdot e_i \cdot w_i}{\sum_{i=1}^l e_i \cdot w_i} - t \right)^2 + \left(\frac{\sqrt{\sum_{i=1}^l e_i \cdot w_i^2}}{\sum_{i=1}^l e_i \cdot w_i} \cdot \sqrt{\sum_{i=1}^l e_i - 1} \right)^2$$

wobei e_i die geometrische Effizienz, d_i der Signaldriftfaktor und t der Zieldriftwert ist, λ einen Kompromiss aus einer erlaubten Drift der Makropixelsignale (S) und der erzielbaren Dosiseffizienz einstellt, w_i die Gewichtung der einzelnen Pixelsignale (s_i) darstellt und l die Anzahl der Pixel (4), welche zu einem Makropixel zusammengefasst sind, angibt.

5. Verfahren zum Erfassen eines Makropixelsignals (S) eines Röntgendetektors (40) mit einer Mehrzahl von Pixeln (4), welche jeweils zu mindestens einem Makropixel zusammengefasst sind und jeweils Einzelsignale (s_i) erfassen, aufweisend die Schritte:

- Durchführen des Verfahrens (200) nach einem der Ansprüche 1 bis 4,
- Erfassen von Signalen (s_i) von einer Mehrzahl von Pixeln (4),
- Zusammenfassen der erfassten Signale (s_i) durch eine gewichtete Addition der Signale mit Hilfe der ermittelten Gewichtungen (w_i) zu einem Makropixelsignal (S).

6. Signalerfassungseinrichtung (30) zum Erfassen eines Makropixelsignals (S) eines Röntgendetektors (40) mit einer Mehrzahl von Pixeln (4), welche jeweils zu mindestens einem Makropixel zusammengefasst sind und jeweils Einzelsignale (s_i) erfassen, aufweisend:

- eine Parameterermittlungseinheit (31) zum Ermitteln der geometrischen Effizienz (e_i), des Signaldriftfaktors (d_i) der einzelnen Pixel (4) und eines Zieldriftwerts (t),
- eine Signaldriftfestlegungseinheit (32) zum Festlegen der maximalen Drift (λ) des Makropixelsignals (S),
- eine Optimierungseinheit (33) zum Ermitteln der Gewichtungen (w_i) der einzelnen Pixelsignale (s_i) unter Berücksichtigung einer sowohl die Signaldrift als auch die Dosisnutzung des resultierenden Makropixelsignals (S) berücksichtigenden Funktion ($f(w_i)$) in Abhängigkeit von den Gewichtungen (w_i) der Pixelsignale (s_i) und von den ermittelten Werten der geome-

trischen Effizienz des (e_i), Zieldriftwerts (t) und des festgelegten Parameters (λ),

- eine Signalgewichtungseinheit (34) zur gewichteten Addition der einzelnen Pixelsignale (s_i) zu Makropixelsignalen (S) auf Basis der ermittelten Gewichtungen (w_i).

7. Röntgendetektor (40), aufweisend eine Signalerfassungseinrichtung (30) nach Anspruch 6.

8. Röntgendetektor (40) nach Anspruch 7, wobei die Makropixel jeweils eine Gruppe von 9 oder 16 Einzelpixeln (4) umfassen.

9. Computertomographiesystem (50), aufweisend einen Röntgendetektor (40) nach Anspruch 7 oder 8.

10. Computerprogramm, welches direkt in einen Speicher eines Computertomographiesystems (50) ladbar ist, mit Programmcodeabschnitten, um alle Schritte eines Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 5 auszuführen, wenn das Programm in einem Prozessor ausgeführt wird.

Es folgen 5 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1 Stand der Technik

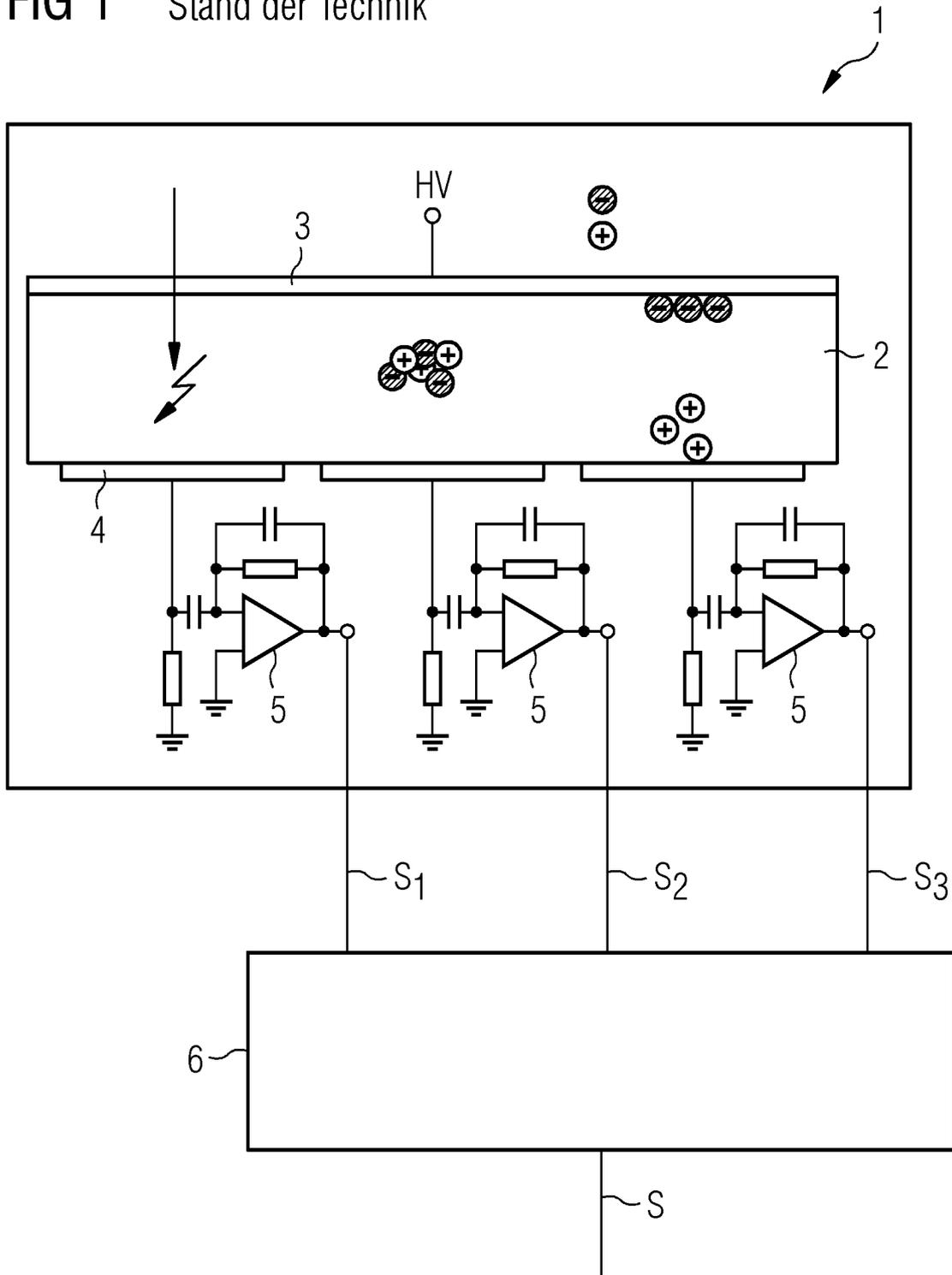


FIG 2

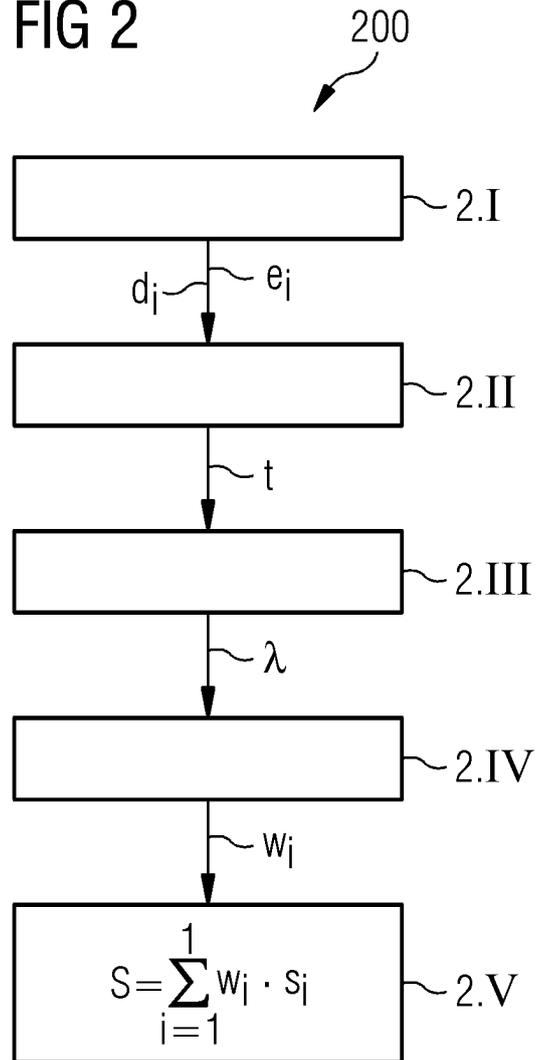


FIG 3

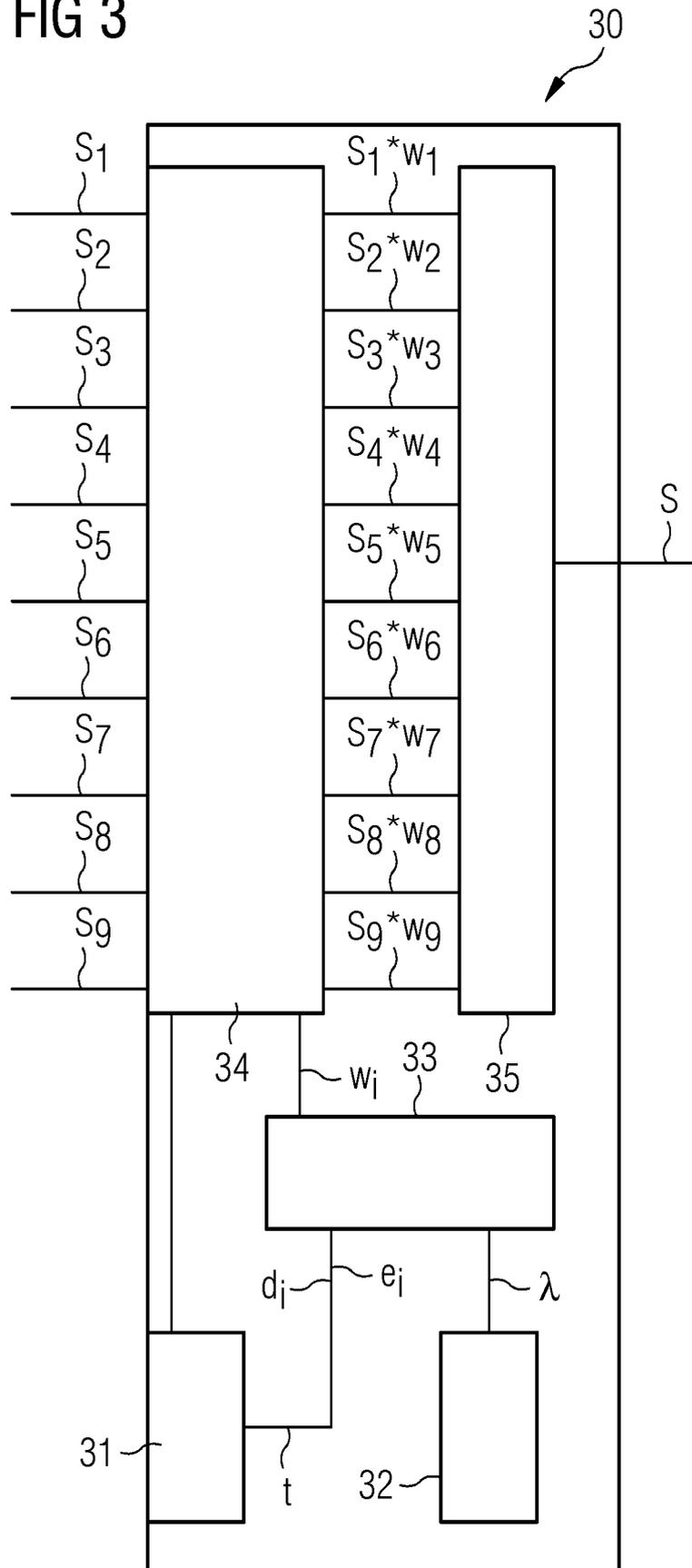


FIG 4

