

①9 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑪ **DE 30 31 867 A 1**

⑤① Int. Cl. 3:  
**G 01 T 1/204**  
G 01 T 1/29  
C 09 K 11/06

②① Aktenzeichen: P 30 31 867.3-33  
②② Anmeldetag: 23. 8. 80  
②③ Offenlegungstag: 19. 3. 81

③① Unionspriorität: ③② ③③ ③①  
27.08.79 US 69778

⑦① Anmelder:  
General Electric Co., Schenectady, N.Y., US

⑦④ Vertreter:  
Schüler, H., Dipl.-Chem. Dr.rer.nat., Pat.-Anw., 6000  
Frankfurt

⑦② Erfinder:  
Cusano, Dominic Anthony, Schenectady, N.Y., US; Eianca,  
Frank Anthony di, Mukwonago, Wis., US

⑤④ Szintillatordetektoranordnung

DE 30 31 867 A 1

DE 30 31 867 A 1

3031867

Dr. rer. nat. Horst Schüler  
PATENTANWALT

6000 Frankfurt/Main | 22. Aug. 1980  
Kaiserstrasse 41 | Vo./he.  
Telefon (0611) 235555  
Telex: 04-16759 mapat d  
Postscheck-Konto: 2824 20-602 Frankfurt/M.  
Bankkonto: 225/0389  
Deutsche Bank AG, Frankfurt/M.

8478-RD-10626

GENERAL ELECTRIC COMPANY  
1 River Road  
Schenectady, N.Y./U.S.A.

Ansprüche

- (1) Szintillationsdetektoranordnung, insbesondere für die Computer-Tomographie, gekennzeichnet durch ein Gehäuse zur Aufnahme eines flüssigen Szintillationsmediums, welches Gehäuse mehrere mit Wänden versehene zellartige Kammern und eine Frontwandstruktur aufweist, die für Röntgenstrahlung im wesentlichen durchlässig ist, wobei die Kammern durch Seitenwandteile gebildet sind, die gegenüber Röntgenstrahlung im wesentlichen undurchlässig sind und im wesentlichen senkrecht zur Frontwandstruktur angeordnet sind,  
ein flüssiges Szintillationsmedium mit einem löslichen Fluoreszenzstoff und einem Lösungsmittelmaterial für den Fluoreszenzstoff, wobei das Lösungsmittelmaterial ein Lösungsmittel mit einer darin gelösten Verbindung mit einer hohen Atomzahl oder ein von sich aus eine hohe Atomzahl aufweisendes Lösungsmittel ist, und  
mehrere lichtelektrisch ansprechende Vorrichtungen, die um die zellartigen Kammern angeordnet sind zur Aufnahme von durch das Szintillationsmedium erzeugten Photonen mit einer optischen Wellenlänge.

130012/0716

2. Szintillationsdetektoranordnung nach Anspruch 1,  
dadurch gekennzeichnet, daß der lösliche Fluoreszenzstoff aus p-Terphenyl, Diphenyl-oxazol, Butyl-phenyl-biphenyl-oxadiazol, Tetramethyl-p-quaterphenyl, Isopropylbiphenyl, und/oder Bis-phenyläthynyl-anthrazen ausgewählt ist.
3. Szintillationsdetektoranordnung nach Anspruch 1,  
dadurch gekennzeichnet, daß das Lösungsmittel Toluol, Xylol und/oder Trimethylbenzol ist.
4. Szintillator-detektoranordnung nach Anspruch 3,  
dadurch gekennzeichnet, daß die eine hohe Atomzahl aufweisende Verbindung Bleialkyl und/oder Zinnalkyl ist.
5. Szintillator-detektoranordnung nach Anspruch 1,  
dadurch gekennzeichnet, daß das von sich aus eine hohe Atomzahl aufweisende Lösungsmittel Jodnaphthalin und/oder Bromnaphthalin ist.
6. Szintillationsdetektoranordnung nach Anspruch 1,  
dadurch gekennzeichnet, daß das flüssige Szintillationsmedium ferner wenigstens eine die Wellenlänge umwandelnde Substanz enthält, die aus Dimethyl-POPOP,  $\alpha$ -NPO, Bis-MSB, Rhodamin B, Perylen und/oder BPEA ausgewählt ist.
7. Szintillationsdetektoranordnung nach Anspruch 1,  
dadurch gekennzeichnet, daß die Frontwandstruktur Kunststoff enthält.
8. Szintillationsdetektoranordnung nach Anspruch 1,  
dadurch gekennzeichnet, daß die zellartigen Kammern miteinander in Strömungsverbindung stehen.

9. Szintillationsdetektoranordnung nach Anspruch 1,  
dadurch gekennzeichnet, daß die  
Seitenwandteile aus Wolfram und/oder Tantal bestehen.
10. Szintillationsdetektoranordnung nach Anspruch 1,  
dadurch gekennzeichnet, daß die  
inneren Zellkammerwände mit einem reflektierenden Material  
überzogen sind.
11. Szintillationsdetektoranordnung nach Anspruch 1,  
dadurch gekennzeichnet, daß die  
lichtelektrisch ansprechenden Vorrichtungen innerhalb der  
Zellkammern angeordnet sind.

---

### Szintillatordetektoranordnung

---

Die Erfindung bezieht sich auf Röntgenstrahlendetektoren und insbesondere Röntgenstrahlendetektoren, die bei der Computertomographie anwendbar sind.

Computer-Tomographie-Abtaster sind medizinische diagnostische Instrumente, in denen der Gegenstand einem relativ ebenen Röntgenstrahl oder Röntgenstrahlen ausgesetzt wird, deren Intensität sich in einer direkten Beziehung zu der Energieabsorption entlang mehreren Strecken des Gegenstandes ändert. Durch Messen der Röntgenstrahlenintensität, d. h. der Röntgenstrahlenabsorption, entlang diesen Strecken aus mehreren verschiedenen Winkeln, d. h. aus verschiedenen Betrachtungspunkten, kann ein Röntgenstrahlenabsorptionskoeffizient für verschiedene Flächen in der Ebene des Körpers berechnet werden, durch die die Strahlung hindurchtritt. Diese Flächen entsprechen üblicherweise einem in etwa quadratischen Abschnitt mit Abmessungen von etwa 1 x 1 mm oder mehr oder weniger. Diese Absorptionskoeffizienten werden dazu verwendet, eine Anzeige der von den Röntgenstrahlen geschnittenen Körperorgane zu bilden. Ein integraler und wichtiger Teil dieser Abtaster ist der Röntgendetektor, der die Röntgenstrahlung empfängt, die durch den Durchtritt durch den jeweiligen untersuchten Körper moduliert ist. Der Detektor arbeitet in der Weise, daß er die Information bezüglich der resultierenden Röntgenstrahlenintensität in elektrische Signale umwandelt, die dann üblicherweise in eine digitale Form umgewandelt werden, um durch einen digitalen Computer verarbeitet zu werden, der die Absorptionskoeffizienten in einer Form liefert, die für die Anzeige auf einem Kathodenstrahlschirm oder anderen permanenten Medien geeignet ist.

Die üblichen, für die Computertomographie verwendeten Detektoren lassen sich in zwei Grundtypen unterteilen. Der erste

Typ verwendet ein Szintillatorkristallmaterial, während der zweite Typ Hochdruck-Xenongas als Detektormedium verwendet.

Bei dem Szintillatorkristalldetektor sind mehrere Szintillatorkristallplatten durch Kollimatorplatten getrennt, die ein Material wie Wolfram oder Tantal enthalten. Die auf Kristallszintillatoren basierenden Detektoren weisen gewisse wünschenswerte Eigenschaften auf, sie haben nämlich einen hohen Quantumabtastungsgesamtwirkungsgrad (besser als 90 %) und sie besitzen auch eine geringe Dämpfungslänge. Beispielsweise werden etwa 30 % der auftreffenden Röntgenphotonen von einem 73 KeV Röntgenstrahl auf einer Länge von etwa 1 mm absorbiert. Mit anderen Worten werden etwa 97 % der auftreffenden Röntgenphotonen in den drei "Stoppstrecken" absorbiert, d. h. etwa 3 mm. Jedoch besitzen Kristallszintillatoren andere Eigenschaften, die bei der Computer-Tomographie unerwünscht sind. Beispielsweise besitzen Kristallszintillatoren im allgemeinen eine schlechte Spektrallinearität. Das ist besonders wichtig bei Röntgendetektoren, da, zur Zeit, Röntgenstrahlen nicht erzeugt werden können, die eine monochromatische Frequenz besitzen. Weiterhin besitzen gewisse Kristallszintillatormaterialien, wie beispielsweise Cäsiumjodid (CsI), unerwünschte Nachglüheigenschaften. Das bedeutet, daß gewisse Kristallszintillatormaterialien 100 Mikrosekunden nach Erregung immer noch eine Strahlung mit optischer Wellenlänge erzeugen. Diese Nachglüheigenschaften machen gewisse Kristallszintillatormaterialien schlecht geeignet für eine schnelle Abtastung, die insbesondere dann unerwünscht sind, wenn sich bewegende Körperorgane untersucht werden, wie beispielsweise das Herz und die Lunge und selbst der Magen-Darmtrakt. Darüber hinaus haben massive Kristallszintillatormaterialien gewisse andere Probleme. Hierzu gehören Potentialungleichförmigkeiten durch kristalline Unregelmäßigkeiten oder durch Bearbeitung hervorgerufene Riefen oder Risse; schlechtere Quantumabtastungswirkungsgrade wegen Spalten zwischen den Kristallen und benachbarten Kollimatorplatten; und Detektorfehler, wenn nur einer von bis zu 1000 Kristallen verschoben oder falsch angeordnet wird; und Punkt-zu-Punkt-Nebensprechen/<sup>(Kreuzkopplung)</sup> von

den Fluoreszenzabklingenden, insbesondere für kontinuierlichen, im Gegensatz zu pulsierenden, Röntgenbetrieb.

Ein anderer üblicher Röntgenstrahlendetektor für die Computertomographie ist der Xenondetektor. Bei diesem Detektor sind eng beabstandete, elektrisch leitfähige Kollimatorplatten in einem Gehäuse angeordnet, das Xenongas bei einem Druck von etwa 25 Atmosphären enthält. Benachbarte Platten werden auf entgegengesetzten hohen elektrischen Potentialen gehalten, und der Betrieb des Detektors hängt von der Erzeugung von Elektronen aus dem Xenongas durch die auftreffenden Röntgenphotonen ab. Diese Elektronen driften unter dem Einfluß der angelegten Spannung zu der Anodenplatte des Detektors und es entsteht ein Strom, der von der Intensität des auftreffenden Röntgenstrahles abhängt. Diese Xenondetektoren sprechen auf auftreffende Röntgenstrahlen in mehreren Mikrosekunden an und besitzen einen Quantumabtastungsgesamtwirkungsgrad von weniger als etwa 70 %. Weiterhin besitzen sie eine 30-%ige Stoppstrecke von etwa 16 mm, die länger als erwünscht, aber nicht übermäßig lang ist. Xenondetektoren weisen eine exzellente räumliche Homogenität auf, da Xenon ein gasförmiges Medium ist, aber wie Kristallszintillatoren besitzen sie eine schlechte Spektrallinearität. Beispielsweise beträgt das Verhältnis der Dämpfungslänge für 110 KeV-Photonen zur Dämpfungslänge für 40 KeV-Photonen etwa 15:1, was auch für Kristallszintillatoren gilt, wie beispielsweise CsI und BGO (Wismutgermanat,  $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ ). Es gibt bei dem Hochdruck-Xenondetektor auch noch andere Probleme. Insbesondere ist wegen des erforderlichen hohen Gasdruckes ein Gehäuse notwendig, das eine Frontwand aus einem Material besitzt, das relativ durchlässig für Röntgenstrahlen aber strukturell kräftig ist. Die Gehäuse enthalten üblicherweise Aluminium, das zwar strukturell kräftig ist, aber eine gewisse Anzahl von Röntgenphotonen absorbiert, die deshalb nicht zur Anzeige der Röntgenstrahlenintensität verwendet werden können. Zusätzlich erzeugen häufig kleinste Bewegungen der Kollimatorplatten, die aus einer Bewegung des Abtastgerüsts oder aus anderen Schwingungsquellen resultieren, ein mikrofones Rauschen bzw. Röhren-

130012/0716

ORIGINAL INSPECTED

klingen, das Bildstörungen erzeugen kann. Dieses mikrofonische Rauschen entsteht wenigstens teilweise aufgrund des Erfordernisses, benachbarte Platten auf entgegengesetzten, aber hohen elektrischen Potentialen zu halten.

Der oben verwendete Begriff "Quantumabtastungswirkungsgrad" bezeichnet den Bruchteil von Röntgenphotonen, die foto-elektrisch in dem Detektormedium absorbiert werden, ob das Medium nun ein Kristall oder ein Gas ist. Ein weiterer Begriff, der häufig in Verbindung mit diesen Röntgenstrahlendetektoren verwendet wird, ist der "Umwandlungswirkungsgrad", der die Verluste aufgrund des verwendeten Fotodetektorsystems enthält. Beispielsweise beträgt der Umwandlungswirkungsgrad für ein mit einem Gitter versehenes Xenondetektor-system etwa 8 %, während der Umwandlungswirkungsgrad für einen Szintillatorkristall unter Verwendung von CsI etwa 15 % beträgt.

Es ist eine Aufgabe der Erfindung, eine Szintillatordetektoranordnung insbesondere für die Computer-Tomographie zu schaffen, die ein flüssiges Szintillationsmedium verwendet, das einen hohen Quantumabtastungswirkungsgrad und eine kurze Dämpfungslänge besitzt.

Gemäß einem bevorzugten Ausführungsbeispiel der Erfindung enthält eine Szintillationsdetektoranordnung für die Computer-Tomographie ein Gehäuse zur Aufnahme eines flüssigen Szintillationsmediums, welches Gehäuse mehrere mit Wänden versehene Zellen aufweist, wobei die Gehäusefront eine für Röntgenstrahlung im wesentlichen durchlässige Wandstruktur besitzt und die Kammern innerhalb des Gehäuses durch Seitenwandteile (Kollimatoren) gebildet sind, die für Röntgenstrahlung im wesentlichen undurchlässig und im wesentlichen senkrecht zur Frontwand orientiert sind. Innerhalb des Gehäuses ist ein flüssiges Szintillationsmedium angeordnet, das einen löslichen Fluoreszenzstoff und ein Lösungsmittelmaterial enthält. Das Lösungsmittelmaterial ist entweder ein von sich aus eine hohe Atomzahl aufweisendes Lösungsmittel oder ein Lösungsmittel, in dem eine Verbindung mit

einer hohen Atomzahl gelöst ist. Um die Zellkammern herum sind <sup>ansprechende Vorrichtungen</sup> foto-elektrisch/angeordnet, und zwar entweder innerhalb oder außerhalb des Gehäuses selbst. Das flüssige Szintillationsmedium füllt das Gehäuse im wesentlichen und bildet ein extrem homogenes Medium, das viele der Probleme beseitigt, die sowohl bei den oben beschriebenen Xenon- als auch Kristalldetektoranordnungen auftreten. Zusätzlich können in dem flüssigen Szintillationsmedium Mengen von Umwandlungssubstanzen enthalten sein, die die optische Ausgangsgröße des primären Fluoreszenzstoffes in eine optische Wellenlänge umwandeln, die für eine Abtastung durch die foto-elektrische Einrichtung besser geeignet ist. Zusätzlich sind auf Wunsch die Innenwände der Kammern mit einem reflektierenden Material überzogen, um das Einfangen der optischen Photonen durch die foto-elektrischen Vorrichtung zu verbessern.

Die Erfindung wird nun mit weiteren Merkmalen und Vorteilen anhand der folgenden Beschreibung und der Zeichnung von Ausführungsbeispielen näher erläutert.

Figur 1 ist eine perspektivische Ansicht und stellt eine Szintillatordetektoranordnung gemäß der Erfindung unter Verwendung eines flüssigen Szintillationsdetektormediums dar.

Figur 2 ist eine Seitenquerschnittsansicht durch eine einzelne Zelle gemäß der vorliegenden Erfindung.

Die Szintillatordetektoranordnung gemäß der Erfindung umfaßt drei Hauptabschnitte, nämlich ein Gehäuse, ein flüssiges Szintillationsmedium in dem Gehäuse und lichtelektrisch ansprechende Detektoren, die um die Zellen innerhalb des Gehäuses herum angeordnet sind. Jedes dieser Elemente wird im folgenden näher erläutert.

Das Gehäuse gemäß der Erfindung enthält irgendein geeignetes nicht-reagierendes Material, das zur Aufnahme der Flüssigkeit geeignet ist. Ein Kunststoff wie Polycarbonat ist beispiels-

weise ein derartiges Material. Insbesondere bei Fächerstrahl-  
abtastern hat das Gehäuse vorzugsweise eine Bogenform. Im allge-  
meinen ist das Gehäuse in innere zellartige Kammern unterteilt,  
die jeweils im wesentlichen die gleichen Abmessungen besitzen.  
Wenigstens eine Gehäusewand, die hier als die Frontwand bezeich-  
net wird, enthält ein Material, das stark durchlässig für Rönt-  
genstrahlen ist, wie beispielsweise einen inertem Kunststoff  
mit kleiner Atomzahl. Die Zellkammern werden vorzugsweise in  
dem Gehäuse durch Kollimatorplatten ausgebildet, die im wesent-  
lichen senkrecht zur Frontwand des Gehäuses angeordnet sind.  
In dem Innenraum des Gehäuses können zweckmäßigerweise Schlitze  
vorgesehen sein zum Einsetzen und Ausrichten dieser Kollimator-  
platten. Bei Verwendung eines Fächerstrahlabtasters ist die  
Frontwand vorzugsweise bogenförmig und hat bei Verwendung eines  
Kunststoffes <sup>ein</sup>/Polycarbonat vorzugsweise eine Dicke von etwa  
0,5 mm. Die Kollimatorplatten enthalten ein Material mit hoher  
Atomzahl, das für Röntgenstrahlung im wesentlichen undurch-  
lässig ist. Die Kollimatorplatten sind vorzugsweise Wolfram-  
oder Tantalplatten mit einer Dicke von etwa 0,05 bis 0,1 mm  
(2 - 4 mils). Die Platten können in dem Gehäuse und insbeson-  
dere innerhalb der Schlitze in dem Gehäuse durch ein geeig-  
netes inertes Klebmaterial, wie beispielsweise Epoxid, befestigt  
sein. Das Gehäuse selbst ist vorzugsweise auch mit einem ge-  
meinsamen Abfluß und, falls erforderlich, mit einer Füllöffnung  
versehen, um das flüssige Szintillatormaterial einzufüllen.  
Dieses flüssige Material füllt typischerweise das gesamte Vo-  
lumen des Innenraums des Gehäuses, das vorzugsweise so geformt  
und bemessen ist, daß jede Zellkammer mit den anderen Kammern  
in Strömungsverbindung steht, um so eine räumlich gleichförmige  
Verteilung des flüssigen Szintillationsmaterials über den ge-  
samten Innenraum des Gehäuses aufrechtzuerhalten. Diese beson-  
dere Gehäuseform in Verbindung mit der Verwendung des flüssigen  
Szintillationsmaterials liefert wesentliche Vorteile für diesen  
Aufbau des Szintillationsdetektors. Insbesondere wird das Ge-  
häuse, wenn bessere flüssige Szintillationsmaterialien ent-  
wickelt werden, auf einfache Weise geleert und neu gefüllt mit  
minimalem Aufwand und mit minimaler Ausfallzeit für den tomö-

130012/0716

BAD ORIGINAL

graphischen Abtaster. Zusätzlich sei bemerkt, daß die Detektoranordnung eines derartigen Tomographieabtasters das Detektorgehäuse gemäß der vorliegenden Erfindung in einer Modulform verwenden kann.

Viele der Vorteile der Szintillatordetektoranordnung gemäß der Erfindung resultieren aus der Verwendung eines flüssigen Szintillationsdetektormediums. Es sind zwar flüssige Szintillatormaterialien seit vielen Jahren bekannt, aber sie sind bisher niemals in Computer-Tomographie-detektoranordnungen verwendet worden. Übliche flüssige Szintillationsmaterialien sind für diesen Zweck nicht verwendet worden, da in diesen Materialien die auftreffenden hochenergetischen Röntgenstrahlenphotonen mit dem Material in Wechselwirkung treten, vorwiegend indem sie eine Compton-Streuung erfahren, bei der das Röntgenphoton nicht absorbiert, sondern vielmehr abgelenkt wird. Aufgrund der erforderlichen hohen Auflösung bei der Computer-Tomographie müssen die Detektorzellen sehr eng beabstandet sein (ein Millimeter oder weniger), und die entstehenden gestreuten Röntgenphotonen werden einfach in die Kollimatorplatten abgelenkt, wo sie absorbiert werden. Die Absorption in den Kollimatorplatten eines derartigen Röntgenphotons erzeugt kein Ausgangssignal mit optischer Wellenlänge und führt einfach zu einer Erwärmung der Kollimatorplatten. Zusätzlich besitzt ein übliches flüssiges Szintillationsabtastmaterial eine geringe Röntgenphotonabsorption (d. h. einen geringen Quantumabtastungswirkungsgrad), so daß nicht gestreute Röntgenphotonen absorbiert werden können, aber sie werden nur nach einer tiefen Durchdringung des Abtastungsmediums absorbiert. Ein derartiger Detektor, der bei tomographischen Anwendungen benutzt wird, erfordert eine sehr tiefe Detektorzelle von etwa 200 mm Länge. Selbst wenn ein derartiger Detektor gebaut würde, würde die Compton-Streuung, die auf der gesamten Länge auftreten würde, immer noch für eine Wechselwirkung sorgen und den Quantumabtastungswirkungsgrad eines derartigen Detektors wesentlich senken und zwar bis unter annehmbare Werte.

Jedoch können gewisse flüssige Szintillationsmaterialien in einem geeigneten Lösungsmittel mit einer hohen Atomzahl aufweisenden Verbindungen kombiniert werden, um die Röntgenstrahlenabsorption und den Quantumabstufungswirkungsgrad für diese Szintillationsmaterialien zu erhöhen. Bevor es bekannt ist, ob irgendein gegebenes Szintillatormaterial in einem Computertomographiedetektor wirksam verwendet werden kann, sollten gewisse kritische Eigenschaften des Materials bekannt sein. Zu diesen Schlüsseleigenschaften gehören seine Dämpfungslänge, d. h. die Eindringtiefe, über der etwa 37 % ( $1/e$ ) der Röntgenphotonen absorbiert werden. Andere kritische Eigenschaften beinhalten seine Fluoreszenzgeschwindigkeit, seine Nachglüh-eigenschaften, seine Spektrallinearität und seine chemische Langzeitstabilität, insbesondere bei Röntgenstrahlung. Die Verwendung von schweren Atomen enthaltenden organischen Verbindungen, wie beispielsweise Zinn oder Blei, ist bekannt, um die Absorptionseigenschaften gewisser flüssiger Szintillatormaterialien zu erhöhen. Beispielsweise ist eine derartige Verbindung auf Bleibasis offenbar in der US-PS 3 244 637 beschrieben. Weiterhin ist darin die als Fluoreszenzlöschen bekannte Wirkung beschrieben, bei der beobachtet wird, daß eine Erhöhung der Konzentration an Bleiverbindungen das Verhältnis der nicht-strahlenden zu strahlenden Fluoreszenzübergängen erhöht. Dies soll besagen, daß die Erhöhung der Konzentration an Blei im allgemeinen das eine optische Wellenlänge aufweisende Ausgangssignal des primären Fluoreszenzstoffes senkt, obwohl die Röntgenphotonenabsorption zunimmt. Somit erzeugt das Laden von flüssigen Szintillatoren mit einer hohen Atomzahl aufweisenden Verbindungen Wirkungen aus zwei Quellen. Erstens gibt es eine geometrische Wirkung, die dazu tendiert, die Röntgenabsorption zu vergrößern, wenn die Konzentration der einen hohen Atomzahl aufweisenden Verbindung zunimmt, da weniger Röntgenphotonen durch Compton-Streuung entkommen. Zweitens gibt es eine Verkleinerung der einen optischen Wellenlänge aufweisenden Ausgangsgröße aus dem primären Fluoreszenzstoff aufgrund des Fluoreszenzlöscheffektes. Diese Verbundwirkungen geben häufig einen Anlaß zu einer nicht-linearen Änderung im optischen Ausgangssignal, wenn die Konzentration

der eine hohe Atomzahl aufweisenden Verbindung erhöht wird. Es ist deshalb häufig zu sehen, daß, wenn diese Konzentration erhöht wird, die optische Ausgangsgröße zunimmt, bis sie einen Plateauwert erreicht, wo die Löschwirkung am größten ist, aber nach der ein steiler Anstieg mit zunehmender Absorption besteht, der durch die höhere Konzentration der Moleküle mit hoher Atomzahl erhalten wird.

Demzufolge enthält das erfindungsgemäß verwendete flüssige Szintillationsmedium einen löslichen Fluoreszenzstoff und ein Lösungsmittelmaterial für diesen Fluoreszenzstoff. Weiterhin ist das Lösungsmittel entweder selbst ein von Natur aus eine hohe Atomzahl aufweisendes Lösungsmittel oder es kann darin eine Verbindung mit hoher Atomzahl gelöst werden. Typische lösliche Fluoreszenzstoffe, die gemäß der vorliegenden Erfindung verwendet werden können, umfassen p-Terphenyl, Biphenyl-oxazon, Butyl-phenyl-biphenyl-oxadiazol, Tetramethyl-p-quaterphenyl, Isopropylbiphenyl oder Bis-phenyläthinylanthrazen. Das Lösungsmittel umfaßt typischerweise Toluol, Xylol oder Trimethylbenzol. Der Fluoreszenzstoff wird typischerweise in dem Lösungsmittel bis zu seiner Löslichkeitgrenze oder gerade darunter gelöst, um so die maximale optische Ausgangsgröße zu erhalten. Wenn das Lösungsmittel selbst ein Material mit hoher Atomzahl ist, so wird/als <sup>es</sup> von sich aus beladen bezeichnet und es ist im allgemeinen nicht notwendig, auch eine separate Verbindung mit hoher Atomzahl zu verwenden, die als ein Röntgenstrahlenabsorber wirkt. Typische von sich aus beladene Lösungsmittel umfassen Jod-naphthalin und Brom-naphthalin. Wenn das Lösungsmittel nicht von sich aus beladen ist, können gewisse eine hohe Atomzahl aufweisende organische gelöste Stoffe zugesetzt werden, um die Röntgenabsorption zu erhöhen. Typische Vertreter hiervon sind die Blei- und Zinnalkyle. Zusätzlich kann die zuvor erwähnte Löschwirkung auf mehreren verschiedenen Wegen gesenkt werden. Beispielsweise wurde gefunden, daß Naphthalin als ein Zusatz die Löschwirkung verkleinert. Auch das Lösungsmittel Isopropylidiphenyl besitzt viermal weniger Löschung als Toluol für Quecksilberverbindungen. Es sei bemerkt, daß Quecksilber eine Atomzahl von 80 besitzt, die ledig-

130012/0716

lich um zwei kleiner als die Atomzahl für Blei ist, die 82 beträgt. Der eine hohe Atomzahl aufweisende gelöste Stoff, wie beispielsweise Tetramethylblei, kann auch unter Verwendung von Tetramethyl-p-quaterphenyl als ein Lösungsmittel gepuffert sein. Zusätzlich wird das flüssige Szintillatormedium sorgfältig von Sauerstoff befreit zur Verbesserung der Stabilität und der Lichtausgangsgröße. In der Anordnung wird vorzugsweise eine Innenatmosphäre aus Sauerstoff-freiem Stickstoff eingeschlossen.

Falls ein Absorbermaterial dem Lösungsmittel zugesetzt wird, beispielsweise ein Zinn- oder Bleialkyl und Trimethylbenzol, wird die Absorberverbindung in einer Konzentration von etwa 1 bis etwa 30 % (Gew.-%) zugesetzt, wobei eine Konzentration von 10 % bevorzugt ist. Alle zuvor beschriebenen flüssigen Szintillatormaterialien sind besonders geeignet für eine Verwendung bei der Computer-Tomographie. Insbesondere wird deren primäre Fluoreszenzgeschwindigkeit in Nanosekunden gemessen anstatt in Mikrosekunden, wie es bei Xenon- oder Massivkristall-Szintillationsdetektoren der Fall ist. Weiterhin beträgt der Quantumabtastungswirkungsgrad etwa 90 % bei einer Dämpfungslänge von etwa 7 mm. Die räumliche Homogenität des flüssigen Detektormediums ist so gleichförmig wie möglich und es besteht kein Problem mit mikrofonischem Rauschen. Zusätzlich besitzt das flüssige Szintillatormaterial im allgemeinen eine relativ hochgradige spektrale lineare Linearität. Das Verhältnis der Dämpfungslänge für 110 KeV Photonen zur Dämpfungslänge für 40 KeV Photonen beträgt etwa 2: im Vergleich zu 15:1 für entweder die Xenon- oder Massivkristallszintillatoren. Zusätzlich wird die minimale Zellgröße für den Detektor gemäß der Erfindung um einen Faktor 2 auf etwa 0,5 mm verkleinert, wodurch eine größere Bildauflösung geliefert wird.

Da die licht-elektrisch ansprechenden Vorrichtungen, die üblicherweise zur Umwandlung der optischen Ausgangsgröße des Fluoreszenzstoffes verwendet werden, im allgemeinen über einen begrenzten Spektralbereich empfindlich sind, typischerweise im Rotbereich, können ein oder mehrere lösliche Wellenlängenum-

wandlungsfluoreszenzstoffe zu der Mischung aus Lösungsmittel, Fluoreszenzstoff und eine hohe Atomzahl aufweisenden Absorber zugesetzt werden. Zu derartigen Materialien gehören typischerweise Dimethyl POPOP (1,4-Bis-(methyl-5-phenyloxazolyl)benzol),  $\alpha$ -NPO(2-(1-Naphthyl)-5-phenyloxazol), Bis-MSB(p-bis(o-methylstyryl)benzol), Rhodamin B, Perylen, oder BPEA (9,10-Bis(phenyläthynyl)anthrazen). Diese Materialien haben die Wirkung, die eine optische Wellenlänge aufweisende Strahlung, die durch den löslichen primären Fluoreszenzstoff erzeugt wird, zu absorbieren und bei einer unterschiedlichen Frequenz erneut abzustrahlen, die mit dem spektralen Ansprechverhalten der Photodetektoren besser kompatibel ist.

Der dritte Teil des Szintillationsdetektors gemäß der Erfindung umfaßt geeignete licht-elektrisch ansprechende Vorrichtungen, die üblicherweise innerhalb oder um die einzelnen Zellkammern der Detektoranordnung herum angeordnet sind. Diese Vorrichtungen können Fotodioden und insbesondere die wirksamen JMOS-Fotodioden enthalten.

Figur 1 zeigt eine Szintillationsdetektoranordnung gemäß einer bevorzugten Ausführungsbeispiel der Erfindung, wobei Röntgenstrahlen 50 auf die Frontwand der Anordnung auftreffen. Das Gehäuse enthält beispielsweise einen oberen Deckteil 22 und einen unteren Bodenteil 23 und einen hinteren Wandteil 16. Der vordere Wandteil 11 ist in Figur 1 nicht zu sehen. Innerhalb des Gehäuses sind Kollimatorplatten 14 angeordnet, die im wesentlichen senkrecht zum vorderen Wandteil angeordnet sind. Fotoelektrisch ansprechende Vorrichtungen 18 sind in einem abwechselnden Decken- und Bodenmuster entlang den Boden- und Deckenabschnitten der Anordnung angeordnet. Diese enthalten typischerweise Fotodioden, die elektrisch mit einem Analog/Digitalwandler über Leiter 19 verbunden sind. Zusätzlich können auf Wunsch die Innenwände der Kammern, außer selbstverständlich der Fotodioden, mit einem reflektierenden Material 20 überzogen sein. Dieses Material kann sowohl auf den Kollimatorplatten 14 als auch auf dem Frontwandteil vorgesehen sein. Innerhalb jeder

gebildeten Zelle ist ein flüssiges Szintillationsmedium 10 eingeschlossen.

Figur 2 zeigt einen Querschnitt durch eine einzelne Zelle von einer Szintillationsdetektoranordnung, die etwas anders als in Figur 1 gezeigt aufgebaut ist. Insbesondere stellt Figur 2 die abwechselnde Anordnung für die licht-elektrisch ansprechenden Vorrichtungen 18 dar. Dieser Aufbau ist einfacher zu fertigen und bringt die Vorrichtungen 18 direkt innerhalb der Zellenkammern an. Für optimale Lichteigenschaften kann ein Fotodetektor sowohl an der Decken-, Boden- und Rückseite von jeder Kammer vorgesehen sein. Auch wenn das in den Figuren 1 und 2 gezeigte Gehäuse bestimmte bzw. einzelne Boden-, Decken-, Rückwand- und Frontwandteile zeigt, können diese Teile als eine einzelne Einheit aus einem einzigen Material hergestellt sein.

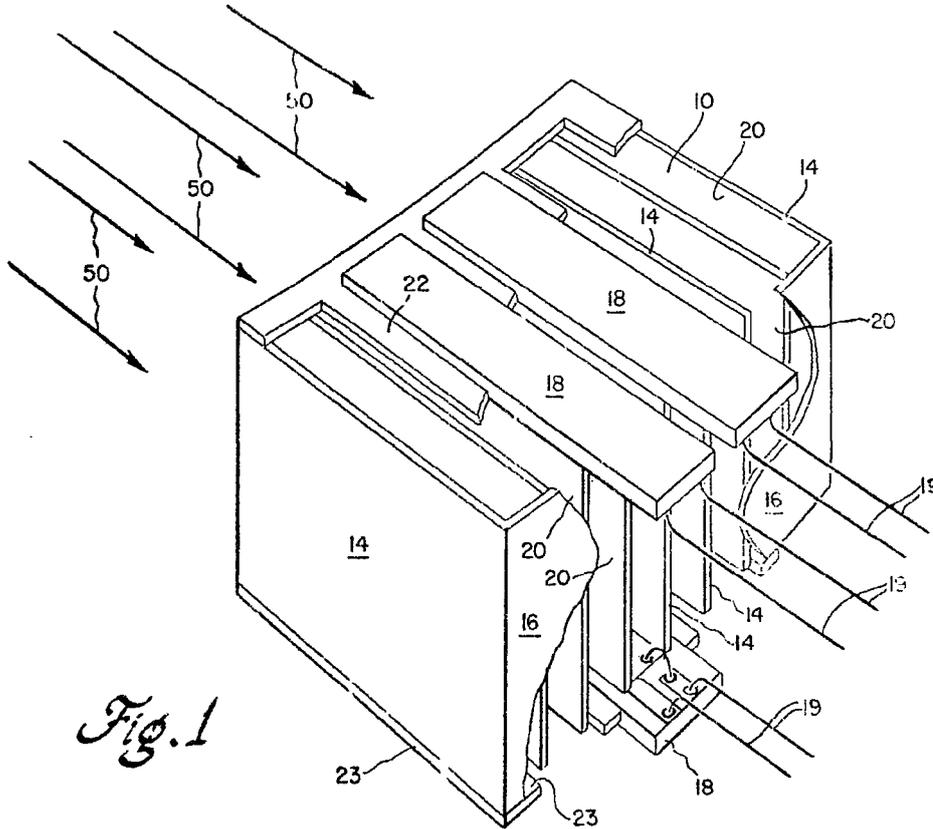
Aus der vorstehenden Beschreibung wird deutlich, daß die Szintillationsdetektoranordnung gemäß der Erfindung wesentliche Vorteile für eine Verwendung bei der Computer-Tomographie bietet gegenüber denjenigen, die bisher durch Xenon- oder Massiv-Kristall-Szintillatordetektoranordnungen erzielbar sind. Beispielsweise sind die Kosten des flüssigen Szintillatormaterials extrem niedrig, insbesondere im Vergleich zu den Kristalldetektoren, und wenn Verbesserungen bei dem flüssigen Szintillatormedium gemacht werden, kann das Detektorsystem auf einfache Weise entleert und mit dem verbesserten Material erneut gefüllt werden. Die Detektoranordnung gemäß der Erfindung ist besonders geeignet bei der Hochgeschwindigkeit-Computer-Tomographieabtastung, denn sie besitzt eine primäre Fluoreszenzgeschwindigkeit von etwa 2,7 Nanosekunden bei vernachlässigbaren Nachglüheigenschaften. Mit einer Dämpfungslänge von etwa 6 mm ist sie den Xenon- oder Massivkristalldetektoren überlegen. Es besteht eine geringere Biegung der Kollimatorplatten als bei gewissen Xenondetektoren und demzufolge ist der Detektor gemäß der Erfindung in hohem Maße stabil bezüglich der temporären Drift. Zusätzlich zu all den vorgenannten Vorteilen ist die Szintillatordetektoranordnung gemäß der Erfindung extrem einfach zu fertigen aus billigen Komponenten und Materialien.

-16-  
Leerseite

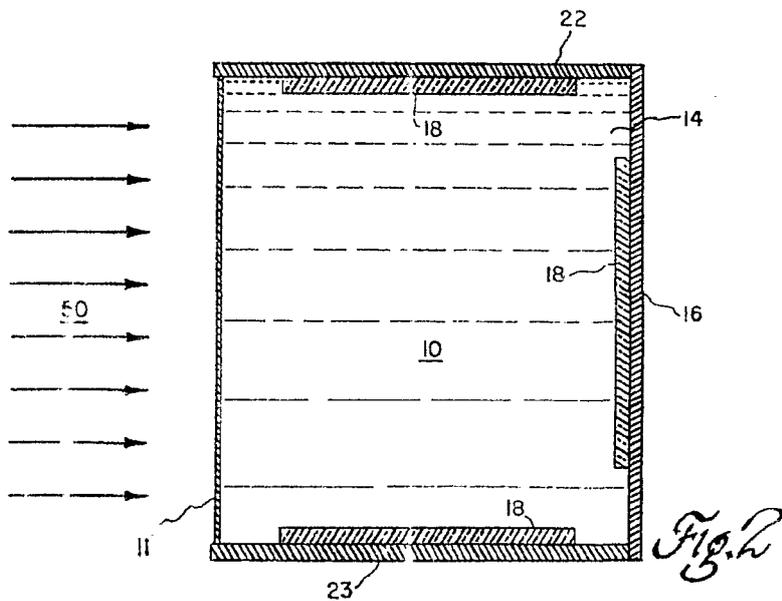
-17-

Nummer: 30 31 867  
Int. Cl.<sup>3</sup>: G 01 T 1/204  
Anmeldetag: 23. August 1980  
Offenlegungstag: 19. März 1981

3031867



*Fig. 1*



*Fig. 2*

130012/0716