



(10) **DE 10 2012 224 258 A1** 2014.06.26

(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2012 224 258.9**

(22) Anmeldetag: **21.12.2012**

(43) Offenlegungstag: **26.06.2014**

(51) Int Cl.: **G01N 23/04** (2006.01)

G01T 1/29 (2006.01)

A61B 6/03 (2006.01)

H05G 1/02 (2006.01)

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

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

(56) Ermittelter Stand der Technik:

DE	10 2006 017 290	A1
DE	10 2011 082 878	A1
US	2010 / 0 246 765	A1
US	2011 / 0 235 775	A1
US	5 812 629	A
EP	2 633 813	A1

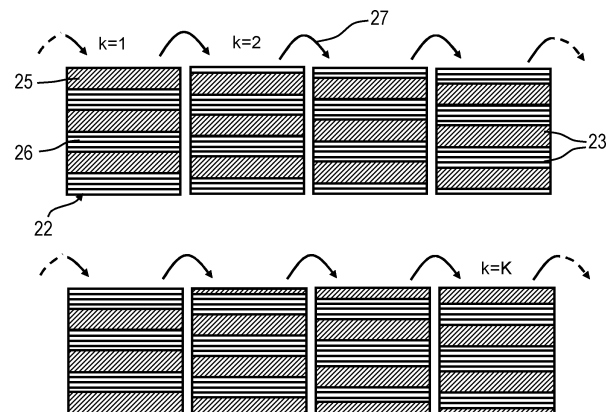
Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Röntgenaufnahmesystem zur differentiellen Phasenkontrast-Bildgebung eines Untersuchungsobjekts mit Phase-Stepping sowie angiographisches Untersuchungsverfahren**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Röntgenaufnahmesystem zur differentiellen Phasenkontrast-Bildgebung eines Untersuchungsobjekts (6) mit zumindest einem Röntgenstrahler (3) zur Erzeugung von quasi-kohärenter Röntgenstrahlung, einem Röntgenbilddetektor (4) mit in einer Matrix angeordneten Pixeln (22, 23), einem Beugungs- oder Phasengitter (17), welches zwischen dem Untersuchungsobjekt (6) und dem Röntgenbilddetektor (4) angeordnet ist. Erfindungsgemäß kann der Röntgenbilddetektor (4) eine Detektorschicht mit einer Matrix aus x Gesamtpixeln (22) aufweisen, die derart strukturiert ist, dass die Gesamtpixel (22) in einer Analyserichtung, die senkrecht auf die Gitterlinien des Beugungs- oder Phasengitters (17) steht, in y Subpixel (23) unterteilt sind, die in einem Auslesevorgang derart gruppenweise ansteuer- und/oder auslesbar sind,

- dass in einem ersten Phasenschritt n Subpixel (25) zu Gruppen wirkungsmäßig zusammengefasst werden, wobei zwischen den Gruppen m Subpixel (26) eines Gesamtpixels (22) nicht erfasst werden,
- dass in folgenden K-1 Phasenschritten jeweils wieder n Subpixel (23) zu Gruppen zusammengefasst werden, bis alle erforderlichen Kombinationen von Subpixel (23) erfasst worden sind, wobei die zusammengefassten Subpixel (25) um eine Schrittweite von jeweils p Subpixel (23) in Analyserichtung verschoben sind.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Röntgenaufnahmesystem zur differentiellen Phasenkontrast-Bildgebung eines Untersuchungsobjekts mit zumindest einem Röntgenstrahler zur Erzeugung von quasi-kohärenter Röntgenstrahlung, einem Röntgenbilddetektor mit in einer Matrix angeordneten Pixeln, einem Beugungs- oder Phasengitter, welches zwischen dem Untersuchungsobjekt und dem Röntgenbilddetektor angeordnet ist.

[0002] Die differentielle Phasenkontrast-Bildgebung stellt ein Bildgebungsverfahren dar, das insbesondere in der Talbot-Lau-Interferometer-Anordnung seit einiger Zeit viel Aufmerksamkeit bekommt. So ist beispielsweise in der Veröffentlichung von F. Pfeiffer et al. [1], "Hard X-ray dark-field imaging using a grating interferometer", Nature Materials 7, Seiten 134 bis 137, beschrieben, dass der Einsatz von röntgenoptischen Gittern einerseits die Aufnahme von Röntgenbildern im Phasenkontrast erlaubt, welche zusätzliche Informationen über ein Untersuchungsobjekt liefern. Andererseits besteht auch die Möglichkeit, dass zur Bildgebung nicht nur die Phaseninformation sondern auch die Amplitudeninformation gestreuter Strahlung verwendet werden. Hierdurch kann eine Bildgebung erzeugt werden, die ausschließlich auf den Streuanteilen der durch das Untersuchungsobjekt gebeugten Röntgenstrahlung basiert, also einer Kleinstwinkelstreuung. Hierdurch können sehr geringe Dichteunterschiede im Untersuchungsobjekt sehr hochauflösend dargestellt werden. Ähnliches ist auch Joseph J. Zambelli, et al. [2], "Radiation dose efficiency comparison between differential phase contrast CT and conventional absorption CT", Med. Phys. 37 (2010), Seiten 2473 bis 2479 zu entnehmen.

[0003] Die Wellennatur von Teilchen wie Röntgenquanten lässt die Beschreibung von Phänomenen wie Brechung und Reflexion mit Hilfe des komplexen Brechungsindex

$$n = 1 - \delta + i\beta$$

zu. Dabei beschreibt der Imaginärteil β die Absorption, die heutige klinische Röntgenbildgebung wie z. B. sie der Computertomographie, Angiographie, Radiographie, Fluoroskopie oder Mammographie zugrunde liegt, und der Realteil δ die Phasenverschiebung, die bei der differentiellen Phasen-Bildgebung betrachtet wird.

[0004] Aus der DE 10 2010 018 715 A1 ist ein Röntgenaufnahmesystem bekannt, bei dem zur qualitativ hochwertigen Röntgenabbildung ein Röntgenaufnahmesystem zur Phasenkontrast-Bildgebung eines Untersuchungsobjekts Verwendung findet, das zumindest einen Röntgenstrahler mit einer Vielzahl von Feldemissions-Röntgenquellen zur Aussendung einer

kohärenten Röntgenstrahlung, einen Röntgenbilddetektor, ein zwischen dem Untersuchungsobjekt und dem Röntgenbilddetektor angeordnetes Beugungsgitter G_1 und ein weiteres Gitter G_2 aufweist, welches zwischen dem Beugungsgitter G_1 und dem Röntgenbilddetektor angeordnet ist.

[0005] Ein Röntgenaufnahmesystem, mit dem sich eine differentielle Phasenkontrast-Bildgebung der eingangs genannten Art durchführen lässt, ist beispielsweise aus der US 7,500,784 B2 bekannt, das anhand der Fig. 1 erläutert ist.

[0006] Die Fig. 1 zeigt die typischen wesentlichen Merkmale eines Röntgenaufnahmesystems für eine interventionelle Suite mit einem von einem Ständer **1** in Form eines sechssachsigen Industrie- oder Knickarmroboters gehaltenen C-Bogen **2**, an dessen Enden eine Röntgenstrahlungsquelle, beispielsweise ein Röntgenstrahler **3** mit Röntgenröhre und Kollimator, und ein Röntgenbilddetektor **4** als Bildaufnahmeeinheit angebracht sind.

[0007] Mittels des beispielsweise aus der US 7,500,784 B2 bekannten Knickarmroboters, welcher bevorzugt sechs Drehachsen und damit sechs Freiheitsgrade aufweist, kann der C-Bogen **2** beliebig räumlich verstellt werden, zum Beispiel indem er um ein Drehzentrum zwischen dem Röntgenstrahler **3** und dem Röntgenbilddetektor **4** gedreht wird. Das erfindungsgemäße angiographische Röntgensystem **1** bis **4** ist insbesondere um Drehzentren und Drehachsen in der C-Bogen-Ebene des Röntgenbilddetektors **4** drehbar, bevorzugt um den Mittelpunkt des Röntgenbilddetektors **4** und um den Mittelpunkt des Röntgenbilddetektors **4** schneidende Drehachsen.

[0008] Der bekannte Knickarmroboter weist ein Grundgestell auf, welches beispielsweise auf einem Boden fest montiert ist. Daran ist drehbar um eine erste Drehachse ein Karussell befestigt. Am Karussell ist schwenkbar um eine zweite Drehachse eine Roboterschwinde angebracht, an der drehbar um eine dritte Drehachse ein Roboterarm befestigt ist. Am Ende des Roboterarms ist drehbar um eine vierte Drehachse eine Roboterhand angebracht. Die Roboterhand weist ein Befestigungselement für den C-Bogen **2** auf, welches um eine fünfte Drehachse schwenkbar und um eine senkrecht dazu verlaufende sechste Rotationsachse rotierbar ist.

[0009] Die Realisierung der Röntgendiagnostikeinrichtung ist nicht auf den Industrieroboter angewiesen. Es können auch übliche C-Bogen-Geräte Verwendung finden.

[0010] Der Röntgenbilddetektor **4** kann ein rechteckiger oder quadratischer, flacher Halbleiterdetektor sein, der vorzugsweise aus amorphem Silizium (a-Si) erstellt ist. Es können aber auch integrierende

und eventuell zählende CMOS-Detektoren Anwendung finden.

[0011] Im Strahlengang des Röntgenstrahlers **3** befindet sich auf einer Tischplatte **5** eines Patientenlagerungstisches ein zu untersuchender Patient **6** als Untersuchungsobjekt. An der Röntgendiagnostikeinrichtung ist eine Systemsteuerungseinheit **7** mit einem Bildsystem **8** angeschlossen, das die Bildsignale des Röntgenbilddetektors **4** empfängt und verarbeitet (Bedienelemente sind beispielsweise nicht dargestellt). Die Röntgenbilder können dann auf Displays einer Monitorampel **9** betrachtet werden. In der Systemsteuerungseinheit **7** ist weiterhin eine bekannte Vorrichtung **10** vorgesehen, deren Funktion noch genauer beschrieben wird.

[0012] Anstelle des in **Fig. 1** beispielsweise dargestellten Röntgensystems mit dem Ständer **1** in Form des sechsachsigen Industrie- oder Knickarmroboters kann, wie in **Fig. 2** vereinfacht dargestellt, das angiographische Röntgensystem auch eine normale decken- oder bodenmontierte Halterung für den C-Bogen **2** aufweisen.

[0013] Anstelle des beispielsweise dargestellten C-Bogens **2** kann das angiographische Röntgensystem auch getrennte decken- und/oder bodenmontierte Halterungen für den Röntgenstrahler **3** und den Röntgenbilddetektor **4** aufweisen, die beispielsweise elektronisch starr gekoppelt sind.

[0014] In den heute im Fokus stehenden Anordnungen für die klinische Phasenkontrast-Bildgebung werden konventionelle Röntgenröhren, heute verfügbare Röntgenbilddetektoren, wie sie beispielsweise von Martin Spahn [3] in "Digitale Röntgenbilddetektoren in der Röntgendiagnostik", Radiologe 43 (2003), Seiten 340 bis 350 beschrieben sind, und drei Gitter G_0 , G_1 und G_2 verwendet, wie dies nachfolgend anhand der **Fig. 2** näher erläutert wird, die einen schematischen Aufbau eines Talbot-Lau-Interferometers für die differentielle Phasenkontrast-Bildgebung mit ausgedehntem Röhrenfokus, Gittern G_0 , G_1 und G_2 und pixeliertem Röntgenbilddetektor zeigt.

[0015] Die von einem Röhrenfokus **11** des nicht-kohärenten Röntgenstrahlers **3** ausgehenden Röntgenstrahlen **12** durchdringen zur Erzeugung kohärenter Strahlung ein Absorptionsgitter **13** (G_0), das die örtliche Kohärenz der Röntgenstrahlungsquelle bewirkt, sowie ein Untersuchungsobjekt **14**, beispielsweise den Patienten **6**. Durch das Untersuchungsobjekt **14** wird die Wellenfront der Röntgenstrahlen **12** durch Phasenverschiebung derart abgelenkt, wie dies die Normale **15** der Wellenfront ohne Phasenverschiebung, d. h. ohne Objekt, und die Normale **16** der Wellenfront mit Phasenverschiebung verdeutlichen. Anschließend durchläuft die Phasenverschobene Wellenfront ein Beugungs- oder Phasengitter

17 (G_1) mit einer an die typische Energie des Röntgenspektrums angepassten Gitterkonstanten zur Erzeugung von Interferenzlinien und wiederum ein absorbierendes Analysatorgitter **18** (G_2) zum Auslesen des erzeugten Interferenzmusters. Die Gitterkonstante des Analysatorgitters **18** ist derjenigen des Phasengitters **17** und der restlichen Geometrie der Anordnung angepasst. Das Analysatorgitter **18** ist z. B. im ersten oder n-ten Talbot-Abstand angeordnet. Das Analysatorgitter **18** konvertiert dabei das Interferenzmuster in ein Intensitätsmuster, das vom Detektor gemessen werden kann. Typische Gitterkonstanten für klinische Anwendungen liegen bei wenigen μm , wie dies auch beispielsweise den zitierten Literaturstellen [1, 2] zu entnehmen ist.

[0016] Ist der Röhrenfokus **11** der Strahlenquelle hinreichend klein und die erzeugte Strahlungsleistung dennoch ausreichend groß, kann eventuell auf das erste Gitter G_0 , das Absorptionsgitter **13**, verzichtet werden, wie das gegeben ist, wenn als Röntgenstrahler **3** beispielsweise eine Vielzahl von Feldemissions-Röntgenquellen vorgesehen sind, wie dies aus der nachfolgend beschriebenen DE 10 2010 018 715 A1 bekannt ist.

[0017] Die differentielle Phasenverschiebung wird nun für jedes Pixel des Röntgenbilddetektors **4** dadurch bestimmt, dass durch ein sogenanntes "Phase-Stepping" **19**, das durch einen Pfeil angedeutet wird, das Analysatorgitter **18** G_2 in mehreren Schritten um einen entsprechenden Bruchteil der Gitterkonstanten senkrecht zur Strahlungsrichtung der Röntgenstrahlen **12** und lateral zur Anordnung der Gitterstruktur verschoben wird und das für diese Konfiguration während der Aufnahme entstehende Signal S_k im Pixel des Röntgenbilddetektors **4** gemessen und damit das entstandene Interferenzmuster abgetastet wird. Für jedes Pixel werden dann die Parameter einer die Modulation beschreibenden Funktion (z. B. Sinus-Funktion) durch ein geeignetes Fitverfahren, einem Anpassungs- oder Ausgleichsverfahren, an die so gemessenen Signale S_k bestimmt. Die Visibilität, d. h. die normierte Differenz aus maximalem und minimalem Signal, ist dabei ein Maß zur Charakterisierung der Qualität eines Talbot-Lau-Interferometers. Sie ist definiert als Kontrast der abgetasteten Modulation

$$V = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}} = \frac{A}{\bar{I}}.$$

[0018] Weiterhin bezeichnen in dieser Gleichung A die Amplitude und \bar{I} die mittlere Intensität. Die Visibilität kann Werte zwischen Null und Eins annehmen, da alle Größen positiv sind und $I_{\max} > I_{\min}$ ist. In einem realen Interferometer gilt außerdem $I_{\min} > 0$, sodass der Wertebereich von V sinnvoll ausgeschöpft ist. Minimalintensitäten größer Null und alle nicht idealen Eigenschaften und Mängel des Interferometers führen zu einer Verringerung der Visibilität.

Als dritte Information, die über die Visibilität definiert werden kann und durch diese Messart erzeugt wird, wird als Dunkelfeld bezeichnet. Das Dunkelfeld gibt das Verhältnis aus den Visibilitäten der Messung mit Objekt und denen ohne Objekt an.

$$D = \frac{V_{\text{obj}}}{V_{\text{ref}}} = \frac{A_{\text{obj}} \cdot \bar{I}_{\text{ref}}}{A_{\text{ref}} \cdot \bar{I}_{\text{obj}}}$$

[0019] Aus dem Vergleich bestimmter abgeleiteter Größen aus den gefitteten Funktionen für jedes Pixel einmal mit und einmal ohne Objekt (oder Patient) können dann drei verschiedene Bilder erzeugt werden:

- (i) Absorptionsbild,
- (ii) differentielles Phasenkontrastbild (DPC) und
- (iii) Dunkelfeldbild (dark-field image).

[0020] Wenn im Folgenden von Bild gesprochen wird, ist gegebenenfalls das Triumvirat aus Absorptions-, DPC- und Dunkelfeldbild gemeint.

[0021] Die Realisierung des Verfahrens stellt viele Herausforderungen dar, hat aber insbesondere einen ganz entscheidenden Nachteil:

Das Analysatorgitter **18** G_2 muss in verschiedene Positionen verfahren und dann in jeder Position eine Röntgenakquisition durchgeführt werden. Ein solches Verfahren ist also für bewegte Objekte (wie nicht-anästhesierte Patienten oder Patientenorgane, z. B. Herz, Lunge) denkbar ungeeignet, wenn sich das Objekt zwischen den verschiedenen Messungen auch nur um geringe Distanzen bewegt. Ebenso ist ein solcher Aufbau wegen des mechanischen Verfahrens des Analysatorgitters **18**, des Phase-Steppings **19**, ungeeignet, um Echtzeit-Bildgebung bzw. Bildgebung mit höheren Bildfrequenzen von z. B. 15 Bildern pro Sekunde (B/s) oder auch 60 bis 100 B/s zu ermöglichen. Auch eine 3-D-Bildgebung, bei der Röntgenstrahler **3** mit Röntgenröhre und Röntgenbilddetektor **4** kontinuierlich um den Patienten **6** gedreht werden, ist so nicht möglich.

[0022] Die Erfindung geht von der Aufgabe aus, ein Röntgenaufnahmesystem der eingangs genannten Art derart auszubilden, dass eine echtzeitfähige Phasenkontrast-Bildgebung bei hohen Bildfrequenzen ermöglicht wird, wobei der Röntgenbilddetektor einen Aufbau aufweist, der keine mechanische Bewegung des Analysatorgitters G_2 oder des Röntgenbilddetektors vorsieht.

[0023] Die Aufgabe wird erfindungsgemäß für ein Röntgenaufnahmesystem der eingangs genannten Art durch die im Patentanspruch 1 angegebenen Merkmale gelöst. Vorteilhafte Ausbildungen sind in den abhängigen Patentansprüchen angegeben.

[0024] Die Aufgabe wird für ein Röntgenaufnahmesystem erfindungsgemäß dadurch gelöst, dass der Röntgenbilddetektor eine Detektorschicht mit einer Matrix aus x Gesamtpixeln aufweist, die derart strukturiert ist, dass die Gesamtpixel in einer Analyserichtung, die senkrecht auf die Gitterlinien des Beugungs- oder Phasengitters G_1 steht, in y Subpixel unterteilt sind, die in einem Auslesevorgang derart gruppenweise ansteuer- und/oder auslesbar sind,

- dass in einem ersten Phasenschritt n Subpixel zu Gruppen wirkungsmäßig zusammengefasst werden, wobei zwischen den Gruppen m Subpixel eines Gesamtpixels nicht erfasst werden, und

- dass in folgenden $K-1$ Phasenschritten jeweils wieder n Subpixel zu Gruppen zusammengefasst werden, bis alle erforderlichen Kombinationen von Subpixel erfasst worden sind, wobei die zusammengefassten Subpixel um eine Schrittweite von jeweils p Subpixel in Analyserichtung verschoben sind.

[0025] Bei der Lösung der Aufgabe wird die übliche Bewegung des Analysatorgitters G_2 , welches das Interferenzmuster abtastet, durch unterschiedliche Gruppierungen von Subpixel verwirklicht.

[0026] Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, wenn der Röntgenstrahler zur Erzeugung von quasi-kohärenter Röntgenstrahlung ein Absorptionsgitter G_0 aufweist.

[0027] In vorteilhafter Weise kann der Röntgenstrahler zur Erzeugung von quasi-kohärenter Röntgenstrahlung eine Vielzahl von Feldemissions-Röntgenquellen oder eine genügend leistungsstarke Mikrofokusquelle aufweisen.

[0028] Eine schnelle Untersuchung wird ermöglicht, wenn in dem Auslesevorgang alle Subpixel unabhängig ein einziges Mal ausgelesen und deren Ausgangssignale gespeichert werden, dass die Ausgangssignale der Subpixel in mehreren Phasenschritten gruppenweise zusammengefasst werden, wobei in aufeinanderfolgenden Phasen die Kombinationen der Ausgangssignale der Subpixel jeweils um p Subpixel in Wirk- oder Analyserichtung verschoben sind.

[0029] Alternativ können in dem Auslesevorgang benachbarte Subpixel in einem Gesamtpixel kombiniert und diese Signale ausgelesen werden, wobei in aufeinanderfolgenden Phasen die Kombinationen der Ausgangssignale der Subpixel jeweils um p Subpixel in Wirk- oder Analyserichtung verschoben sind, oder in dem Auslesevorgang alle für einen Phasenschritt aktivierten Subpixel eines Gesamtpixels zusammengefasst und das Gesamtsignal aller erforderlichen Subpixel des Gesamtpixels für diesen Phasenschritt ausgelesen werden.

[0030] Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, wenn der Röntgenbilddetektor ein integrierender Detektor mit indirekter Konversion der Röntgenquanten mittels Csl als Detektormaterial und CMOS für die Photodioden- und Auslese-Struktur ist oder als Photonen-zählender Detektor mit direkter Konversion der Röntgenquanten implementiert ist.

[0031] Die Aufgabe wird für ein angiographisches Untersuchungsverfahren eines Patienten mit einem oben genannten Röntgenaufnahmesystem zerstörungsfreiem Auslesen der Bildinformationen des Röntgenbilddetektors erfindungsgemäß durch folgende Schritte gelöst:

- S1) Durchführung einer Röntgen-Akquisition,
- S2) iterative Definition von kombinierten Pixeln aus Gesamtpixeln und Subpixeln,
- S3) zerstörungsfreies Auslesen der Bildinformationen des Röntgenbilddetektors,
- S4) Feststellung in einer ersten Abfrage, ob alle erforderlichen Kombinationen der Gesamtpixel und Subpixel erreicht sind,
- S5) Verneinendenfalls Rückkehr zu S2) und erneute iterative Definition von kombinierten Pixeln aus Gesamtpixeln und Subpixeln,
- S6) Bejahendenfalls Durchführung einer Bildverarbeitung,
- S7) Bestimmung in einer zweiten Abfrage, ob noch weitere Bilder erforderlich sind,
- S8) Bejahendenfalls Rückkehr zu S1) und erneute Röntgen-Akquisition und
- S9) Verneinendenfalls Einleitung des Prozessendes und Beendigung von Akquisition von Daten.

[0032] Die Aufgabe wird für ein angiographisches Untersuchungsverfahren eines Patienten mit einem oben genannten Röntgenaufnahmesystem mit nicht-zerstörungsfreiem Auslesen der Bildinformationen des Röntgenbilddetektors erfindungsgemäß durch folgende Schritte gelöst:

- S1) Durchführung einer Röntgen-Akquisition,
- S2) iterative Definition von kombinierten Pixeln aus Gesamtpixeln und Subpixeln,
- S3) nicht-zerstörungsfreies Auslesen der Bildinformationen des Röntgenbilddetektors,
- S4) Feststellung in einer ersten Abfrage, ob alle erforderlichen Kombinationen der Gesamtpixel und Subpixel erreicht sind,
- S5) Verneinendenfalls Rückkehr zu S1) und erneute Röntgen-Akquisition,
- S6) Bejahendenfalls Durchführung einer Bildverarbeitung,
- S7) Bestimmung in einer zweiten Abfrage, ob noch weitere Bilder erforderlich sind,
- S8) Bejahendenfalls Rückkehr zu S1) und erneute Röntgen-Akquisition und
- S9) Verneinendenfalls Einleitung des Prozessendes **43** und Beendigung von Akquisition von Daten.

[0033] Die Erfindung ist nachfolgend anhand von in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispielen näher erläutert. Es zeigen:

[0034] Fig. 1 ein bekanntes C-Bogen-Angiographiesystem einer interventionellen Suite mit einem Industrieroboter als Tragvorrichtung,

[0035] Fig. 2 einen schematischen Aufbau eines bekannten Talbot-Lau-Interferometers für die differentielle Phasenkontrast-Bildgebung,

[0036] Fig. 3 eine schematische Darstellung eines generischen Detektoraufbaus in der Seitenansicht bestehend aus einer Matrix von in Subpixel unterteilte Gesamtpixel,

[0037] Fig. 4 den Detektoraufbau gemäß Fig. 3 in Draufsicht,

[0038] Fig. 5 eine schematische Darstellung eines generischen Detektoraufbaus gemäß Fig. 3 mit strukturiertem Detektormaterial, dessen Strukturen denen der Subpixel angepasst sind,

[0039] Fig. 6 eine schematische Darstellung der unterschiedlichen Kombinationen von Subpixel eines Gesamtpixels zur Erläuterung des erfindungsgemäßen Phase-Stepping in Draufsicht,

[0040] Fig. 7 eine schematische Darstellung der Verschaltung der Subpixel eines Gesamtpixels mit Signalquelle und Schaltvorrichtung bei drei aufeinanderfolgenden Phasenschritten,

[0041] Fig. 8 eine Implementierung als integrierender und indirekt-konvertierender Röntgenbilddetektor auf Basis von Csl und CMOS,

[0042] Fig. 9 schematische Teildarstellung von vier Gesamtpixeln mit als 3-Transistorenschaltung ausgeführte Subpixel,

[0043] Fig. 10 eine Darstellung zweier Gesamtpixelstrukturen bzw. zweier Teile von Gesamtpixelstrukturen in CMOS-Implementierung,

[0044] Fig. 11 ein Ablaufdiagramm der Röntgenakquisition, iterativen Definition von kombinierten Pixeln aus Gesamtpixeln und Subpixeln, zerstörungsfreiem Auslesen der Bildinformation sowie Bildweiterverarbeitung und

[0045] Fig. 12 ein Ablaufdiagramm der Röntgenakquisition, iterativen Definition von kombinierten Pixeln aus Gesamtpixeln und Subpixeln, Auslesen der Bildinformation und Bildweiterverarbeitung für den Fall eines nicht-zerstörungsfreien Auslesens.

[0046] Die **Fig. 3** und **Fig. 4** stellen einen generischen Detektoraufbau in der Seitenansicht (**Fig. 3**) und in Draufsicht (**Fig. 4**) schematisch dar. Die Röntgenquanten **20** fallen zur Umwandlung in sichtbares Licht auf eine Röntgenkonverterschicht **21**, hinter der in einer Schicht aus einem Halbleitermaterial Pixel **22** und **23** angeordnet sind.

[0047] Die Struktur der Pixel besteht aus einer Matrix aus gestrichelt dargestellten Gesamtpixeln **22**, die wiederum in mehrere Subpixel **23** in einer Richtung (Wirk- oder Analyse-Richtung), die senkrecht auf die Gitterlinien des Beugungs- oder Phasengitters **17** steht, unterteilt sind. Lateral benachbarte Subpixel **23** (rechts und links) können erfindungsgemäß beliebig miteinander kombiniert werden, wie dies nachfolgend noch beschrieben wird. Die Pixelstrukturgrößen für die Gesamtpixel **22** werden in den Dimensionen x und y mit G_x und G_y sowie für die Subpixel **23** mit S_x und S_y bezeichnet, wobei die Abmessungen G_x und S_x gleich sind.

[0048] Die **Fig. 5** stellt einen gegenüber der Ausführungsform gemäß **Fig. 3** alternativen generischen Detektoraufbau in der Seitenansicht schematisch dar, bei dem die Röntgenkonverterschicht **21** jedoch aus einem strukturierten Detektormaterial **24** besteht, wobei dessen Strukturen denen der Subpixel **23** angepasst sind.

[0049] In der **Fig. 6** sind aus den Subpixeln **23** eines Gesamtpixels **22** (bzw. eines Teils eines Gesamtpixels) ausgewählte Subpixel dargestellt, deren Signale für jeden elektronischen Phasen-Step ausgelesen und die im Weiteren als aktive oder aktivierte Subpixel **25** bezeichnet werden. Die Signale der für den aktuellen Phasen-Step bzw. Phasenschritt **27** abgewählten Subpixel, im Weiteren als nichtaktive Subpixel **26** bezeichnet, können unabhängig ausgelesen und/oder im Pixel teil- oder auch komplett vor Durchführung des Ausleseprozesses kombiniert werden. Das kombinierte Signal aller angewählten aktiven Subpixel **25** des Gesamtpixels **22** erzeugen das Pixelsignal für diesen Phasenschritt $k = 1$. Nach dem zerstörungsfreien Auslesen werden die Subpixel **25** und **26** dadurch neu kombiniert, dass alle aktiven Subpixel **25** um ein Subpixel **23** verschoben werden. Diese werden erneut in einem Phasenschritt $k = 2$ ausgelesen. Dieser Prozess wird mehrfach wiederholt, bis das elektronische Phase-Stepping ($1 \leq k \leq K$) abgeschlossen ist. Im obigen Beispiel werden $K = 8$ elektronische Phasenschritte **27** durchgeführt.

[0050] Bei der "konventionellen" Talbot-Lau Methode, wie sie anhand der **Fig. 2** erläutert wurde, wird das Analysatorgitter G_2 (**18**) schrittweise verschoben. Die Ortsfrequenz dieser Gitter ist wesentlich höher als die Ortsauflösung eines Pixel bzw. das Gitterspacing wesentlich kleiner (z. B. 2 oder 3 μm) als die Größe eines Pixels eines konventionellen Röntgen-

bilddetektors **4**, der dort verwendet werden kann (beispielsweise 200 μm). Das Analysatorgitter G_2 wird schrittweise verschoben und deckt dabei das Interferenzmuster, das durch das Beugungsgitter G_1 gebildet wird, schrittweise ab.

[0051] Bei dem vorliegenden Verfahren wird das dadurch gelöst, dass das "normale" Gesamtpixel **22** (z. B. 200 \times 200 μm^2) des Röntgenbilddetektors **4** in viele streifenförmige Subpixel **23** von beispielsweise 1 μm Breite unterteilt ist. Statt des mechanischen Verschiebens des Analysatorgitters G_2 , das im vorliegenden Fall eingespart werden kann, da es nicht mehr benötigt wird, werden verschiedene Subpixelbereiche, die jeweils aus einem oder mehreren Subpixeln bestehen können, definiert, ausgelesen und anschließend neu definiert.

[0052] Bei der exemplarischen Darstellung gemäß **Fig. 6** wird also ein Gesamtpixel **22** mit drei Gruppen von je vier aktiven Subpixeln **25** und vier nichtaktiven Subpixeln **26** unterteilt. Diese drei Gruppen werden in den acht aufeinanderfolgenden elektronischen Phasenschritten **27** in der Breite der Subpixel **23** nach unten bewegt, so dass sich jedes Mal eine neue Kombination (insgesamt acht) von aktiven Subpixeln **25** und nichtaktiven Subpixeln **26** ergeben.

[0053] Realistischweise sind es bei einer Subpixelbreite von beispielsweise 1 μm und einer Gesamtpixelgröße von beispielsweise 200 μm in einer Größenordnung von 50 bis 100 Gruppen von z. B. vier Subpixeln **23**, die sich in mehreren Phasenschritten über das Gesamtpixel **22** bewegen.

[0054] Die Anzahl der benachbarten n Subpixel **23**, die zusammengeschaltet werden sollen bzw. welcher Bereich an m Subpixeln **23** frei gelassen werden soll, hängt von der Breite der Subpixel **23** ab, die ja beispielsweise 0,5 μm , 1 μm , 1,5 μm oder 2 μm betragen kann. Auch ist die Anzahl der aktiven Subpixel **25** davon abhängig, wie viele elektronische Phasenschritte **27** gemacht werden sollen. Dabei wird eine Anzahl von $K = 4$ als Minimum gesehen, und bis zu $K = 8$ werden heute verwendet, um genügend unabhängige Messungen für einen Kurvenfit mit mindestens drei Variablen zu haben. Außerdem ist es abhängig vom Spektrum: höhere Röntgenenergien erzeugen feinere Interferenzmuster, weil die Quanten um kleine Winkel abgelenkt werden. D. h. bei gegebenem Röntgenbilddetektor **4** muss bei hohen Energien eventuell n auf drei oder zwei beschränkt werden.

[0055] Letztendlich ist es so, dass heute die Gitterkonstante von G_2 aus der Geometrie, den Abständen von G_0 , G_1 und Röntgenbilddetektor **4**, abgeleitet wird. Dies wird für eine Nominal-Röntgenenergie ausgelegt. Werden andere Energien oder breitere Spektren aufgrund der Applikation verwendet, ist der Aufbau suboptimal.

[0056] Entsprechend muss der Aufbau des Röntgenbilddetektors **4**, also insbesondere die Breite der Subpixel **23**, sich an die Gitterkonstante des nicht vorhandenen Analysatorgitters G_2 anlehnen. Da das Analysatorgitter G_2 pro Phasenschritt um einen Bruchteil seiner Gitterkonstante, die z. B. $5\ \mu\text{m}$ sei, also z. B. um $0,5$ bis zu $1\ \mu\text{m}$ verschoben würde, muss entsprechend die Subpixelbreite auch in etwa von dieser Größe sein.

[0057] Die **Fig. 7** zeigt eine schematische Darstellung der Verschaltung benachbarter Subpixel **23** mit Signalquelle und Verschaltungsvorrichtung eines Gesamtpixels **22** (wegen der Details verzerrt und nicht skalengerecht). Die Signale einer Signalquelle **28** der unterlegt dargestellten aktiven Subpixel **25** eines Gesamtpixels **22** werden ausgelesen, um einen elektronischen Phasenschritt **27** zu realisieren, indem Schalter **29** die Signalquelle **28** mit Auslese- oder Datenleitungen **30** verbinden. Hier sind drei solcher aufeinanderfolgender Phasenschritte und entsprechende Subpixelkombinationen gezeigt. Es sind drei Gruppen von jeweils zwei aktiven Subpixeln **25** und drei nichtaktiven Subpixeln **26** sowie drei Phasenschritte **27** gezeigt. Für das komplette Phase-Stepping werden jedoch K Phasenschritte **27** mit $k = 1$ bis $k = K$, mit z. B. $K = 4$ bis 8 , benötigt.

[0058] In der **Fig. 8** ist eine Implementierung als integrierender und indirekt-konvertierender Röntgenbilddetektor **4** auf Basis von Caesiumjodid (CsI) als Detektormaterial für die Röntgenkonverterschicht **21** und CMOS als Halbleiternmaterial für die Pixel **22** und **23** dargestellt. Die Röntgenkonverterschicht **21**, eine CsI-Schicht **31**, ist mittels einer optischen Ankopplungs- und Klebeschicht **32** mit der CMOS-Pixelstruktur **33** verbunden, die Photodioden, Subpixelverbindungen sowie Ausleseelektronik enthält. Die Pixel **22** und **23** der CMOS-Pixelstruktur **33** sind über elektrische Verbindungen **34** mit einer peripheren Detektorelektronik **35** verbunden.

[0059] Die **Fig. 9** zeigt schematisch einen Ausschnitt eines Röntgenbilddetektors **4** mit vier teilweise dargestellten Gesamtpixeln (P) mit als 3-Transistorenschaltung ausgeführten Subpixeln (PS), wobei für jedes Pixel ein Transistor T_r zum Rücksetzen (R_s , reset) der Photodiode, ein Transistor T_s zur Selektion der Zeile(n) (R , row) und ein Transistor T_{sf} als Source-Follower zum zerstörungsfreien Auslesen der Signale in Spaltenrichtung (C , column) vorgesehen sind. Die Darstellung in x- bzw. y-Richtung ist nicht maßstabsgerecht. Die Gesamtpixel **22** sind mit $P_{i,j}$ für das Gesamtpixel **22** in der i -ten Spalte C_i und der j -ten Gesamtpixelreihe R_j bezeichnet, wobei die Indices entsprechend hochgezählt werden. Die Subpixel sind mit $PS_{i,j,N}$ für das Subpixel in der i -ten Spalte C_i und in dem N -ten Gesamtpixel der j -ten Reihe $R_{j,N}$ bezeichnet.

[0060] Es kann aber auch das Gesamtsignal der zusammengeschalteten Subpixel **23**, die einem Gesamtpixel **22** zugeordnet sind, über eine gemeinsame Leitung pro Gesamtpixel **22** an die Peripherie geführt werden. Ebenso könnte die Ansteuerung der Subpixel **23** eines Gesamtpixels **22** mit einer Ansteuervorrichtung pro Gesamtpixel **22** erfolgen.

[0061] In der **Fig. 10** sind zwei Phasenschritte **27** zweier in x-Richtung benachbarter Gesamtpixelstrukturen bzw. zweier Teile von Gesamtpixelstrukturen in CMOS-Implementierung dargestellt, wobei durch entsprechende Adressierung der Zeilen über Ansteuerleitungen **36** eine analoge Summation der Signale der aktiven Subpixel **25** erzeugt wird.

[0062] Es sind zwei Gruppen von jeweils drei Subpixeln **25** gezeigt, die von drei nichtaktiven Subpixeln **26** benachbart sind. I. Allg. wird dies nur ein Ausschnitt von zwei Gesamtpixeln **22** sein, da ja, wie oben beschrieben, realistischerweise beispielsweise 200 Subpixel **23** pro Gesamtpixel **22** und z. B. 50 bis 100 Gruppen von aktiven Subpixeln **25** pro Gesamtpixel pro Phasenschritt **27** benötigt werden.

[0063] Die **Fig. 11** zeigt ein Ablaufdiagramm einer Röntgen-Akquisition, iterativen Definition von kombinierten Pixeln aus Gesamtpixeln und Subpixeln sowie zerstörungsfreiem Auslesen der Bildinformation und Bildweiterverarbeitung.

[0064] In einem ersten Verfahrensschritt erfolgt eine Röntgen-Akquisition **37**, die gemäß **Fig. 2** mit Ausnahme des fehlenden Analysatorgitters **18** (G_2) durchgeführt wird.

[0065] In einem zweiten Verfahrensschritt wird eine iterative Definition **38** von kombinierten Pixeln aus Gesamtpixeln **22** und Subpixeln **23** durchgeführt.

[0066] Der dritte Verfahrensschritt bewirkt ein zerstörungsfreies Auslesen **39** der Bildinformation.

[0067] In einer ersten Abfrage **40** als vierten Verfahrensschritt wird festgestellt, ob alle erforderlichen Kombinationen der Gesamtpixel **22** und Subpixel **23** erreicht sind.

[0068] Im Falle einer Verneinung wird zum zweiten Verfahrensschritt zurückgekehrt und erneut eine iterative Definition **38** von kombinierten Pixeln aus Gesamtpixeln **22** und Subpixeln **23** durchgeführt. Bejahendenfalls wird zuerst in einem fünften Verfahrensschritt eine Bildverarbeitung **41** durchgeführt.

[0069] Anschließend wird in einer zweiten Abfrage **42** bestimmt, ob noch weitere Bilder erforderlich sind.

[0070] Im Falle einer Bejahung wird zum ersten Verfahrensschritt zurückgekehrt und erneut eine Rönt-

gen-Akquisition **37** durchgeführt. Verneinendenfalls ist als letzter Verfahrensschritt das Prozessende **43** erreicht und die Akquisition von Daten wird beendet.

[0071] Der zweite Verfahrensschritt führt dabei gemäß den vorhergehenden Figuren mit deren Beschreibung wieder eine iterative Definition **38** von kombinierten Pixeln aus Gesamtpixeln **22** und Subpixeln **23** durch.

[0072] In der **Fig. 12** ist Ablaufdiagramm der Röntgen-Akquisition **37**, iterativen Definition von kombinierten Pixeln aus Gesamtpixeln und Subpixeln sowie dem Auslesen der Bildinformation und Bildweiterverarbeitung für den Fall eines nicht-zerstörungsfreien Auslesens dargestellt.

[0073] Der wesentliche Unterschied gegenüber dem Verfahrensablauf gemäß **Fig. 11** ist der dritte Verfahrensschritt, in dem ein nicht-zerstörungsfreies Auslesen **44** der Bildinformation durchgeführt wird. Dadurch bedingt muss nach dem Auslesen **44** nach einer verneinten ersten Abfrage **40** eine erneute Röntgen-Akquisition **37** mit den folgenden Verfahrensschritten durchgeführt werden.

[0074] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Röntgenaufnahmesystem mit einem Röntgenbilddetektor für echtzeitfähige differentielle Phasenkontrast-Bildgebung eines Untersuchungsobjekts bei hohen Bildfrequenzen durch sogenanntes "elektronisches" Phase-Stepping.

[0075] Statt einer mechanischen Bewegung des Analysatorgitters G_2 , wie dies beispielsweise aus der DE 10 2010 018 715 A1 bekannt ist, werden aber erfindungsgemäß ein geeigneter Detektoraufbau und ein elektronisches Verfahren der Ansteuerung des Röntgenbilddetektors im Zusammenhang mit der Röntgenakquisition vorgeschlagen.

[0076] Die Vorteile des "elektronischen" Phase-Steppings im Einzelnen sind:

- Es ermöglicht Echtzeit-Bildgebung und hohe Bildfrequenzen.
- Es ist mit aktueller Technologie, z. B. Csl und CMOS implementierbar.
- Es werden bei diesem Aufbau keine mechanischen Bewegungen benötigt, da das Phase-Stepping elektronisch realisiert wird.
- Die Komplexität des Röntgenbilddetektors gegenüber heutigen Röntgenbilddetektoren ist überschaubar.
- In einer Implementierungsvariante (Realisierung als indirekt-konvertierender integrierender Röntgenbilddetektor) kann im Wesentlichen der heute übliche Aufbau der Detektionsschicht oder Detektorschicht (z. B. Csl) verwendet werden, da lediglich die Photodiodenstruktur anzupassen ist. D. h., es ist keinerlei Strukturierung des Röntgenkonver-

ters nötig, anders als heute schon üblich (Nadelstruktur, um gute MTF und DQE zu bekommen).

- Systematische "Fehler" beispielsweise durch geringeren Füllfaktor (relativer Anteil der Photodiode an der Pixelgröße) der Subpixelstrukturen gegenüber der Gesamtpixelstruktur werden ausgeschlossen, da immer die gleiche Anzahl von Subpixel zum Gesamtpixel beiträgt und lediglich die "Position" verändert wird.

- Es wird in der bevorzugten Ausführung in CMOS mit "non-destructive readout" lediglich eine Röntgenakquisition benötigt. Es können die in den CMOS-Photodioden gespeicherten Signale der Gesamtpixel und Subpixel jeweils neu kombiniert werden, um das Signal des so definierten Gesamtpixels zu generieren und zerstörungsfrei auszulesen. Dieser "Gesamtpixel-Definitionsprozess" und Ausleseprozess kann also wegen des zerstörungsfreien Auslesens mehrfach ohne erneute Röntgenakquisition wiederholt werden.

[0077] Die folgenden Überlegungen werden zunächst für bekannte Aufbauten durchgeführt, die eindimensionale Gitter vorsehen, wie sie beispielsweise in der Literatur [1, 2] betrachtet wurden.

Implementierungsbeispiele:

[0078] Die oben beschriebenen **Fig. 3** bis **Fig. 8** zeigen relativ generische Darstellungen des Röntgenbilddetektors **4**. Die Darstellung gemäß **Fig. 3** geht dabei nicht auf den Ausleseprozess ein, sondern zeigt nur die Struktur des Röntgenbilddetektors **4**, die aus einer Matrix von Gesamtpixeln **22** besteht, die wiederum in viele Subpixel **23** unterteilt sind, wobei die Aufteilung wie auch die der Gitter G_0 , G_1 bzw. G_2 eindimensional ist, wie dies allgemein bei der Talbot-Lau-Methode der Fall ist. Erfindungsgemäß soll das Gitter G_2 ersetzt werden. Die Ausdehnung der Subpixel **23** in der senkrecht auf die Gitterlinien des Beugungs- oder Phasengitters **17** stehenden Richtung (Wirk- oder Analyserichtung) beschreibt also sowohl analoges als auch digitales elektronisches Phase-Stepping.

[0079] Die Signale der erforderlichen Subpixel **23** für einen gegebenen elektronischen Phasen-Step können in verschiedenen Varianten ausgelesen werden:

- a. Für jedes Subpixel **23** eine unabhängige Auslesung; eine Kombination der Signale erfolgt dann außerhalb der Detektormatrix. In diesem Fall muss nur ein einziges Mal ausgelesen werden, da die verschiedenen Phasenschritte peripher durch Kombination der entsprechenden Subpixelsignale dargestellt werden können.

- b. Benachbarte Subpixel **23** in einem Gesamtpixel **22** können kombiniert und diese Signale ausgelesen werden (in **Fig. 5** und **Fig. 6** wären das drei bzw. vier Subpixelbereiche für jeden elektronischen Phasenschritt **27**, die für jedes Pixel sepa-

rat ausgelesen werden). Die ausgelesenen kombinierten Signale benachbarter Subpixel **23** eines Gesamtpixel **22** werden außerhalb der Detektormatrix in ein Gesamtpixelsignal für diesen elektronischen Phasenschritt **27** zusammengefasst.

c. Alle für den aktuellen Phasenschritt **27** aktivierten Subpixel **25** eines Gesamtpixels **22** werden zusammengefasst und das Gesamtsignal aller erforderlichen Subpixel **25** des Gesamtpixels **22** für diesen elektronischen Phasenschritt **27** ausgelesen.

[0080] Es ist erst einmal nicht näher definiert, ob die Kombination bei b) oder c) von gewissen Subpixeln analog oder digital durchgeführt wird. Wichtig aber ist, dass durch das mehrfache Auslesen und/oder Kombinieren von Subpixeln **23** im Gesamtpixel **22** der Ausleseprozess zerstörungsfrei durchgeführt werden kann.

[0081] Anwendungen sind für die Mammographie, allgemeine Radiographie, Angiographie, Computertomographie denkbar. Zwei typische Beispiele sind im Folgenden gegeben.

[0082] Die Pixelstrukturgrößen für die Gesamtpixel **22** werden in den Dimensionen x und y mit G_x und G_y und für die Subpixel **23** mit S_x und S_y bezeichnet. Die Größe der Gesamtpixel **22** ist von der Applikation abhängig, beispielsweise

- i. $G_x = G_y = 50 - 100 \mu\text{m}$ für die Mammographie,
- ii. $G_x = G_y = 130 - 200 \mu\text{m}$ für Anwendungen aus der Radiographie, Angiographie, Chirurgie oder
- iii. $G_x = G_y = 300 - 1000 \mu\text{m}$ für Anwendungen aus der Computertomographie oder Flatpanel Cone-beam-CT.

[0083] Die Werte sind lediglich Anhaltspunkte und können darüber oder darunter liegen.

[0084] Die Ausdehnung der Subpixel **23** in der Analyserichtung (in **Fig. 3** und **Fig. 5** in x-Richtung, in **Fig. 4** in y-Richtung) hängen u. a. von der Applikation, dem Röntgenspektrum, der Geometrie des Aufbaus von Röntgenröhre, Gitter und Röntgenbilddetektor, den gewählten Gittern, insbesondere G_1 , und der Anzahl der erforderlichen elektronischen PhasenSteps ab. Eine typische Größenordnung von S_y beträgt etwa $1 \mu\text{m}$. Der Wert kann aber auch darunter oder darüber liegen. Die andere Dimension, S_x , stimmt bei eindimensionalen Gittern mit G_x überein.

[0085] Die **Fig. 5** zeigt einen Detektoraufbau, bei dem die Struktur des Detektormaterials **24** der der Subpixel **23** angepasst ist. Dies kann von Vorteil sein, um ein Übersprechen von Signalen zu vermeiden oder zu reduzieren.

[0086] Anhand der **Fig. 6** wurde die erfindungsgemäße Beschaltung und Ansteuerung der Subpixel **23**

eines Gesamtpixels **22** (bzw. des Teils eines Gesamtpixels **22**) erläutert, bei denen das Ausgangssignal der aktiven Subpixel **25** für jeden elektronischen Phasenschritt **27** ausgelesen wird. Die Ausgangssignale der abgewählten, der für den aktuellen Phasenschritt **27** nichtaktiven Subpixel **26** können unabhängig ausgelesen und im Pixel teil- oder auch komplett vor Durchführung des Ausleseprozesses kombiniert werden. Das kombinierte Ausgangssignal aller aktiven Subpixel **25** eines Gesamtpixels **22** erzeugt das Pixelsignal für diesen Phasenschritt **27**. Nach dem zerstörungsfreien Auslesen werden die Subpixel **23** neu kombiniert und erneut ausgelesen. Dieser Prozess wird mehrfach wiederholt, bis das elektronische Phase-Stepping abgeschlossen ist. Im obigen Beispiel werden $K = 8$ elektronische PhasenSchritte **27** durchgeführt.

[0087] In der **Fig. 7** wurde eine Verschaltung der Subpixel **25** mit Signalquelle und Verschaltungsvorrichtung schematisch dargestellt. Die Signale der jeweils aktiven Subpixel **25** eines Gesamtpixels **22** werden ausgelesen, um einen elektronischen Phasenschritt **27** zu realisieren. Hier sind drei solcher PhasenSchritte und entsprechende Subpixelkombinationen gezeigt.

[0088] Anhand der **Fig. 6** und **Fig. 7** wurde gezeigt, wie durch entsprechende Anwahl von Subpixel **25** das elektronische Phase-Stepping **27** durchgeführt wird. Dabei sind mehrere Subpixelkombinationen und mehrere Ausleseprozesse nötig. Daher ist es erforderlich, dass das Signal nicht-destruktiv ausgelesen werden kann. Es werden also die Fälle b) und c) dargestellt, bei denen das Phase-Stepping auf dem Pixel geschieht. (und nicht digital außerhalb des Detektors wie in a)).

[0089] Die bevorzugte Ausfertigung oder Implementierung ist eine Realisierung als analoges elektronisches Phase-Stepping mittels integrierendem und indirekt-konvertierenden Detektor auf Basis von Csl als Detektormaterial und CMOS für die Photodioden- und Auslese-Struktur, wie sie beispielsweise anhand der **Fig. 8** und **Fig. 9** erläutert wurde, da hier

- heute übliches Detektormaterial (Csl) verwendbar ist. D. h. es muss keinerlei Strukturierung der Csl-Schicht erfolgen (abgesehen von der heute schon üblichen Nadelstruktur zur Maximierung der Modulationstransferfunktion (MTF), deren Struktur aber nicht mit der Subpixelstruktur korreliert) – siehe auch **Fig. 8**.
- CMOS kleine Strukturen ermöglicht, die insbesondere für die sehr kleinen Subpixel erforderlich sind, um die Photodiode zu maximieren.
- CMOS zerstörungsfreies Auslesen ermöglicht und damit Mehrfachauslesen mit jeweils unterschiedlicher Kombination der Signale von Photodioden der Subpixel unterstützt.

[0090] Der Detektor habe eine Gesamtpixelmatrix aus $i = 1$ bis I Gesamtpixel **22** in x-Richtung und $j = 1$ bis J Gesamtpixel **22** in y-Richtung. Jedes Gesamtpixel **22** sei unterteilt in $n = 1$ bis N Subpixel **23**. Ein bestimmtes Gesamtpixel **22** ist mit $P_{i,j}$ indiziert, ein gegebenes Subpixel **23** mit $PS_{i,j,N}$.

[0091] Die Fig. 9 zeigte eine teilweise Darstellung von vier Gesamtpixeln **22** und Teilen der entsprechenden Subpixel **23** als mögliche Implementierung eine Variante von Subpixelstrukturen in CMOS, bei denen jedes Subpixel **23** eine Photodiode und eine Ausleseschaltung besitzt. Das Gate des Selektionstransistors T_s wird über die entsprechende Zeile (R_j) angesteuert. Über den Source-Follower T_{sf} wird das Signal des Subpixels (und anderer angewählter Subpixel eines Gesamtpixel $P_{i,j}$) ausgelesen. Der Ausleseprozess kann für alle Spalten ($j = 1$ bis J) gleichzeitig stattfinden. Der Ausleseprozess wird für alle Subpixelkombinationen (elektronische Phasen-Steps) für diese Zeile R_j wiederholt. Anschließend wird die nächste Zeile R_{j+1} ausgelesen. Nach Auslesen aller elektronischen Phasen-Steps wird mit Hilfe des Rücksetztransistors T_r die Photodiode wieder gebiased.

[0092] Alternativ kann natürlich auch erst ein gewisser Phasenschritt für alle Zeilen ausgelesen werden und anschließend der nächste Phasenschritt für alle Zeilen. Das Rücksetzen der Photodioden (Anlegen der Bias-Voltage) geschieht dann am Ende.

[0093] Die Fig. 10 zeigt noch mal Ausschnitte zweier Gesamtpixelstrukturen bzw. zweier Teile von Gesamtpixelstrukturen mit der in CMOS implementierten Subpixelstruktur und zwei elektronischen Phasen-Steps, wobei durch entsprechende Adressierung der Zeilen eine analoge Summation der Signale der Subpixel erzeugt wird. Markiert sind dabei diejenigen Subpixel **25**, die über die entsprechenden Zeilen angesteuert sind und deren Signale über die Spaltenleitungen ausgelesen werden.

[0094] Die Fig. 11 zeigt ein Ablaufdiagramm: Es wird eine erste Röntgenakquisition **37** durchgeführt. Dann wird eine erste Kombination von Gesamtpixeln **22** und Subpixeln **23** gebildet und das so definierte Gesamtsignal des Gesamtpixels **22** zerstörungsfrei ausgelesen. Dies wird für alle derartig definierten Gesamtpixel **22** durchgeführt. Anschließend wird ein neues Gesamtpixel **22** aus der entsprechenden Kombination von Gesamtpixel **22** und Subpixel **23** definiert und wieder ausgelesen. Dies wird solange entsprechend der benötigten Anzahl von elektronischen Phasen-Steps iteriert bis alle Kombinationen durch sind. Anschließend werden die so erzeugten Bilder mit unterschiedlichen Gesamtpixeln **22** der Bildverarbeitung **41** zur Erzeugung von Absorptions-, Phasenkontrast- und Dunkelfeldbildern zugeführt. Falls eine zweite oder weitere Röntgenakquisitionen

37, wie dies im Allgemeinen bei bewegten Objekten, bewegtem C-Arm oder bewegtem Kontrastmittel und/oder Führungsdraht der Fall ist, wird der gesamte Prozess iteriert.

[0095] Im Falle eines Detektordesigns, das kein destruktives Auslesen ermöglicht, müssen mehrere Röntgenakquisitionen **37** kurz hintereinander durchgeführt werden, wobei durch entsprechendes Zusammenschalten der Gesamtpixel **22** und Subpixel **23** die gewünschten Gesamtpixelstrukturen definiert werden müssen. Beispielsweise könnten so bei einem indirekt konvertierenden Detektor die Photodioden oder bei einem direkt konvertierenden Detektor die Elektroden zusammengeschaltet werden und für jede Akquisition die entsprechenden Signale aus den so definierten Gesamtphotodioden bzw. Gesamtelektroden ausgelesen werden.

[0096] Die Fig. 12 zeigt hierzu ein Ablaufdiagramm. Da der Ausleseprozess zerstörend ist, muss für jede Kombination aus Gesamtpixel **22** und Subpixel **23** und vor jedem Auslesen eine neue Röntgenakquisition **37** durchgeführt werden.

[0097] Eine alternative Implementierung wäre, die Signale nicht analog auf Pixelebene zu kombinieren, wie im Zusammenhang mit den Fig. 8 und Fig. 9 angenommen, sondern die Signale der Gesamtpixel **22** und Subpixel **23** getrennt auszulesen und die verschiedenen Kombinationen erst nach der Digitalisierung durchzuführen. Vorteil wäre, dass nur eine Röntgenakquisition **37** und ein Ausleseprozess pro Bild notwendig sind. Allerdings hat diese Lösung zunächst einen Nachteil, da die Signale von Gesamtpixel **22** und Subpixel **23** etwa im Verhältnis der relativen aktiven Flächen (z.B. Photodiodengrößen bei integrierenden, indirekt-wandelnden Detektoren), also etwa S_y/G_y stehen (z. B. ein Faktor von grob 1/100). Je nach Strukturgrößen für die Ausleseseinheiten und die eigentlich aktive Fläche kann das noch andere Werte annehmen. D. h. es würden wesentlich kleinere Signale für die Subpixel **23** entstehen, was eine sehr hohe Digitalisierung erforderlich machen würde. Würde beispielsweise für das Gesamtpixel eine Digitalisierung von z. B. 18 Bits ausreichen, müssten wegen der Subpixel **23** zusätzlich etwa 7 Bits notwendig werden.

[0098] Folgende Lösung könnte das Problem aber beseitigen:

In dem Subpixel **23** wird dafür gesorgt, dass das Signal derart verstärkt ausgegeben wird, dass in etwa der Verlust durch die wesentlich kleinere aktive Fläche der Subpixel **23** gegenüber der aktiven Fläche der Gesamtpixel **22** ausgeglichen wird. Im Fall eines Photodioden/CMOS-basierten Designs, wie im Zusammenhang mit den Fig. 8 und Fig. 9 beschrieben, würde das durch entsprechendes Design von T_{sf} (Source follower) geleistet werden können. Vor Kom-

bination, also Erzeugung eines Gesamtsignals aus den Signalen von Gesamtpixeln **22** und Subpixel(n) **23** müsste dann aber der Verstärkungsfaktor wieder herausgerechnet werden.

[0099] Ein Vorteil dieser Methode wäre, dass nur einmalig ausgelesen werden müsste, so dass damit höhere Bildfrequenzen erreicht werden können.

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

Zitierte Patentliteratur

- DE 102010018715 A1 [0004, 0016, 0075]
- US 7500784 B2 [0005, 0007]

Zitierte Nicht-Patentliteratur

- F. Pfeiffer et al. [1], "Hard X-ray dark-field imaging using a grating interferometer", Nature Materials 7, Seiten 134 bis 137 [0002]
- Joseph J. Zambelli, et al. [2], "Radiation dose efficiency comparison between differential phase contrast CT and conventional absorption CT", Med. Phys. 37 (2010), Seiten 2473 bis 2479 [0002]
- Martin Spahn [3] in "Digitale Röntgenbilddetektoren in der Röntgendiagnostik", Radiologe 43 (2003), Seiten 340 bis 350 [0014]

Patentansprüche

1. Röntgenaufnahmesystem zur differentiellen Phasenkontrast-Bildgebung eines Untersuchungsobjekts (6) mit zumindest einem Röntgenstrahler (3) zur Erzeugung von quasi-kohärenter Röntgenstrahlung, einem Röntgenbilddetektor (4) mit in einer Matrix angeordneten Pixeln (22, 23), einem Beugungs- oder Phasengitter (17), welches zwischen dem Untersuchungsobjekt (6) und dem Röntgenbilddetektor (4) angeordnet ist, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Röntgenbilddetektor (4) eine Detektorschicht mit einer Matrix aus x Gesamtpixeln (22) aufweist, die derart strukturiert ist, dass die Gesamtpixel (22) in einer Analyserichtung, die senkrecht auf die Gitterlinien des Beugungs- oder Phasengitters (17) steht, in y Subpixel (23) unterteilt sind, die in einem Auslesevorgang derart gruppenweise ansteuer- und/oder auslesbar sind,

– dass in einem ersten Phasenschritt n Subpixel (25) zu Gruppen wirkungsmäßig zusammengefasst werden, wobei zwischen den Gruppen m Subpixel (26) eines Gesamtpixels (22) nicht erfasst werden,
– dass in folgenden K-1 Phasenschritten jeweils wieder n Subpixel (23) zu Gruppen zusammengefasst werden, bis alle erforderlichen Kombinationen von Subpixel (23) erfasst worden sind, wobei die zusammengefassten Subpixel (25) um eine Schrittweite von jeweils p Subpixel (23) in Analyserichtung verschoben sind.

2. Röntgenaufnahmesystem nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Röntgenstrahler (3) zur Erzeugung von quasi-kohärenter Röntgenstrahlung ein Absorptionsgitter (13) aufweist.

3. Röntgenaufnahmesystem nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Röntgenstrahler (3) zur Erzeugung von quasi-kohärenter Röntgenstrahlung eine Vielzahl von Feldemissions-Röntgenquellen aufweist.

4. Röntgenaufnahmesystem nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Röntgenstrahler (3) zur Erzeugung von quasi-kohärenter Röntgenstrahlung eine genügend leistungsstarke Mikrofokusquelle aufweist.

5. Röntgenaufnahmesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet**, dass in dem Auslesevorgang alle Subpixel (23) unabhängig ein einziges Mal ausgelesen und deren Ausgangssignale gespeichert werden, dass die Ausgangssignale der Subpixel (23) in mehreren Phasenschritten gruppenweise zusammengefasst werden, wobei in aufeinanderfolgenden Phasen die Kombinationen der Ausgangssignale der Subpixel (23) jeweils um p Subpixel (23) in Analyserichtung verschoben sind.

6. Röntgenaufnahmesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet**, dass in dem Auslesevorgang benachbarte Subpixel (23) in einem Gesamtpixel (22) kombiniert und diese Signale ausgelesen werden, wobei in aufeinanderfolgenden Phasen die Kombinationen der Ausgangssignale der Subpixel (23) jeweils um p Subpixel (23) in Analyserichtung verschoben sind.

7. Röntgenaufnahmesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet**, dass in dem Auslesevorgang alle für einen Phasenschritt aktivierten Subpixel () eines Gesamtpixels (22) zusammengefasst und das Gesamtsignal aller erforderlichen Subpixel des Gesamtpixels für diesen Phasenschritt ausgelesen werden.

8. Röntgenaufnahmesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 6, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Röntgenbilddetektor (4) ein integrierender Detektor mit indirekter Konversion der Röntgenquanten mittels CsI als Detektormaterial und CMOS für die Photodioden- und Auslese-Struktur ist.

9. Röntgenaufnahmesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 7, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Röntgenbilddetektor (4) als Photonen-zählender Detektor mit direkter Konversion der Röntgenquanten implementiert ist.

10. Angiographisches Untersuchungsverfahren eines Patienten (6) mit einem Röntgenaufnahmesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 8, gekennzeichnet durch folgende Schritte:

S1) Durchführung einer Röntgen-Akquisition (37),
S2) iterative Definition (38) von kombinierten Pixeln aus Gesamtpixeln (22) und Subpixeln (23),
S3) zerstörungsfreies Auslesen (39) der Bildinformationen des Röntgenbilddetektors (4),
S4) Feststellung in einer ersten Abfrage (40), ob alle erforderlichen Kombinationen der Gesamtpixel (22) und Subpixel (23) erreicht sind,
S5) Verneinendenfalls Rückkehr zu S2) und erneute iterative Definition (38) von kombinierten Pixeln aus Gesamtpixeln (22) und Subpixeln (23),
S6) Bejahendenfalls Durchführung einer Bildverarbeitung (41),
S7) Bestimmung in einer zweiten Abfrage (42), ob noch weitere Bilder erforderlich sind,
S8) Bejahendenfalls Rückkehr zu S1) und erneute Röntgen-Akquisition (37) und
S9) Verneinendenfalls Einleitung des Prozessendes (43) und Beendigung von Akquisition von Daten.

11. Angiographisches Untersuchungsverfahren eines Patienten (6) mit einem Röntgenaufnahmesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 9, gekennzeichnet durch folgende Schritte:

S1) Durchführung einer Röntgen-Akquisition (37),

S2) iterative Definition (**38**) von kombinierten Pixeln aus Gesamtpixeln (**22**) und Subpixeln (**23**),
S3) nicht-zerstörungsfreies Auslesen (**39**) der Bildinformationen des Röntgenbilddetektors (**4**),
S4) Feststellung in einer ersten Abfrage (**40**), ob alle erforderlichen Kombinationen der Gesamtpixel (**22**) und Subpixel (**23**) erreicht sind,
S5) Verneinendenfalls Rückkehr zu S1) und erneute Röntgen-Akquisition (**37**),
S6) Bejahendenfalls Durchführung einer Bildverarbeitung (**41**),
S7) Bestimmung in einer zweiten Abfrage (**42**), ob noch weitere Bilder erforderlich sind,
S8) Bejahendenfalls Rückkehr zu S1) und erneute Röntgen-Akquisition (**37**) und
S9) Verneinendenfalls Einleitung des Prozessendes **43** und Beendung von Akquisition von Daten.

Es folgen 7 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

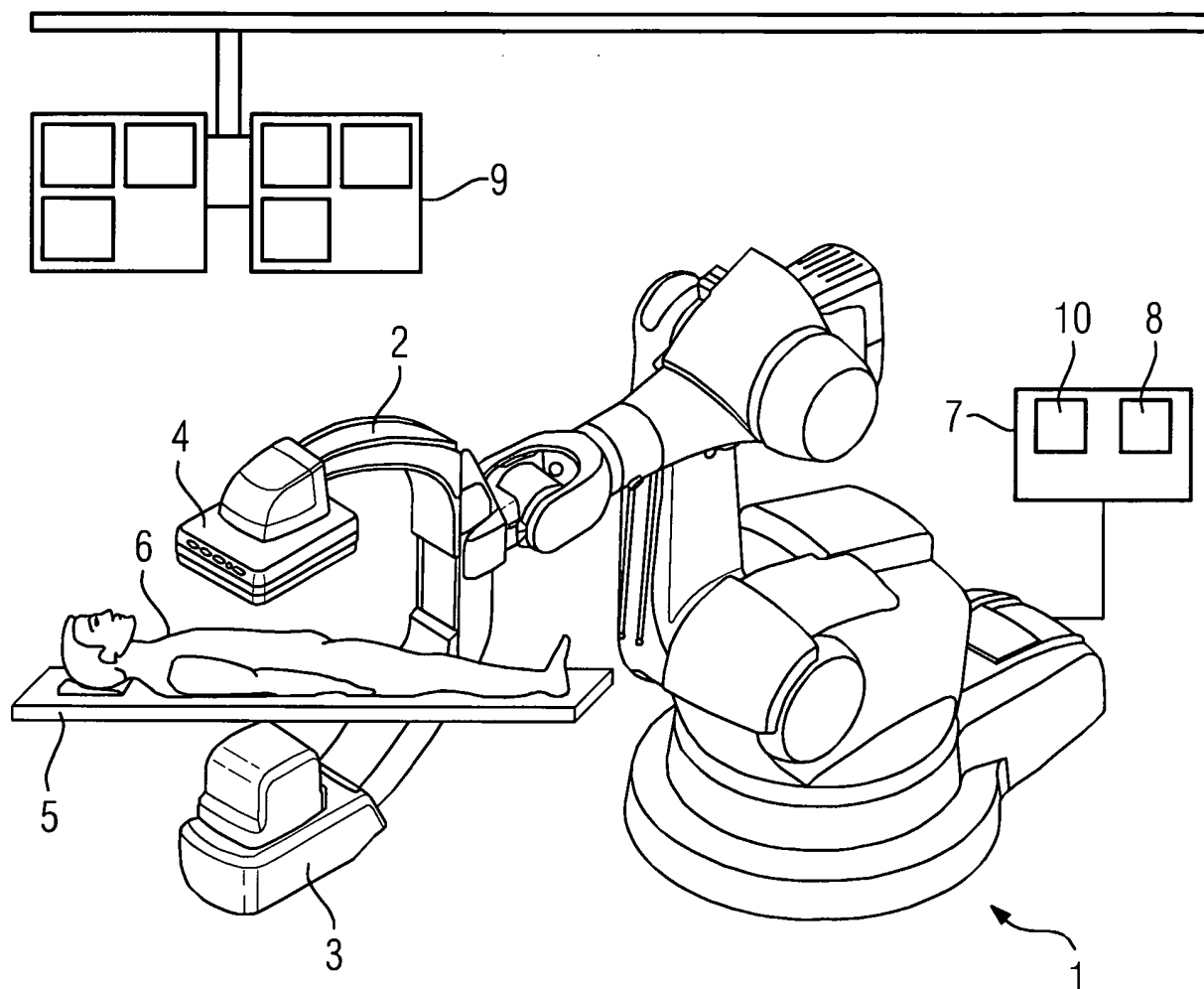


FIG 2

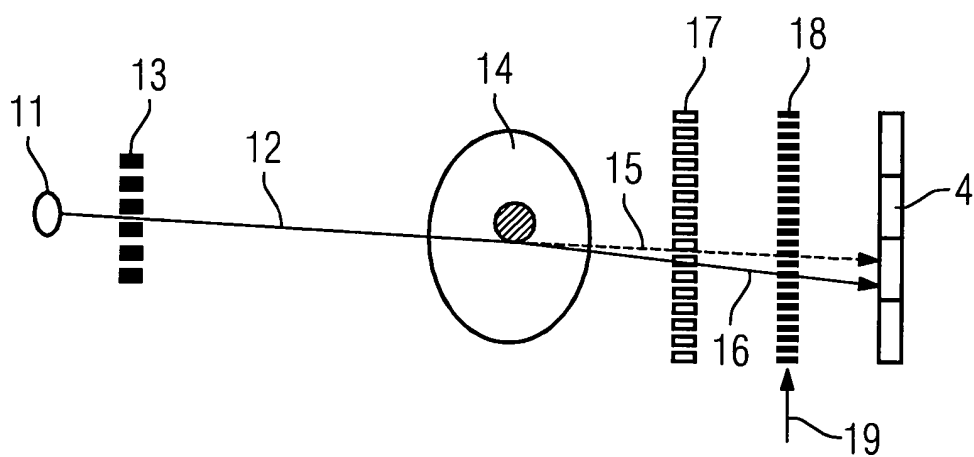


FIG 3

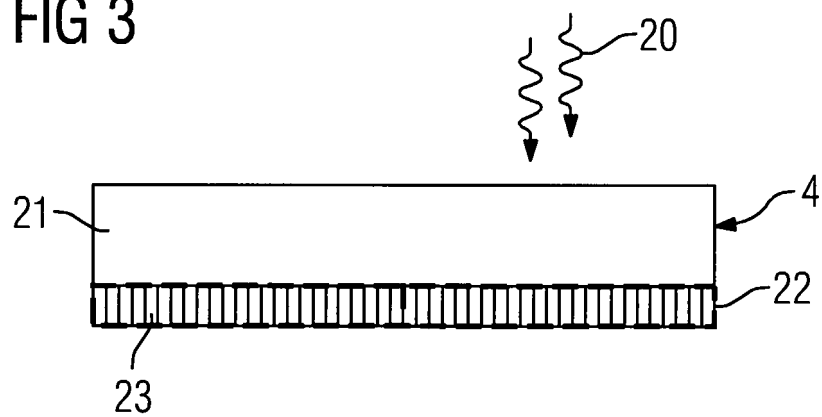


FIG 4

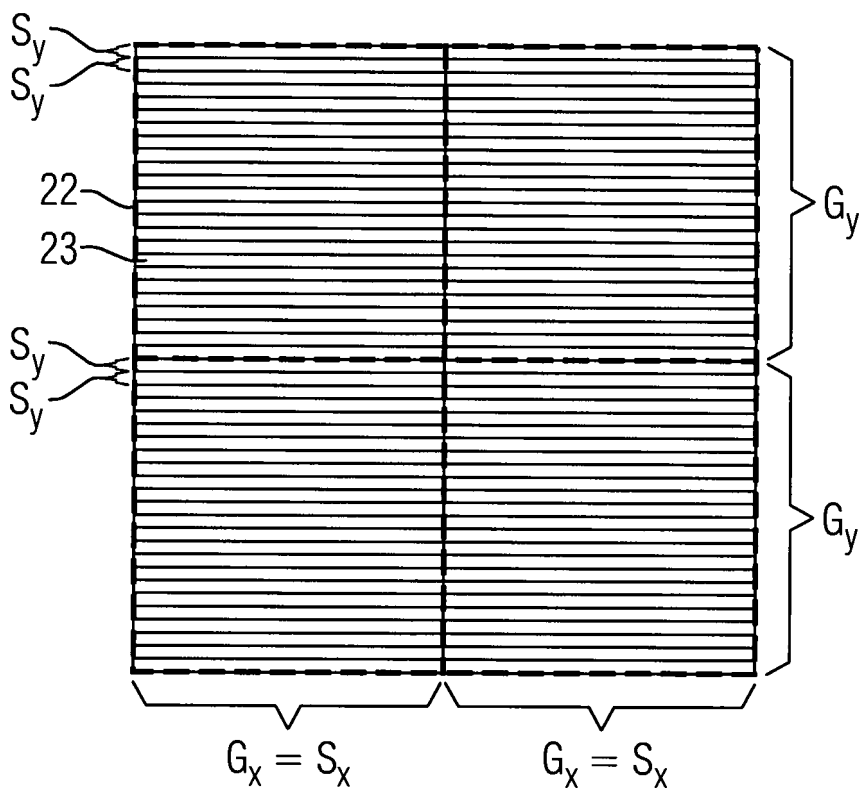


FIG 5

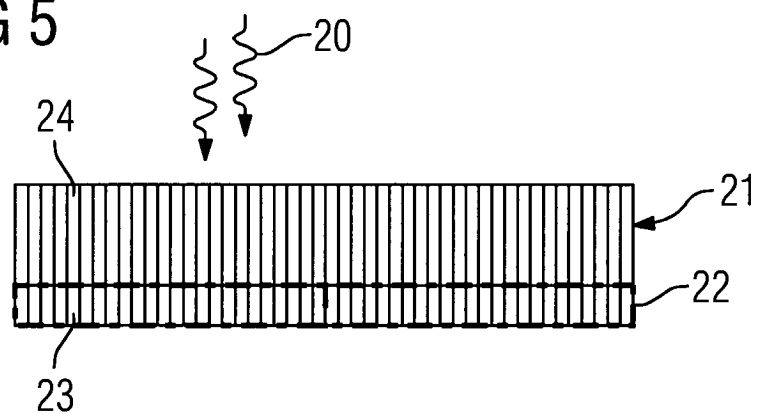


FIG 6

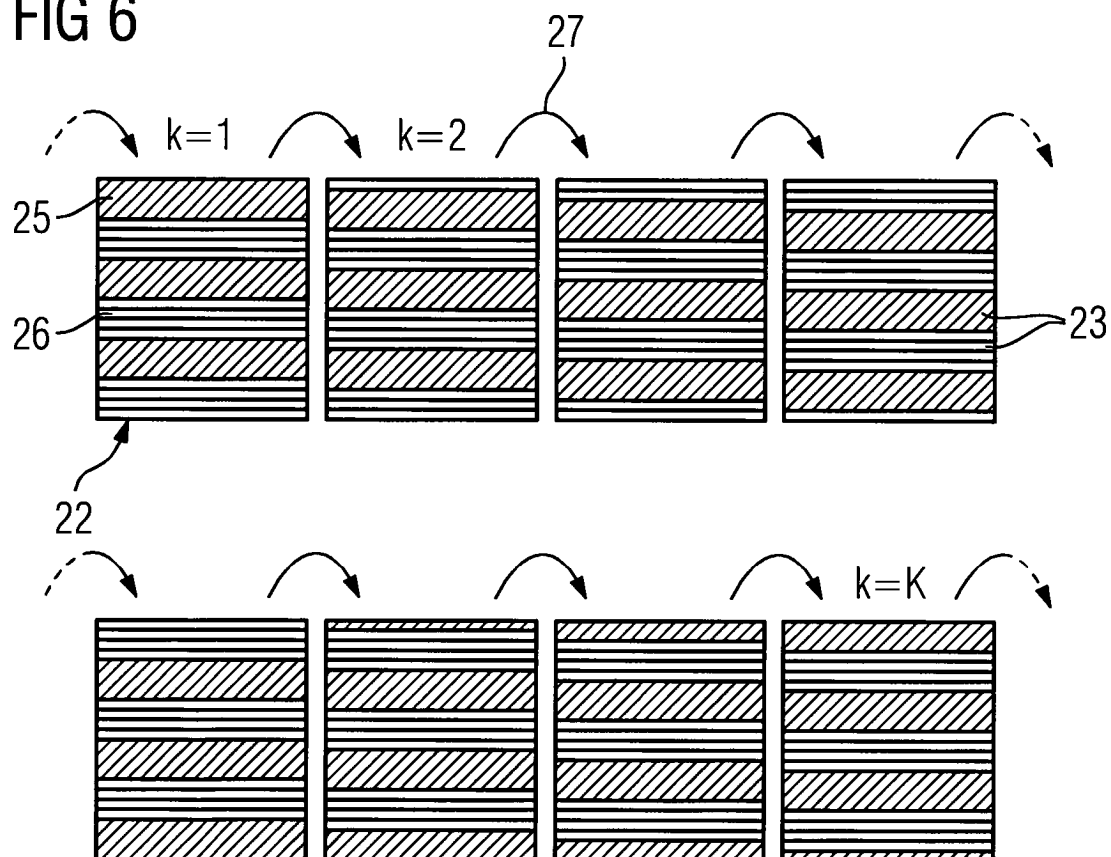


FIG 7

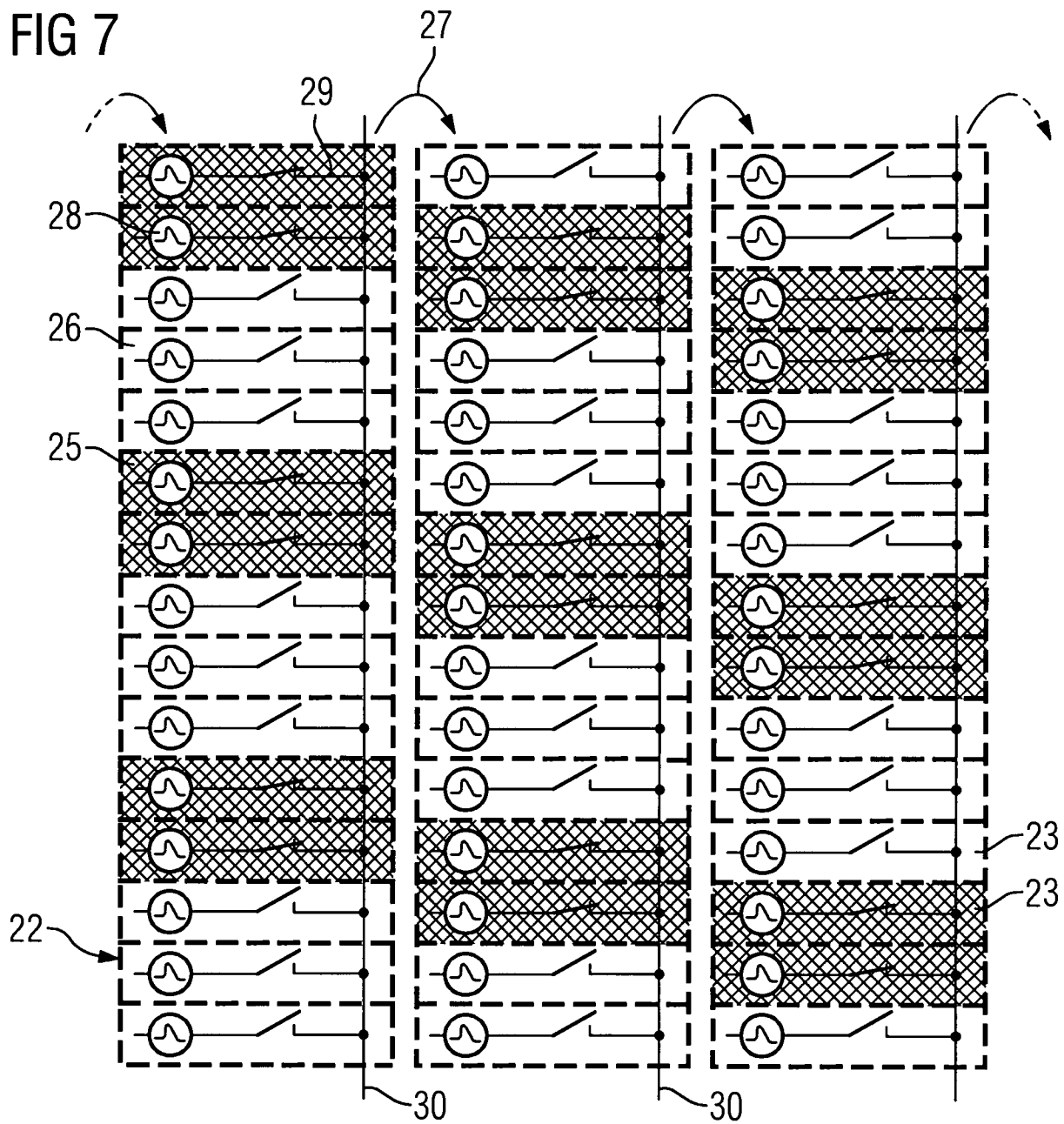


FIG 8

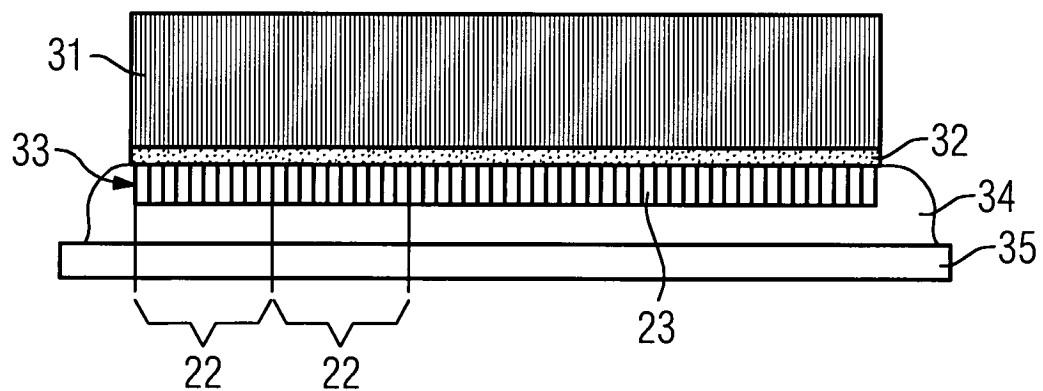


FIG 9

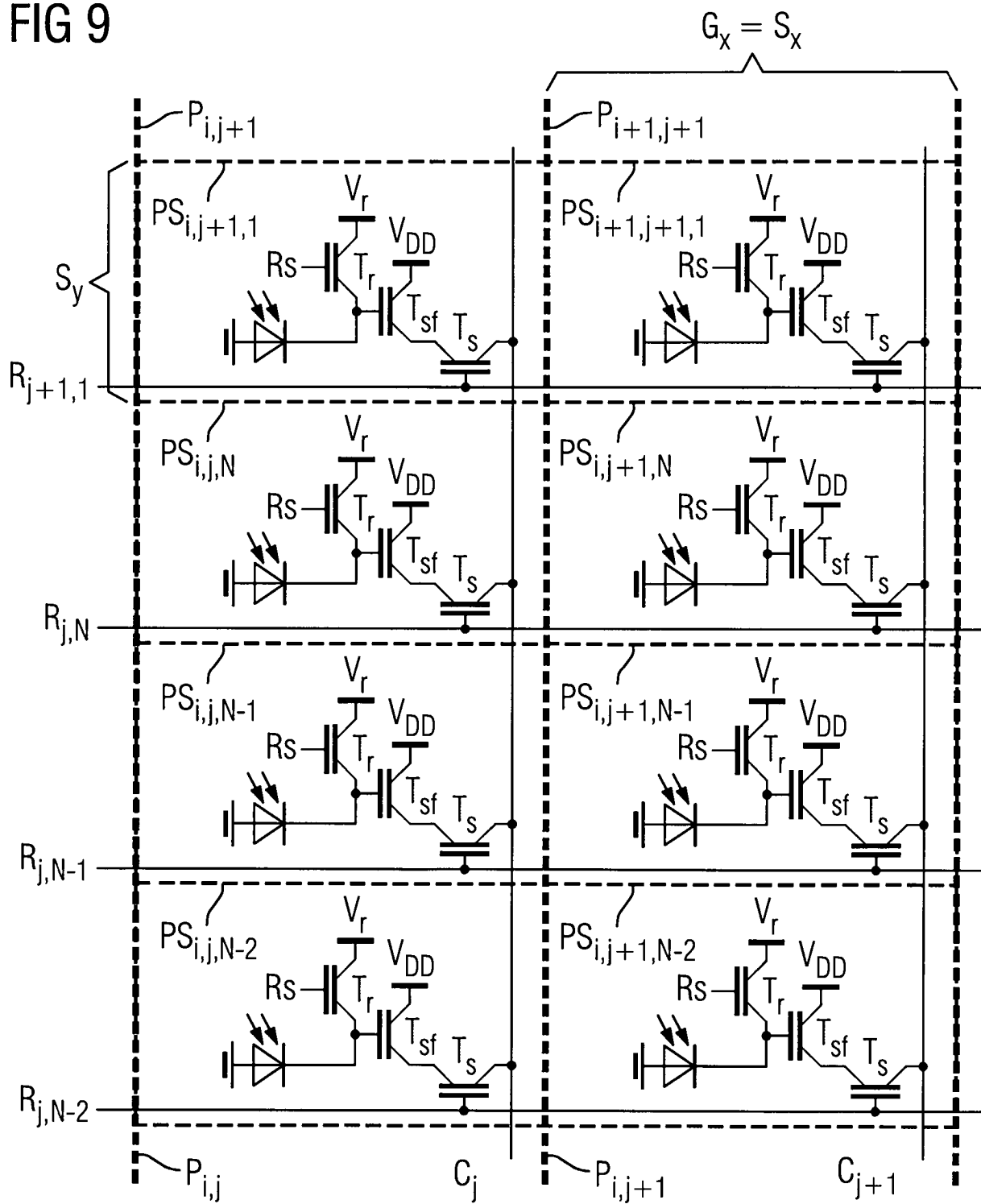


FIG 10

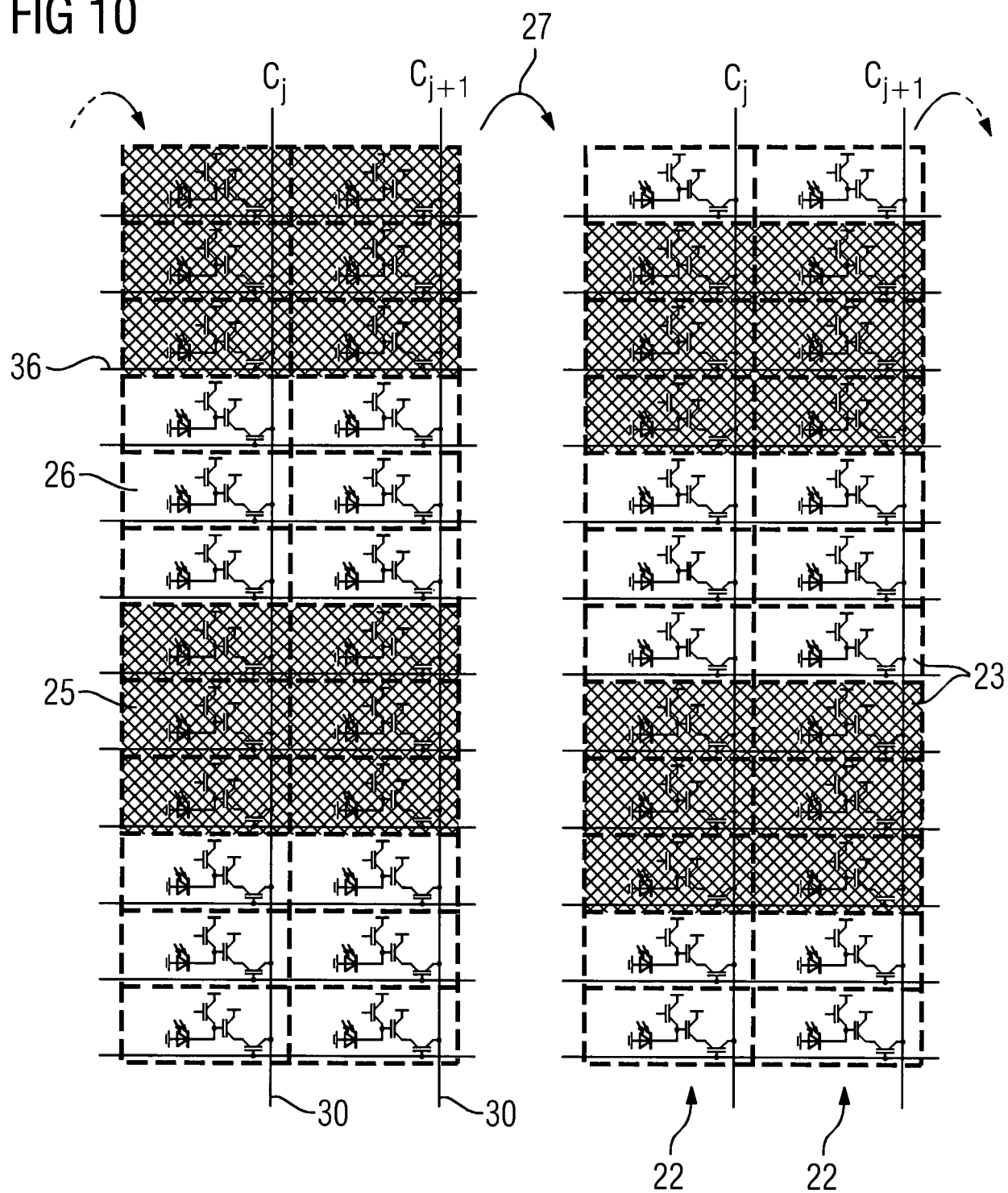


FIG 11

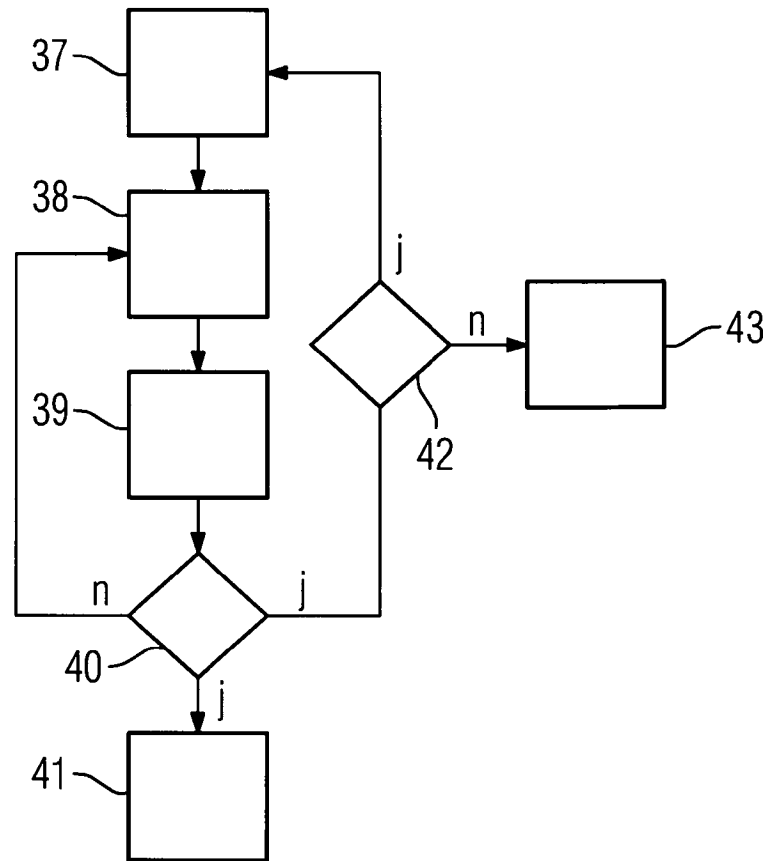


FIG 12

