

①9



SCHWEIZERISCHE EIDGENOSSENSCHAFT
BUNDESAMT FÜR GEISTIGES EIGENTUM

①1

CH 683728 A5

⑤1

Int. Cl.⁵: **H 01 J 35/18****Erfindungspatent für die Schweiz und Liechtenstein**

Schweizerisch-liechtensteinischer Patentschutzvertrag vom 22. Dezember 1978

①2

PATENTSCHRIFT A5

②1 Gesuchsnummer: 1360/92

②2 Anmeldungsdatum: 29.04.1992

③0 Priorität(en): 05.08.1991 DE 4125925
13.02.1992 DE 4204301

②4 Patent erteilt: 29.04.1994

④5 Patentschrift
veröffentlicht: 29.04.1994

⑦3

Inhaber:
Siemens Aktiengesellschaft Berlin und München,
München 2 (DE)

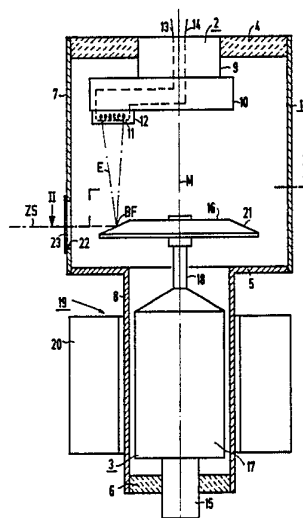
⑦2

Erfinder:
Haberrecker, Klaus, Dr., Bubenreuth (DE)
Schmidt, Roland, Dr., Erlangen (DE)

⑦4

Vertreter:
Siemens-Albis Aktiengesellschaft, Zürich**⑤4 Röntgenröhre mit Strahlenaustrittsfenster.**

⑤7 Die Erfindung betrifft eine Röntgenröhre mit einer Kathode (11), einer Anode (16) und einem Kathode (11) und Anode (16) aufnehmenden Vakuumgehäuse (1). Dieses ist mit einem aus Titan gebildeten Strahlenaustrittsfenster (23) für die von der Anode (16) ausgehende Röntgenstrahlung versehen, dessen Dicke so gewählt ist, dass seine Filterwirkung die durch die einschlägigen Bestimmungen für Röntgenstrahler vorgeschriebene Filterwirkung weder wesentlich unterschreitet noch deutlich übersteigt.



Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Röntgenröhre mit einer Kathode, einer Anode und einem die Kathode und Anode aufnehmenden Vakuumgehäuse, welches mit einem aus Titan gebildeten Strahlenaustrittsfenster für die von der Anode ausgehende Röntgenstrahlung versehen ist.

Um die in einer Röntgenröhre erzeugte Strahlung in der Medizin insbesondere zu bildgebenden Zwecken nutzen zu können, müssen zwei Bedingungen erfüllt sein. Zum einen muss der Austritt der Röntgenstrahlung aus dem Vakuumgehäuse gewährleistet sein. Zum anderen muss z.B. gemäss der deutschen Norm DIN 6815 bzw. dem Entwurf vom Juli 1990 zur Neufassung dieser Norm ein Röntgenstrahler eine Filterung der Röntgenstrahlung (sogenannte Gesamtfilterung) aufweisen, die in Abhängigkeit von der Röntgenröhrenspannung und/oder dem Verwendungszweck des Röntgenstrahlers sowie eventuell dem Fokus-Haut-Abstand wenigstens einem bestimmten Aluminium(Al)- oder Molybdän-Gleichwert entspricht.

Bei herkömmlichen Röntgenröhren wird die erste Bedingung durch Verwendung eines Vakuumgehäuses aus Glas oder durch Verwendung eines aus Metall und Keramik oder Metall und Glas bestehenden Vakuumgehäuses mit einem aus Beryllium gebildeten Strahlenaustrittsfenster gelöst. Die Materialien Glas bzw. Beryllium haben niedrige Ordnungszahlen (Beryllium $Z = 4$, Glas $Z = \text{ca. } 14$) und schwächen die erzeugte Strahlung nur unwesentlich. Bei Verwendung von Strahlenaustrittsfenstern aus Beryllium ist nachteilig, dass dieses Material toxisch und hinsichtlich der Verbindungs- und Verarbeitungstechnologien problematisch ist. Günstiger ist in dieser Hinsicht Titan, das ebenfalls als Material für Strahlenaustrittsfenster bekannt ist (DE 34 17 250 Al und DE 2 833 093 Al). Da Röntgenröhren üblicherweise zur Bildung eines Röntgenstrahlers in ein Schutzgehäuse eingebaut werden, wird die erforderliche Filterung herkömmlicherweise dadurch erreicht, dass Kupferbleche und/oder Aluminiumkeile im weiteren Strahlengang angebracht werden, was mit einem erheblichen Aufwand verbunden ist.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Röntgenröhre der eingangs genannten Art so auszubilden, dass die Röntgenstrahlung wenig geschwächt aus der Röntgenröhre austritt, der im Zusammenhang mit dem Strahlenaustrittsfenster zu treibende Fertigungsaufwand gering ist und der zur Erzielung der erforderlichen Filterung zu treibende Aufwand gering ist.

Nach der Erfindung wird diese Aufgabe gelöst durch eine Röntgenröhre mit einer Kathode, einer Anode und einem Kathode und Anode aufnehmenden Vakuumgehäuse, welches mit einem aus Titan gebildeten Strahlenaustrittsfenster für die von der Anode ausgehende Röntgenstrahlung versehen ist, dessen Dicke so gewählt ist, dass seine Filterwirkung wenigstens 1,5 mm und höchstens 4,0 mm Aluminium (Al)-Gleichwert beträgt.

Da Titan mit $Z = 22$ eine relativ kleine Ordnungszahl aufweist, ist ein nur geringfügig geschwächter Austritt der Röntgenstrahlung aus der Röntgenröhre gewährleistet. Wenn die Dicke des Strahlenaustrittsfensters in Abhängigkeit vom jeweiligen Anwendungsbereich der Röntgenröhre gemäss der Tabelle

Anwendungsbereich	Filterwirkung
Röntgenaufnahmen, Computertomographie (CT), Durchleuchtung Fokus-Haut-Abstand (FHA) ≥ 30 cm	2,5 mm Aluminium (Al)-Gleichwert
Durchleuchtung mit C- und U-Bogengeräten $20 \text{ cm} \leq \text{FHA} \leq 30 \text{ cm}$	3,0 mm Al-Gleichwert
Aufnahmeeinrichtungen, für die Röntgenröhrenspannungen über 100 kV vorgesehen sind, ausser: CT, Untersuchungsgeräte für Nahbedienung mit Zielgerät und mobile Einrichtungen	2,5 mm Al-Gleichwert
Dentalaufnahmetechnik mit Tubus und intraoralem Bildempfänger oder extraoralem Bildempfänger einschl. Schädel-Fernaufnahmetechnik und Dental-Panorama-Schichtaufnahmetechnik mit umlaufendem Röntgenstrahler mit Blendensystem	
für Röntgenröhrenspannung ≤ 70 kV	1,5 mm Al-Gleichwert
für Röntgenröhrenspannung > 70 kV	2,5 mm Al-Gleichwert
Dental-Panorama-Aufnahmetechnik (mit intraoralem Röntgenstrahler mit Blendensystem)	3,0 mm Al-Gleichwert
Dental-Aufnahmetechnik mit Tubus bei verkürztem Fokus-Haut-Abstand und extraoralem Bildempfänger (Kontaktaufnahme)	
FHA = 6 cm	3,0 mm Al-Gleichwert
FHA = 5 cm	4,0 mm Al-Gleichwert

gewählt wird, können besondere Massnahmen zur Filterung im Röntgenstrahler bei der erfindungsgemässen Röntgenröhre entfallen, da Titan auch bei relativ geringer Dicke die jeweils vorgeschriebene Filterwirkung aufweist. Vielmehr bewirkt allein das Titan-Austrittsfenster schon die gemäss DIN 6815

bzw. dem Entwurf vom Juli 1990 erforderliche Filterung, wenn seine Dicke nach vorstehender Tabelle gewählt ist. Ausserdem lässt sich Titan, das übrigens nicht toxisch ist, infolge seiner guten Verformbarkeit, Zerspanbarkeit und Lötbarkeit leicht verarbeiten. Im vorliegenden Falle ist also die Filterwirkung des Strahlenaustrittsfensters so bemessen, dass sich im Falle des Einbaus der Röntgenröhre in ein Schutzgehäuse oder dergleichen zusammen mit der in der Regel nur geringen Filterwirkung des Strahlenaustrittsfensters des Schutzgehäuses die vorgeschriebene Filterwirkung einstellt, ohne dass es weiterer Massnahmen bedarf. Nach DIN 6815 oder anderen Vorschriften vorgeschriebene Zusatzfilter dürfen natürlich vorhanden sein. Unter einer die vorgeschriebene Filterwirkung nicht deutlich übersteigenden Filterwirkung soll verstanden werden, dass die vorhandene Filterwirkung die vorgeschriebene Filterwirkung um nicht mehr als das Dreifache übersteigt. In diesem Falle tritt die Röntgenstrahlung noch wenig geschwächt aus der Röntgenröhre aus. Vorzugsweise beträgt die Dicke des Strahlenaustrittsfensters höchstens 0,6 mm. Eine derartige Dicke des Strahlenaustrittsfensters reicht zum einen aus, um dessen Vakuumdichtigkeit sicherzustellen und eine gute Verarbeitbarkeit zu gewährleisten. Andererseits ist die Schwächung der aus der Röntgenröhre austretenden Röntgenstrahlung so gering, dass auch bei kritischen Anwendungen, z.B. der Computertomographie, noch eine hinreichende Röntgenstrahlen-Dosis gewährleistet ist. Der Al-Gleichwert eines Titan-Strahlenaustrittsfensters von 0,6 mm Dicke beträgt übrigens ca. 4,8 mm. Als absolute Untergrenze der Dicke des Strahlenaustrittsfensters ist diejenige Dicke einzuhalten, die zur Erzielung der jeweils vorgeschriebenen Filterwirkung erforderlich ist. Aus Gründen der Verarbeitbarkeit und/oder zur Gewährleistung der Vakuumdichtigkeit kann es zweckmässig bzw. erforderlich sein, grössere Dicken zu wählen. Anhand der Tabelle und der vorstehenden Ausführungen wird deutlich, dass eine Röntgenröhre, deren Strahlenaustrittsfenster eine Filterwirkung von 3 mm Al-Gleichwert aufweist, für praktisch alle Anwendungsbereiche mit Ausnahme der Mammographie und bestimmter Dental-Aufnahmetechniken brauchbar ist. Da für diese beiden Anwendungsbereiche ohnehin Spezialröhren verwendet werden, können also mit einer Röntgenröhre, deren Strahlenaustrittsfenster gemäss einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung 3 mm Al-Gleichwert beträgt, alle wesentlichen Anwendungsbereiche abgedeckt werden, so dass nicht für jeden Anwendungsbereich eine besondere Röntgenröhre bereitgehalten werden muss.

Eine besonders vorteilhafte Ausführungsform der Erfindung sieht vor, dass ein aus einem metallischen Werkstoff gebildeter Bereich des Vakuumgehäuses mit dem Strahlenaustrittsfenster versehen ist. In diesem Fall ist es besonders einfach, das Strahlenaustrittsfenster mit dem Vakuumgehäuse zu verbinden. Dies geschieht in bevorzugter Weise durch Löten, wobei sich insbesondere ein Lot mit der Bezeichnung VH 720 (Legierung Ag 60 Cu 13) eignet.

Während Beryllium nur schwer verarbeitbar ist, Beryllium-Strahlenaustrittsfenster sind deshalb eben ausgebildet und über ein rahmenförmiges Bauteil mit dem eigentlichen Vakuumgehäuse verbunden, ist Titanblech in der für Strahlenaustrittsfenster geeigneten Dicke problemlos verformbar, so dass in vorteilhafter Weise gemäss einer Ausführungsform der Erfindung die Gestalt des Strahlenaustrittsfensters wenigstens im wesentlichen derjenigen Gestalt entspricht, die die Wandung des Vakuumgehäuses im Bereich des Strahlenaustrittsfensters aufweisen würde. Wenn also beispielsweise die mit dem Strahlenaustrittsfenster versehene Wandung des Vakuumgehäuses zylindrisch gekrümmt ist, weist auch das Strahlenaustrittsfenster eine zylindrische Krümmung auf, wobei der Krümmungsradius des Strahlenaustrittsfensters wenigstens im wesentlichen dem des genannten Bereiches des Vakuumgehäuses entspricht und die Achsen, um die die Wandung des Vakuumgehäuses bzw. das Strahlenaustrittsfenster zylindrisch gekrümmt sind, wenigstens im wesentlichen übereinstimmen.

Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung ist in den beigefügten Zeichnungen dargestellt. Es zeigen:

Fig. 1 in schematischer Darstellung einen Längsschnitt durch eine erfindungsgemässe Röntgenröhre, und

Fig. 2 ebenfalls in schematischer Darstellung einen Schnitt gemäss der Linie II-II in Fig. 1.

Die erfindungsgemässe Röntgenröhre, die z.B. für die Computertomographie vorgesehen ist, weist ein insgesamt mit 1 bezeichnetes Vakuumgehäuse auf, das eine Kathodenanordnung 2 und eine Drehanodenanordnung 3 aufnimmt. Das zur Mittelachse M der Röntgenröhre im wesentlichen rotationssymmetrisch ausgeführte Vakuumgehäuse 1 weist zwei Keramikringe 4, 6 auf, die durch metallische Rohrteile 7, 8 miteinander verbunden sind. Dabei ist der Keramikring 4 in das eine Ende des Rohrteiles 7 eingesetzt und mit diesem durch Löten vakuumdicht verbunden. In das andere Ende des Rohrteiles 7 ist das eine als radial auswärts gerichteter Flansch 5 ausgeführte Ende des Rohrteiles 8 eingesetzt und mit diesem ebenfalls durch Löten vakuumdicht befestigt. In das von dem Rohrteil 7 entfernte Ende des Rohrteiles 8 ist der Keramikring 6 eingesetzt und wieder durch Löten vakuumdicht 4 befestigt. In die Bohrung des Keramikringes 4 ist das Halterungsteil 9 der Kathodenanordnung 2 eingesetzt und vakuumdicht mit dem Keramikring 4 verlötet. An dem Halterungsteil 9 ist ein Tragarm 10, der an seinem freien Ende einen eine wendelförmige Glühkathode 11 aufnehmenden Ansatz 12 aufweist, derart befestigt, dass die Glühkathode 11 in bezug auf die Mittelachse M exzentrisch angeordnet ist. Zur Verbindung der Glühkathode 11 mit einer nicht dargestellten Heizspannungsquelle sind zwei elektrische Leitungen 13 und 14 vorgesehen. In die Bohrung des Keramikringes 6 ist eine metallische Achse 15 durch Löten vakuumdicht eingesetzt. Auf dieser ist der Anodenteller der Drehanodenanordnung 3, der in be-

zug auf die Mittelachse M rotationssymmetrisch ausgebildet ist, um die Mittelachse M drehbar gelagert. Die hierzu vorgesehenen Wälzlager, die nicht dargestellt sind, befinden sich in an sich bekannter Weise innerhalb eines becherförmigen Rotors 17, der mit dem Anodenteller 16 über ein Schaftstück 18 drehfest verbunden ist.

Der Rotor 17 ist Bestandteil eines insgesamt mit 19 bezeichneten Elektromotors zum Antrieb des Anodentellers 16. Der Elektromotor 19 weist ausserdem einen Stator 20 auf, der auf das Rohrteil 8 aufgesetzt ist. Der aus einem elektrisch leitenden Werkstoff gebildete Rotor 17 und der Stator 20 wirken nach Art eines Kurzschlussläufermotors zusammen, um den Anodenteller 16 in Drehung zu versetzen.

Zur Erzeugung von Röntgenstrahlung wird der Anodenteller 16 mittels des Elektromotors 19 in Rotation versetzt. Ausserdem wird zwischen den Leitungen 13 und 14 eine Heizspannung angelegt, so dass die Glühkathode 11 glüht. Weiter wird zwischen der Achse 15, die über die Wälzlager, den Rotor 17 und das Schaftstück 18 mit dem Anodenteller 16 elektrisch leitend verbunden ist, und einer der Leitungen 13 oder 14 die Röhrenspannung angelegt. Die aus der Glühwendel 11 austretenden Elektronen werden dann in Richtung auf den Anodenteller 16 beschleunigt, so dass sich ein mit E bezeichneter strichliert angedeuteter Elektronenstrahl ergibt. Dieser trifft im Brennfleck BF auf die kegelförmige Auftrefffläche 21 des Anodentellers 16 auf. Zumindest im Bereich der Auftrefffläche 21 besteht der Anodenteller 16 aus einem zur Erzeugung von Röntgenstrahlen geeignetem Material, beispielsweise einer Wolfram-Rhenium-Legierung. Infolge der Rotation des Anodentellers 16 bildet sich auf der Auftrefffläche 21 eine ringförmige Brennfleckbahn aus.

Um einen möglichst ungehinderten Austritt des von dem Brennfleck BF ausgehenden Röntgenstrahlenbündels aus dem Vakuumgehäuse 1 zu ermöglichen, ist dieses mit einer beispielsweise kreisförmigen oder insbesondere bei Röntgenröhren für die Computertomographie rechteckigen Bohrung 22 versehen, welche mittels eines Strahlenaustrittsfensters 23 verschlossen ist. Das Strahlenaustrittsfenster 23, das im Falle einer kreisförmigen Bohrung 22 vorzugsweise von kreisscheibenförmiger und im Falle einer rechteckigen Bohrung von rechteckiger Gestalt ist, weist etwas grössere Abmessungen als die Bohrung 22 auf und ist mit dem Rohrteil 7 vakuumdicht verlötet. Der Zentralstrahl ZS des Nutz-Röntgenstrahlenbündels verläuft vorzugsweise etwa mittig durch die Bohrung 22.

Im Falle der erfindungsgemässen Röntgenröhre ist das Strahlenaustrittsfenster 23 aus Titan gebildet. Da Titan eine relativ kleine Ordnungszahl von $Z = 22$ aufweist, ist ein im wesentlichen ungeschwächter Austritt der Röntgenstrahlung aus dem Vakuumgehäuse 1 gewährleistet. Die Dicke des Strahlenaustrittsfensters 23 ist so gewählt, dass seine Filterwirkung die von 2,5 mm Al-Gleichwert weder unterschreitet noch wesentlich übersteigt. Vorzugsweise ist eine Dicke von nicht mehr als 0,6 mm vorgesehen. Eine derartige Dicke des Strahlenaustrittsfensters 23 reicht zum einen aus, um dessen Vakuumdichtigkeit sicherzustellen und eine gute Verarbeitbarkeit zu gewährleisten. Andererseits ist die Schwächung der aus der Röntgenröhre austretenden Röntgenstrahlung so gering, dass beispielsweise auch noch bei der Computertomographie bei weitem eine ausreichende Röntgenstrahlen-Dosis gewährleistet ist. Da bei einer Dicke des Strahlenaustrittsfensters 23 von 0,6 mm dessen Al-Gleichwert ca 4,8 mm beträgt, sind in vorteilhafter Weise keinerlei zusätzliche Massnahmen erforderlich, um die für die Computertomographie vorgeschriebene Filterwirkung von 2,5 mm Al-Gleichwert zu erreichen. Ausserdem ist die beschriebene Röntgenröhre für alle Anwendungsbereiche mit Ausnahme bestimmter Dental-Aufnahmetechniken und der Mammographie verwendbar, da – von den Ausnahmen abgesehen – auch für diese Anwendungsbereiche die vorgeschriebene Filterwirkung weder wesentlich unterschritten wird. Das aus Titan gebildete Strahlenaustrittsfenster 23 bietet ausserdem den Vorteil, dass es problemlos verformbar ist. Das Strahlenaustrittsfenster 23 kann also in der aus Fig. 2 ersichtlichen Weise mit einer an die des Rohrteiles 7 angepassten Krümmung versehen und somit unmittelbar, d.h. ohne Zwischenteile, wie Rahmen und dergleichen, mit dem Rohrteil 7 verlötet werden. Das Strahlenaustrittsfenster 23 weist somit sozusagen eine Gestalt auf, die im wesentlichen derjenigen entspricht, die das Vakuumgehäuse 1 bzw. dessen Rohrteil 7 im Bereich der Bohrung 22 bzw. des Strahlenaustrittsfensters 23 aufweisen würde. Als Lot zur Verbindung des Strahlenaustrittsfensters 23 mit dem Rohrteil 7 eignet sich insbesondere ein Lot mit der Bezeichnung VH 720, falls als Material für das Rohrteil 7 Kupfer oder auch Stahl vorgesehen ist. Das Verlöten der Keramikringe 4, 6 mit den angrenzenden Metallteilen erfolgt in herkömmlicher Weise nach vorheriger Metallisierung der Keramikringe 4, 6 im Bereich der Lötstellen.

Im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels ist ein metallischer Bereich des Vakuumgehäuses 1 mit dem Strahlenaustrittsfenster 23 versehen. Grundsätzlich besteht jedoch auch die Möglichkeit, aus Keramik bestehende Bereiche von Vakuumgehäusen mit Strahlenaustrittsfenstern aus Titan zu versehen. Ausserdem beschränkt sich die Verwendung von Strahlenaustrittsfenstern aus Titan nicht auf Drehanoden-Röntgenröhren wie im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels, sondern kann auch im Falle von Festanoden-Röntgenröhren erfolgen. Anstelle des Keramikringes 4 kann ein Glasstück vorgesehen sein. Statt des Keramikringes 6 und des Rohrteiles 8 mit dem Flansch 5 kann ein einziges Glas- oder Keramikteil verwendet werden.

Patentansprüche

1. Röntgenröhre für medizinische Zwecke mit einer Kathode (11), einer Anode (16) und einem Katho-

de (11) und Anode (16) aufnehmenden Vakuumgehäuse (1), welches mit einem aus Titan gebildeten Strahl Austrittsfenster (23) für die von der Anode (16) ausgehende Röntgenstrahlung versehen ist, dessen Dicke so gewählt ist, dass seine Filterwirkung wenigstens 1,5 mm und höchstens 4,0 mm Aluminium (Al)-Gleichwert beträgt.

5 2. Röntgenröhre nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Strahl Austrittsfenster (23) eine Filterwirkung von 3 mm Al-Gleichwert aufweist.

3. Röntgenröhre nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Dicke des Strahl Austrittsfensters (23) höchstens 0,6 mm beträgt.

10 4. Röntgenröhre nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass ein aus einem metallischen Werkstoff gebildeter Bereich (7) des Vakuumgehäuses (1) mit dem Strahl Austrittsfenster (23) versehen ist.

5. Röntgenröhre nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass das Strahl Austrittsfenster (23) durch Löten, vorzugsweise mittels des Lotes VH 720, mit dem Vakuumgehäuse (1) verbunden ist.

15 6. Röntgenröhre nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Gestalt des Strahl Austrittsfensters (23) wenigstens im wesentlichen derjenigen Gestalt entspricht, die die Wandung (7) des Vakuumgehäuses (1) im Bereich des Strahl Austrittsfensters (23) aufweisen würde.

20

25

30

35

40

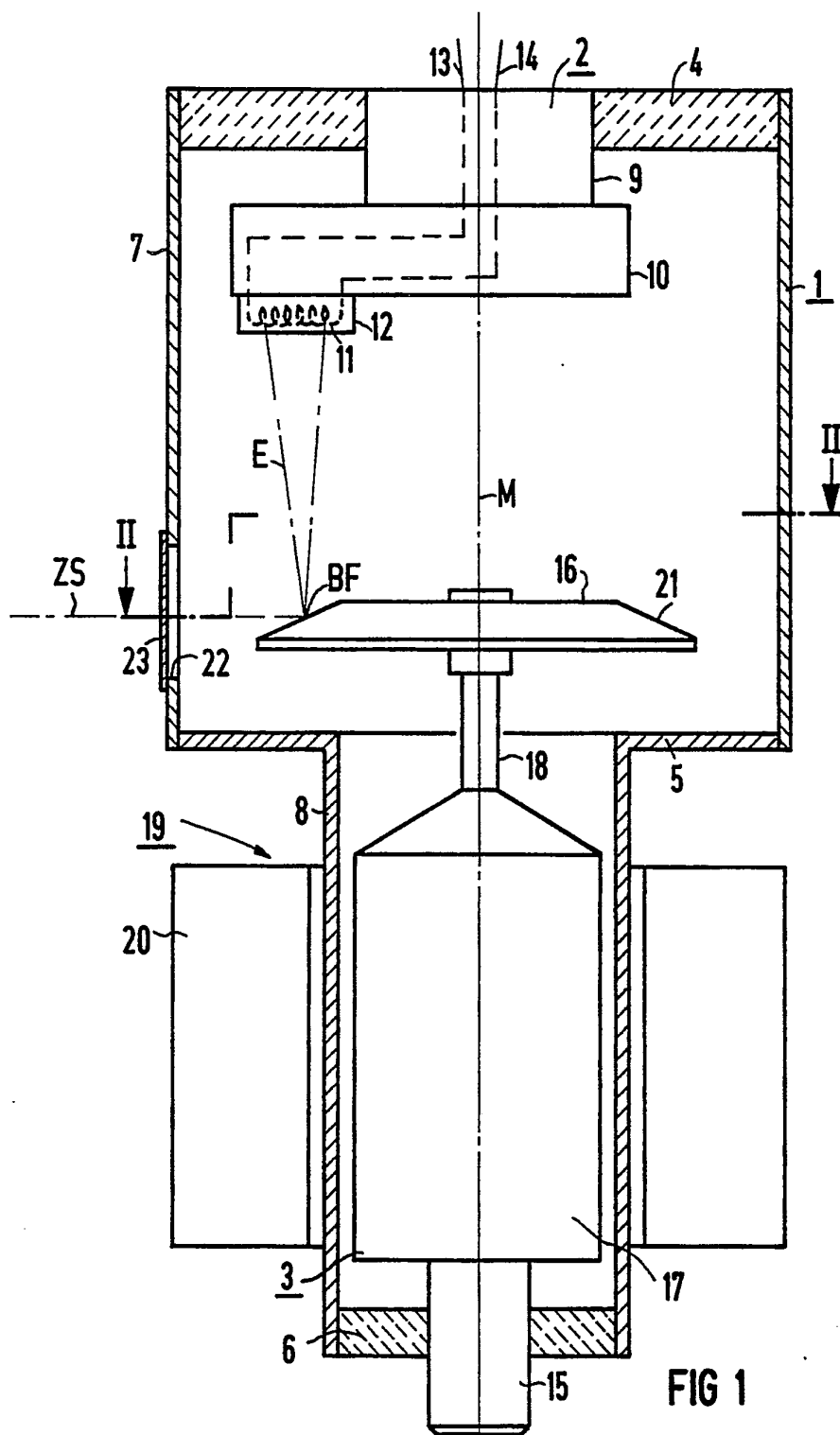
45

50

55

60

65



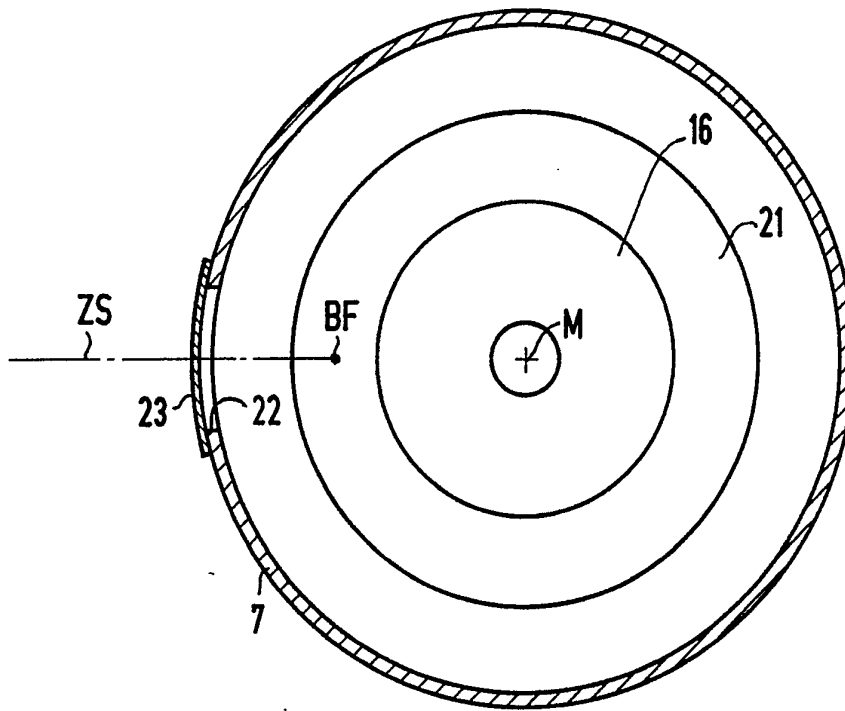


FIG 2