(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro

(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
22. Juni 2023 (22.06.2023)

WIPO | PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2023/110239 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 6/06 (2006.01) *G21K 1/04* (2006.01)
A61B 6/00 (2006.01) *A61B 6/03* (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2022/081524

(22) Internationales Anmeldedatum:
10. November 2022 (10.11.2022)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2021 133 450.0
16. Dezember 2021 (16.12.2021) DE

(71) Anmelder: **OTTO-VON-GUERICKE-UNIVERSITÄT MAGDEBURG** [DE/DE]; Universitätsplatz 2, 39106 Magdeburg (DE).

(72) Erfinder: **HOFFMANN, Thomas**; Rudolf-Wolf-Straße 12, 39112 Magdeburg (DE). **PFEIFFER, Tim**; Liebermannstr. 15, 39108 Magdeburg (DE). **FRYSCH, Robert**; Drosselweg 5, 39221 Welsleben (DE). **MEWES, André**; Tismarstraße 19, 39108 Magdeburg (DE). **FRITSCH, Benjamin**; Universitätsplatz 1 // App. 1314, 39106 Magdeburg (DE). **ROSE, Georg**; Bettina-von-Arnim-Str. 21, 39114 Magdeburg (DE).

(81) Bestimmungsstaaten *(soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart)*: AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

(84) Bestimmungsstaaten *(soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart)*: ARIPO (BW, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG,

(54) **Title:** METHOD AND APPARATUS FOR DETERMINING AN X-RAY IMAGE DATASET

(54) **Bezeichnung:** VERFAHREN UND VORRICHTUNG ZUR ERMITTLUNG EINES RÖNTGENBILDDATENSATZES

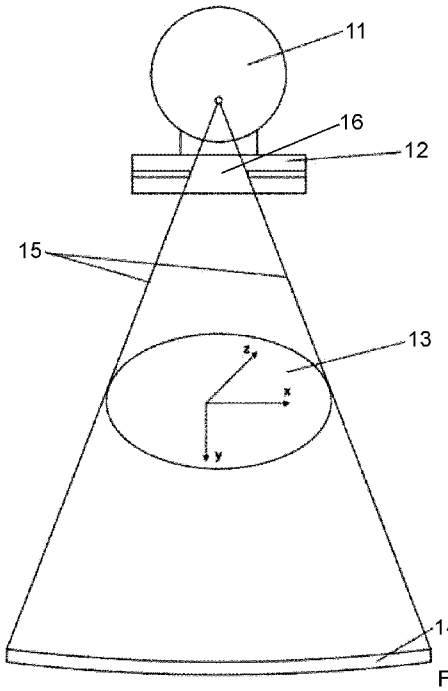


Fig. 1

(57) **Abstract:** The invention relates to a method for determining an X-ray image dataset of a target region of an object to be examined, wherein projection images showing the target region are captured by means of an X-ray detector and the X-ray image dataset is reconstructed from the projection images, wherein a first portion of the projection images is captured so as to be collimated onto the target region by the target region being irradiated with X-ray radiation by means of an X-ray device through at least one main radiation opening of a collimator assembly. The invention also relates to a corresponding apparatus for determining an X-ray image dataset of a target region of the object to be examined. The invention generally relates to the field of medical X-ray imaging, in particular with the aim of acquiring projections for reconstructing 2D computed-tomography images.

(57) **Zusammenfassung:** Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Ermittlung eines Röntgenbilddatensatzes eines Zielgebiets eines Untersuchungsobjekts, wobei mittels eines Röntgendetektors das Zielgebiet zeigende Projektionsbilder aufgenommen werden und aus den Projektionsbildern der Röntgenbilddatensatz rekonstruiert wird, wobei ein erster Teil der Projektionsbilder auf das Zielgebiet kollimiert aufgenommen werden, indem das Zielgebiet mittels einer Röntgenstrahleinrichtung durch wenigstens eine Hauptstrahlungsöffnung einer Kollimatoranordnung mit Röntgenstrahlung bestrahlt wird. Die Erfindung betrifft außerdem eine entsprechende Vorrichtung zur Ermittlung eines Röntgenbilddatensatzes eines Zielbereichs des Untersuchungsobjekts. Allgemein betrifft die Erfindung das Gebiet der medizinischen Röntgenbildgebung, insbesondere mit dem Ziel der Akquisition von Projektionen zur Rekonstruktion von Computertomographie-Schnittbildern.

WO 2023/110239 A1

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

KZ, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, ME, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Erklärungen gemäß Regel 4.17:

— *hinsichtlich der Berechtigung des Anmelders, ein Patent zu beantragen und zu erhalten (Regel 4.17 Ziffer ii)*

— *hinsichtlich der Berechtigung des Anmelders, die Priorität einer früheren Anmeldung zu beanspruchen (Regel 4.17 Ziffer iii)*

Veröffentlicht:

— *mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)*

Verfahren und Vorrichtung zur Ermittlung eines Röntgenbilddatensatzes

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Ermittlung eines Röntgenbilddatensatzes eines Zielgebiets eines Untersuchungsobjekts, wobei mittels eines Röntgendetektors das Zielgebiet zeigende Projektionsbilder aufgenommen werden und aus den Projektionsbildern der Röntgenbilddatensatz rekonstruiert wird, wobei ein erster Teil der Projektionsbilder auf das Zielgebiet kollimiert aufgenommen werden, indem das Zielgebiet mittels einer Röntgenstrahleinrichtung durch wenigstens eine Hauptstrahlungsöffnung einer Kollimatoranordnung mit Röntgenstrahlung bestrahlt wird. Die Erfindung betrifft außerdem eine entsprechende Vorrichtung zur Ermittlung eines Röntgenbilddatensatzes eines Zielbereichs des Untersuchungsobjekts. Allgemein betrifft die Erfindung das Gebiet der medizinischen Röntgenbildgebung, insbesondere mit dem Ziel der Akquisition von Projektionen zur Rekonstruktion von Computertomographie-Schnittbildern.

Ein Aspekt der Erfindung beinhaltet einen Kollimator zur Begrenzung eines Röntgenstrahlenbündels für die computertomographische Bildgebung. Ein Kollimator stellt ein mechanisches oder mechatronisches Gerät dar, das z.B. über eine motorische oder manuelle Positionierung von Lamellen eines stark röntgenschwächenden Materials den Strahlengang zwischen Röntgenstrahleinrichtung (Röntgenröhre) und Röntgendetektor auf einen definierten Bereich beschränkt. Die Lamellen können dabei gerade oder gebogen ausgestaltet sein, differierende Dicken aufweisen sowie beispielsweise Fasen enthalten, um eine genauere Durchleuchtung sicher zu stellen. Ziel ist es den Patienten mit einer möglichst minimalen, für die Bildgebung ausreichenden Strahlendosis zu durchleuchten. Ein Kollimator wird beispielsweise in Radiographiesystemen (planare Durchleuchtung) und Angiographiesystemen (ebenfalls planare Durchleuchtung) und Computertomographiesystemen eingesetzt. In verschiedener Bauweise mit dem Ziel der lokalen Bestrahlung des Patienten, werden so genannte Multilamellenkollimatoren auch zur Strahlentherapie genutzt.

Bei dieser Art der erstgenannten Ausgestaltung mit dem Ziel der Bildgebung ist der Kollimator direkt vor der Röntgenröhre verbaut, um den Strahlengang zwischen Röntgenröhre und Röntgendetektor gezielt einzustellen. Zwischen Kollimator und

Röntgendetektor ist das Untersuchungsobjekt (z.B. Patient, Phantom, Tier, Bauteil o.ä.) meist auf einem Tisch positioniert.

Die hier beschriebene Erfindung betrifft z.B. Kollimatoren zur Erzeugung von Projektionsbildern als Grundlage der 3D-Schnittbildberechnung (so genannte Rekonstruktion). Bei dieser Art der Bildgebung wird der Strahlengang in der Regel entlang der z-Achse (Patientenlängsachse) eingestellt. Dies hat die Bewandtnis, dass bei Detektorsystemen mit mehr als einer Zeile auch einzelne Zeilen bestrahlt werden können. In vielen Fällen ist die Bestrahlung aller Zeilen nicht notwendig, um den anvisierten Körperbereich im rekonstruierten Schnittbild untersuchen zu können.

Eine weitere Anwendung der Erfindung ist die so genannte Flachdetektor-Computertomographie. Diese findet häufig mittels so genannter C-Bogen-Röntgensysteme statt. In diesem Bereich hat sich das Verfahren der Volume of Interest (VOI) Schnittbilderzeugung etabliert. Hierbei wird der Patient nur partiell in einem Bereich von Interesse (Zielgebiet) durchleuchtet. I.d.R. findet aber heutzutage noch eine vollständige Durchleuchtung des gesamten Untersuchungsobjekts (Patienten) statt, um so genannte Trunkationsartefakte im rekonstruierten Bild zu vermeiden. Trunkationsartefakte entstehen, wenn das Untersuchungsobjekt nicht komplett erfasst werden kann. Hierdurch kommt es zu einem Informationsverlust der nicht erfassten Bereiche was zu einem weiteren Verlust notwendiger Informationen bei der Bildberechnung führt.

Die Volume-of-Interest CT bietet also den Vorteil der Dosisreduktion für das Untersuchungsobjekt, bedingt aber zugleich meist den Nachteil artefaktbehafteter (unvollständiger) Bilder.

In der heutigen CT-Diagnostik werden aus diesem Grund bevorzugt vollständige CT-Aufnahmen akquiriert, da eine möglichst hohe Bildqualität erreicht werden muss. Hintergrund dessen ist, dass im Rahmen der Diagnostik vorab häufig unklar ist woran der Patient leidet und in welchem Körperbereich sich die Pathologie oder die Pathologien befinden.

Die VOI-Bildgebung kommt – insbesondere in der Flachdetektor-CT – zum Einsatz, wenn der zu untersuchende Bereich bereits vorab bekannt ist (z.B. zur Therapiekontrolle nach Implantation eines Stents in den Arterien des Gehirns). Beim gegenwärtigen Stand der Technik sind diese VOI-CT-Aufnahmen dennoch insbesondere in den Randbereichen stark artefaktbehaftet und stellen nicht die realen Hounsfield-Werte des Untersuchungsobjektes dar, sondern sind mit einem unbekannten Offset-Wert behaftet.

Um den Vorteil der Dosisreduktion dennoch nutzen zu können, wurden bereits verschiedene Verfahren zur Kompensation der „verlorenen" Bildinformationen publiziert. Z.B. erfolgt die Nutzung mathematischer Übergangsmodelle vom Randbereich zum Objekt, die Annahmen zu Geometrie und Schwächungseigenschaften des Objekts in den nicht durchleuchteten Bereichen treffen. Weitere Verfahren nutzen konkrete Vorinformationen aus früher angefertigten Datensätzen (z.B. CT, MRT, Ultraschall, Oberflächenscans oder andere Verfahren).

Aus der DE 10 2016 219 817 B4 gehen Vorschläge zur Reduzierung von Trunkationsartefakten in Röntgenbilddatensätzen hervor.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Ermittlung eines Röntgenbilddatensatzes anzugeben, bei dem eine hohe Bildqualität eines begrenzten Zielgebiets eines Untersuchungsobjekts bei möglichst niedriger Röntgendosis erreicht werden kann.

Diese Aufgabe wird bei einem Verfahren der eingangs genannten Art dadurch gelöst, zur Reduzierung von Trunkationsartefakten im Röntgenbilddatensatz ein zweiter Teil der Projektionsbilder aufgenommen wird, indem Randbereiche des Zielgebiets durch eine oder mehrere Nebenstrahlungsöffnungen der Kollimatoranordnung, die die Hauptstrahlungsöffnung umgeben oder zu dieser benachbart sind, mit Röntgenstrahlung bestrahlt werden und der Röntgenbilddatensatz aus dem ersten Teil der Projektionsbilder unter Zuhilfenahme des zweiten Teils der Projektionsbilder bestimmt wird. Auf diese Weise kann das Zielgebiet, das auch als Volume of Interest bezeichnet wird, adaptiv mit einer ausreichenden Bildqualität bestimmt werden und zugleich die Röntgendosis minimiert werden.

Der oder die Nebenstrahlungsöffnungen der Kollimatoranordnung haben erfindungsgemäß eine gewisse Durchlässigkeit für die Röntgenstrahlung. Durch die Nebenstrahlungsöffnungen werden weitere räumlich begrenzte Bereichs des Untersuchungsobjekts mit Röntgenstrahlung bestrahlt. Eine Nebenstrahlungsöffnung muss dabei nicht unbedingt vollständig „offen“ im Sinne einer Durchgangsöffnung gestaltet sein, sondern kann durchaus mit einem Material oder einer Kombination von Materialien ganz oder teilweise geschlossen ausgebildet sein, solange eine ausreichende Strahlungsdurchlässigkeit für die Röntgenstrahlung vorhanden ist. Eine Nebenstrahlungsöffnung kann z.B. als vollständige Materialaussparung in einer Kollimatorblende gestaltet sein, oder durch eine Materialverdünnung, durch die eine ausreichende Strahlungsmenge der Röntgenstrahlung hindurchtreten kann. Es ist auch denkbar, eine solche Nebenstrahlungsöffnung durch eine Einlage aus einem Material zu gestalten, das eine geringere Absorption der Röntgenstrahlung aufweist als das umgebende Material der Kollimatorblende, sodass weiterhin eine hohe mechanische Tragfähigkeit der Kollimatorblende sichergestellt werden kann.

Das Verfahren kann eines oder beide der folgenden Merkmale beinhalten:

- es können das Zielgebiet zeigende Projektionsbilder aus unterschiedlichen Projektionsrichtungen entlang einer Aufnahmetrajektorie aufgenommen werden,
- es kann aus den Projektionsbildern ein höherdimensionaler Röntgenbilddatensatz rekonstruiert werden, d.h. mit mehr Dimensionen als die Projektionsbilder.

Gemäß einer vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung ist vorgesehen, dass die Größe, Position und/oder Strahlungsdurchlässigkeit einer, mehrerer oder aller Nebenstrahlungsöffnungen im Verlauf einer Röntgenuntersuchung des Zielgebiets variiert werden. Dies erlaubt eine verbesserte Anpassung der Funktionalität der Nebenstrahlungsöffnungen im Verlauf einer Röntgenuntersuchung, sodass je nach erreichter Bildqualität der Röntgenbilder gegebenenfalls eine Anpassung der Größe, Position und/oder Strahlungsdurchlässigkeit vorgenommen werden kann. Beispielsweise kann die Kollimatoranordnung verstellbare Kollimatorblenden haben, durch die einer oder mehrere der genannten Parameter Größe, Position und/oder Strahlungsdurchlässigkeit in Nebenstrahlungsöffnungen verändert werden kann. Auch hierdurch kann die Strahlungsbelastung des Untersuchungsobjekts weiter verringert werden.

Gemäß einer vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung ist vorgesehen, dass die Variation der Größe, Position und/oder Strahlungsdurchlässigkeit einer, mehrerer oder aller Nebenstrahlungsöffnungen adaptiv in Abhängigkeit von der jeweils vorliegenden Qualität der Röntgenbilder durchgeführt wird. Dies erlaubt in besonders vorteilhafter Weise eine adaptive Anpassung des durch die Nebenstrahlungsöffnungen durchstrahlten Randbereichs der Kollimatoranordnung während der Bildakquise. Hintergrund dessen ist, dass bei Unterschreiten oder Überschreiten einer bestimmten Bildqualität der Röntgenbilder, z.B. bestimmt durch die Ausprägung von Trunkationsartefakten oder eines speziellen Signal-Rausch-Verhältnisses, die Nebenstrahlungsöffnungen hinsichtlich der genannten Parameter adaptiv angepasst werden können, z.B. weiter geöffnet oder weiter geschlossen werden können, bis hin zu einem komplett geschlossenen Zustand, um die geringste Strahlendosis bei ausreichender Bildqualität jederzeit gewährleisten zu können.

Gemäß einer vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung ist vorgesehen, dass das Verfahren eine automatische Erkennung von bestrahlten und unbestrahlten Bereichen des Röntgendetektors und eine automatische Berücksichtigung erkannter bestrahlter und unbestrahlter Bereiche des Röntgendetektors bei der Bestimmung des Röntgenbilddatensatzes aufweist. Auf diese Weise eignet sich das erfindungsgemäße Verfahren auch für die Durchführung iterativer Bildrekonstruktionsverfahren. Bei einem solchen Bildrekonstruktionsverfahren können Informationen einzelner Bildpixel im Prozess der Bildberechnung berücksichtigt oder vernachlässigt werden. Hierfür ist es notwendig, belichtete (bestrahlte) und unbelichtete (unbestrahlte) Bereiche des Röntgendetektors automatisiert zu erkennen. Die Erkennung bestrahlter und unbestrahlter Bereiche bzw. belichteter und unbelichteter Bereiche des Röntgendetektors kann z.B. durch eine Berechnung anhand der Stellung von Blenden der Kollimatoranordnung erfolgen, z.B. in Abhängigkeit der Einstellung der Parameter der Nebenstrahlungsöffnungen, ggf. unter Berücksichtigung der Geometriegegebenheiten zwischen der Röntgenstrahleinrichtung, der Kollimatoranordnung und dem Röntgendetektor. Es kann auch eine Echtzeit-Auswertung der Bildpixel-Informationen des Röntgendetektors selbst durchgeführt werden, z.B. mittels eines Schwellenwertverfahrens.

Gemäß einer vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung ist vorgesehen, dass das Verfahren eine automatische Erkennung von Streustrahlung der ausgesendeten Röntgenstrahlung in nicht direkt bestrahlten Bereichen des Röntgendetektors und eine automatische Berücksichtigung erkannter Streustrahlung bei der Bestimmung des Röntgenbilddatensatzes aufweist. Auf diese Weise kann die Bildqualität der Röntgenbilder weiter verbessert werden und/oder die für deren Akquise erforderliche Strahlungsdosis weiter abgesenkt werden. Es können z.B. die in den nicht direkt belichteten Bereichen am Röntgendetektor eingehenden Röntgenstrahlungen, die dort aufgrund von Streueffekten (Streustrahlung) dennoch auftreten, gemessen und unter Berücksichtigung physikalischer Modelle des Systems in die Bestimmung des Röntgenbilddatensatzes einbezogen werden. Als nicht direkt bestrahlte Bereiche des Röntgendetektors gelten z.B. die Bereiche, zwischen denen keine lineare Verbindung zwischen der Röntgenstrahleneinrichtung und dem Röntgendetektor durch wenigstens eine Hauptstrahlungsöffnung oder wenigstens eine Nebenstrahlungsöffnung vorhanden ist.

Die eingangs genannte Aufgabe wird außerdem gelöst durch eine Vorrichtung zur Ermittlung eines Röntgenbilddatensatzes eines Zielbereichs eines Untersuchungsobjekts, aufweisend einen Röntgendetektor zum Aufnehmen von den Zielbereich zeigenden Projektionsbildern und eine Rekonstruktionseinrichtung zum Rekonstruieren des Röntgenbilddatensatz aus den Projektionsbildern, ferner aufweisend eine Röntgenstrahleinrichtung und eine Kollimatoranordnung mit wenigstens einer Hauptstrahlungsöffnung zum Aufnehmen eines ersten Teils der Projektionsbilder, die auf das Zielgebiet kollimiert aufgenommen werden, indem das Zielgebiet mittels der Röntgenstrahleinrichtung durch die wenigstens eine Hauptstrahlungsöffnung mit Röntgenstrahlung bestrahlt wird, wobei die Kollimatoranordnung eine oder mehrere Nebenstrahlungsöffnungen hat, die die Hauptstrahlungsöffnung umgeben oder zu dieser benachbart sind, wobei ein zweiter Teil der Projektionsbilder aufgenommen wird, indem Randbereiche des Zielgebiets durch die eine oder mehreren Nebenstrahlungsöffnungen mit Röntgenstrahlung bestrahlt werden, wobei die Rekonstruktionseinrichtung dazu eingerichtet ist, zur Reduzierung von Trunkationsartefakten im Röntgenbilddatensatz den Röntgenbilddatensatz aus dem ersten Teil der Projektionsbilder unter Zuhilfenahme des zweiten Teils der Projektionsbilder zu bestimmen. Auch hierdurch werden die zuvor erläuterten Vorteile realisiert.

Gemäß einer vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung ist vorgesehen, dass die Kollimatoranordnung zur Verstellung der Breite und/oder der Länge einer, mehrerer oder aller Nebenöffnungen eingerichtet ist. Beispielsweise kann die Vorrichtung einen automatischen Antrieb, z.B. über Motoren, für die Verstellung der Breite und/oder Länge der Nebenöffnungen haben. Auf diese Weise können bestimmte Parameter der Nebenöffnungen variiert werden, insbesondere Größe, Position und/oder Strahlungsdurchlässigkeit.

Gemäß einer vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung ist vorgesehen, dass die Kollimatoranordnung ein bewegliches Lamellensystem mit in einer oder zwei Raumrichtungen verstellbaren Lamellen hat, durch die die Breite und/oder die Länge einer, mehrerer oder aller Nebenöffnungen verstellbar ist. Dies hat den Vorteil, dass die Breite und/oder Länge von Nebenöffnungen relativ schnell werden kann und der Mechanismus mit geringem konstruktivem Aufwand verstellbar gestaltet werden kann.

Gemäß einer vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung ist vorgesehen, dass das bewegliche Lamellensystem wenigstens zwei in Strahlungsrichtung der Röntgenstrahlung hintereinander angeordnete Einzellamellen aufweist, die jeweils mehrere strahlungsdurchlässige Öffnungen haben und die relativ zueinander verschiebbar sind. Dies erlaubt eine einfache und zuverlässige Konstruktion des Lamellensystems. Die strahlungsdurchlässigen Öffnungen, die wie die zuvor erwähnten Nebenöffnungen ausgestaltet sein können, können z.B. schlitzförmig ausgebildet sein.

Gemäß einer vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung ist vorgesehen, dass wenigstens der Teil der Kollimatoranordnung, der die Nebenöffnungen aufweist, um eine Raumachse gebogen ausgebildet ist, insbesondere mit einem konstanten Radius. Auf diese Weise kann die Wirksamkeit der Nebenöffnungen optimiert werden.

Gemäß einer vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung ist vorgesehen, dass die Vorrichtung zur Ausführung eines Verfahrens der zuvor erläuterten Art eingerichtet ist. So kann z.B. die Vorrichtung eine elektronische Steuereinrichtung haben, die mittels Programmierung zur Durchführung der Schritte des erfindungsgemäßen Verfahrens

eingerichtet ist, z.B. zum Aufnehmen des ersten und des zweiten Teils der Projektionsbilder und zur Bestimmung des Röntgenbilddatensatzes daraus. Die Steuereinrichtung kann auch zur Steuerung der Kollimatoranordnung ausgebildet sein.

Die Erfindung adressiert eine vorteilhafte Möglichkeit, die verlorenen Randbereichsinformationen zu kompensieren, um so eine hohe Bildqualität mit realistischen Hounsfield-Werten bei niedriger Röntgendosis zu erreichen. Die Erfindung verfolgt primär das Ziel einer Anwendung im Therapiebereich, bei dem das Volume of Interest vorab bekannt. Die Erfindung kann aber auch zur diagnostischen Anwendung genutzt werden.

Eine Besonderheit der Erfindung ist es, durch eine geschickte Ausgestaltung einzelner oder aller Kollimatorblenden partielle Informationen des Randbereichs zur akquirieren. Hierbei können die Blenden des Kollimators so ausgestaltet sein, dass innerhalb des Kollimators Taschen („Schlitze“, z.B. die zuvor erwähnten Öffnungen) einer definierten Geometrie in definierten Positionen eingebracht sind. Diese Taschen können beispielsweise quadratisch, rechteckig, kreisförmig oder durch jede andere denkbare Geometrie ausgestaltet sind. Die Taschen können als vollständige Materialaussparungen gestaltet sein oder durch Materialverdünnungen, die eine Photonendetektion oberhalb des elektronischen Rauschens des Detektors zulassen, gewährleistet werden. Beispielsweise ist ebenfalls denkbar, die strahlendurchlässigen Bereiche durch Einlagen aus weniger röntgenschwächenden Materialen zu gestalten, um weiterhin eine hohe mechanische Tragfähigkeit sicherzustellen. Das Verfahren der Bildrekonstruktion berücksichtigt diese abschnittsweise akquirierten Informationen, was zu einer Verbesserung der Bildqualität beiträgt.

Die beispielhafte technische Ausgestaltung dieses Systems sieht unter anderem folgende Bestandteile vor:

- Lamellen eines stark schwächenden, bevorzugt metallischen, Materials (z.B. Blei oder Wolfram) zur Kollimation (einstellen des Strahlenganges) in z-Richtung
- Lamellen eines stark schwächenden, bevorzugt metallischen, Materials (z.B. Blei oder Wolfram) zur Kollimation (einstellen des Strahlenganges) in x-Richtung

- Das in z-Richtung bewegliche Lamellensystem ist vorzugsweise voll ausgestaltet und um die z-Achse gebogen, kann aber auch geschlitzt oder planar ausgestaltet sein
- Das in z-Richtung bewegliche Lamellensystem ist kann ebenfalls definiert geschlitzt und vorzugsweise um die z-Achse gebogen sein. Wobei die Schlitze bevorzugt parallel zur x-Achse verlaufen aber auch Parallelität zur z-Achse oder andere freie räumliche Verläufe in der Lamellenebene aufweisen können.
- Das in x-Richtung bewegliche Lamellensystem ist vorzugsweise definiert geschlitzt und vorzugsweise um die z-Achse gebogen. Wobei die Schlitze bevorzugt parallel zur z-Achse verlaufen aber auch Parallelität zur x-Achse oder andere freie räumliche Verläufe in der Lamellenebene aufweisen können.
- Das Lamellensystem besteht aus einer Mechanik, die es ermöglicht über Relativbewegungen zweier Lamellenbestandteile die Größe der strahlendurchlässigen Bereiche des Lamellensystems zu verändern, bis hin zum vollständigen Verschluss.

Der Vorteil des adaptiven Lamellensystems ist es, die zur Bildgebung notwendigen Projektionen innerhalb einer Rotation oder Teilrotation des CT oder C-Bogen-Systems geschickt so anzupassen, dass bei minimaler Dosis Datensätze zur Berechnung eines CT-Datensatzes mit einer geforderten Mindestbildqualität erzeugt werden können.

Beispielhaft kann das Lamellensystem aus zwei übereinander befindlichen Einzellamellen bestehen, die strahlendurchlässige Taschen besitzen. Diese Lamellen sind relativ zueinander positionierbar. Ein Ziel der Gestaltung der Lamellen ist es, einen freien VOI Bereich zu gewährleisten und in den Randbereichen variable strahlendurchlässige Zonen frei einstellbar zu ermöglichen.

Eine andere Variante ist die Einstellbarkeit der individuellen strahlendurchlässigen Taschen durch entkoppelte Verschiebemechanismen, die beispielsweise einzeln mittels Elektromotoren angetrieben werden können.

In einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung ist das Lamellensystem mit einem konstanten Radius um die z-Achse gebogen, wobei die Kanten der Taschen dadurch jederzeit parallel zum Röntgenstrahl verlaufen und so eine homogene Abschwächung gewährleisten. Der Radius ist entsprechend bei einem Lamellensystem aus zwei übereinanderliegenden Einzellamellen für jede Lamelle individuell.

Weiterhin ist denkbar, ein Lamellensystem zur Herstellung von Volumenbereichen unterschiedlicher geometrischer Ausprägung zu erreichen, z.B. kreisförmig wie bei klassischen Blendensystemen in der Fotografie. Ziel ist es hierbei ebenfalls, in die Lamellenbereiche adaptive Taschen einzubringen, die definiert strahlendurchlässige Bereiche erzeugen.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen unter Verwendung von Zeichnungen näher erläutert.

Es zeigen

Figur 1 den Aufbau einer erfindungsgemäßen Vorrichtung in einer Blickrichtung entlang der z-Achse,
Figur 2 den Aufbau der erfindungsgemäßen Vorrichtung in einer Blickrichtung entlang der x-Achse,
Figur 3 eine Kollimatoranordnung in Draufsicht,
Figur 4 ein bewegliches Lamellensystem in einer ersten Stellung,
Figur 5 das bewegliche Lamellensystem aus Figur 4 in einer zweiten Stellung.

Es wird dabei von einem Koordinatensystem ausgegangen, bei dem die Strahlrichtung der Röntgenstrahlung in y-Richtung verläuft. Dementsprechend erstreckt sich die Kollimatoranordnung in ihrer flächigen Ausdehnung in der x-z-Ebene bzw. bei gekrümmter Bauweise leicht gekrümmt zu der x-z-Ebene.

Die Figuren 1 und 2 zeigen einen beispielhaften Aufbau einer Vorrichtung zur Ermittlung eines Röntgenbilddatensatzes eines Zielgebiets 17 eines Untersuchungsobjekts 13. Die Vorrichtung weist eine Röntgenstrahleinrichtung 11 auf, z.B. eine Röntgen-

röhre, durch die Röntgenstrahlung über eine Kollimatoranordnung 12 auf das Untersuchungsobjekt 13 sowie einen in Strahlungsrichtung hinter dem Untersuchungsobjekt 13 angeordneten Röntgendetektor 14 abgestrahlt wird. Die Kollimatoranordnung 12 hat eine Hauptstrahlungsöffnung 16, die hinsichtlich ihrer Position und Größe, gegebenenfalls auch im Hinblick auf die Strahlungsdurchlässigkeit, durch bewegliche Lamellensysteme der Kollimatoranordnung 12 eingestellt werden kann.

Man erkennt, dass die Röntgenstrahlung sich in einem kollimierten Strahlengang 15 durch das Zielgebiet 17 des Untersuchungsobjekts 13 hin zum Röntgendetektor 14 erstreckt. Am Röntgendetektor 14 werden die belichteten Bereiche ausgewertet, z.B. durch eine Matrixanordnung von röntgenempfindlichen Detektorelementen, aus deren Signalen jeweilige Projektionsbilder gebildet werden können. Die Vorrichtung weist zudem eine Steuereinrichtung auf, die in den Figuren nicht dargestellt ist. Die Steuereinrichtung dient zum Steuern der Kollimatoranordnung 12, zum Auslesen der Daten des Röntgendetektors 14 sowie zur Bestimmung des Röntgenbilddatensatzes aus den durch den Röntgendetektor 14 gewonnenen Projektionsbildern.

Die Figur 3 zeigt eine Prinzipskizze der Kollimatoranordnung 12. Die Kollimatoranordnung 12 hat ein Gehäuse 21, in dem vier verschiebliche Lamellensysteme 24, 25, 26, 27 angeordnet sind. Die Lamellensysteme 24, 25 sind z.B. entlang der x-Achse verschiebbar, die Lamellensysteme 26, 27 entlang der z-Achse. Die Lamellensysteme 24, 25 können nach links und rechts verschoben werden, somit aufeinander zu oder voneinander fort. Die Lamellensysteme 26, 27 können nach oben und unten verschoben werden, somit aufeinander zu oder voneinander fort. Die Lamellensysteme 24, 25, 26, 27 können einen bestimmten strahlungsdurchlässigen Bereich, der die Hauptstrahlungsöffnung 16 bildet, je nach Einstellung definieren. Die Figur 3 zeigt mit der gestrichelten Linie beispielhaft den maximal möglichen Öffnungsbereich 23 der Lamellensysteme, d.h. die maximale Größe der Hauptstrahlungsöffnung 16. Die Lamellensysteme können beispielsweise automatisch gesteuert werden, z.B. mittels eines motorischen Antriebs.

Zur Bildung von Nebenstrahlungsöffnungen in den Randbereichen des Zielgebiets 17, d.h. außerhalb der Hauptstrahlungsöffnung 16, können die Lamellensysteme 24,

25, 26, 27 gegenüber einfachen verschiebbaren Blenden eine zusätzliche Funktion aufweisen, die anhand der Figuren 4 und 5 erläutert wird.

Die Figuren 4 und 5 zeigen beispielhaft anhand eines Lamellensystems 30, das zur Realisierung von einem oder mehreren der Lamellensysteme 24, 25, 26, 27 genutzt werden kann, einen vorteilhaften Aufbau mit einer in Strahlungsrichtung oberen Lamelle 31 und einer in Strahlungsrichtung unteren Lamelle 32. Die Figuren 4 und 5 zeigen das Lamellensystem oben jeweils in Seitenansicht und darunter in Draufsicht.

Die obere Lamelle 31 und die untere Lamelle 32 weisen jeweils exakt oder zumindest im Wesentlichen deckungsgleiche Strahlungsöffnungen 33 auf, z.B. in Form von schlitzförmigen Öffnungen 33. Sind die obere Lamelle 31 und die untere Lamelle 32, wie in Figur 4 dargestellt, genau fluchtend übereinander angeordnet, so fluchten auch deren Strahlungsöffnungen 33 zueinander, sodass hierdurch in den Randbereichen um die Hauptstrahlungsöffnung 16 herum mehreren Nebenstrahlungsöffnungen gebildet sind. Werden die obere Lamelle 31 und die untere Lamelle 32 relativ zueinander verschoben, wie in Figur 5 dargestellt, so werden die durch die fluchtenden Strahlungsöffnungen 33 gebildeten Nebenstrahlungsöffnungen geschlossen, da die Strahlungsöffnungen der oberen Lamelle 31 durch die untere Lamelle 32 verdeckt sind, und die Strahlungsöffnungen der unteren Lamelle 32 durch die obere Lamelle 31 verdeckt sind. Dies ist in der Figur 5 durch die geschlossenen Öffnungen 34 der oberen Lamelle 31 verdeutlicht.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Ermittlung eines Röntgenbilddatensatzes eines Zielgebiets eines Untersuchungsobjekts, wobei mittels eines Röntgendetektors das Zielgebiet zeigende Projektionsbilder aufgenommen werden und aus den Projektionsbildern der Röntgenbilddatensatz rekonstruiert wird, wobei ein erster Teil der Projektionsbilder auf das Zielgebiet kollimiert aufgenommen werden, indem das Zielgebiet mittels einer Röntgenstrahleinrichtung durch wenigstens eine Hauptstrahlungsöffnung einer Kollimatoranordnung mit Röntgenstrahlung bestrahlt wird, dadurch gekennzeichnet, dass zur Reduzierung von Trunkationsartefakten im Röntgenbilddatensatz ein zweiter Teil der Projektionsbilder aufgenommen wird, indem Randbereiche des Zielgebiets durch eine oder mehrere Nebenstrahlungsöffnungen der Kollimatoranordnung, die die Hauptstrahlungsöffnung umgeben oder zu dieser benachbart sind, mit Röntgenstrahlung bestrahlt werden und der Röntgenbilddatensatz aus dem ersten Teil der Projektionsbilder unter Zuhilfenahme des zweiten Teils der Projektionsbilder bestimmt wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Größe, Position und/oder Strahlungsdurchlässigkeit einer, mehrerer oder aller Nebenstrahlungsöffnungen im Verlauf einer Röntgenuntersuchung des Zielgebiets variiert werden.

3. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Variation der Größe, Position und/oder Strahlungsdurchlässigkeit einer, mehrerer oder aller Nebenstrahlungsöffnungen adaptiv in Abhängigkeit von der jeweils vorliegenden Qualität der Röntgenbilder durchgeführt wird.

4. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Verfahren eine automatische Erkennung von bestrahlten und unbestrahlten Bereichen des Röntgendetektors und eine automatische Berücksichtigung erkannter bestrahlter und unbestrahlter Bereiche des Röntgendetektors bei der Bestimmung des Röntgenbilddatensatzes aufweist.

5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Verfahren eine automatische Erkennung von Streustrahlung der ausgesendeten Röntgenstrahlung in nicht direkt bestrahlten Bereichen des Röntgendetektors und eine automatische Berücksichtigung erkannter Streustrahlung bei der Bestimmung des Röntgenbilddatensatzes aufweist.

6. Vorrichtung zur Ermittlung eines Röntgenbilddatensatzes eines Zielbereichs eines Untersuchungsobjekts, aufweisend einen Röntgendetektor zum Aufnehmen von den Zielbereich zeigenden Projektionsbildern und eine Rekonstruktionseinrichtung zum Rekonstruieren des Röntgenbilddatensatz aus den Projektionsbildern, ferner aufweisend eine Röntgenstrahleinrichtung und eine Kollimatoranordnung mit wenigstens einer Hauptstrahlungsöffnung zum Aufnehmen eines ersten Teils der Projektionsbilder, die auf das Zielgebiet kollimiert aufgenommen werden, indem das Zielgebiet mittels der Röntgenstrahleinrichtung durch die wenigstens eine Hauptstrahlungsöffnung mit Röntgenstrahlung bestrahlt wird, dadurch gekennzeichnet, dass die Kollimatoranordnung eine oder mehrere Nebenstrahlungsöffnungen hat, die die Hauptstrahlungsöffnung umgeben oder zu dieser benachbart sind, wobei ein zweiter Teil der Projektionsbilder aufgenommen wird, indem Randbereiche des Zielgebiets durch die eine oder mehreren Nebenstrahlungsöffnungen mit Röntgenstrahlung bestrahlt werden, wobei die Rekonstruktionseinrichtung dazu eingerichtet ist, zur Reduzierung von Trunkationsartefakten im Röntgenbilddatensatz den Röntgenbilddatensatz aus dem ersten Teil der Projektionsbilder unter Zuhilfenahme des zweiten Teils der Projektionsbilder zu bestimmen.

7. Vorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Kollimatoranordnung zur Verstellung der Breite und/oder der Länge einer, mehrerer oder aller Nebenöffnungen eingerichtet ist.

8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Kollimatoranordnung ein bewegliches Lamellensystem mit in einer oder zwei Raumrichtungen verstellbaren Lamellen hat, durch die die Breite und/oder die Länge einer, mehrerer oder aller Nebenöffnungen verstellbar ist.

9. Vorrichtung nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass das bewegliche Lamellensystem wenigstens zwei in Strahlungsrichtung der Röntgenstrahlung hintereinander angeordnete Einzellamellen aufweist, die jeweils mehrere strahlungsdurchlässige Öffnungen haben und die relativ zueinander verschiebbar sind.

10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 6 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass wenigstens der Teil der Kollimatoranordnung, der die Nebenöffnungen aufweist, um eine Raumachse gebogen ausgebildet ist, insbesondere mit einem konstanten Radius.

11. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 6 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Vorrichtung zur Ausführung eines Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 5 eingerichtet ist.

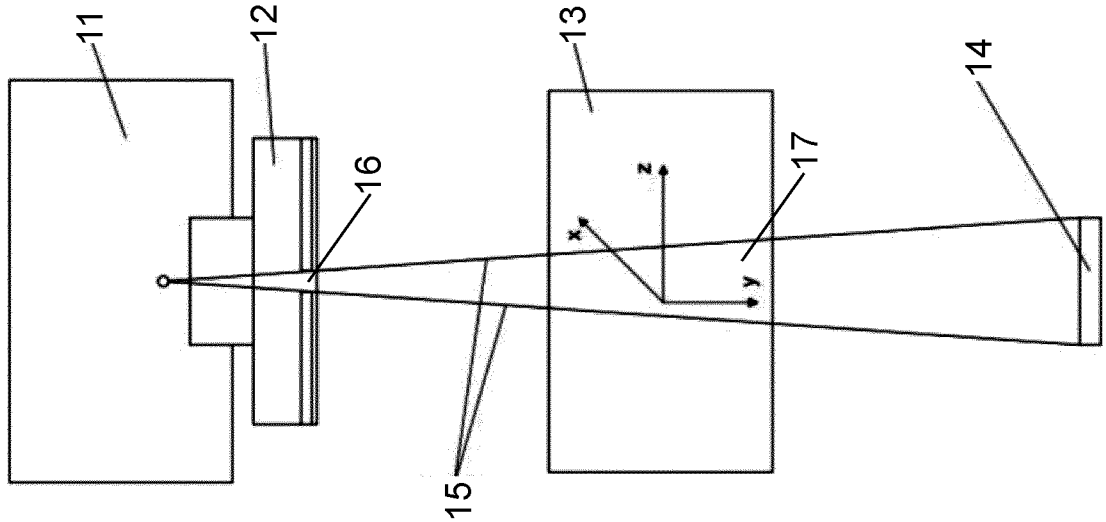


Fig. 2

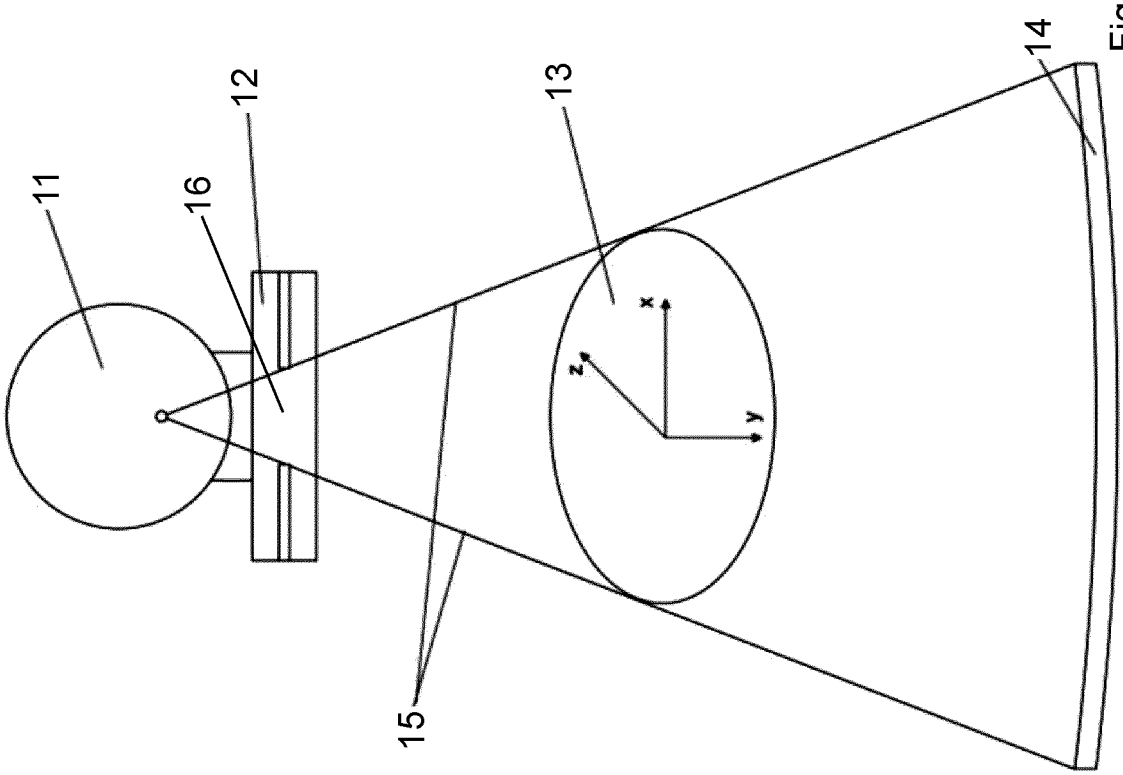


Fig. 1

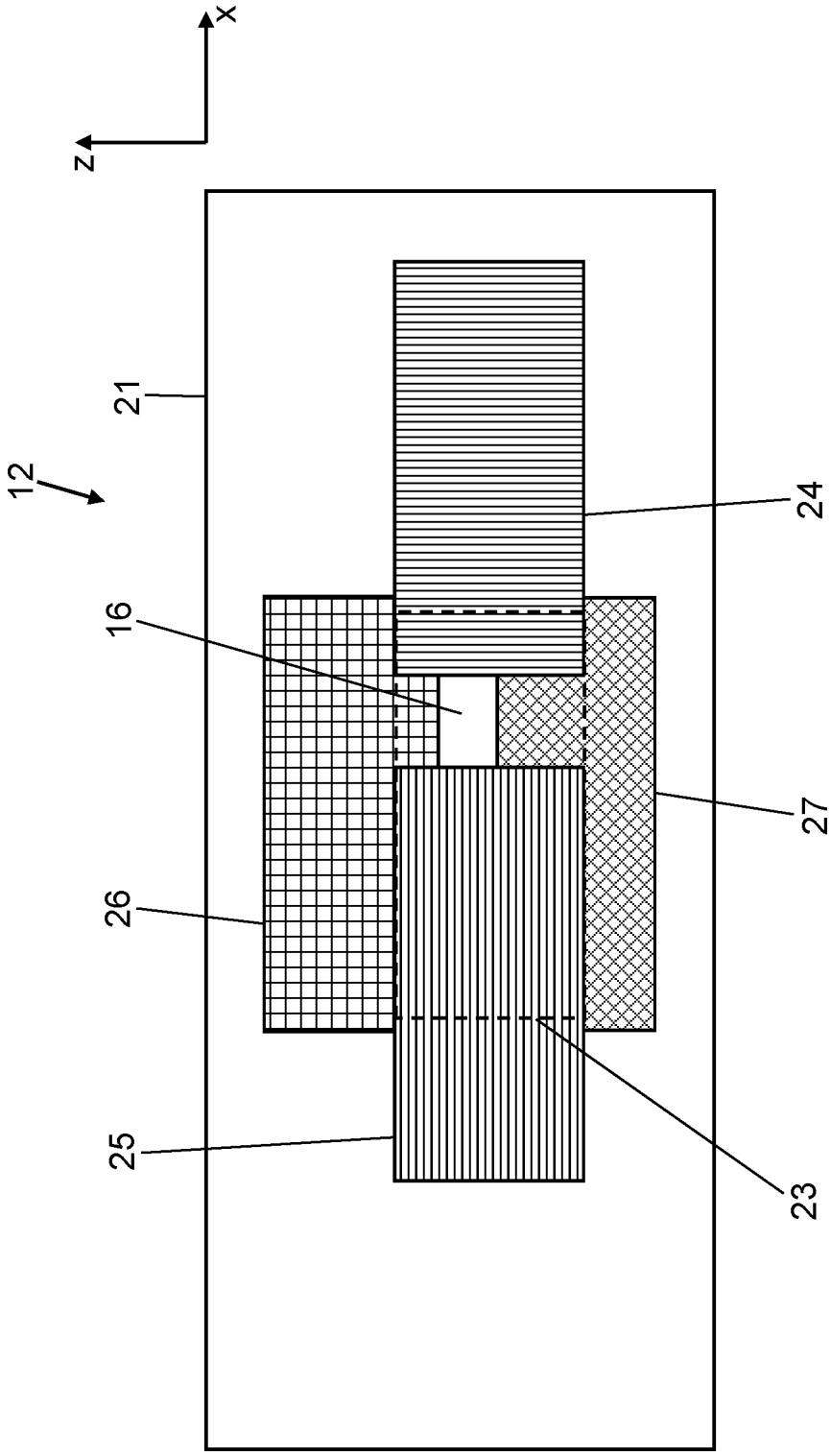


Fig. 3

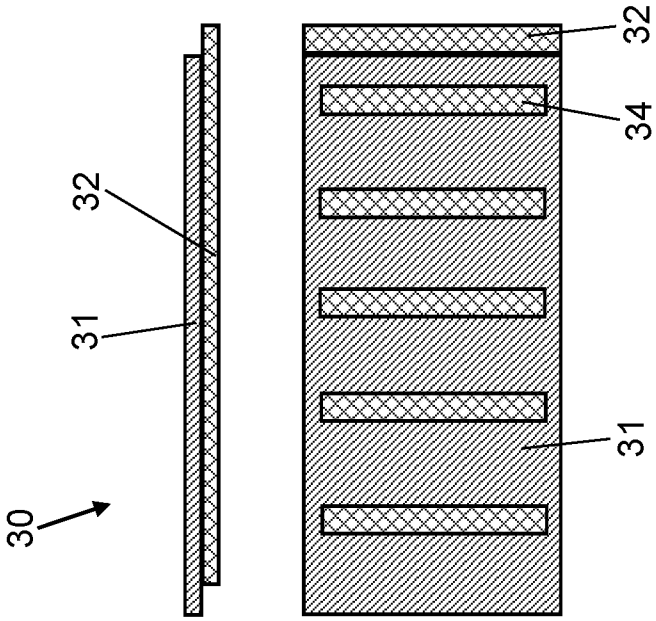


Fig. 5

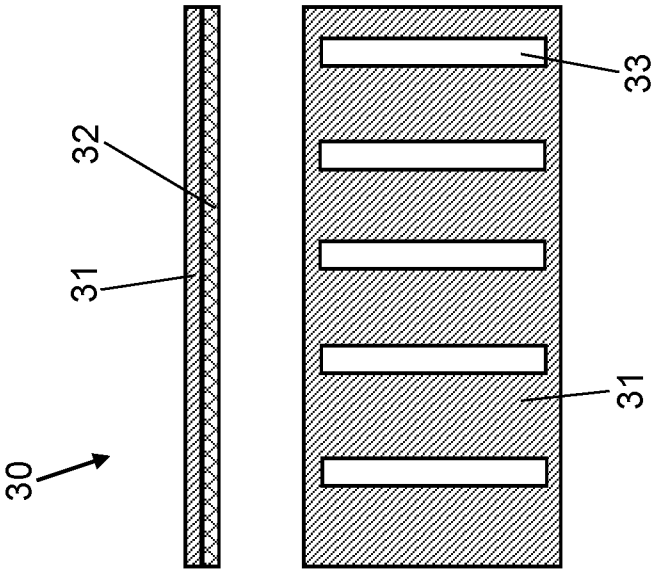


Fig. 4

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/EP2022/081524

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 6/06(2006.01)i; ***A61B 6/00***(2006.01)i; ***G21K 1/04***(2006.01)i; ***A61B 6/03***(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B; H05G; G21K

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	SCHAFER SEBASTIAN ET AL. "Filtered region of interest cone-beam rotational angiography" *MEDICAL PHYSICS, AIP, MELVILLE, NY, US,* Vol. 37, No. 2, 21 January 2010 (2010-01-21), pages 694-703 DOI: 10.1118/1.3284540 ISSN: 0094-2405, XP012135594	1,5,6,11
Y	The abstract figures 1-7 sections I - IV	2-4,7-10
Y	CA 2733415 A1 (UNIV DALHOUSIE [CA]) 07 September 2012 (2012-09-07) abstract figures 1-11 paragraph [0006] - paragraph [0137]	2,3,7-10

☑ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☑ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
29 January 2023	**06 February 2023**

Name and mailing address of the ISA/EP	Authorized officer
European Patent Office **p.b. 5818, Patentlaan 2, 2280 HV Rijswijk** **Netherlands** Telephone No. **(+31-70)340-2040** Facsimile No. **(+31-70)340-3016**	**Moehrs, Sascha** Telephone No.

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	HASHIMOTO FUMIO ET AL. "Dose reduction technique in diagnostic X-ray computed tomography by use of 6-channel multileaf collimators" *RADIOLOGICAL PHYSICS AND TECHNOLOGY, SPRINGER JAPAN KK, JP,* Vol. 10, No. 1, 09 July 2016 (2016-07-09), pages 60-67, [retrieved on 2016-07-09] DOI: 10.1007/S12194-016-0368-Z ISSN: 1865-0333, XP036173612 abstract figures 1-13 sections 1 - 5	4

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/EP2022/081524

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
CA 2733415 A1	07 September 2012	CA 2733415 A1	07 September 2012
		CA 2973781 A1	07 September 2012

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2022/081524

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
INV. A61B6/06 A61B6/00 G21K1/04 A61B6/03
ADD.

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
A61B H05G G21K

Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)
EPO-Internal, WPI Data

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	SCHAFER SEBASTIAN ET AL: "Filtered region of interest cone-beam rotational angiography", MEDICAL PHYSICS, AIP, MELVILLE, NY, US, Bd. 37, Nr. 2, 21. Januar 2010 (2010-01-21), Seiten 694-703, XP012135594, ISSN: 0094-2405, DOI: 10.1118/1.3284540	1,5,6,11
Y	Zusammenfassung Abbildungen 1-7 Sections I - IV	2-4,7-10
Y	CA 2 733 415 A1 (UNIV DALHOUSIE [CA]) 7. September 2012 (2012-09-07) Zusammenfassung Abbildungen 1-11 Absatz [0006] - Absatz [0137]	2,3,7-10

-/--

[X] Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen [X] Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :
"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist
"E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist
"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)
"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht
"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist
"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist
"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung;; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden
"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung;; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist
"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche	Absendedatum des internationalen Recherchenberichts
29. Januar 2023	06/02/2023

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde	Bevollmächtigter Bediensteter
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Moehrs, Sascha

1

Formblatt PCT/ISA/210 (Blatt 2) (April 2005)

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2022/081524

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	HASHIMOTO FUMIO ET AL: "Dose reduction technique in diagnostic X-ray computed tomography by use of 6-channel multileaf collimators", RADIOLOGICAL PHYSICS AND TECHNOLOGY, SPRINGER JAPAN KK, JP, Bd. 10, Nr. 1, 9. Juli 2016 (2016-07-09), Seiten 60-67, XP036173612, ISSN: 1865-0333, DOI: 10.1007/S12194-016-0368-Z [gefunden am 2016-07-09] Zusammenfassung Abbildungen 1-13 Sections 1 - 5 -----	4

1

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2022/081524

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
CA 2733415 A1	07-09-2012	CA 2733415 A1	07-09-2012
		CA 2973781 A1	07-09-2012