

⑬ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ Patentschrift
⑪ DE 27 14 759 C 3

⑮ Int. Cl. 3:
A 61 B 6/02

⑰ Aktenzeichen:	P 27 14 759.7-35
⑱ Anmeldetag:	1. 4. 77
⑲ Offenlegungstag:	5. 10. 78
⑳ Bekanntmachungstag:	28. 8. 80
㉑ Veröffentlichungstag:	26. 3. 81

㉒ Patentinhaber:
Siemens AG, 1000 Berlin und 8000 München, DE

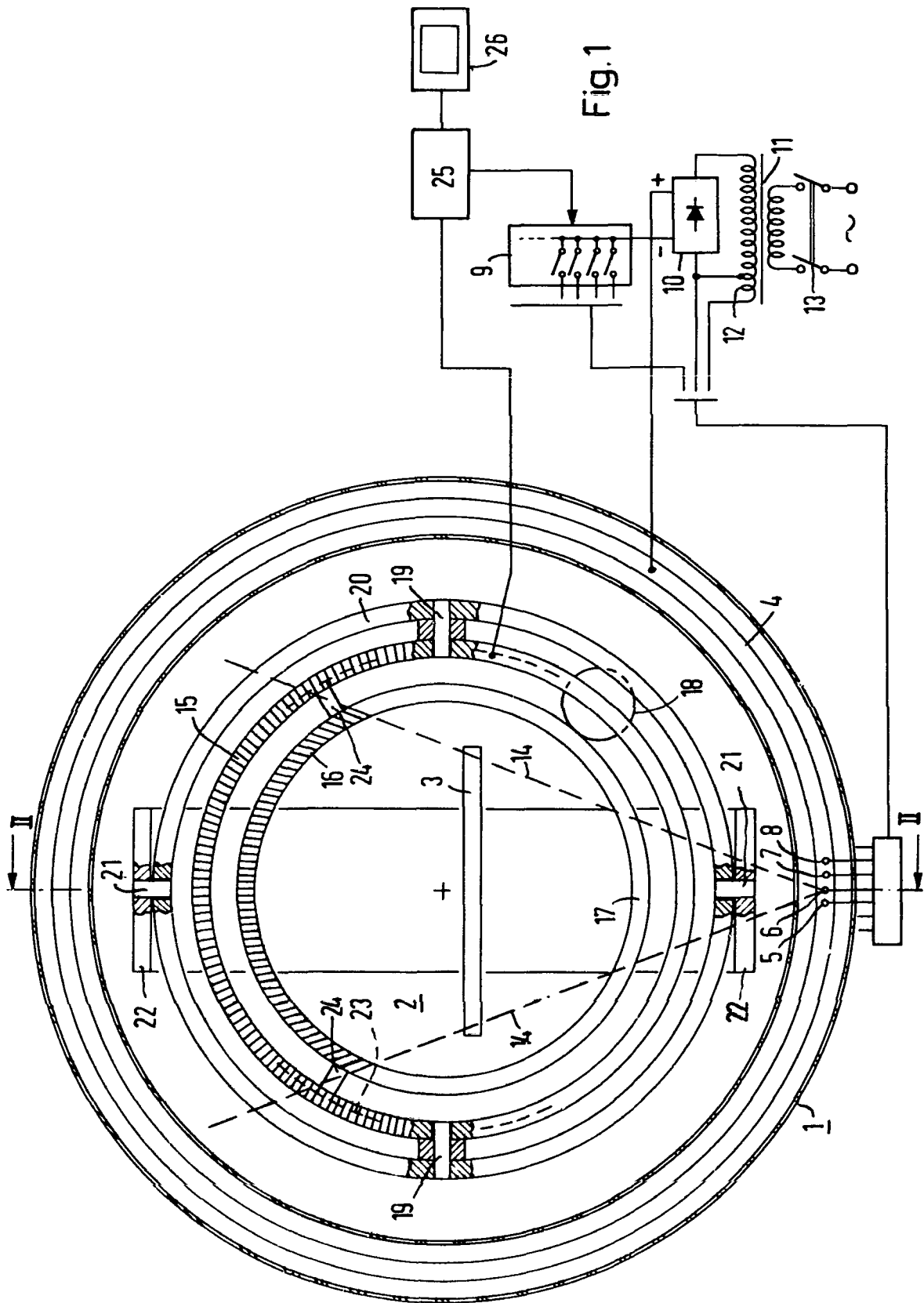
㉓ Erfinder:
Tschunt, Ing.(grad.), Edgar, 8521 Rathsberg, DE

㉔ Entgegenhaltungen:
DE-AS 19 41 433
DE-OS 26 40 455
American Science and Engineering Inc., Computerized
Tomographic Scanner, Druckzeichen ASE-3869;

㉕ Röntgendiagnostikgerät zur Herstellung von Transversalschichtbildern

DE 27 14 759 C 3

DE 27 14 759 C 3



Patentansprüche:

1. Röntgendiagnostikgerät zur Herstellung von Transversalschichtbildern eines Aufnahmeobjektes mit einer Röntgenstrahlenmeßanordnung, die eine Röntgenstrahlenquelle, welche ein das Aufnahmeobjekt durchdringendes, fächerförmiges Röntgenstrahlenbündel erzeugt, dessen Querschnittsausdehnung senkrecht zur Schichtebene gleich der Schichtstärke und in der Schichtebene so groß ist, daß das ganze Aufnahmeobjekt durchstrahlt wird, sowie einen Strahlenempfänger enthält, der die Strahlungsintensität nach dem Objekt ermittelt, der als Kreisring ausgebildet ist, in den das Aufnahmeobjekt einschiebbar ist und der aus einer Detektorreihe besteht, wobei die Röntgenstrahlenquelle (1) außerhalb des Strahlenempfängers (15) angeordnet ist, sowie mit Mitteln zum Ändern der Richtung der Symmetrieachse des Röntgenstrahlenbündels und mit einem Rechner für die Transformation der vom Strahlenempfänger gelieferten Signale in ein Schichtbild, dadurch gekennzeichnet, daß der Strahlenempfänger (15) kardanisch gelagert ist und daß an ihm in Abhängigkeit von der Lage des Fokus der Röntgenstrahlenquelle (1) gesteuerte Führungsmittel (24) angreifen, welche so ausgebildet sind, daß sie jeweils den Teil des Strahlenempfängers (15) in das Röntgenstrahlenbündel (14) schwenken, der zur Erfassung der aus dem Aufnahmeobjekt austretenden Röntgenstrahlung erforderlich ist.

2. Gerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß innerhalb des Strahlenempfängers (15) ein Kollimator (10) um die Achse der Röntgenstrahlenquelle (1) drehbar gelagert ist, dessen Lamellen auf die Röntgenstrahlenquelle (1) ausgerichtet sind und der Stifte (24) aufweist, die in einer Nut (23) des Strahlenempfängers (15) gleiten und dessen Schwenkung bewirken.

3. Gerät nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Nut (23) auf der Innenseite eines den Strahlenempfänger (15) tragenden Rings (15a) koaxial zu diesem Ring (15a) und die Zapfen (24) in einem der Breite des Röntgenstrahlenbündels in seinem auf dem Strahlenempfänger (15) auftretenden Bereich entsprechenden Abstand am Kollimator (16) angeordnet sind.

Die Erfindung betrifft ein Röntgendiagnostikgerät zur Herstellung von Transversalschichtbildern eines Aufnahmeobjektes mit einer Röntgenstrahlenmeßanordnung, die eine Röntgenstrahlenquelle, welche ein das Aufnahmeobjekt durchdringendes, fächerförmiges Röntgenstrahlenbündel erzeugt, dessen Querschnittsausdehnung senkrecht zur Schichtebene gleich der Schichtstärke und in der Schichtebene so groß ist, daß das ganze Aufnahmeobjekt durchstrahlt wird, sowie einen Strahlenempfänger enthält, der die Strahlungsintensität nach dem Objekt ermittelt, der als Kreisring ausgebildet ist, in den das Aufnahmeobjekt einschiebbar ist und der aus einer Detektorreihe besteht, wobei die Röntgenstrahlenquelle außerhalb des Strahlenempfängers angeordnet ist, sowie mit Mitteln zum Ändern der Richtung der Symmetrieachse des Röntgenstrahlenbündels und mit einem Rechner für die Transformation der vom Strahlenempfänger gelieferten Signale in ein

Schichtbild.

In der DE-AS 19 41 433 ist ein Röntgendiagnostikgerät beschrieben, das mit Ausnahme des kreisringförmigen Strahlenempfängers alle diese Merkmale aufweist. Der Strahlenempfänger ist bei diesem bekannten Röntgendiagnostikgerät seitlich verstellbar. Bei der Abtastung des Objekts folgen seitliche Verstellbewegungen und Drehbewegungen um einen vorbestimmten Winkel, z. B. 1°, wechselseitig aufeinander, bis das ganze Objekt abgetastet ist. Der Rechner berechnet aus den gemessenen Absorptionswerten das Transversalschichtbild in Form einer Matrix von Bildpunktinformationen. Nachteilig ist bei diesem Röntgendiagnostikgerät, daß die Zeit für eine Bildaufnahme wegen der erforderlichen mechanischen Bewegung des Strahlenempfängers und der Röntgenröhre verhältnismäßig lang ist.

In der DE-OS 26 40 455 ist ein Röntgendiagnostikgerät der eingangs genannten Art beschrieben, bei dem der Strahlenempfänger als feststehender Ring ausgebildet ist, der das Aufnahmeobjekt umschließt. Die Röntgenstrahlenquelle erlaubt eine elektronische Änderung der Strahlenrichtung zur Durchstrahlung des Aufnahmeobjektes aus verschiedenen Richtungen. Die Strahlenrichtung ist dabei bezüglich der Ebene des Strahlenempfängers leicht geneigt, so daß die Röntgenstrahlung zunächst seitlich am Strahlenempfänger vorbei verläuft und erst auf ihm auftrifft, wenn sie das Aufnahmeobjekt durchsetzt hat. Dies bedeutet jedoch, daß die Ebene des Röntgenstrahlenbündels während der Abtastung des Aufnahmeobjektes eine taumelnde Bewegung ausführt, was dazu führt, daß eine verhältnismäßig dicke Schicht des Aufnahmeobjektes von Strahlung durchsetzt wird, so daß diagnostisch schlecht auswertbare Bilder auftreten können.

In der Druckschrift »Computerized Tomographic Scanner« der American Science and Engineering Inc., Druckzeichen ASE-3869 ist ein Röntgendiagnostikgerät beschrieben, bei dem ein kreisförmiger Strahlenempfänger vorhanden ist, der das Aufnahmeobjekt umschließt. Die Röntgenstrahlenquelle ist innerhalb des Strahlenempfängers angeordnet. Zur Abtastung des Aufnahmeobjektes ist nur eine Drehbewegung der Röntgenstrahlenquelle, nicht jedoch eine Bewegung des Strahlenempfängers erforderlich. Dadurch ist die Zeit für eine Bildaufnahme gegenüber dem durch die DE-AS 19 41 433 bekannten Gerät ebenfalls verringert und ein einfacherer mechanischer Aufbau erzielt.

Dieses Gerät ist jedoch für eine Anordnung der Röntgenstrahlenquelle außerhalb des Strahlenempfängers nicht geeignet.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Röntgendiagnostikgerät der eingangs genannten Art so auszubilden, daß die Ebene, in der das Röntgenstrahlenbündel zur Abtastung des Aufnahmeobjektes gedreht wird, in ihrer Lage während der Drehung nicht geändert zu werden braucht.

Diese Aufgabe ist erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß der Strahlenempfänger kardanisch gelagert ist und daß an ihm in Abhängigkeit von der Lage des Fokus der Röntgenstrahlenquelle gesteuerte Führungsmittel angreifen, welche so ausgebildet sind, daß sie jeweils den Teil des Strahlenempfängers in das Röntgenstrahlenbündel schwenken, der zur Erfassung der aus dem Aufnahmeobjekt austretenden Röntgenstrahlung erforderlich ist. Da die Röntgenstrahlenquelle außerhalb des Strahlenempfängers liegt, ist durch die kardanische Lagerung des Strahlenempfängers und seine Schwen-

kung gewährleistet, daß das zur Messung dienende Röntgenstrahlenbündel vor dem Aufnahmeobjekt seitlich am Strahlenempfänger vorbei verläuft und erst auf ihm auftrifft, wenn es das Aufnahmeobjekt durchsetzt hat. Das erfindungsgemäße Gerät kommt mit einem Minimum an mechanischen Bewegungen für eine Abtastung des Aufnahmeobjekts aus. Die Aufnahmezeit kann daher sehr kurz sein.

Im Rahmen der Erfindung kann innerhalb des Strahlenempfängers ein Kollimator um die Achse der Röntgenstrahlenquelle drehbar gelagert sein, dessen Lamellen auf die Röntgenstrahlenquelle ausgerichtet sind und der Stifte aufweist, die in einer Nut des Strahlenempfängers gleiten und dessen Schwenkung bewirken. Auf diese Weise erfolgt die Schwenkung des Strahlenempfängers bei der Drehung des Kollimators automatisch.

Die Erfindung ist nachfolgend anhand eines in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispiels näher erläutert. Es zeigt

Fig. 1 eine Ansicht eines Röntgendiagnostikgeräts nach der Erfindung.

Fig. 2 einen Schnitt durch das Gerät gemäß Fig. 1 und

Fig. 3 u. 4 Details des Geräts gemäß den Fig. 1 und 2.

Das Gerät gemäß den Fig. 1 und 2 weist eine als evakuierter Glasring ausgebildete Röntgenstrahlenquelle 1 auf, welche eine konzentrische Öffnung 2 umschließt. In der Öffnung 2 wird ein Patient auf einer Liege 3 gelagert, welche in der Fig. 2 der Übersichtlichkeit halber nicht dargestellt ist. Die Röntgenröhre 1 weist gemäß Fig. 3 eine ringförmige Anode 4 auf, der eine Vielzahl von Kathoden 5 bis 8 usw. zugeordnet sind. Die Kathoden 5 bis 8 usw. sind über entsprechende Heizwendeln während einer Aufnahme und kurz vor einer Aufnahme alle vorgeheizt. Die Erzeugung der von der Anode 4 ausgehenden Röntgenstrahlung an einer bestimmten Stelle erfolgt dadurch, daß jeweils eine der Kathoden 5 bis 8 usw. über eine Schaltvorrichtung 9 an den Minuspol eines Hochspannungsgleichrichters 10 angeschlossen wird. Der Pluspol des Hochspannungsgleichrichters 10 liegt an der Anode 4. Der Hochspannungsgleichrichter 10 wird von einem Hochspannungstransformator 11 gespeist, welcher auf seiner Sekundärseite eine Heizwicklung 12 besitzt, die die Heizung der Heizwendeln der Kathoden 5 bis 8 usw. bewirkt. Die Primärwicklung des Hochspannungstransformators 11 ist über einen Hauptschalter 13 ans Netz anschaltbar.

Aus der Fig. 4 geht die Form der Anode 4 im Querschnitt deutlich hervor. Die Röntgenstrahlung geht als fächerförmiges Bündel 14 von ihr aus, dessen Richtung von der jeweils mittels der Schaltvorrichtung 9 eingeschalteten Kathode 5 bis 8 usw. abhängt. Die Bauteile, insbesondere die Röntgenröhre 1, sind in den Figuren nicht maßstäblich gezeichnet.

Bei dem Ausführungsbeispiel wird das Röntgenstrahlenbündel 14 gerade von der Kathode 6 ausgesandt. Zur Untersuchung eines auf der Liege 3 liegenden Patienten werden die Kathoden 5 bis 8 usw. und weitere Kathoden, die sich entlang der gesamten Anode 4 erstrecken, schrittweise eingeschaltet, so daß sich die Richtung des Röntgenstrahlenbündels 14 schrittweise ändert. Das Röntgenstrahlenbündel wird also schrittweise im Uhrzeigersinn oder entgegen dem Uhrzeigersinn gedreht. In der Praxis ist es sinnvoll, beispielsweise 360 Kathoden vorzusehen, und das Röntgenstrahlenbündel 14 um je ein Winkelgrad zu drehen, so daß es nach Abschluß einer vollständigen Drehbewegung um

360° gedreht worden ist.

Das aus dem auf der Liege 3 liegenden Patienten austretende Röntgenstrahlenbündel 14 wird von einem ringförmigen Strahlenempfänger 15 erfaßt, welcher aus einer Reihe von Einzeldetektoren besteht. Die Anzahl der Einzeldetektoren ist der gewünschten Bildauflösung entsprechend gewählt. Es wird dabei immer eine dem Öffnungswinkel des fächerförmigen Röntgenstrahlenbündels entsprechende Anzahl von Einzeldetektoren getroffen. Welche Detektoren jeweils getroffen werden, hängt von der jeweils aktivierten Kathode ab. Der Strahlenempfänger 15 wird während einer Abtastung des Patienten, während der das Röntgenstrahlenbündel 14 um den Patienten gedreht wird, nicht gedreht.

In Strahlenrichtung gesehen vor dem Strahlenempfänger 15 liegt ein Kollimator 16, dessen Lamellen auf die Anode 4 der Röntgenstrahlenquelle 1 ausgerichtet sind. Der Kollimator 16 ist an einem Ring 17 befestigt, welcher durch eine Antriebsvorrichtung 18 während der Abtastung eines Patienten so gedreht wird, daß die Lamellen des Kollimators 16 immer auf den jeweiligen Fokus der Röntgenröhre 1 ausgerichtet sind.

Bei dem Röntgengerät gemäß den Fig. 1 bis 4 ist sichergestellt, daß das Röntgenstrahlenbündel 17 zunächst seitlich am Strahlenempfänger 16 vorbei verläuft, dann einen strahlendurchlässigen Teil des Rings 17 und anschließend den Patienten und den Kollimator 16 durchsetzt. Danach trifft das Röntgenstrahlenbündel 14 auf dem Strahlenempfänger 15 auf. Aus der Fig. 2 geht dies deutlich hervor. Die Fig. 1 und 2 zeigen, daß zur Erreichung dieses Zieles der Strahlenempfänger 15 mittels zweier Lager 19 um eine horizontale Achse schwenkbar an einem Tragring 20 gelagert ist und daß der Tragring 20 um zwei Lager 21 um eine vertikale Achse schwenkbar in zwei Lagerbücheln 22 gelagert ist. Der Strahlenempfänger 15 ist also kardanisch gelagert und allseitig schwenkbar. Ein ihn tragender Ring 15a besitzt an seiner Innenseite eine ringförmige Nut 23, die insbesondere in der Fig. 2 sichtbar ist. In der Nut 23 sind zwei Stifte 24 mittels an ihren Enden angeordneten Rollenlagern geführt, welche am Kollimatorring 17 befestigt sind. Die Stifte 24 bewirken, daß jeweils nur derjenige Teil des Strahlenempfängers 15 in das Röntgenstrahlenbündel 14 eingeschwenkt wird, der zur Erfassung der aus dem Aufnahmeobjekt austretenden Röntgenstrahlung erforderlich ist. Alle anderen Teile des Strahlenempfängers 15 liegen außerhalb des Röntgenstrahlenbündels 14.

Bei der Drehung des Röntgenstrahlenbündels 14 wird der Kollimatorring 17 mit dem Kollimator 16 entsprechend mitgedreht und bewirkt dabei eine Verschwenkung des Strahlenempfängers 15 in der geschilderten Weise über die in der Nut 23 geführten Stifte 24. Die mechanischen Bewegungen sind bei dem beschriebenen Röntgengerät auf ein Minimum beschränkt. Es erfolgt lediglich ein geringfügiges Schwenken des Strahlenempfängers 15 und eine einfache kreisförmige Drehung des verhältnismäßig leichten Kollimatorrings 17.

Aus der Fig. 1 geht noch hervor, daß der Strahlenempfänger 15 an einem Rechner 25 angeschlossen ist, welcher aus den Ausgangssignalen der Einzeldetektoren des Strahlenempfängers 15 die Schwächungswerte vorbestimmter Punkte der durchstrahlten Schicht des Patienten in Form einer Matrix berechnet und die Wiedergabe des Bildes dieser Schicht auf einem Sichtgerät 26 bewirkt. Der Rechner 25 steuert die Schaltvorrichtung 9 zur schrittweisen Einschaltung der Kathoden 5 bis 8 usw. Aus den Fig. 1 und 2 geht

auch noch hervor, daß das Röntgenstrahlenbündel 14 den Patienten in der zu untersuchenden Querschicht ganz durchsetzt und senkrecht zu dieser Schicht eine Ausdehnung hat, die gleich der Dicke dieser Schicht ist.

Im Rahmen der Erfindung braucht die Röntgenstrah-

lenquelle nicht einen einzigen Glasring aufzuweisen, der die Anode und die Kathoden aufnimmt. Es ist auch möglich, die Röntgenstrahlenquelle aus Ringsegmenten aufzubauen.

Hierzu 2 Blatt Zeichnungen

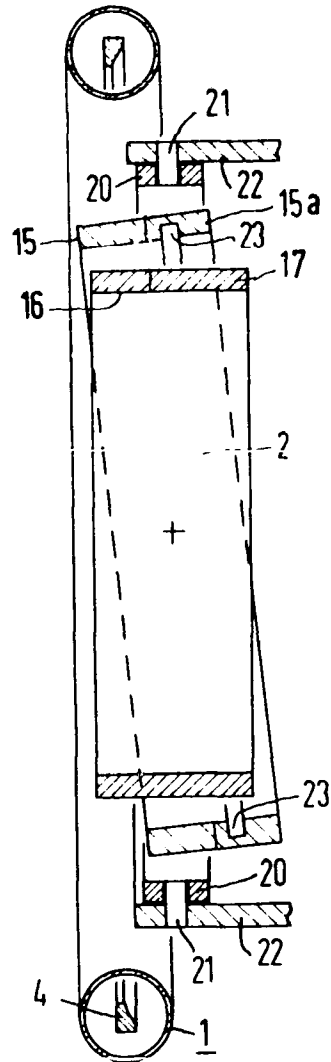


Fig. 2

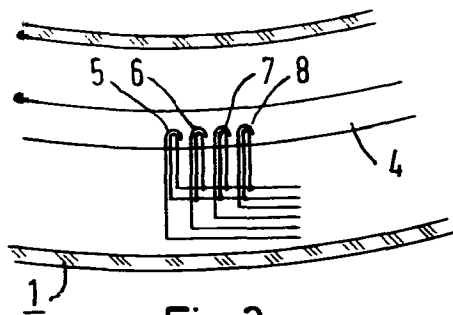


Fig. 3

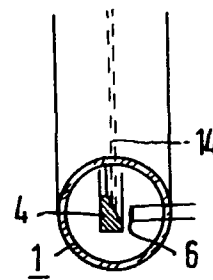


Fig. 4