

(19)



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



(11) Veröffentlichungsnummer: **0 276 437 B1**

(12)

EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT

(45) Veröffentlichungstag der Patentschrift: **13.03.91**

(51) Int. Cl.⁵: **G21K 1/00, H01J 35/00**

(21) Anmeldenummer: **87118337.2**

(22) Anmeldetag: **10.12.87**

(54) **Röntgenstrahlenquelle.**

(30) Priorität: **23.12.86 DE 3644306**

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
03.08.88 Patentblatt 88/31

(45) Bekanntmachung des Hinweises auf die
Patenterteilung:
13.03.91 Patentblatt 91/11

(84) Benannte Vertragsstaaten:
DE FR GB NL

(56) Entgegenhaltungen:
EP-A- 0 105 032

SOV. PHYS. JETP, Band 45, Nr. 4, April 1977,
Seiten 781-789, American Institute of Phy-
sics; **M.A. KUMAKHOV**: "Theory of radiation
from charged particles channeled in a cry-
stal"

**INSTRUMENTS AND EXPERIMENTAL TECHNI-
QUES**, Band 28, Nr. 3, Teil 1, Mai/Juni 1985,
Seiten 533-535, Plenum Publishing Corp.;
B.N. KALININ et al.: "Automatic orientation
system for single-crystal targets in an elec-
tron accelerator"

IEEE TRANSACTIONS ON NUCLEAR SCIEN-

CE, Band NS-30, Nr. 4, August 1983, Seiten
3150-3154, IEEE; **R.H. PANTELL et al.**:
"Characteristics and applications of radia-
tion from channeled particles"

(73) Patentinhaber: **Siemens Aktiengesellschaft**
Wittelsbacherplatz 2
W-8000 München 2(DE)

(72) Erfinder: **Knüpfer, Wolfgang, Dr.**
Rudelsweiher Strasse 11
W-8520 Erlangen(DE)
Erfinder: **Pfeiler, Manfred, Dr.**
Ludwig-Thoma-Strasse 25
W-8520 Erlangen(DE)
Erfinder: **Huber, Max, Prof. Dr.**
Am Kottenforst 37
W-5300 Bonn 1(DE)

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99(1) Europäisches Patentübereinkommen).

Beschreibung

Es ist bekannt, Röntgenstrahlung für medizinisch-diagnostische Zwecke in Röntgenröhren zu erzeugen, und zwar durch die Abbremsung von Elektronen im Feld der Anode. Die resultierende Bremsstrahlung überdeckt dabei einen Bereich zwischen 20 keV und 100 keV. Die Benutzung einer konventionellen Röntgenröhre für medizinische Zwecke erscheint nicht gerade ideal, da nur ein Teil der erzeugten Strahlung für den gewünschten Effekt benutzt werden kann. Wegen des kontinuierlichen Strahlenspektrums wird das bestrahlte Objekt, sei es zum Prüfen, Analysieren, zur diagnostischen Bildgebung oder zur Strahlentherapie, nicht nur dem gewünschten Energiebereich, sondern auch Strahlenanteilen ausgesetzt, die außerhalb des gewünschten Bereiches liegen. In der dem Objekt zugeführten Dosis sind bei der Untersuchung gleichzeitig beträchtliche Dosen von Röntgenstrahlung enthalten, die eigentlich unerwünscht sind. Auch für therapeutische Zwecke zeigen sich diese Nachteile.

Durch die EP-A-O 105 032 ist es ferner bekannt, Röntgenstrahlen zur Erzeugung medizintechnischer Bilder durch Wechselwirkung zwischen Photonen und Elektronen zu erzeugen.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein bildgebendes Röntgengerät zu schaffen, bei dem monochromatische Röntgenstrahlung erzeugbar ist, bei dem aufgrund eines dünnen Röntgenstrahles ein Scannen möglich ist und bei dem eine leichte Einstellbarkeit gegeben ist.

Diese Aufgabe ist erfindungsgemäß gelöst durch die Merkmale des Patentanspruchs 1.

Bei dem erfindungsgemäßen bildgebenden Röntgengerät wird der Effekt der Strahlungserzeugung durch Channeln von geladenen Teilchen in dafür geeigneten Kristallen ausgenutzt. Es erfolgt die gezielte Erzeugung von Röntgenstrahlung in einem engen Energiebereich, die für die medizinisch diagnostischen und therapeutischen Zwecke sowie für die materialphysikalischen Analysen geeignet ist. Das medizinische bzw. technische Personal am Röntgenapparat wird geschont, wobei auf massive und teure Abschirmmaßnahmen verzichtet werden kann. Die Röntgenstrahlenquelle ist insbesondere im Zusammenhang mit einem passenden Detektorsystem zur Vorsorgeuntersuchung von Herzkreislaufkrankungen geeignet.

Im Rahmen der Erfindung kann die Einschußenergie der geladenen Teilchen so eingestellt werden, daß monochromatische Röntgenstrahlung im erwünschten Bereich für medizinisch diagnostische und therapeutische oder festkörperanalytische Zwecke erzeugt wird. Dieser erwünschte Bereich liegt ungefähr zwischen 5 keV und 250 keV. Die Erzeugung dieser monochromatischen Röntgenstrahlung beruht auf der Channelingstrahlung, die Elektronen bzw. Positronen beim Durchlaufen von Kristallen unter Channelingbedingungen emittieren. Unter Ausnutzung dieses physikalischen Effektes lassen sich drei charakteristische Eigenschaften nutzen.

a) Die Energie der Photonen ist durch Veränderung der Energie der auf den Kristall auftreffenden Elektronen (Positronen) leicht variierbar. Die resultierende Strahlung ist vielseitig verwendbar für medizinisch diagnostische und therapeutische Anwendungen sowie Elementanalyse und festkörperanalytische Untersuchungen.

b) Das Spektrum der Photonen ist sehr engbandig und vermeidet den Nachteil bisheriger konventioneller Röntgenstrahlenquellen, die ein breitbandiges Spektrum emittieren. Als Konsequenz kann der Patient bei medizinisch diagnostischen Anwendungen nur mit der für ihn relevanten Strahlungsenergie bestrahlt werden. Dies führt somit im Gegensatz zu konventionellen Strahlungsquellen zu einer Dosisersparnis.

c) Die emittierte Strahlung wird gebündelt, d.h. in Vorwärtsrichtung als winkelmäßig sehr begrenzte Strahlung emittiert. Dies kann in Zusammenhang mit Scanprozeduren bedeutsam sein (Vermeidung mechanischer Blenden und Verschlüsse).

Ein anderer wichtiger Gesichtspunkt beruht auf der Tatsache, daß die resultierende Röntgenstrahlung polarisiert ist. In der medizinischen Radiologie wurden polarisierte Röntgenstrahlen bisher nie benutzt. Hier ergibt sich die Möglichkeit, diese Strahlungseigenschaften zu erforschen. Für industrielle Anwendungen von polarisierten Röntgenstrahlen wären somit die sonst üblichen aufwendigen Maßnahmen zur Polarisation überflüssig.

Die Erfindung ist nachfolgend anhand der Zeichnung näher erläutert. Es zeigen:

- Fig. 1a, 1b zwei Prinzipdarstellungen zur Erläuterung des Erfindungsgedankens,
- Fig. 2a, 2b zwei Varianten einer Röntgenstrahlenquelle nach der Erfindung,
- Fig. 3a, 3b Röntgendiagnostikanlagen mit Röntgenstrahlenquellen entsprechend den Fig. 1a und 2b, und
- Fig. 4a, 4b und 4c Kurven zur Erläuterung des Erfindungsgedankens.

Die Erzeugung monochromatischer Röntgenstrahlung beruht auf einem Effekt, der in den vergangenen Jahren auf dem Gebiet der festkörperphysikalischen Grundlagenforschung intensiv untersucht worden ist. Dem Effekt liegt folgende Idee zugrunde:

Die spektrale Intensitätsverteilung der von einer transversal beschleunigten Ladung emittierten Strah-

lung (technisches Beispiel: Synchrotron-Anlage) hängt entscheidend vom Krümmungsradius ab. Wenn es gelingt, die beim Synchrotron notwendigerweise makroskopischen Dimensionen durch atomare Abstände zu ersetzen, eröffnet sich die Möglichkeit, das Photonenspektrum zu vergleichsweise höheren Energien und gleichzeitig zu grösseren Intensitäten hin zu verschieben - bei ansonsten unveränderten Parametern.

- 5 Nach einem Vorschlag von A. M. Kumakhov, Sov. Phys. JETP 45 (1977), Seite 791 oder nach der Zeitschrift IEEE Transactions on Nuclear Science, August 1983, Seiten 3150 bis 3154 ist diese Idee realisierbar: Elektronen (Positronen), also geladene Teilchen, die durch einen Kristall "channeln", erfahren hierbei eine periodisch transversale Beschleunigung und emittieren als Folge elektromagnetische Strahlung. Die Energie der emittierten Strahlung hängt eindeutig von der Energie der channelnden Teilchen ab. Die
- 10 Trajektorien der channelnden Teilchen können durch gezielte Auswahl bestimmte Kristallsymmetrieebenen bzw. Kristallsymmetrieachsen in einer Ebene bzw. relativ zu einer Achse verlaufen. Man spricht in diesem Fall von planarem Channeling bzw. axialem Channeling wie dies in Fig. 1a bzw. 1b schematisch dargestellt ist. In beiden Fig. ist mit B die Teilchenbahn und mit G ein Kristallgitter bezeichnet. In beiden Fällen führen channelnde Teilchen transversal zu einer Kristallsymmetrieachse eine gebundene, periodische Bewegung aus.
- 15 In der Kristallphysik ist diese Bewegung durch das Vorhandensein eines transversalen Kristallfeldpotentials bestimmt. Für Teilchenenergien (Elektronen bzw. Positronen im MeV-Bereich) ist eine quantenmechanische Beschreibung der Channelingbewegung notwendig. Lösungen dieser Beschreibung sind, wie in gebundenen quantenmechanischen Problemen üblich, nur bestimmte diskrete Energieeigenwerte, die stabilen Konfigurationen der transversalen Komponenten der Trajektorien entsprechen. Zwischen diesen
- 20 diskreten Energieniveaus können Strahlungsübergänge unter Aussendung elektromagnetischer Strahlung stattfinden. Infolge des relativistischen Massenzuwachses der sich annähernd mit Lichtgeschwindigkeit in longitudinaler Richtung bewegendenden Elektronen bzw. Positronen (parallel zur Kristallsymmetrieachse) erfahren die abgestrahlten Photonen eine Dopplerverschiebung.

- Die Energie $\hbar\omega$ der resultierenden, stark vorwärts gerichteten Strahlung hängt einmal von den Kristallfeldstärken und zum anderen von der Geschwindigkeit $\beta = v/c$ ab, mit der die Elektronen (Positronen) durch den Kristall laufen.

30 Es gilt $\hbar\omega = \hbar\omega_0 \frac{1}{1 - \beta \cos \vartheta}$, wobei $\hbar\omega = \hbar c \sqrt{\frac{2 V_0}{m_0 c^2 \gamma}}$

hierbei ist

- 35 ϑ die Richtung des ausgesandten Photons relativ zur Teilchenrichtung,
 $\hbar c$ das Produkt von Planckschem Wirkungsquantum mal Lichtgeschwindigkeit dividiert durch zwei mal π
 V_0 ist die Potentialstärke des gemittelten transversalen Kristallfeldpotentials bei einem harmonischen Potentialansatz, $m_0 c^2$ ist die Ruheenergie des Elektrons (Positrons).

Für Vorwärtswinkel gilt für die Abhängigkeit der Strahlungsenergie von der Teilcheneinschussenergie.

40

$$\hbar\omega \cong 2 \hbar\omega_0 \gamma^{3/2} \text{ mit } \gamma = (1 - \beta^2)^{-1/2} = E/m_0 c^2.$$

45

Hierbei bezeichnet E die Teilcheneinschussenergie.

In Tabelle 1 ist für einen bisher in der Grundlagenforschung häufig eingesetzten Kristall Si sowie für den potentiell interessanten Kristall Niofram der Zusammenhang zwischen Photonenergie und Teilchenenergie aufgezeichnet:

50

55

Tabelle 1

Zusammenhang zwischen mittlerer Strahlungsenergie und Teil-
cheneinschußenergie für Elektronenchannelling

10	Elektronenein- schußenergie	Strahlungsenergie (Si-Kristall)	Strahlungsenergie (Wolframkristall)
15	100 MeV	270 keV	690 keV
	50 MeV	110 keV	240 keV
	25 MeV	35 keV	86 keV
20			

Im Rahmen dieser Spezifikationen sind Röntgenstrahlen von 0,5 keV bis ungefähr 250 keV bestens für medizinisch-diagnostische und therapeutische Anwendungen geeignet. Im besonderen ist der Bereich von 20 keV bis 100 keV vor allem für diagnostische Anwendungen interessant. Typisch ist der Wert von 40 keV für Standardanwendungen wie z.B. Thorax-Anwendungen. In der Strahlentherapie ist der Bereich von 10 keV bis 30 keV besonders für Tumoranwendung oder Photonaktivierungstherapie relevant. Die Behandlung tiefer liegender Tumore erfordert Energien oberhalb 30 keV bis 250 keV. Für Elementanalysen durch Röntgenuntersuchungen ist der Bereich zwischen 0,5 keV bis ungefähr 100 keV von Bedeutung. Die hier aufgezeigten numerischen Werte sollen vor allem exemplarisch gesehen werden. Neue Entwicklungen in der Medizin schließen selbstverständlich eine Erweiterung der Bereiche nicht aus.

Die beschriebene Erzeugung von Channeling-Strahlung zeichnet drei charakteristische Eigenschaften aus:

- a) Leichte Einstellbarkeit der Photonenenergie durch Variation der Elektronen(Positronen)-Einschußenergie.
- b) Monochromasie des Röntgenspektrums, das dosissparende Anwendung finden kann. Besonders von Vorteil ist die Anpassung der Röntgenenergie an die medizinische Fragestellung (Objektanpassung) und die Möglichkeit der Anpassung der Röntgenstrahlung an das Röntgenkonvertersystem.
- c) Die spektrale Intensitätsverteilung ist den herkömmlichen Röntgenstrahlungsquellen überlegen.

In Fig. 2a ist schematisch eine Anlage dargestellt, mit der Röntgenstrahlung mit der Methode der Channelingstrahlung für medizinisch diagnostische und therapeutische Anwendungen sowie materialphysikalische Untersuchungen erzeugt werden kann. Diese Anlage enthält eine Elektronen(Positronen)-Quelle 1 für kontinuierlichen bzw. Pulsbetrieb in Kombination mit dem Elektronen-(Positronen)-Beschleuniger 2. Eine der wichtigsten Hauptanforderungen an den Beschleuniger ist die Bereitstellung der Elektronen (Positronen) bestimmter Energie und bestimmter Stromstärke. Ein Strahlführungssystem fokussiert den Teilchenstrahl S innerhalb des sogenannten kritischen Channeling-Winkels durch einen Kollimator 3 auf den Kristall 4. Der Kristall 4 ist auf einem Goniometer befestigt, um die gezielte Einstellung bestimmter Kristallsymmetrieachsen zu ermöglichen. Um die emittierte Röntgenstrahlung R vom Teilchenstrahl S zu selektieren, befindet sich nach dem Kristall 4 ein Magnet 5, der den geladenen Teilchenstrahl S aus der in Vorwärtsrichtung emittierten Röntgenstrahlung R ablenkt und auf einen Strahlfänger 8 führt. Mit Hilfe eines zusätzlichen Monochromatorsystems 6 kann der in der Photonen-Strahlung enthaltene Bremsstrahlungsuntergrund reduziert werden, bevor die Strahlung zum Target 7 (z.B. einem Röntgenfilm) gelangt.

An den Beschleuniger 2 werden die Anforderungen gestellt, daß die Strahlqualität gut und die Energieunschärfe möglichst klein ist. Der Energiebereich des Beschleunigers sollte im Bereich zwischen 10 MeV und 100 MeV liegen; die genauen Daten hängen von der gewünschten Photonenenergie und dem verwendeten Kristalltyp ab. Der Elektronen(Positronen)-Strom kann vergleichsweise niedrig sein, um trotzdem hohe Photonenflüsse zu ermöglichen. Im Mittel muß mit Stromstärken zwischen 20 μ A bis 1000 μ A gearbeitet werden. Der Beschleuniger 2, der in Fig. 2a gezeigt ist, ist ein Mikrotron, das so funktioniert, daß sich die Elektronen mit wachsender Energie entlang kreisförmiger Bahnen mit anwachsenden Radien

bewegen. Alle Bahnkreise berühren sich aber in einem gemeinsamen Punkt. Geeignete Mikrotrons werden beispielsweise von der Fa. Skanditronix mit Ringdurchmessern zwischen 150 cm bis 200 cm vertrieben. Der Elektronenstrahl ist gepulst mit Pulslängen von 2 μm bis 10 μs und Pulspausen von etwa 20 ms. Der Peakstrom beträgt rund 100 mA. Neuere Entwicklungen basierend auf supraleitender Technologie sind

5 selbstverständlich auch gut geeignet.

Der Beschleuniger 2 kann jedoch auch in Form eines kompakten Speicherringes angeordnet sein, wie in Fig. 2b gezeigt ist. Hier werden die Elektronen aus dem Mikrotron in den Ring längs des geraden Zwischenstückes eingefüttert, der mittels der Magnete M1 und M2 im sog. "Race track"-Prinzip arbeitet. Damit soll gewährleistet werden, daß ein bestimmter Elektronenstrom bei fester Energie entlang des Ringes

10 für eine sehr lange Zeit (Größenordnung: eine Stunde) fließt, wobei eine Hochfrequenzeinheit H1 Verlustenergie für die Elektronen ersetzt, die beim Umlaufen Schwächungsverluste (z.B. im Kristall) erleiden. Positionsempfindliche Detektoren, die hier nicht eingezeichnet sind, dienen als Positions-Monitore zur Einhaltung der gewünschten Strahlgüte.

Infolge der wichtigen Randbedingung, daß Teilchen nur dann channeln, wenn sie innerhalb eines kritischen Winkels $\phi_{\text{cri}} \sim \gamma^{-1/2}$ relativ zur Kristallsymmetrieachse auftreffen, werden hohe Anforderungen an die Teilchenstrahlgüte gestellt. Da jeder Teilchenstrahl zudem eine endliche Emittanz aufweist, sind als Kollimator 3 geeignete Fokussierungselemente wie z.B. Magnete, elektronische Blenden vorgesehen, die gewährleisten, daß die Strahldivergenz des Teilchenstrahles beim Einfall auf den Kristall möglichst klein ist. Angestrebt werden hier Strahldivergenzen möglichst unterhalb von 0,5 mrad.

20 Aufgrund des Mechanismus zur Strahlungserzeugung bestimmt die Zeitstruktur des Elektronen-(Positronen)-Strahles die Zeitstruktur der emittierten elektromagnetischen Strahlung. So können durch gezielte Wahl bestimmter Pulsfolgen des Teilchenstrahles diese in entsprechende Photonenimpulse umgesetzt werden.

Der Kristall 4 befindet sich auf einem Goniometer, um eine präzise Einstellung der Kristallachsen relativ zum Teilchenstrahl S zu gewährleisten. Die Steuerung des Goniometers sollte möglichst mit Hilfe eines Computers erfolgen. Die Genauigkeit der Winkeleinstellung sollte jeweils bei $0,01^\circ$ für beide Winkel liegen.

Geeignete Kristalle für die Erzeugung von Channelingstrahlung sind Kristalle mit möglichst hoher Debye-Temperatur, um thermisch anregbare Gittervibrationen, die zu Linienverbreiterungseffekten führen, möglichst gering zu halten. In diesem Aspekt erscheinen der Diamantkristall mit seiner wohlbekannten

40 Tabelle 2

Elektronenenergien für die Produktion von 50 keV-Photonen in unterschiedlichen Kristallsystemen.

45

Kristallsystem	E (Elektron)/MeV	Intensität (Photonen /s)
Diamant (100)	16	5×10^8
Diamant (110)	30	2×10^9
55 Silizium (110)	40	10^9

Nach dem Goniometer mit dem Kristallsystem muß gemäß den Fig. 2a und 3a ein Ablenkmagnet 5 angebracht werden, um den Teilchenstrahl von dem in Vorwärtsrichtung emittierten Photonenstrahl zu selektieren.

Ein Filtersystem 6 (Fig. 2a, 2b) in Form eines Doppelmonochromators dient zur Verbesserung des Monochromasieverhältnisses $\Delta E/E$ der quasimonochromatischen Photonenlinie der Channelingstrahlung. Für die oben angeführten Kristalle beträgt E/E etwa 0.1. Eine weitere wichtige Funktion ist die Reduktion des begleitenden Bremsstrahlungsuntergrundes aufgrund von Dechannelingeffekten beim Durchgang der Elektronen durch den Kristall. Ursachen für diesen Untergrund sind eine nicht ganz perfekte Fokussierung des Strahles innerhalb des kritischen Channelingwinkels sowie Fehlstellen oder Verunreinigungen (Gitterdefekte) im Kristall. Technische Konzepte für den Aufbau von Monochromatoren findet man in Proceedings of the Int. Conf. on X-ray and VUV Synchrotron Radiation Instrumentation, Stanford University, CA, in Nucl. Instr. and Meth. A246 (1986), Seiten 297 bis 309, und 365 bis 376, wobei besonders die sog. grazing incidence Spiegelanordnungen zu empfehlen sind.

Die so erzeugte elektromagnetische Strahlung trifft auf das Target 7. Vor dem Target 7 kann ein beliebiges Objekt, lebend oder unbelebt, gestellt werden. Dieses Objekt kann irgendein zu testender oder analysierender Gegenstand sein, oder ein Patient, der röntgendiagnostisch untersucht oder röntgentherapeutisch behandelt wird. Das Target 7 kann entweder ein Röntgenfilm oder ein ortsempfindlicher Empfänger für Röntgenstrahlen sein, um nur ein paar Möglichkeiten aufzuzählen.

In den Fig. 3a bzw. 3b ist die Gesamtanlage und Funktion der Komponenten entsprechend den Fig. 2a bzw. 2b gezeigt. Eine Kontrolleinheit 9 enthält eine Anzahl von Kontrollmodulen, die elektrisch mit den verschiedenen Komponenten der Anlage verbunden sind. So liefert z.B. Modul 10 die elektrische Versorgung des Beschleunigers 2. Modul 11 versorgt elektrisch die Magnete und Fokussierelemente, die Module 12, 13 sind verantwortlich für die Goniometersteuerung, Kristallmonochromatorsteuerung und das Vakuumsystem 15. Im Falle von Fig. 3b versorgt Modul 11 auch die Hochfrequenzeinheit H1 mit elektrischer Energie. Die Anlagen, die den Fig. 3a, 3b zugrundeliegen, sind so dimensioniert, daß sie bequem in einem Hospital oder einem industriellen Labor untergebracht werden können. Das Vakuumsystem 15 bestehend aus einem Pumpensystem und vakuumsicheren Zuleitungen bzw. Gehäuseaufbauten sorgt für ein ausreichendes Vakuum im Bereich des Elektronenstrahlers.

Die relativ hohe Richtungs Bündelung der Channelingstrahlung ist geeignet, ohne Einsatz von Blenden-systemen, wie das bei konventionellen Röntgenröhren üblich ist, den Strahl im Scan mode zu führen. Die Position des stark gebündelten bzw. gerichteten Strahles ist genau bekannt im Gegensatz zum breiten Strahlprofil bei konventionellen Röntgenstrahlern.

Die emittierten Röntgenstrahlen einer konventionellen Röntgenröhre haben ein breites kontinuierliches Energiespektrum. Wie in Fig. 4a gezeigt, sieht man ein Kontinuum an Frequenzen zusammen mit den sog. charakteristischen Linien bei bestimmten Frequenzen bzw. Energien. Ein ähnlich breites kontinuierliches Energiespektrum ohne charakteristische Linien, wie in Fig. 4b gezeigt, liefert die spektrale Intensitätsverteilung eines konventionellen Synchrotron. Im Gegensatz dazu zeigt die mit Channeling erzeugte Röntgenstrahlung ein enges Frequenzband. Die in Fig. 4c gezeigte typische Intensitätsverteilung ist für die diskreten Linien sehr eng; typisch kleiner als 10 % ohne Einsatz von Filterungsmaßnahmen. Somit ist ein Patient weitgehend nur der gewünschten spektralen Intensität ausgesetzt. In den Figuren 4a, 4b, 4c ist jeweils auf der Ordinate die Anzahl der Photonen pro Sekunde und auf der Abszisse die Röntgenenergie in keV aufzutragen.

Mit Hilfe der leicht einstellbaren Energie der Photonen ist es möglich, sog. Mehrspektralmethoden in der Radiologie durchzuführen. So ist es möglich bei geeigneter Kristallwahl gleichzeitig quasimonochromatische Röntgenstrahlen mit 40 keV bis 50 keV bzw. 90 keV bis 100 keV zu erzeugen. Durch diese verschiedenen Energien läßt sich die gleichzeitige Darstellung von Knochen und Weichteilgewebe trotz ihrer unterschiedlichen Absorptionseigenschaften bewerkstelligen. Besonders attraktiv erscheint die Realisierbarkeit des K-Kanten-Subtraktionsverfahrens in der Angiographie, bei dem Bilder unterhalb und oberhalb der Energie der K-Absorptionskante des Kontrastmittels gemacht werden, um eine Kontrastanhebung der Aufnahmeobjekte bei einem Minimum an Strahlendosis zu erreichen.

Dies kann speziell durch Wahl eines BN-oder BeO-Kristalles bewerkstelligt werden, indem durch spezielle Einstellung der Elektronenenergie zwei quasi monochromatische Röntgenlinien jeweils oberhalb bzw. unterhalb der K-Kantenenergie des Kontrastmittels Jod ($E_K \approx 3 \text{ keV}$) erzeugt werden.

Eine Subtraktion der beiden Linien nach Durchstrahlung des Objekts und Detektion in einem Detektor (z.B. NaJ (Th) -oder Si-Detektor) ergibt im Falle des Jods eine große Signaldifferenz, im Falle von Weichteilen und Knochen praktisch eine verschwindende Signaldifferenz, wenn vor dem Objekt die Intensitäten der beiden Linien gleich groß gewählt worden sind.

Der Gesichtspunkt der leichten Einstellbarkeit der Röntgenenergie ist von Vorteil, da mit ein und

derselben Strahlenquelle ein Einsatz in Diagnostik und Therapie möglich ist.

Eine andere wichtige Möglichkeit ist die Erzeugung polarisierter Strahlung. Es gibt eine Reihe medizinischer, industrieller und spurenanalytischer Anwendungen, bei denen polarisierte Strahlung bedeutsam ist.

Spurenelemente lassen sich in vivo und in vitro aufgrund ihrer charakteristischen Röntgenstrahlung nachweisen. In vivo Messungen werden noch empfindlicher, wenn polarisierte Röntgenstrahlen benutzt werden, da dann Streustrahlung, die in dicken Proben entsteht, ausgesondert werden kann. Der qualitative und quantitative Nachweis verschiedener Elemente im Körper kann durch geeignete Einstellung der Röntgenenergien durchgeführt werden. So kann man mit einer Anregungsquelle Elemente wie Arsen, Quecksilber, Cadmium und andere Schwermetalle nachweisen.

Die Röntgenstrahlung, die erzeugt werden kann, ist stark vorwärts gebündelt, engbandig, monochromatisch, für Scananwendungen geeignet und polarisiert. Alle Standardanwendungen der Röntgendiagnostik, wie z.B. im Thoraxbereich, in der Mammographie, Pädiatrie etc. können gemacht werden. In der Angiographie ist besonders die Anwendbarkeit der K-Kanten-Subtraktionsangiographie bedeutsam. In der Krebsforschung können bestimmte Elemente wie z.B. Jod, die sich bevorzugt bei bestimmten Krebszellen anlagern, durch die gezielte Einstellbarkeit der Photonenenergie selektiv bestrahlt werden.

Computertomographische Systeme erzeugen bekanntlich in der Medizin oder der industriellen zerstörungsfreien Prüfung ein Bild der dreidimensionalen Elektronendichteverteilung. Diese Systeme benötigen die Transmission von Röntgenstrahlen aus verschiedenen Winkeln durch das Untersuchungsobjekt. Wenn dies durch Rotation der Röntgenröhre um das Untersuchungsobjekt realisiert wird, ergeben sich längere Zeiten pro Scan. Mittels der Erfindung können im Untersuchungsobjekt die Compton-gestreuten Röntgenstrahlen nach Anregung mit Scanstrahlen bestimmter eingestellter monochromatischer Energien ausgemessen werden. Damit ist es möglich, die dreidimensionale Verteilung der Elektronendichte im Untersuchungsobjekt ohne Bewegung des Patienten oder der Strahlungsquelle zu rekonstruieren. Die Benutzung verschiedener Energien erlaubt zudem noch eine auf die verschiedenen Körpergewebe abgestimmte Bildgebung, wie dies aus der Standardradiographie bekannt ist.

Eine Anlage zur Erzeugung quasimonochromatischer Röntgenstrahlung variabler Energie kann z.B. folgendermaßen arbeiten: Mit Elektronen im Energiebereich zwischen 10 MeV und 60 MeV, die durch einen 18 μm dicken Diamantkristall im (110)-Mode channeln, lassen sich quasimonochromatische Photonen zwischen 20 keV und 130 keV erzeugen. Bei einem mittleren Elektronenstrom von $I = 20 \mu\text{A}$ und einer Strahldivergenz von 0,5 mrad FWHM am Kristall würde sich die Photonenrate zwischen 1 bis 3×10^{10} Quanten/s bewegen (siehe Tabelle 3). Die Strahlung ist stark vorwärts gebündelt unter dem Raumwinkel $\Delta\Omega = \pi / \gamma^2$.

Mit Si-Kristallen sind mittlere Elektronenströme von mindestens 100 μA einsetzbar, ohne daß der Kristall infolge der thermisch bedingten Gitterfehlstellenbildung unbrauchbar wird und das Strahlenspektrum zeitlich instabil wird. Bei Verwendung von Wolframkristallen sind noch weit höhere Stromstärken anwendbar. Bei heute realisierbarem Strahlführungssystem der hier in Frage kommenden Elektronenbeschleuniger sind Strahldivergenzen mit 0,2 mrad FWHM erzielbar. Diese würden die Photonenflüsse von Tabelle 4 um 1 bis 2 Größenordnungen vergrößern.

Tabelle 3

Photonenflüsse in Abhängigkeit der Strahlenergie für einen
18 μ dicken Diamantkristall in (110)-Mode (mittlerer Elektro-
nenstrom 20 μ A)

Elektronenenergie E_e -/MeV	Röntgenenergie E_{Photon} /KeV	Photonenfluß Photon/sec $\cdot 10^{10}$
16	20	1,4
30	50	1,8
40	77	2,3
54	120	2,7

Tabelle 4

Photonenflüsse (in 10 % Bandbreite) in Abhängigkeit der
Strahlenergie für verschiedene Kristalle bei einem mittleren
Elektronenstrom von 100 μ A

Kristall	E_e -/MeV	E_{Photon} /keV	Photon/sec $\cdot 10$
Si (110)	28	40	$3 \cdot 10^9$
	55	125	10^{10}
Wolfram	15	40	10^{13}

Angiographische Anwendungen, die mit Hilfe der Zweispektrensubtraktion, die Koronarien oder Blutgefäße allein mit Hilfe einer peripheren Kontrastmittelinjektion darstellen sollen, wären ein wesentlicher Fortschritt, da sie eine Vereinfachung der Untersuchung (Risikominderung durch Wegfall der Katheterführungsprozedur) darstellen. Eine Erhöhung des Patientendurchsatzes wäre zudem die Folge. Wie im US-Patent 4 432 370 beschrieben, wird dort ein K-Kanten-Subtraktionsverfahren vorgeschlagen, das die dazu erforderliche monochromatische Röntgenstrahlung mit Hilfe einer Synchrotronstrahlungsquelle und einer nachfolgenden Kristalldoppelmonochromatoranordnung verfügbar macht. Diese Synchrotronstrahlungsquelle ist durch die technisch weit einfachere und billigere Channelingstrahlungsquelle ersetzbar, die durch Wahl der Elektronenenergien so abgestimmt sein muß, daß die dem Kontrastmittel angepaßten Strahlenenergien eingestellt werden können. Durch Wahl eines BN- bzw. BeO-Kristalls lassen sich die beiden Röntgenlinien oberhalb bzw. unterhalb 3 keV (Kontrastmittel Jod) gleichzeitig erzeugen. Damit entfällt das beim Synchro-

tron notwendige und Zeit kostende Verfahren der Energievariation. Für die Darstellbarkeit dünnerer Gefäße mit etwa 0,5 mm ϕ benötigt man einen Photonenfluß von etwa 10 Quanten/cm²s in der monochromatischen Linie bei 31 keV. Dieser Wert ergibt sich aus der geforderten Bilddosis von etwa 200 μ R für Lumendarstellung mit 0,5 mm ϕ bei einem Signal zu Rauschverhältnis von mehr als 100. Da das Subtraktionsbild innerhalb eines Herzzyklus erstellt werden soll, darf die Belichtungszeit ca. höchstens 15 ms betragen.

Mit einer Channelingsstrahlungsquelle und einem Wolframkristall läßt sich bei einer 30 keV Röntgenlinie ein Photonenfluß von 10¹¹ Quanten/cm²s erzeugen, wenn die Elektronenenergie etwa $\gamma = 30$ und der mittlere Strom 100 μ A betragen. Dieser Photonenfluß liegt in der gewünschten Größenordnung. Bei einem Kristall-Detektorabstand von 2 m wird durch die Strahlung eine Teilfläche von $\Delta F = 130 \text{ cm}^2$ ausgeleuchtet. Dies ist noch zu klein, um das gesamte Koronariensystem zufriedenstellend darzustellen. Durch flächenhaftes Scannen kann jedoch der gewünschte, größere diagnostisch relevante Bereich erfaßt werden.

15 Ansprüche

1. Bildgebendes Röntgengerät für medizinisch diagnostische Zwecke mit einer Röntgenstrahlenquelle, bei der ein Kristall (4) zum Channeln von Elektronen oder Positronen definierter Energie vorhanden ist, wobei die Abstrahlung von Photonen aufgrund des Effektes, daß periodisch beschleunigte geladene Teilchen elektromagnetische Strahlung emittieren, erfolgt und wobei die emittierten Photonen auf Röntgenenergien gewünschter Größe durch Einstellung der Elektronen- oder Positronen-Einschußenergie abgestimmt werden.
2. Röntgenstrahlenquelle nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, daß zum Erzeugen eines Elektronen-oder Positronenstromes der gewünschten Energie eine Anlage mit einem Beschleuniger (2) vorhanden ist, in der die Elektronen oder Positronen in einem geschlossenen Zyklus umlaufen, in den der Channeling-Kristall eingebracht ist.
3. Röntgenstrahlenquelle nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Einschußenergie so eingestellt ist, daß Röntgenstrahlen im Energiebereich zwischen 0,5 keV und 250 keV erzeugt werden.

Claims

1. An image-reproducing x-ray apparatus for medical diagnostic purposes having an x-ray source, in which a crystal (4) is present for channelling electrons or positrons of defined energy, wherein the radiation of photons occurs based on the effect of periodically accelerated charged particles emitting electromagnetic radiation, and wherein the emitted photons are matched to x-ray energies of a desired magnitude by adjustment of electron or positron incident beam energy.
2. An x-ray source according to claim 1, characterised in that for generating an electron or positron current of the desired energy, a unit with an accelerator (2) is present, in which the electrons or positrons circulate in a closed cycle, into which the channelling crystal is introduced.
3. An x-ray source according to claim 1 or 2, characterised in that the incident beam energy is adjusted such that x-rays are generated in the energy region between 0.5 keV and 250 keV.

50 Revendications

1. Appareil radiologique à formation d'images utilisables pour l'établissement d'un diagnostic médical et comprenant une source de rayons X, dans laquelle il est prévu un cristal (4) servant à canaliser des électrons ou des positons possédant une énergie définie, l'émission de photons s'effectuant sur la base de l'effet selon lequel des particules chargées, accélérées périodiquement, émettent un rayonnement électromagnétique, et les photons émis étant réglés sur des énergies de rayons X possédant des valeurs désirées, par réglage de l'énergie d'injection des électrons ou des positons.

2. Source de rayons X suivant la revendication 1, caractérisée par le fait que pour produire un courant d'électrons ou de positons possédant l'énergie désirée, il est prévu une installation comportant un accélérateur (2), dans lequel les électrons ou les positons circulent dans un cycle fermé, dans lequel est inséré le cristal de formation de canaux.

5

3. Source de rayons x suivant la revendication 2, caractérisée par le fait que l'énergie d'injection est réglée pour la production de rayons X situés dans une plage d'énergies comprises entre 0,5 keV et 250 keV.

10

15

20

25

30

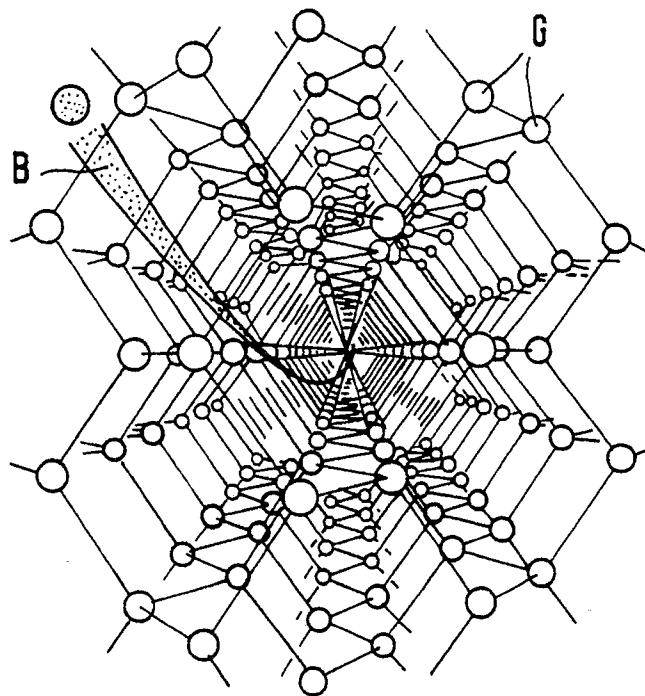
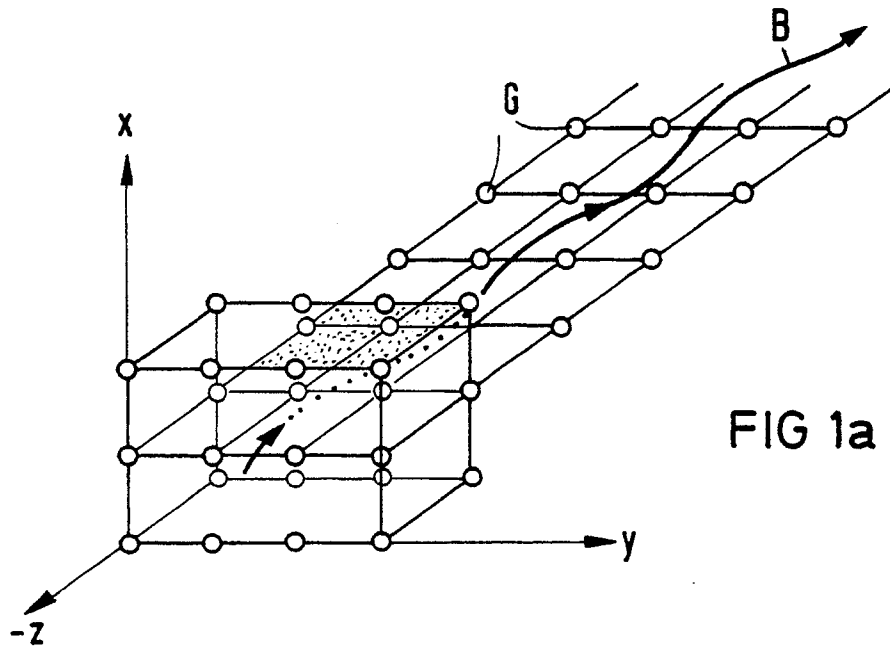
35

40

45

50

55



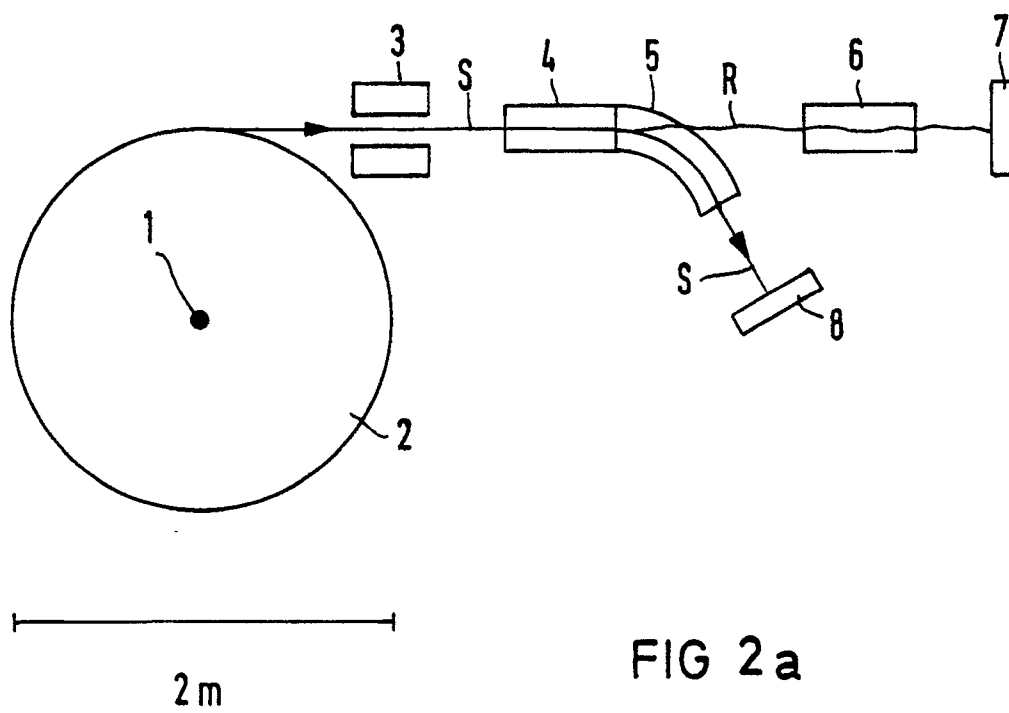


FIG 2a

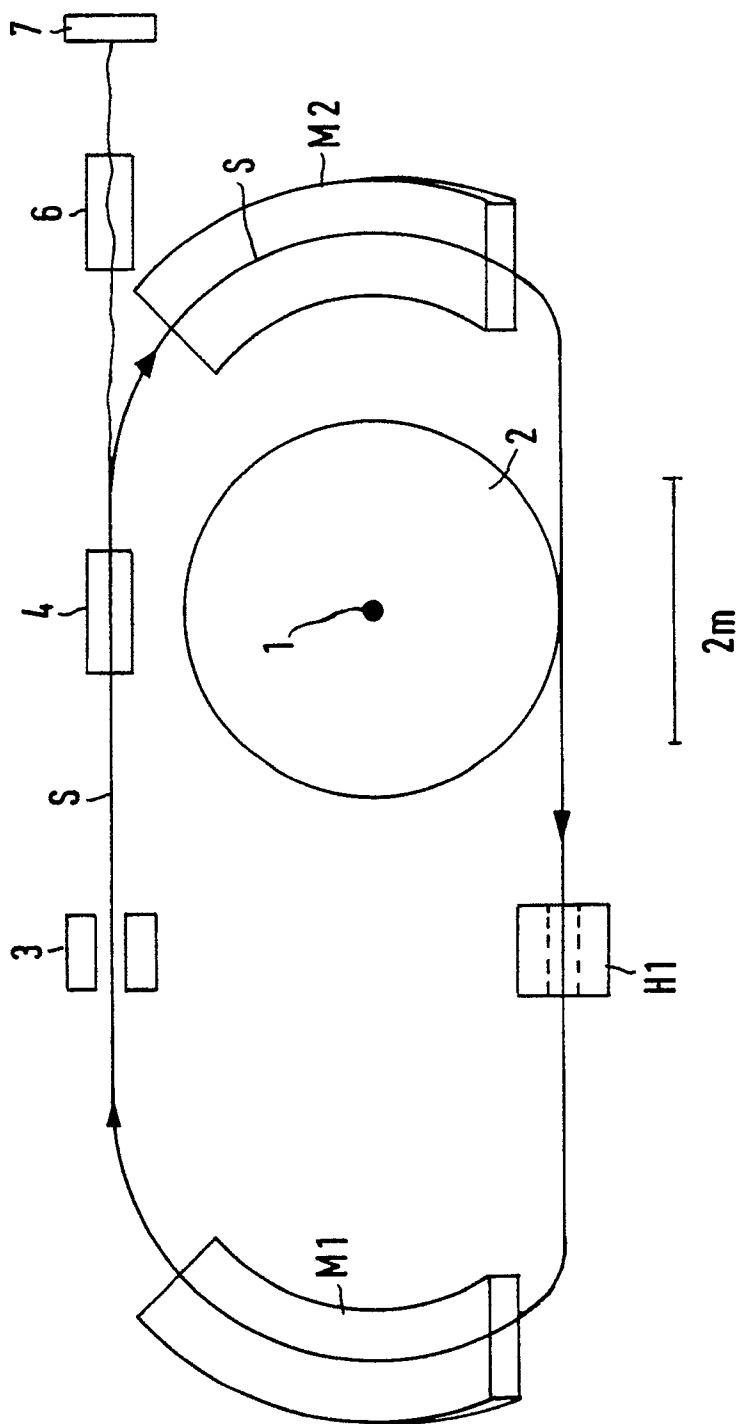
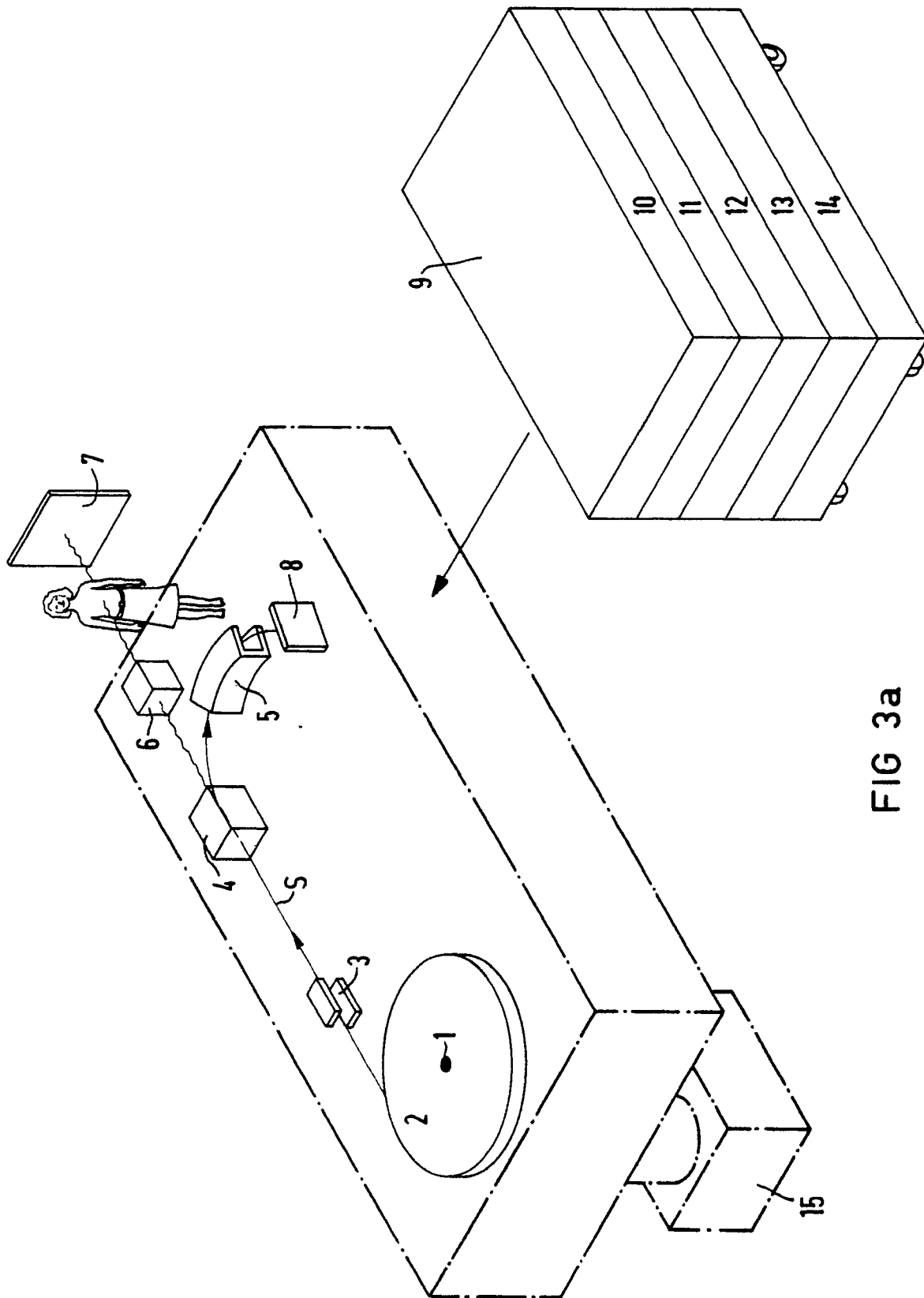


FIG 2b



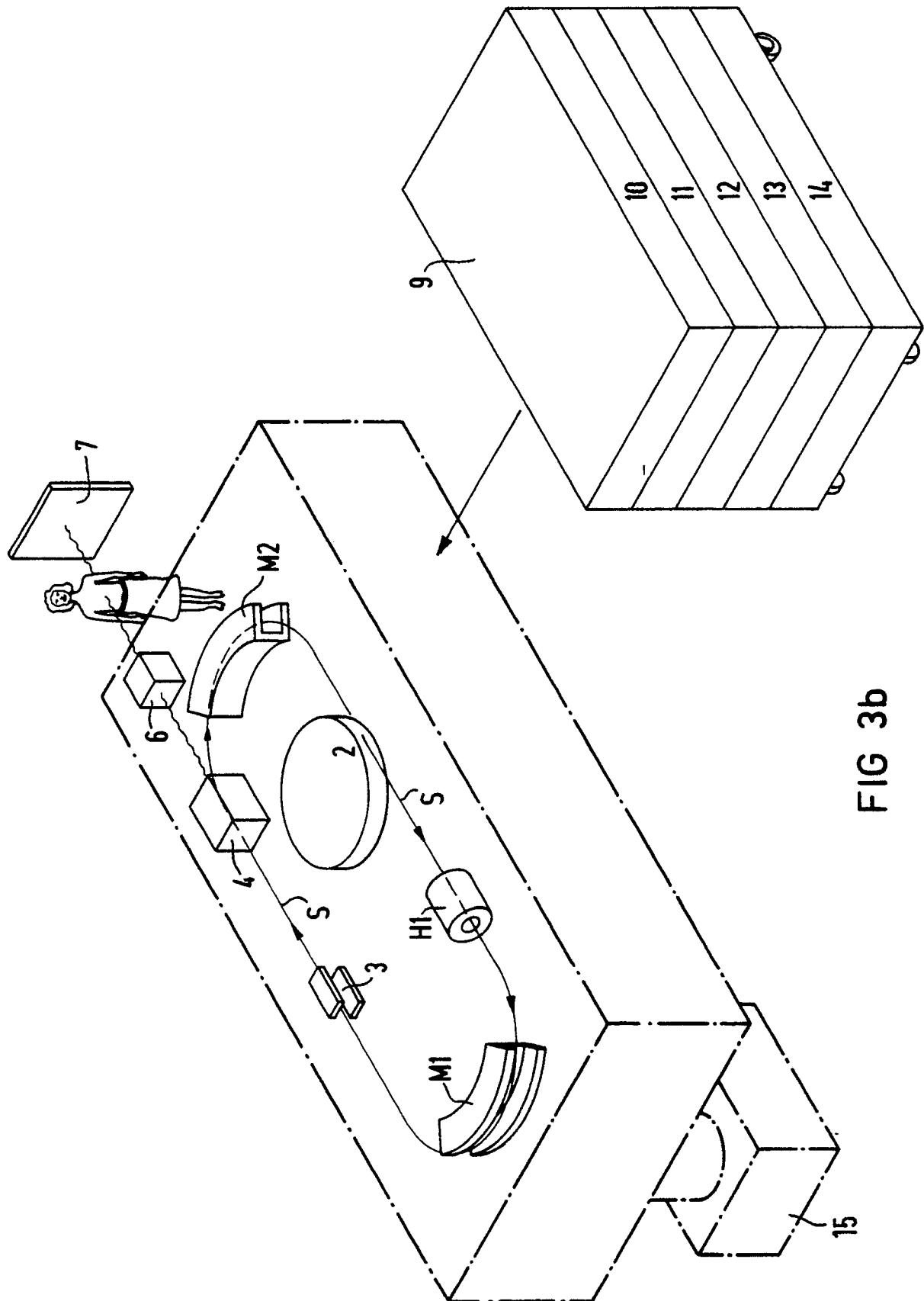


FIG 3b

