



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 103 05 106 B4** 2006.04.13

(12)

## Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **103 05 106.6**  
(22) Anmeldetag: **07.02.2003**  
(43) Offenlegungstag: **26.08.2004**  
(45) Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung: **13.04.2006**

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: **G21K 1/02** (2006.01)  
**B81C 1/00** (2006.01)  
**H05G 1/02** (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. 2 Patentkostengesetz).

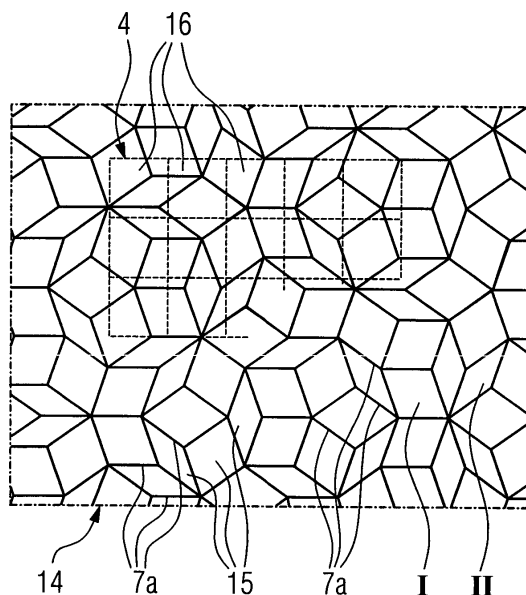
(73) Patentinhaber:  
**Siemens AG, 80333 München, DE**

(72) Erfinder:  
**Hoheisel, Martin, Dr., 91056 Erlangen, DE;**  
**Sklebitz, Hartmut, 91056 Erlangen, DE**

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht  
gezogene Druckschriften:  
**DE 102 41 424 A1**  
**DE 101 51 568 A1**

(54) Bezeichnung: **Streustrahlenraster oder Kollimator sowie Anordnung mit Strahlungsdetektor und Streustrahlenraster oder Kollimator**

(57) Hauptanspruch: Streustrahlenraster oder Kollimator zur Absorption von durch ein Objekt gestreuter Sekundärstrahlung, der eine Absorptionsstruktur bestehend aus einer Vielzahl von wand- oder stegartigen Elementen aufweist, wobei jeweils mehrere Elemente eine zellenartige Struktur mit einem seitlich umschlossenen Strahlenkanal für Primärstrahlung bilden, dadurch gekennzeichnet, dass die Elemente (7a) und damit die zellenartigen Strukturen (15) derart angeordnet bzw. geformt sind, dass die Absorptionsstruktur (14) ein symmetrielooses, aperiodisches Muster aufweist.



## Beschreibung

**[0001]** Die Erfindung betrifft einen Streustrahlenraster oder einen Kollimator zur Absorption von durch ein Objekt gestreuter Sekundärstrahlung, der eine Absorptionsstruktur bestehend aus einer Vielzahl von wand- oder stegartigen Elementen aufweist, wobei jeweils mehrere Elemente eine zellenartige Struktur mit einem seitlich umschlossenen Strahlenkanal für Primärstrahlung bilden.

**[0002]** In der Röntgenbildtechnik werden heutzutage hohe Anforderungen an die Bildqualität der Aufnahmen gestellt. Bei diesen Aufnahmen, wie sie insbesondere bei der medizinischen Röntgendiagnostik durchgeführt werden, wird ein zu untersuchendes Objekt von Röntgenstrahlung einer annähernd punktförmigen Röntgenquelle durchleuchtet und die Schwächungsverteilung der Röntgenstrahlung auf der der Röntgenquelle gegenüberliegenden Seite des Objekts zweidimensional erfasst. Daneben erfolgt bei einem Computertomographen eine zeilenweise Erfassung der durch das Objekt geschwächten Röntgenstrahlung. Als Strahlungsdetektoren kommen zunehmend Festkörperdetektoren zum Einsatz, die eine matrixförmige Anordnung von Halbleiterelementen aufweisen, die als Empfänger wirken. Die erhaltene Röntgenaufnahme setzt sich aus einer Vielzahl einzelner Bildpunkte zusammen, wobei jeder Bildpunkt Idealerweise die Schwächung der Strahlung durch das Objekt auf einer geraden Achse von der Röntgenquelle zu dem dem jeweiligen Bildpunkt entsprechenden Ort auf der Detektorfläche entspricht. Die Strahlung, die auf dieser geraden Achse auf den Detektor trifft, wird als Primärstrahlung bezeichnet.

**[0003]** Während des Durchtritts durch das Objekt kommt es jedoch zwangsläufig zu Wechselwirkungen der Röntgenstrahlen mit dem Objekt, was zu Streueffekten führt. Das heißt neben den eigentlichen Primärstrahlen, die ungestreut durch das Objekt treten, treten Sekundärstrahlen auf, die von der geradlinigen Achse abweichend auf den Detektor treffen. Diese Sekundärstrahlen, die einen sehr hohen Anteil an der gesamten Signalaussteuerung des Detektors ausmachen können, stellen eine zusätzliche Rauschquelle dar und verringern die Erkennbarkeit feiner Kontrastunterschiede.

**[0004]** Es ist bekannt, zur Verringerung der auf den Detektor treffenden Streustrahlung sogenannte Streustrahlenraster einzusetzen. Bekannte Streustrahlenraster bestehen aus regelmäßig angeordneten Strukturen, die Röntgenstrahlung absorbieren und zwischen denen Durchgangskanäle oder Ähnliches für Primärstrahlung vorgesehen sind. Dabei wird zwischen fokussierten Rastern und unfokussierten Rastern unterschieden. Bei fokussierten Rastern sind die Durchgangskanäle und damit die sie be-

grenzenden Absorptionsstrukturen auf den Fokus der Röntgenquelle hin ausgerichtet, nicht so aber bei nicht fokussierten Rastern, bei diesen die Kanäle senkrecht zur Oberfläche stehen.

**[0005]** Die Funktionsweise eines Streustrahlenrasters ist derart, dass über die absorbierenden Strukturen primär die Sekundärstrahlung und bei nicht fokussierten Rastern auch ein Teil der Primärstrahlung absorbiert wird, also nicht zum eigentlichen das Röntgenbild erzeugenden Strahlungsanteil beiträgend auf den Detektor trifft. Dabei ist stets Ziel, dass einerseits die Streustrahlen möglichst gut absorbiert werden, andererseits aber auch ein möglichst hoher Anteil an Primärstrahlung ungeschwächt durch das Raster treten soll. Eine Verminderung des Streustrahlenanteils lässt sich durch ein hohes Schachtverhältnis, also ein großes Verhältnis der Höhe des Rasters zur Dicke bzw. dem Durchmesser der Durchgangskanäle erreichen. Primär durch die Dicke der zwischen den Kanälen liegenden absorbierenden Elementen kann es jedoch zu Bildstörungen durch Absorption eines Teils der Primärstrahlung kommen. Insbesondere beim Einsatz des Rasters in Verbindung mit einem Matrix-Detektor führt eine Inhomogenität des Rasters zur Bildstörung durch die Abbildung des Rasters im Röntgenbild. Es besteht hier die Gefahr, dass die Projektion der Strukturen der Detektorelemente und der Streustrahlenraster miteinander interferieren, wodurch störende Moire-Erscheinungen auftreten können.

## Stand der Technik

**[0006]** Diese Probleme sind auch bei einem Raster wie er in der nachveröffentlichten Patentanmeldung DE 102 41 424 A1 beschrieben ist, gegeben. Dort ist ein neuartiger Rastertyp im Vergleich mit den herkömmlichen Bleilamellen-Rastern beschrieben. Herkömmliche Bleilamellen-Raster sind so genannte "gelegte Raster", bei denen abwechselnd sehr dünne Bleilamellen und zumeist aus Papier bestehende, quasi die Durchgangsschlitze zwischen den Lamellen bildende und strahlungstransparente Elemente gelegt werden. Diese Raster sind jedoch hinsichtlich der Präzision bei der Herstellung limitiert und führen insbesondere bei Festkörperdetektoren zu Problemen. Anders der Raster aus DE 102 41 424 A1, der mittels einer Rapid Prototyping Technik durch schichtweises Verfestigen eines Aufbaumaterials hergestellt wird. Mit dieser Technik können sehr feine und exakte Strukturen aufgebaut werden, die Grundlage für die Ausbildung der Absorptionsstruktur sind. Diese Strukturen werden entsprechend dem Verlauf der nicht empfindlichen Zwischenbereiche zwischen zwei Detektorelementen des Matrix-Festkörperdetektors ausgebildet, das heißt diese Strukturen, auf die eine Absorptionsbeschichtung aufgebracht wird, verlaufen exakt über diesen Zwischenbereichen und nicht oberhalb der aktiven Detektorfläche. Wenn-

gleich sich mit diesem bekannten Raster die Erkennbarkeit von Rasterabbildungen verringern lässt und in einen so hohen Ortsfrequenzbereich verschieben lässt, dass sie durch die abbildenden Systeme kaum noch scharf abgebildet werden können, ergeben sich dennoch aufgrund der Geometrie der Absorptionsstruktur Schwierigkeiten, die zur Ausbildung der Moire-Erscheinungen im erzeugten Strahlungsbild führen können.

**[0007]** Ähnliche Schwierigkeiten wie in der Röntgendiagnostik sind auch in der Nuklearmedizin, insbesondere beim Einsatz von Gamma-Kameras gegeben. Auch dort muss darauf geachtet werden, dass möglichst wenig gestreute Gammaquanten den Detektor erreichen. Bei dieser Untersuchungsart befindet sich die Strahlungsquelle für die Gamma-Quanten im Inneren des Untersuchungsobjekts. Nach Injektion eines instabilen Nuklids erfolgt die Erzeugung eines Abbilds eines Organs durch den Nachweis der durch den Nuklidzerfall aus dem Körper emittierten Quanten, wobei der zeitliche Verlauf der Aktivität bzw. des Zerfalls im Organ Rückschlüsse auf seine Funktion zulässt. Entsprechend einem Streustrahlenraster ist bei dieser Technik vor den Gamma-Detektor ein Kollimator gesetzt, der die Projektionsrichtung des Bilds festlegt. Dieser Kollimator entspricht in seiner Funktionsweise und vom Aufbau her im Wesentlichen dem eingangs beschriebenen Streustrahlenraster.

**[0008]** Ferner ist aus der nachveröffentlichten DE 101 51 568 A1 ein Verfahren zum Aufbringen eines Streustrahlenrasters auf einen Röntgendetektor mit matrixförmig angeordneten Detektorelementen bekannt, wobei auch hier das Streustrahlenraster eine regelmäßige, symmetrische Absorptionsstruktur aufweist.

#### Aufgabenstellung

**[0009]** Der Erfindung liegt damit das Problem zugrunde, einen Streustrahlenraster oder einen Kollimator anzugeben, bei dem die Gefahr der Bildung ungewünschter Abbildungen, insbesondere von Moiré-Abbildungen vermieden ist.

**[0010]** Zur Lösung dieses Problems ist bei einem Streustrahlenraster der eingangs genannten Art erfindungsgemäß vorgesehen, dass die Elemente und damit die zellenartigen Strukturen derart angeordnet bzw. geformt sind, dass die Absorptionsstruktur ein symmetrielooses, aperiodisches Muster aufweist.

**[0011]** Der erfindungsgemäße Raster oder Kollimator zeichnet sich durch zum einen dadurch aus, dass die Absorptionsstruktur unter Verwendung einer Vielzahl miteinander verbundenen Elemente ähnlich wie bei dem Raster aus der DE 102 41 424 A1 gebildet ist. Anders als bei dem dort beschriebenen Raster,

bei dem zwei Elemente unter einem Winkel von  $90^\circ$  zueinander stehen, jeweils vier Elemente eine Rechteck-Zelle mit einem zentralen Durchgangskanal bilden und somit eine regelmäßige, symmetrische Struktur gebildet ist, ist beim erfindungsgemäßen Streustrahlenraster vorgesehen, dass die Absorptionsstruktur regellos geformte und angeordnete zellenartige Strukturen aufweist. Hieraus ergibt sich, dass abhängig von der Anzahl der eine zellenartige Struktur bildenden Elemente Zellen entstehen, die keine Rechteckstruktur einnehmen. Darüber hinaus ist vorgesehen, dass diese zellenartigen Strukturen derart angeordnet bzw. ausgebildet sind, dass die Absorptionsstruktur ein regelloses, aperiodisches Muster aufweist. Das heißt die erfindungsgemäßen Elemente sind derart angeordnet und damit die Strukturen derart ausgeprägt, dass sich über die gesamte Absorptionsstruktur keine Regelmäßigkeit ergibt, mithin also eine regellose und keinerlei Periodizität aufweisende Absorptionsstruktur erzeugt wird.

**[0012]** Aufgrund der fehlenden Regelmäßigkeit bzw. Symmetrie werden mit besonderem Vorteil Moire-Erscheinungen weitestgehend vermieden, da diese wie sich herausgestellt hat primär auf die Regelmäßigkeit und Symmetrie bekannter Raster – seien es Lamellenraster oder Raster gemäß DE 102 41 424 A1 – zurückzuführen sind. Da matrizierte Röntgenbilder streng symmetrische Pixel-Anordnungen besitzen (im Allgemeinen quadratische, regelmäßig angeordnete Bildpunkte), können sich als Interferenz zwischen diesem symmetrischen Muster und dem aperiodischen Muster der Absorptionsstruktur so gut wie keine Moiré-Störungen im Bild ergeben. Dabei ist darauf hinzuweisen, dass der erfindungsgemäße Raster oder Kollimator nicht nur mit einem Matrix-Detektor ergeben, sondern auch mit anderen Bildaufnahmesystemen mit homogener Röntgen-Konverterschicht (z.B. digitale Lumineszenzradiographie (Speicherfolie), Röntgenbildverstärker oder Film-Folien-Systeme) verwendet werden können.

**[0013]** In Weiterbildung des Erfindungsgedankens kann vorgesehen sein, dass – gesehen in Draufsicht auf die Absorptionsstruktur – zwei benachbarte Elemente unter einem Winkel ungleich  $90^\circ$  zueinander stehen, wobei zweckmäßigerweise jeweils vier Elemente eine zellenartige Struktur in Form eines Rhombus bilden. Es sind zweckmäßigerweise zwei unterschiedliche Rhombentypen mit jeweils zwei unterschiedlichen Winkeln zwischen zwei Elementen vorgesehen. Die Absorptionsstruktur weist vorteilhaft ein Penrose-Muster auf. Eine derartige Penrose-Parkettierung besteht aus zwei Rhombentypen gleicher Kantenlängen, wobei die Winkel im einen Rhombustyp  $72^\circ$  und  $108^\circ$  und im anderen Rhombustyp  $36^\circ$  und  $144^\circ$  betragen.

**[0014]** Wenngleich aufgrund der sich nicht an der Matrix des zugeordneten Strahlungsdetektors orien-

tierenden Absorptionsstruktur eine Überdeckung der aktiven Detektorfläche, mithin also eine Abschattung ergibt, die zu einer Verringerung der aktiven Pixelfläche führen würde, kann dem vorteilhaft dadurch entgegengewirkt werden, dass die wand- oder stegartigen Elemente aus einem Röntgen- oder Gammastrahlung transparenten Material bestehen, wobei die Innenflächen der Elemente mit einer Sekundärstrahlung absorbierenden Beschichtung, insbesondere einer Bleibeschichtung versehen sind. Zweckmäßigerweise wird als die Elemente und damit die Grundstruktur der Absorptionsstruktur bildendes Material ein Polymerkunstharz verwendet. Die Beschichtung selbst wird zweckmäßigerweise aufgesputtert oder galvanisch abgeschieden. Üblicherweise weist die Beschichtung eine Dicke von ca. 5 µm auf, gegebenenfalls können die Strahlungskanäle mit strahlungs-transparentem Material verfüllt sein.

**[0015]** Die Herstellung des Rasters bzw. der Grundstruktur zur Bildung der Absorptionsstruktur erfolgt zweckmäßigerweise durch Stereolithographie mit Rapid Prototyping Technik. Durch den Einsatz dieser Rapid Prototyping Technik beim Aufbau der Grundstruktur können sehr filigrane Strukturen mit sehr hoher Genauigkeit erzeugt werden. Bei dem Stereolithographieverfahren wird mittels eines UV-Laserstrahls computergesteuert die jeweilige vorher festgelegte Struktur der einzelnen Schichten eines 3D-Volumenmodells der Grundstruktur in einem flüssigen Polymerharz "geschrieben". Durch die Einwirkung des Lasers härtet das Polymerharz an den belichteten Stellen bzw. Flächen aus. Ist die erste Strukturebene "geschrieben", wird die Aufbauplattform, auf der die Struktur aufgebaut wird, etwas abgesenkt, wonach eine neue Harzschicht aufgetragen wird und die zweite Strukturebene "eingeschrieben" wird. Dies wird so lange wiederholt, bis die gewünschte Struktur erreicht ist. Es ist ersichtlich, dass unter Verwendung dieser Technik zum einen beliebig konfigurierte Strukturen erzeugt werden, zum anderen auch mit sehr dünnen Wandstärken im Bereich von 100 µm oder weniger.

**[0016]** An dieser Stelle ist darauf hinzuweisen, dass betreffend die Herstellung der Grundstruktur der Absorptionsstruktur bzw. des Streustrahlenrasters oder Kollimators selbst auf die DE 102 41 424 A1 verwiesen wird. Daneben ist es auch möglich, wabenartige Strukturen mit anderen Verfahren herzustellen, welche Strukturen ein Penrose-Muster zeigen und entweder selbst absorbierend wirken oder eine Absorptionsbeschichtung aufweisen.

**[0017]** Neben dem Streustrahlenraster oder Kollimator selbst betrifft die Erfindung ferner eine Anordnung aus einem Strahlungsdetektor, insbesondere einem Röntgen- oder Gamma-Detektor und einem Streustrahlenraster oder Kollimator, wobei der Streustrahlenraster oder der Kollimator gemäß der vorbe-

schriebenen Art ausgebildet ist. Dabei kann im Rahmen dieser erfindungsgemäßen Anordnung der Strahlungsdetektor vorteilhaft ein solcher sein, der matrixförmig in Zeilen- und Spaltenrichtung angeordnete Detektorelemente aufweist, es handelt sich also um einen Festkörper-Strahlungsdetektor.

**[0018]** Eine erste konkrete Erfindungsausgestaltung der Anordnung sieht vor, dass der Streustrahlenraster oder der Kollimator vom Strahlungsdetektor getrennt angeordnet ist, wobei sowohl der Streustrahlenraster bzw. der Kollimator als auch der Strahlungsdetektor zumindest während der Strahlungsbildaufnahme unbewegbar sind bzw. nicht bewegt werden. Während der Bildaufnahme handelt es sich also um eine "starre" Anordnung, weder Raster/Kollimator noch Detektor werden bewegt. Aufgrund der erfindungsgemäßen Ausbildung des Streustrahlenrasters/Kollimator mit der regellosen, aperiodischen Absorptionsstruktur sind selbst bei einer solchen "starrten" Anordnung so gut wie keine Moiré-Störungen zu besorgen.

**[0019]** Eine zweite konkrete Ausgestaltung einer erfindungsgemäßen Anordnung sieht demgegenüber vor, dass der Streustrahlenraster oder der Kollimator bezüglich des feststehenden Strahlungsdetektors bewegbar, insbesondere verschiebbar ist. Auch hier sind also Raster/Kollimator und Detektor getrennt, jedoch ist bei dieser Erfindungsausgestaltung der Raster/Kollimator bezüglich des Detektors verschiebbar, wie dies bei bekannten Anordnungen bereits der Fall ist. Hier kann ein konventioneller Rasterantrieb eingesetzt werden, der für die Verschiebung des Rasters/Kollimators und damit für die Verwischung letzter Reste der Raster-/Kollimatorabbildung sorgt. Auch hier kann die Anordnung – wie auch bei der vorbeschriebenen Anordnung – entweder einen Festkörper-Strahlungsdetektor umfassen, denkbar ist aber auch eine Anordnung mit einem Röntgenbildverstärker-Fernseher-Bildsystem, einem a-Si-Panel-Bildsystem, einem Film-Folien-System oder einem DLR-System (DLR = digitale Lumineszenzradiographie).

**[0020]** Schließlich sieht eine dritte Ausführung einer Anordnung vor, dass der Streustrahlenraster oder der Kollimator fest mechanisch mit dem Strahlungsdetektor verbunden ist. Dies kann direkt oder über eine Zwischenschicht realisiert sein. Hier wird also ein fester Verbund zwischen Raster/Kollimator und Detektor vorgeschlagen. Da der Raster/Kollimator nur in den Innenseiten der Zellen mit Absorbermaterial beschichtet ist, ist die durch den Raster/Kollimator bewirkte Modulation der Intensität relativ gering. Die verbliebenen Intensitätsunterschiede lassen sich erforderlichenfalls durch Bildpunkt-abhängige Verstärkungskorrektur (gain correction) beseitigen.

## Ausführungsbeispiel

[0021] Weitere Vorteile, Merkmale und Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus dem im folgenden beschriebenen Ausführungsbeispiel sowie anhand der Zeichnungen. Dabei zeigen:

[0022] [Fig. 1](#) eine Prinzipdarstellung der Wirkung eines Streustrahlenrasters bei einer Röntgenbildaufnahme,

[0023] [Fig. 2](#) eine Prinzipdarstellung der Wirkung eines Kollimators bei einer nuklearmedizinischen Aufnahme,

[0024] [Fig. 3](#) eine Prinzipdarstellung der Stereolithographie-Technik,

[0025] [Fig. 4](#) eine Prinzipdarstellung im Schnitt durch die Absorptionsstruktur eines erfindungsgemäßen Streustrahlenrasters,

[0026] [Fig. 5](#) eine Aufsicht auf ein erfindungsgemäßes Streustrahlenraster/einen erfindungsgemäßen Kollimator,

[0027] [Fig. 6](#) eine Anordnung umfassend einen Streustrahlenraster/Kollimator und einen dazu separaten Detektor, und

[0028] [Fig. 7](#) eine Anordnung eines Streustrahlenrasters/Kollimators fest verbunden mit einem Detektor.

[0029] [Fig. 1](#) zeigt in Form einer Prinzipdarstellung die Wirkungsweise eines Streustrahlenrasters in der Röntgendiagnostik. Die vom Fokus einer Röntgenquelle **1** ausgehenden Röntgenstrahlen **2** breiten sich geradlinig in Richtung des Objekts **3** aus. Sie durchdringen das Objekt **3** und treffen als geradlinige Primärstrahlung **2a** auf einen dem Objekt **3** nachgeschalteten Strahlungsdetektor **4**. Dort ergeben die Primärstrahlen **2a** eine orts aufgelöste Schwächungsverteilung für das Objekt **3**.

[0030] Ein Teil der das Objekt durchdringenden Strahlung **2** wird jedoch im Objekt gestreut, wodurch Streustrahlung **2b** entsteht, die nicht zur gewünschten Bildinformation beiträgt und bei einem Auftreten auf den Detektor die eigentliche Bildinformation verfälscht und das Signal-Rausch-Verhältnis verschlechtert. Um die nachteiligen Einflüsse der Streustrahlung **2b** auf das detektorseitig aufgenommene Bild zu verbessern, ist ein Streustrahlenraster **5** vorgesehen, der zwischen dem Objekt **3** und dem Detektor **4** angeordnet ist. Der Streustrahlenraster **5** weist Strahlenkanäle **6** auf, die von einer Grundstruktur **7** begrenzt sind. Die Grundstruktur **7** ihrerseits bildet eine Absorptionsstruktur, mittels welcher die darauf treffende Sekundärstrahlung **2b** absorbiert wird.

[0031] Wie [Fig. 1](#) zeigt sind die Strahlenkanäle **6** in Richtung der Röntgenquelle **1** fokussiert, also ausgerichtet. Eintreffende Primärstrahlung **2b** tritt wie [Fig. 1](#) anschaulich zeigt auf geradlinigem Weg durch das Streustrahlenraster **5** auf den Detektor **2**, alle andere, unter einem Winkel dazu stehende Strahlung wird vom Streustrahlenraster **5** absorbiert oder erheblich geschwächt.

[0032] Ähnlich sind die Verhältnisse bei der Bildaufnahme im Rahmen der Nuklearmedizin. In ein Organ **3a** eines Untersuchungsobjekts **3** ist ein nicht näher gezeigtes, Gammastrahlen emittierendes Mittel eingebracht, das sich dort anreichert und bei seinem Zerfall Gammaquanten **8a** und – bedingt durch eine Streuung im Organ **3a** bzw. im Objekt **3** – auch Gammaquanten **8b** als Streustrahlung emittiert. Über einen Kollimator **5** gelangt die Primärstrahlung in Form der Quanten **8a** direkt zum Detektor **4**, während die unter einem Winkel stehende Sekundärstrahlung in Form der Gammaquanten **8b** vom Kollimator **5** absorbiert wird.

[0033] [Fig. 3](#) zeigt in Form einer Prinzipskizze die Herstellung eines erfindungsgemäßen Streustrahlenrasters unter Verwendung einer Rapid Prototyping Technik, primär auf Basis der Stereolithographie. Ein Laserstrahl **9** wird auf die Oberfläche eines in einem Behältnis **10** befindlichen, UV-vernietzbaren Polymeren **11** gerichtet. Der Laserstrahl **9** wird, wie durch den Doppelpfeil A angegeben ist, über die Oberfläche bewegt, wobei der Bewegungssteuerung, die über einen geeigneten Steuerungscomputer erfolgt, ein dreidimensionales Volumenmodell der zu erstellenden Grundstruktur **7** zugrunde liegt. Über den sich bewegenden Laserstrahl **9** wird nun quasi das Muster der zu erzeugenden Grundstruktur **7** in das Polymerharz **11** geschrieben, was dazu führt, dass sich eine entsprechende Harzschicht je nach geschriebenem Muster verfestigt. Diese Harzschicht baut sich auf einer Plattform **12** auf, die nach "Schreiben" der ersten Ebene, wie durch den Doppelpfeil B dargestellt ist, abgesenkt wird, wonach die zweite Strukturschicht geschrieben wird. Es liegt auf der Hand, dass durch den Laser sehr feine, filigrane Strukturen geschrieben werden können, insbesondere bedingt durch die gute Fokussierbarkeit des Lasers, so dass sich auch sehr dünnwandige Strukturen mit beliebiger Konfiguration realisieren lassen. Die Grundstruktur **7** kann dabei entweder direkt auf der Plattform **12** oder auf einer nicht näher dargestellten Trägerplatte aufgebaut werden.

[0034] [Fig. 4](#) zeigt einen erfindungsgemäßen Streustrahlenraster **5** bzw. einen erfindungsgemäßen Kollimator **5** im Schnitt, anhand ihr ist auch dem Grunde nach sein Herstellungsverfahren erkennbar. Wie bereits bezüglich [Fig. 3](#) beschrieben wird die Grundstruktur **7** durch lokales Härten des Polymerharzes gebildet. Nach Fertigstellen der Grundstruktur **7** wird

diese mit einem absorbierenden Material beschichtet, das sich innerhalb der Strahlenkanäle **6** an den Innenseiten der die Grundstruktur bildenden Elemente **7** abscheidet, wobei die Innenseiten die Strahlenkanäle **6** definieren. Ersichtlich sind die Innenseiten mit der absorbierenden Schicht **13** belegt. Die Beschichtung kann galvanisch und/oder durch Sputtern aufgebracht werden. Um die Transparenz der Grundstruktur **7**, die aus einem strahlungstransparenten Polymer besteht, wieder herzustellen, ist es vorteilhaft, die Stirnseiten der Elemente **7a** wieder freizulegen, was z.B. durch chemisches Ätzen der dort befindlichen Absorptionsschicht oder aber mechanisch erfolgen kann. Das bedeutet, dass die Elemente **7a** aufgrund ihrer Strahlungstransparenz ebenfalls Durchgangskanäle für die Primärstrahlung bilden, die eigentliche Absorption findet ausschließlich an der sehr dünnen (ca.  $5\mu\text{m}$ ), absorbierenden Schicht **13** statt. Abhängig von der konkreten Ausbildung bzw. Anordnung des auf diese Weise hergestellten Streustrahlenrasters kann dieses nun entweder auf den Detektor **7** unmittelbar aufgebracht, beispielsweise aufgeklebt werden, es wird also eine feste Anordnung gebildet. Alternativ dazu besteht die Möglichkeit, dass das Streustrahlenraster oder der Kollimator auch separat zum Detektor **4** angeordnet wird, worauf nachfolgend noch eingegangen wird.

**[0035]** [Fig. 5](#) zeigt eine Aufsicht auf das Streustrahlenraster aus [Fig. 4](#), wobei hier der Einfachheit halber jedes Element **7a** mit seiner beidseitigen Beschichtung **13** in Form einer einfachen Linie dargestellt ist. Die dort gezeigte Grundstruktur **7** bildet in ihrer Gesamtheit eine Absorptionsstruktur **14**, bestehend aus der Grundstruktur **7** mit den aufgetragenen Beschichtungen **13**. Jeweils vier Elemente **7a** mit ihren Innenflächenbeschichtungen bilden eine zellenartige Struktur **15**, wobei ersichtlich die Absorptionsstruktur **14** aus einer beliebigen Vielzahl derartiger zellenartigen Strukturen **15** besteht. Ersichtlich stehen die steg- oder wandartigen Elemente **7a** unter einem Winkel von ungleich  $90^\circ$  zueinander. Jede zellenartige Struktur besitzt die Form eines Rhombus. Es werden zwei Rhombustypen unterschieden, nämlich der Typ I und der Typ II. Beim Rhombustyp I betragen die beiden kleinen Winkel  $72^\circ$  und die beiden großen Winkel  $108^\circ$ , während beim Rhombentyp II die beiden kleinen Winkel  $36^\circ$  und die beiden großen Winkel  $144^\circ$  betragen. Die Elemente **7a** bzw. die einzelnen zellenartigen Strukturen **15** sind nun derart bezüglich einander angeordnet, dass sich insgesamt über die Fläche der Absorptionsstruktur **14** ein regelloses, aperiodisches Muster ergibt, d.h. es findet sich keinerlei Symmetrie bzw. kein Symmetriezentrum über die Strukturfläche. Keine der zellenartigen Strukturen **15** ist rechteckig. Neben dem beschriebenen Muster sind auch andere Muster und Polygone Formen der Strukturen **15** denkbar, solange die Aperiodizität der resultierenden Gesamtstruktur gegeben ist. Durch die Herstellung der Absorptionsstruktur mit

Rapid Prototyping ist die Erzeugung beliebiger Strukturen/Formen einfach möglich.

**[0036]** Wie [Fig. 5](#) zeigt, steht die Absorptionsstruktur **14** in keinerlei Lagebeziehung zu den Detektorelementen **16** des Strahlungsdetektors **4**, dem die Absorptionsstruktur **14** zugeordnet ist. Die Detektorelemente **16** sind matrixförmig angeordnet, wobei in [Fig. 5](#) die Detektorelemente **16** lediglich gestrichelt dargestellt sind. Bekanntermaßen setzt sich jedes Detektorelement **16** aus einem strahlungsempfindlichen Detektorbereich und strahlungsunempfindlichen Zwischenbereichen zwischen zwei Elementen zusammen. Die Detektorelemente **16** werden auch als Pixel bezeichnet. Ein Detektor **4** kann beispielsweise  $3000 \times 3000$  Pixel (Detektorelemente) mit einer Abmessung von  $143 \times 143 \mu\text{m}$  aufweisen. Im strahlungsunempfindlichen Zwischenbereich befindet sich jeweils ein einem Detektorelement zugeordnetes Schaltelement, z.B. ein TFT-Transistor. Der Aufbau eines solchen Matrix-Detektors ist an und für sich bekannt, so dass hierauf nicht näher eingegangen werden muss. Was jedoch anhand [Fig. 5](#) deutlich ist, ist, dass die Absorptionsstruktur **14**, die ein Penrose-Muster aufweist, aufgrund ihrer Aperiodizität und Unsymmetrie sich nicht an der Pixel- oder Detektorelementanordnung des Detektors **4** orientiert, sondern völlig regellos diesbezüglich angeordnet ist. Es kommt zwangsläufig zu Überdeckungen der aktiven Pixelfläche durch die wand- oder stegartigen Elemente **7a**. Aufgrund der Strahlungstransparenz der Elemente **7a** ist dies jedoch insoweit nicht störend, als die auftreffende Primärstrahlung die Elemente **7a** durchdringen kann, während Sekundärstrahlung über die die Elemente **7a** seitlich belegende absorbierende Beschichtung **13** absorbiert wird. Aufgrund der Regellosigkeit der Absorptionsstruktur **14** ergeben sich keine störenden Interferenzen zwischen der Detektormatrix und der Absorptionsstruktur **14**, so dass Moire-Erscheinungen bei dem detektorseitig ausgelesenen Bild vermieden werden.

**[0037]** [Fig. 7](#) zeigt schließlich eine Anordnung **17**, bestehend aus einem Streustrahlenraster oder Kollimator **5** und einem Detektor **4**, die beide voneinander getrennt angeordnet sind. Der Streustrahlenraster/Kollimator **5** wie auch der Detektor **4** können dabei während der Bildaufnahme unbewegt bleiben, das heißt sie werden zum Verwischen von Rasterabbildungen nicht bezüglich einander verschoben, was primär durch Bewegen des Rasters/Kollimators erfolgen würde. Dies ist aufgrund der Aperiodizität des Absorptionsstrukturaufbaus des erfindungsgemäßen Streustrahlenrasters/Kollimators auch nicht unbedingt erforderlich. Gleichwohl besteht die Möglichkeit, wie durch den Doppelpfeil C angedeutet ist, den Raster/Kollimator bezüglich des feststehenden Detektors **4** zu verschieben.

**[0038]** [Fig. 7](#) zeigt schließlich eine weitere Anord-

nung **18**, bei welcher der Streustrahlenraster/Kollimator **5** fest mit dem Detektor **4** verbunden ist. Beide bilden also eine unlösliche Einheit. Sie werden zweckmäßigerweise miteinander verklebt. Dies ist ohne großen Aufwand möglich, da man bezüglich der Ausrichtung des Streustrahlenrasters/Kollimators **5** bezüglich der Detektorelementmatrix des Detektors **4** aufgrund der Aperiodizität und Regellosigkeit des Musters der Absorptionsstruktur **14** frei ist, das heißt das Raster kann in einer beliebigen Position bezüglich der Detektormatrix angeordnet werden, und man muss nicht darauf achten, dass die Elemente **7a** deckungsgleich zu den nicht strahlungssensitiven Zwischenbereichen der Detektormatrix verlaufen.

### Patentansprüche

1. Streustrahlenraster oder Kollimator zur Absorption von durch ein Objekt gestreuter Sekundärstrahlung, der eine Absorptionsstruktur bestehend aus einer Vielzahl von wand- oder stegartigen Elementen aufweist, wobei jeweils mehrere Elemente eine zellenartige Struktur mit einem seitlich umschlossenen Strahlenkanal für Primärstrahlung bilden, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Elemente (**7a**) und damit die zellenartigen Strukturen (**15**) derart angeordnet bzw. geformt sind, dass die Absorptionsstruktur (**14**) ein symmetrieloses, aperiodisches Muster aufweist.

2. Streustrahlenraster oder Kollimator nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass zwei benachbarte Elemente (**7a**) jeweils einen Winkel ungleich  $90^\circ$  zueinander – in Draufsicht auf die Absorptionsstruktur gesehen – einnehmen.

3. Streustrahlenraster oder Kollimator nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass jeweils vier Elemente (**7a**) eine zellenartige Struktur (**14**) in Form eines Rhombus bilden.

4. Streustrahlenraster oder Kollimator nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass zwei unterschiedliche Rhombentypen (I, II) mit jeweils zwei unterschiedlichen Winkeln zwischen zwei Elementen (**7a**) vorgesehen sind.

5. Streustrahlenraster oder Kollimator nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Absorptionsstruktur (**14**) ein Penrose-Muster aufweist.

6. Streustrahlenraster oder Kollimator nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Absorptionsstruktur (**14**) durch Stereolithographie mit Rapid Prototyping Technik erzeugt ist.

7. Streustrahlenraster oder Kollimator nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die wand- oder stegartigen Ele-

mente (**7a**) aus einem für Röntgen- oder Gammastrahlung transparenten Material bestehen, wobei die Innenflächen der Elemente (**7a**) mit einer die Sekundärstrahlung absorbierenden Beschichtung (**13**), insbesondere einer Bleibeschichtung versehen sind.

8. Streustrahlenraster oder Kollimator nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Elemente (**7a**) aus einem Kunstharz bestehen.

9. Streustrahlenraster oder Kollimator nach Anspruch 7 oder 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Beschichtung (**13**) aufgesputtert oder galvanisch abgeschieden ist.

10. Anordnung aus einem Strahlungsdetektor, insbesondere einem Röntgen- oder Gammadetektor (**4**) und einem Streustrahlenraster (**5**) oder Kollimator (**5**), wobei der Streustrahlenraster oder der Kollimator (**5**) nach einem der Ansprüche 1 bis 9 ausgebildet ist.

11. Anordnung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass der Strahlungsdetektor (**4**) matrixförmig in Zeilen- und Spaltenrichtung angeordnete Detektorelemente (**16**) aufweist.

12. Anordnung nach Anspruch 10 oder 11, dadurch gekennzeichnet, dass der Streustrahlenraster (**5**) oder der Kollimator (**5**) vom Strahlungsdetektor (**4**) getrennt angeordnet sind, wobei sowohl der Streustrahlenraster (**5**) bzw. der Kollimator (**5**) als auch der Strahlungsdetektor (**4**) zumindest während der Strahlungsbildaufnahme unbewegbar sind.

13. Anordnung nach Anspruch 10 oder 11, dadurch gekennzeichnet, dass der Streustrahlenraster (**5**) oder der Kollimator (**5**) bezüglich des feststehenden Strahlungsdetektors (**4**) bewegbar, insbesondere verschiebbar ist.

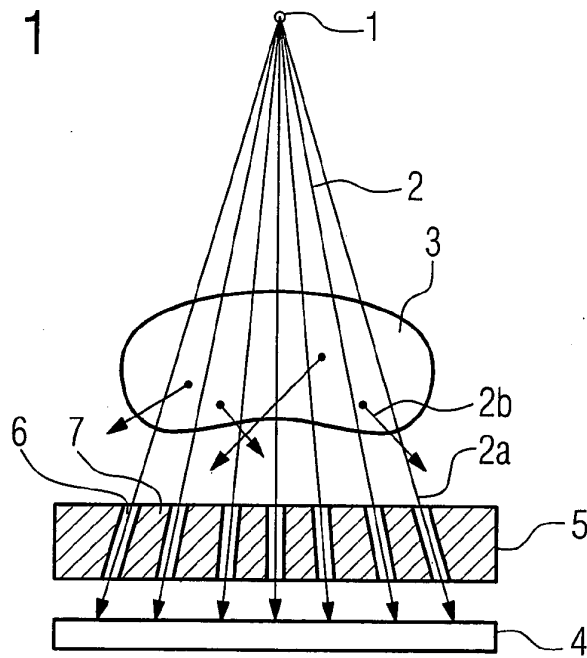
14. Anordnung nach Anspruch 10 oder 11, dadurch gekennzeichnet, dass der Streustrahlenraster (**5**) oder der Kollimator (**5**) fest mechanisch mit dem Strahlungsdetektor (**4**) verbunden ist.

15. Anordnung nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, dass der Streustrahlenraster (**5**) oder der Kollimator (**5**) direkt oder über eine Zwischenschicht mit dem Strahlungsdetektor (**4**) verbunden ist.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

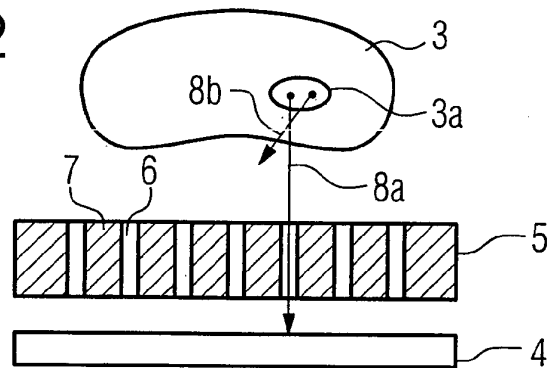
Anhängende Zeichnungen

FIG 1



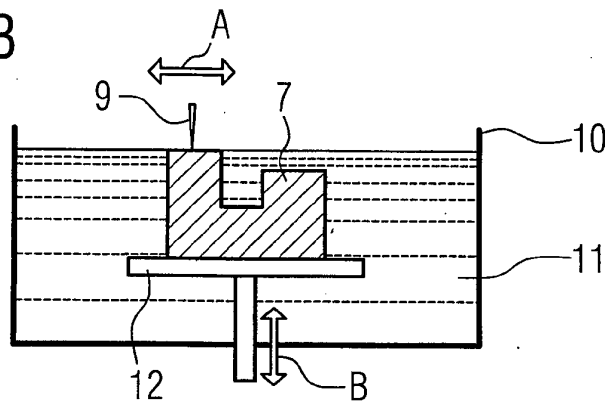
(Stand der Technik)

FIG 2



(Stand der Technik)

FIG 3



(Stand der Technik)



FIG 4

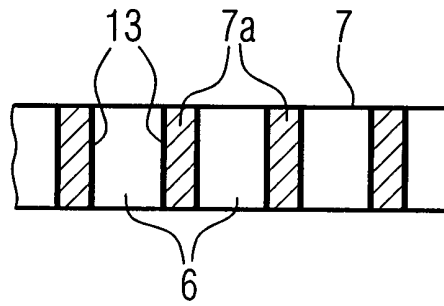


FIG 5

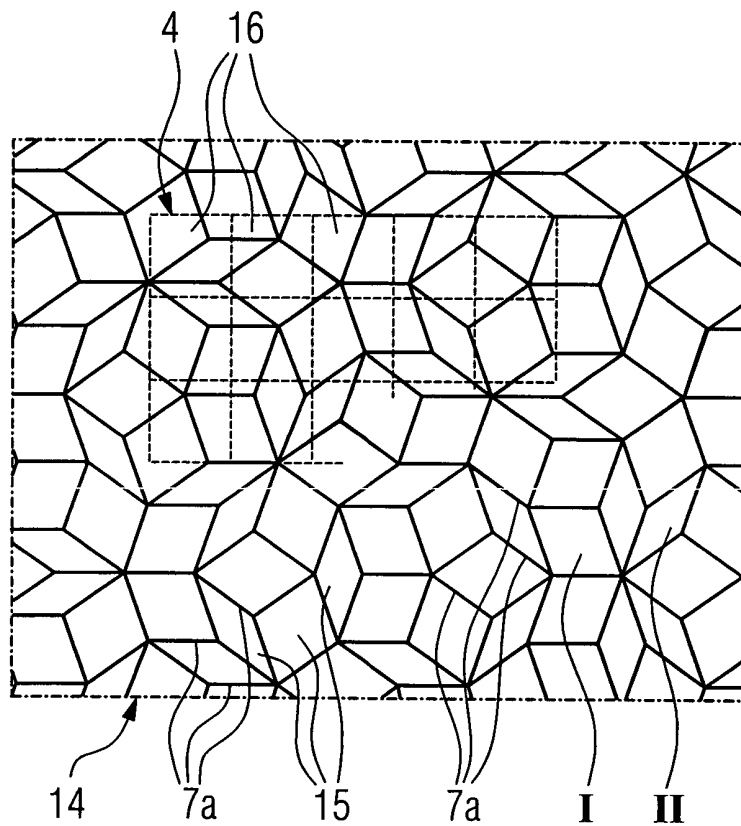


FIG 6

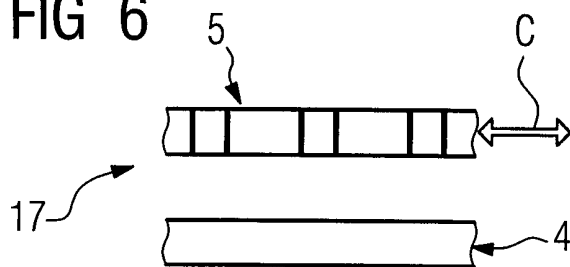


FIG 7

