(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
6. November 2014 (06.11.2014)

WIPO | PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2014/177308 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:
H01J 35/04 (2006.01) *H01J 35/16* (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2014/054407

(22) Internationales Anmeldedatum:
7. März 2014 (07.03.2014)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2013 208 103.0 3. Mai 2013 (03.05.2013) DE

(71) Anmelder: **SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT** [DE/DE]; Wittelsbacherplatz 2, 80333 München (DE).

(72) Erfinder: **GOSSMANN-LEVCHUK, Svetlana**; Allee am Röthelheimpark 50, 91052 Erlangen (DE). **HEID, Oliver**; Luitpoldstraße 63, 91052 Erlangen (DE). **HUGHES, Timothy**; Heiligenlohstr. 5, 91056 Erlangen (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, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, 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, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

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

Veröffentlicht:

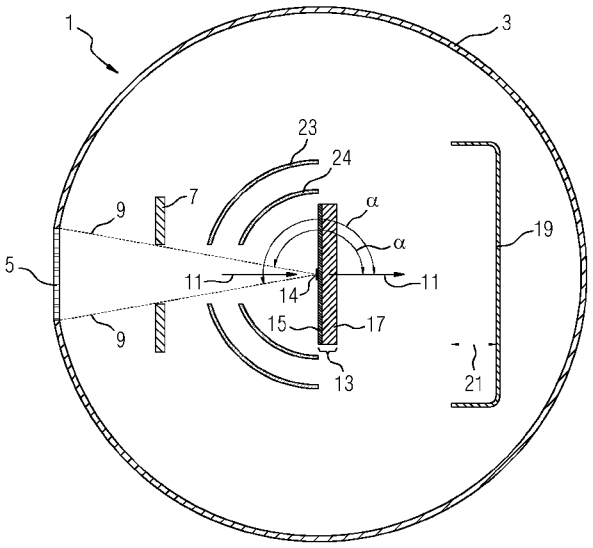
— *mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)*

WO 2014/177308 A1

(54) Title: X-RAY SOURCE AND IMAGING SYSTEM

(54) Bezeichnung : RÖNTGENQUELLE UND BILDGEBENDES SYSTEM

FIG 1



(57) Abstract: The invention relates to an X-ray source (1) comprising an evacuable outer housing (3) having at least one X-ray-permeable beam exit window (5), an electron source (7), an anode (13) and a collector (19) for catching electrons which penetrate the anode. The collector is part of an electrical current circuit for applying a negative potential to the anode, and the radiation window is disposed such that X-ray radiation (9) which exits from the anode at an angle (a) of 130 degrees to 230 degrees to the electron beam direction can be coupled out through the radiation window. The invention further relates to an imaging system having an X-ray source according to the invention, an arrangement to accommodate an object to be examined, and an X-ray detector.

(57) Zusammenfassung: Röntgenquelle und bildgebendes System Es wird eine Röntgenquelle (1) mit einem evakuierbaren Außengehäuse (3) mit wenigstens einem röntgenstrahldurchlässigen Strahlaustrittsfenster (5), einer Elektronenquelle (7), einer Anode (13) und einem Kollektor (19) zum Auffangen von die Anode durchdringenden Elektronen angegeben. Der Kollektor ist Teil eines elektrischen Stromkreises zum Aufbringen eines negativen Potentials an der Anode, und das Strahlungsfenster ist so angeordnet, dass Röntgenstrahlung (9) durch das Strahlungsfenster hindurch auskoppelbar ist, welche in einem Winkel (a) von 130 Grad bis 230 Grad zur Elektronenstrahlrichtung aus der Anode austritt. Weiterhin wird ein bildgebendes System mit einer erfindungsgemäßen Röntgenquelle, einer Anordnung zur Aufnahme eines zu untersuchenden Objekts und einem Röntgendetektor angegeben.

Beschreibung

Röntgenquelle und bildgebendes System

Die vorliegende Erfindung betrifft eine Röntgenquelle mit einem evakuierbaren Außengehäuse mit einem Strahlaustrittsfenster, einer Elektronenquelle zur Emission von Elektronen und einer Anode zur Erzeugung von Röntgenstrahlung. Weiterhin betrifft die Erfindung ein bildgebendes System mit einer solchen Röntgenquelle.

Bei bekannten Röntgenquellen werden innerhalb eines evakuierbaren Außengehäuses, einer sogenannten Röntgenröhre, Elektronen auf eine Anode beschleunigt, deren Material geeignet ist, um Energie der beschleunigten Elektronen in Röntgenstrahlung umzuwandeln. Durch ein röntgenstrahldurchlässiges Austrittsfenster wird die Röntgenstrahlung aus der Röntgenquelle ausgekoppelt. Bei Verwendung in einem bildgebenden System wird die Strahlung dann typischerweise auf ein zu untersuchendes Objekt gerichtet und anschließend mit einem bildgebenden Röntgendetektor gemessen. Vor allem bei der medizinischen Bildgebung ist die Anwendung solcher Systeme weit verbreitet. Für die diagnostische Untersuchung menschlicher Körperteile ist es allgemein wünschenswert, eine möglichst hohe Bildqualität mit möglichst niedriger Röntgendosis zu erreichen. Hierfür ist eine möglichst monochromatische Röntgenstrahlung vorteilhaft, bei der die Strahlung im Wesentlichen aus charakteristischer Röntgenstrahlung besteht und nur zu einem möglichst geringen Teil aus der über einen weiten Energiebereich verteilten Bremsstrahlung.

In der US 7436931B2 wird eine Röntgenquelle zur Erzeugung monochromatischer Röntgenstrahlung beschrieben. Hierbei wird eine sehr dünne Anode eingesetzt, die auf einem Anodenträger aus einem Material mit niedriger Kernladungszahl aufgebracht ist. Hierdurch wird erreicht, dass durch die Anodenschicht im Wesentlichen charakteristische Röntgenstrahlung in einem engen Energiebereich gebildet wird. Durch die geringe Schicht-

dicke der Anode und durch die geringe Kernladungszahl des Trägers wird außerdem wenig Bremsstrahlung emittiert, so dass nur ein geringer Anteil an breitbandiger Röntgenstrahlung von der Quelle erzeugt wird. Eine Schwierigkeit bei der in der US 7436931 B2 offenbarten Lösung ist jedoch durch die die dünne Anode durchdringenden hochenergetischen Elektronen gegeben. Diese Elektronen werden in dem Anodenträger aufgefangen, und die Energie wird durch ein den Träger durchfließendes Kühlmittel abgeführt. Ein Nachteil hierbei ist die hohe Wärmeentwicklung innerhalb des Anodenträgers und die Möglichkeit der Entstehung von Bremsstrahlung im Anodenträger. Durch die Bremsstrahlung wird ein kontinuierlicher Untergrund im entstehenden Röntgenspektrum erzeugt, der sich bis zu einer Grenzenergie erstreckt, die der kinetischen Energie der beschleunigten Elektronen entspricht. Der Anteil der monochromatischen, charakteristischen Röntgenstrahlung am Gesamtspektrum und an der Strahlungsdosis wird durch diesen Effekt reduziert. Durch die hohe Wärmeentwicklung und die Notwendigkeit eines Kühlmittelflusses ist diese Lösung außerdem wärmetechnisch ineffizient und mechanisch aufwendig.

Aufgabe der Erfindung ist es, eine Röntgenquelle zur Erzeugung möglichst monochromatischer Röntgenstrahlung anzugeben, die die genannten Nachteile vermeidet. Eine weitere Aufgabe der Erfindung ist es, ein bildgebendes System mit einer solchen Röntgenquelle anzugeben.

Diese Aufgaben werden durch die in Anspruch 1 beschriebene Röntgenquelle und das in Anspruch 14 beschriebene bildgebende System gelöst.

Die erfindungsgemäße Röntgenquelle umfasst ein evakuierbares Außengehäuse mit wenigstens einem röntgenstrahldurchlässigen Strahlaustrittsfenster. Sie umfasst weiterhin eine Elektronenquelle zur Emission von Elektronen entlang einer Elektronenstrahlrichtung, eine Anode zur Erzeugung von Röntgenstrahlung und einen Kollektor zum Auffangen von die Anode durchdringenden Elektronen. Der Kollektor ist Teil eines elektri-

schen Stromkreises zum Aufbringen eines negativen Potentials am Kollektor im Verhältnis zu einem Potential an der Anode. Das Strahlaustrittsfenster ist so angeordnet, dass Röntgenstrahlung durch das Strahlaustrittsfenster hindurch auskoppelbar ist, welche wenigstens in einem Teilbereich eines Winkelbereichs von 130 Grad bis 230 Grad zur Elektronenstrahlrichtung aus der Anode austritt.

Die erfindungsgemäße Röntgenquelle ermöglicht es, eine im Wesentlichen monochromatische Röntgenstrahlung zu erzeugen, da in der Anode hauptsächlich charakteristische Röntgenstrahlung in einem engen Energiebereich erzeugt wird. Auch die die Anode durchdringenden Elektronen tragen wenig zur Bildung von ungewollter Bremsstrahlung bei, da diese Elektronen durch den erfindungsgemäß ausgestalteten Kollektor zunächst effizient abgebremst und dann aufgefangen werden. Das Einfangen der beschleunigten Elektronen durch den Kollektor ist elektrisch effizient, und es wird in der Halterung der Anode kein zusätzlicher Kühlmittelkanal zum Abtransport der kinetischen Energie dieser den Anodenfilm durchdringenden Elektronen benötigt. Durch das im Betrieb im Vergleich zur Anode negative elektrische Potential des Kollektors verlieren die Elektronen einen Teil ihrer kinetischen Energie, bevor sie auf das Material des Kollektors auftreffen. Hierdurch wird die im Material des Kollektors gebildete Bremsstrahlung minimiert. Durch den Kollektor wird verhindert, dass diese Elektronen im Betrieb der Röntgenquelle weitere Bauteile erreichen, in denen sie Bremsstrahlung erzeugen können, und es wird verhindert, dass sie die Röntgenquelle verlassen. Insbesondere treten diese Elektronen durch ihr effizientes Abfangen nicht in Wechselwirkung mit dem Außengehäuse der Röntgenquelle.

Das Strahlaustrittsfenster ist erfindungsgemäß so angeordnet, dass Röntgenstrahlung durch dieses Fenster hindurch auskoppelbar ist, welche wenigstens in einem Teilbereich des Winkelbereichs von 130 Grad bis 230 Grad zur Elektronenstrahlrichtung aus der Anode austritt. Die Auskopplung findet also erfindungsgemäß auf der Seite der Anode statt, die dem ein-

treffenden Elektronenstrahl zugewandt ist, wobei die durch das Fenster ausgekoppelte Röntgenstrahlung einen Winkelbereich von bis zu +/- 50 Grad mit der Rückwärtsrichtung des Elektronenstrahls umfassen kann. Durch diese rückwärtige Auskopplung wird erreicht, dass das Verhältnis von charakteristischer Röntgenstrahlung zu kontinuierlicher Bremsstrahlung besonders hoch ist, denn die Bremsstrahlung hat eine wesentlich höhere Komponente in Richtung des Elektronenstrahls, während der Anteil der charakteristischen Röntgenstrahlung in Vorwärts- und Rückwärtsrichtung im Wesentlichen symmetrisch ist.

Das erfindungsgemäße bildgebende System umfasst eine erfindungsgemäße Röntgenquelle, eine Anordnung zur Aufnahme eines zu untersuchenden Objekts und einen Röntgendetektor. Die Vorteile des bildgebenden Systems ergeben sich analog zu den für die Röntgenquelle angegebenen Vorteilen. Im Bereich der medizinischen Bildgebung kann das zu untersuchende Objekt hierbei ein menschlicher Körper, ein Tierkörper oder ein Teil eines solchen Körpers sein. Die Anordnung zur Aufnahme des zu untersuchenden Objekts ist dann beispielsweise eine Patientenliege oder eine Anordnung zur Aufnahme eines Körperteils. Das bildgebende System kann aber auch zur Vermessung von Bauteilen ausgestaltet sein. In diesem Fall kann es sich bei der Anordnung zur Aufnahme eines zu untersuchenden Objekts zu einer Halterung für ein Bauteil handeln.

Die Vorteile des erfindungsgemäßen bildgebenden Systems werden in der medizinischen Bildgebung besonders deutlich, denn bei der diagnostischen Untersuchung menschlicher Körperteile ist es besonders wichtig, mit möglichst niedriger Strahlenbelastung eine möglichst hohe Bildqualität und somit eine möglichst genaue medizinische Diagnose zu erreichen. Bei der Verwendung von möglichst monochromatischen Röntgenquellen kann eine besonders gute Bildqualität erreicht werden. Der Vorteil von monochromatischen Röntgenquellen ist besonders groß im Bereich der Mammographie und der Angiographie, da bei diesen Verfahren Körperteile untersucht werden, bei denen ge-

ringe Unterschiede in der Schwächung der Röntgenstrahlung abgebildet werden müssen. Bei der Verwendung von monochromatischer Röntgenstrahlung kann bei vergleichbarer Bildqualität entweder die Strahlenbelastung des Patienten reduziert werden, oder es kann auf die sonst nötige Verwendung gesundheitsschädlicher Röntgenkontrastmittel verzichtet werden.

Vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen der erfindungsgemäßen Röntgenquelle gehen aus den von Anspruch 1 abhängigen Ansprüchen hervor. Demgemäß kann die Röntgenquelle zusätzlich folgende Merkmale aufweisen:

Der Kollektor kann entlang der Elektronenstrahlrichtung dicker ausgestaltet sein als die mittlere Eindringtiefe der Elektronen bei einer kinetischen Energie der Elektronen von 150 keV. Die maximale kinetische Energie, auf die Elektronen in Röntgenquellen beschleunigt werden, liegt bei vielen Röntgenquellen im Bereich bis zu 150 keV. Wenn der Kollektor so ausgestaltet ist, dass er im Bereich dieser Elektronenenergie dicker als die mittlere Eindringtiefe der Elektronen ist, dann wird im Betrieb der Röntgenquelle ein wesentlicher Anteil der Elektronen mit dieser Maximalenergie von dem Kollektor abgefangen werden. Wenn der Kollektor außerdem, wie vorgesehen, im Betrieb auf ein negatives Potential gebracht wird, dann werden die Elektronen vor Eintritt in das Material des Kollektors abgebremst, und entsprechend wird ein noch größerer Anteil der Elektronen von dem Kollektor aufgefangen. Der Anteil der durch den Kollektor aufgefangenen Elektronen beträgt in dieser Ausführungsform mindestens 1-1/e und somit über 63%.

Das Material des beschriebenen Kollektors kann ein elektrisch leitendes Material umfassen, beispielsweise Edelstahl und/oder Kupfer. Der Kollektor kann entlang der Elektronenstrahlrichtung eine Dicke von wenigstens 1 mm aufweisen. Bevorzugt ist die Dicke so gewählt, dass die den Kollektor erreichenden Elektronen mit ihrer verbleibenden kinetischen

Energie die Dicke des Kollektors nicht wesentlich durchdringen können.

Der Kollektor kann in Elektronenstrahlrichtung eine Vertiefung aufweisen. Eine solche Vertiefung ist vorteilhaft, um die beschleunigten Elektronen im Kollektor zuverlässig aufzufangen und ein seitliches Entweichen der Elektronen zum Außengehäuse der Röntgenquelle zu verhindern. Die Ausbildung einer Vertiefung des Kollektors ist zweckmäßig, da ein gewisser Anteil der Elektronen an der Anode gestreut und somit in ihrer Flugrichtung verändert werden. Ein Kollektor mit einer Vertiefung ist besonders geeignet, möglichst viele gestreute Elektronen aufzufangen.

Die beschriebene Vertiefung kann trapezförmig ausgestaltet sein. Alternativ kann die Vertiefung auch rechteckförmig, U-förmig oder halbkreisförmig ausgestaltet sein. Sie kann eine Tiefe von wenigstens 3 cm aufweisen, besonders vorteilhaft kann die Tiefe zwischen 5 cm und 15 cm betragen.

Das Strahlaustrittsfenster kann so angeordnet sein, dass Röntgenstrahlung durch das Strahlaustrittsfenster hindurch auskoppelbar ist, welche wenigstens in einem Teilbereich eines Winkelbereichs von 170 Grad bis 190 Grad zur Elektronenstrahlrichtung aus der Anode austritt. In dieser Ausführungsform wird also nur Röntgenstrahlung ausgekoppelt, die in einem Winkel von +/- 10 Grad mit der Rückwärtsrichtung des Elektronenstahls die Anode verlässt. Durch diesen engen Winkelbereich wird ein noch besseres Verhältnis von charakteristischer Röntgenstrahlung zu der störenden kontinuierlichen Bremsstrahlung erreicht.

In einer weiteren Variante dieser Ausführungsform kann die Elektronenquelle in einem mittleren Bereich ein Loch zum Durchtritt auszukoppelnder Röntgenstrahlung aufweisen. Insbesondere kann die Elektronenquelle als ringförmige Quelle ausgebildet sein. In dem mittleren Bereich kann die rückseitig auszukoppelnde Röntgenstrahlung die Elektronenquelle durch-

dringen und durch diesen Bereich hindurch von der Anode zum Strahlauskopplungsfenster gelangen. Besonders vorteilhaft kann das Strahlaustrittsfenster dann so angeordnet sein, dass nur Röntgenstrahlung durch das Strahlaustrittsfenster auskoppelbar ist, welche in einem Winkel von 175 Grad bis 185 Grad zur Elektronenstrahlrichtung aus der Anode austritt.

Die Röntgenquelle kann wenigstens eine Steuerelektrode zur Beschleunigung und/oder Fokussierung der Elektronen auf die Anode umfassen. Die Röntgenquelle kann auch mehrere solche Steuerelektroden umfassen. Die wenigstens eine Steuerelektrode kann eine Elektrode mit einem kreisförmigen Querschnitt sein, beispielsweise kann sie die Form von einem oder mehreren Segmenten einer Kugeloberfläche aufweisen. Damit eine Beschleunigung der Elektronen stattfindet, ist die Spannung der Steuerelektrode vorzugsweise höher als die Spannung der Elektronenquelle.

Die Anode kann eine metallische Schicht aufweisen, die ein Material mit einer Kernladungszahl von wenigstens 40 umfasst und deren Schichtdicke niedriger ist als die mittlere Eindringtiefe der Elektronen im Material der metallischen Schicht bei einer kinetischen Energie der Elektronen von 150 keV. Der Vorteil dieser Ausführungsform liegt darin, dass in einem Material mit relativ hoher Kernladungszahl ein besonders hoher Anteil an charakteristischer Röntgenstrahlung gebildet wird. Besonders geeignete Materialien sind Molybdän mit einer Kernladungszahl von 42 und Wolfram mit einer Kernladungszahl von 74. Der Vorteil der niedrigen Schichtdicke liegt darin, dass nur ein Minimum an Bremsstrahlung in dem metallischen Film der Anode erzeugt wird. Die Wahl der Schichtdicke ist von dem Anodenmaterial abhängig, weil die Eindringtiefe von den Anodenmaterialeigenschaften abhängig ist. Vorteilhafte Schichtdicken liegen beispielsweise im Bereich von bis zu 10 µm, besonders vorteilhaft im Bereich bis zu 5 µm. Eine höhere Schichtdicke wird nicht benötigt, da das Abbremsen und Einfangen der die Anode durchdringenden Elektronen durch den Kollektor erfolgt.

Die Anode kann einen Anodenträger aufweisen, der ein Material mit einer Kernladungszahl von höchstens 15 umfasst und dessen Schichtdicke niedriger ist als die mittlere Eindringtiefe der Elektronen im Material des Anodenträgers bei einer kinetischen Energie der Elektronen von 150 keV. Die Wahl eines leichten Materials für den Anodenträger ist vorteilhaft, weil so auch in dem Anodenträger wenig Bremsstrahlung erzeugt wird, da Materialien mit niedrigen Kernladungszahlen nur eine geringe Wechselwirkung mit den Elektronen aufweisen. Der Anodenträger selbst dient zur Halterung der metallischen Schicht der Anode und zur Gewährleistung der mechanischen Stabilität. Auch bei dem Tragkörper trägt eine möglichst geringe Dicke zur Vermeidung von ungewollter Bremsstrahlung bei. Die Dicke der Halterung kann aber höher gewählt werden als die Dicke der metallischen Schicht, da bei einem Material geringerer Kernladungszahl die Wechselwirkung von Elektronen geringer ist und damit die mittlere Eindringtiefe bei einer bestimmten kinetischen Energie höher ist als bei der metallischen Schicht. Auch hier ist die relevante Elektronenenergie durch die maximale Beschleunigungsspannung vorgegeben. Typischerweise werden maximal 150 kV Beschleunigungsspannung angelegt, was zu einer maximalen kinetischen Energie von 150 keV führt.

Der elektrische Stromkreis kann so ausgestaltet sein, dass der Kollektor bei einem Betrieb der Röntgenquelle auf ein elektrisches Potential gebracht werden kann, welches um wenigstens die Hälfte niedriger ist als ein elektrisches Potential der Anode, wobei die Potentiale des Kollektors und der Anode im Verhältnis zu dem Potential der Elektronenquelle definiert sind und im Verhältnis zu diesem Referenzpotential beide positiv sind. Durch diese Potentialdifferenz wird erreicht, dass die Elektronen, die die Anode durchdringen, auf ihrem Weg von der Anode zum Kollektor bereits einen erheblichen Teil der Energie in dem Feld zwischen Anode und Kollektor wieder verlieren.

Die Elektronenquelle kann eine Feldemissionskathode oder eine Glühkathode sein. Eine Feldemissionskathode ist eine sogenannte kalte Kathode, bei der Elektronen typischerweise durch ein sehr hohes lokales Feld in den evakuierten Raum der Röntgenquelle emittiert werden. Im Unterschied hierzu werden bei einer Glühkathode die Elektronen unter dem Einfluss von hoher Temperatur aus dem Kathodenmaterial in den evakuierten Raum emittiert.

Die Anode kann als Festanode, als Drehanode und/oder als Flüssiganode ausgebildet sein. Bei einer Festanode wird die metallische Anodenschicht in einer feststehenden Halterung gehalten. Dagegen umfasst eine Drehanode einen drehbar gelagerten, meist scheibenförmigen Teller, der so innerhalb der Tellerebene gedreht wird, dass der Elektronenstrahl nacheinander unterschiedliche Stellen im Randbereich des Tellers trifft, wodurch eine bessere Entwärmung und eine längere Lebensdauer der metallischen Anodenschicht erreicht wird. Bei einer Flüssiganode wird eine elektrisch leitfähige Flüssigkeit als Anodenschicht verwendet, beispielsweise niedrigschmelzende Metalle und Legierungen, die Gallium, Indium und/oder Zinn enthalten. Die Anode kann auch mehrere metallische Schichten umfassen, die beispielsweise unterschiedliche Materialien enthalten können. Die metallischen Schichten können nebeneinander auf einem gemeinsamen Tragkörper angeordnet sein. Eine Röntgenquelle mit mehreren Anodenmaterialien kann so ausgestaltet sein, dass je nach Anwendung monochromatische Röntgenstrahlung mit unterschiedlicher Energie zur Verfügung gestellt werden kann, je nachdem welches der Anodenmaterialien in den Bereich des Elektronenstrahls gebracht wird.

Eine vorteilhafte Ausgestaltung des erfindungsgemäßen bildgebenden Systems geht aus dem von Anspruch 14 abhängigen Anspruch hervor. Demgemäß kann das bildgebende System zusätzlich einen zwischen dem Strahlaustrittsfenster und der Anordnung zur Aufnahme des zu untersuchenden Objekts angeordneten Strahlfilter umfassen. Ein solcher Strahlfilter kann eine metallische Schicht, beispielsweise aus Aluminium, Rhodium, Mo-

lybdän, Kupfer und/oder Zinn enthalten, die dazu dient, den niederenergetischen Teil der kontinuierlichen Bremsstrahlung zu absorbieren. Dies hat den Vorteil, dass das zu untersuchende Objekt, insbesondere ein Körperteil eines Patienten, nicht mit diesem herausgefilterten Anteil des Röntgenspektrums belastet wird. Der niederenergetische Teil der Bremsstrahlung enthält höchstens einen sehr niedrigen Anteil an der zu messenden Bildinformation, da dieser Teil der Strahlung typischerweise fast vollständig von dem zu untersuchenden Objekt absorbiert wird und kein wesentlicher Anteil bis zum Röntgendetektor gelangt.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand eines bevorzugten Ausführungsbeispiels unter Bezugnahme auf die angehängten Zeichnungen beschrieben, in denen:

Fig. 1 einen schematischen Querschnitt einer Röntgenquelle nach dem bevorzugten Ausführungsbeispiel zeigt,

Fig. 2 die simulierte Winkelabhängigkeit der Röntgenflussdichte dieser Röntgenquelle zeigt und

Fig. 3 ein bildgebendes System mit dieser Röntgenquelle zeigt.

Eine Röntgenquelle 1 nach einem bevorzugten Ausführungsbeispiel der Erfindung ist als schematischer Querschnitt in Fig. 1 gezeigt. Diese Ansicht zeigt einen Teil des Außengehäuses 3, das gasdicht verschlossen werden kann, so dass der Innenraum der Röntgenquelle evakuierbar ist. Die Bildung eines Vakuums ist Voraussetzung für die Emission von Elektronen in diesen Raum und deren Beschleunigung in Richtung eines vorgegebenen Orts. Das Außengehäuse 3 ist mit einem Strahlaustrittsfenster 5 versehen, das dazu dient, die erzeugte Röntgenstrahlung 9 aus der Röntgenquelle 1 auszukoppeln. Auch das Strahlaustrittsfenster 5 ist vakuumdicht gegen das Außengehäuse 3 abgedichtet. Ein geeignetes Material für das Strahlaustrittsfenster 5 ist beispielsweise Beryllium.

Innerhalb des evakuierbaren Raums sind eine Elektronenquelle 7, eine Anode 13 und ein Kollektor 19 sowie in diesem Beispiel zwei Steuerelektroden 23, 24 angeordnet. Die Elektronenquelle ist hier eine kalte Feldemissionskathode. Sie ist ringförmig ausgebildet und so angeordnet, dass an der Anode gebildete Röntgenstrahlung 9 durch das Innere dieses Rings hindurch das Strahlaustrittsfenster 5 erreichen kann.

Die Elektronenquelle 7, die Anode 13, der Kollektor 19 und die Steuerelektroden 23, 24 sind Teil eines hier nicht gezeigten elektrischen Stromkreises. Die von der Elektronenquelle 7 in das Vakuum emittierten Elektronen werden durch eine zwischen der Elektronenquelle 7 und der Anode 13 angelegten elektrischen Potentialdifferenz in Richtung der Anode 13 beschleunigt. In diesem Beispiel liegt die Elektronenquelle 7 auf Masse, und an der Anode 13 liegt im Betrieb eine Spannung von 150 kV an. Die beiden Steuerelektroden 23, 24 sind als Teile von Kugeloberflächen ausgebildet und dienen dazu, den aus der Elektronenquelle 7 emittierten Elektronenstrahl in Richtung der Anode 13 zu beschleunigen und zu fokussieren. In diesem Beispiel liegt die erste Steuerelektrode 23 auf einem Potential von 10 kV und die zweite Steuerelektrode 24 auf einem Potential von 150 kV. Die emittierten Elektronen werden hierdurch auf einen Brennfleck 14 auf der Oberfläche der Anode 13 gebündelt und treffen in diesem Beispiel entlang der Elektronenstrahlrichtung 11 senkrecht auf die Oberfläche der Anode 13 auf.

Die Anode 13 ist im gezeigten Ausführungsbeispiel eine scheibenförmige Anode 13, die auf der der Elektronenquelle zugewandten Seite eine metallische Schicht 15 aus 2 µm dickem Molybdän aufweist, die auf einem Anodenträger 17 aufgebracht ist. Der Anodenträger 17 besteht hier aus einer 15 µm dicken Diamantscheibe. In der dünnen Molybdänschicht wird ein Teil der Energie der beschleunigten Elektronen in charakteristische Röntgenstrahlung des Molybdäns umgewandelt. Die Aussendung der charakteristischen Röntgenstrahlung vom Brennfleck

14 der Elektronen erfolgt zunächst isotrop in alle Raumrichtungen. Die Energie der charakteristischen Röntgenstrahlung liegt bei der Energie der K_α-Übergänge von Molybdän bei 17.4 keV und der K_β-Übergänge bei 19.6 keV. Durch die Aussendung von charakteristischer Röntgenstrahlung wird also eine quasi-monochromatische Strahlung in diesem Energiebereich zur Verfügung gestellt. Ein anderes geeignetes Anodenmaterial ist beispielsweise Wolfram, das zur Erzeugung von quasi-monochromatischer Röntgenstrahlung im Bereich von 59 keV bis 67 keV geeignet ist.

Die geringe Schichtdicke der metallischen Schicht 15 ist so gewählt, dass sie niedriger ist als die mittlere Eindringtiefe von auf eine Energie von 150 keV beschleunigten Elektronen in diesem Material. Eine Mindestschichtdicke von mehreren µm ist nötig, damit ein ausreichender Anteil an Elektronen zur Erzeugung von charakteristischer Röntgenstrahlung mit dem Molybdän in Wechselwirkung treten kann. Gleichzeitig ist es wünschenswert, die Schichtdicke möglichst klein zu halten, damit die Erzeugung von kontinuierlicher Bremsstrahlung minimiert wird. Aufgrund der geringen Schichtdicke wird ein großer Anteil der beschleunigten Elektronen nicht von der Molybdänschicht 15 absorbiert, sondern tritt in den Anodenträger 17 ein. Der Anodenträger 17 besteht in diesem Beispiel aus einer Diamantscheibe, so dass durch die geringe Kernladungszahl des Trägermaterials nur eine geringe Wechselwirkung mit den beschleunigten Elektronen stattfindet. Auch die Dicke des Anodenträgers 17 ist so gering ausgelegt, dass ein großer Anteil der beschleunigten Elektronen den Anodenträger 17 durchdringt. Dieser verbleibende Anteil bewegt sich weiter entlang der Elektronenstahlrichtung 11 auf den Kollektor 19 zu. Die Funktion des Kollektors 19 ist es, die verbleibenden Elektronen abzubremsen und aufzufangen. Damit die Elektronen abgebremst werden können, liegt der Kollektor 19 bei Betrieb der Röntgenquelle 1 auf einem elektrischen Potential, das im Verhältnis zum Potential der Anode 13 negativ ist. In diesem Ausführungsbeispiel liegt der Kollektor 19 auf einem Potential von 30 kV, so dass die Elektronen auf der Strecke zwischen

der Anode 13 und dem Kollektor 19 auf einen kleinen Anteil ihrer ursprünglichen kinetischen Energie abgebremst werden.

Das Material des Kollektors 19 ist so ausgebildet, dass ein überwiegender Anteil der Elektronen im Kollektor 19 aufgefangen wird. In diesem Beispiel ist der Kollektor 19 aus Edelstahl gefertigt. Auch die Dicke des Kollektors 19 in Elektronenstrahlrichtung 11 ist so ausgebildet, dass eine möglichst hohe Absorption der Elektronen stattfindet, in diesem Beispiel ist die Wandstärke 4 mm.

Die geometrische Anordnung der Anode 13, der Elektronenquelle 7 und des Strahlaustrittsfensters 5 ist in diesem Beispiel so ausgestaltet, dass an der Anode 13 entstehende Röntgenstrahlung in einem vorteilhaften Winkelbereich α_1 mit der Elektronenstrahlrichtung 11 zwischen 170 Grad und 190 Grad durch das Strahlaustrittsfenster 5 ausgekoppelt werden kann. In diesem Winkelbereich α_1 kann die Röntgenstrahlung durch die Öffnung der Elektronenquelle 7 hindurchtreten. Alternativ kann die Geometrie der Röntgenquelle 1 auch so ausgelegt sein, dass Strahlung in einem größeren Winkelbereich α zwischen 130 Grad und 230 Grad durch das Strahlaustrittsfenster 5 ausgekoppelt wird. In diesem Fall können die Elektronen auch von einer seitlich des Strahlengangs angeordneten Elektronenquelle mittels Steuerelektroden in Richtung der Anode geführt werden, so dass die Elektronenquelle nicht im Bereich der auszukoppelnden Strahlung liegt. Oder die Öffnung im mittleren Bereich der Elektronenquelle 7 kann so groß gewählt sein, oder die Elektronenquelle 7 kann so nah an der Anode 13 angeordnet sein, dass auch Strahlung im Winkelbereich α zwischen 130 Grad und 230 Grad durch das Strahlaustrittsfenster 5 ausgekoppelt wird.

Durch die angegebene Geometrie der Auskopplung und den ausgewählten Winkelbereich α_1 der ausgekoppelten Röntgenstrahlung mit der Elektronenstrahlrichtung 11 wird erreicht, dass die aus der Röntgenquelle 1 austretende Strahlung einen möglichst hohen Anteil an charakteristischer Röntgenstrahlung 25 und

einen möglichst geringen Anteil an Bremsstrahlung 27 aufweist, also dass die Röntgenstrahlung im Wesentlichen quasi-monochromatisch ist.

Der Einfluss der Auskopplungsgeometrie auf die Zusammensetzung der Röntgenstrahlung ist in Fig. 2 verdeutlicht. Fig. 2 zeigt vergleichend die simulierte Röntgenflussdichte für die charakteristische Röntgenstrahlung 25 und für die Bremsstrahlung als Funktion des Winkels mit der Elektronenstrahlrichtung 11 für die vorstehend angegebenen Materialien und Schichtdicken der Anode 13 des bevorzugten Ausführungsbeispiels. Bei der Simulation der Strahlungsintensitäten wurde zusätzlich für alle Winkel der Durchtritt der Strahlung durch einen Strahlfilter 35 aus einer 30 µm dicken Molybdänschicht angenommen. Die Simulationsergebnisse in Fig. 2 zeigen deutlich, dass in einem Winkelbereich zwischen 90 Grad und 270 Grad, also in Vorwärtsrichtung des Elektronenstrahls, für alle Winkel die Bremsstrahlung 27 wesentlich intensiver ist als die charakteristische Röntgenstrahlung 25.

Dagegen überwiegt in Rückwärtsrichtung in einem bestimmten Winkelbereich die Flussdichte der charakteristischen Röntgenstrahlung 25 gegenüber der Bremsstrahlung 27. In einem Winkelbereich α zwischen 130 Grad und 230 Grad ist die Flussdichte der charakteristischen Röntgenstrahlung 25 deutlich höher, so dass die kontinuierliche Bremsstrahlung 27 nur einen schwachen Untergrund unter den charakteristischen Emissionsbanden bildet. Besonders vorteilhaft für die Erzeugung einer quasi-monochromatischen Strahlung ist der Winkelbereich α_1 zwischen 170 Grad und 190 Grad. Die durch die Simulation verdeutlichten günstigen Intensitätsverhältnisse zwischen charakteristischer Röntgenstrahlung 25 und Bremsstrahlung 27 werden nicht nur durch die Wahl des Auskopplungswinkels α, sondern auch maßgeblich durch die Materialien und Dicken der Anode beeinflusst sowie durch die Möglichkeit, die die Anode durchtretenden Elektronen im Kollektor 19 aufzufangen und dabei die zusätzliche Emission von Bremsstrahlung zu minimieren.

Fig. 3 zeigt einen schematischen Querschnitt eines bildgebenden Systems 30 mit einer Röntgenquelle 1 nach dem vorab beschriebenen bevorzugten Ausführungsbeispiel der Erfindung. Das bildgebende System 30 ist hier ein Mammographiegerät, das zur radiologischen Untersuchung der weiblichen Brust dient. Bei der Mammographie ist der Einsatz von möglichst monochromatischer Röntgenstrahlung besonders wünschenswert, da es bei dieser Untersuchungsmethode vor allem auf die Abbildung sehr schwacher und kleinräumiger Weichteilkontraste ankommt. Es wird hier eine extrem hohe Bildqualität vor allem für die Erkennung und Diagnose von Brusttumoren gefordert. Zum anderen ist die weibliche Brust sehr anfällig für die negativen Auswirkungen von ionisierender Strahlung. Da die Mammographie auch als Screening-Verfahren Anwendung findet, ist hier eine Optimierung der erzielten Bildqualität im Verhältnis zur eingesetzten Röntgendosis besonders wichtig.

Das bildgebende System 30 enthält die in Fig. detaillierter gezeigte Röntgenquelle 1, die über einen Tragarm 33 an einer Tragsäule 31 aufgehängt ist. An der Tragsäule 31 ist ein höhenverstellbarer Träger 38 montiert und eine ebenfalls höhenverstelle Kompressionsplatte 37, die zusammen eine Anordnung 39 zur Aufnahme eines zu untersuchenden Objekts 40 bilden, hier der weiblichen Brust. Die von der Röntgenquelle 1 erzeugte quasi-monochromatische Röntgenstrahlung 9 wird durch das Strahlaustrittsfenster 5 ausgekoppelt und tritt durch einen unterhalb der Röntgenquelle 1 angeordneten Strahlfilter 35 hindurch. Der Strahlfilter 35 besteht aus einer 30 µm dicken Molybdänschicht, die dazu dient, einen Teil der niederenergetischen kontinuierlichen Bremsstrahlung herauszufiltern, bevor die Röntgenstrahlung 9 auf die zu untersuchende Brust 40 trifft. Anschließend tritt die Röntgenstrahlung 9 durch die Kompressionsplatte 37 hindurch auf die komprimierte Brust 40. Der durch die Brust 40 hindurchtretende Anteil der Röntgenstrahlung 9 wird von einem hier innerhalb des Trägers 38 angeordneten Röntgendetektor 41 vermessen und von einer hier nicht gezeigten nachgeschalteten Auslese-

elektronik zu einem diagnostisch verwertbaren Röntgenbild verarbeitet.

Patentansprüche

1. Röntgenquelle (1) mit
- einem evakuierbaren Außengehäuse (3), umfassend wenigstens ein röntgenstrahldurchlässiges Strahlaustrittsfenster (5),
- einer Elektronenquelle (7) zur Emission von Elektronen entlang einer Elektronenstrahlrichtung (11),
- einer Anode (13) zur Erzeugung von Röntgenstrahlung (9)
- und einem Kollektor (19) zum Auffangen von die Anode (13) durchdringenden Elektronen,
- wobei der Kollektor (19) Teil eines elektrischen Stromkreises zum Aufbringen eines negativen Potentials am Kollektor (19) im Verhältnis zu einem Potential an der Anode (13) ist
- und wobei das Strahlaustrittsfenster (5) so angeordnet ist, dass Röntgenstrahlung (9) durch das Strahlaustrittsfenster (5) hindurch auskoppelbar ist, welche in wenigstens in einem Teilbereich eines Winkelbereichs (α) von 130 Grad bis 230 Grad zur Elektronenstrahlrichtung (11) aus der Anode (13) austritt.

2. Röntgenquelle (1) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Kollektor (19) entlang der Elektronenstrahlrichtung (11) dicker ist als die mittlere Eindringtiefe der Elektronen im Material des Kollektors (19) bei einer kinetischen Energie der Elektronen von 150 keV.

3. Röntgenquelle (1) nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass das Material des Kollektors (19) Edelstahl und/oder Kupfer umfasst und entlang der Elektronenstrahlrichtung (11) eine Dicke von wenigstens 1mm aufweist.

4. Röntgenquelle (1) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Kollektor (19) in Elektronenstrahlrichtung (11) eine Vertiefung aufweist.

5. Röntgenquelle (1) nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Vertiefung trapezförmig ist und/oder eine Tiefe von wenigstens 3 cm aufweist.

6. Röntgenquelle (1) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Strahlaustrittsfenster (5) so angeordnet ist, dass Röntgenstrahlung (9) durch das Strahlaustrittsfenster (5) hindurch auskoppelbar ist, welche wenigstens in einem Teilbereich eines Winkelbereichs (α_1) von 170 Grad bis 190 Grad zur Elektronenstrahlrichtung (11) aus der Anode (13) austritt.

7. Röntgenquelle (1) nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektronenquelle (7) in einem mittleren Bereich ein Loch zum Durchtritt auszukoppelnder Röntgenstrahlung (9) aufweist.

8. Röntgenquelle (1) nach einem der vorhergehenden Ansprüche mit wenigstens einer Steuerelektrode (23, 24) zur Beschleunigung und/oder Fokussierung der Elektronen auf die Anode (13).

9. Röntgenquelle (1) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Anode (13) eine metallische Schicht (15) aufweist, die ein Material mit einer Kernladungszahl von wenigstens 40 umfasst und deren Schichtdicke niedriger ist als die mittlere Eindringtiefe der Elektronen im Material der metallischen Schicht (15) bei einer kinetischen Energie der Elektronen von 150 keV.

10. Röntgenquelle (1) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Anode (13) einen Anodenträger (17) aufweist, der ein Material mit einer Kernladungszahl von höchstens 15 umfasst und dessen Schichtdicke niedriger ist als die mittlere Eindringtiefe der Elektronen im Material des Anodenträgers (17) bei einer kinetischen Energie der Elektronen von 150 keV.

11. Röntgenquelle (1) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der elektrische Stromkreis so ausgestaltet ist, das der Kollektor (19) bei einem Betrieb der Röntgenquelle auf ein elektrisches Potential bringbar

ist, welches um wenigstens die Hälfte niedriger ist als ein elektrisches Potential der Anode.

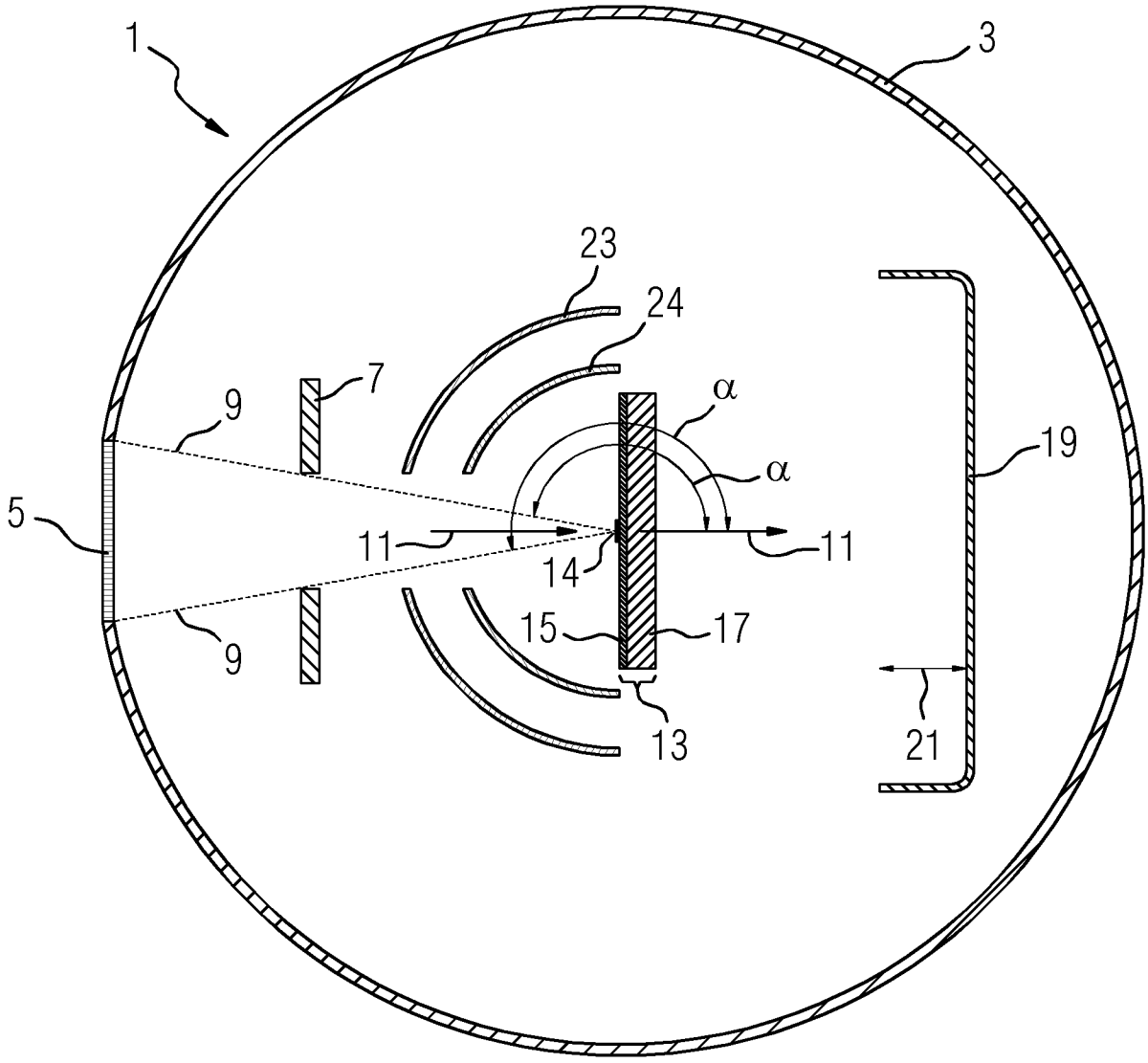
12. Röntgenquelle (1) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektronenquelle (7) eine Feldemissionskathode oder eine Glühkathode ist.

13. Röntgenquelle (1) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Anode (13) eine Festanode, eine Drehanode und/oder eine Flüssiganode ist.

14. Bildgebendes System (30) mit einer Röntgenquelle (1) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, einer Anordnung (39) zur Aufnahme eines zu untersuchenden Objekts (40) und einem Röntgendetektor (41).

15. Bildgebendes System (30) nach Anspruch 14 mit einem zwischen dem Strahlaustrittsfenster (5) und der Anordnung (39) zur Aufnahme des untersuchenden Objekts (40) angeordneten Strahlfilter (35).

FIG 1



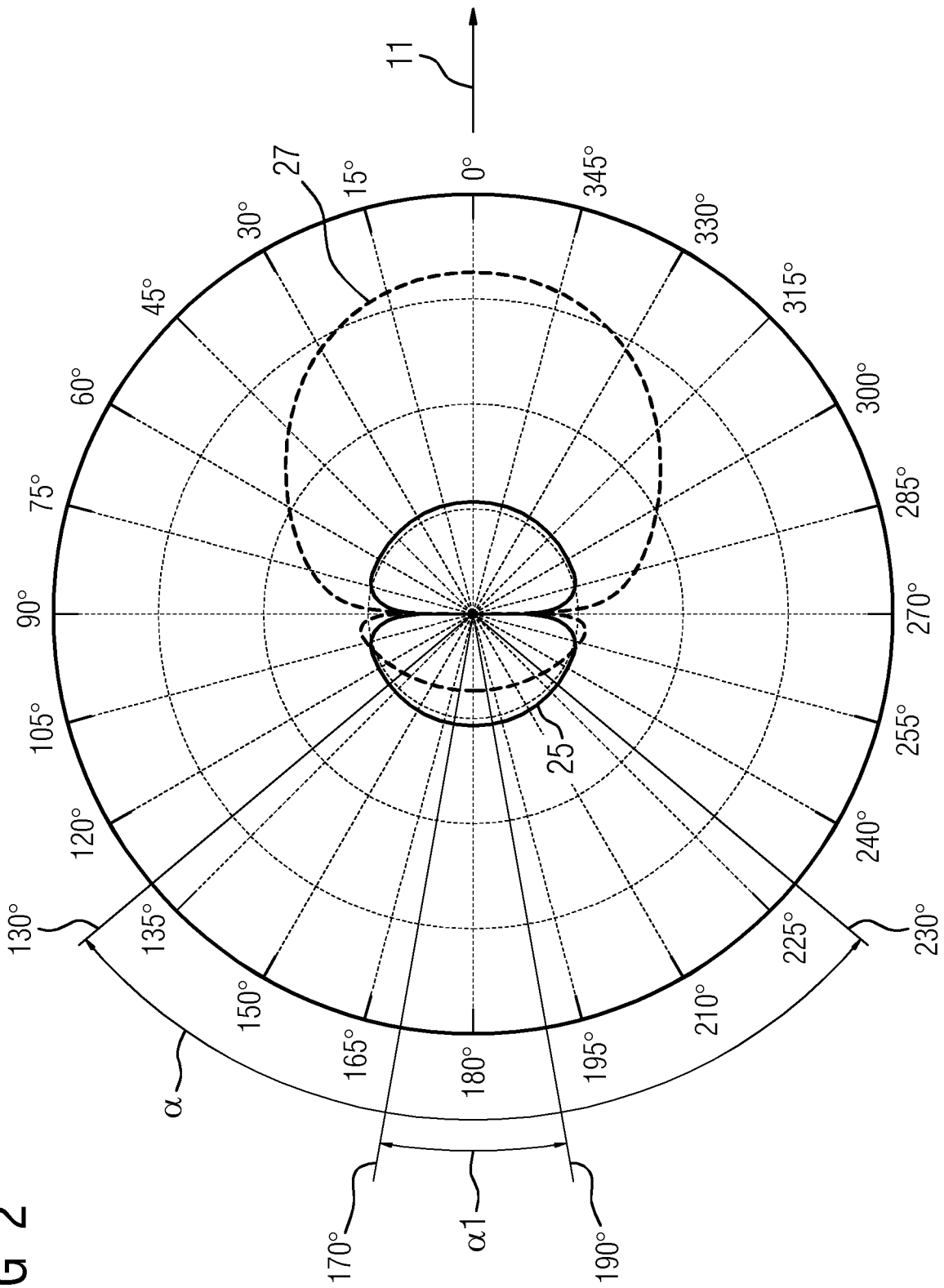
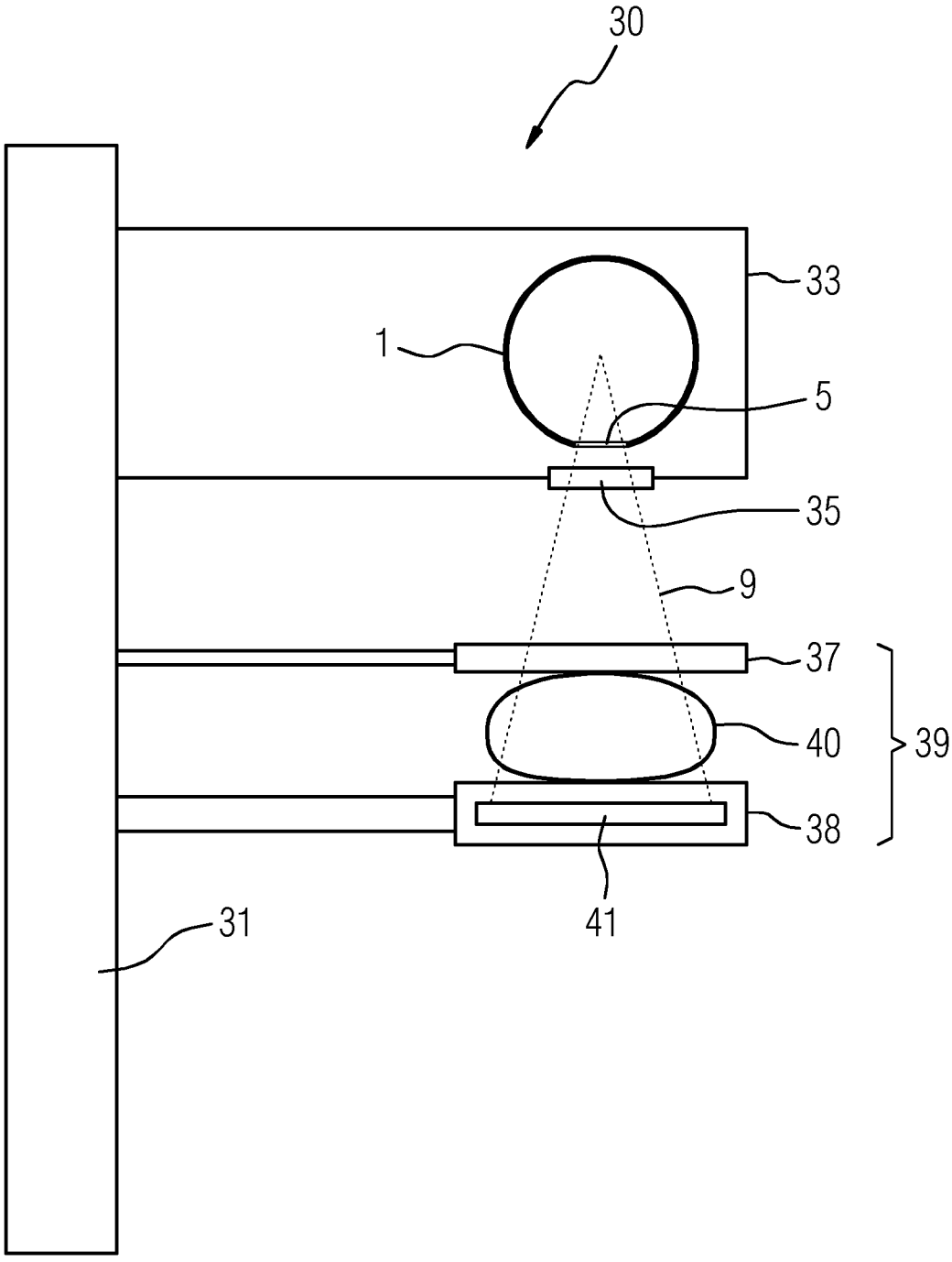

11
0°
15°
30°
45°
60°
75°
90°
105°
120°
135°
150°
165°
180°
195°
210°
225°
240°
255°
270°
285°
300°
315°
330°
345°
27
25
130°
230°
α
170°
α1
190°

FIG 2

FIG 3



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2014/054407

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. H01J35/04 H01J35/16
ADD.

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)
H01J

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.
Y	US 2008/144774 A1 (MORTOR EDWARD JAMES [GB] ET AL MORTON EDWARD JAMES [GB] ET AL) 19 June 2008 (2008-06-19) paragraphs [0017] - [0022]; figure 1	1-6,8-15
Y	US 3 752 989 A (PLACIOUS R ET AL) 14 August 1973 (1973-08-14) column 2, line 50 - column 4, line 14; figures 2,3	1-6,8-15
A	DICK C E ET AL: "Large-angle L x-ray production by electrons", J. APPL. PHYS,, vol. 44, no. 2, 1 February 1973 (1973-02-01), pages 815-826, XP001414010, pages 815-816; figure 2	1-6,8-15

-/--

[X] Further documents are listed in the continuation of Box C.

[X] 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
11 June 2014	23/06/2014

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Krauss, Jan

1

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2005)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2014/054407

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
E	WO 2014/044567 A1 (SIEMENS AG [DE]) 27 March 2014 (2014-03-27) the whole document -----	1,2,4-6, 8,9, 11-13
A	US 4 210 813 A (AKIMOV JURY A [SU] ET AL) 1 July 1980 (1980-07-01) column 8, lines 23-55; figure 3 -----	7

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/EP2014/054407

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2008144774 A1	19-06-2008	CN 1781177 A	31-05-2006
		EP 1620875 A2	01-02-2006
		GB 2417822 A	08-03-2006
		JP 2006524891 A	02-11-2006
		US 2008144774 A1	19-06-2008
		US 2010172476 A1	08-07-2010
		WO 2004097886 A2	11-11-2004
US 3752989 A	14-08-1973	NONE	
WO 2014044567 A1	27-03-2014	DE 102012216977 A1	27-03-2014
		WO 2014044567 A1	27-03-2014
US 4210813 A	01-07-1980	DE 2900328 A1	12-07-1979
		DK 553078 A	10-07-1979
		FR 2414280 A1	03-08-1979
		JP S54101297 A	09-08-1979
		NL 7900090 A	11-07-1979
		SU 748926 A1	15-07-1980
		US 4210813 A	01-07-1980

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2014/054407

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
INV. H01J35/04 H01J35/16
ADD.

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

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
H01J

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.
Y	US 2008/144774 A1 (MORTOR EDWARD JAMES [GB] ET AL MORTON EDWARD JAMES [GB] ET AL) 19. Juni 2008 (2008-06-19) Absätze [0017] - [0022]; Abbildung 1	1-6,8-15
Y	US 3 752 989 A (PLACIOUS R ET AL) 14. August 1973 (1973-08-14) Spalte 2, Zeile 50 - Spalte 4, Zeile 14; Abbildungen 2,3	1-6,8-15
A	DICK C E ET AL: "Large-angle L x-ray production by electrons", J. APPL. PHYS,, Bd. 44, Nr. 2, 1. Februar 1973 (1973-02-01), Seiten 815-826, XP001414010, Seiten 815-816; Abbildung 2	1-6,8-15

-/--

[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
11. Juni 2014	23/06/2014

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	Krauss, Jan

1

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2014/054407

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
E	WO 2014/044567 A1 (SIEMENS AG [DE]) 27. März 2014 (2014-03-27) das ganze Dokument -----	1,2,4-6, 8,9, 11-13
A	US 4 210 813 A (AKIMOV JURY A [SU] ET AL) 1. Juli 1980 (1980-07-01) Spalte 8, Zeilen 23-55; Abbildung 3 -----	7

1

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2014/054407

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 2008144774 A1	19-06-2008	CN 1781177 A	31-05-2006
		EP 1620875 A2	01-02-2006
		GB 2417822 A	08-03-2006
		JP 2006524891 A	02-11-2006
		US 2008144774 A1	19-06-2008
		US 2010172476 A1	08-07-2010
		WO 2004097886 A2	11-11-2004
US 3752989 A	14-08-1973	KEINE	
WO 2014044567 A1	27-03-2014	DE 102012216977 A1	27-03-2014
		WO 2014044567 A1	27-03-2014
US 4210813 A	01-07-1980	DE 2900328 A1	12-07-1979
		DK 553078 A	10-07-1979
		FR 2414280 A1	03-08-1979
		JP S54101297 A	09-08-1979
		NL 7900090 A	11-07-1979
		SU 748926 A1	15-07-1980
		US 4210813 A	01-07-1980