

51

Int. Cl. 2:

G 21 K 1/02

19 **BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND**



DT 27 20 840 A 1

11

Offenlegungsschrift 27 20 840

21

Aktenzeichen: P 27 20 840.8

22

Anmeldetag: 9. 5. 77

43

Offenlegungstag: 24. 11. 77

31

Unionspriorität:

32 33 34

10. 5. 76 USA 684641

54

Bezeichnung: Kollimator zur Verringerung der Strahlungsbelastung und zur Verbesserung der Auflösung von strahlungsdiagnostischen Schichtdarstellungen

71

Anmelder: G.D. Searle & Co., Chicago, Ill. (V.St.A.)

74

Vertreter: Fleuchaus, L., Dipl.-Ing.; Wehser, W., Dipl.-Ing.; Pat.-Anwälte, 8000 München u. 3000 Hannover

72

Erfinder: Ashe, John Berry; Williams, Gwilym Howard; Palatine; Sypal, Kenneth Leon, Glen Elyn; Ill. (V.St.A.)

DT 27 20 840 A 1

SR22P-1587

München, den 9. Mai 1977
G. D. Searle & Co.
Chicago, Illinois, USA

Patentansprüche

1. Kollimator für ein Bestrahlungsgerät, bei welchem Röntgen- oder Gammastrahlen durch eine Blende abgestrahlt werden, die durch ihre Blendenöffnung die äußere Begrenzung des Strahls bestimmt, wobei der von dem Kollimator auf einen Zielbereich projizierte Strahl in zumindest einer Richtung im wesentlichen nicht über die durch die Blende definierte äußere Begrenzung des Strahls divergiert, dadurch gekennzeichnet, daß der Kollimator aus einem langgestreckten Schichtaufbau mit einer Vielzahl von die Strahlung verhältnismäßig stark dämpfenden Schichten (Dämpfungsschicht 28) besteht, die durch zwischengelegte Schichten (30) mit verhältnismäßig geringer Strahlungsdämpfung auf Abstand gehalten werden, und daß der Schichtaufbau benachbart zur Blendenöffnung mit parallel zum projizierten Strahl ausgerichteten Dämpfungsschichten für eine Vielzahl von Strahlwegen zwischen der Strahlungsquelle und dem Zielbereich angeordnet ist.
2. Kollimator nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Divergenz θ des projizierten Strahles in der zumindest einen Richtung im wesentlichen gleich $\arctg b/a$ ist, wobei a die Länge des Schichtaufbaus und b der Abstand zwischen den Dämpfungsschichten ist.
3. Kollimator nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Schichtaufbau aus einer Vielzahl im wesentlichen

709847/0989

ORIGINAL INSPECTED

parallel und alternierend aufgebauter Dämpfungsschichten (28) sowie Abstandsschichten (30) mit geringer Strahlungsdämpfung besteht, wobei Länge und Dicke der Schichten der jeweiligen Art im wesentlichen gleich sind, jedoch die Abstandsschichten (30) eine größere Dicke als die Dämpfungsschichten (28) aufweisen.

4. Kollimator nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Abstandsschichten (30) Hohlräume mit einem Medium geringer Dämpfung bzw. Strahlungsabsorption aufweisen und in einer solchen Weise geometrisch angeordnet sind, daß alle die Abstandsschichten durchdringenden Strahlen im wesentlichen eine gleiche Wegstrecke durch das Material mit geringer Strahlungsdämpfung zurücklegen.
5. Kollimator nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Schichtaufbau aus einer Vielzahl konzentrisch zueinander angeordneter und alternierender Dämpfungsschichten sowie Abstandsschichten besteht, wobei die gleichartigen Schichten jeweils im wesentlichen gleiche Länge und Dicke aufweisen.
6. Kollimator nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Kollimator aus einer Abstandsschicht und einer Dämpfungsschicht zur Erzeugung eines im wesentlichen kreisrunden Strahles spiralförmig aufgewickelt ist.
7. Kollimator nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Dämpfungsschicht aus Tantal besteht.
8. Kollimator nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Dämpfungsschicht aus Blei besteht.

9. Kollimator nach den Ansprüchen 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Kollimator aus zwei hintereinander angeordneten Schichtaufbauten mit zueinander parallel verlaufenden Dämpfungsschichten besteht, und daß die beiden Schichtaufbauten bezüglich des Verlaufs der Dämpfungsschichten um 90° gegeneinander um die Ausbreitungsrichtung des Strahls verdreht angeordnet sind.

10. Einrichtung zur strahlungsdiagnostischen Schichtdarstellung mit einer Strahlungsquelle, welche eine Vielzahl von Strahlungsquanten durch eine die äußere Begrenzung des Strahls bestimmende Blendenöffnung unter verschiedenen Winkeln und Richtungen zur schichtweisen Untersuchung von Materie, vorzugsweise eines Patienten aussendet, wobei der Strahl wenigstens teilweise gedämpft und absorbiert wird, und mit Einrichtungen, um die Intensität des austretenden Strahles zu messen, um daraus für die Absorptionskoeffizienten und die Dichte des Materials in der Schicht repräsentative Signale abzuleiten, welche in einem Rechner derart verarbeitet werden, daß daraus eine Abbildung des Schichtbereiches erstellbar ist, dadurch gekennzeichnet, daß hinter der Strahlungsquelle und vor der zu untersuchenden Materie ein Kollimator angeordnet ist, der die austretende Strahlung als einen zumindest in einer Richtung in einen im wesentlichen nicht über die durch die Blendenöffnung definierte äußere Begrenzung divergierenden Strahl aussendet, um die Strahlungsbelastung außerhalb des interessierenden Schichtbereiches zu verringern, daß der Kollimator aus einem langgestreckten Schichtaufbau mit einer Vielzahl von die Strahlung verhältnismäßig stark dämpfenden Dämpfungsschichten besteht, die durch zwischengelegte Abstandsschichten mit verhältnismäßig geringer Strahlungsdämpfung auf Abstand gehalten werden, und daß der Schichtaufbau benachbart

zur Blendenöffnung mit parallel zum Strahlungsverlauf ausge-
richteten Dämpfungsschichten und innerhalb der durch die Blenden-
öffnung definierten Begrenzung zwischen Strahlungsquelle und Ziel-
bereich angeordnet ist.

11. Einrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet,
daß die Divergenz θ des projizierten Strahles in der zumindest
einen Richtung im wesentlichen gleich $\arctg b/a$ ist, wobei a die
Länge des Schichtaufbaus und b der Abstand zwischen den Dämpfungs-
schichten ist.
12. Einrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet,
daß der Schichtaufbau aus einer Vielzahl im wesentlichen parallel
und alternierend aufgebauter Dämpfungsschichten sowie Abstandss-
schichten mit geringer Strahlungsdämpfung besteht, wobei Länge
und Dicke der Schichten der jeweiligen Art im wesentlichen gleich sind,
jedoch die Abstandsschichten (30) eine größere Dicke aufweisen
als die Dämpfungsschichten (28).
13. Einrichtung nach einem der Ansprüche 10 bis 12, dadurch
gekennzeichnet, daß der Kollimator aus zwei hintere-
einander angeordneten Schichtaufbauten mit zueinander parallel
verlaufenden Dämpfungs- und Abstandsschichten besteht, und daß
die beiden Schichtaufbauten bezüglich des Verlaufs der Dämpfungs-
schichten um 90° gegeneinander um die Ausbreitungsrichtung
des Strahls verdreht angeordnet sind.

.....

FLEUCHAUS & WEHSER
PATENTANWÄLTE

5

DIPL.-ING. LEO FLEUCHAUS
8000 München 71
Melchiorstraße 42 **2720840**
☎ 0 89 - 79 28 00
Telegramm: Transmarkpatent, München

DIPL.-ING. WULF WEHSER
3000 Hannover 1
☎ 05 11 - 32 14 49

SR22P-1587

München, den 9. Mai 1977
G. D. Searle & Co.
Chicago, Illinois 60680
USA

Kollimator zur Verringerung der Strahlungsbelastung und
zur Verbesserung der Auflösung von strahlungsdiagnostischen
Schichtdarstellungen

Die Erfindung betrifft einen Kollimator für ein Bestrahlungsgerät, bei welchem Röntgen- oder Gammastrahlen durch eine Blende abgestrahlt werden, die durch ihre Blendenöffnung die äußere Begrenzung des Strahls bestimmt, wobei der von dem Kollimator auf einen Zielbereich projizierte Strahl in zumindest einer Richtung im wesentlichen nicht über die durch die Blende definierte äußere Begrenzung des Strahls divergiert.

Radiographische Techniken und Einrichtungen zur Darstellung von Strahlung haben in jüngster Zeit eine revolutionäre Weiterentwicklung erfahren. Es wird davon ausgegangen, daß die meistversprechende Entwicklung in diesem Gebiet in der zur Verfügungstellung und Verbesserung von Einrichtungen zur rechnergestützten Schichtdarstellung zu sehen ist, indem diese Technik die Möglichkeit schafft, eingriffslos sehr detaillierte medizinische Informationen von inneren Organen und Gewebeteilen des menschlichen Körpers zu erhalten. Diese Informationen

Fs/mü

können

709847/0989

können in Form eines graphischen Strahlungsdisplay einer dünnen Schicht des interessierenden Bereiches dargestellt werden.

Früher war es üblich, für die röntgenologische Darstellung in der Medizin flache Filmplatten oder fluoreszierende Schirme zu verwenden, die hinter dem Patienten angeordnet wurden. Mit diesem Verfahren werden die von der Strahlungsquelle ausgehenden und auf den Patienten auftreffenden Röntgenstrahlen entsprechend der unterschiedlichen Übertragung der Röntgenstrahlen im Körper des Patienten durch die strahlungsintensiven Materialien registriert. Dieses grundsätzliche radiographische Verfahren hat bestimmte Nachteile. Insbesondere können sehr feine Differenzierungen, die natürlicherweise durch das Gewebe auf die Strahlungsübertragung und/oder Absorption einwirken, nicht festgestellt werden, da das für die Darstellung verwendete strahlungsempfindliche Material eine zu geringe Empfindlichkeit hat und andererseits die bei der Übertragung durch das Gewebe auftretende Streustrahlung die Auflösung beeinträchtigt. Außerdem können räumlich bzw. seitlich in Schichtbereichen nebeneinanderliegende Informationen nicht erhalten werden, da die Überlagerung der einzelnen Objektabbildungen ebenfalls auf dem Film oder dem phosphoreszierenden Schirm übereinanderprojiziert werden und damit aufgrund eines mangelnden Kontrastes schwer oder überhaupt nicht differenzierbar sind.

Es wird wohl bereits versucht, derartige räumlich bezüglich der Strahlrichtung hintereinanderliegende Informationen durch die Fokussierung des Strahls auf bestimmte Querschnittsebenen zu erhalten, indem Abschattungen aufgrund der Struktur in anderen Ebenen gelöscht werden. Dies ließ sich insbesondere dadurch verwirklichen, daß entweder die Strahlungsquelle und das Aufzeichnungsmedium oder das zu untersuchende Objekt und das Aufzeichnungsmedium relativ zueinander verschoben wurden, um eine Schattenwirkung nur von einer Ebene als

stationäre

stationäre Abbildung auf dem Aufzeichnungsmedium zu erhalten. Man hat sich auch bereits darum bemüht, eine Stereoaufzeichnung zur Erhaltung seitlich hintereinanderliegender Informationen zu verwenden. Alle diese Bemühungen und Verfahren haben zu einem gewissen gewünschten Ergebnis geführt, jedoch sind sie nicht in der Lage, eine sehr gute aussagekräftige Qualität in der Darstellung zu gewährleisten.

Durch die Entwicklung der rechnergestützten Schichtdarstellung wurden viele Probleme und Nachteile beseitigt, die durch die bekannten strahlungsdiagnostischen Verfahren unvermeidbar waren. So können z. B. mit solchen Schichtdarstellungen innere Organe oder Gewebeteile des menschlichen Körpers im Schnitt anstelle einer Übereinanderprojektion offengelegt werden, wobei eine Reihe von Belichtungen aus unterschiedlichen Winkeln von einer Schichtebene, die quer durch den zu untersuchenden Bereich verläuft, angefertigt werden. Insbesondere bei einer rechnergestützten strahlungsdiagnostischen Schichtdarstellung durchdringt ein dünner Röntgenstrahl den zu untersuchenden Schichtbereich längs einer quer durch diesen Schichtbereich verlaufenden Linie und wird mit Hilfe von empfindlichen Strahlungsdetektoren ausgewertet. Eine Reihe von individuellen Messungen der abgegebenen Strahlung nach dem Durchdringen des Schichtbereiches führt zu einer Vielzahl von Ansichten desselben. Aufgrund dieser Ansichten ergibt sich eine große Vielzahl von Informationen und Daten bezüglich der Kontrastunterschiede in dem strahlungsdiagnostisch untersuchten Schichtbereich. Diese Informationen und Daten, welche von individuellen Messungen unter verschiedenen Winkeln herrühren, stellen die Ausgangssignale dar, mit denen die Schwächungskoeffizienten der Gammastrahlen berechnet werden können, um daraus die Abbildung des untersuchten Schichtbereiches zu rekonstruieren. Auf diese Weise erhält man mit Hilfe einer rechnergestützten Schichtabtastung über die mathematische Rekonstruktion

eine Schicht-

eine Schichtdarstellung in bekannter Weise.

Bezüglich des apparativen Aufwandes besteht die in Fig. 1 dargestellte rechnergestützte Anlage zur strahlungsdiagnostischen Schichtdarstellung aus mehreren Basiskomponenten. Eine dieser Basiskomponenten ist die Röntgenstrahlungsquelle mit einem Kollimator zur Herstellung eines Nadelstrahls, der durch eine Querschnittsebene, d. h. eine Schichtebene des menschlichen Körpers in unterschiedlicher Winkelstellung geschickt wird. Mit Hilfe eines auf der anderen Seite befindlichen Szintillationsdetektors oder Gasdetektors wird die Röntgenstrahlung erfaßt. Eine Relativbewegung zwischen der Strahlungsquelle, dem Detektor und/oder dem Patienten wird dadurch erreicht, daß die Strahlungsquelle und/oder der Detektor an einer verschiebbaren Schwenkbrücke angeordnet ist. Der Detektor umfaßt eine Vielzahl von Einzeldetektoren, die auf Nadelstrahlen aus der Strahlungsquelle ansprechen, während sich die Schwenkbrücke dreht. Dadurch erhält man eine Vielzahl unterschiedlicher und verschiedener Datenmengen in Abhängigkeit von der Schwächung der Strahlungsenergie beim Durchsetzen der interessierenden Schicht in Querrichtung. Diese Datenmenge wird einem entsprechend programmierten Rechner eingegeben, der aufgrund bekannter mathematischer Algorithmen eine Rekonstruktion der untersuchten Querschnittsebene für die graphische Darstellung errechnet. Diese Darstellung kann sowohl auf dem Bildschirm einer Kathodenbildröhre als auch mit Hilfe eines Druckers oder dergl. erfolgen.

Unter theoretischen Gesichtspunkten ist eine rechnergestützte strahlungsdiagnostische Schichtdarstellung in der Lage, Abbildungen des untersuchten Querschnittes zu rekonstruieren, die über eine sehr feine Auflösung verfügen. In der Praxis ergeben sich jedoch Probleme, die die theoretischen Möglichkeiten verschlechtern, so daß die tatsächlich er-

haltenen Ab-

haltenen Abbildungen eine sehr viel schlechtere Auflösung aufweisen und den gewünschten Anforderungen nicht entsprechen.

Von besonderer Wichtigkeit ist das beim bisher bekannten Stand der Technik auftretende Problem der verschwommenen Auflösung eines rekonstruierten Bildes, da sich der Patient während der Abtastung nicht völlig ruhig verhalten kann. Um nämlich die notwendige Anzahl statistischer Werte zu erhalten, ist es häufig erforderlich, daß eine einzige Abtastung über eine zu untersuchende Schicht mehrere Minuten in Anspruch nimmt. Während dieser Zeit wäre es unbedingt erforderlich, daß der Patient völlig regungslos liegt. Dieses Erfordernis ist aufgrund der normalen Atmung des Herzschlages und anderer physiologischer Effekte nicht einzuhalten, so daß eine verschwommene Abbildung entsteht. Das heißt, bei einer verhältnismäßig langsamen Abtastzeit können Verschlechterungen der Bildqualität nicht vermieden werden. Jedoch auch die Verwendung einer sehr kurzen Abtastzeit durch entsprechend rasche Abtastung, z. B. über nur wenige Sekunden, ist praktisch nicht zu verwirklichen, da die Ansprechzeit der Anlage und die Dosierung der Strahlung oder dergl. eine solche Verkürzung der Abtastzeit nicht zulassen.

Ein weiteres Problem, das eine Darstellung bezüglich ihrer Qualität beeinträchtigt, ergibt sich durch Streueffekte aufgrund von Streustrahlung, die in unmittelbarer Nachbarschaft des zu untersuchenden Schichtbereiches wirksam ist. Aufgrund dieser Streueffekte ist es bisher nicht möglich, den dünnen Strahl nur auf die dünne interessierende Schicht zu begrenzen und eine erhöhte Streuung zu vermeiden. Damit verbunden ist gleichzeitig eine unnötige Strahlungsbelastung des Patienten in nicht für die Untersuchung erforderlichen Bereichen.

Viele dieser Probleme könnten bei einer rechnergestützten strahlungs-

diagnostischen

diagnostischen Schichtdarstellung vermieden werden, wobei gleichzeitig eine sehr hohe Auflösung der Darstellung infolge einer sehr raschen Abtastung und eine verhältnismäßig geringe Strahlungsbelastung möglich ist, wenn es gelingt, einen möglichst dünnen und nicht divergierenden Abtaststrahl zu schaffen. Unter dieser Voraussetzung würde nicht nur die Auflösung aufgrund der größeren Anzahl von durch einen bestimmten Schichtbereich hindurchtretenden und vom Detektor empfangenen Strahlungsquanten wesentlich verbessert werden, sondern auch die Streustrahlung außerhalb des gewünschten Strahlungswinkels verringert werden. Dies ist von besonderer Wichtigkeit, da dadurch die Strahlungsdosis, welcher der Patient außerhalb des zu untersuchenden Schichtbereiches ausgesetzt wird, auf einem Minimum gehalten werden kann.

Mit Hilfe der bisher bekannten Technologie war es nicht möglich, diese gewünschten Verbesserungen zu erzielen. Damit wurde die Entwicklung von sehr schnell arbeitenden Einrichtungen zur rechnergestützten sowie strahlungsdiagnostischen Schichtdarstellung die eine sehr hohe Auflösung und eine äußerst geringe Strahlungsbelastung für den Patienten gewährleisten, behindert.

Ein Teil des technologischen Problems ergibt sich aus der Tatsache, daß Röntgenstrahlen bzw. Gammastrahlen nicht leicht elektromagnetisch fokussiert werden können. Die Quelle derartiger Strahlung ist grundsätzlich isotrop, so daß die Strahlung auch nur durch geometrische Techniken ausgerichtet bzw. zentriert werden kann, wobei geeignete Dämpfungsmaterialien Verwendung finden. Der geometrische Aufbau von zu diesem Zweck verwendeten Kollimatoren hat jedoch den Nachteil, daß sich ein divergierender Strahl ergibt, so daß auch ein außerhalb des zu untersuchenden Schichtbereiches liegender Randbereich des Strahls das umgebende Gewebe un-

nötig

nötig strahlungsbelastet. Abgesehen von dem erhöhten Risiko für den Patienten ergibt sich daraus auch eine Verschlechterung der gewonnenen Informationen durch Streueffekte, womit die Auflösung der Darstellung verschlechtert wird und sogar die Möglichkeit einer fehlerhaften Darstellung besteht.

Der Erfindung liegt deshalb die Aufgabe zugrunde, einen Kollimator zu schaffen, mit dem ein diesen Kollimator durchdringender Röntgen- oder Gammastrahl so ausgerichtet und zentriert werden kann, daß er zumindest in einer Richtung nicht divergierend ist. Durch die Schaffung eines solchen im wesentlichen nicht divergierenden Strahles soll die Auflösung der Darstellung verbessert und die Strahlungsbelastung des Patienten verringert werden, wobei gleichzeitig auch eine Verschlechterung der Darstellung infolge von Streueffekten möglichst vermieden werden soll. Diese Ergebnisse sollen unabhängig von der Abtastgeschwindigkeit erreicht werden.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß der Kollimator aus einem langgestreckten Schichtaufbau mit einer Vielzahl von die Strahlung verhältnismäßig stark dämpfenden Schichten (Dämpfungsschicht) besteht, die durch zwischengelegte Schichten mit verhältnismäßig geringer Strahlungsdämpfung auf Abstand gehalten werden, und daß der Schichtaufbau benachbart zur Blendenöffnung mit parallel zum projizierten Strahl ausgerichteten Dämpfungsschichten für eine Vielzahl von Strahlwegen zwischen der Strahlungsquelle und dem Zielbereich angeordnet ist.

Weitere Ausgestaltungen der Erfindung sind Gegenstand von weiteren Ansprüchen.

Die Vorteile und Merkmale der Erfindung ergeben sich auch aus der nachfolgenden Beschreibung eines Ausführungsbeispiels in Verbindung

mit den

mit den Ansprüchen und der Zeichnung. Es zeigen:

- Fig. 1 eine schematische Darstellung einer herkömmlichen Anlage zur strahlungsdiagnostischen Schichtdarstellung unter Verwendung eines Kollimators gemäß der Erfindung;
- Fig. 2 die Wirkungsweise der herkömmlichen Kollimatorgeometrie bezüglich der sich ergebenden Strahlintensität bei einer punktförmigen Strahlungsquelle;
- Fig. 3 eine schematische Darstellung einer herkömmlichen Kollimatorgeometrie unter Verwendung eines Doppelschlitzes bzw. einer Doppelöffnung und einer punktförmigen Strahlungsquelle sowie die Wirkung der Kollimatorgeometrie auf den ausgeblendeten Strahl;
- Fig. 4 eine schematische Darstellung einer Kollimatorgeometrie unter Verwendung einer geschlitzten Kollimatoröffnung und einer linienförmigen Strahlungsquelle sowie des sich daraus ergebenden ausgeblendeten Strahls;
- Fig. 5 eine schematische Darstellung einer Kollimatorgeometrie mit zwei schlitzförmigen Öffnungen und einer linienförmigen Strahlungsquelle sowie des sich daraus ergebenden ausgeblendeten Strahls;
- Fig. 6 eine schematische geschnittene Seitenansicht der grundsätzlichen Geometrie eines Kollimators gemäß der Erfindung;
- Fig. 7 eine schematische Darstellung der aufgrund des Kollimators gemäß der Erfindung sich ergebenden Strahlintensität bei der

Verwendung

~~8~~
13 2720840

Verwendung einer linienförmigen Strahlungsquelle;

- Fig. 8 die graphische Darstellung einer Gausschen Verteilungskurve für die Strahlungsintensität im Strahl, wie sie sich aufgrund eines Kollimators gemäß der Erfindung ergibt;
- Fig. 9 eine graphische Darstellung der Strahlintensität bei einem herkömmlichen Kollimator gemäß Fig. 4;
- Fig. 10 eine physikalische Ausführungsform eines Kollimators gemäß der Erfindung für einen runden Strahl;
- Fig. 11 eine weitere Ausführungsform eines Kollimators gemäß der Erfindung;
- Fig. 12 eine Draufsicht auf eine spezielle bevorzugte geometrische Konfiguration eines Materials mit einem verhältnismäßig niederen Schwächungskoeffizienten zur Verwendung als Abstandselement für die Kollimatoren gemäß Fig. 10 und 11;
- Fig. 13 eine perspektivische Darstellung der Kollimatorgeometrie gemäß Fig. 7 mit zwei rechtwinklig zueinander stehenden planaren Kollimatorelementen.

Wie bereits zum Ausdruck gebracht, können Gammastrahlen bzw. Röntgenstrahlen nicht leicht elektromagnetisch fokussiert werden, vielmehr wird diese Strahlung in der Regel mit Hilfe einer geometrischen Ausrichtungstechnik unter Verwendung geeigneter Dämpfungsmaterialien ausgerichtet. Diese Dämpfung der Strahlung, wenn die Röntgenstrahlen das Material durchdringen, wirkt sich in einer Verminderung der Strahlintensität aus,

wobei sich

709847/0989

wobei sich dieser Intensitätsverlust durch die nachfolgende Gleichung beschreiben läßt.

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1)$$

dabei kennzeichnet I_0 die auf das Dämpfungsmaterial einfallende Intensität

I die Strahlintensität nach dem Durchdringen des Dämpfungsmaterials,
 μ der lineare Dämpfungs- bzw. Schwächungskoeffizient des Materials,
 x die Wegstrecke durch das Material.

Der Schwächungskoeffizient μ ist etwa proportional der Elektronendichte eines gegebenen Materials und hat daher für Materialien mit einer niederen Atomzahl und einer niederen Massendichte einen verhältnismäßig niederen Wert, wogegen Materialien mit einer hohen Atomzahl und einer hohen Massendichte einen verhältnismäßig hohen Wert für den Schwächungskoeffizienten haben. Ein typisches für den Aufbau eines Kollimators verwendetes Dämpfungsmaterial für Röntgenstrahlen ist Blei.

Für eine angenommene punktförmige Strahlungsquelle ist in Fig. 2 ein Kollimator in bekannter Ausführung mit einem einzigen Öffnungsschlitz in einer Bleischeibe 24 dargestellt. Die von der punktförmigen Strahlungsquelle ausgehende und nicht durch den Öffnungsschlitz bzw. die Blende fallende Strahlung trifft auf das Dämpfungsmaterial auf und wird in Abhängigkeit von den Materialkonstanten und der Abmessung des verwendeten Dämpfungsmaterials absorbiert bzw. gedämpft. Grundsätzlich soll bei einer Strahlungsbehandlung nur der speziell interessierende Körperteil der Strahlung ausgesetzt werden, so daß der Kollimator grundsätzlich die unerwünschte Strahlung wirksam unterdrücken soll. Dabei muß man im Auge behalten, daß Röntgenstrahlung nicht wirklich fokussiert werden kann.

Wie man

Wie man aus Fig. 2 ferner entnehmen kann, tritt ein von der punktförmigen Strahlungsquelle ausgehender Strahl durch die Blende, wobei der auf den Zielbereich bzw. die Zielfläche auftreffende Strahl eine Aufweitung erfährt, so daß es schwierig ist, den tatsächlichen Strahldurchmesser einzustellen.

Eine Verbesserung bezüglich der Strahldivergenz läßt sich durch die Verwendung von mehreren Blenden oder Öffnungsschlitzen erzielen, wie dies aus Fig. 3 hervorgeht. Zu diesem Zweck sind in hintereinandergeschalteten Dämpfungsschichten 24 und 26 entsprechend Öffnungen angebracht. Aus der Darstellung kann man entnehmen, daß der Strahldurchmesser an der Zielfläche wesentlich kleiner als bei der Ausführung gemäß Fig. 2 ist, obwohl der Strahl nach wie vor divergiert. Diese Ausgestaltung des Kollimators mit zwei Blenden arbeitet in derselben Weise wie ein Kollimator, dessen Blende rohrförmig aufgebaut ist und sich über den Abstand der beiden Dämpfungsschichten 24 und 26 erstrecken würde. Die Diskussion der Verhältnisse anhand der Fig. 2 und 3 geht davon aus, daß eine punktförmige Strahlungsquelle Verwendung findet. In der Praxis sind die Strahlungsquellen in der Regel nicht als punktförmige, sondern als linienförmige Strahlungsquelle zu betrachten, wie dies in den Fig. 4 und 5 angedeutet ist. Auch bei derartigen linienförmigen Strahlungsquellen existiert nach wie vor das Problem der Divergenz des durch einen Kollimator ausgerichteten Strahles und damit das Problem der von der Mitte zu den Randbereichen hin abnehmenden Strahlintensität. In Fig. 4 ist die sich ergebende Strahlintensität für einen Kollimator mit einer einzigen Schlitzblende dargestellt.

Fig. 5 zeigt dagegen dieselben Verhältnisse für einen Kollimator mit zwei hintereinandergeschalteten Schlitzblenden, wobei diese Verhältnisse auch für eine rohrförmige Blende gültig ist, die sich in Strahl-

richtung

richtung über den Abstand der beiden Dämpfungsschichten erstreckt.

Für viele Anwendungszwecke, wie z. B. der Strahlungsdiagnostik und des graphischen Strahlungsdisplay, insbesondere in Verbindung mit einer rechnergestützten strahlungsdiagnostischen Schichtdarstellung ist es notwendig, einen sehr gut ausgerichteten und nicht divergierenden Strahl zu haben, so daß die Strahlungsbelastung des Patienten möglichst verringert und eine Verschlechterung der Darstellung durch mangelnde Auflösung infolge von Streustrahlung merklich reduziert werden kann. In anderen Anwendungsbereichen, z. B. bei der Materialuntersuchung und zur Ermittlung der Materialstruktur oder zum Auslösen chemischer Reaktionen im Zielbereich ist es besonders nützlich, wenn der Strahl sehr gut ausgerichtet ist und im wesentlichen nicht divergiert. Die herkömmliche Art des Kollimatoraufbaus, wie sie durch die Darstellung gemäß Fig. 2 bis 5 angedeutet ist, führt nicht zu dem gewünschten Ziel, nämlich der Erzeugung eines im wesentlichen nicht divergierenden Strahles.

Diese Schwierigkeit wird durch einen Kollimatoraufbau gemäß der Erfindung überwunden, welcher in der Darstellung gemäß Fig. 6 schematisch in einer geschnittenen Seitenansicht gezeigt ist.

Der durch den Kollimator nach dem Aufbau gemäß Fig. 6 dringende Röntgenstrahl ist zumindest in einer Richtung im wesentlichen nicht divergierend. Im speziellen kann man entnehmen, daß der Kollimator aus Dämpfungsschichten 28 mit einem sehr hohen Dämpfungskoeffizienten und dazwischenliegenden Schichten 30 aufgebaut ist, welche einen sehr niederen Dämpfungskoeffizienten haben. Für eine rechnergestützte strahlungsdiagnostische Schichtdarstellung findet für die Dämpfungsschichten vorzugsweise Tantal Verwendung, welche eine Materialdichte

von etwa

von etwa 17 gm/cm^3 hat und leicht zu bearbeiten ist. Die durchlässige Schicht mit dem niederen Dämpfungskoeffizienten besteht im wesentlichen aus Luft oder Azetat. Aus der Darstellung gemäß Fig. 6 kann man entnehmen, daß sich die in der gewünschten Richtung ausbreitende Strahlung, d. h. in Richtung des Pfeiles S, durch die durchlässige Schicht 30 verläuft, während die divergierende Strahlung auf die Dämpfungsschichten 28 auftrifft und unterdrückt wird. Der Intensitätsabfall des Strahles aufgrund der Dicke der Dämpfungsschicht 28 ergibt sich aus einer geometrischen Relation entsprechend der nachfolgenden Gleichung:

$$I = I_0 \frac{b}{t + b} \quad (2)$$

wobei I die Intensität des Strahles nach dem Durchdringen des Materials,
 I_0 die einfallende Intensität,
t die Dicke der Dämpfungsschicht 28,
b die Dicke der nicht durchlässigen Schicht 30 ist.

Die Gesamtdämpfung in Durchlaßrichtung wird durch die nachfolgende Gleichung beschrieben:

$$I = I_0 \frac{b}{t + b} (e^{-\mu a}) \quad (3)$$

In dieser Gleichung ist

a die Gesamtlänge des Kollimators,

μ der Dämpfungskoeffizient der durchlässigen Schicht.

Bei dem Kollimator gemäß der Erfindung wird die Strahldivergenz nicht von der Gesamtbreite des Strahles bestimmt, sondern vielmehr von der Länge und dem Abstand der einzelnen Schichten im Kollimator. Damit ergibt sich für die Strahldivergenz θ :

$$\theta = \operatorname{arctg} \frac{b}{a} \quad (4)$$

Dabei ist a die Länge der absorbierenden Materialschicht,
b die Breite bzw. Dicke der durchlässigen Materialschicht.

In der Praxis wird der Schichtaufbau aus den verschiedenen Materialien vor einer Schlitzblende in einem absorbierenden Material 32 gemäß den Fig. 6 und 7 angeordnet. Der Schichtaufbau ist dabei in Längsrichtung des Strahles ausgerichtet und liegt zwischen der Schlitzblende bzw. der absorbierenden Materialschicht 32 und der Zielfläche des Strahles, wobei die durchlässigen Schichten den Strahl in Richtung auf die Zielfläche freigeben. Der dabei aus dem Schichtaufbau des Kollimators austretende Strahl ist in Fig. 7 schematisch dargestellt, wobei diese Darstellung erkennen läßt, daß der Strahl im wesentlichen zumindest in einer Richtung keine Divergenz zeigt, selbst wenn die Strahlungsquelle linienförmig ist. Der auf die Zielfläche auftreffende Strahl ist scharf begrenzt und hat eine annähernd Gaussche Intensitätsverteilung.

Die spezielle geometrische Konfiguration des Kollimators gemäß der Erfindung bringt daher eine markante Verbesserung bezüglich der sich ergebenden Strahlintensität und der Unterdrückung der Strahldivergenz. Die Vorteile aufgrund der Maßnahmen der Erfindung ergeben sich auch aus der nachfolgenden Berechnung, die typische Dimensionen bekannter Kollimatoren im Vergleich mit einem Kollimator gemäß der Erfindung berücksichtigen.

Für diese Berechnung wird von einem Kollimator gemäß der Erfindung mit der Annahme ausgegangen, daß die Strahlungsquelle die eines Generators für Röntgenstrahlen mit 130 kV ist. Die Dicke t der Dämpfungsschichten 28 aus Tantal ist etwa 0,00254 cm, wogegen die Dicke b der durchlässigen Schichten 30 etwa 0,05334 cm ist. Die Länge a des

Gesamt-

Gesamtaufbaus beträgt etwa 4,064 cm. Unter diesen Bedingungen hat der Röntgenstrahl eine Divergenz θ von etwa $0,716^\circ$ oder 0,1025 Radianten. Bei einer Entfernung der Zielfläche von etwa 101,6 cm beträgt der Abstand D in der graphischen Darstellung der Intensitätsverteilung gemäß Fig. 8 etwa 1,27 cm auf jeder Seite der Grenzlinien, welche durch die Begrenzung der Blendenöffnung und damit der Dimension C gemäß Fig. 6 festgelegt ist. Der Wert von C beträgt bei dem Beispiel etwa 2,54 cm. Wie man aus Fig. 8 entnehmen kann, ist das Profil der Strahlintensitätsverteilung scharf begrenzt und entspricht etwa einer Gausschen Verteilung für die beispielsweise angenommene Strahlungsquelle.

Gegenüber bekannten Kollimatoren, z. B. entsprechend der Darstellung gemäß Fig. 5, ergibt sich für den erfindungsgemäßen Aufbau eine beträchtlich kleinere Strahldivergenz, so daß eine solche praktisch nicht existiert und zu vernachlässigen ist. Bei einem Kollimator mit einer Zweifachblende oder einer Rohrblende gemäß Fig. 5 hängt die Qualität der Strahlungsdivergenz von dem Abstand A zwischen dem Kollimator und der Strahlungsquelle ab. Geht man von einem Kollimator mit denselben Abmessungen für die Kollimatorlänge a entsprechend dem Abstand der Blendenöffnung in Fig. 5 aus sowie einer Blendenöffnung C, wobei der Abstand A des Kollimators von der Strahlungsquelle gleich 0 ist, so ergibt sich eine Divergenz D, wie sie in Fig. 9 dargestellt ist, mit einem Wert von 63,5 cm. Diese Divergenz D entsprechend der Abmessung D in Fig. 8 tritt auf beiden Seiten der zentralen Projektion der Blendenöffnung in einem Abstand von 101,6 cm auf. Aus dem Vergleich der Werte ergibt sich, daß die Divergenz D mit einem Wert von 1,27 cm eine überragende Verbesserung gegenüber dem bekannten Kollimator darstellt. Dazu kommt, daß der Abstand zwischen der Strahlungsquelle und dem Kollimator bei der Erfindung keinen sehr wesentlichen Einfluß auf die charakteristischen Leistungsdaten hat und daher eine sehr viel kompaktere Bauweise zuläßt.

Der Kollimator

Der Kollimator gemäß der Erfindung berücksichtigt ferner eine Technik, die eine minimale Verringerung der tatsächlichen Strahlintensität zuläßt. Es ist in dieser Hinsicht bekannt, daß die Strahlintensität von der Dicke der Dämpfungsschichten 28 und der Länge a sowie dem Dämpfungskoeffizienten der durchlässigen Materialschichten 30 abhängt. Wenn man wiederum davon ausgeht, daß die Dämpfungsschichten eine Dicke von 0,00254 cm haben und aus Tantal bestehen, und daß die Länge A der durchlässigen Materialschicht 0,0508 cm beträgt, ergibt sich für die geometrischen Verluste der Strahlintensität der prozentuale Strahlungsverlust aus der nachfolgenden Gleichung:

$$\frac{I}{I_0} = \frac{t}{t + b} = \frac{0,00254}{0,05334} = 4,8 \% \quad (5)$$

Die Intensitätsverluste aufgrund des geschichteten Materials ergeben sich aus nachfolgender Gleichung:

$$\frac{I}{I_0} = e^{-\sum_k u_k \Delta x_k}$$

Dabei stellt der Ausdruck $\sum_k u_k \Delta x_k$ die Summe aller Materialien im direkten Strahlweg dar, die als Abstandselemente für die Dämpfungsschichten dienen.

Um eine maximale Übertragung der Strahlung zu erreichen, sollte die geometrische Ausgestaltung der durchlässigen Schichten 30 derart sein, daß im Strahlengang möglichst wenig Material vorhanden ist. Ein entsprechender Aufbau kann daher dazu führen, daß die Dämpfung möglichst gleichmäßig und niedrig ist. Ein in dieser Hinsicht günstiger Aufbau der durchlässigen Schicht 30 ist in Fig. 12 dargestellt, welche auch für die Kollimatorausführungen gemäß Fig. 10 und 11 Verwendung findet. Bei der dargestellten Ausgestaltung der durchlässigen Schicht 30 sind

Hohlräume 34

- 21 -

2720840

G. D. Searle & Co.
SR22P-1587

Hohlräume 34 mit einem geringen absorbierenden Medium, z. B. Luft, vorgesehen, wobei die Formgebung der Hohlräume derart ist, daß alle Strahlungsquanten eines die Schicht durchdringenden Röntgenstrahles mit der gleichen Wegstrecke das Medium in den Hohlräumen durchwandern.

Die spezielle geometrische Konfiguration des Kollimators gemäß der Erfindung ist nicht kritisch bezüglich der grundsätzlichen angestrebten Ergebnisse, vorausgesetzt, daß das strahlungsabsorbierende Material im Strahl angeordnet ist und parallel zur Strahlrichtung verläuft. Daher könnte, wenn ein paralleler Schichtaufbau wünschenswert ist, eine Vielzahl von Dämpfungsschichten und durchlässigen Schichten sandwichartig parallel zueinander aufgebaut werden, wobei die einzelnen Schichten im wesentlichen bezüglich der Länge und Dicke gleichförmig ausgebildet sind, jedoch die durchlässigen Schichten eine größere Dicke als die Dämpfungsschichten aufweisen.

Wenn jedoch eine kreisrunde Strahlungsbegrenzung wünschenswert ist, läßt sich dies mit einer Modifikation des geometrischen Aufbaus erreichen, wobei eine Ausführungsform gemäß Fig. 10 mit einer Vielzahl koaxial zueinanderliegender Dämpfungsschichten und zwischengelegter durchlässiger Schichten 28 bzw. 30 als zweckmäßig angesehen wird. Die einzelnen Schichten gleichen Materials sind dabei im wesentlichen von gleichförmiger Länge und gleichförmiger Dicke. Die in Fig. 11 dargestellte Ausführungsform dient ebenfalls zur Erzeugung eines nicht divergierenden Strahles mit kreisrunder Strahlungsbegrenzung, wobei die beiden unterschiedlichen Schichten nicht koaxial, sondern spiralförmig ineinander geschachtelt sind.

Mit dieser Ausführungsform des Kollimators gemäß den Fig. 10 und 11 ist es möglich, einen nicht divergierenden Strahl zu erzeugen, wobei dieser

eine kreis-

709847/0989

eine kreisrunde Begrenzung hat, d. h. der Strahl ist in zwei Ebenen nicht divergierend. Im Gegensatz dazu wird bei einer Ausführungsform gemäß den Fig. 6 und 7 der Strahl nur in einer Ebene ohne Divergenz ausgerichtet. Wenn eine zweidimensionale Ausrichtung ohne Divergenz wünschenswert ist, könnten, wie in Fig. 13 angedeutet, zumindest zwei Schichtpakete mit zueinander senkrecht verlaufenden Schichten hintereinander in den Strahlengang eingefügt werden. Bei der in Fig. 13 dargestellten Ausführungsform sind zwei Schichtpakete hintereinander angeordnet, wobei die Schichten der einzelnen Pakete in Richtung des Strahlengangs verlaufen, jedoch bezüglich der beiden Pakete senkrecht zueinander angeordnet sind. Anstelle von zwei hintereinander angeordneten Schichtpaketen könnten diese auch in einem Block kartonartig ineinandergeschachtelt sein, wodurch eine Vielzahl von Raumelementen mit senkrecht zueinander verlaufenden Dämpfungsschichten entstehen.

Abweichend von den dargestellten Ausführungsformen sind auch andere geometrische Modifikationen leicht vorstellbar, wobei auch ein Kollimatoraufbau möglich ist, der für eine Vielzahl von Einzelstrahlen Verwendung finden kann. Dabei kann für jeden einzelnen Strahl ein separater Kollimator vorgesehen sein, jedoch ist es auch möglich, einen Kollimator verhältnismäßig großer Abmessung vorzusehen, der vor einer entsprechenden Blende mit einer der Anzahl der Einzelstrahlen entsprechenden Anzahl von Öffnungsschlitzern angeordnet ist.

Die Anwendung des erfindungsgemäßen Kollimatoraufbaus führt insbesondere bei rechnergestützten strahlungsdiagnostischen Schichtdarstellungen zu wesentlich besseren Ergebnissen und hilft, daß außerhalb der zu untersuchenden Schicht die Strahlungsbelastung des Gewebes bzw. des Patienten möglichst klein ist. Ferner wird durch die geringe Divergenz des Strahles die Bildauflösung wesentlich verbessert, da die Streustrahlung auf ein Minimum herabgesetzt werden kann. Obwohl die Kollimatorausgestaltung

gemäß der

- 18 - 2720840
23

SR22P-1587
G. D. Searle & Co

gemäß der Erfindung in Verbindung mit der Röntgendiagnostik beschrieben wurde, kann die Erfindung auch für andere Anwendungsgebiete von Interesse und Bedeutung sein, wenn hierfür Strahlen mit möglichst geringer Divergenz benötigt werden. Auch für die therapeutische Verwendung von Strahlung ist der Kollimatoraufbau gemäß der Erfindung von großer Bedeutung. Der Einsatz des erfindungsgemäßen Kollimators ist sowohl bei einem Sende- als auch bei einem Empfangsbetrieb möglich.

Patentansprüche

709847/0989

24
Leerseite

SR22F-1537

2720840

29.

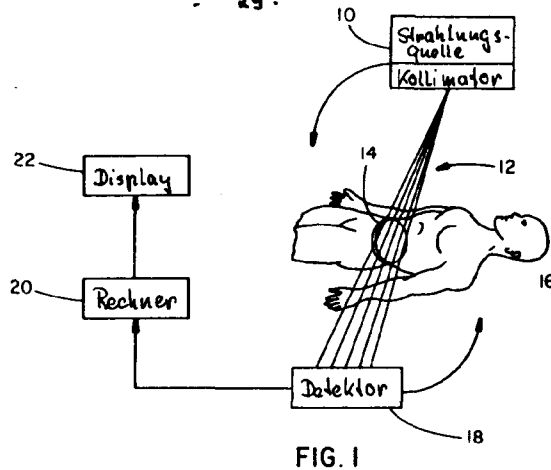


FIG. 1

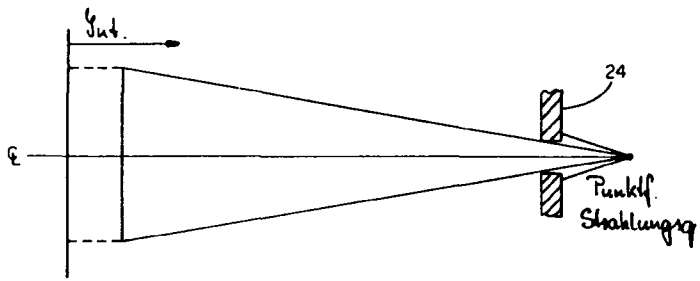


FIG. 2

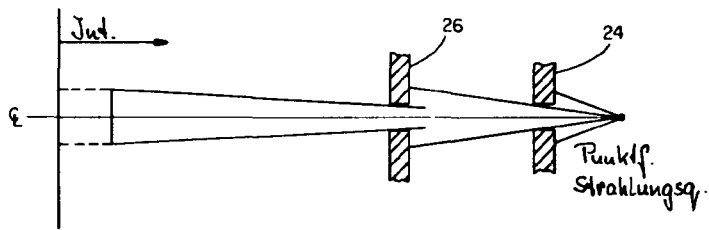


FIG. 3

2720840

- 25 -

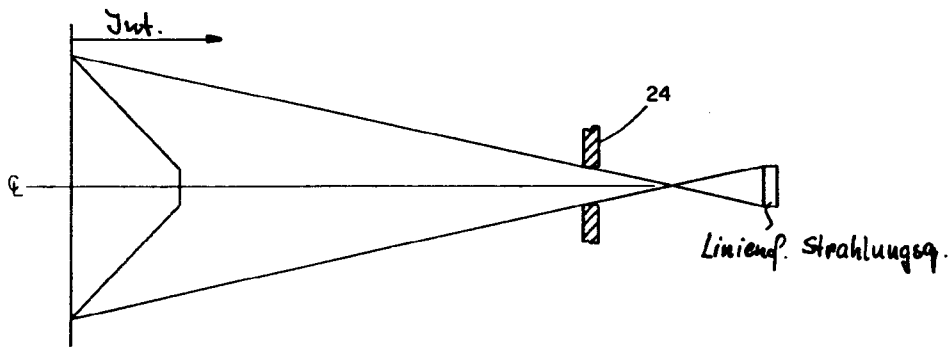


FIG. 4

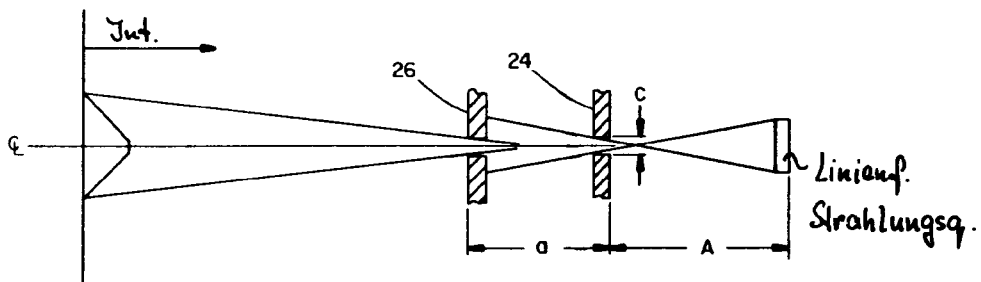


FIG. 5

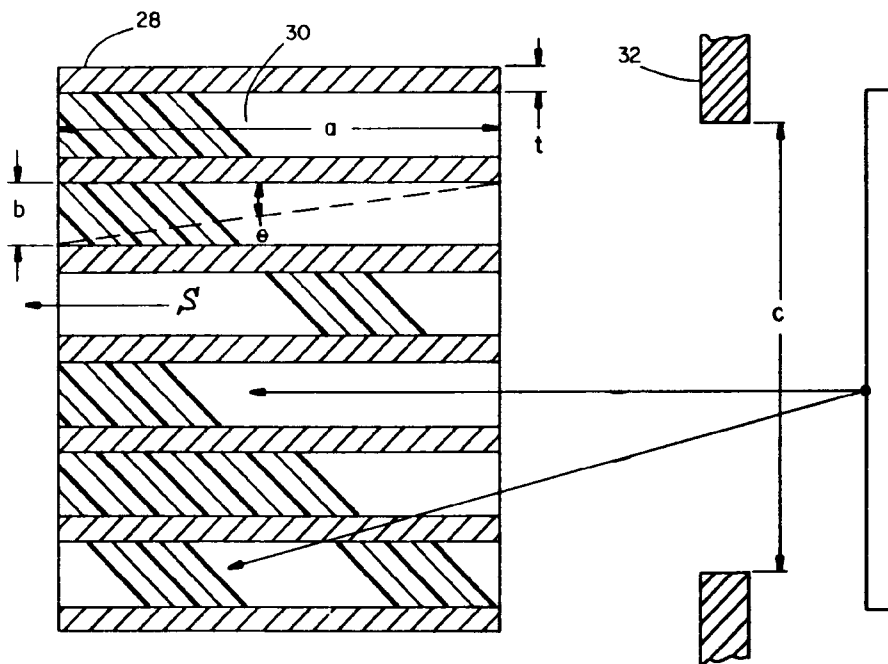


FIG. 6

2720840

- 26 -

FIG. 7

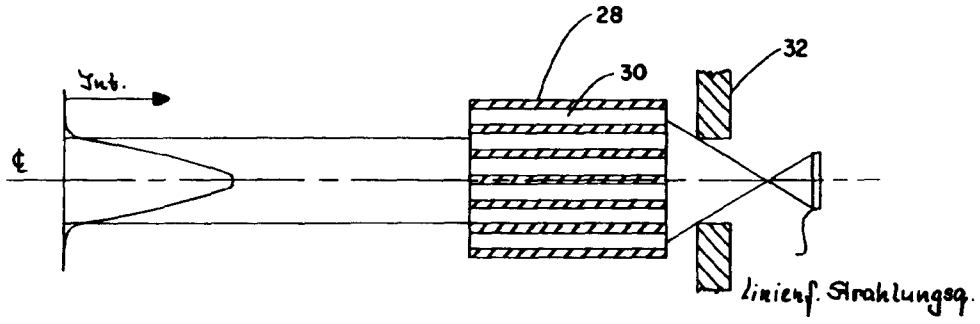


FIG. 8

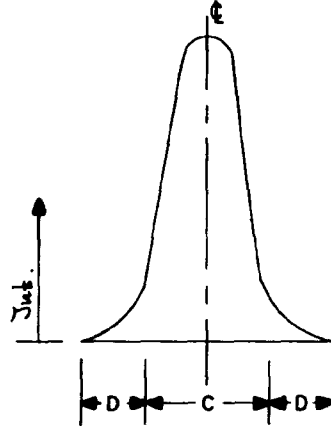
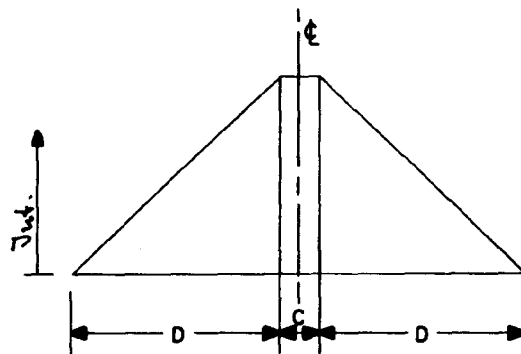


FIG. 9



709847/0989

SR 22P-1537

2720840
27.

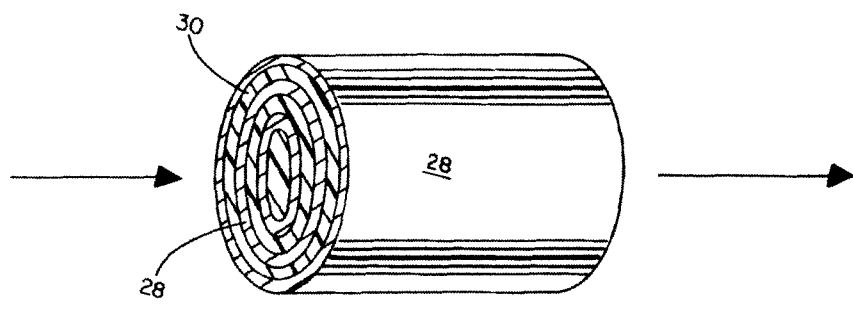


FIG. 10

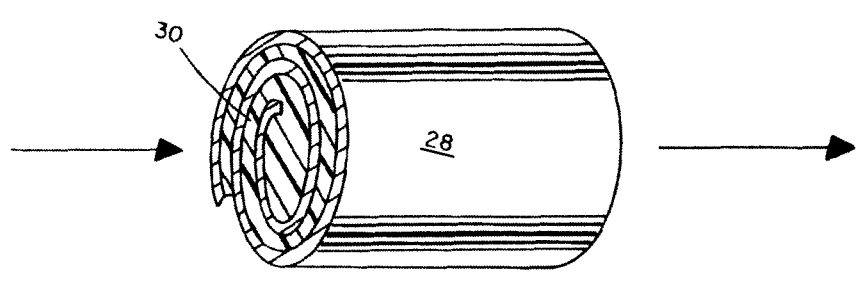


FIG. 11

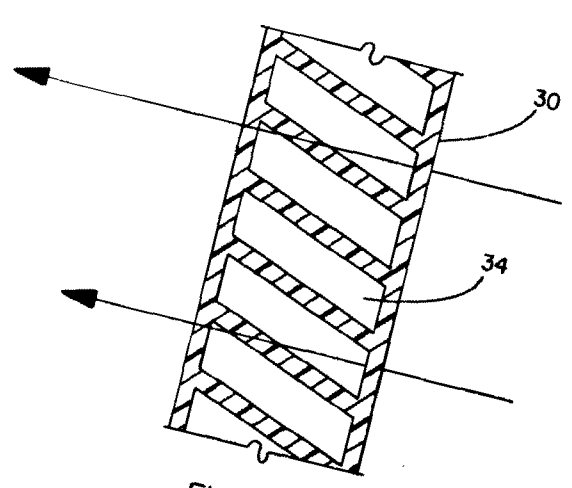


FIG. 12

709847/0989

2720840

(28)

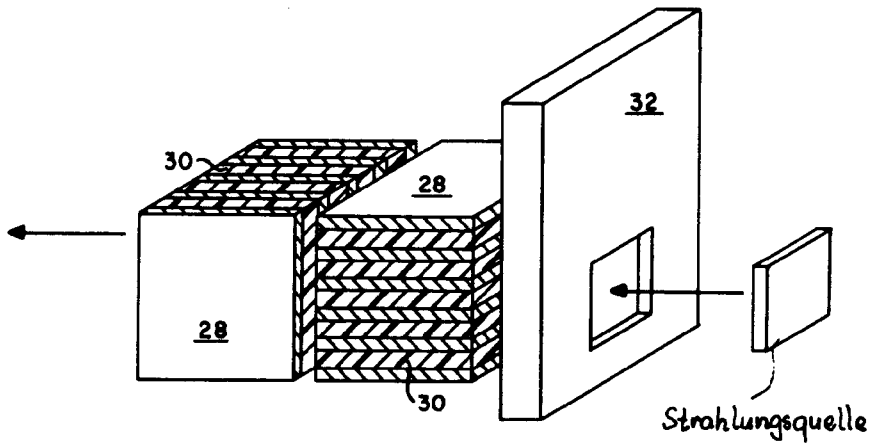


FIG. 13