

# PATENTCHRIFT

(12)

(21) Anmeldenummer: 1014/95

(51) Int.Cl.<sup>6</sup> : **H01J 35/10**

(22) Anmeldetag: 14. 6.1995

(42) Beginn der Patentdauer: 15. 5.1997

(45) Ausgabetag: 26. 1.1998

(30) Priorität:

8. 7.1994 US 272063 beansprucht.

(56) Entgegenhaltungen:

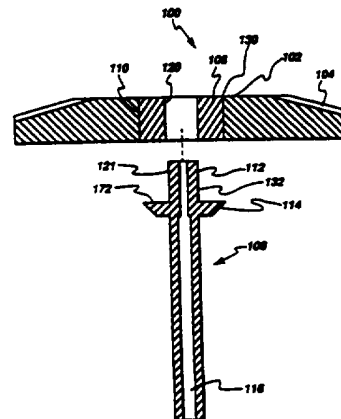
US 4574388

(73) Patentinhaber:

GENERAL ELECTRIC COMPANY  
12345 SCHENECTADY (US).

## (54) DREHANODE FÜR EINE RÖNTGENRÖHRE

(57) Drehanode (100) für eine Röntgenröhre, mit einem Target (102) und einem Fuß (108), wobei das Target an dem Fuß über eine Metall/Metall-Diffusionsverbindung zwischen dem Target (102) und einem Einsatz (106) aus Metall und über eine Metall/Metall-Verbindung zwischen dem Einsatz (106) und dem Fuß (108) befestigt ist, wobei der Wärmeausdehnungskoeffizient des Fußmaterials größer als der Wärmeausdehnungskoeffizient des Einsatzmaterials und dieser wiederum größer als der Wärmeausdehnungskoeffizient des Targetmaterials ist.



Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf eine Drehanode für eine Röntgenröhre, mit einem Target und einem Fuß, wobei das Target an dem Fuß über eine Metall/Metall-Diffusionsverbindung zwischen dem Target und einem Einsatz aus Metall und über eine Metall/Metall-Verbindung zwischen dem Einsatz und dem Fuß befestigt ist, wobei der Wärmeausdehnungskoeffizient des Fußmaterials größer als der Wärmeausdehnungskoeffizient des Einsatzmaterials ist.

Eine derartige Drehanode ist aus der US 4 574 388 A bekannt. Gegenüber diesem Stand der Technik befaßt sich die Erfindung mit dem Problem, eine ausgewuchtete, hitzebeständige und dauerhafte Verbindung zwischen dem Fuß und dem Target zu schaffen.

Röntgenstrahlen werden erzeugt, wenn in einem Vakuum Elektronen freigesetzt, beschleunigt und dann abrupt abgebremst werden. Dies findet in einer Röntgenröhre statt. Um Elektronen freizusetzen, wird der Glühfaden in der Röhre durch Hindurchleiten eines elektrischen Stromes bis zum Glühen (Weißglut) erhitzt. Die Elektronen werden durch eine hohe Spannung (die im Bereich von etwa 10.000 bis mehr als 100.000 Volt liegt) zwischen der Anode (positiv) und der Kathode (negativ) beschleunigt, und sie treffen auf die Anode auf, wodurch sie abrupt verlangsamt werden. Die Anode, die üblicherweise als Target bezeichnet wird, ist von der Art einer rotierenden Scheibe, so daß der Elektronenstrahl immer einen anderen Punkt auf dem Anodenumfang trifft. Die Röntgenröhre selbst ist aus Glas hergestellt, aber in einem Schutzgehäuse eingeschlossen, das mit Öl gefüllt ist, um die erzeugte Wärme zu absorbieren. Hochspannungen zum Betreiben der Röhre werden durch einen Wandler bzw. Transformator geliefert. Der Wechselstrom wird durch Gleichrichterröhren (oder "Ventile"), in einigen Fällen mittels Sperrschicht-Gleichrichtern, gleichgerichtet.

Für therapeutische Zwecke - zum Beispiel die Behandlung von Tumoren usw. - werden die benutzten Röntgenstrahlen in einigen Fällen bei sehr viel höheren Spannungen (über 4.000.000 Volt) erzeugt. Es werden auch die durch Radium und künstliche radioaktive Materialien emittierten Strahlen sowie Elektronen, Neutronen und andere Teilchen hoher Geschwindigkeit (die zum Beispiel durch ein Betatron erzeugt werden) in der Strahlungstherapie benutzt.

Die Leistungsfähigkeit einer Röntgenröhre kann durch das Gleichgewicht bzw. die Auswuchtung der Anodenbaueinheit beeinflusst werden. Spezifisch ist es während der Herstellung der Röntgenröhre wichtig, daß man die Anodenbaueinheit ausbalanciert bzw. auswuchtet und sie während des übrigen Herstellungszyklus und während des Betriebes der Röntgenröhre in diesem ausbalancierten bzw. ausgewuchteten Zustand hält. Da die Größe von Röntgenröhren-Targets bis auf etwa 17,5 cm und darüber hinaus vergrößert worden ist, hat es sich als schwierig erwiesen, dieses Gleichgewicht beizubehalten, so daß verringerte Herstellungsausbeuten und verkürzte Betriebszeiten die Folge waren. Die Auswertung von beim Kunden beschädigten Röntgenröhren hat gezeigt, daß das mangelnde Gleichgewicht der Anodenbaueinheit im Bereich der Befestigung des Targets am Fuß oder Schaft aufgetreten ist.

Bei der Herstellung neuer und verbesserter Targets für die Anwendung bei Röntgen-Drehanoden ist es nicht nur erforderlich, daß die Verbindung zwischen Target und Fuß eine rigorosere Umgebung in der Röntgenröhre überlebt, sondern sie muß auch in der Lage sein, rigorosere Herstellungsverfahren, wie das Glühen bei Temperaturen bis zu etwa 1.500 °C im Vakuum, zu überstehen. Dies erfordert, daß die verbesserte Verbindung die folgenden Vorteile aufweist:

1. Die Verbindungstemperatur muß gering genug sein, um nicht die Eigenschaften der TZM-Legierung zu beeinträchtigen, die bei etwa 2.000 °C deutlich an Festigkeit verlieren kann.
2. Nach dem Verbinden muß die Verbindung eine genügende Festigkeit bei hoher Temperatur aufweisen, um die Verbindung während der zusätzlichen Herstellungsstufen, wie eines Glühens im Vakuum bis etwa 1.500 °C, aufrecht zu erhalten.
3. Die Verbindung sollte stark sein und nicht durch thermische Ausschläge während des normalen Röntgenröhrenbetriebes bis zu 1.500 °C für ausgedehnte Zeitdauern beeinträchtigt werden.

Für einen speziellen Satz von Verbindungsmetallen, wie beim Diffusionsverbinden, muß dieser, um unter den obigen Parametern wirksam zu sein, gewisse inhärente Eigenschaften aufweisen. Die erste wäre, daß die Metalle keine eutektische oder peritektische Reaktion mit der TZM-Targetschicht eingehen. Schließlich sollten die eingesetzten Verbindungsmetalle, wie beim Diffusionsverbinden, nur eine einfache, binäre, feste Lösung mit dem Molybdän in der TZM-Legierung bilden.

Eine Grundregel beim Verbinden verschiedener Materialien ist, daß zum Auftreten einer Verbindung ein gewisses Vermischen der Elemente zwischen den beiden Materialien stattfinden muß. Damit eine solche Verbindung genügende Festigkeit aufweist, sollte die Abstufung der Vermischung etwa gleich der eines binären Diffusionspaares sein, bei dem die beiden Materialien in gleichen Portionen ineinander diffundieren.

Konventionelle Fuß/Schaft-Verbindungen stehen in dem Ausmaß, in dem sie in konventionellen Röntgen-Abbildungssystemen lebensfähig sind, einem sehr viel strengeren Test in Verbindung mit Graphitteilen in Röntgenröhren gegenüber, die in medizinischen C.A.T.-Scannern benutzt werden. Für die Herstellung

von Bildern braucht ein medizinischer C.A.T.-Scanner typischerweise einen Röntgenstrahl von etwa 2 bis 8 Sekunden Dauer. Solche Bestrahlungszeiten sind sehr viel länger als die Bestrahlungszeiten von Bruchteilen einer Sekunde, die für konventionelle Röntgen-Abbildungssysteme typisch sind. Als Ergebnis dieser verlängerten Bestrahlungszeiten muß eine sehr viel größere Wärmemenge (die als Nebenprodukt des Verfahrens der Röntgenstrahl-Erzeugung im Targetbereich entsteht) gespeichert und schließlich durch die Drehanode abgegeben werden.

Kürzlich erreichte das Problem im Zusammenhang mit dem Versagen der Anodenbaueinheit aufgrund eines mangelnden Gleichgewichtes einen kritischen Punkt. Aufgrund der ungeheuren Spannungen, die auf die einen größeren Durchmesser aufweisenden Röntgenröhren während kontinuierlichen Betriebes wirken, betrug die mittlere Lebenszeit der Röhre etwa 30.000 Scan-Sekunden unter Verwendung der konventionellen mechanischen Verbindung mit mit Gewinde versehenem Fuß und Belleville-Scheibe. Da etwa 20% der Fehler in Bezug zu einem mangelnden Gleichgewicht der Anodenbaueinheit standen, wurde die Notwendigkeit einer verbesserten Anodenbaueinheit mit einer dauerhafteren Verbindung zwischen Target und Fuß, die das mangelnde Gleichgewicht bzw. die mangelnde Auswuchtung beseitigt, während sie die Wirksamkeit des Targets aufrechterhält, deutlich. Eine solche Anodenbaueinheit würde erwünschtermaßen ein genügendes Gleichgewicht während der Betriebslebensdauer des Targets schaffen, während sie Gleichgewichtsprobleme der Anodenbaueinheit deutlich verringert, wenn nicht vollständig beseitigt.

Es ist demgemäß eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Drehanode für eine Röntgenröhre zu schaffen, die eine verbesserte Scan-Lebensdauer aufweist, insbesondere eine Scan-Lebensdauer von mindestens 40.000 Scan-Sekunden.

Eine weitere Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, eine Drehanode für eine Röntgenröhre zu schaffen, die während der gesamten Lebensdauer der Röhre im richtigen Gleichgewicht bleibt, insbesondere für mindestens 40.000 Scan-Sekunden.

Eine andere Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist die Schaffung einer Target-Fuß-Befestigungsanordnung mit weniger Teilen.

Diese Aufgaben werden mit Hilfe einer Drehanode der einleitend genannten Art erreicht, die sich gemäß der Erfindung dadurch auszeichnet, daß der Wärmeausdehnungskoeffizient des Einsatzmaterials größer als der Wärmeausdehnungskoeffizient des Targetmaterials ist. Auf diese Weise wird eine winkelmäßig gleichförmige Pressung erzielt, wenn sich die Anordnung erhitzt, wodurch die Anordnung ausgewuchtet bleibt.

Gemäß einem bevorzugten Merkmal der Erfindung ist die Metall/Metall-Verbindung zwischen dem Einsatz und dem Fuß eine Diffusionsverbindung.

Eine weitere vorteilhafte Ausführungsform der Erfindung zeichnet sich dadurch aus, daß der Einsatz aus einer Legierung gefertigt ist, deren Hauptbestandteil Tantal ist.

Gemäß der Erfindung wird somit ein Einsatz einer Legierung auf Tantalbasis während der Herstellung des Targets zusammen mit dem metallischen Target hergestellt. Das Verarbeiten erzeugt eine Diffusionsverbindung zwischen dem Einsatz und dem Fuß. Es ist erwünscht, daß der Einsatz eine Pulverlegierung ist, die mit den Verarbeitungsstufen, die bei der Herstellung des Targets benutzt werden, wie Pulverherstellung, Pressen im Werkzeug, Sintern, Schmieden, Glühen und Überziehen oder Hartlöten an ein Graphit-Rückteil, verträglich ist. Ein solches Material sollte eine geringe Korngröße, hohe Festigkeit und gute Duktilität während dieser Kombination von Verarbeitungsstufen aufrechterhalten, wie z.B. Tantal.

Gemäß der Erfindung wird das Einsatzmaterial bevorzugt aus der Gruppe (Ta); (Ta, 10W); (Ta, 8W, 2Hf); (Ta, 9.6W, 2.4Hf, 0.01C); (Ta, 8W, 1Re, 1Hf, 0.025C); (Ta, 7W, 3Re); (Ta, 2.5W); (Ta mit 50-200ppm Y) gefertigt, wobei (A, nB, mC, ...) eine Legierung mit n Atom-% B, m Atom-% C usw. und Rest A angibt.

Der Fuß wird bevorzugt aus einer Legierung auf Niobbasis hergestellt, um Nutzen zu ziehen aus der Kombination hoher Festigkeit und geringer Wärmeleitfähigkeit, wie z.B. Niob.

Das Fußmaterial kann erfindungsgemäß auch ausgewählt werden aus der Gruppe (Nb); (Nb, 10W, 2.5Zr); (Nb, 10W, 10Hf, 0.1Y); (Nb, 28Ta, 11W, 0.8Zr); (Nb, 10Hf, 1Ti, 0.7Zr), wobei (A, nB, mC, ...) eine Legierung mit n Atom-% B, m Atom-% C usw. und Rest A angibt. Letztere Variante (Nb, 10Hf, 1Ti, 0.7Zr) wird bevorzugt.

In einer möglichen Kombination sind der Fuß und der Einsatz leicht abgeschrägt, so daß genügend Kontaktdruck zwischen beiden vorhanden ist, um das Diffusionsverbinden dazwischen zu erleichtern. Dieser Druck wird vorzugsweise durch Druckeinpassen des Fußes in das Target geschaffen. Das Diffusionsverbinden zwischen dem Fuß und dem Target über den Einsatz wird vorzugsweise durch Vakuumglühen für eine genügende Zeit (etwa 3 Stunden), bei einer genügenden Temperatur (vorzugsweise höher als 1.150 °C) und bei einem genügenden Kontaktdruck (vorzugsweise mehr als etwa 69 N/mm<sup>2</sup> bewerkstelligt).

In jedem Fall ist es besonders vorteilhaft, wenn das Target aus einer Legierung gefertigt ist, deren Hauptbestandteil Molybdän ist.

Weitere Merkmale und Vorteile der Erfindung werden aus der folgenden Beschreibung, der beigefügten Zeichnung und den Ansprüchen deutlich. Fig. 1a ist eine Draufsicht eines repräsentativen Röntgensystems, Fig. 1b ist eine Schnittansicht des Röntgensystems der Fig. 1a unter Weglassung von Teilen, Fig. 2 ist eine schematische Darstellung eines anderen repräsentativen Röntgensystems mit einer darin angeordneten Röntgenröhre, Fig. 3 ist eine perspektivische Teilansicht einer repräsentativen Röntgenröhre, aus der Teile weggelassen wurden, Teile im Schnitt gezeigt sind und Teile weggebrochen sind, und Fig. 4 ist eine Schnittansicht einer Ausführungsform der Verbindung eines Röntgenröhrentargets mit dem Fuß gemäß der vorliegenden Erfindung.

Ein repräsentatives Röntgensystem, das die erfindungsgemäße Drehanode in einer bevorzugten Ausführungsform zeigt, ist in den Fig. 1a, 1b und 2 veranschaulicht und allgemein mit dem Bezugszeichen 20 bezeichnet. Wie ersichtlich, umfaßt das System 20 eine Ölpumpe 22, ein Anodenende 24, ein Kathodenende 26 und einen Mittelabschnitt 28, der zwischen dem Anodenende und dem Kathodenende angeordnet ist und die Röntgenröhre 30 enthält. Ein Strahlungskörper 32 zum Kühlen des Öls ist auf einer Seite des Mittelabschnittes angeordnet, und er kann Gebläse 34 und 36 aufweisen, die betriebsmäßig mit dem Strahlungskörper 32 verbunden sind, um eine kühlende Luftströmung über dem Strahlungskörper zu schaffen, während durch ihn heißes Öl zirkuliert. Die Ölpumpe 22 sorgt für den Umlauf des heißen Öles durch das System 20 und durch den Strahlungskörper 32 usw. Wie in Figur 1b gezeigt, sind elektrische Verbindungen in der Anodenfassung 42 und der Kathodenfassung 44 vorhanden.

Wie in Figur 2 gezeigt, umfaßt das Röntgensystem 20 ein Gehäuse 52, das vorzugsweise aus Aluminium hergestellt und mit Blei ausgekleidet ist, sowie eine Kathodenplatte 54, eine rotierende Targetscheibe 56 und einen Rotor 58, eingeschlossen in einem Glaskolben 60. Ein Stator 43 ist außerhalb des Glaskolbens 60 und innerhalb des mit Blei ausgekleideten Gehäuses 52 mit Bezug auf den Rotor 58 angeordnet. Das Gehäuse 52 ist mit Öl zum Kühlen und zur Isolation der hohen Spannung, wie oben erläutert, gefüllt. Ein Fenster 64 zum Emittieren von Röntgenstrahlen ist betriebsmäßig im Gehäuse 52 ausgebildet und befindet sich relativ zur Targetscheibe 56, um erzeugten Röntgenstrahlen das Austreten aus dem Röntgensystem 20 zu gestatten.

In Figur 3 ist die Kathode 54 innerhalb des Glaskolbens 60 angeordnet gezeigt. Wie bekannt, ist innerhalb des Glaskolbens ein Vakuum von etwa  $133 \times 10^{-5}$  bis etwa  $133 \times 10^{-9}$  Pa. Die Elektrizität erzeugt Elektronen, die vom Kathoden-Glühfaden 68 zum Anodentarget oder der Oberfläche der Targetscheibe 56 gelenkt werden. Die Targetscheibe ist konventionellerweise an einem Ende mit einer Belleville-Mutter 63 und am anderen Ende mit einer anderen Mutter 64 an einem rotierenden Schaft 61 befestigt. Ein vorderes Lager 66 und ein rückwärtiges Lager 68 sind betriebsmäßig auf dem Schaft bzw. der Welle 61 angeordnet, und sie werden in einer konventionellen Weise an Ort und Stelle gehalten. Die Lager 66 und 68 sind üblicherweise geschmiert, und sie sind empfindlich für ein Versagen bei hohen Betriebstemperaturen.

Um die Welle 61 zwischen den Lagern 66,68 ist eine Vorbelastungs-Feder 70 angeordnet, um während der Ausdehnung und des Zusammenziehens der Anodenbaueinheit eine Belastung auf die Lager aufrechtzuerhalten. Ein Rotorbolzen 72 wird benutzt, um das Ende des Rotors, das dem Target 56 am nächsten liegt, von der Rotornabe 74 im Abstand zu halten. Die Lager, sowohl das vordere 66 als auch das rückwärtige 68, werden durch Lagerhalter 78 bzw. 80 an Ort und Stelle gehalten. Die Rotorbaueinheit schließt auch einen Fußring und einen Fuß ein, die die Rotation des Rotors 58 mit dem Target 56 unterstützen.

Die Temperatur im Bereich des Glühfadens 68 kann bis zu etwa  $2.500^{\circ}\text{C}$  hoch sein. Andere Temperaturen schließen etwa  $1.100^{\circ}\text{C}$  nahe dem Zentrum des rotierenden Targets 56 ein, das mit etwa  $10.000 \text{ min}^{-1}$  rotiert. Temperaturen des Brennfleckes auf dem Target 56 können sich  $3.200^{\circ}\text{C}$  nähern, und Temperaturen an der Außenkante des rotierenden Targets 56 nähern sich etwa  $1.300^{\circ}\text{C}$ . Die Temperatur im Bereich der Rotornabe 74 nähert sich  $700^{\circ}\text{C}$  und die des vorderen Lagers nähert sich maximal  $450^{\circ}\text{C}$ . Bewegt man sich vom Target 56 zum Rotor 58 und Stator 43, dann nimmt die Temperatur offensichtlich ab.

Während des Betriebes einiger Röntgensysteme mit Targets größeren Durchmessers haben Verwender mit stark beanspruchendem Protokoll die Verwendung des Systems maximiert, indem möglichst viele Abtastungen bzw. Scans bei Spitzenleistung in möglichst kurzer Zeit durchgeführt werden. Eines der Probleme bei der Verwendung eines Röntgensystems in dieser kontinuierlichen Betriebsart ist die Menge der erzeugten Wärme, die tatsächlich die Lager 66,68 und insbesondere das vordere Lager 66 zerstören kann.

Läßt man das Röntgentarget 56 und den Rotor 58 zwischen Abtastungen kontinuierlich mit  $10.000 \text{ min}^{-1}$  rotieren, dann würden die Lager vorzeitig verschleifen und ein Versagen der Röhre verursachen. Wenn daher mehr als 60 Sekunden zwischen Abtastungen auftreten, ist die das Röntgensystem betreibende Software so programmiert, daß sie den Rotor durch schnelles Verlangsamen bis auf  $0 \text{ min}^{-1}$  abbremst. Wenn eine Abtastung beginnen soll, dann ist die Software zur Kontrolle des Systems so programmiert, daß

sie das Target und den Rotor so schnell wie möglich wieder auf 10.000 U/min bringt. Diese raschen Beschleunigungen und Abbremsungen werden benutzt, weil es, neben anderen Gründen, eine Anzahl von Resonanzfrequenzen gibt, die während der Beschleunigung von 0 auf 10.000  $\text{min}^{-1}$  und dem Abbremsen von 10.000 auf 0  $\text{min}^{-1}$  vermieden werden müssen. Um durch diese Resonanzfrequenzen sowohl unmittelbar vor einer Abtastung oder einer Reihe von Abtastungen und nach einer Abtastung oder einer Reihe von Abtastungen so rasch wie möglich hindurchzukommen, wendet das Röntgensystem eine maximale Leistung an, um das Target oder die Anode in der geringst möglichen Zeit auf 10.000  $\text{min}^{-1}$  oder herunter auf 0  $\text{min}^{-1}$  zu bringen.

Es ist zu bemerken, daß das Röntgentarget und der Rotor von 0 in etwa 12 bis etwa 15 Sekunden auf 10.000  $\text{min}^{-1}$  beschleunigt und in etwa der gleichen Rate verlangsamt werden können. Die Vibration aufgrund von Resonanzfrequenzen ist ein Problem, wenn man die Röhre sich bis zu einem Halt drehen läßt, ohne zu bremsen.

Es wurde festgestellt, daß während dieser schnellen Beschleunigungen auf 10.000  $\text{min}^{-1}$  und dem sofortigen Abbremsen von 10.000  $\text{min}^{-1}$  auf 0 Spannungen, mechanische als auch thermische, auf den Rotor 58 und die Verbindung zwischen Target und Fuß einwirken. Diese Spannungen können zum Ungleichgewicht der Anodenbaueinheit beitragen, von dem angenommen wird, daß es das vorzeitige Versagen von etwa 20% der kürzlichen Fehler von GE-Röntgenröhren verursacht hat. Es wurde festgestellt, daß diese Probleme des Ungleichgewichtes am wahrscheinlichsten durch Veränderungen verursacht werden, die im Bereich der Befestigung des Targets 56 und des Fußes 84 auftreten.

In Figur 4 ist eine repräsentative Kombination aus Target und Fuß dargestellt, die die vorliegende Erfindung in einer bevorzugten Ausführungsform verkörpert, und die allgemein durch die Bezugszeichen 100 bezeichnet ist. Die Kombination 100 aus Target und Fuß umfaßt das Target 102, das vorzugsweise aus Molybdänlegierung TZM hergestellt ist, und eine Brennschur 104, die betriebsmäßig durch konventionelle, metallurgische Mittel mit dem Target verbunden ist, um die durch die Kathode 68 erzeugten Röntgenstrahlen durch das (in Figur 2 gezeigte) Fenster 64 zu reflektieren. Ein Einsatz 106 zum Diffusionsverbinden mit dem Fuß 108 wird während der Herstellung des Targets 102 gleichzeitig hergestellt. Das Target ist vorzugsweise eine Pulvermetallurgie-Legierung, die vorzugsweise mit allen Verfahren, die für die Target-Herstellung benutzt werden, verträglich ist, einschließlich: Pulverherstellung, Werkzeugpressen, Sintern, Schmieden, Glühen und Überziehen oder Hartlöten mit einem (nicht gezeigten) Graphit-Rückenteil. Die Einsatzlegierung sollte auch in der Lage sein, eine geringe Korngröße, hohe Festigkeit und gute Duktilität während der Kombination von Verfahrensstufen aufrechtzuerhalten, die während der Herstellung des Targets benutzt werden, das den Einsatz, betriebsmäßig mit dem inneren Abschnitt des Targets entlang der Naht 110 verbunden, einschließt. Ein solches Material ist Tantal. Der Einsatz könnte auch ausgewählt sein aus einer Gruppe von Materialien, umfassend: Ta-10W (Ta, 10W); T-111 (Ta, 8W, 2Hf); T-122 (Ta, 9,6W, 2,4Hf, 0,01C); ASTAR-811C (Ta, 8W, 1Re, 1Hf, 0,025C); GE473 (Ta, 7W, 3Re); Ta-2,5W (Ta, 2,5W) und Ta-130 (Ta mit 50-200 ppm Y) oder andere Metalle, die die obigen Kriterien erfüllen.

Der Fuß 108 ist vorzugsweise aus Niob und bevorzugter aus Niobbasislegierung hergestellt; ausgewählt aus der Gruppe, umfassend: CB-752 (Nb, 10W, 2,5Zr); C129Y (Nb, 10W, 10Hf, 0,1Y); FS-85 (Nb, 28Ta, 11W, 0,8Zr) und C103 (Nb, 10Hf, 1Ti, 0,7Zr), von denen C103 am meisten bevorzugt ist, oder anderen Metallen, die die Verbindung zwischen dem Fuß und dem Target für mindestens etwa 40.000 Scan-Sekunden aufrechterhalten können, wenn sie, wie oben beschrieben, eingesetzt werden.

Das Fußende 112, das Kontakt mit dem Einsatz 106 herstellt, ist, wie der Einsatz 106, leicht abgeschrägt. Diese Abschrägung bzw. Verjüngung erleichtert das Druckeinsetzen des Fußes 108 in den Einsatz 106, so daß genügend Druck für die Diffusionsverbindung der beiden geschaffen wird. Der Fuß 108 kann einen Flansch 114 aufweisen, der sich ebenfalls durch Diffusion mit dem Einsatz 106 verbindet. Der Fuß kann auch ein hohles Inneres 116 aufweisen, um die Wärmeleitung über den Fuß zum Rotor und den Lagern zu verringern.

Ein Vorteil der Materialien, sowohl für den Fuß als auch den Einsatz, die oben erwähnt sind, ist, daß der Koeffizient der thermischen Ausdehnung des Fußmaterials größer als der Koeffizient der thermischen Ausdehnung des Einsatzmaterials ist, der wiederum größer als der Koeffizient der thermischen Ausdehnung des Targetmaterials ist. Um ein wirksames Diffusionsverbinden zwischen allen drei Komponenten zu erzielen, ist ein inniger Kontakt zwischen benachbarten Komponenten bei der Temperatur zum Diffusionsverbinden erforderlich. Die oben erwähnten Unterschiede in den Koeffizienten der thermischen Ausdehnung bei den Temperaturen des Diffusionsverbindens führen zu einem Kompressionsdruck zwischen den Komponenten (Fuß, Einsatz und Target), wodurch der erforderliche, innige Kontakt sichergestellt ist.

Wie in Figur 4 gezeigt, sorgt die Verbindung entlang dem Saum bzw. der Naht 110 und zwischen den Wandungen 120, 121 und 122 für eine einheitliche Konstruktion aus Target 102 und Fuß 106, die gegenüber strukturellen Veränderungen während der Belastung, die durch die oben erwähnten Anwendun-

gen unter stark beanspruchendem Protckoll bzw. Behandlungsplan verursacht werden, beständiger ist. Da festgestellt wurde, daß die Probleme des mangelnden Gleichgewichtes höchstwahrscheinlich durch Änderungen verursacht werden, die im Bereich der Befestigung des Fußes am Target auftreten, wird davon ausgegangen, daß die veranschaulichten Konstruktionen die relativen Positionsänderungen zwischen Fuß und Target zumindest verringern, wodurch die Probleme des mangelnden Rotor-Gleichgewichtes merklich vermindert werden.

Während die hier offenbarten Gegenstände bevorzugte Ausführungsformen der Erfindung bilden, sollte klar sein, daß die Erfindung nicht auf diese Gegenstände beschränkt ist, und daß Änderungen vorgenommen werden können, ohne den Rahmen der Erfindung zu verlassen, der in den beigefügten Ansprüchen definiert ist.

#### Patentansprüche

1. Drehanode (100) für eine Röntgenröhre, mit einem Target (102) und einem Fuß (108), wobei das Target an dem Fuß über eine Metall/Metall-Diffusionsverbindung zwischen dem Target (102) und einem Einsatz (106) aus Metall und über eine Metall/Metall-Verbindung zwischen dem Einsatz (106) und dem Fuß (108) befestigt ist, wobei der Wärmeausdehnungskoeffizient des Fußmaterials größer als der Wärmeausdehnungskoeffizient des Einsatzmaterials ist, **dadurch gekennzeichnet**, daß der Wärmeausdehnungskoeffizient des Einsatzmaterials größer als der Wärmeausdehnungskoeffizient des Targetmaterials ist.
2. Drehanode nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Metall/Metall-Verbindung zwischen dem Einsatz (106) und dem Fuß (108) eine Diffusionsverbindung ist.
3. Drehanode nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, daß der Einsatz (106) aus einer Legierung gefertigt ist, deren Hauptbestandteil Tantal ist.
4. Drehanode nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet**, daß der Einsatz (106) aus einem Material aus der Gruppe (Ta); (Ta, 10W); (Ta, 8W, 2Hf); (Ta, 9.6W, 2.4Hf, 0.01C); (Ta, 8W, 1Re, 1Hf, 0.025C); (Ta, 7W, 3Re); (Ta, 2.5W); (Ta mit 50-200ppm Y) gefertigt ist, wobei (A, nB, mC, ...) eine Legierung mit n Atom-% B, m Atom-% C usw. und Rest A angibt.
5. Drehanode nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet**, daß der Fuß (108) aus einer Legierung gefertigt ist, deren Hauptbestandteil Niob ist.
6. Drehanode nach einem der Ansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet**, daß der Fuß (108) aus einem Material aus der Gruppe (Nb); (Nb, 10W, 2.5Zr); (Nb, 10W, 10Hf, 0.1Y); (Nb, 28Ta, 11W, 0.8Zr); (Nb, 10Hf, 1Ti, 0.7Zr) gefertigt ist, wobei (A, nB, mC, ...) eine Legierung mit n Atom-% B, m Atom-% C usw. und Rest A angibt.
7. Drehanode nach einem der Ansprüche 1 bis 6, **dadurch gekennzeichnet**, daß das Target aus einer Legierung gefertigt ist, deren Hauptbestandteil Molybdän ist.

Hiezu 4 Blatt Zeichnungen

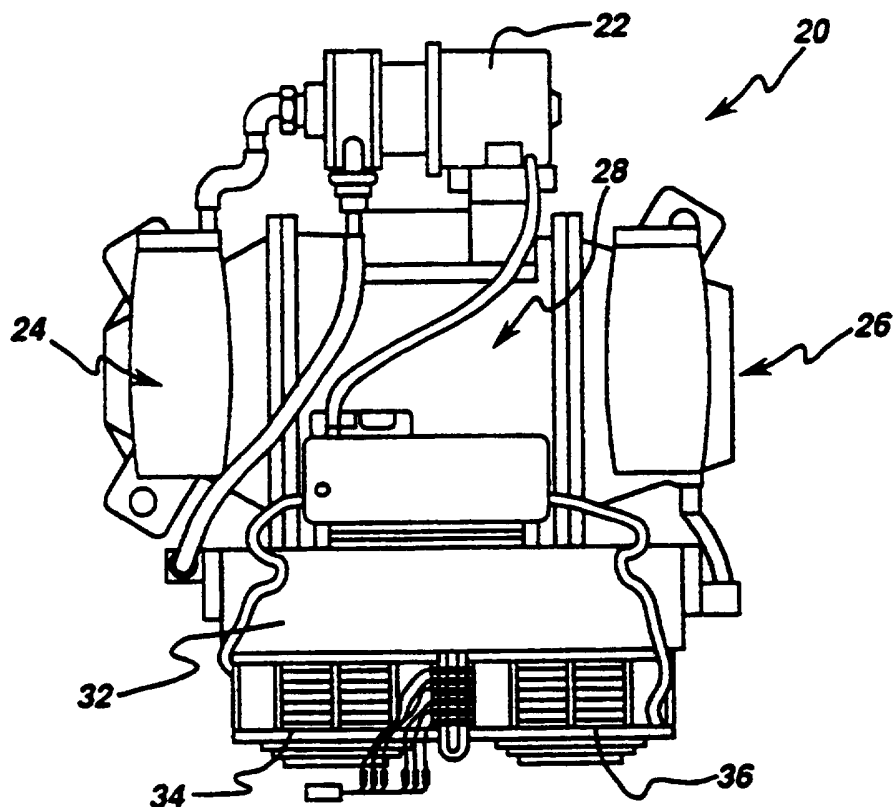


fig. 1a

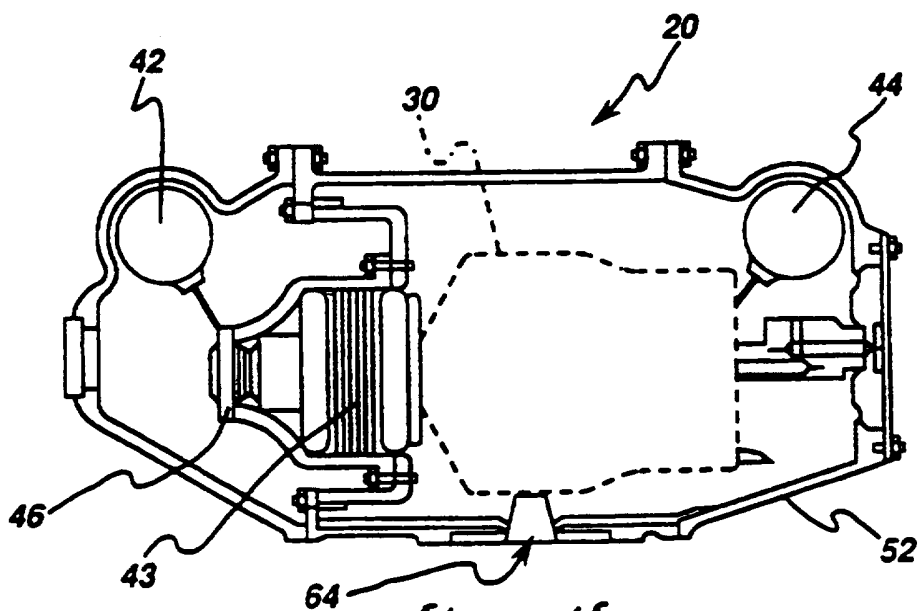


fig. 1b

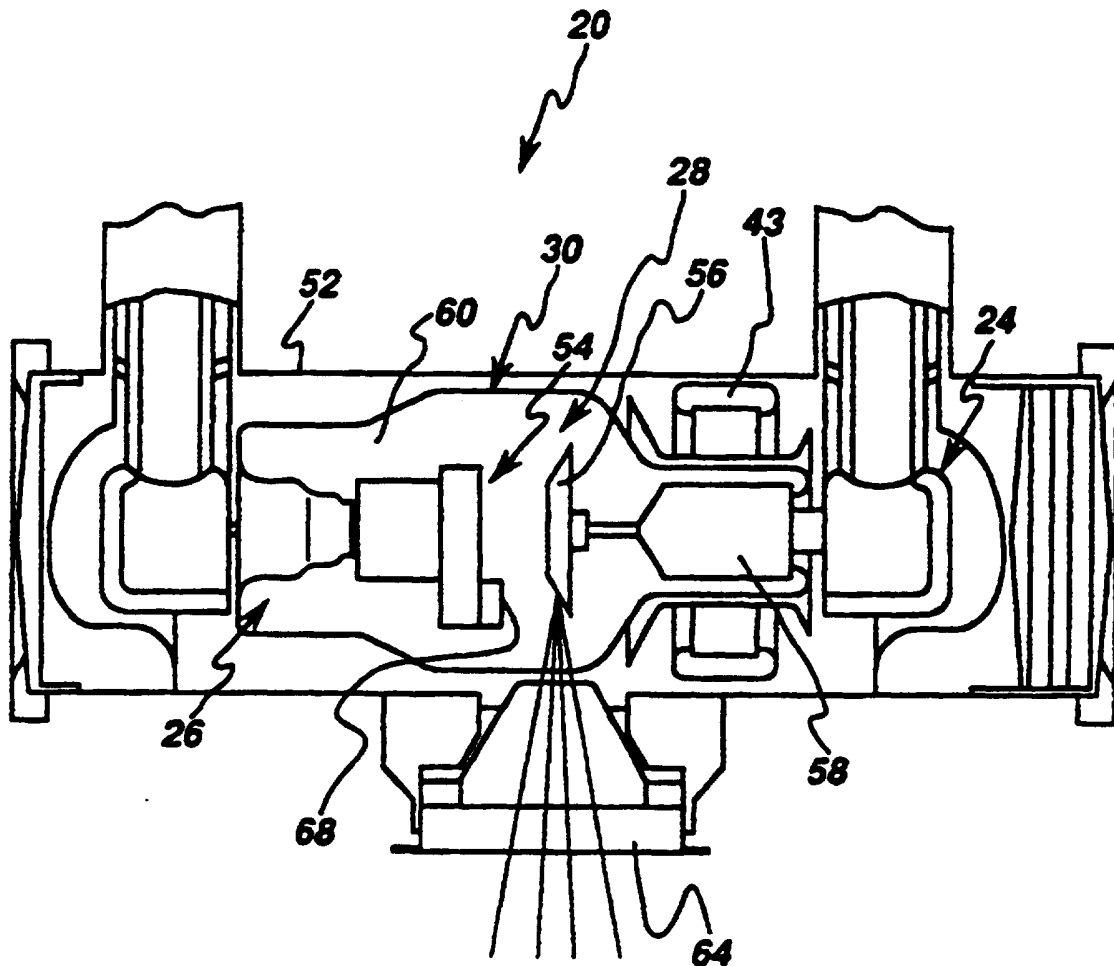


fig. 2



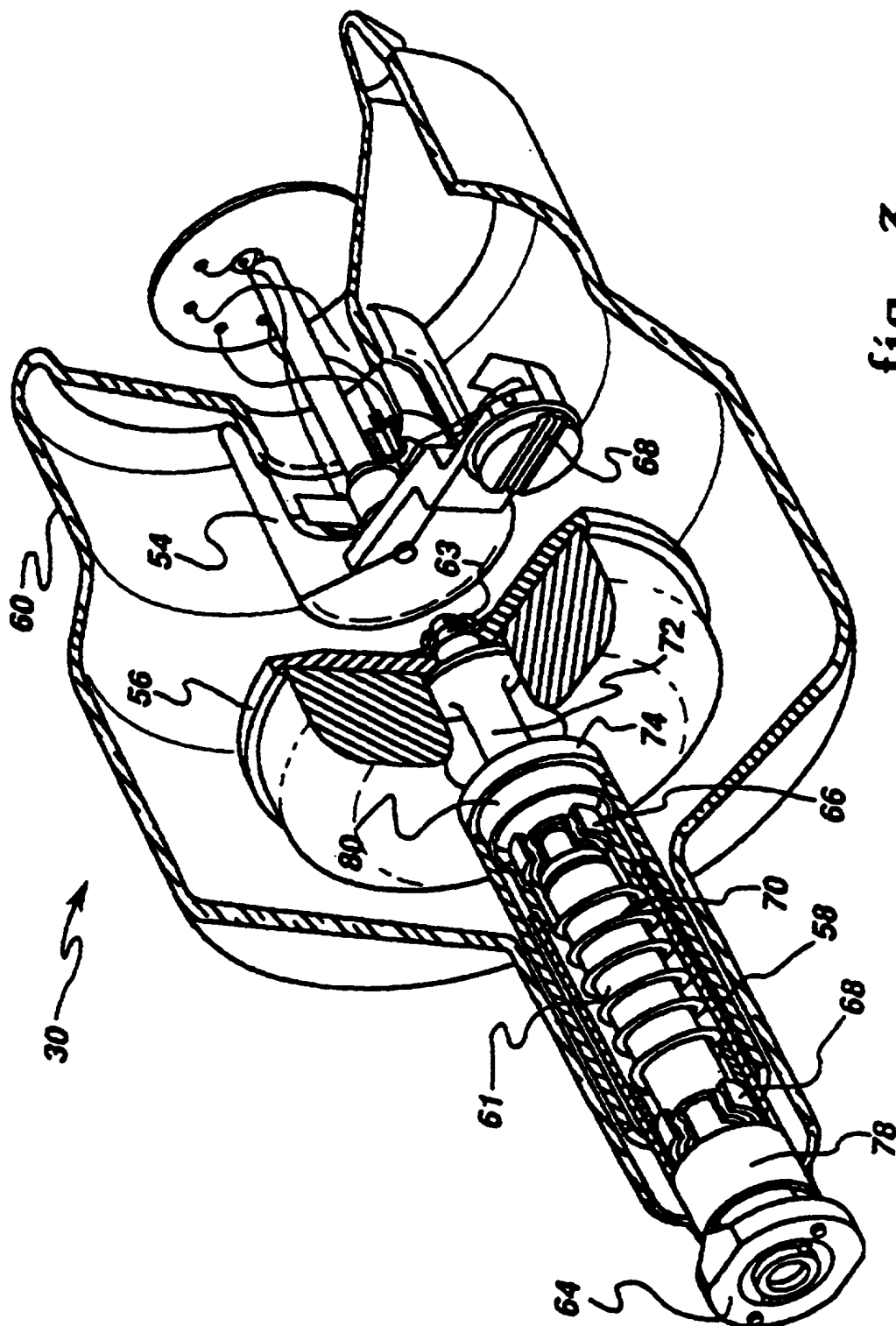


fig. 3

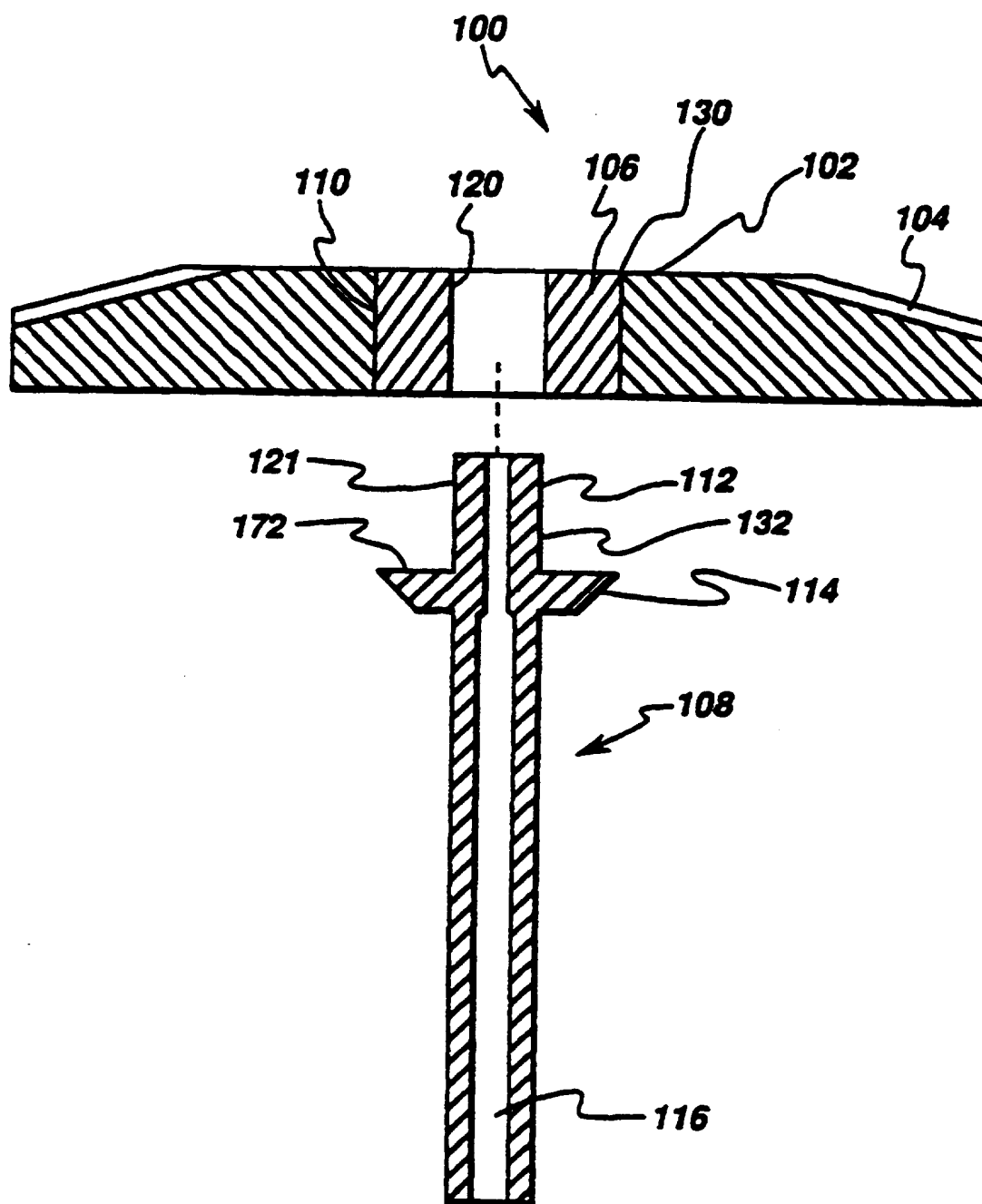


fig. 4