



(10) **DE 10 2006 063 048 B3** 2018.03.29

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2006 063 048.3**

(22) Anmeldetag: **12.04.2006**

(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **29.03.2018**

(51) Int Cl.: **G01N 23/04 (2018.01)**
A61B 6/02 (2006.01)
G03B 42/02 (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).

(66) Innere Priorität:
10 2006 004 976.4 01.02.2006

(62) Teilung aus:
10 2006 017 290.6

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

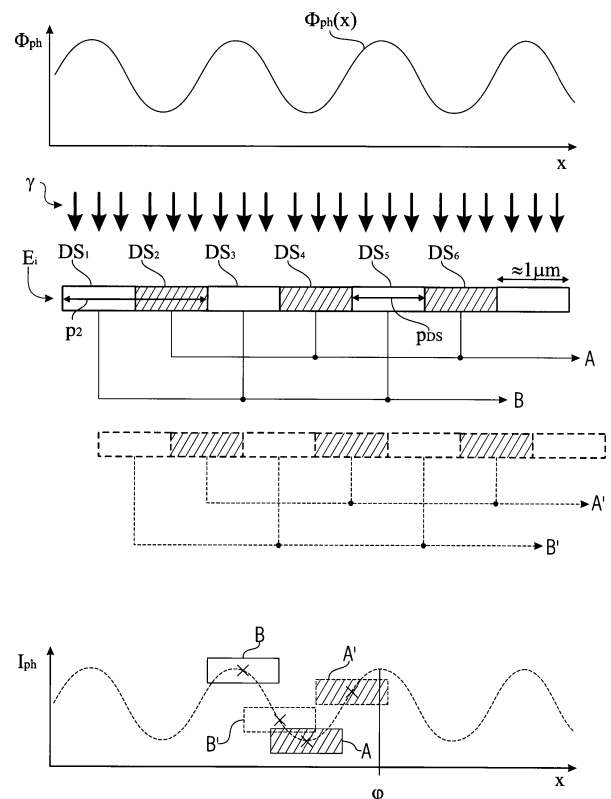
(72) Erfinder:
Hempel, Eckhard, Dr., 90765 Fürth, DE; Popescu, Stefan, Prof., 91056 Erlangen, DE; Heismann, Björn, Dr., 91052 Erlangen, DE

(56) Ermittelter Stand der Technik:

US	5 812 629	A
EP	1 447 046	A1
EP	1 731 099	A1

(54) Bezeichnung: **Fokus/Detektor-System einer Röntgenapparatur zur Erzeugung von Phasenkontrastaufnahmen**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Fokus/Detektor-System einer Röntgenapparatur zur Erzeugung projektiver oder tomographischer Phasenkontrastaufnahmen eines Untersuchungsobjektes, mindestens bestehend aus: einer Strahlenquelle mit einem Fokus und einem fokussierten Quellengitter, welches im Strahlengang zwischen Fokus und Untersuchungsobjekt angeordnet ist, und ein Feld von strahlweise kohärenten Röntgenstrahlen erzeugt, einer Gitter/Detektor-Anordnung mit einem in Strahlrichtung nach dem Untersuchungsobjekt angeordneten Phasengitter mit parallel zum Quellengitter angeordneten Gitterlinien zur Erzeugung eines Interferenzmusters und einem Detektor mit einer Vielzahl von flächig angeordneten Detektorelementen zur Messung der Strahlungsintensität hinter dem Phasengitter, wobei zwischen Phasengitter und Detektor kein Analysengitter angeordnet ist, wobei die einzelnen Detektorelemente jeweils aus einer Vielzahl von länglichen Detektorstreifen gebildet werden, die parallel zu den Gitterlinien des Phasengitters ausgerichtet sind und gruppenweise verbunden und gegeneinander versetzt angeordnet oder gegeneinander versetzt positionierbar ausgebildet sind. Weiter betrifft die Erfindung ein Röntgen-System oder ein Röntgen-C-Bogen-System sowie ein Verfahren zur Erzeugung projektiver Röntgenaufnahmen von einem Untersuchungsobjekt mit einem erfindungsgemäßen Fokus/Detektor-System.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Fokus/Detektor-System einer Röntgenapparatur zur Erzeugung projektiver und tomographischer Phasenkontrastaufnahmen, bestehend aus einer Strahlenquelle mit einem Fokus, einer Detektoranordnung zur Detektion der Röntgenstrahlung und einem Satz röntgenoptischer Gitter, zur Bestimmung der Phasenverschiebung beim Durchtritt der Röntgenstrahlung durch ein Untersuchungsobjekt. Darüber hinaus betrifft die Erfindung ein Röntgen-System und ein Verfahren zur Erzeugung von Phasenkontrastaufnahmen.

[0002] In der Computertomographie werden allgemein tomographische Aufnahmen eines Untersuchungsobjektes, insbesondere eines Patienten, mit Hilfe von Absorptionsmessungen von Röntgenstrahlen, die das Untersuchungsobjekt durchdringen, vorgenommen, wobei in der Regel eine Strahlungsquelle kreisförmig oder spiralförmig um das Untersuchungsobjekt bewegt wird und auf der der Strahlungsquelle gegenüberliegenden Seite ein Detektor, meistens ein mehrzeiliger Detektor mit einer Vielzahl von Detektorelementen, die Absorption der Strahlung beim Durchtritt durch das Untersuchungsobjekt misst. Zur tomographischen Bilderstellung werden aus den gemessenen Absorptionsdaten aller gemessenen räumlichen Strahlen tomographische Schnittbilder oder Volumendaten rekonstruiert. Mit diesen computertomographischen Aufnahmen lassen sich sehr schön Absorptionsunterschiede in Objekten darstellen, allerdings werden Gebiete ähnlicher chemischer Zusammensetzung, die naturgemäß auch ein ähnliches Absorptionsverhalten aufweisen, nur ungenügend detailliert dargestellt.

[0003] Es ist weiterhin bekannt, dass der Effekt der Phasenverschiebung beim Durchtritt eines Strahls durch ein Untersuchungsobjekt wesentlich stärker ist als der Absorptionseffekt der von der Strahlung durchdrungenen Materie. Derartige Phasenverschiebungen werden bekannter Weise durch die Verwendung von zwei interferometrischen Gittern gemessen. Bezüglich dieser interferometrischen Messmethoden wird beispielsweise auf „Xray phase imaging with a grating interferometer, T. Weitkamp et al., 8. August 2005/Vol. 12, No. 16/OPTICS EXPRESS“ hingewiesen. Bei dieser Methode wird ein Untersuchungsobjekt von einer kohärenten Röntgenstrahlung durchstrahlt, anschließend durch ein Gitterpaar geführt und unmittelbar nach dem zweiten Gitter die Strahlungsintensität gemessen. Das erste Gitter erzeugt ein Interferenzmuster, das mit Hilfe des zweiten Gitters auf dem dahinterliegenden Detektor ein Moiré-Muster abbildet. Wird das zweite Gitter geringfügig verschoben, so ergibt sich hieraus ebenfalls eine Verschiebung des Moiré-Musters, also eine Änderung der örtlichen Intensität im dahinter liegenden Detektor, welche relativ zur Verschiebung des zweiten

Gitters bestimmt werden kann. Trägt man für jedes Detektorelement dieses Gitters, das heißt für jeden Strahl, die Intensitätsänderung in Abhängigkeit vom Verschiebungsweg des zweiten Gitters auf, so lässt sich die Phasenverschiebung des jeweiligen Strahls bestimmen. Problematisch, und daher für die Praxis der Computertomographie größerer Objekte nicht anwendbar, ist, dass dieses Verfahren eine sehr kleine Strahlungsquelle fordert, da zur Ausbildung des Interferenzmusters eine kohärente Strahlung notwendig ist.

[0004] Das in der oben genannten Schrift gezeigte Verfahren erfordert entweder eine Strahlungsquelle mit einem extrem kleinen Fokus, so dass ein ausreichender Grad an räumlicher Kohärenz in der verwendeten Strahlung vorliegt. Bei der Verwendung eines derart kleinen Fokus ist dann jedoch wiederum die zur Untersuchung eines größeren Objektes ausreichende Dosisleistung nicht gegeben. Es besteht aber auch die Möglichkeit, eine monochrom kohärente Strahlung, beispielsweise eine Synchrotron-Strahlung als Strahlenquelle zu verwenden, hierdurch wird jedoch das CT-System im Aufbau sehr teuer, so dass eine breitgefächerte Anwendung nicht möglich ist.

[0005] Dieses Problem lässt sich dadurch umgehen, dass innerhalb der Fokus/Detektor-Kombination im Strahlengang, unmittelbar im Anschluss an den Fokus, ein erstes Absorptionsgitter angeordnet wird. Die Ausrichtung der Gitterlinien ist hierbei parallel zu den Gitterlinien des nach dem Untersuchungsobjekt folgenden Interferenz-Gitters. Ein solches Gitter ist beispielsweise in der Druckschrift US 5 812 629 A gezeigt.

[0006] Die Schlitze des ersten Gitters erzeugen ein Feld von individuell kohärenten Strahlen einer bestimmten Energie, welches ausreicht, um mit Hilfe des in Strahlrichtung hinter dem Objekt angeordneten Phasengitters das an sich bekannte Interferenzmuster zu erzeugen.

[0007] Auf diese Weise ist es möglich, Strahlungsquellen zu verwenden, die Ausdehnungen besitzen, die normalen Röntgenröhren in CT-Systemen beziehungsweise Durchlicht-Röntgen-Systemen entsprechen, so dass zum Beispiel im Bereich der allgemeinen medizinischen Diagnostik nun mit Hilfe von Röntgen-Geräten auch gut differenzierte Weichteilaufnahmen gemacht werden können.

[0008] Ein Problem bei dieser Art von Fokus/Detektor-Kombinationen besteht darin, dass für jeden Strahl im Raum mehrere Messungen mit jeweils leicht verschobenen Analysengitter durchzuführen sind, damit die Phasenverschiebung der Röntgenstrahlung auf dem jeweiligen Strahlweg durch das Untersuchungsobjekt bestimmt werden kann.

[0009] Als weiteren Stand der Technik wird auf die Druckschriften EP 1 447 046 A1, US 5 812 629 A und EP 1 731 099 A verwiesen.

[0010] Es ist daher Aufgabe der Erfindung, ein Fokus/Detektor-System und ein entsprechendes Röntgen-System und Verfahren zu finden, welches es ermöglicht, zumindest die Anzahl der notwendigen Messungen zu reduzieren, beziehungsweise sogar an jedem Strahl lediglich eine Messung durchführen zu müssen, um projektive oder tomographische Phasenkontrastaufnahmen von einem Untersuchungsobjekt erzeugen zu können.

[0011] Diese Aufgabe wird durch die Merkmale der unabhängigen Patentansprüche gelöst. Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind Gegenstand untergeordneter Ansprüche.

[0012] Die Erfinder haben erkannt, dass es möglich ist, anstelle des bisher verwendeten Analysengitters Detektorelemente zu verwenden, die eine Vielzahl von Detektionsstreifen aufweisen, die das einzelne Detektorelement in Richtung der Gitterlinien eines vorgeschalteten Phasengitters unterteilen, wobei die einzelnen Detektionsstreifen gruppenweise zusammengeschaltet werden und die einzelnen Gruppen bezüglich der dort auftreffenden Dosis ausgelesen werden. Hierbei ist es möglich, je nach Anzahl der Gruppen die gebildet werden und je nach der Periode, mit der die Detektionsstreifen angeordnet sind, also je nach Feinheit der einzelnen Detektionsstreifen, einen einzelnen Röntgenstrahl so aufzulösen, dass entweder die Anzahl der Messungen, mit denen ein bestimmter Röntgenstrahl abgetastet wird, stark reduziert werden kann beziehungsweise, dass bei entsprechend hoher Aufteilung der Detektionsstreifen mit einer einzigen Messung der gruppenweise zusammengeschalteten Detektionsstreifen direkt die mittlere Phase des jeweils betrachteten Röntgenstrahls bestimmt werden kann.

[0013] Ein weiterer Vorteil dieses erfindungsgemäßen Fokus/Detektor-Systems liegt darin, dass nun tatsächlich die vollständige Menge der verwendeten Dosis, mit der das Untersuchungsobjekt, insbesondere ein Patient, bestrahlt wird, zur Messung verwendet wird und nicht wie bei der Nutzung mit Analysengittern ein Teil der Dosis, mit der der Patient bestrahlt wurde, im Analysengitter nutzlos absorbiert wird.

[0014] Gemäß dem Grundgedanken dieser Erfindung wird also die Messung der Phasenverschiebung der Röntgenstrahlung eines, ein Untersuchungsobjekt durchdringenden Strahls dadurch gemessen, dass auf der Detektorseite das an sich bekannte Phasengitter angeordnet wird, welches aufgrund der Phasenverschiebung der Röntgenstrahlung beim Durchtritt durch das Untersuchungsobjekt ein Interferenzmuster erzeugt, in dem die Phasenverschiebung

abgebildet ist. Im Gegensatz zur Variante, wonach anschließend ein Analysengitter angebracht wird, um durch Messung der Intensitätsänderung an einem betrachteten Detektorelement beziehungsweise an dem entsprechenden betrachteten Röntgenstrahl bei gleichzeitiger minimaler Verschiebung des Analysengitters zur Bestimmung der Phasenverschiebung, wird nun der eigentliche Detektor an den Ort des Analysengitters gesetzt und jedes Detektorelement mit einer Vielzahl von Detektionsstreifen ausgebildet, die in der Größenordnung der Periode des zuvor verwendeten Analysengitters liegen. Hierdurch ist es nun möglich, diese Detektionsgitter abwechselnd in Zweier-Schritten zusammenzufassen und auf diese Weise bei einer Messung zwei Dosisinformationen, entsprechend einem vorgeschaltetem Analysengitter, zu erhalten, wobei zwischen den beiden Messungen eine virtuelle Verschiebung des Analysengitters um eine halbe Periode vorliegt.

[0015] Wird nun die Aufteilung der Detektionsstreifen, also die Breite der Detektionsstreifen, nochmals verringert, so können die Detektionsstreifen in Dreier- oder Vierer- oder Mehrgruppen je Detektorelement aufgeteilt werden, so dass die gruppenweise Auslesung der auf den Detektionsgruppen ankommenden Dosis auf die Phasenverschiebung des Röntgenstrahls, der das entsprechende Detektorelement trifft, direkt ermittelt werden kann.

[0016] Es ist bei dieser erfindungsgemäßen Ausführung eines Fokus/Detektor-Systems darauf hinzuweisen, dass selbstverständlich innerhalb eines Strahls, der von seiner räumlichen Ausdehnung einem Detektorelement entspricht, beziehungsweise falls das Fokus/Detektor-System in einem Computertomographen eingebaut ist und das Untersuchungsobjekt rotierend abtastet, dem überstrichenen Raumwinkel des Detektorelementes entspricht, natürlich nur eine mittlere Phasenverschiebung der Röntgenstrahlung gemessen werden kann, die durch diesen betrachteten Röntgenstrahl wiedergegeben wird.

[0017] Entsprechend dem Grundgedanken der Erfindung wird nun ein Fokus/Detektor-System einer Röntgenapparatur zur Erzeugung projektiver oder tomographischer Phasenkontrastaufnahmen eines Untersuchungsobjektes vorgeschlagen, wobei dieses mindestens besteht aus:

- einer Strahlenquelle mit einem Fokus und einem fokuseitigen Quellengitter, welches im Strahlengang zwischen Fokus und Untersuchungsobjekt angeordnet ist, eine Gitterperiode p_0 aufweist, und ein Feld von strahlweise kohärenten Röntgenstrahlen erzeugt,
- einer Gitter/Detektor-Anordnung mit einem in Strahlrichtung nach dem Untersuchungsobjekt angeordneten Phasengitter mit parallel zum Quellengitter angeordneten Gitterlinien zur Erzeugung eines Interferenzmusters und einem Detektor mit

einer Vielzahl von flächig angeordneten Detektorelementen zur Messung der Strahlungsintensität hinter dem Phasengitter, wobei zwischen Phasengitter und Detektor kein Analysengitter angeordnet ist,

- wobei die einzelnen Detektorelemente jeweils aus einer Vielzahl von länglichen Detektionsstreifen gebildet werden mit einer Periode p_2 , die parallel zu den Gitterlinien des Phasengitters ausgerichtet sind und gruppenweise verbunden und gegeneinander versetzt angeordnet oder gegeneinander versetzt positionierbar ausgebildet sind,
- zwischen dem Quellengitter und dem Phasengitter ein Abstand l und zwischen Phasengitter und dem Detektor ein Abstand d vorliegt, und
- das Verhältnis der Periode p_0 des Quellgitters zur Periode p_2 der Detektionsstreifen gleich dem Verhältnis des Abstandes l zwischen Quellgitter und Phasengitter zum Abstand d zwischen Phasengitter und Detektor ist,
- wobei die Aufteilung der Detektorelemente in Detektionsstreifen derart gestaltet ist, dass innerhalb einer Periode p_2 mindestens zwei Detektionsstreifen vorliegen, sich diese Aufteilung vielfach aneinander reiht und die Detektionsstreifen zur gruppenweisen Auslesung in Elektronikpfaden derart verbunden sind, dass pro Periode p_2 jede der Gruppen einmal repräsentiert ist.

[0018] Vorgeschlagen wird weiterhin, dass die Gitter/Detektoranordnung derart ausgebildet und angeordnet ist, dass sie den folgenden geometrischen Bedingungen genügt:

$$p_2 = k \times p_{DS}$$

$$p_0 = p_2 \times \frac{l}{d},$$

$$p_1 = 2 \times \frac{p_0 \times p_2}{p_0 + p_2}$$

$$d = \frac{l \times d^{\#}}{l - d^{\#}} \quad \text{mit} \quad d^{\#} = \frac{1}{2} \times \left(\frac{p_1^2}{4\lambda} \right),$$

$$h_1 = \frac{\lambda}{2(n-1)},$$

wobei gilt:

- p_0 = Gitterperiode des Quellgitters G_0 ,
- p_1 = Gitterperiode des Phasengitters G_1 ,
- p_2 = Periode der Detektionsstreifen D_s ,
- p_{DS} = kleine Periode der Detektionsstreifen D_s ,
- d = Abstand des Phasengitters G_1 zu den Detektorstreifen DS_x in Fächerstrahlgeometrie,
- $d^{\#}$ = Abstand des Phasengitters G_1 zu den Detektorstreifen DS_x unter Parallelgeometrie,

- k = 2, 3, 4, 5, ...,
- l = Abstand des Quellgitters G_0 zum Phasengitter G_1 ,
- λ = ausgewählte Wellenlänge der Strahlung,
- h_1 = Steghöhe des Phasengitters G_1 in Strahlrichtung,
- n = Brechungsindex des Gittermaterials des Phasengitters.

[0019] Besonders günstig lässt sich die erfindungsgemäße Anordnung mit Hilfe von Detektionsstreifen ausführen, die als sogenannte direkt konvertierende Detektionsstreifen ausgebildet sind. Diese Detektionsstreifen haben die Eigenschaft, dass auftreffende Röntgenstrahlung beziehungsweise Photonen elektrische Ladungen erzeugen, die über ein zuvor angelegtes elektrisches Potential abgegriffen und detektiert werden. Die elektrische Ladung ist damit proportional zur auftreffenden Anzahl der Röntgenphotonen. Derartige Detektionsanordnungen lassen sich in bekannter Weise mit Hilfe von Ätzverfahren auf Wavern in entsprechend hoher Auflösung realisieren, wobei eine entsprechende Anzahl von nachgeschalteten und mit den gruppenweise angeordneten Detektionsstreifen verbundenen elektrischen Schaltungen sinnvoll sind, die dann gruppenweise die auf den Detektionsstreifen auftreffende Strahlung messen. Mit diesen Messungen der Strahlungsintensität im gerasterten Abstand der Detektionsstreifen ist eine direkte Bestimmung der vorliegenden Phasenverschiebung, genauer gesagt der vorliegenden mittleren Phasenverschiebung, des jeweiligen Röntgenstrahls möglich.

[0020] Erfindungsgemäß wird weiterhin vorgeschlagen, dass die n Detektionsstreifen eines Detektorelementes mit m Elektronikpfaden zur Auslesung der Strahlungsintensität in Schritten von m abwechselnd und gruppenweise mit einer Ausleseelektronik verbunden sind, wobei gilt $2 \leq m \ll n$.

[0021] Bevorzugte Varianten der Aufteilung der Detektionsstreifen sehen vor, dass genau zwei oder drei oder vier Elektronikpfade vorgesehen sind, wobei darauf hingewiesen wird, dass bei der Verwendung von zwei Elektronikpfaden zur Ausmessung der Phasenverschiebung des jeweiligen Röntgenstrahls es notwendig ist, an der Stelle des Röntgenstrahls das Detektorelement geringfügig zu verschieben, so dass mit Hilfe von zwei Messungen multipliziert mit den zwei Elektronikpfaden, insgesamt vier Messungen zur Verfügung stehen, mit denen die Phasenverschiebung bestimmbar ist. Werden mehr als zwei, also drei und mehr, Elektronikpfade verwendet, so besteht die Möglichkeit, die Phasenverschiebung ohne einen zusätzlichen Versatz des Detektors und zusätzliche Messungen zu bestimmen.

[0022] Die Erfinder schlagen des Weiteren vor, dass das oben beschriebene Fokus/Detektor-System ent-

weder in einem Röntgen-System eingesetzt wird, welches projektive Aufnahmen, hier also Phasenkontrastaufnahmen, erzeugt. Andererseits besteht auch die Möglichkeit, ein derartiges Fokus/Detektor-System in einem Röntgen-C-Bogen-System zur Erzeugung projektiver und tomographischer Phasenkontrastaufnahmen zu verwenden, oder als dritte Alternative kann ein derartiges Fokus/Detektor-System in Röntgen-CT-System eingesetzt werden, wobei hier im Wesentlichen tomographische Phasenkontrastaufnahmen erstellt werden.

[0023] Es wird weiterhin darauf hingewiesen, dass für derartige Röntgen-Systeme, also auch C-Bogen-Systeme oder CT-Systeme, eine Rechen- und Steuereinheit zur Steuerung und Berechnung der Phasenverschiebung vorgesehen werden kann. In der Regel wird diese Berechnung mit Hilfe von einem entsprechenden Programmcode vorgenommen, welcher im Betrieb ein entsprechendes Verfahren ausführt. Auch liegt im Rahmen der Erfindung, ein entsprechendes Speichermedium eines Röntgen-Systems oder für ein Röntgen-System, welches einen solchen Programmcode zur Durchführung eines solchen Verfahrens, das später beschrieben wird, ausführt.

[0024] Die Erfinder schlagen weiterhin ein Verfahren zur Erzeugung projektiver Röntgenaufnahmen von einem Untersuchungsobjekt, vorzugsweise von einem Patienten, mit einem Fokus/Detektor-System, wie es oben beschrieben wurde, vor, wobei zumindest die folgenden Verfahrensschritte durchgeführt werden:

- das Untersuchungsobjekt wird von einem Strahlenbündel, welches zuvor das Quellengitter passiert hat, durchstrahlt und nach dem Untersuchungsobjekt durch das Phasengitter geleitet, wobei jeder Strahl im Raum durch die Verbindungslinie Fokus-Detektorelement und die Ausdehnung des Detektorelementes bezüglich Richtung und Ausdehnung definiert ist,
- die mittlere Phasenverschiebung jedes Strahls wird gemessen, indem für diesen Strahl mit Hilfe der fein strukturierten Detektionsstreifen die Intensität der Strahlung an den gruppenweise verbundenen und gegeneinander versetzt angeordneten oder gegeneinander versetzt positionierten Detektionsstreifen gemessen wird,
- aus den gemessenen mittleren Phasenverschiebungen der Strahlen werden Phasenkontrastaufnahmen erstellt, deren Pixelwerte die mittlere Phasenverschiebung je Strahl repräsentieren.

[0025] Dieses erfindungsgemäße Verfahren kann dahingehend weitergebildet werden, dass die Detektionsstreifen eines Detektorelementes abwechselnd mit zwei Elektronikpfaden verbunden sind und ohne zwischenzeitlichen Detektorversatz mindestens zwei Intensitätsmessungen an den zwei Gruppen

von Detektionsstreifen über die beiden Elektronikfäden eines Detektorelementes durchgeführt werden, anschließend mindestens einmal ein räumlicher Versatz der Gruppen der Detektionsstreifen stattfindet, und zwei weitere Messungen für den gleichen räumlichen Strahl durchgeführt werden.

[0026] Bezüglich der mindestens zweifachen Messung mit räumlichem Versatz besteht die Möglichkeit, entweder diesen räumlichen Versatz der Gruppen der Detektionsstreifen schaltungstechnisch durchzuführen, oder es besteht die Möglichkeit, den räumlichen Versatz der Gruppen der Detektionsstreifen physisch durchzuführen. Beispielsweise kann dies mit Hilfe von Piezoelementen geschehen, welche einen Waver, auf dem die Detektionselemente eines Detektorelementes angeordnet sind, senkrecht zu den Gitterlinien verschiebt.

[0027] In einer anderen Ausführungsform der Erfindung schlagen die Erfinder des Weiteren vor, dass die Detektionsstreifen eines Detektorelementes abwechselnd mit mindestens drei Elektronikpfaden verbunden sind und ohne zwischenzeitlichen Detektorversatz mindestens drei Intensitätsmessungen an den mindestens drei Gruppen der Detektionsstreifen über die mindestens drei Elektronikpfade eines Detektorelementes für einen Strahl durchgeführt werden.

[0028] Im Folgenden wird die Erfindung anhand der bevorzugten Ausführungsbeispiele mit Hilfe der Figuren näher beschrieben, wobei nur die zum Verständnis der Erfindung notwendigen Merkmale dargestellt sind. Hierbei werden die folgenden Bezugszeichen verwendet: **1:** CT-System; **2:** erste Röntgenröhre; **3:** erster Detektor; **4:** zweite Röntgenröhre; **5:** zweiter Detektor; **6:** Gantrygehäuse; **7:** Patient (Untersuchungsobjekt); **8:** Patientenliege; **9:** Systemachse; **10:** Rechen- und Steuereinheit; **11:** Speicher; A, B, C, D: Meßpfade gruppierter Detektionsstreifen (Elektronikpfade); d: Abstand des Phasengitters G_1 zum Analysengitter G_2 beziehungsweise zu den Detektorstreifen DS_x in Fächerstrahlgeometrie; d^{\parallel} : Abstand des Phasengitters G_1 zum Analysengitter G_2 beziehungsweise zu den Detektorstreifen DS_x unter Parallelgeometrie; D_1 : Detektor; DS_x : Detektionsstreifen; E_i : i-tes Detektorelement; F_1 : Fokus; G_0 : Quellengitter; G_1 : Phasengitter; G_2 : Analysengitter; h_0, h_1, h_2 : Höhe der Gitterstege; $I(E_i(x_G))$: gemessene Intensität am Detektorelement E_i beim Gitterversatz x_G ; I_{ph} : gemessene Intensität des Photonenflusses; l : Abstand des Quellengitters G_0 zum Phasengitter G_1 ; n : Brechungsindex des Gittermaterials des Phasengitters; P: Patient; p_0 : Gitterperiode des Quellengitters G_0 ; p_1 : Gitterperiode des Phasengitters G_1 ; p_2 : Periode der Detektorstreifen D_s , Abstand der Interferenzlinien nach dem Analysengitter; p_{DS} : kleine Periode der Detektorstreifen D_s , Abstand von Mittellinie zu Mittellinie benachbarter Detektionsstreifen; PrG_n : Programme; S: Systemachse; S_1, S_2 : Röntgenstrahlen; w: Aus-

dehnung des Fokus; x_G : Versatz des Analysengitters beziehungsweise der Detektorstreifen; x, y, z : kartesische Koordinaten; v : Ausdehnung eines Voxels; φ : Phasenverschiebung; φ_{E_x} : Phasenverschiebung am Detektorelement E_x ; Φ_{ph} : Photonfluss; $\Phi_{ph}(x)$: Photonfluss an der Stelle x eines Detektorelementes; λ : Wellenlänge der betrachteten Röntgenstrahlung; γ : Röntgenstrahlung.

[0029] Die Figuren zeigen im Einzelnen:

[0030] Fig. 1: Längsschnitt durch ein Fokus/Detektor-System mit Darstellung von Quellengitter, Phasengitter und Analysengitter und deren Gitterstruktur (Stand der Technik);

[0031] Fig. 2: Längsschnitt durch ein Fokus/Detektor-System eines CT's mit Phasengitter, Analysengitter und Detektor zur Darstellung der Interferenzerscheinung (Stand der Technik);

[0032] Fig. 3: Schematische 3D-Ansicht eines erfindungsgemäßen Fokus/Detektor-Systems ohne Analysengitter;

[0033] Fig. 4: Dreidimensionale Darstellung eines einzelnen Detektorelementes mit vorgeschaltetem Phasengitter;

[0034] Fig. 5: Schematische Darstellung der Detektion der Phasenverschiebung mit einem Analysengitter (Stand der Technik);

[0035] Fig. 6: Schematische Darstellung der erfindungsgemäßen Detektion der Phasenverschiebung ohne Analysengitter, jedoch mit strukturiertem Detektorelement mit Detektionsstreifen in Zweier-Gruppen;

[0036] Fig. 7: Schematische Darstellung der erfindungsgemäßen Detektion der Phasenverschiebung mit einem Detektorelement mit Detektionsstreifen, aufgeteilt in Vierer-Gruppen;

[0037] Fig. 8: 3D-Darstellung eines erfindungsgemäßen Detektorelementes mit Detektionsstreifen in zwei Gruppen aufgeteilt;

[0038] Fig. 9: Röntgen-CT-System in 3D-Ansicht mit erfindungsgemäßem Fokus/Detektor-System.

[0039] Zum besseren Verständnis der Phasenkontrastmessung wird in der Fig. 1 schematisch ein bekanntes Fokus/Detektor-System mit einem Gittersatz G_0 bis G_2 gezeigt. Vor dem ersten Gitter G_0 befindet sich der Fokus F_1 , dessen größte Ausdehnung mit w bezeichnet ist. Das erste Gitter G_0 verfügt über eine Periode p_0 der Gitterlinie und einer Höhe h_0 der Gitterstege. Entsprechend sind auch die Gitter G_1 und G_2 mit einer Höhe h_1 beziehungsweise h_2 und einer Periode p_1 beziehungsweise p_2 ausgestattet. Zur Funk-

tion der Phasenmessung ist es notwendig, dass der Abstand l zwischen dem Gitter G_0 und dem Gitter G_1 und der Abstand d zwischen dem Gitter G_1 und dem Gitter G_2 in einem bestimmten Verhältnis zueinander stehen. Es gilt hierbei

$$p_0 = p_2 \times \frac{l}{d}$$

[0040] Der Abstand des Detektors D_1 mit seinen Detektorelementen E_1 bis E_n vom letzten Gitter G_2 ist unerheblich. Die Höhe h_1 der Stege des Phasengitters sollte dabei so gewählt werden, dass entsprechend der betrachteten Wellenlängen, also der betrachteten Energie der Röntgenstrahlung und bezogen auf das jeweilige Gittermaterial die folgende Formel gilt:

$$h_1 = \frac{\lambda}{2(n-1)}$$

[0041] Hierbei bezeichnet n den Brechungsindex des Gittermaterials und λ die Wellenlängen der Röntgenstrahlen, bei der die Phasenverschiebung gemessen werden soll. Vorteilhaft kann dieses Gitter auf eine Energie eingestellt werden, die einer charakteristischen Linie im Röntgenspektrum der verwendeten Anode entspricht, zumindest sollte in diesem Energiebereich eine ausreichende Photonenzahl zur Verfügung stehen. Bei den derzeit üblichen Wolfram-Anoden kann beispielsweise die K_α -Linie verwendet werden. Es besteht jedoch auch die Möglichkeit, die daneben liegende K_β -Linie zu verwenden. Bei der Wahl anderer Anodenmaterialien werden entsprechend andere Energien und damit andere Dimensionierungen des Phasengitters notwendig.

[0042] Die Höhe h_2 des Analysengitters muss ausreichend sein, um effektive Absorptionsunterschiede zwischen den von der Röntgenstrahlung durchstrahlten Stegen und den weitgehend freien Stellen des Gitters zu erzeugen, um auf der Rückseite ein entsprechendes Moiré-Muster zu schaffen.

[0043] Die Linienorientierung der Gitter G_0 bis G_2 ist regelmäßig so ausgeführt, dass die Gitterlinien aller drei Gitter parallel zueinander verlaufen. Vorteilhaft, jedoch nicht notwendig, ist es weiterhin, wenn die Gitterlinien parallel oder senkrecht zur Systemachse S orientiert sind, wobei die Gitter G_0 bis G_2 meist eben ausgebildet sein werden und senkrecht zur Mittellinie zwischen Fokus- und Detektormittelpunkt ausgerichtet sind. Grundsätzlich besteht jedoch auch die Möglichkeit, die Oberfläche der Gitter dem Strahlenverlauf des Strahlkegels so anzupassen, dass in jedem Ort die Gitter von der Strahlverbindung zwischen dem Fokus und dem jeweiligen Detektorelement senkrecht geschnitten werden, woraus sich eine entsprechende Krümmung der Gitter ergibt.

[0044] In der Fig. 2 ist nochmals in bekannter Weise die vom Gitter G_0 ankommende individuell kohärente Strahlung, die den Patienten P durchdringt, gezeigt,

wobei es nach dem Durchdringen des Patienten P zu Phasenverschiebungserscheinungen kommt. Hierdurch wird beim Durchtritt durch das Gitter G_1 ein Interferenzmuster, welches durch die Grauschattierung dargestellt ist, erzeugt, das mit Hilfe des Gitters G_2 auf den anschließenden Detektor D_1 und dessen Detektorelementen zu unterschiedlichen Strahlungsintensitäten je Detektorelement führt, wobei sich dort ein sogenanntes Moiré-Muster ausbildet. Betrachtet man beispielsweise das Detektorelement E_i in Abhängigkeit eines Versatzes x_G des Analysengitters G_2 und trägt die Intensität $I(E_i(x_G))$ als Funktion des Versatzes x_G über die Intensität I , so erhält man einen sinusförmigen An- und Abstieg der Intensität I an diesem Detektorelement E_i . Trägt man diese gemessenen Strahlungsintensitäten I für jedes Detektorelement E_i beziehungsweise E_j in Abhängigkeit vom Versatz x_G auf, so lässt sich für die verschiedenen Detektorelemente, die ja letztendlich den räumlichen Röntgenstrahl zwischen dem Fokus und dem jeweiligen Detektorelement bilden, die Funktion $I(E_i(x_G))$ beziehungsweise $I(E_j(x_G))$ annähern. Aus den Funktionen lässt sich für jedes Detektorelement die Phasenverschiebung φ relativ zueinander bestimmen. Es gilt:

$$\varphi = 2\pi n \frac{x}{\lambda},$$

wobei v der Größe eines Voxels beziehungsweise Pixels im untersuchten Objekt entspricht, n dessen Brechungsindex ist und λ die Wellenlänge der Röntgenstrahlung darstellt.

[0045] Es lässt sich auf diese Weise für jeden Strahl im Raum durch mindestens drei Messungen mit jeweils versetztem Analysengitter die Phasenverschiebung je Strahl bestimmen, woraus entweder im Fall von projektiven Röntgenaufnahmen direkt die Pixelwerte einer projektiven Aufnahme berechnet werden können oder es werden im Fall einer CT-Untersuchung Projektionen erstellt, deren Pixelwerte der Phasenverschiebung entsprechen, so dass hieraus mit Hilfe an sich bekannter Rekonstruktionsmethoden berechnet werden kann, welches Volumenelement im Untersuchungsobjekt welchen Anteil an der gemessenen Phasenverschiebung zuzusprechen ist. Hieraus errechnen sich damit Schnittbilder oder Volumendaten, die die örtliche Wirkung des untersuchten Objektes bezüglich der Phasenverschiebung einer Röntgenstrahlung widerspiegelt. Da bereits geringe Unterschiede in der Zusammensetzung einen starken Effekt auf die Phasenverschiebung ausüben, lassen sich hierdurch sehr detailreiche und kontraststarke Volumendaten von an sich relativ ähnlichen Materialien, insbesondere von Weichteilgewebe, wiedergeben.

[0046] Die zuvor beschriebene nicht erfindungsgemäße Variante der Detektion von Phasenverschiebungen der Röntgenstrahlen, die ein Untersuchungsobjekt durchdringen, mit Hilfe eines mehr-

fach versetzten Analysengitters und Messung der Strahlungsintensität auf einem Detektorelement hinter dem Analysengitter hat den Nachteil, dass von jedem Röntgenstrahl mindestens drei Messungen bei jeweils verschobenem Analysengitter durchgeführt werden müssen. Hierdurch wird die Abtastung des Untersuchungsobjektes relativ langsam, wobei gleichzeitig die Dosisbelastung zunimmt. Zusätzlich besteht das Problem, dass aufgrund des verwendeten Analysengitters ein Teil der Strahlung für die Detektion verloren geht, da sie im Gitter absorbiert wird.

[0047] Erfindungsgemäß wird daher vorgeschlagen, auf ein derartiges Analysengitter zu verzichten und stattdessen die Detektorelemente, die im Anschluss an das Phasengitter angeordnet sind, derart zu strukturieren, dass zumindest kein Dosisverlust bei der Messung auftritt, vorzugsweise eine Aufteilung so zu wählen, dass mit einer einzigen Messung die Phasenverschiebung im betrachteten Strahl bestimmt werden kann.

[0048] Eine solche Anordnung ist schematisch in einer 3D-Darstellung eines Fokus/Detektor-Systems eines Computertomographen in der **Fig. 3** gezeigt. Diese zeigt einen Fokus F_1 , in dessen Strahlengang ein Quellengitter G_0 angeordnet ist und auf der Detektorseite ein Phasengitter G_1 vorliegt, welches die zuvor beschriebenen Interferenzerscheinungen erzeugt, die vom nachfolgenden Detektor gemessen werden, so dass jedes einzelne Detektorelement die Phasenverschiebung, genauer gesagt die mittlere Phasenverschiebung, der Strahlung über dieses Detektorelement messen kann. In der gezeigten Darstellung ist auf der Detektorseite ein Detektor D_1 dargestellt, der als Mehrzeilendetektor ausgebildet ist, wobei jede Zeile eine Vielzahl von Detektorelementen enthält und jedem Detektorelement eine Gitterstruktur des Phasengitters G_1 vorgeschaltet ist.

[0049] Diese Kombination zwischen Gitter und Detektorelement ist in der **Fig. 4** vergrößert gezeigt. Hier ist das Detektorelement strukturiert dargestellt, wobei dieses aus einer Vielzahl von Detektionsstreifen DS_1 bis DS_{18} besteht, die von ihrer Ausrichtung her parallel zu den Gitterlinien des Phasengitters G_1 orientiert sind. Es wird dabei darauf hingewiesen, dass die hier gezeigte Aufteilung lediglich eine schematische Darstellung ist, die das Grundprinzip der Aufteilung zeigen soll, wobei sich die Dimensionen in der Praxis grundsätzlich davon unterscheiden.

[0050] In der Praxis liegt die Größe eines solchen Detektionselementes im Bereich von 100 bis 1000 μm . Die Periode p_2 , in deren Größenordnung sich die Ausdehnung der Detektionsstreifen befinden muss, liegt in der Regel bei ca. 2 μm , so dass die einzelnen Detektionsstreifen, falls diese in zwei Gruppen aufgeteilt sind, etwa einen μm betragen.

[0051] Die Fig. 5 verdeutlicht nochmals das Grundprinzip der nicht erfindungsgemäßen Messung der Phasenverschiebung mit Hilfe eines Analysengitters G_2 . Diese Darstellung zeigt schematisch den Fluss der Röntgenphotonen Φ_{ph} über die x-Achse hinter dem Phasengitter in einem Abstand einer Talbotdistanz, wobei der Verlauf des Photonенflusses $\Phi_{ph}(x)$ über die x-Achse aufgetragen ist. Die x-Achse verläuft hierbei senkrecht zu den Gitterlinien. Anschließend ist das Analysengitter G_2 gezeigt, welches eine Periode p_2 aufweist und an seinen Stegen die Photonen absorbiert, so dass lediglich an den freien Stellen die Photonen nach unten durchdringen können und letztendlich auf das dahinterliegende Detektorelement E_i auftreffen, wo deren Intensität gemessen wird. Wird nun das Gitter G_2 in Richtung der x-Achse geringfügig verschoben, so ergibt sich an dem dahinterliegenden Detektorelement eine starke Intensitätsschwankung der gemessenen Strahlungsintensität I_{ph} , die über den Weg der Verschiebung des Gitters x_G aufgetragen werden kann. Aus der Kurve der Strahlungsintensität in Abhängigkeit vom Versatz x_G des Analysengitters G_2 lässt sich die Phase φ für das jeweilige Detektorelement bestimmen.

[0052] Erfindungsgemäß lässt sich nun das Analysengitter dadurch ersetzen, dass dem Detektorelement eine gitterähnliche Struktur gegeben wird, wobei durch Zusammenfassen einer Vielzahl von Streifen – entsprechend den Gitterlinien beziehungsweise den Freiräumen im Gitter – jeweils die Intensitäten gemessen werden können, die durch das Gitter hindurch treten beziehungsweise die Intensitäten, die einem Versatz einer halben Periode eines Gitters entsprechen. Eine solche Situation ist in der Fig. 6 dargestellt. Hier ist oben zunächst wieder der Photonенfluss aufgrund der Interferenzerscheinung, die durch das Phasengitter hervorgerufen wurde, über die x-Achse dargestellt. Dieser Photonенfluss mit unterschiedlicher Intensität trifft auf das Detektorelement auf, wobei das Detektorelement E_i in eine Vielzahl von Detektionsstreifen DS_1 bis DS_6 aufgeteilt ist. Die Detektionsstreifen werden mit zwei unterschiedlichen Pfaden A und B abwechselnd zusammengefasst, so dass die Detektionsstreifen DS_1 , DS_3 , DS_5 ... den Pfad B speisen, während die Detektionsstreifen DS_2 , DS_4 , DS_6 ... den Pfad A speisen. Auf diese Weise kann jeweils durch Betrachtung der gemessenen Dosis über den Pfad A beziehungsweise dem Pfad B die Intensitätsänderung gemessen werden, die sich ergäbe, wenn ein Analysengitter – entsprechend der Fig. 5 – um eine halbe Periode verschoben werden würde.

[0053] Wird die gleiche Messung bei einem leicht verschobenen Detektor beziehungsweise leicht verschobenen Detektionsstreifen um eine halbe Breite eines Detektionsstreifens durchgeführt, wie es weiter unten gestrichelt angedeutet wird, so lässt sich die gleiche Messung mit den beiden Pfaden durchfüh-

ren, wobei hier entsprechende Intensitäten gemessen werden. Trägt man nun diese gemessenen Intensitäten der Pfade A und B beziehungsweise mit leicht verschobenem Detektor A' und B' über die x-Achse auf, so kann, wie es in der darunter gezeigten Darstellung über diese gemessenen Werte ersichtlich ist, eine Anpassung einer Sinus-Linie durchgeführt werden und damit die Phase φ der detektierten Röntgenstrahlung bestimmt werden.

[0054] Während es in der Ausführungsvariante der Fig. 6 noch notwendig ist, zumindest zwei Messungen mit jeweils versetztem Detektionsstreifen durchzuführen, wobei hier bei jeder Messung zwei Messwerte durch die Pfade A und B entstehen, ist es in einer verbesserten Ausführung des erfindungsgemäßen Detektions-Systems, wie es in der Fig. 7 dargestellt, möglich, mit einer einzigen Messung die Phase der detektierten Röntgenstrahlung eines Detektorelementes direkt zu bestimmen. Die Fig. 7 zeigt eine Detektionsanordnung, ähnlich der Fig. 6, jedoch ist die Unterteilung des Detektionselementes in Detektionsstreifen so gestaltet, dass die einzelnen Detektionsstreifen lediglich eine viertel Periode des entsprechenden Analysengitters aufweisen. Auf diese Weise ist es nun möglich, die Detektionsstreifen so zusammenzuschalten, dass jeder vierte Streifen auf den gleichen Elektronikpfad geführt wird und entsprechende Detektionsstreifengruppen gebildet werden. Wird nun mit einer derartigen Detektoranordnung eine Messung an einem bestimmten Ort, also für einen bestimmten Röntgenstrahl, durchgeführt, so lässt sich aus den gemessenen Intensitäten über die Pfade A, B, C und D jeweils die phasenentsprechende Intensität ablesen, und es kann aus diesen vier Messungen direkt die Phase der Röntgenstrahlung, der dieses Detektorelement trifft, bestimmt werden. Die Auswertung dieser vier Messwerte A, B, C, D ist in dieser Figur unten nochmals dargestellt, wobei auch hier zu bemerken ist, dass diese Messung nicht etwa einer Phasenbestimmung der Röntgenstrahlung im Bereich eines einzelnen Detektionsstreifens entspricht, sondern einer Mittelung über die gesamte Fläche des Detektionselementes entspricht. Besonders vorteilhaft ist hierbei, dass bei der Messung die gesamte verwendete Dosis, die das Untersuchungsobjekt, insbesondere einen Patienten, bestrahlt, zur Auswertung herangezogen wird und damit keine Dosisverluste entstehen.

[0055] Der Kern der Erfindung besteht also darin, dass ein Detektionselement in eine Vielzahl von Detektionsstreifen aufgeteilt wird, die gruppenweise bezüglich der gemessenen Röntgenintensität ausgelesen werden, wobei die Aufteilung derart stattfinden muss, dass sie einerseits in die Periode p_2 eines entsprechenden Analysengitters passt und gleichzeitig jedoch pro Periode mindestens zwei vorzugsweise mindestens drei Detektionsstreifen aufweist, so dass pro Periode jede der Gruppen an Detektionsstreifen

einmal repräsentiert ist. Durch diese Art der Aufteilung ist es also möglich, innerhalb einer Periode zwei, drei, vier, fünf oder mehr Detektionsstreifen unterzubringen und diese Aufteilung vielfach aneinander zu reihen, in Richtung senkrecht zur Ausrichtung der Detektionsstreifen, so dass die Anzahl der Messgruppen der Anzahl der Detektionsstreifen je Periode p_2 entspricht.

[0056] Eine solche beispielhafte Ausführung eines Detektionselementes ist nochmals in der **Fig. 8** gezeigt, wobei hier die Detektionsstreifen in Zweiergruppen an die Kanäle A und B angebunden sind.

[0057] Ein vollständiges Computer-CT-System zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens ist in der **Fig. 9** dargestellt. Diese zeigt das CT-System **1**, welches über ein erstes Fokus/Detektor-System mit einer Röntgenröhre **2** und einem gegenüberliegenden Detektor **3** verfügt, die auf einer nicht näher dargestellten Gantry in einem Gantrygehäuse **6** angeordnet sind. Im Strahlengang des ersten Fokus/Detektor-Systems **2, 3** ist ein Gittersystem gemäß den **Fig. 1** bis **Fig. 3** angeordnet, so dass der Patient **7**, der sich auf einer längs der Systemachse **9** verschiebbaren Patientenliege **8** befindet, in den Strahlengang des ersten Fokus/Detektor-Systems geschoben werden kann und dort abgetastet wird. Die Steuerung des CT-Systems wird durch eine Rechen- und Steuereinheit **10** durchgeführt, in der in einem Speicher **11** Programme Prg_1 bis Prg_n gespeichert sind, die die zuvor beschriebenen erfindungsgemäßen Verfahren durchführen und aus den gemessenen strahlenabhängigen Phasenverschiebungen entsprechende tomographische Bilder rekonstruieren.

[0058] Optional kann anstelle des einzigen Fokus/Detektor-Systems ein zweites Fokus/Detektor-System im Gantrygehäuse angeordnet werden. Dieses ist in der **Fig. 9** durch die gestrichelt gezeigte Röntgenröhre **4** und den gestrichelt dargestellten Detektor **5** angedeutet.

[0059] Ergänzend ist noch darauf hinzuweisen, dass mit den gezeigten Fokus/Detektor-Systemen nicht nur Phasenverschiebungen der Röntgenstrahlung gemessen werden können, sondern diese weiterhin auch zur konventionellen Messung der Strahlungsabsorption und Rekonstruktion von entsprechenden Absorptionenaufnahmen geeignet sind. Gegebenenfalls können auch kombinierte Absorptions- und Phasenkontrastaufnahmen erzeugt werden.

[0060] Weiterhin wird darauf hingewiesen, dass in der praktischen Ausführung bei den verwendeten Quellengittern zur Kontrastverbesserung die Lücken zwischen den Gitterlinien mit einem hochabsorbierenden Material gefüllt sein können. Beispielsweise kann hierfür Gold verwendet werden. Grundsätzlich

sollten die Quellengitter so ausgestaltet werden, dass sie einen Kontrastfaktor von mindestens e^{-1} erreichen.

[0061] Insgesamt betrifft die Erfindung also ein Fokus/Detektor-System einer Röntgenapparatur zur Erzeugung projektiver oder tomographischer Phasenkontrastaufnahmen eines Untersuchungsobjektes, mindestens bestehend aus: einer Strahlenquelle mit einem Fokus und einem fokusseitigen Quellengitter, welches im Strahlengang zwischen Fokus und Untersuchungsobjekt angeordnet ist, und ein Feld von strahlweise kohärenten Röntgenstrahlen erzeugt, einer Gitter/Detektor-Anordnung mit einem in Strahlrichtung nach dem Untersuchungsobjekt angeordneten Phasengitter mit parallel zum Quellengitter angeordneten Gitterlinien zur Erzeugung eines Interferenzmusters und einem Detektor mit einer Vielzahl von flächig angeordneten Detektorelementen zur Messung der Strahlungsintensität hinter dem Phasengitter, wobei zwischen Phasengitter und Detektor kein Analysengitter angeordnet ist, wobei die einzelnen Detektorelemente jeweils aus einer Vielzahl von länglichen Detektionsstreifen gebildet werden, die parallel zu den Gitterlinien des Phasengitters ausgerichtet sind und gruppenweise verbunden und gegeneinander versetzt angeordnet oder gegeneinander versetzt positionierbar ausgebildet sind. Weiter betrifft die Erfindung ein Röntgen-System oder ein Röntgen-C-Bogen-System sowie ein Verfahren zur Erzeugung projektiver Röntgenaufnahmen von einem Untersuchungsobjekt mit einem erfindungsgemäßen Fokus/Detektor-System.

Patentansprüche

1. Fokus/Detektor-System (**2, 3**) einer Röntgenapparatur zur Erzeugung projektiver oder tomographischer Phasenkontrastaufnahmen eines Untersuchungsobjektes (**7**), mindestens bestehend aus:
 - 1.1. einer Strahlenquelle mit einem Fokus (F_1) und einem fokusseitigen Quellengitter (G_0), welches im Strahlengang zwischen Fokus (F_1) und Untersuchungsobjekt (**7**) angeordnet ist, eine Gitterperiode (p_0) aufweist, und ein Feld von strahlweise kohärenten Röntgenstrahlen (S_i) erzeugt,
 - 1.2. einer Gitter/Detektor-Anordnung mit einem in Strahlrichtung nach dem Untersuchungsobjekt (**7**) angeordneten Phasengitter (G_1) mit parallel zum Quellengitter (G_0) angeordneten Gitterlinien zur Erzeugung eines Interferenzmusters und einem Detektor (D_1) mit einer Vielzahl von flächig angeordneten Detektorelementen (E_i) zur Messung der Strahlungsintensität hinter dem Phasengitter (G_1), wobei zwischen Phasengitter (G_1) und Detektor (D_1) kein Analysengitter angeordnet ist,
 - 1.3. wobei die einzelnen Detektorelemente (E_i) jeweils aus einer Vielzahl von länglichen Detektionsstreifen (DS_x) mit einer Periode (p_2) gebildet werden, die parallel zu den Gitterlinien des Phasengitters (G_1)

ausgerichtet sind und gruppenweise verbunden und gegeneinander versetzt angeordnet oder gegeneinander versetzt positionierbar ausgebildet sind,

1.4. zwischen dem Quellgitter (G_0) und dem Phasengitter (G_1) ein Abstand (1) und zwischen Phasengitter (G_1) und dem Detektor (D_1) ein Abstand d vorliegt, und

1.5. das Verhältnis der Periode (p_0) des Quellgitters (G_0) zur Periode (p_2) der Detektionsstreifen (DS_x) gleich dem Verhältnis des Abstandes (1) zwischen Quellgitter (G_0) und Phasengitter (G_1) zum Abstand (d) zwischen Phasengitter (G_1) und Detektor (D_1) ist,

1.6. wobei die Aufteilung der Detektorelemente in Detektionsstreifen (DS_x) derart gestaltet ist, dass innerhalb einer Periode (p_2) mindestens zwei (k) Detektionsstreifen vorliegen, sich diese Aufteilung vielfach aneinander reiht und die Detektionsstreifen (DS_x) zur gruppenweisen Auslesung in Elektronikpfaden derart verbunden sind, dass pro Periode (p_2) jede der Gruppen einmal repräsentiert ist.

2. Fokus/Detektor-System (2, 3) gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**,

dass die Gitter/Detektor-Anordnung derart ausgebildet und angeordnet ist, dass sie den folgenden geometrischen Bedingungen genügt:

$$p_2 = k \times p_{DS}$$

$$p_0 = p_2 \times \frac{l}{d},$$

$$p_1 = 2 \times \frac{p_0 \times p_2}{p_0 + p_2}$$

$$d = \frac{l \times d^{\equiv}}{l - d^{\equiv}} \quad \text{mit} \quad d^{\equiv} = \frac{1}{2} \times \left(\frac{p_1^2}{4\lambda} \right),$$

$$h_1 = \frac{\lambda}{2(n-1)},$$

wobei gilt:

p_0 = Gitterperiode des Quellgitters G_0 ,

p_1 = Gitterperiode des Phasengitters G_1 ,

p_2 = Periode der Detektionsstreifen DS_x ,

p_{DS} = kleine Periode der Detektionsstreifen DS_x ,

d = Abstand des Phasengitters G_1 zu den Detektionsstreifen DS_x in Fächerstrahlgeometrie,

d^{\equiv} = Abstand des Phasengitters G_1 zu den Detektionsstreifen DS_x unter Parallelgeometrie,

$k = 2, 3, 4, 5, \dots$,

l = Abstand des Quellgitters G_0 zum Phasengitter G_1 ,

λ = ausgewählte Wellenlänge der Strahlung,

h_1 = Steghöhe des Phasengitters G_1 in Strahlrichtung,

n = Brechungsindex des Gittermaterials des Phasengitters.

3. Fokus/Detektor-System (2, 3) gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Detektionsstreifen (DS_x) als direkt konvertierende Detektionsstreifen ausgebildet sind.

4. Fokus/Detektor-System (2, 3) gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet**, dass die n Detektionsstreifen (DS_x) zumindest eines Detektorelementes (E_i) mit m Elektronikpfaden zur Auslesung der Strahlungsintensität in Schritten von m abwechselnd und gruppenweise mit einer Ausleseelektronik verbunden sind, wobei gilt $2 \leq m \ll n$.

5. Fokus/Detektor-System (2, 3) gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 4, **dadurch gekennzeichnet**, dass genau zwei Elektronikpfade (A, B) vorgesehen sind.

6. Fokus/Detektor-System (2, 3) gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 4, **dadurch gekennzeichnet**, dass genau drei (A, B, C) oder vier (A, B, C, D) Elektronikpfade vorgesehen sind.

7. Röntgen-System zur Erzeugung projektiver Phasenkontrastaufnahmen mit mindestens einem Fokus/Detektor-System (2, 3) gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 6.

8. Röntgen-C-Bogen-System zur Erzeugung projektiver und tomographischer Phasenkontrastaufnahmen mit einem Fokus/Detektor-System (2, 3) gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 6, welches auf einem um das Untersuchungsobjekt (7) rotierbaren C-Bogen angeordnet ist.

9. Röntgen-CT-System (1) zur Erzeugung tomographischer Phasenkontrastaufnahmen mit mindestens einem Fokus/Detektor-System (2, 3) gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 6, welches auf einer um das Untersuchungsobjekt (7) rotierbaren Gantry angeordnet ist.

10. Röntgen-System gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 7 bis 9, **dadurch gekennzeichnet**, dass eine Rechen- und Steuereinheit (10) zur Steuerung des Versatzes der Detektionsstreifen und Berechnung der Phasenverschiebung aus mehreren Intensitätsmessungen des gleichen Strahls mit unterschiedlich versetzten Detektionsstreifen vorhanden ist.

11. Röntgen-System gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 7 bis 9, **dadurch gekennzeichnet**, dass es eine Rechen- und Steuereinheit (10) aufweist, die Programmcode (Prg_x) enthält, welcher im Betrieb das Verfahren gemäß einem der nachstehenden Verfahrensansprüche ausführt.

12. Verfahren zur Erzeugung projektiver Röntgenaufnahmen von einem Untersuchungsobjekt (7) mit einem Fokus/Detektor-System (2, 3) gemäß einem der Ansprüche 1 bis 6, wobei zumindest die folgenden Verfahrensschritte durchgeführt werden:

12.1. das Untersuchungsobjekt (7) wird von einem Strahlenbündel, welches zuvor das Quellengitter (G_0) passiert hat, durchstrahlt und nach dem Untersuchungsobjekt (7) durch das Phasengitter (G_1) geleitet, wobei jeder Strahl im Raum durch die Verbindungslinie Fokus-Detektorelement und die Ausdehnung des Detektorelementes (E_i) bezüglich Richtung und Ausdehnung definiert ist,

12.2. die mittlere Phasenverschiebung (φ) jedes Strahls wird gemessen, indem für diesen Strahl mit Hilfe der fein strukturierten Detektionsstreifen (DS_x) die Intensität ($I(E_i(x_G))$) der Strahlung an den gruppenweise verbundenen und gegeneinander versetzt angeordneten oder gegeneinander versetzt positionierten Detektionsstreifen (DS_x) gemessen wird,

12.3. aus den gemessenen mittleren Phasenverschiebungen (φ) der Strahlen werden Phasenkontrastaufnahmen erstellt, deren Pixelwerte die mittlere Phasenverschiebung (φ) je Strahl repräsentieren.

13. Verfahren gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 12, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Detektionsstreifen (DS_x) eines Detektorelementes (E_i) abwechselnd mit zwei Elektronikpfaden (A, B) verbunden sind und ohne zwischenzeitlichen Detektorversatz mindestens zwei Intensitätsmessungen an den zwei Gruppen von Detektionsstreifen (DS_x) über die beiden Elektronikpfade (A, B) eines Detektorelementes (E_i) durchgeführt werden, anschließend mindestens einmal ein räumlicher Versatz der Gruppen der Detektionsstreifen (DS_x) stattfindet, und zwei weitere Messungen für den gleichen räumlichen Strahl durchgeführt werden.

14. Verfahren gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 12, **dadurch gekennzeichnet**, dass der räumliche Versatz (x_G) der Gruppen der Detektionsstreifen (DS_x) schaltungstechnisch erfolgt.

15. Verfahren gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 12, **dadurch gekennzeichnet**, dass der räumliche Versatz (x_G) der Gruppen der Detektionsstreifen (DS_x) physisch erfolgt.

16. Verfahren gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 12, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Detektionsstreifen (DS_x) eines Detektorelementes (E_i) abwechselnd mit mindestens drei Messpfaden (A, B, C) verbunden sind und ohne zwischenzeitlichen Detektorversatz mindestens drei Intensitätsmessungen an den drei Gruppen von Detektionsstreifen über die drei Messpfade (A, B, C) eines Detektorelementes für einen Strahl durchgeführt werden.

Es folgen 6 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

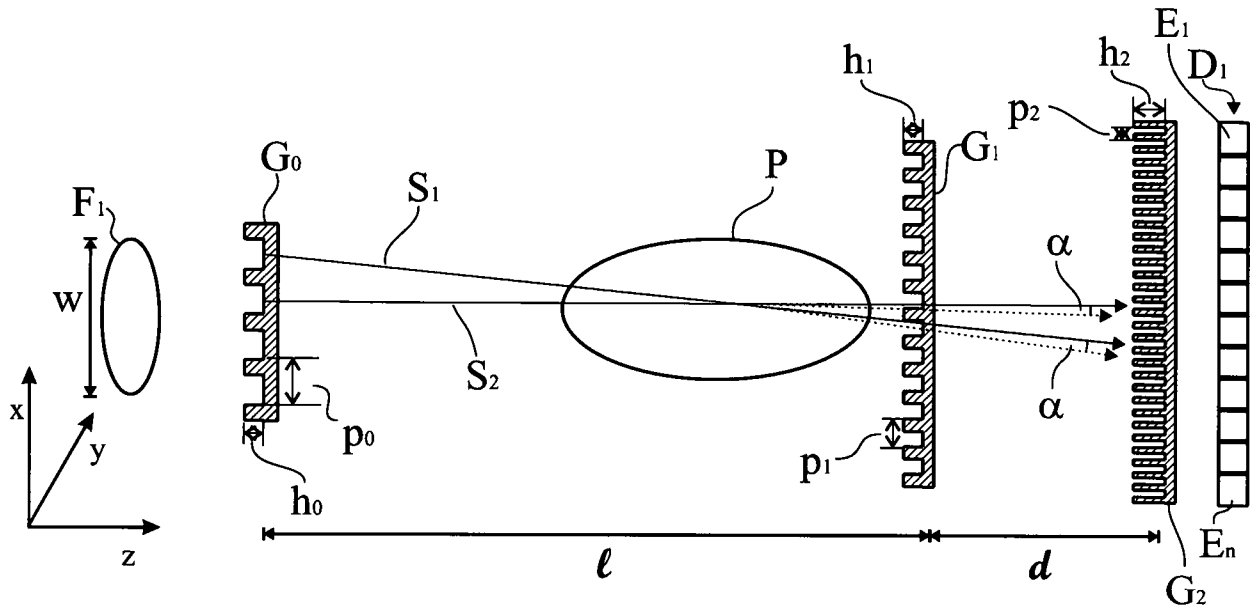


FIG 2

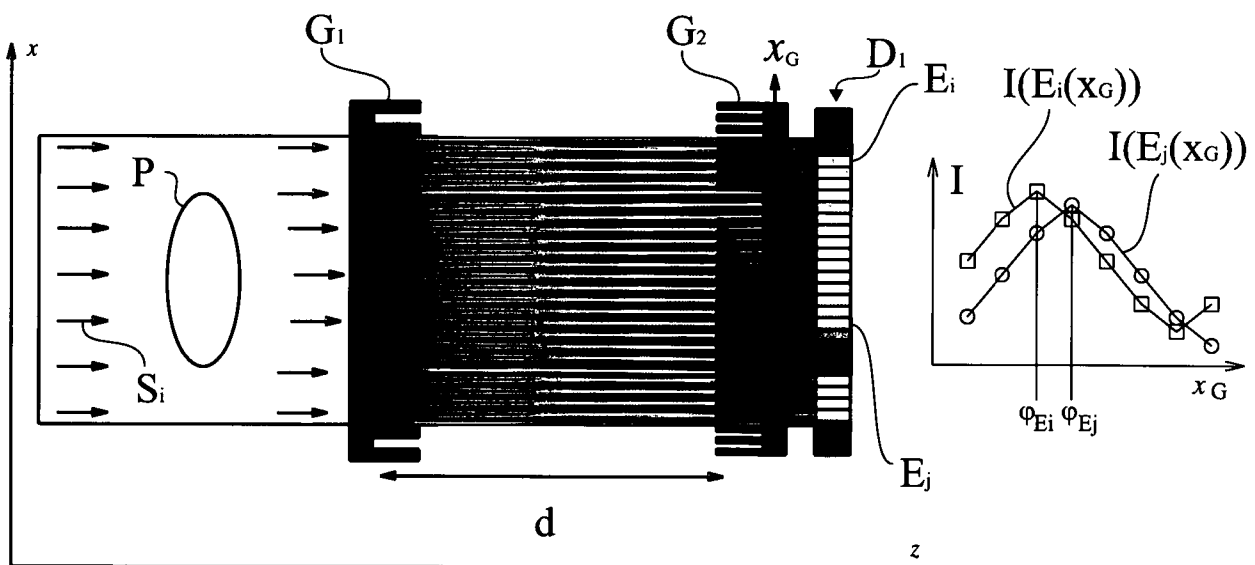


FIG 3

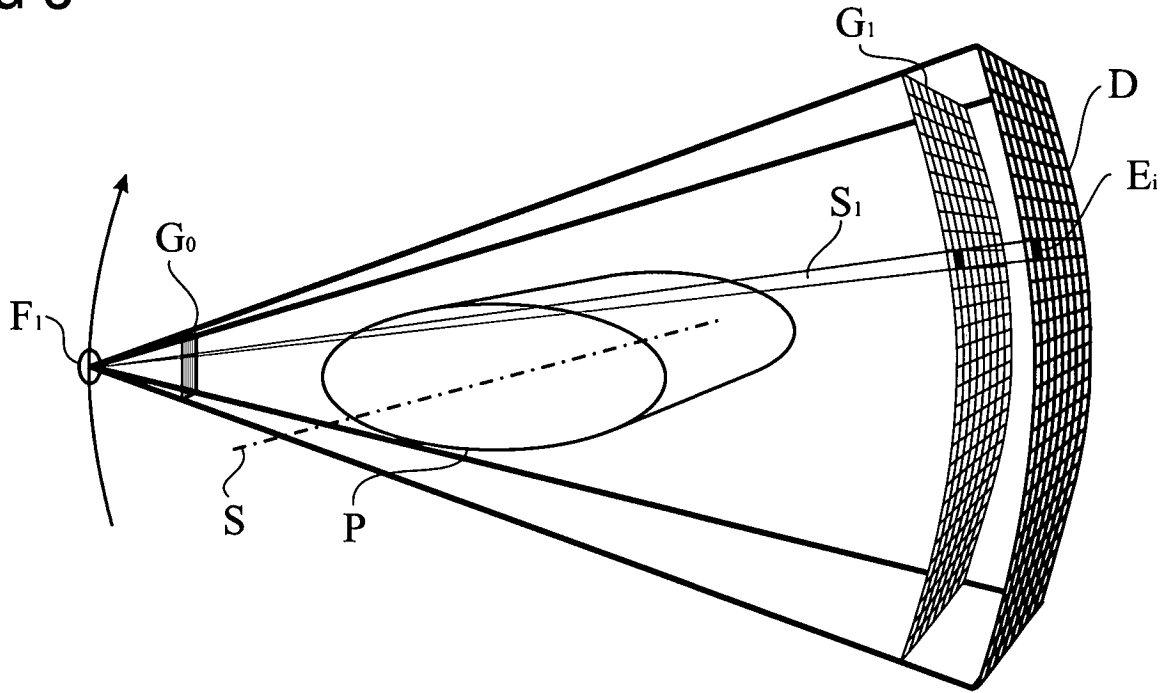


FIG 4

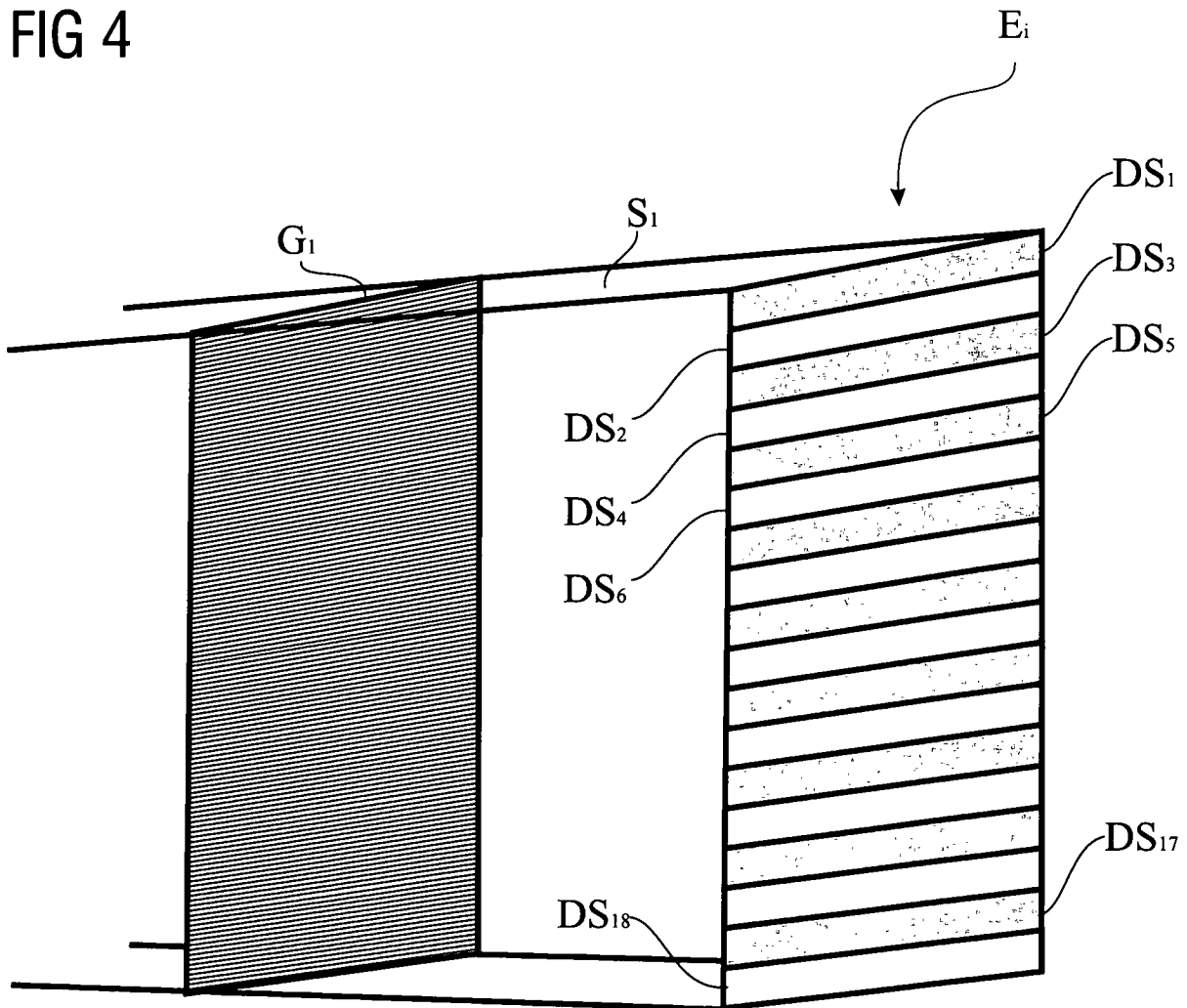


FIG 5

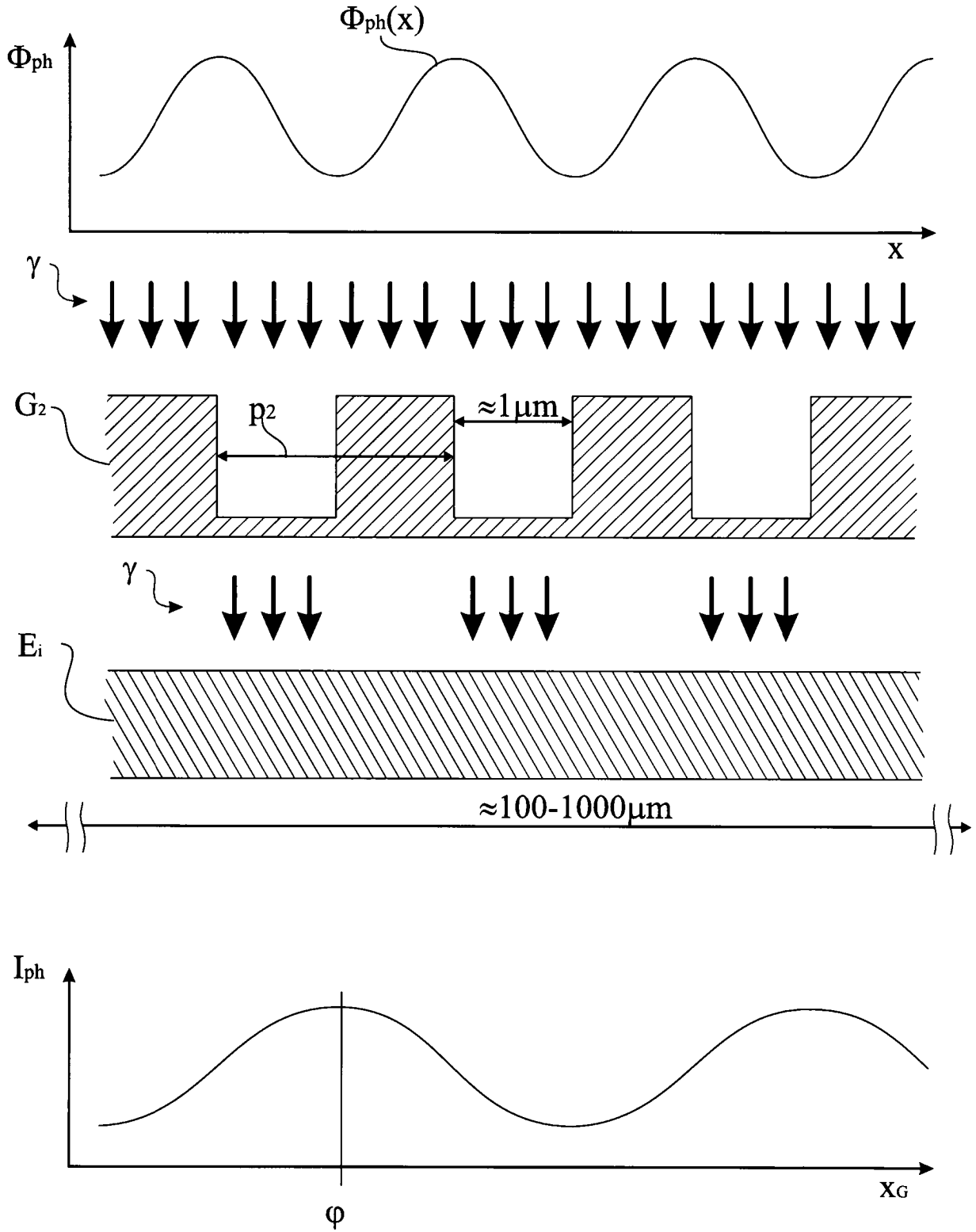


FIG 6

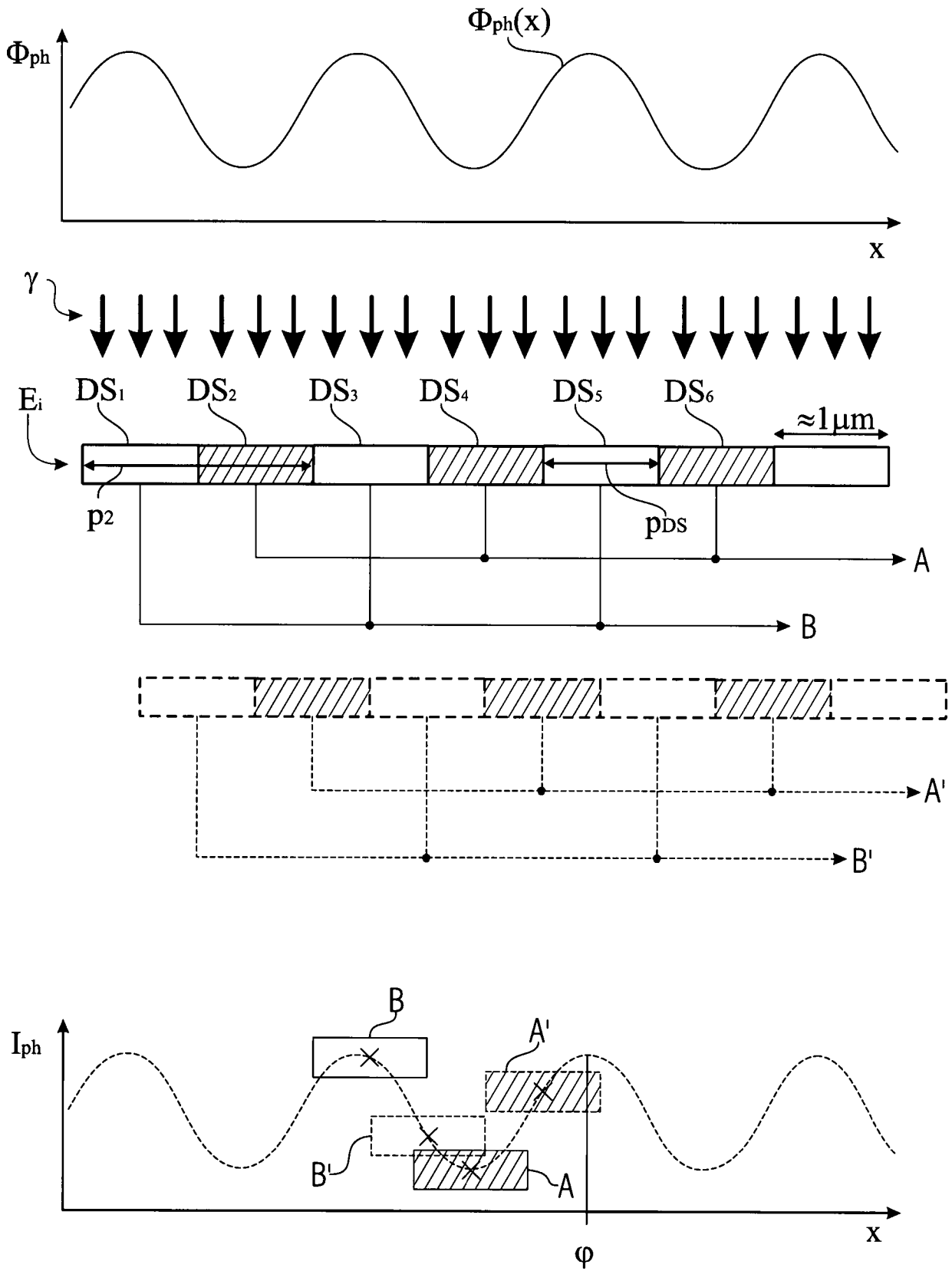


FIG 7

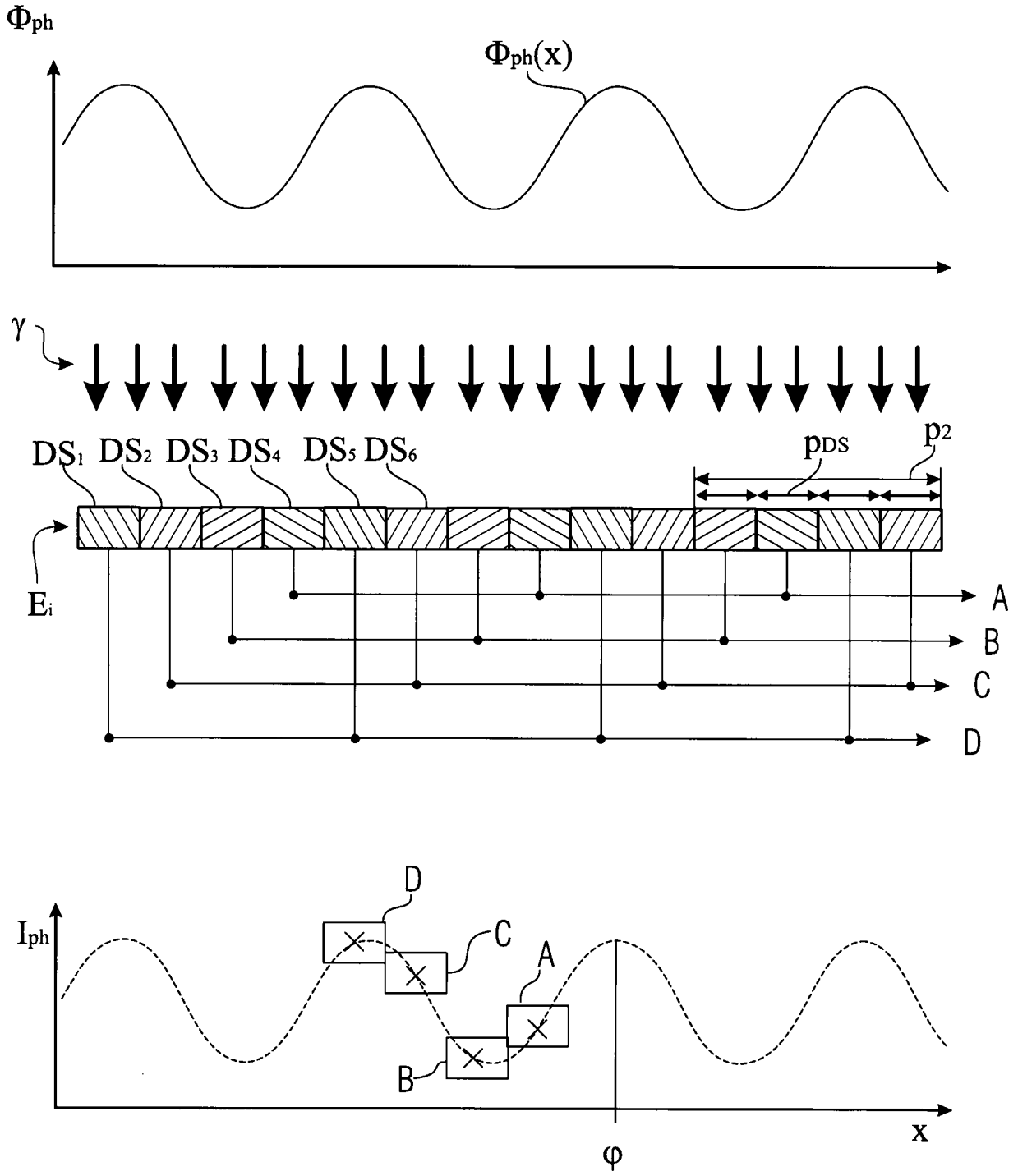


FIG 8

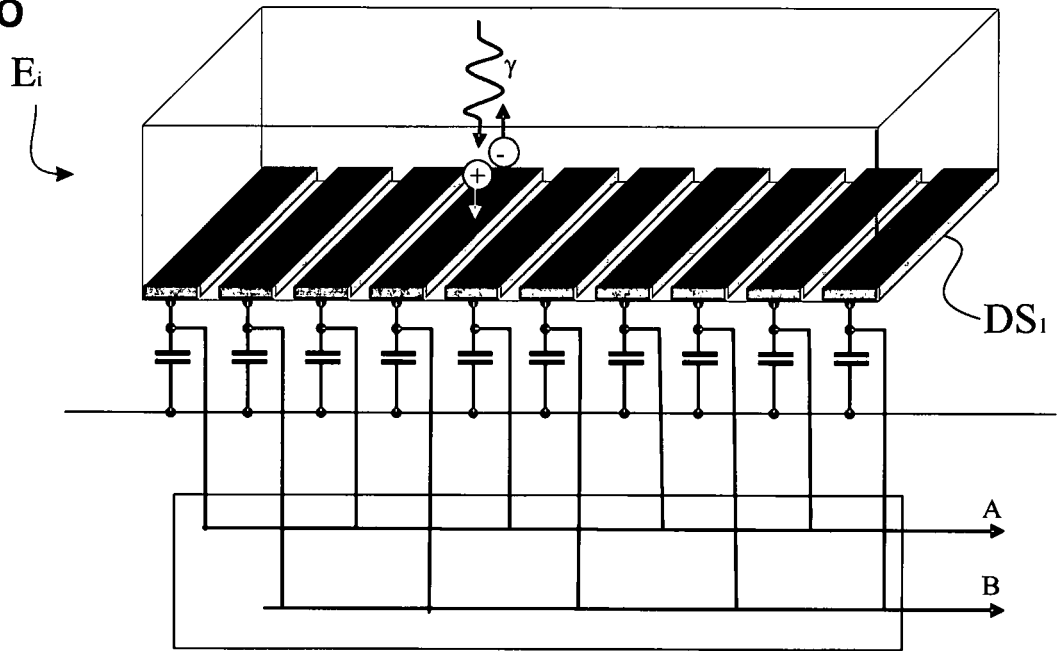


FIG 9

