

(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
31. Januar 2013 (31.01.2013)



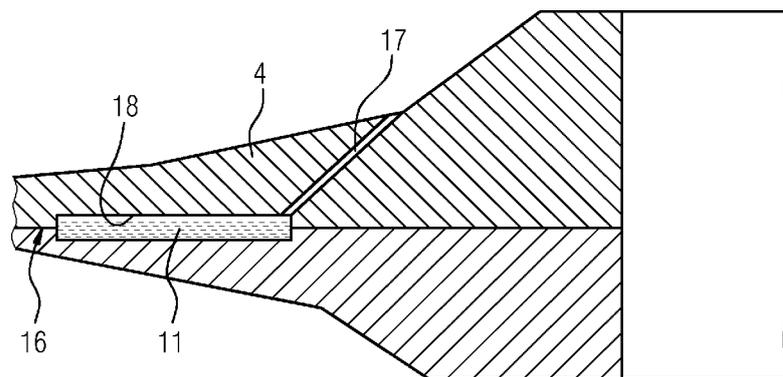
(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2013/014123 A1

- (51) **Internationale Patentklassifikation:**
H01J 35/10 (2006.01) *H01J 35/12* (2006.01)
- (21) **Internationales Aktenzeichen:** PCT/EP2012/064396
- (22) **Internationales Anmeldedatum:**
23. Juli 2012 (23.07.2012)
- (25) **Einreichungssprache:** Deutsch
- (26) **Veröffentlichungssprache:** Deutsch
- (30) **Angaben zur Priorität:**
10 2011 079 878.1 27. Juli 2011 (27.07.2011) DE
- (71) **Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US):** SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT [DE/DE]; Wittelsbacherplatz 2, 80333 München (DE).
- (72) **Erfinder; und**
- (75) **Erfinder/Anmelder (nur für US):** HUBER, Norbert [DE/DE]; Sachsenstraße 10, 91052 Erlangen (DE). KAUTZ, Martin [DE/DE]; Starenweg 25, 91056 Erlangen (DE). SCHÄFER, Jochen [DE/DE]; Kobergerstr. 54, 90408 Nürnberg (DE).
- (74) **Gemeinsamer Vertreter:** SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT; Postfach 22 16 34, 80506 München (DE).
- (81) **Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart):** AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, 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, IS, JP, KE, KG, KM, 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, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, 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, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- Veröffentlicht:**
— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

(54) **Title:** X-RAY TUBE AND METHOD FOR THE PRODUCTION THEREOF

(54) **Bezeichnung:** RÖNTGENRÖHRE UND VERFAHREN ZU DEREN HERSTELLUNG

FIG 3



(57) **Abstract:** The invention relates to an x-ray tube for producing x-ray radiation, comprising an anode (4), which comprises a phase-change material, PCM (11), for cooling, and to a method for producing the x-ray tube. The phase-change material (11) is arranged in the anode material and can, for example, be introduced into the anode (4) by pouring the phase-change material in the liquid form.

(57) **Zusammenfassung:** Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf eine Röntgenröhre zur Erzeugung von Röntgenstrahlung mit einer Anode (4), welche ein Phasenwechselmaterial, PCM (11), zur Kühlung umfasst, und auf ein Verfahren zur Herstellung der Röntgenröhre. Das Phasenwechselmaterial (11) ist im Anodenmaterial angeordnet und kann z.B. durch Gießen in flüssiger Form in die Anode (4) eingebracht werden.



WO 2013/014123 A1

Beschreibung

Röntgenröhre und Verfahren zu deren Herstellung

- 5 Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf eine Röntgenröhre zur Erzeugung von Röntgenstrahlung mit einer Anode, welche ein Phasenwechselmaterial zur Kühlung umfasst, und auf ein Verfahren zur Herstellung der Röntgenröhre.
- 10 Bei der Erzeugung von Röntgenstrahlen mit Röntgenröhren wird ein Großteil der eingesetzten elektrischen Energie in Wärmeenergie umgewandelt. Diese fällt an der Anode an und muss abgeführt werden. Der Betrieb einer Röntgenröhre ist diskontinuierlich. Es erfolgt ein Wechsel zwischen Rüstzeiten, welche
- 15 z.B. zur Einbringung des zu untersuchenden Körpers und zur Einstellung der Apparatur notwendig sind, und von Zeiten der Aufnahme von Röntgenbildern. Die bei der Erzeugung von Röntgenstrahlen eingebrachte Energie wird durch Wärmeleitung und durch Wärmestrahlung nur allmählich abgegeben, weswegen z.B.
- 20 Drehanoden in Betrieb sehr heiß werden. Die Rüstzeiten sind in der Regel ausreichend lang, um ein Abkühlen des Systems sicherzustellen.

Hohe Spitzentemperaturen können jedoch zu Problemen führen, bis hin zur Zerstörung der Röntgenröhre. Deshalb sind hohe Spitzenwerte der Temperatur zu vermeiden. Daraus folgen ein erheblicher konstruktiver Aufwand zur Vermeidung unzulässig hoher thermischer Spannungen und thermischer Überhitzung/Zerstörung in der Anode sowie eine starke Einschränkung hinsichtlich der Werkstoffauswahl. Es muss unter anderem auf teure Werkstoffe wie TZM, einer Legierung aus Titan-

25 Zirkonium-Molybdän, zurückgegriffen werden.

Ein weiteres Problem sind eventuelle Stromausfälle. Bei Stromausfall während oder direkt nach einer Behandlung bzw. Untersuchung, d.h. nach einer Wärmezufuhr, besteht die Gefahr die Röhre durch zu hohe Temperaturen wegen unzureichender Kühlung zu zerstören. Es besteht bei unzureichender Kühlung

35

ebenfalls die Gefahr der Beschädigung bis hin zur Zerstörung des Flüssigmetalllagers am Anodenfuß. Hier müssen die Temperaturen sicher unter 400°C gehalten werden.

- 5 Generell sind Intensität, Dauer und Häufigkeit der möglichen Röntgensequenzen, die das Röntgensystem charakterisieren, abhängig von der Wärmeabfuhr und der Wärmepufferung des Drehanodentellers.
- 10 Die Temperaturen in der Anode sind so niedrig wie möglich zu halten, z.B. durch Verbesserung der Kühlkonzepte. Wie bereits beschrieben, sind dabei die Möglichkeiten begrenzt. Für einen Stromausfall bzw. einen Ausfall des Kühlsystems wird eine Batterie im System vorgesehen, die kurzzeitig bis zum Anlauf
- 15 der Notstromversorgung genügend Energie für den Antrieb einer Kühlmittelpumpe bereitstellt. Dadurch kann versucht werden, so lange wie möglich die in Richtung Anodenachse abfließende Wärme auf das Gesamtsystem zu verteilen. Eine weitere Möglichkeit ist es, den Drehanodenteller mit einer großen Wärme-
- 20 kapazität auszustatten. Dies kann z.B. durch Vergrößerung des Radius des Drehtellers oder durch Aufbringen von Graphit auf den Drehteller für eine bessere Wärmeableitung erfolgen. Dadurch werden jedoch der Aufwand und die Kosten erhöht.
- 25 Eine mögliche Lösung des Problems ist die Verwendung von Phasenwechselmaterialien. Aus dem Stand der Technik, z.B. der DE10064341C2 ist die Kühlung von Röntgenröhren über Phasenwechselmaterialien bekannt. An einer Seite der Röntgenröhre wird in einem Behältnis ein Phasenwechselmaterial in thermi-
- 30 schen Kontakt mit dem Material der Anode der Röntgenröhre gebracht. Das Phasenwechselmaterial nimmt im Betrieb die entstehende Wärmemenge teilweise auf und gibt sie in den Rüstzeiten an die Umgebung ab.
- 35 Phasenumwandlungs- oder Phasenwechselmaterialien, im Folgenden auch als PCM (phase change material) bezeichnet, sind Latentwärmespeicher. Ein solcher Latentwärmespeicher zeichnet sich dadurch aus, dass das PCM, zum Beispiel Paraffin, ein

geeignetes Salz oder Metall, bei einer bestimmten Grenztemperatur die für Paraffin bei beispielsweise ca. 50°C und bei Salzen oder Metallen gewöhnlich darüber liegt (größer 500°C), eine Phasenumwandlung vollzieht. Während der Phasenumwandlung, bei der es sich gewöhnlich um die Phasenumwandlung zwischen dem festen und dem flüssigen Zustand handelt, bleibt die Temperatur des PCM trotz Wärmezufuhr praktisch konstant, da die zugeführte Energie, die der Schmelzenthalpie entspricht, für die Phasenumwandlung benötigt wird. Die dem Latentwärmespeicher während der Phasenumwandlung des PCM zugeführte Wärme wird also in dem Latentwärmespeicher zwischengespeichert und erst bei einer Umkehrung der Phasenumwandlung wieder frei. Bei Energiezufuhr erfolgt eine Erwärmung des PCM über die Grenztemperatur hinaus erst dann, wenn die Phasenumwandlung des PCM vollständig abgeschlossen ist und die Energiezufuhr weiter aufrecht erhalten wird. Um eine gute Kühlung mit PCM nach dem Stand der Technik zu gewährleisten, sind Wärmeleitrippen notwendig.

Nachteilig am Einsatz von Wärmeleitrippen ist jedoch, dass diese zu einem Dichteunterschied führen, welcher bei der Rotation der Anode Problemen ergeben kann. Das einseitige Anbringen des Phasenwechselmaterials mit Wärmeleitrippen an die Anode kann bei Rotation der Anode zu Unwuchten führen, bis hin zur Zerstörung der Röntgenröhre. Der Aufbau der Röntgenröhre mit Phasenwechselmaterial in einem Behältnis, welches aus einem anderen Material als die Anode selbst besteht, und mit Wärmeleitrippen ist kompliziert. Die Verwendung von unterschiedlichen Materialien führt bei thermischer Ausdehnung zu mechanischen Spannungen. Diese können zur Zerstörung des Aufbaus führen. Ferner geht durch die Wärmeleitrippen Platz für Phasenwechselmaterial verloren.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es deshalb, eine Röntgenröhre zur Erzeugung von Röntgenstrahlung und ein Verfahren zu deren Herstellung anzugeben, welche die zuvor genannten Probleme verringern oder vollständig überwinden. Insbesondere ist es Aufgabe der vorliegenden Erfindung eine Röntgenröhre

anzugeben, welche einen einfachen Aufbau aufweist, einfach und kostengünstig herzustellen ist, und im Betrieb zuverlässig sowie langlebig funktioniert.

- 5 Die angegebene Aufgabe wird bezüglich der Röntgenröhre zur Erzeugung von Röntgenstrahlung mit den Merkmalen des Anspruchs 1 und bezüglich des Verfahrens zur Herstellung der Röntgenröhre mit den Merkmalen des Anspruchs 9 gelöst.
- 10 Vorteilhafte Ausgestaltungen der erfindungsgemäßen Röntgenröhre zur Erzeugung von Röntgenstrahlung und des Verfahrens zur Herstellung der Röntgenröhre gehen aus den jeweils zugeordneten abhängigen Unteransprüchen hervor. Dabei können die Merkmale des Hauptanspruchs mit Merkmalen der Unteransprüche
- 15 und Merkmale der Unteransprüche untereinander kombiniert werden.

Die erfindungsgemäße Röntgenröhre zur Erzeugung von Röntgenstrahlung umfasst eine Anode mit einem Phasenwechselmaterial zur Kühlung der Anode. Das Phasenwechselmaterial ist im Anodenmaterial angeordnet bzw. integriert.

20

Durch die Anordnung des Phasenwechselmaterials im Anodenmaterial kann auf ein Behältnis für das Phasenwechselmaterial verzichtet werden. Die Erhöhte Kontaktfläche zwischen Phasenwechselmaterial und Anodenmaterial im Vergleich zum zuvor beschriebenen Stand der Technik, bei welchem das Phasenwechselmaterial nur auf einer Seite der Anode befestigt ist, ermöglicht einen guten Wärmetransport vom Anodenmaterial zum Phasenwechselmaterial und erlaubt damit auf Wärmeleitrippen zu verzichten. Dadurch ist bei gleicher zusätzlich an der Anode befestigter Masse die Verwendung von mehr Phasenwechselmaterial möglich, was eine verbesserte Kühlung ergibt. Durch Wegfall der Wärmeleitrippen und des Behältnisses zur Befestigung des Phasenwechselmaterials wird der Aufbau der Röntgenröhre vereinfacht sowie Kosten gespart. Die Anordnung des Phasenwechselmaterials nicht einseitig an der Außenseite des Anodenmaterials, sondern im Inneren verringert bzw. vermeidet

25

30

35

bei Drehung der Anode im Betrieb der Röntgenröhre Unwuchten, welche die Röntgenröhre beschädigen können bis hin zur Zerstörung.

5 Das Phasenwechselmaterial kann ein hochwärmeleitfähiges Phasenwechselmaterial sein. Mögliche Materialien sind Aluminium, oder Kupfer, oder Messing, oder Silizium oder Legierungen, welche Aluminium, und/oder Kupfer, und/oder Messing, und/oder Silizium umfassen. Die Verwendung von hochwärmeleitfähigem
10 Phasenwechselmaterial verbessert die Kühlwirkung im Betrieb zusätzlich. Das Anodenmaterial kann eine Titan-Zirkonium-Molybdän Legierung umfassen oder sein. Im Gegensatz zu üblichen PCM aus dem Stand der Technik, welche Paraffin oder Salze umfassen, können Materialien wie Aluminium, Kupfer oder
15 Messing besser die Wärme leiten und weisen eine hohe Schmelzenthalpie auf. Dadurch kann viel Wärmemenge gespeichert werden und die geringe Dichte von z.B. Aluminium führt zu verringerten Problemen bei der Rotation der Anode.

20 Im Inneren der Anode kann eine Kavität gebildet sein, in welcher das Phasenwechselmaterial angeordnet ist. Zum Befüllen der Kavität und zum Ausgleich von Materialausdehnungen im Betrieb kann eine Öffnung der Kavität zur Umgebung der Anode vorgesehen sein. Die Kavität im Anodenmaterial bildet ein Be-
25 hältnis für das Phasenwechselmaterial, welches im Bezug auf die Anode keinen mechanischen Spannungen ausgesetzt ist, da keine unterschiedlichen Materialien aufeinander treffen. Dies erhöht die Stabilität und Lebensdauer der Röntgenröhre. Spannung zwischen Phasenwechselmaterial und Anodenmaterial werden
30 in der Regel bei Phasenwechsel des Phasenwechselmaterials automatisch abgebaut. Volumenänderungen des Phasenwechselmaterials können über die Öffnung ausgeglichen werden.

Die Kavität kann unterschiedliche Formen aufweisen, z.B. ein
35 quaderförmiges Volumen oder ein rotationssymmetrisches Volumen, insbesondere ein zylinderförmiges Volumen. Eine zylinderförmige Kavität kann unter Umständen einfacher herzustellen sein. Eine rotationssymmetrische, insbesondere ein zylind-

derförmige Kavität kann eine gemeinsame Achse mit der Rotationsachse der Anode ausbilden, wodurch Unwuchten bei Rotation der Anode durch unterschiedliche Masseverteilungen weiter reduziert bzw. vermieden werden.

5

Die Anode kann aus wenigstens zwei Teilen aufgebaut sein, insbesondere aus genau zwei Teilen, welche miteinander verbunden sind. Die wenigstens oder genau zwei Teile umschließen gemeinsam eine Kavität, in welcher das Phasenwechselmaterial angeordnet ist. Durch den Aufbau aus zwei Teilen ist die Kavität im Inneren der Anode leicht herzustellen. Alternativ kann die Kavität aber auch in einer einteiligen Anode z.B. als Bohrung, Fräsung oder durch Funkenerosion eingebracht werden.

15

Bei einer zwei oder mehrteiligen Anode können die wenigstens zwei Teile z.B. durch eine Schweißverbindung, insbesondere durch eine Reibschweißverbindung zusammengefügt sein. Die Kavität kann durch Funkenerosion aus dem Anodenmaterial hergestellt sein, aber auch durch andere Verfahren wie Fräsen, oder die Teile können z.B. beim Gießen in ihrer Form schon mit Vertiefungen hergestellt sein, welche dann die Kavität ergeben.

25

Das Phasenwechselmaterial kann zum Anodenmaterial ein Volumenverhältnis größer 1 zu 10, insbesondere größer 1 zu 5 aufweisen. Je mehr Phasenwechselmaterial vorhanden ist, desto mehr Wärme kann im Betrieb der Röntgenröhre abgeführt bzw. zwischengespeichert werden und desto besser funktioniert die Kühlung. Bei Röntgenröhren im Stand der Technik ist die Menge an Phasenwechselmaterial jedoch stark beschränkt, da es durch die Größe des Behältnisses und der Wärmeleitstruktur wie z.B. Kühlrippen begrenzt ist, und im geschmolzenen Zustand zu Unwuchten führen kann.

35

Das erfindungsgemäße Verfahren zur Herstellung der zuvor beschriebenen Röntgenröhre umfasst, dass das Phasenwechselmaterial in flüssiger Form insbesondere durch Gießen in die Anode

eingebraucht wird. Dies ermöglicht eine sehr gleichmäßige Verteilung des Phasenwechselmaterials in der Kavität und ein vollständiges Ausfüllen der Kavität. Dadurch werden Unwuchten vermieden und die Kavität kann maximal mit Phasenwechselmaterial befüllt werden, womit viel Phasenwechselmaterial als thermischer Puffer zur Verfügung steht.

Das Phasenwechselmaterial kann in flüssiger Form über eine Bohrung ins Innere der Anode eingebracht werden. Die Bohrung kann zum Ausgleich von Volumenänderungen des Phasenwechselmaterials im Betrieb der Röntgenröhre dienen und ermöglicht eine einfache Einbringung in die Kavität auch bei schon zusammengesetzter Anode aus einzelnen Teilen.

Das Phasenwechselmaterial kann ausschließlich mit einem Anodenmaterial in Kontakt stehen, insbesondere mit einer Titan-Zirkonium-Molybdän Legierung, zur Verringerung von Spannungen bei thermisch bedingten Volumenänderungen. Dadurch, dass keine weiteren Materialien außer Phasenwechselmaterial und Anodenmaterial in Kontakt stehen, d.h. keine Materialien des Behältnisses oder von Kühlrippen, und dadurch dass das Phasenwechselmaterial im flüssigen Zustand zu keinen mechanischen Spannungen mit dem Anodenmaterial führt, können keine Probleme wie Abplatzen oder Verbiegen durch mechanische Spannungen an Kontaktstellen von Materialien mit unterschiedlichem thermischen Ausdehnungskoeffizienten entstehen.

Die mit dem Verfahren zur Herstellung der Röntgenröhre verbundenen Vorteile sind analog den Vorteilen, welche zuvor im Bezug auf die Röntgenröhre beschrieben wurden und vice versa.

Bevorzugte Ausführungsformen der Erfindung mit vorteilhaften Weiterbildungen gemäß den Merkmalen der abhängigen Ansprüche werden nachfolgend anhand der Figuren näher erläutert, ohne jedoch darauf beschränkt zu sein.

Es wird in den Figuren dargestellt:

Fig. 1 eine Röntgenröhre nach dem Stand der Technik im Längsschnitt, und

5

Fig. 2 in einer vergrößerten Darstellung einen teilweisen Längsschnitt durch die Anode gemäß Fig. 1 und den mit dieser verbundenen Latentwärmespeicher, und

10 Fig. 3 einen Längsschnitt durch die Anode einer erfindungsgemäßen Röntgenröhre mit PCM im Inneren.

Die Fig. 1 zeigt eine Röntgenröhre nach dem Stand der Technik, deren Vakuumgehäuse 1 in schematisch angedeuteter Weise
15 (Lager L_1 und L_2) um eine Drehachse D drehbar gelagert ist. Das Vakuumgehäuse 1 ist bezüglich der Drehachse D im Wesentlichen rotationssymmetrisch ausgebildet. Im Inneren des Vakuumgehäuses 1 ist ein Elektronenemitter 2 mit Fokussierungselektrode 3 angeordnet, der im Betrieb der Röntgenröhre in an
20 sich bekannter, nicht dargestellter Weise durch einen Heizstrom beheizt wird und einen in Fig. 1 mit E bezeichneten Elektronenstrahl vorzugsweise kreisförmigen Querschnitts aus- sendet.

25 Der Elektronenstrahl E trifft im Betrieb der Röntgenröhre auf eine Anode 4 auf, da zwischen der Anode 4 und dem in nicht näher dargestellter Weise von dieser elektrisch isolierten Elektronenemitter 2 in an sich bekannter, nicht dargestellter
30 Weise eine Beschleunigungsspannung, die sogenannte Röhrenspannung, anliegt. Die durch die Röhrenspannung beschleunigten Elektronen des Elektronenstrahls E treffen mit solcher Energie auf die Anode 4 auf, dass von dem im Folgenden als Brennfleck BF bezeichneten Auftreffort des Elektronenstrahls E Röntgenstrahlung ausgeht.

35

In Fig. 1 ist die von dem Brennfleck BF ausgehende und durch einen als Strahlenaustrittsfenster 5 dienenden ringförmigen Bereich verringerter Wandstärke des Vakuumgehäuses 1 austre-

tende Röntgenstrahlung durch einige mit R bezeichnete Pfeile veranschaulicht.

Die Anode 4 bildet übrigens eine Wandung des Vakuumgehäuses
5 1, nämlich sozusagen dessen Boden.

Um zu erreichen, dass sich der Brennfleck BF im Betrieb der Röntgenröhre an der gewünschten Stelle auf der Anode 4 ausbildet und trotz der Rotation der Röntgenröhre ortsfest
10 bleibt, ist ein relativ zu dem Vakuumgehäuse 1 stationäres, d.h. nicht mit dem Vakuumgehäuse 1 rotierendes, Ablenksystem 6 vorgesehen, das im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels in an sich bekannter, nicht näher dargestellter Weise mit geeigneten Strömen versorgte Spulen enthält, die zum ei-
15 nen eine Fokussierung und zum anderen die erforderliche Ablenkung des Elektronenstrahls E bewirken.

Wie aus der Fig. 2 ersichtlich ist, weist die Anode 4 einen Grundkörper 9 auf, der beispielsweise aus Molybdän gebildet
20 ist, und in demjenigen Bereich, in dem er wegen der Rotation der Röntgenröhre von dem Elektronenstrahl E überstrichen wird, mit einer Brennbahn 10 versehen ist, die beispielsweise aus einer Wolfram-Rhenium-Legierung gebildet ist. Alternativ kann auf die Brennbahn 10 verzichtet werden bei Verwendung
25 von Anodenmaterialien aus z.B. Titan-Zirkonium-Molybdän Legierungen.

Um die im Betrieb der Röntgenröhre in die Anode 4 eingebrachte Verlustwärme abführen zu können, ist die Außenseite
30 der Anode 4 mit einem insgesamt mit 7 bezeichneten, in Fig. 1 nur schematisch angedeuteten Latentwärmespeicher versehen, dem Mittel zum Beaufschlagen mit einem gasförmigen Kühlmedium zugeordnet sind, die in Fig. 1 durch einen den Latentwärmespeicher mit Umgebungsluft beaufschlagendes Gebläse 8 veranschaulicht sind.
35

Der Latentwärmespeicher 7 dient als Zwischenspeicher für die im Betrieb der Röntgenröhre anfallende Verlustwärme, so dass

eine kontinuierliche Abfuhr der auf der Anode 4 anfallenden Verlustwärme nicht notwendig ist. Damit besteht die Möglichkeit, auf ein flüssiges Kühlmedium zur Abfuhr der auf der Anode 4 anfallenden Verlustwärme zu verzichten und stattdes-
5 sen die in dem Latentwärmespeicher 7 zwischengespeicherte Verlustwärme mittels eines gasförmigen Kühlmediums, nämlich der dem Latentwärmespeichers 7 mittels des Gebläses 8 zugeführten Umgebungsluft, abzuführen.

10 Durch den Verzicht auf ein flüssiges Kühlmedium sind die damit üblicherweise verbundenen hohen Reibungsverluste vermieden.

Wie bereits eingangs erwähnt wurde, enthält der Latentwärmespeicher 7 PCM 11, welches im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels in einem zu der Anode 4 hin offenen, topfförmigen Gehäuse 12 aufgenommen ist.

Um eine gute thermische Kopplung der Anode 4 mit dem in dem
20 Latentwärmespeicher 7 enthaltenen PCM 11 zu gewährleisten, ist an der Außenseite der Anode 4 ein Wärmeleitkörper 13 vorgesehen, der im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels aus Kupfer besteht. Der Wärmeleitkörper 13 ist durch Löten oder Schweißen flächenhaft mit der Anode 4 verbunden, was er-
25 leichtert wird, wenn die beiden zu verbindenden Flächen wie im Falle des dargestellten Ausführungsbeispiels plan sind.

Um den Wärmeübergang zwischen Anode 4 und PCM 11 weiter zu verbessern, weist der Wärmeleitkörper 13 vorzugsweise ringförmige Rippen auf, von denen eine in Fig. 2 mit 14 bezeichnet ist, die mit dem PCM 11 in Eingriff stehen.
30

Um die Abfuhr von in dem Latentwärmespeicher 7 gespeicherter Wärme durch den durch das Gebläse 8 erzeugten Luftstrom zu verbessern, kann der Latentwärmespeicher 7, wie in Fig. 2 gestrichelt angedeutet, an seiner von der Anode 4 abgewandten Stirnseite mit einem Kühlkörper 15 versehen sein.
35

Der Latentwärmespeicher 7 und gegebenenfalls der Kühlkörper 15 sowie der Wärmeleitkörper 13 mit den Rippen 14 sind übrigens ebenso wie die Anode 4 und die Röntgenröhre insgesamt wesentlich rotationssymmetrisch zur Drehachse D ausgebildet.

5

Die Fig. 3 zeigt einen Längsschnitt durch die Anode 4 einer erfindungsgemäßen Röntgenröhre mit PCM 11 im Inneren, d.h. in einer Kavität 18 in der Anode 4. Die Anode 4 ist aus zwei Teilen aufgebaut, welche durch eine Schweißverbindung 16 miteinander mechanisch fest und flüssigkeitsdicht verbunden sind. In den zwei Teilen der Anode 4 ist jeweils auf der Seite, auf welcher sie miteinander verschweißt sind, deckungsgleich und spiegelverkehrt eine Vertiefung eingebracht, welche die Kavität 18 ergeben. Die Vertiefungen können z.B. durch Fräsen oder durch Funkenerosion in die Oberfläche eingebracht sein.

Die Kavität 18 ist fluiddicht mit Ausnahme einer oder mehrerer Bohrungen 17, welche zum Einbringen des PCM 11 von der Außenseite der Anode 4 zur Kavität 18 durchgehend ausgebildet sind. Unter Bohrung 17 ist im Weiteren allgemein eine Öffnung zu verstehen, welche nicht nur durch Bohren, sondern z.B. auch durch Fräsen oder Funkenerosion erzeugt sein kann. Durch die Bohrungen kann nach dem Zusammenfügen der Teile der Anode 4 das PCM 11 z.B. durch Gießen in flüssiger Form eingebracht werden, bis die Kavität 18 vollständig mit PCM 11 befüllt ist. Das eingebrachte PCM 11 kann nach Einbringen zunächst erstarren. Im Betrieb der Röntgenröhre verflüssigt sich das Material dann wieder und verteilt sich gleichmäßig über den Umfang, was einer möglichen Unwucht entgegenwirkt. Bei Entstehen von Unwuchten durch die Bohrungen 17 können zusätzliche Wuchtbohrungen, welche der Einfachheit halber nicht in den Figuren dargestellt sind, zur Kompensation bzw. Verringerung der Unwucht in die Anode 4 eingebracht werden.

35

Die Bohrung ist schräg nach Oben in Richtung des in Fig. 3 nicht dargestellten Elektronenemitters 2 ausgeführt, mit einer Neigung in Richtung Drehachse D. Durch die Neigung der

Bohrung 17 in Richtung Drehachse D und die Ausbildung nach
Oben, gegen die Richtung der Schwerkraft, verbleibt das PCM
11 auch in flüssiger Form bei Drehung der Anode in der Kavi-
tät 18. Die Bohrung 17 kann offen bleiben und als Ausgleich
5 für Volumenänderungen des PCM 11 in der Kavität 18 dienen,
ohne dass das flüssige PCM 11 ausläuft.

Bei Ausführung der Anode 4 aus einem Material, wie z.B. einer
Titan-Zirkonium-Molybdän Legierung, kann auf eine Brennbahn
10 10 aus einem anderen als dem Anodenmaterial verzichtet wer-
den. Bei Verwendung von hochwärmeleitfähigem PCM, insbesonde-
re Aluminium, oder Kupfer, oder Messing, oder Silizium oder
deren Legierungen, kann auf eine zusätzliche Kühlung verzich-
tet werden oder eine höhere Leistung erreicht werden, da die-
15 ses genügend Wärmekapazität bei ausreichend großer Kavität 4
besitzt, um die im Betrieb der Röntgenröhre entstehende Wär-
memenge vollständig aufzunehmen und in Betriebspausen wieder
abzugeben. Es kann ebenfalls auf die Verwendung von Wärme-
leitkörpern 13 und Kühlkörpern 15 sowie auf Behältnisse wie
20 z.B. dem Gehäuse 12 verzichtet werden, durch Einbringung und
direkte Anordnung von hochwärmeleitfähigem PCM in der Kavität
18 im Inneren der Anode 4.

Die erfindungsgemäße Röntgenröhre kann in an sich bekannter,
25 nicht dargestellter Weise in einem Schutzgehäuse aufgenommen
sein, wobei anders als bei herkömmlichen Röntgenröhren das
Schutzgehäuse keine Flüssigkeit enthält, sondern von einem
gasförmigen Kühlmedium, insbesondere der Umgebungsluft,
durchströmt ist, wobei die Strömung beispielsweise durch ein
30 Gebläse aufrecht erhalten wird. Alternativ kann die erfin-
dungsgemäße Röntgenröhre in an sich bekannter, nicht darge-
stellter Weise in einem Ölbad oder in einem von Öl durch-
strömten Gefäß untergebracht sein. Die Röntgenröhre kann eine
stationäre Anode oder eine Drehanode umfassen.

35

Die Vorteile der erfindungsgemäßen Ausführungsform der Rönt-
genröhre können wie folgt zusammengefasst werden:

- Geringere zeitliche Spitzen-Temperaturen in der Anode 4, damit geringere Materialbelastung.
- Geringerer Konstruktions- und Fertigungsaufwand im Vergleich zum Stand der Technik z.B. durch den Verzicht auf Wärmeleitkörper 13, kein drittes Material notwendig.
- 5 - Aufgrund der kleinen Dichte z.B. von Aluminium verringern sich die Fliehkräfte.
- Durch das Entfallen der Wärmeleitrippen 14 verbleibt ein größeres Volumen für das PCM-Material 11.
- 10 - Gegebenenfalls entfallen aufwändig herzustellende Dehnungsfugen z.B. im Drehteller, da starke Temperaturschwankungen und damit verbundene Materialverwerfungen vermieden werden können.

Die effektive Wärmeleitfähigkeit von Brennring zum restlichen Anodenteller wird durch freie Konvektion des flüssigen PCM-Materials deutlich erhöht.

15

Die Erfindung kann übrigens auch bei solchen Röntgenröhren zur Anwendung kommen, bei denen in aus der US 5 046 186 an sich bekannter Weise der Elektronenemitter relativ zu dem Vakuumgehäuse drehbar gelagert ist und durch geeignete Maßnahmen relativ zu dem Vakuumgehäuse ortsfest gehalten wird. Auch auf andere Typen von Röntgenröhren kann die Erfindung angewendet werden.

20

Die erfindungsgemäße Röntgenröhre soll nicht nur auf das in Fig. 3 beschriebene Ausführungsbeispiel beschränkt sein, sondern kann auch Merkmale aufweisen, welche z.B. zuvor unter dem Stand der Technik beschrieben wurden. Jegliche Kombination von beschriebenen Ausführungsbeispielen ist von der Erfindung umfasst.

25

30

Patentansprüche

1. Röntgenröhre zur Erzeugung von Röntgenstrahlung (R) mit einer Anode (4), welche ein Phasenwechselmaterial (11) zur
5 Kühlung umfasst, dadurch gekennzeichnet, dass das Phasenwechselmaterial (11) im Anodenmaterial angeordnet ist.
2. Röntgenröhre nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Phasenwechselmaterial (11) ein hochwärmeleitfähiges Pha-
10 senwechselmaterial (11) ist, insbesondere Aluminium, oder Kupfer, oder Messing, oder Silizium oder Legierungen, welche Aluminium, und/oder Kupfer, und/oder Messing, und/oder Silizium umfassen.
- 15 3. Röntgenröhre nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Anodenmaterial eine Titan-Zirkonium-Molybdän Legierung umfasst oder dass das Anodenmaterial eine Titan-Zirkonium-Molybdän Legierung ist.
- 20 4. Röntgenröhre nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass im Inneren der Anode (4) eine Kavität (18) gebildet ist, in welcher das Phasenwechselmaterial (11) angeordnet ist, insbesondere mit einer Öffnung zur Umge-
25 bung der Anode (4) zum Befüllen der Kavität (18) und zum Ausgleich von Materialausdehnungen.
5. Röntgenröhre nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Kavität (18) ein quaderförmiges Volumen aufweist oder dass die Kavität (18) ein rotationssymmetrisches Volumen auf-
30 weist, insbesondere ein zylinderförmiges Volumen.
6. Röntgenröhre nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Anode (4) aus wenigstens zwei Teilen aufgebaut ist, insbesondere aus genau zwei Teilen,
35 welche miteinander verbunden sind und gemeinsam eine Kavität (18) umschließen, in welcher das Phasenwechselmaterial (11) angeordnet ist.

7. Röntgenröhre nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass die wenigstens zwei Teile der Anode (4) durch eine Schweißverbindung (16), insbesondere durch eine Reibschweißverbindung zusammengefügt sind und/oder dass die Kavität (18) durch Funkenerosion aus dem Anodenmaterial hergestellt ist.
5
8. Röntgenröhre nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Phasenwechselmaterial (11) zum Anodenmaterial ein Volumenverhältnis größer 1 zu 10, insbesondere größer 1 zu 5 aufweist.
10
9. Verfahren zur Herstellung einer Röntgenröhre nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Phasenwechselmaterial (11) in flüssiger Form insbesondere durch Gießen in die Anode (4) eingebracht wird.
15
10. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass durch Einbringung in flüssiger Form das Phasenwechselmaterial (11) gleichmäßig in einer Kavität (18) im Inneren der Anode (4) verteilt angeordnet wird, zur Vermeidung von Unwuchten.
20
11. Verfahren nach Anspruch 9 oder 10, dadurch gekennzeichnet, dass das Phasenwechselmaterial (11) in flüssiger Form über eine Bohrung (17) ins Inneren der Anode (4) eingebracht wird.
25
12. Verfahren nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass die Bohrung (17) zum Ausgleich von Volumenänderungen des Phasenwechselmaterials (11) im Betrieb der Röntgenröhre dient.
30
13. Verfahren nach einem der Ansprüche 9 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass das Phasenwechselmaterial (11) ausschließlich mit einem Anodenmaterial in Kontakt steht, insbesondere mit einer Titan-Zirkonium-Molybdän Legierung, zur Verringerung von Spannungen bei thermisch bedingten Volumenänderungen.
35

FIG 1
Stand der Technik

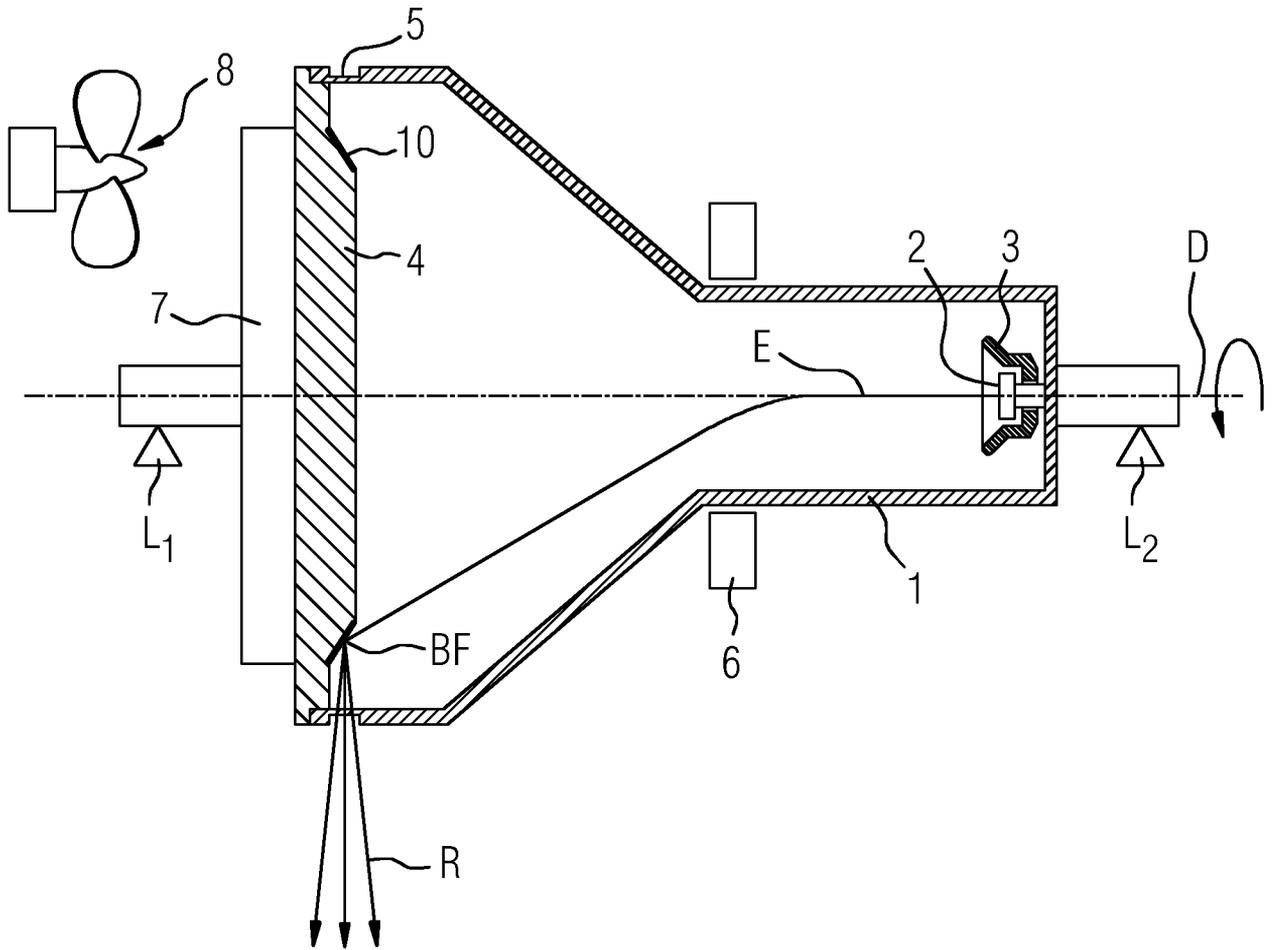


FIG 2
Stand der Technik

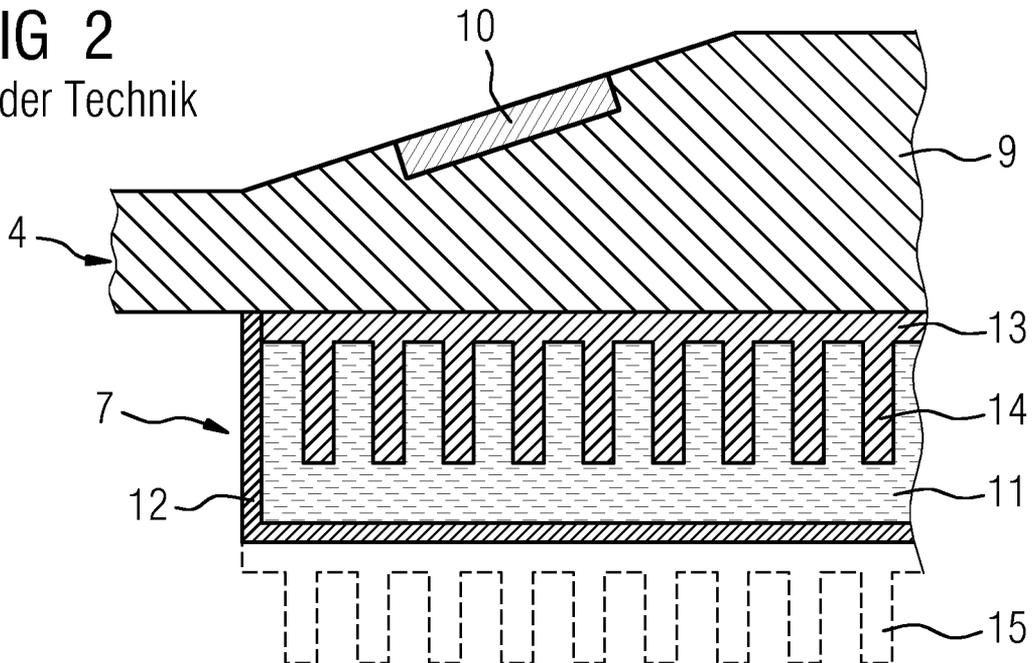
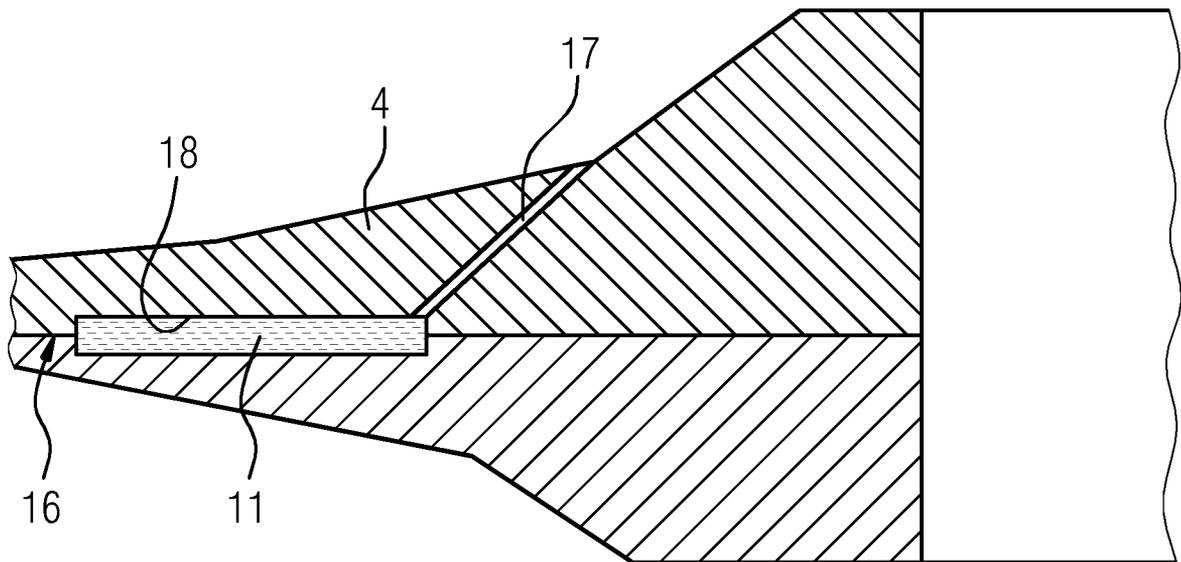


FIG 3



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2012/064396

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. H01J35/10 H01J35/12 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.
X	US 3 959 685 A (KONIECZYNSKI RONALD D) 25 May 1976 (1976-05-25) column 3, line 64 - column 5, line 10 column 5, line 24 - column 9, line 20; figures 2-9	1-5,8-13
X	----- DE 79 20 150 U1 (SIEMENS AG) 8 January 1981 (1981-01-08) page 1, line 7 - page 2, line 32 page 3, lines 25-31 page 4, lines 10-22 page 5, lines 4-29; figures 1, 2	1-6, 8-10,13
X	----- FR 2 695 510 A1 (GEN ELECTRIC CGR [FR]) 11 March 1994 (1994-03-11) page 3, line 5 - page 4, line 12 page 5, line 16 - page 7; figures 1-3 ----- -/--	1-12
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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	"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	
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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	
"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)	"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	
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 25 October 2012	Date of mailing of the international search report 05/11/2012	
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Krauss, Jan	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2012/064396

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2004/234023 A1 (KOLLEGAL MANOHAR GOPALASWAMY [IN] ET AL) 25 November 2004 (2004-11-25) paragraph [0031]; figure 8 -----	1-3,5,6
X	US 2007/297570 A1 (KERPERSHOEK GIJSBERTUS J [NL] ET AL) 27 December 2007 (2007-12-27) paragraphs [0026] - [0027], [0033] - [0035]; figures 3,5 -----	1-7,9-13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No PCT/EP2012/064396

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 3959685	A	25-05-1976	NONE
DE 7920150	U1	08-01-1981	NONE
FR 2695510	A1	11-03-1994	NONE
US 2004234023	A1	25-11-2004	CN 1550215 A 01-12-2004
			DE 102004018765 A1 09-12-2004
			JP 4478504 B2 09-06-2010
			JP 2004351203 A 16-12-2004
			NL 1026220 A1 22-11-2004
			NL 1026220 C2 18-05-2005
			US 2004234023 A1 25-11-2004
US 2007297570	A1	27-12-2007	US 2007297570 A1 27-12-2007
			WO 2008039580 A2 03-04-2008

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2012/064396

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
 INV. H01J35/10 H01J35/12
 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.
X	US 3 959 685 A (KONIECZYNSKI RONALD D) 25. Mai 1976 (1976-05-25) Spalte 3, Zeile 64 - Spalte 5, Zeile 10 Spalte 5, Zeile 24 - Spalte 9, Zeile 20; Abbildungen 2-9	1-5,8-13
X	DE 79 20 150 U1 (SIEMENS AG) 8. Januar 1981 (1981-01-08) Seite 1, Zeile 7 - Seite 2, Zeile 32 Seite 3, Zeilen 25-31 Seite 4, Zeilen 10-22 Seite 5, Zeilen 4-29; Abbildungen 1, 2	1-6, 8-10,13
X	FR 2 695 510 A1 (GEN ELECTRIC CGR [FR]) 11. März 1994 (1994-03-11) Seite 3, Zeile 5 - Seite 4, Zeile 12 Seite 5, Zeile 16 - Seite 7; Abbildungen 1-3	1-12
	----- -/--	

Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen 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	Absenddatum des internationalen Recherchenberichts
25. Oktober 2012	05/11/2012

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

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 2004/234023 A1 (KOLLEGAL MANOHAR GOPALASWAMY [IN] ET AL) 25. November 2004 (2004-11-25) Absatz [0031]; Abbildung 8 -----	1-3,5,6
X	US 2007/297570 A1 (KERPERSHOEK GIJSBERTUS J [NL] ET AL) 27. Dezember 2007 (2007-12-27) Absätze [0026] - [0027], [0033] - [0035]; Abbildungen 3,5 -----	1-7,9-13

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2012/064396

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 3959685	A	25-05-1976	KEINE
DE 7920150	U1	08-01-1981	KEINE
FR 2695510	A1	11-03-1994	KEINE
US 2004234023	A1	25-11-2004	CN 1550215 A 01-12-2004 DE 102004018765 A1 09-12-2004 JP 4478504 B2 09-06-2010 JP 2004351203 A 16-12-2004 NL 1026220 A1 22-11-2004 NL 1026220 C2 18-05-2005 US 2004234023 A1 25-11-2004
US 2007297570	A1	27-12-2007	US 2007297570 A1 27-12-2007 WO 2008039580 A2 03-04-2008