



(10) **DE 10 2008 048 688 B4** 2011.08.25

(12) **Patentschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2008 048 688.4**
(22) Anmeldetag: **24.09.2008**
(43) Offenlegungstag: **25.03.2010**
(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **25.08.2011**

(51) Int Cl.: **A61B 6/03 (2006.01)**
G01N 23/04 (2006.01)
G01N 23/06 (2006.01)
G21K 4/00 (2006.01)

Innerhalb von drei Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

(73) Patentinhaber:
Paul Scherrer Institut, Villigen, CH; Siemens Aktiengesellschaft, 80333, München, DE

(74) Vertreter:
derzeit kein Vertreter bestellt

(72) Erfinder:
Popescu, Stefan, Prof. Dr., 91056, Erlangen, DE; David, Christian, Dr., Lauchringen, CH; Donath, Tilman, Dr., Brugg, CH; Pfeiffer, Franz, Prof. Dr., Brugg, CH; Hempel, Eckhard, Dr., 90765, Fürth, DE; Hoheisel, Martin, Dr., 91056, Erlangen, DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht gezogene Druckschriften:

DE 10 2006 015358 A1
EP 18 03 398 A1

PFEIFFER, F. [u.a.]: Hard-X-ray dark-field imaging using a grating interferometer. In: Nature Materials, Vol.7, 2008, S.134-137

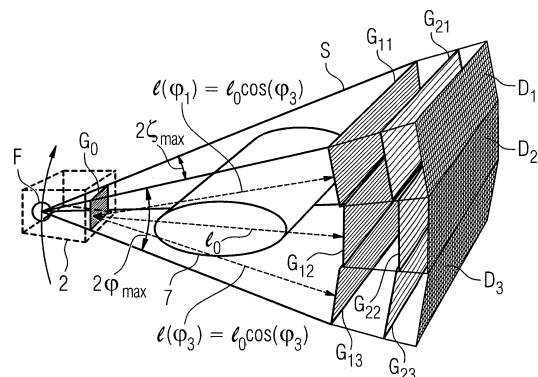
(54) Bezeichnung: **Röntgen-CT-System zur Erzeugung tomographischer Phasenkontrast- oder Dunkelfeldaufnahmen**

(57) Hauptanspruch: Röntgen-CT-System (1) mit mindestens einem Quellen/Detektor-System (F, D) zur Erzeugung tomographischer Phasenkontrast- oder Dunkelfeldaufnahmen, welches auf einer, um eine Systemachse (9) rotierbaren, Gantry angeordnet ist, das Quellen/Detektor-System (F, D) aufweisend:

1.1. eine Röntgenstrahlenquelle mit einer Gitterstruktur (13, G_0), welche gitterartig angeordnete Streifen von Emissionsmaxima und Emissionsminima einer erzeugten Röntgenstrahlung mit einer Gitterperiode (p_0) emittiert, wobei ein in zwei Ebenen aufgeweiteter Strahlenfächer von Röntgenstrahlen mit einem maximalen Fächerwinkel ($2\varphi_{\max}$) in der Rotationsebene der Gantry und einem Z-Winkel ($2\zeta_{\max}$) senkrecht zur Rotationsebene der Gantry entsteht,

1.2. eine Detektoranordnung mit einer Vielzahl von nebeneinander angeordneten Gitter/Detektor-Modulen, welche jeweils in Strahlrichtung hintereinander angeordnet aufweisen:

1.2.1. mindestens ein Phasengitter (G_{1i}), zur Erzeugung eines Interferenzmusters,
1.2.2. ein Analysengitter (G_{2i}) mit unmittelbar anschließendem Detektor mit einer Vielzahl von Detektorelementen, zur Bestimmung von Phase, mittlerer Strahlungsintensität (I_{med}) und Amplitude (I_{amp}) der mittleren Intensität der Strahlung je Detektorelement bei Relativverschiebung einer der vorgelagerten Gitterstrukturen,...



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Röntgen-CT-System mit einem Quellen/Detektor-System zur Erzeugung tomographischer Phasenkontrast- oder Dunkelfeldaufnahmen, welches auf einer, um eine Systemachse rotierbaren, Gantry angeordnet ist, aufweisend:

- eine Röntgenstrahlenquelle mit einer Gitterstruktur, welche gitterartig angeordnete Streifen von Emissionsmaxima und Emissionsminima einer erzeugten Röntgenstrahlung mit einer Gitterperiode emittiert, wobei ein in zwei Ebenen aufgeweiteter Strahlenfächer von Röntgenstrahlen mit einem maximalen Fächerwinkel in der Rotations-ebene der Gantry und einem Z-Winkel senkrecht zur Rotationsebene der Gantry entsteht,
- eine Detektoranordnung mit einer Vielzahl von nebeneinander angeordneten Gitter/Detektor-Modulen, welche – jeweils in Strahlrichtung hintereinander angeordnet – aufweisen:
 - mindestens ein Phasengitter, zur Erzeugung eines Interferenzmusters, und
 - ein Analysegitter mit unmittelbar anschließendem Detektor mit einer Vielzahl von Detektorelementen, zur Bestimmung von Phase, mittlerer Strahlungsintensität und Amplitude der mittleren Intensität der Strahlung je Detektorelement bei Relativverschiebung einer der vorgelagerten Gitterstrukturen,
 - wobei die Gitterlinien aller Gitterstrukturen parallel zueinander und parallel zur Systemachse ausgerichtet sind.

[0002] Ein solches Röntgen-CT-System mit modularem Aufbau des Quellen/Detektor-Systems aus einer Vielzahl von Gitter/Detektor-Modulen, die als Talbot-Interferometer betrieben werden, ist aus der Offenlegungsschrift DE 10 2006 015 358 A1 bekannt. Dort wird auch beschrieben, welche geometrischen Bedingungen für die Anordnung der Gitterstrukturen notwendig sind, um sinnvolle Messergebnisse erreichen zu können. Bezüglich der geometrischen Bedingungen werden hierbei genannt:

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

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

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

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

[0003] Hierbei bedeuten:

p_0	= Gitterperiode des Quellengitters G_0 ,
p_1	= Gitterperiode des Phasengitters G_1 ,
p_2	= Gitterperiode des Analysengitters G_2 ,
$d^{\#}$	= Abstand des Phasengitters G_1 zum Analyse-gitter G_2 in Fächerstrahlgeometrie,
$d^{\#}$	= Abstand des Phasengitters G_1 zum Analyse-gitter G_2 unter Parallelgeometrie,
l	= Abstand des Quellengitters G_0 zum Pha-sengitter G_1 ,
λ	= ausgewählte Wellenlänge der Strahlung,
h_1	= Steghöhe des Phasengitters G_1 in Strahl-richtung,
n	= Brechungsindex des Gittermaterials des Phasengitters.

[0004] Des Weiteren wird ausgeführt, dass die Lini-orientierung der Gitter G_0 bis G_2 so ausgebildet sein soll, dass die Gitterlinien aller drei Gitter parallel zueinander verlaufen. Vorteilhaft aber nicht notwendig soll es dabei sein, wenn diese Gitterlinien parallel oder senkrecht zur Systemachse S orientiert sind.

[0005] Es hat sich allerdings gezeigt, dass bei einer Ausführung eines solchen gitterbestückten Quel-len/Detektor-Systems, bei dem die Gitterlinien paral-lel zur Systemachse ausgerichtet sind und gleichzei-tig ein relativbreiter Detektor verwendet wird, also ein großer Fächerwinkel senkrecht zur Systemachse für das verwendete Strahlungsbündel auftritt, unter gro-ßen Fächerwinkeln angeordnete Gitter/Detektor-Mo-dule unbefriedigende Ergebnisse zeigen.

[0006] Es ist daher Aufgabe der Erfindung solche Röntgen-CT-Systeme zur Erzeugung tomographi-scher Phasenkontrast- oder Dunkelfeldaufnahmen bezüglich ihrer Leistung zu verbessern und insbe-sondere Messungen, die unter großem Fächerwinkel durchgeführt werden, zu verbessern.

[0007] Diese Aufgabe wird durch die Merkmale des unabhängigen Patentanspruches 1 gelöst. Vorteilhaf-te Weiterbildungen der Erfindung sind Gegenstand untergeordneter Ansprüche.

[0008] Die Erfinder haben erkannt, dass bei der Aus-legung der Abstandsbedingungen der Gitterstruk-turen in dem als Talbot-Interferometer arbeitenden Quellen/Detektor-System die oben beschriebenen geometrischen Bedingungen nicht ausreichen und einer Modifikation bedürfen. Der Grund hierfür liegt in der mit größer werdendem Fächerwinkel immer klei-ner werdenden Gitterperiode. Wird eine Gitterfläche, hier die Gitterfläche eines Quellengitters oder die Flä- che von mehr und minder stark Röntgenstrahlung emittierenden Streifen auf einer Anode, aus einem zunehmend flacheren Winkel betrachtet, so verrin-gert sich die scheinbare, also die auf den Betrach-ter projizierte, Gitterperiode immer stärker. Sollen die Interferenzbedingungen des Talbot-Interferometers beibehalten werden, so müssen entsprechend der

flacher werdenden Betrachtungswinkel, das heißt im Fall des hier betrachteten CTs entsprechend einem größer Fächerwinkel, auch die geometrischen Bedingungen der Gitteranordnung angepasst werden.

[0009] Im Fall des hier betrachteten CT-Systems bedeutet dies, dass zumindest der Abstand zwischen der quellseitigen Gitterstruktur und dem Phasengitter entsprechend der zum Phasengitter projizierten Gitterperiode verkleinert werden muss. Die scheinbare oder projizierte Gitterperiode $p_0'(\varphi_i)$ beim Fächerwinkel φ_i einer Quellgitterstruktur mit der tatsächlichen Gitterperiode p_0 folgt der Beziehung

$$\underline{p_0'(\varphi_i) = p_0 \cos(\varphi_i) .}$$

Entsprechend muss sich der Abstand $l(\varphi_i)$ zwischen der quellseitigen Gitterstruktur und dem Phasengitter mit zunehmendem Fächerwinkel φ_i gemäß der Beziehung $l(\varphi_i) = l_0 \cos(\varphi_i)$ verkürzen.

[0010] Betrachtet man unter diesem Gesichtspunkt die sich in Abhängigkeit vom Fächerwinkel verändernden projizierten Gitterperioden, so ergibt sich die folgende geometrische Beziehung für die Gitterperioden der verwendeten Gitter:

$$p_1(\varphi_i) = \frac{2p_2}{1 + \frac{p_2}{p_0} \cos(\varphi_i)} ,$$

mit p_0 der Gitterperiode der Gitterstruktur der Röntgenstrahlenquelle, $p_1(\varphi_i)$ der Gitterperiode des betrachteten Phasengitters am Fächerwinkel φ_i und p_2 der Gitterperiode des zugeordneten Analysegiters.

[0011] Bezüglich des Abstandes $d(\varphi_i)$ zwischen Phasengitter und Analysegiters in Abhängigkeit vom Fächerwinkel φ_i sollte dann die Bedingung

$$d(\varphi_i) = \frac{l_0 D \cos(\varphi_i)}{l_0 \cos(\varphi_i) - D} , \quad \text{mit} \quad D = \frac{p_1^2}{8\lambda} ,$$

erfüllt werden, mit l_0 dem Abstand zwischen der Gitterstruktur der Röntgenstrahlenquelle und dem Phasengitter am Fächerwinkel $\varphi_0 = 0^\circ$ und p_1 der Gitterperiode des Phasengitters. λ entspricht der Wellenlänge der Röntgenstrahlung, auf welche das Talbot-Interferometer abgestimmt ist.

[0012] Entsprechend dieser Erkenntnis schlagen die Erfinder eine Verbesserung eines Röntgen-CT-System mit mindestens einem Quellen/Detektor-System zur Erzeugung tomographischer Phasenkontrast- oder Dunkelfeldaufnahmen, welches auf einer, um eine Systemachse rotierbaren, Gantry angeordnet ist, vor, wobei das bekannte Quellen/Detektor-System aufweist:

- eine Röntgenstrahlenquelle mit einer Gitterstruktur, welche gitterartig angeordnete Streifen von Emissionsmaxima und Emissionsminima einer erzeugten Röntgenstrahlung mit einer Gitterperiode emittiert, wobei ein in zwei Ebenen aufgeweiteter Strahlenfächer von Röntgenstrahlen mit einem maximalen Fächerwinkel in der Rotations Ebene der Gantry und einem Z-Winkel senkrecht zur Rotationsebene der Gantry entsteht,
- einer Detektoranordnung mit einer Vielzahl von nebeneinander angeordneten Gitter/Detektor-Modulen, welche jeweils in Strahlrichtung hintereinander
- mindestens ein Phasengitter, zur Erzeugung eines Interferenzmusters,
- ein Analysegiters mit unmittelbar anschließendem Detektor mit einer Vielzahl von Detektorelementen, zur Bestimmung von Phase, mittlerer Strahlungsintensität und Amplitude der mittleren Intensität der Strahlung je Detektorelement bei Relativverschiebung einer der vorgelagerten Gitterstrukturen, wobei die Gitterlinien aller Gitterstrukturen parallel zueinander und parallel zur Systemachse ausgerichtet sind, aufweisen.

[0013] Die erfindungsgemäße Verbesserung liegt darin, dass der Abstand zwischen der Gitterstruktur der Röntgenstrahlenquelle und dem Phasengitter der jeweiligen Gitter/Detektor-Module abhängig vom Fächerwinkel entsprechend einer im jeweiligen Fächerwinkel auf das Gitter/Detektor-Modul projizierten Periode der Gitterstruktur der Röntgenstrahlenquelle angepasst ist.

[0014] Es wird also bei einer Ausrichtung der Gitterstruktur parallel zur Systemachse und damit senkrecht auf der vom Fächerwinkel des Detektors definierten Ebene die vom Phasengitter tatsächlich gesehene projizierte Gitterperiode des Quellengitters beziehungsweise der streifenförmigen Gitterstruktur des Brennflecks auf der Anode in Abhängigkeit vom jeweils betrachteten Fächerwinkel durch eine Anpassung des Abstandes der Gitterstrukturen berücksichtigt. Hierdurch bleiben über den gesamten genutzten Fächerwinkel eines CT-Systems optimale Interferenzbedingungen erhalten und es ergeben sich wesentlich verbesserte Messergebnisse auch bei großen Fächerwinkeln.

[0015] Vorteilhaft kann die Gitterstruktur der Röntgenstrahlenquelle eben ausgebildet sein und die Gitter/Detektor-Module derart angeordnet sein, dass bezüglich des Abstandes l_i zwischen der

[0016] Röntgenstrahlenquelle und dem Phasengitter je Gitter/Detektor-Modul gilt:

$$l_i = l_0 \cdot \cos(\varphi_i) ,$$

wobei l_0 dem Abstand zwischen der Röntgenstrahlenquelle und dem Phasengitter beim Fächerwinkel $\varphi_0 = 0^\circ$ entspricht.

[0017] Die Erfinder schlagen weiterhin vor, dass je Gitter/Detektor-Modul die Gitterperioden der verwendeten Gitterstrukturen von Phasen- und Analysegitter in Abhängigkeit vom Fächerwinkel angepasst werden und die folgende Bedingung erfüllen:

$$p_1(\varphi_i) = \frac{2p_2}{1 + \frac{p_2}{p_0} \cos(\varphi_i)},$$

wobei p_0 der Gitterperiode der Gitterstruktur G_0 der Röntgenstrahlenquelle, $p_1(\varphi_i)$ der Gitterperiode des i -ten Phasengitters $G_{1,i}$ am i -ten Fächerwinkel φ_i , und p_2 der Gitterperiode des Analysegitters G_2 entspricht.

[0018] Vorteilhaft ist es auch, wenn je Gitter/Detektor-Modul der Abstand zwischen Phasengitter und Analysegitter erfindungsgemäß angepasst wird und in Abhängigkeit vom Fächerwinkel die folgende Bedingung erfüllt:

$$d(\varphi_i) = \frac{l_0 D \cos(\varphi_i)}{l_0 \cos(\varphi_i) - D}, \quad \text{mit } D = \frac{p_1^2}{8\lambda},$$

wobei l_0 dem Abstand zwischen der Gitterstruktur G_0 der Röntgenstrahlenquelle und dem Phasengitter $G_{1,0}$ am Fächerwinkel $\varphi_0 = 0^\circ$, p_1 der Gitterperiode des Phasengitters $G_{1,i}$ und λ der Wellenlänge der Röntgenstrahlung entspricht, auf welche das System abgestimmt ist.

[0019] Des Weiteren kann der Detektor des mindestens einen Quellen/Detektor-Systems vorteilhaft aus einer Vielzahl von in Richtung des Fächerwinkels aneinander gereihten Gitter/Detektor-Modulen oder, insbesondere bei besonders großer Zeilenzahl, aus mindestens zwei Reihen von in Richtung des Fächerwinkels aneinander gereihten Gitter/Detektor-Modulen bestehen.

[0020] Bezüglich der Ausbildung der Gitterstruktur der Röntgenstrahlenquelle wird einerseits vorgeschlagen diese durch einen flächig ausgebildeten Brennfleck und ein im Strahlengang angeordnetes Absorptionsgitter zu bilden. Eine solche Ausbildung ist beispielsweise in F. Pfeiffer et al., „Hard-X-ray dark-field imaging using a grating interferometer“, Nature Materials, Vol. 7, Seiten 134 bis 137, 01.02.2008, (siehe insbesondere **Fig. 1a**) oder in der bereits oben genannten Offenlegungsschrift DE 10 2006 015 358 A1 offenbart.

[0021] Alternativ kann die Gitterstruktur der Röntgenstrahlenquelle jedoch auch durch eine Vielzahl von streifenförmig ausgebildeten parallel angeord-

neten Brennflecken ausgebildet werden. Bezüglich einer solchen Ausführung wird auf die Druckschrift EP 1 803 398 A1 verwiesen.

[0022] Bei dieser letztgenannten Ausführungsform der Gitterstruktur der Röntgenstrahlenquelle kann es weiterhin vorteilhaft sein, wenn die Anode eine Drehanode mit einer Zylinderfläche als Anodenoberfläche ist, in der eine Vielzahl von Vertiefungen eingebracht sind, wobei der Rotationskörper der Drehanode aus einem ersten Material besteht und die Oberfläche im Bereich der Vertiefungen mit einem zweiten Material belegt ist. Dabei ist es für die Ausbildung möglichst starker streifenförmiger Strahlungsmaxima und -minima besonders günstig, wenn die Materialien starke Unterschiede in der Massenzahl aufweisen, insbesondere, wenn das zweite Material eine höhere Massenzahl aufweist als das erste Material. Vorteilhaft ist dabei die Verwendung von Wolfram für das zweite in den Vertiefungen aufgebrauchte Material.

[0023] Ergänzend wird bei einer Verwendung einer Drehanode mit einer Ausrichtung der Vertiefungen mit erhöhter Strahlungsintensität parallel oder zumindest mit einer parallelen Komponente zur Rotationsachse die Abtastung des verwendeten Detektors mit der Rotation der Drehanode derart zu synchronisieren, dass die Abtastung des Detektors, also das Integrationsintervall der Messung, stattfindet, wenn die rotierenden Vertiefungen der Drehanode jeweils in deckungsgleicher Position sind. Beispielsweise kann die Rotation der Drehanode durch einen optischen oder elektromagnetischen Sensor detektiert werden und die Abtastung des Detektors entsprechend getriggert werden.

[0024] Im Folgenden wird die Erfindung mit Hilfe der Figuren näher beschrieben, wobei nur die zum Verständnis der Erfindung notwendigen Merkmale dargestellt sind. Hierbei werden die folgenden Bezugszeichen und Symbole verwendet: **1**: Röntgen-CT-System; **2**: Röntgenstrahlenquelle; **3**: Detektor; **4**: Röntgenstrahlenquelle; **5**: Detektor; **6**: Gantrygehäuse; **7**: Patient; **8**: Patientenliege; **9**: Systemachse; **10**: Steuer- und Rechensystem; **11**: Speicher; **12**: Drehanode; **13**: quellenseitige Gitterstruktur; **14**: Vertiefungen; **15**: zweites Material; **16**: Elektronenemitter; **17**: Magnetfeld; d : Abstand des Phasengitters G_1 zum Analysengitter G_2 in Fächerstrahlgeometrie; d^{\parallel} : Abstand des Phasengitters G_1 zum Analysengitter G_2 unter Parallelgeometrie; D : Detektor; e^- : Elektronen; F : Fokus/Brennfleck; G_0 : Quellengitter; G_1 , $G_{1,i}$: Phasengitter; G_2 , $G_{2,i}$: Analysegitter; h_i : Steghöhe des Phasengitters G_1 in Strahlrichtung; I_{med} : mittlere Strahlungsintensität; I_{amp} : Amplitude; l : Abstand des Quellengitters G_0 zum Phasengitter G_1 ; l_0 : Talbot-Abstand; n : Brechungsindex des Gittermaterials des Phasengitters; p_0 : Gitterperiode des Quellengitters G_0 ; p_0' : projizierte Gitterperiode; p_1 : Gitterperiode des Phasengitters G_1 ; p_2 : Gitterperiode des Analysengit-

ters G_2 ; Prg_1 – Prg_n : Computerprogramme; S: Strahlenbündel; λ : ausgewählte Wellenlänge der Strahlung; ζ : Z-Winkel; φ : Fächerwinkel.

[0025] Es zeigen im Einzelnen:

[0026] [Fig. 1](#): ein Röntgen-CT-System,

[0027] [Fig. 2](#): ein Quellen/Detektor-System in 3D-Ansicht,

[0028] [Fig. 3](#): ein Quellen/Detektor-System in Seitenansicht senkrecht zur Systemachse,

[0029] [Fig. 4](#): ein Quellen/Detektor-System in Seitenansicht parallel zur Systemachse und

[0030] [Fig. 5](#): geschlitzte Drehanode.

[0031] Die [Fig. 1](#) zeigt ein Röntgen-CT-System **1** mit erfindungsgemäß ausgestalteten modularen Gitter/Detektor-Systemen, welches sich zur Erzeugung tomographischer Röntgenphasenkontrastaufnahmen, Röntgendunkelfeldaufnahmen und auch einfachen Absorptionen oder Kombinationen hiervon eignet. Das Röntgen-CT-System besteht aus dem Gehäuse **6** in dem sich eine Gantry befindet, auf der ein oder optional mehrere Quellen/Detektor-Systeme angeordnet sein können. Im dargestellten Beispiel befinden sich zwei um 90° winkelfersetzt angeordnete Röntgenstrahlenquellen **2** und **4** mit jeweils gegenüberliegend angeordneten Detektorsystemen **3** und **5**. Die Röntgenstrahlenquellen können jeweils aus einer Kombination einer einfachen Röntgenröhre mit einem im Strahlengang befindlichen Quellengitter bestehen. Das Quellengitter ist daher ein Absorptionsgitter, welches streifenförmig angeordnete Strahlungsminima – hinter den Gitterstegen – und Strahlungsmaxima – hinter den Gitterlücken erzeugt und damit ein quasikohärentes Strahlenbündel mit ausreichender Dosisleistung zur Untersuchung größerer Untersuchungsobjekte, wie beispielsweise einen Patienten, bildet. Alternativ kann die Röntgenstrahlenquelle eine strukturierte Anodenoberfläche aufweisen, auf der streifenförmig angeordnet Strahlungsmaxima und Strahlungsminima, aufgrund der Struktur der Anodenoberfläche, entstehen. Außerdem besteht auch die Möglichkeit, durch entsprechende Ablenkung eines Elektronenstrahls ein streifenförmiges Röntgen-Emissionsmuster zu erzeugen.

[0032] Der Detektor ist modular aus einer Vielzahl von Gitter/Detektor-Modulen aufgebaut und weist je Gitter/Detektor-Modul ein Phasengitter und ein im Strahlengang nachgeordnetes Analysegitter auf, wobei zumindest der Abstand zwischen der Gitterstruktur auf der Seite der Strahlungsquelle und dem Phasengitter jedes Gitter/Detektor-Moduls individuell entsprechend der auf das Gitter/Detektor-Modul projizierten

zierten Gitterperiode der quellenseitigen Gitterstruktur eingestellt ist.

[0033] Zur Untersuchung kann das Untersuchungsobjekt, hier ein Patient **7**, kontinuierlich oder sequentiell mit Hilfe einer verschiebbaren Patientenliege **8** entlang der Systemachse **9**, um welche die Gantry rotiert, durch das Messfeld geschoben werden. Die Steuerung, Messung und Rekonstruktion der tomographischen Bilddarstellungen wird hierbei durch ein Steuer- und Rechensystem **10** durchgeführt, in dessen Speicher Computerprogramme oder Programm-Module Prg_1 – Prg_n gespeichert sind, die im Betrieb auf bekannte Weise Steuerung, Messung und Rekonstruktion ausführen.

[0034] In der [Fig. 2](#) ist der modulare Aufbau eines erfindungsgemäßen Gitter/Detektor-Systems eines CT-Systems schematisch mit drei Gitter/Detektor-Modulen G_{11} , G_{21} , D_1 bis G_{13} , G_{23} , D_3 in Verbindung mit einer beispielhaft gezeigten Röntgenstrahlenquelle **2** mit ausgedehntem Fokus F und einem im Strahlengang angeordneten Absorptionsgitter als Quellengitter zur Erzeugung einer quasikohärenten Strahlung, wie sie zur Phasenkontrastmessung oder Dunkelfeldmessung benötigt wird, dargestellt. Das von der Röntgenstrahlenquelle **2** ausgestrahlte Strahlenbündel S fächert in zwei senkrecht zueinander stehenden Ebenen, einerseits um den zweifachen Z-Winkel $2x\zeta_{\max}$ und andererseits den zweifachen Fächerwinkel $2x\varphi_{\max}$ derart auf, dass der bestrahlte Detektor möglichst genau abgedeckt ist. Das zentrale Gitter/Detektor-Modul G_{12} , G_{22} , D_2 ist derart angeordnet, dass es einen klassischen Talbot-Abstand l_0 zwischen der gitterartig strukturierten Quelle, hier dem Quellengitter G_0 , und dem Phasengitter G_{12} bildet. Die randständig angeordneten Gitter/Detektor-Module G_{11} , G_{21} , D_1 und G_{13} , G_{23} , D_3 sehen das Quellengitter G_0 entsprechend ihrem mittleren Fächerwinkel φ_1 beziehungsweise φ_3 mit einer kleineren Gitterperiode. Entsprechend sind ihre Abstände mit $l(\varphi_1) = l_0 \cdot \cos(\varphi_1)$ beziehungsweise $l(\varphi_3) = l_0 \cdot \cos(\varphi_3)$ reduziert. Im vorliegenden Beispiel sind auch die Abstände zwischen den Phasengittern G_{11} , G_{13} und den Analysegitern G_{21} , G_{23} reduziert, so dass die Bedingung

$$d(\varphi_i) = \frac{l_0 D \cos(\varphi_i)}{l_0 \cos(\varphi_i) - D}, \quad \text{mit } D = \frac{p_1^2}{8\lambda},$$

erfüllt ist.

[0035] Zum besseren Verständnis ist der modulare Aufbau des Detektors aus Gitter/Detektor-Modulen in den [Fig. 3](#) und [Fig. 4](#) nochmals einerseits in einer seitlichen 3D-Ansicht senkrecht zur Systemachse **9** mit einer Ansicht eines Gitter/Detektor-Moduls und andererseits in einer Aufsicht in Systemachsenrich-

tung mit einer Ansicht eines zentral und eines randständig gelegenen Gitter/Detektor-Moduls gezeigt.

[0036] In der **Fig. 3** ist als Strahlenquelle schematisch eine zylinderförmige Drehanode **12** dargestellt, auf deren Oberfläche ein Brennfleck mit gitterartigem Streifenmuster mit Emissionsmaxima und -minima ausgebildet ist. In Systemachsenrichtung ist der Strahlenfächer um den Winkel $2x\zeta_{\max}$ aufgefächert. Diese Auffächerung verläuft in Richtung der Streifen des gitterartig ausgebildeten Brennflecks **13**. Eine perspektivische Änderung der Gitterperiode entsteht in diese Richtung kaum, insbesondere ist auch der Winkel relativ klein. Das hier gezeigte Gitter/Detektor-Modul, bestehend aus einem Phasengitter $G_{1,0}$, einem Analysegitter $G_{2,0}$ und vier nachgeordneten Detektorelementen, die in einer Detektoreinheit D_0 zusammengefasst sind, entstammt einem 4-zeiligen Detektor und entsprechen einer zentral gelegenen Reihe des Detektors. Somit entspricht der Abstand zwischen der Gitterstruktur des Brennflecks **13** und dem Phasengitter G_1 dem klassischen Talbot-Abstand. d bezeichnet den Abstand zwischen Phasengitter $G_{1,0}$ und Analysegitter $G_{2,0}$.

[0037] In der Draufsicht der **Fig. 4** sind sowohl das zentrale Gitter/Detektor-Modul $G_{1,0}$, $G_{2,0}$, D_0 aus der **Fig. 3** als auch ein n -tes randständiges Gitter/Detektor-Modul $G_{1,n}$, $G_{2,n}$, D_n zu erkennen. Zur besseren Übersicht sind die dazwischen liegenden Module nicht gezeichnet. Das zentrale Gitter/Detektor-Modul $G_{1,0}$, $G_{2,0}$, D_0 , bei dem die Gitterstruktur **13** nicht perspektivisch verzerrt wird, weist einen Abstand l_0 bis zum Phasengitter $G_{1,0}$ auf. Deutlich ist in dieser Abbildung zu sehen, dass dieser Abstand $l(\varphi_n) = l_0 \cdot \cos(\varphi_n)$ beim randständigen Gitter/Detektor-Modul $G_{1,n}$, $G_{2,n}$, D_n bei einem Fächerwinkel φ_n von ca. 20° um ca. 6% (hier etwas übertrieben dargestellt) reduziert ist. Hierdurch werden die Interferenzbedingungen des Systems an die in der Perspektive veränderte Periode $p_n = p_0 \cdot \cos(\varphi_n) = p_0 \cdot \cos(20^\circ)$ in erfindungsgemäßer Weise angepasst. Entsprechend verändert sich auch der Abstand d zwischen Phasengitter und Analysegitter, so dass die unter **Fig. 2** genannten geometrischen Bedingungen erfüllt werden sollten.

[0038] In der **Fig. 5** ist ergänzend noch eine Einzeldarstellung der Drehanode **12** aus der **Fig. 3** mit einem Elektronenemitter **16** gezeigt, wobei zusätzlich die Struktur der Anode im Bereich des Brennflecks im Detail im Schnitt gezeigt wird. In der Schnittdarstellung sind drei Einkerbungen **14** der Anodenoberfläche zu erkennen, wobei die Oberfläche der Einkerbungen **14** mit Material mit hoher Kernladungszahl **15** belegt sind. Durch diese Ausgestaltung können die benötigten streifenförmigen Emissionsmaxima und -minima auf der Anodenoberfläche erzeugt werden, so dass auf die Verwendung eines Quellgitters verzichtet werden kann. Ergänzend wird noch darauf hingewiesen, dass in der Ausführung der

Fig. 5 ein Magnetfeld **17** verwendet wird, um die am Elektronenemitter **16** austretenden Elektronen e^- von der Emitteroberfläche effektiver zu einem ohnehin aufgrund der Potentialdifferenz bestehenden elektrischen Feld umzulenken.

[0039] Insgesamt wird mit der Erfindung also gezeigt, wie bei einem CT-System mit großem Fächerwinkel der Nachteil einer zum Rand des Detektors sich verändernden projizierten Periode durch entsprechende modulare Ausgestaltung des Gitter/Detektor-Systems und Anpassung des Abstandes zwischen quellseitiger Gitterstruktur und Phasengitter einerseits und auch Anpassung der sonstigen geometrischen Bedingungen zum Erhalt der Interferenzbedingungen kompensiert werden kann und damit über einen weiten Winkelbereich gleich bleibend gute Messergebnisse erzielbar sind. Dies wird dadurch erreicht, dass ein Röntgen-CT-System zur Erzeugung tomographischer Phasenkontrast- oder Dunkelfeldaufnahmen, mit mindestens einem Gitter-Interferometer mit drei in Strahlungsrichtung hintereinander angeordneten Gitterstrukturen vorgeschlagen wird, bei dem ein modularer Aufbau der zweiten und dritten Gitterstruktur verwirklicht ist und der Abstand zwischen der ersten Gitterstruktur der Röntgenstrahlenquelle und der als Phasengitter ausgebildeten zweiten Gitterstruktur der jeweiligen Gitter/Detektor-Module abhängig vom Fächerwinkel entsprechend einer im jeweiligen Fächerwinkel auf das Gitter/Detektor-Modul projizierten Periode der Gitterstruktur der Röntgenstrahlenquelle angepasst ist.

[0040] Es versteht sich, dass die vorstehend genannten Merkmale der Erfindung nicht nur in der jeweils angegebenen Kombination, sondern auch in anderen Kombinationen oder in Alleinstellung verwendbar sind, ohne den Rahmen der Erfindung zu verlassen.

Patentansprüche

1. Röntgen-CT-System (**1**) mit mindestens einem Quellen/Detektor-System (F, D) zur Erzeugung tomographischer Phasenkontrast- oder Dunkelfeldaufnahmen, welches auf einer, um eine Systemachse (**9**) rotierbaren, Gantry angeordnet ist, das Quellen/Detektor-System (F, D) aufweisend:

1.1. eine Röntgenstrahlenquelle mit einer Gitterstruktur (**13**, G_0), welche gitterartig angeordnete Streifen von Emissionsmaxima und Emissionsminima einer erzeugten Röntgenstrahlung mit einer Gitterperiode (p_0) emittiert, wobei ein in zwei Ebenen aufgeweiteter Strahlenfächer von Röntgenstrahlen mit einem maximalen Fächerwinkel ($2x\varphi_{\max}$) in der Rotationsebene der Gantry und einem Z-Winkel ($2x\zeta_{\max}$) senkrecht zur Rotationsebene der Gantry entsteht,

1.2. eine Detektoranordnung mit einer Vielzahl von nebeneinander angeordneten Gitter/Detektor-Modu-

len, welche jeweils in Strahlrichtung hintereinander angeordnet aufweisen:

1.2.1. mindestens ein Phasengitter (G_{1i}), zur Erzeugung eines Interferenzmusters,

1.2.2. ein Analysengitter (G_{2i}) mit unmittelbar anschließendem Detektor mit einer Vielzahl von Detektorelementen, zur Bestimmung von Phase, mittlerer Strahlungsintensität (I_{med}) und Amplitude (I_{amp}) der mittleren Intensität der Strahlung je Detektorelement bei Relativverschiebung einer der vorgelagerten Gitterstrukturen,

1.2.3. wobei die Gitterlinien aller Gitterstrukturen (G_0, G_{1i}, G_{2i}) parallel zueinander und parallel zur Systemachse ausgerichtet sind,

dadurch gekennzeichnet, dass

1.3. der Abstand (**1**) zwischen der Gitterstruktur (**13**, G_0) der Röntgenstrahlenquelle (**2**, **4**) und dem Phasengitter ($G_{1,i}$) der jeweiligen Gitter/Detektor-Module abhängig vom Fächerwinkel entsprechend einer im jeweiligen Fächerwinkel (φ_i) auf das Gitter/Detektor-Modul projizierten Periode (p_{0i}) der Gitterstruktur (**13**, G_0) der Röntgenstrahlenquelle (**2**, **4**) angepasst ist.

2. Röntgen-CT-System (**1**) gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Gitterstruktur (**13**, G_0) der Röntgenstrahlenquelle (**2**, **4**) eben ausgebildet ist und die Gitter-/Detektor-Module derart angeordnet sind, dass bezüglich des Abstandes (l_i) zwischen der Gitterstruktur (**13**, G_0) der Röntgenstrahlenquelle (G_0) und dem Phasengitter (G_{1i}) am i -ten Fächerwinkel φ_i jeweils gilt:

$$l_i = l_0 \cdot \cos(\varphi_i),$$

wobei l_0 dem Abstand zwischen der Gitterstruktur (**13**, G_0) der Röntgenstrahlenquelle (**2**, **4**) und dem Phasengitter (G_{10}) beim Fächerwinkel $\varphi_0 = 0^\circ$ entspricht.

3. Röntgen-CT-System (**1**) gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, dass je Gitter/Detektor-Modul die Gitterperioden der verwendeten Gitterstrukturen (G_1, G_2) in Abhängigkeit vom Fächerwinkel (φ_i) die folgende Bedingung erfüllen:

$$p_1(\varphi_i) = \frac{2p_2}{1 + \frac{p_2}{p_0} \cos(\varphi_i)},$$

wobei p_0 der Gitterperiode der Gitterstruktur (**13**, G_0) der Röntgenstrahlenquelle (**2**, **4**), $p_1(\varphi_i)$ der Gitterperiode des i -ten Phasengitters ($G_{1,i}$) am i -ten Fächerwinkel φ_i , und p_2 der Gitterperiode des Analysengitters (G_2) entspricht.

4. Röntgen-CT-System (**1**) gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass je Gitter/Detektor-Modul der Abstand ($d(\varphi_i)$) zwischen Phasengitter ($G_{1,i}$) und Analy-

sengitter ($G_{2,i}$) in Abhängigkeit vom Fächerwinkel die folgende Bedingung erfüllt:

$$d(\varphi_i) = \frac{l_0 D \cos(\varphi_i)}{l_0 \cos(\varphi_i) - D}, \text{ mit } D = \frac{p_1^2}{8\lambda},$$

wobei l_0 dem Abstand zwischen der Gitterstruktur (**13**, G_0) der Röntgenstrahlenquelle (**2**, **4**) und dem Phasengitter ($G_{1,0}$) am Fächerwinkel $\varphi_0 = 0^\circ$, p_1 der Gitterperiode des Phasengitters ($G_{1,i}$) und λ der Wellenlänge der Röntgenstrahlung entspricht, auf welche das System abgestimmt ist.

5. Röntgen-CT-System (**1**) gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass der Detektor (D) des mindestens einen Quellen/Detektor-Systems (F, D) aus einer Reihe von in Richtung des Fächerwinkels aneinander gereihten Gitter/Detektor-Modulen besteht.

6. Röntgen-CT-System (**1**) gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass der Detektor (D) des mindestens einen Quellen/Detektor-Systems (F, D) aus mindestens zwei Reihen von in Richtung des Fächerwinkels aneinander gereihten Gitter/Detektor-Modulen besteht.

7. Röntgen-CT-System (**1**) gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Gitterstruktur der Röntgenstrahlenquelle (**2**, **4**) durch einen flächig ausgebildeten Brennfleck (F) und ein im Strahlengang angeordnetes Absorptionsgitter (G_0) gebildet wird.

8. Röntgen-CT-System (**1**) gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Gitterstruktur der Röntgenstrahlenquelle (**2**, **4**) durch eine Vielzahl von streifenförmig ausgebildeten und parallel zueinander angeordneten Brennflecken (**13**) gebildet wird.

9. Röntgen-CT-System (**1**) gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Anode eine Drehanode (**12**) mit einer Zylinderfläche als Anodenoberfläche ist, in der eine Vielzahl von Vertiefungen (**14**) eingebracht sind, wobei der Rotationskörper der Drehanode (**12**) aus einem ersten Material besteht und die Oberfläche im Bereich der Vertiefungen (**14**) mit einem zweiten Material (**15**) belegt ist.

10. Röntgen-CT-System (**1**) gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass das zweite Material (**15**) eine höhere Massenzahl aufweist als das erste Material.

11. Röntgen-CT-System (1) gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass das zweite Material Wolfram ist.

12. Röntgen-CT-System (1) gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 9 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass bei einer Ausrichtung der Vertiefungen (14) parallel oder zumindest mit einer parallelen Komponente zur Rotationsachse der Drehanode (12) ein Synchronisationsmittel vorgesehen ist, welches die Abtastung des verwendeten Detektors mit der Rotation der Drehanode (12) derart synchronisiert, dass die Abtastung des Detektors, also das Integrationsintervall der Messung, stattfindet, wenn die rotierenden Vertiefungen (14) der Drehanode (12) jeweils in deckungsgleicher Position sind.

13. Röntgen-CT-System (1) gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass ein Drehratensensor an der Drehanode (12) angebracht ist, welcher die Abtastung des Detektors triggert.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

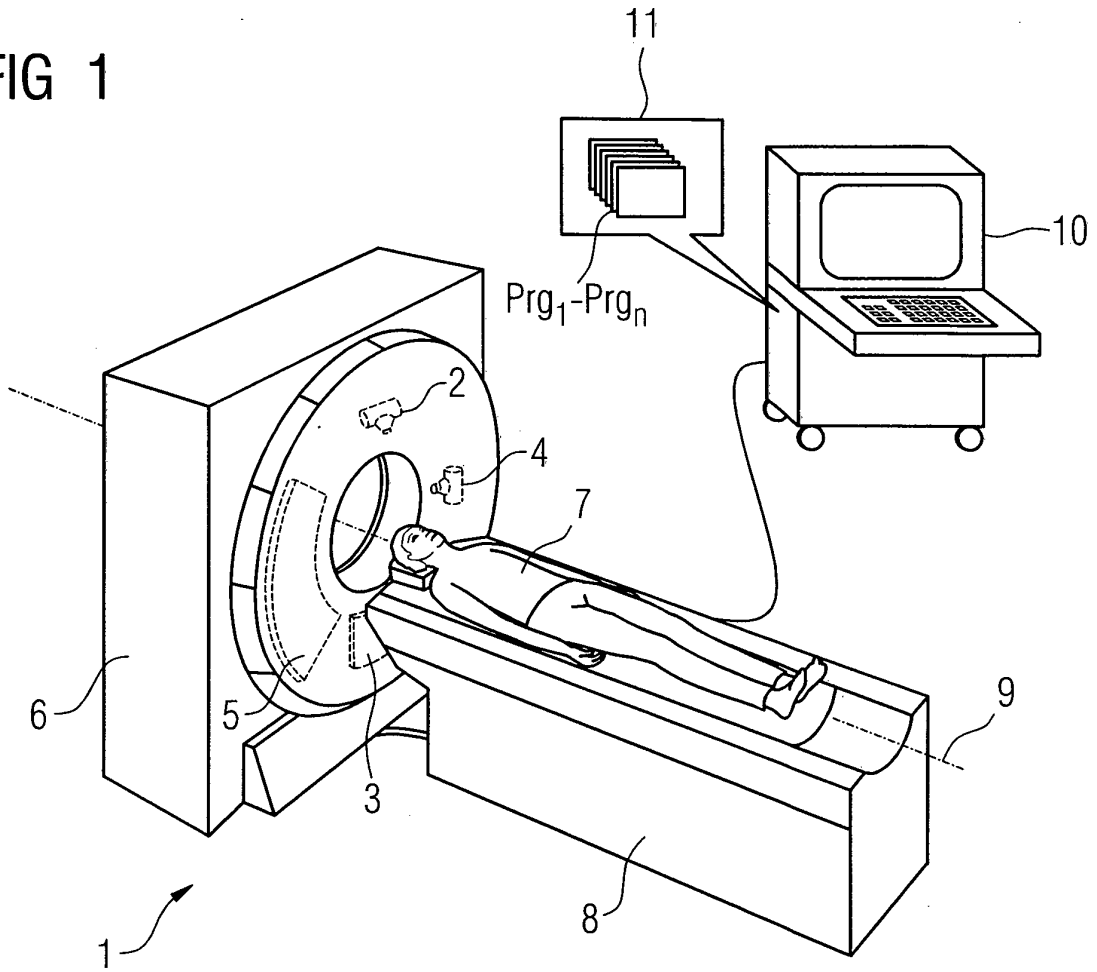


FIG 2

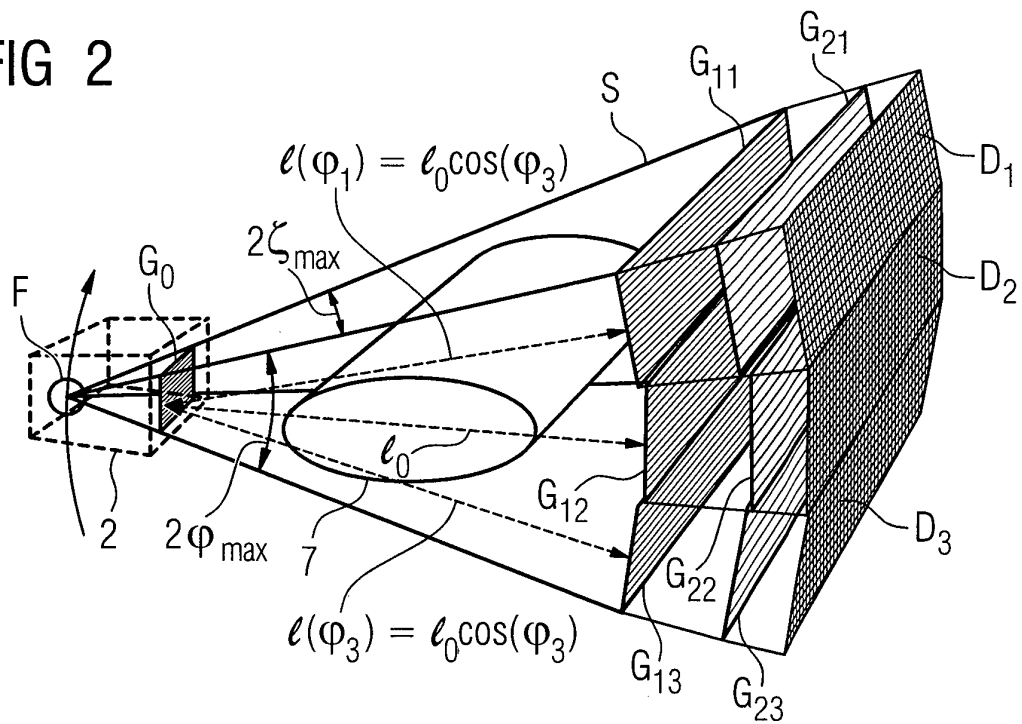


FIG 3

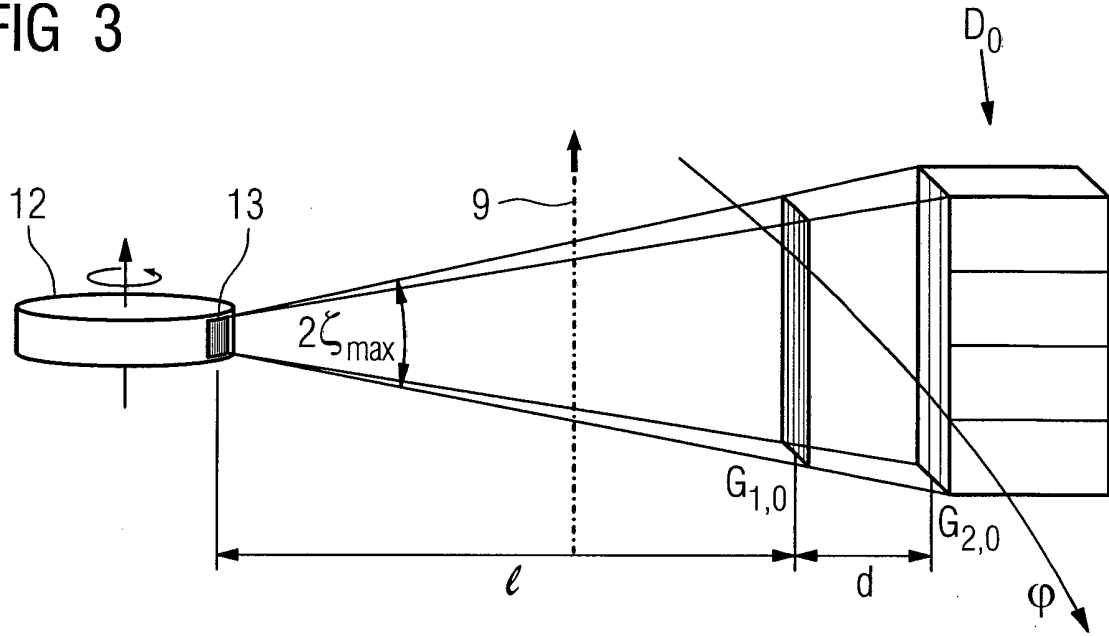


FIG 4

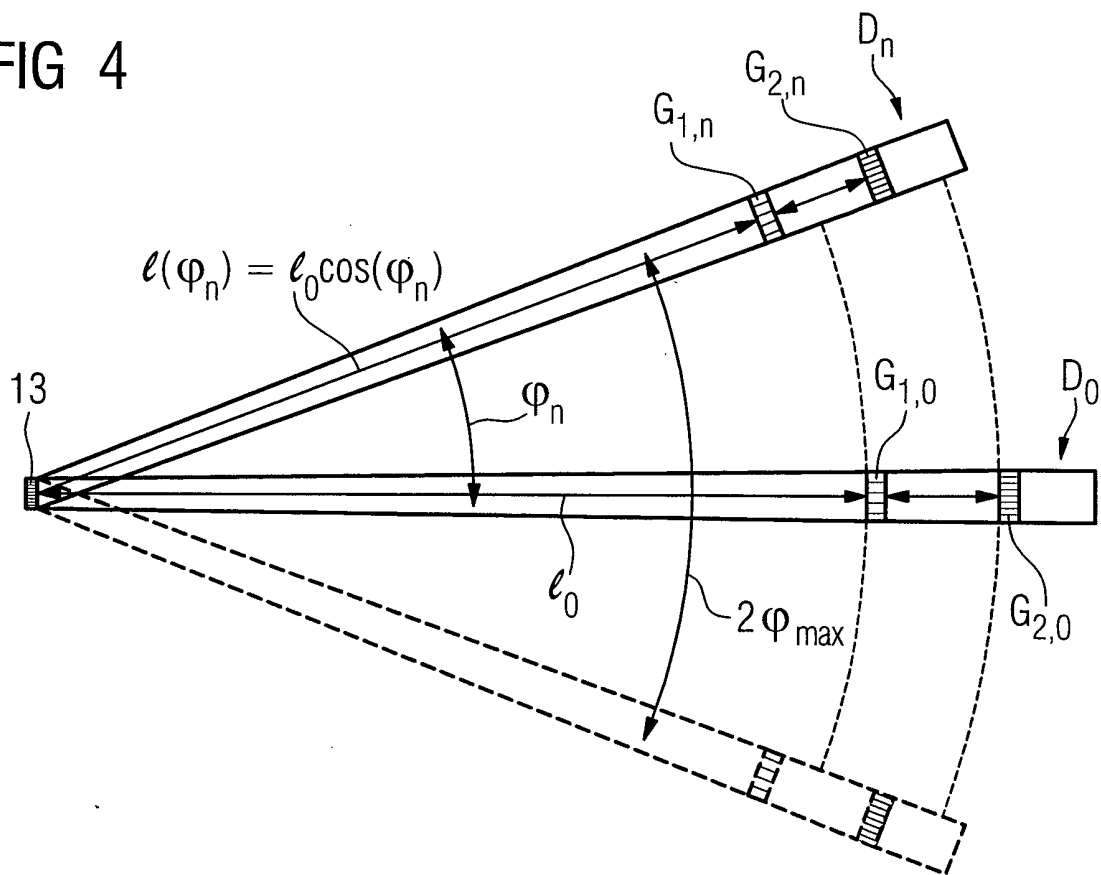


FIG 5

