
Octrooiraad



[10] A **Terinzagelegging** [11] **7811452**

Nederland

[19] NL

[54] **Scintillatorstructuren.**

[51] Int.Cl².: G01T1/20, B32B9/00, B32B33/00.

[71] Aanvrager: General Electric Company te Schenectady, New York, Ver. St. v. Am.

[74] Gem.: Ir. G.H. Boelsma c.s.
Octrooibureau Polak & Charlouis
Laan Copes van Cattenburch 80
2585 GD 's-Gravenhage.

[21] Aanvraag Nr. 7811452.

[22] Ingediend 21 november 1978.

[32] Voorrang vanaf 21 november 1977.

[33] Land van voorrang: Ver. St. v. Am. (US).

[31] Nummer van de voorrangsaanvraag: 853086.

[23] --

[61] --

[62] --

[43] Ter inzage gelegd 23 mei 1979.

De aan dit blad gehechte stukken zijn een afdruk van de oorspronkelijk ingediende beschrijving met conclusie(s) en eventuele tekening(en).

General Electric Company te Schenectady, New York, Verenigde Staten van Amerika

Scintillatorstructuren.

De uitvinding heeft betrekking op scintillatorstructuren en werkwijzen voor het vervaardigen van deze structuren. Meer in het bijzonder heeft de uitvinding betrekking op een werkwijze voor het zodanig verdelen van het als scintillator dienende luminiscentiemateriaal dat de ontsnapping verbeterd wordt van stralen met een golflengte in het zichtbare gebied, welke straling anders in het scintillatorlichaam verstrooid zou worden. Er worden twee uitvoeringsvormen van de uitvinding beschreven: Volgens de ene uitvoeringsvorm wordt het luminescerende materiaal in een gelaagde structuur verdeeld en volgens een andere uitvoeringsvorm wordt het luminescerende materiaal door een doorzichtige matrix gedispergeerd.

In het algemeen is een scintillator een materiaal dat elektromagnetische straling emitteert in het zichtbare gebied van het spectrum of in het nabij het zichtbare deel van het spectrum gelegen gebied, welke emissiestraling wordt opgewekt door elektromagnetische straling (fotonen) van hoge energie, bijvoorbeeld röntgenstralen en γ -stralen, die supra-optische frequenties bezitten. Deze materialen zijn derhalve voortreffelijk geschikt als detectoren in met röntgenstralen of γ -stralen werkende industriële of medische apparatuur. Bij de meeste representatieve toepassingen laat men de door scintillatormaterialen geëmitteerde straling foto-elektrisch gevoelige materialen treffen ter verkrijging van een elektrisch uitgangssignaal dat in direkte betrekking staat tot de intensiteit van de aanvankelijk voor het bombarderen van het scintillatormateriaal gebruikte röntgenstraling of γ -straling.

Scintillatormaterialen vormen een belangrijk deel van de inrichtingen die gebruikt worden voor het vaststellen van de aanwezigheid en de intensiteit van hierop vallende fotonen van hoge energie. Een andere gebruikelijke detector is de met een edelgas van hoge druk werkende ionisatie-inrichting. Deze andere vorm van een detector voor fotonen van hoge energie bevat een gas (bijvoorbeeld xenon) van hoge druk (dichtheid), dat in een bepaalde mate geïoniseerd wordt wanneer het wordt onderworpen aan röntgenstraling of γ -straling van hoge energie. Deze ionisatie bewerkstelligt dat tussen de kathode en de anode van deze detectoren, die op een betrekkelijk hoge en tegengestelde polariteit worden gehouden,

7811452

een stroom gaat lopen. Deze stroom wordt waargenomen door een voor deze waarneming geschikt circuit waarvan het uitgangssignaal de intensiteit van de straling van hoge energie weerspiegelt. Daar deze andere vorm van een detector op een ionisatieprincipe berust, blijft een ionisatiebaan voortbestaan. Deze detectoren zijn derhalve bijzonder gevoelig voor hun eigen vorm van "nalichten" hetgeen resulteert in het mettertijd optreden van vervaging van de informatie die door het bestralings signaal wordt gedragen ten gevolge van het doorlopen van een te onderzoeken lichaam, zoals bij tomografische toepassingen met een computer.

Onder "licht" wordt hier elektromagnetische straling in het zichtbare gebied of het daaraan grenzende gebied van het spectrum verstaan, welke straling wordt afgegeven door bepaalde luminescerende materialen. De hier gebruikte uitdrukking "optisch" heeft betrekking op hetzelfde spectraalgebied als de hier gebruikte uitdrukking "licht".

In het algemeen is het gewenst dat de sterkte van het uitgangssignaal van deze scintillatoren voor een bepaalde hoeveelheid röntgenstralings- of γ -stralingsenergie zo groot mogelijk is. Dit geldt in het bijzonder bij de medische tomografie, waarbij het gewenst is dat de energieintensiteit van de röntgenstralen zo gering mogelijk is ten einde ieder gevaar voor de patiënt tot een minimum te beperken.

Een andere belangrijke eigenschap die scintillatormaterialen dienen te bezitten is een kortstondig "nalichten". Dit betekent dat er een betrekkelijk korte tijdsduur dient te zijn tussen de beëindiging van de bekrachtiging met straling van hoge energie en het ophouden van lichtemissie uit de scintillator. Indien dit niet het geval is, treedt mettertijd een vervaging van het informatie dragende signaal op, bijvoorbeeld wanneer de scintillator gebruikt wordt voor het verkrijgen van tomografische gegevens in de vorm van beelden. Indien bij de tomografie een snelle aftasting gewenst is, kan verder het optreden van nalichten de aftastingsnelheid ernstig beperken, waardoor waarnemen van bewegende lichaamsorganen, zoals het hart of de longen, moeilijk gemaakt wordt.

Opdat een scintillatorlichaam of-materiaal goed werkzaam is, dient het een goede omzetter van straling van hoge energie (dat wil zeggen röntgenstralen en γ -stralen) te zijn. In representatieve gevallen bestaan de tegenwoordig gebruikte scintillatorlichamen uit een poedervormig, polykristallijn of kristallijn luminescerend materiaal. In deze vormen wordt het bruikbare licht, dat wordt ontwikkeld bij bekrachtiging met straling

78 1 1 4 5 2

van hoge energie, beperkt tot het licht dat uit het inwendige van het scintillatorlichaam kan ontsnappen en het licht dat in de oppervlaktegebieden wordt ontwikkeld. De ontsnapping van licht is moeilijk wegens de optische absorptie die het gevolg is van vele inwendige reflecties, waarbij elke reflectie de voor uitwendige detectoren beschikbare hoeveelheid licht verder vermindert. Het is derhalve niet alleen nodig dat de luminescerende materialen zelf een goed luminescentierendement bezitten, maar ook dat het uitgangslight voor detectie beschikbaar is.

In de medische tomografie, waarbij de intensiteit van röntgenstraling gemoduleerd wordt door het lichaam dat door de stralen doorlopen wordt, welke gemoduleerde straling vervolgens wordt omgezet in elektrische signalen, is het belangrijk te beschikken over röntgenstralingdetectie-inrichtingen met een goed rendement van de totale energie-omzetting. Voor inrichtingen met een gering rendement dient röntgenstraling van hogere energie gebruikt te worden voor het verkrijgen van hetzelfde uitgangslight en elektrisch uitgangssignaal uit het totale systeem. Voor een tomografisch systeem voor medische toepassingen betekent dit dat het systeem een lage signaal/ruis-verhouding bezit.

Een als scintillator geschikt luminescerend materiaal dat is toegepast, is onder meer met europium als activator gedoteerd bariumfluorchloride (BaFCl:Eu). Andere voorbeelden van luminescerende materialen zijn bismutgermanaat ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$), met terbium gedoteerd lanthaanoxybromide (LaOBr:Tb), met tallium gedoteerd cesiumjodide (CsI:Ti), met natrium gedoteerd cesiumjodide (CsI:Na), calciumwolframaat (CaWO_4), cadmiumwolframaat (CdWO_4), met zilver gedoteerd zinkcadmiumsulfide (ZnCdS:Ag), met zilver en nikkel gedoteerd zinkcadmiumsulfide (ZnCdS:Ag,Ni), met terbium gedoteerd gadoliniumoxysulfide ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$) en met dysprosium gedoteerd lanthaanoxybromide (LaOBr:Dy). Voorbeelden van andere luminescerende materialen die als "gastheerkristallen" dienen, zijn de seleniden van zink en cadmium, de telluriden van zink en cadmium, natriumjodide (NaI) en het oxysulfide van lanthaan ($\text{La}_2\text{O}_2\text{S}$).

Volgens een uitvoeringsvorm van de uitvinding wordt een geschikt luminescerend materiaal aan beide zijden van een substraat gehecht. Het luminescerende materiaal wordt aan het substraat gehecht in de vorm van een poeder, in een meer continue vorm, of in een gedispergeerde vorm in een doorzichtige matrix. De verkregen substraten met het hieraan gehechte luminescerende materiaal worden met elkaar en met een doorschijnend

78 1 1 4 5 2

materiaal tussen de met het luminescerende materiaal beklede substraten tot een gelaagde structuur gecombineerd. In deze structuur is een groter gebied van luminescerend materiaal aanwezig van waaruit het uit het materiaal tredende licht gemakkelijk kan ontsnappen om gedetecteerd te worden. De verkregen scintillatorlichamen zijn geschikt voor tomografische toepassingen die een hoog rendement van de totale energie-omzetting vereisen voor een beeldvorming met hoge resolutie (scheidend vermogen) en voor de veiligheid van de patiënt.

Volgens een andere uitvoeringsvorm van de uitvinding wordt het luminescerende materiaal op continue in plaats van op gelaagde wijze door een doorzichtige matrix verdeeld. Het licht, dat bij absorptie van röntgenstralen of γ -stralen diep in het scintillatorlichaam wordt geproduceerd, ontsnapt derhalve uit het lichaam met een minimale mate van inwendige reflectie en derhalve een minimaal verlies aan lichtenergie.

Het in de bovenstaande structuur toe te passen luminescerende materiaal is goedkoop vergeleken met röntgenstralen-detectors van het ionisatietype, die bijvoorbeeld bestaan uit een edel gas onder hoge druk (25 atmosfeer), welk gas elektroden omgeeft die op een hoge tegengestelde polariteit worden gehouden.

Fig. 1 is een doorsnede van een uitvoeringsvorm van de uitvinding, waarin het luminescerende materiaal in een gelaagde structuur is verdeeld.

Fig. 2 is een horizontale doorsnede van het scintillatorlichaam van fig. 1, en toont de verdeling van het luminescerende materiaal in een gelaagde structuur.

Fig. 3 is een zijaanzicht van een scintillatorlichaam dat omgeven is door een mantel die dient om de golflengte van het uit de scintillator tredende licht om te zetten in een geschiktere golflengte.

Fig. 4 is een perspectiefisch aanzicht van scintillatorlichamen, waarbij het luminescerende materiaal in een gelaagde structuur is verdeeld; de scintillatorlichamen maken deel uit van een tomografische röntgenstralendetector.

Fig. 5 is een doorsnede van een gelaagde scintillatorstructuur die hellend is opgesteld voor een grotere mate van absorptie.

Fig. 6 is een doorsnede van een scintillatorlichaam waarin de continue dispergering van luminescerend materiaal door het gehele lichaam is weergegeven.

7811452

Fig. 7 is een horizontale doorsnede van het scintillatorlichaam van fig. 6, dat ook een continue dispergering van luminiserend materiaal door het gehele lichaam toont.

Fig. 8 toont een deel van een tomografische röntgenstralendetector, waarin scintillatorlichamen toegepast worden, waarbij luminiserend materiaal continu door het gehele lichaam is verdeeld. De uitvinding heeft betrekking op een scintillatorstructuur waarin luminiserend materiaal is verdeeld, welke structuur een sterkere optische koppeling tussen het scintillatorlichaam en de foto-elektrisch gevoelige inrichting (bijvoorbeeld een fotodiode, waarmee het scintillatorlichaam in een representatief geval gekoppeld is) verschaft. Er zijn twee primaire uitvoeringsvormen van de uitvinding: bij de ene uitvoering is het luminiserende materiaal in een gelaagde structuur verdeeld (deze uitvoering wordt hieronder als eerste besproken) en bij de andere uitvoeringsvorm is het luminiserende materiaal op continue wijze door het gehele scintillatorlichaam verdeeld. Opgemerkt wordt dat delen van scintillatorlichamen, waarin het luminiserende materiaal continu door het gehele lichaam is verdeeld, in een uitvoeringsvorm van een meerlaagstructuur worden toegepast.

Fig. 1 is een doorsnede van een scintillatorlichaam 1 met een meerlaagstructuur. In deze uitvoeringsvorm is luminiserend materiaal 3 aan een substraat 5 gehecht. De met luminiserend materiaal beklede substraten zijn verder in een gelaagde structuur gecombineerd met laminaatmaterialen 4 die het licht kanaliseren, welke laminaatmaterialen tussen de lagen met luminiserend materiaal beklede substraten zijn aangebracht.

Fig. 1 toont verder een röntgenstralingsfoton 2 dat geabsorbeerd wordt door een deeltje van luminiserend materiaal op een absorptieplaats 6 in de vierde laag van het luminiserende materiaal. De absorptie van het röntgenstralingsfoton van hoge energie en hoge frequentie bewerkstelligt de vorming van een aantal fotonen van optische golflengte met een lagere energie en een lagere frequentie. Verder toont fig. 1 de weg 7 van een foton van optische golflengte dat heen en weer wordt gereflecteerd in het licht kanaliserende laminaatmateriaal 4 tussen de lagen luminiserend materiaal; uiteindelijk ontsnapt dit foton uit het scintillatorlichaam en kan gemakkelijker gedetecteerd worden dan wanneer de absorptie diep binnen een dicht en veel minder optisch doorschijnend lichaam zou hebben plaatsgevonden.

Fig. 2 is een aanzicht van dezelfde scintillatorstructuur als in

7811452

fig. 1 is weergegeven. Opgemerkt wordt dat het aantal met luminescerend materiaal beklede substraatlagen niet tot de in de tekening weergegeven vier lagen beperkt behoeft te worden.

Zowel in fig. 1 als in fig. 2 is een laag luminescerend materiaal 3 weergegeven. Deze laag 3, die op het substraat 5 is aangebracht, wordt in een verscheidenheid van vormen van het luminescerende materiaal gebruikt. De laag luminescerend materiaal (3) bestaat uit een luminescerend materiaal in de vorm van een poeder, een eenkristal, een in een doorschijnende matrix gedispergeerd materiaal of een in een continue laag aangebracht materiaal, bijvoorbeeld een luminescerend materiaal dat verkregen is door afkoelen van de vloeibare vorm.

Elk van de hierbovengenoemde luminescerende materialen kan met een geschikt hechtmiddel in een geschikte dikte op het substraatmateriaal worden aangebracht. ZnCdS:Ag bezit bijzonder grote deeltjes, waardoor de ontsnapping van licht uit de poedervormige laag verbeterd wordt. De kleur van het uit dit luminescerende materiaal geëmitteerde licht is oranje-rood, waardoor dit licht bijzonder geschikt is om gedetecteerd te worden met behulp van inrichtingen die siliciumhoudende halfgeleiders bevatten. Een laag van 0,5 mm van dit luminescerende materiaal absorbeert 20 - 25 % van de röntgenstralingsfotonen in een tomografisch systeem met computer, waarin de gemiddelde röntgenstralingsenergie circa 65 keV bedraagt. Vijf en zes lagen van deze dikte zijn voor dit luminescerende materiaal voldoende om 90 % of meer van de röntgenstralingsfotonen te absorberen. Bij toepassing van andere, zeldzame aardmetalen bevattende luminescerende materialen die röntgenstralen sterker absorberen, zoals LaOBr:Tm, LaOBr:Tb, Gd₂O₂S:Tb of La₂O₂S:Tb, is het aantal lagen voor het bereiken van dezelfde totale absorptie geringer, terwijl ook de verliezen in de licht kanaliserende laminaatlagen geringer zijn.

Er zijn talrijke keuzen voor het luminescerende materiaal mogelijk. De drie toe te passen criteria bij de keuze van een luminescerend materiaal voor tomografische toepassingen met een computer zijn: een hoog luminescentierendement, een korte duur van het nalichten en een geringe absorptie van het geëmitteerde licht. De snelheid waarmee het uitgangslight afneemt (nalichten) is in het bijzonder van belang bij medisch-tomografische toepassingen waarbij herhaald wordt afgetast, bijvoorbeeld voor het verkrijgen van beelden van bewegende lichaamsorganen. Voorbeelden van "gastheerkristallen", die gedoteerd worden met een geschikt zeld-

78 1 1 4 5 2

zaam aardmetaal (dat wil zeggen de elementen met een atoomnummer van 58 - 71) of een andere activator, zijn de sulfiden, seleniden en telluriden van zink en cadmium, natriumjodide en cesiumjodide, calciumwolframaat en cadmiumwolframaat, lanthaanoxybromide en de oxysulfiden van lanthaan en gadolinium.

Het luminescerende materiaal kan niet alleen in de vorm van een poeder maar ook als eenkristal (wanneer deze kristallen bestaan) op het substraat worden aangebracht. Zo kan bijvoorbeeld een eenkristal van met thallium gedoteerd cesiumjodide met een geschikt hechtmiddel, bijvoorbeeld een epoxyhars, aan het substraat gehecht worden.

Volgens een andere uitvoeringsvorm van de uitvinding bestaat de laag luminescerend materiaal, die aan het substraat gehecht wordt, uit een geschikt luminescerend materiaal dat continu gedispergeerd is in een doorschijnende matrix, zoals die welke hieronder gedetailleerd beschreven is als een uitvoeringsvorm van het gehele scintillatorlichaam. In deze bijzondere gelaagde uitvoeringsvorm worden aspecten van beide hier beschreven hoofd uitvoeringsvormen gecombineerd.

Volgens een andere uitvoeringsvorm van de uitvinding is de laag luminescerend materiaal (fig. 1) door opdampen op het substraat aangebracht, uit de smelt vast geworden, onder hoge druk gesinterd of warm gesmeed. Deze methoden voor het vormen van continue lagen luminescerend materiaal worden beschreven in een gelijktijdig met de onderhavige aanvraag ingediende aanvraag van dezelfde aanvraagster.

Het substraatmateriaal zelf dient geen röntgenstralen te absorberen waarvan de frequenties binnen het hier van belang zijnde spectraalgebied liggen. In een representatief geval bestaat het substraat uit een helder, door smelten verkregen kwartsmateriaal. Het is gewenst dat dit substraat ook optisch doorschijnend is, hoewel dit niet essentieel is daar het grootste deel van de geëmitteerde optische fotonen hun weg naar de buitenzijde vinden door de lichtkanaliserende laminaatlagen. Een representatieve dikte voor dit substraat bij een tomografische toepassing bedraagt circa 500 micron.

Tussen elk paar met luminescerend materiaal beklede substraten is een laag van licht kanaliserend laminaatmateriaal aanwezig. In een representatief geval is dit laminaatmateriaal een epoxyhars. Het belangrijkste criterium voor de keuze van dit laminaatmateriaal is de optische doorschijnendheid. Andere criteria voor de keuze van dit materiaal zijn

7811452

de chemische verenigbaarheid met het luminescerende materiaal, de stijfheid van de structuur, de geringe absorptie van röntgenstralen en de bestandheid tegen een langdurig bombardement met röntgenstralen.

Desgewenst bevat de laminaatlaag ten minste één materiaal voor het veranderen van de golflengte, bijvoorbeeld een fluorescerende kleurstof, die een foton met een golflengte in het zichtbare gebied emitteert, welke golflengte gedetecteerd kan worden door de foto-elektrisch gevoelige inrichting wanneer het golflengte-veranderende materiaal zelf bekrachtigd wordt door de fotonen van optische golflengte die door het luminescerende materiaal worden gevormd. Het innige contact van de laminaatlagen met de luminescerend materiaal bevattende lagen, maakt de laminaatlagen in het bijzonder geschikt en doelmatig voor de golflengteverandering.

Indien het niet gewenst is dat de golflengteverandering in het scintillatorlichaam plaatsvindt, wordt volgens een andere uitvoeringsvorm van de uitvinding het scintillatorlichaam omgeven door een mantel die een materiaal voor het veranderen van de golflengte bevat. Deze uitvoeringsvorm is weergegeven in fig. 3, waarin een meerlaags-scintillatorlichaam 1 (of een continu gedispergeerd luminescerend materiaal bevattend scintillatorlichaam 10 dat hieronder beschreven wordt) omgeven is door een mantel 8 die een geschikt materiaal voor het veranderen van de golflengte bevat, bijvoorbeeld bepaalde fluorescerende kleurstoffen. In fig. 3 wordt een röntgenstralingsfoton 2 geabsorbeerd bij absorptieplaats 6 in het scintillatorlichaam 1, waardoor een aantal fotonen met een eerste lagere golflengte geëmitteerd worden; in fig. 3 is een fotonweg 7 weergegeven die representatief is voor de fotonwegen. Het foton doorloopt een representatieve weg 7 naar een absorptieplaats 6' binnen de mantel 8 die het scintillatorlichaam 1 omgeeft. Op deze plaats 6' wordt het foton met de eerste golflengte geabsorbeerd en een ander foton met een tweede golflengte geëmitteerd; het laatstgenoemde foton doorloopt een representatieve weg 7'. Op deze wijze kan de scintillatorgolflengte aangepast worden aan een gevoeliger spectraal gebied van de foto-elektrisch gevoelige detector. Desgewenst kan de golflengte verscheidene malen worden veranderd door toepassing van een aantal lagen aangepaste fluorescerende materialen.

Bij wijze van voorbeeld wordt hieronder de vervaardiging van een representatief meerlaags-scintillatorlichaam beschreven. Men mengde het luminescerende materiaal BaFCl:Eu met een gelijke gewichtshoeveelheid

7811452

1269A STYCAST (een epoxyhars van Emerson and Cuming, Inc.) dat 0,1 g rhodamine per 30 ml epoxyhars bevatte. Het luminescerende materiaal BaFCl:Eu is in representatieve gevallen gedoteerd met circa 1 mol % Eu; deze hoeveelheid kan echter uiteenlopen van slechts 0,1 mol % tot zelfs 5 mol %. Het luminescerende materiaal werd gesuspendeerd in de epoxyhars door het mengsel gedurende 16 uren aan een tuimelbewerking in een glasparels bevattend glazen vat te onderwerpen. De suspensie werd met een Gardner-strijkmes in een dikte van circa 500 micron aangebracht op CFQ (helder, door smelten verkregen kwarts) substraten met een dikte van circa 500 micron. De aangebrachte film werd gedurende 18 uren bij 88°C gehard; vervolgens werd het substraat op de andere zijde bekleed en gehard. Men vervaardigde een blokvormig scintillatormateriaal door het met luminescerend materiaal beklede substraat te lamineren met afstandstukken van geharde epoxyhars (circa 1000 micron), waarbij men dezelfde epoxyhars als kitmateriaal gebruikte. Volgens een andere uitvoeringsvorm van de uitvinding die hierboven beschreven is, wordt de organische kleurstof rhodamine in de afstandstukken van epoxyhars in plaats van in het luminescerende materiaal zelf opgenomen.

Deze bijzondere scintillatorstructuur heeft een aantal gewenste aspecten. Zo wordt bijvoorbeeld de mate van de absorptie van röntgenstralen geregeld door het aantal lagen luminescerend materiaal. Het aantal lagen wordt ingesteld in afhankelijkheid van de verschillende absorptievermogens van de toegepaste luminescerende materialen. Desgewenst worden bepaalde substraten slechts aan één zijde met luminescerend materiaal bekleed. Een ander voordeel van deze structuur is dat de toepassing mogelijk gemaakt wordt van andere luminescerende materialen dan eenkristallen zoals CsI:Tl. Deze structuur maakt een veel flexibelere keuze van een geschikt luminescerend materiaal mogelijk wanneer eigenschappen van het luminescerende materiaal zoals de golflengte van het uitgangslucht, een korte duur van het nalichten en het rendement van de luminescentie met elkaar in evenwicht moeten worden gebracht. Verder vertonen bepaalde luminescerende materialen, zoals CsI:Na, die, hoewel ze anderszins goede luminescerende materialen zijn, de moeilijkheid dat ze hygroscopisch zijn; wanneer deze materialen aan de atmosfeer worden blootgesteld absorberen ze water, waardoor een achteruitgang in het gedrag optreedt. Deze moeilijkheid is veel minder ernstig in een gelaagde structuur, waarin het luminescerende materiaal minimaal aan de atmosfeer wordt blootge-

7811452

steld, dan wanneer het luminescerende materiaal wordt aangebracht op een aan de atmosfeer blootgesteld beeldscherm. Een ander aspect van het scintillatorlichaam, dat zijn oorzaak vindt in de door de uitvinding verschafte structuur, is zijn stijfheid en stevigheid. Een scintillator-structuur voor tomografische detectie, zoals die welke in fig. 4 beschreven wordt, is niet gevoelig voor akoestische of microfonische trillingen zoals detectoren van het ionisatietype met een edel gas van hoge druk. Bovendien worden de scintillatorlichamen met een grote mate van nauwkeurigheid vervaardigd, waardoor ze in een detectorinrichting, zoals die van fig. 4, nauwkeurig op één lijn kunnen worden geplaatst. Bovendien kunnen de luminescerend materiaal bevattende substraten onder een hoek worden opgesteld, zoals is weergegeven in fig. 5, ter verkrijging van een sterkere absorptie zonder vergroting van de dikte van het luminescerende materiaal op het substraat, waardoor het mogelijk gemaakt wordt om desgewenst met een kleiner aantal lagen dezelfde mate van absorptie te verkrijgen.

Volgens de andere bij voorkeur toegepaste hoofduitvoeringsvorm van de uitvinding wordt het luminescerende materiaal continu en op gelijkmatige wijze gedispergeerd door een doorschijnende, als drager fungerende matrix; hierbij wordt het luminescerende materiaal door de gehele matrix gedispergeerd. Fig. 6 toont een dergelijk scintillatorlichaam dat wordt bekrachtigd door een röntgenstralingsfoton 2 van hoge energie. In deze configuratie worden deeltjes luminescerend materiaal (11) gesuspenderd in een stijve doorschijnende matrix 12. Het röntgenfoton 2 van hoge energie wordt in licht omgezet door absorptie bij absorptieplaats 6, van waaruit een aantal fotonen van optische golflengte en lagere energie worden geëmitteerd. Transmissie van deze fotonen vindt gemakkelijk door de doorschijnende matrix 12 plaats, waarbij de fotonen periodiek gereflecteerd en verstrooid worden door de deeltjes luminescerend materiaal 11 die eveneens aanwezig zijn. Het grootste deel van de gevormde lichtenergie bereikt echter uiteindelijk de buitenzijde van het scintillatorlichaam, waar het licht gedetecteerd wordt. Fig. 6 toont een representatieve lichtweg.

Fig. 7 is een horizontale doorsnede van het scintillatorlichaam van fig. 6 en toont de absorptie binnen het scintillatorlichaam 10 van een röntgenstralingsfoton 2. De belangrijkste eisen voor de doorschijnende matrix 12 zijn: de matrix dient een goede transmissie te vertonen voor

78 1 1 4 5 2

licht van de golflengte die door het luminescerende materiaal geprodu-
ceerd wordt, de matrix mag niet reageren met het luminescerende materiaal,
en verder dient de matrix het luminescerende materiaal in een gefixeer-
de suspensie te houden nadat het luminescerende materiaal grondig
5 door de gehele matrix is gedispergeerd. Voor dit doel zijn een aantal
kunststoffen geschikt, zoals polyimide-siloxanopolymeren.

Volgens de uitvoering van fig. 6 wordt de keuze van het luminesce-
rende materiaal bepaald door overwegingen ten aanzien van de uitvoering
en is deze keuze gebaseerd op factoren zoals het absorptievermogen, de
10 duur van het nalichten, de doelmatigheid (rendement) van de luminescentie
en de golflengte van het geëmitteerde licht. De concentratie van het
luminescerende materiaal in de doorzichtige matrix (die in een represen-
tatief geval van kunststof is) wordt echter geregeld om veranderingen
in de totale absorptie teweeg te brengen. Bij deze uitvoeringsvorm bevat
15 het scintillatorlichaam in een representatief geval gedispergeerd lumi-
nescerend materiaal in een concentratie van 10 - 20 vol.-%.

Desgewenst kan in de structuur met gedispergeerd luminescerend ma-
teriaal de golflengte veranderd (omgezet) worden volgens twee methoden.
Volgens één van deze methoden wordt het scintillatorlichaam omgeven door
20 een mantel met een geschikt materiaal voor het veranderen van de golf-
lengte, bijvoorbeeld de organische kleurstof rhodamine. Een dergelijke
structuur is weergegeven in fig. 3, welke structuur even goed toepasbaar
is voor de uitvoering met gedispergeerd luminescerend materiaal als voor
de meerlaagsuitvoering. Volgens een andere uitvoeringsvorm wordt het ma-
25 teriaal voor de verandering van de golflengte gemengd met het doorschijn-
ende matrixmateriaal.

De vervaardiging van de scintillatorlichamen met gedispergeerd lu-
minescerend materiaal is bijzonder gemakkelijk. Het gekozen luminesce-
rende materiaal wordt grondig gemengd met een epoxyhars of een ander
30 kunststofpolymeer waarvan de optische en chemische eigenschappen niet in
ernstige mate nadelig beïnvloed worden door röntgenstraling; men laat
het verkregen mengsel vervolgens vast worden of, indien men het mengsel
niet werkelijk laat vast worden, wordt het luminescerende materiaal in
gesuspendeerde toestand gefixeerd. Het vast worden wordt bereikt volgens
35 een verscheidenheid van methoden, zoals chemische activering, geringe
temperatuurverhoging (harding) of bestraling met ultraviolet licht. Men
vormt de scintillatorlichamen afzonderlijk of en masse in een vooraf

7811452

vervaardigde detectorstructuur. Fig. 8 toont een dergelijke scintillator-
 structuur, bevattende een voorwand 21 van een materiaal met een laag
 atoomnummer, zoals beryllium of aluminium, dat in sterke mate niet-absor-
 berend is voor röntgenstralen, collimators 20 die bestaan uit een mate-
 5 riaal met een hoog atoomnummer, zoals wolfram of tantalium, dat betrek-
 kelijk ondoordringbaar is voor röntgenstralen, een vloer 23 en een ach-
 terste wand 22. De detectororganen 20, 21, 22 en 23 begrenzen een reeks
 ruimten waarin het gedispergeerde luminescerende materiaal is aange-
 bracht. Ten einde een adequate en grondige vulling van deze structuur te
 10 waarborgen, wordt het gehele detectorsamenstel tijdens het inbrengen in
 trilling of op andere wijze in beweging gebracht, bijvoorbeeld met ultra-
 sonore frequenties. Vervolgens laat men het materiaal vast worden door
 chemische activering, harding of bestraling met ultraviolet licht. Deze
 werkwijze leidt tot een bijzonder stevige detectorstructuur die tijdens
 15 het bedrijf veel minder gevoelig is voor akoestische geluidstrillingen
 dan een representatieve ionisatiedetector. Desgewenst kan ook hier een
 materiaal voor het veranderen (omzetten) van de golflengte worden toege-
 past.

Evenals de meerlaagstructuur is ook de structuur met gedispergeerd
 20 luminescerend materiaal stijf, solide en op gemakkelijke wijze nauwkeu-
 rig in één lijn op te stellen. Het probleem dat bepaalde luminescerende
 materialen hygroscopisch zijn, wordt eveneens in sterke mate verminderd.
 Verder is de toepassing mogelijk van luminescerende materialen die geen
 eenkristallen zijn. Ook is de structuur met gedispergeerd luminescerend
 25 materiaal niet zeer gevoelig voor veranderingen in het spectrum van de
 röntgenstralen, welke veranderingen kunnen optreden ten gevolge van even-
 tuele filtereffecten van het matrixmateriaal.

Uit het bovenstaande blijkt dus dat de uitvinding scintillator-
 structuren verschaft met duidelijke voordelen boven andere scintillator-
 30 structuren; in het bijzonder wordt de ontsnapping van licht uit het scin-
 tillatorlichaam in sterke mate verbeterd.

C O N C L U S I E S :

1. Werkwijze ter vervaardiging van scintillatorlichamen die een aan-
 tal lagen bevatten, welke lichamen een verhoogde detecteerbare uitgangs-
 35 straling van optische golflengte geven bij bekrachtiging met fotonen van
 hoge energie en supra-optische frequentie, met het kenmerk dat men:

A) een uniforme laag luminescerend materiaal aanbrengt op ten minste

78 1 1 4 5 2

één van de zijden van ten minste twee stijve substraten, welke substraten inert zijn, straling met een supra-optische frequentie doorlaten en praktisch vlakke zijden bezitten; en vervolgens

5 B) een gelaagde structuur vormt door een optisch doorschijnend laminaatmateriaal aan te brengen tussen de opeenvolgende lagen met luminescerend materiaal beklede substraten uit stap A, welk laminaatmateriaal straling van supra-optische frequentie doorlaat, waardoor in het scintillatorlichaam opgewekte uitgangsstraling van optische golflengte gekanaliseerd wordt naar de buitenzijde van het lichaam om gedetecteerd te
10 worden.

2. Werkwijze volgens conclusie 1, met het kenmerk dat men in stap A het luminescerende materiaal met behulp van een strijkmes op de substraten aanbrengt.

3. Werkwijze volgens conclusie 1 of 2, met het kenmerk dat men in
15 stap B het laminaatmateriaal met behulp van een strijkmes tussen de met luminescerende materialen beklede substraten aanbrengt, welk laminaatmateriaal zich in niet-geharde vorm bevindt, en vervolgens na stap B het laminaat doet harden.

4. Werkwijze volgens conclusies 1-3, met het kenmerk dat men ten minste
20 één materiaal voor het veranderen (omzetten) van de golflengte aan het niet-geharde laminaatmateriaal toevoegt alvorens het laminaatmateriaal tussen de met luminescerend materiaal beklede substraten wordt aangebracht, waardoor de optische uitgangsstraling van het luminescerende materiaal wordt aangepast aan het spectraal-gebied van een foto-elektrisch
25 gevoelige detector.

5. Werkwijze volgens conclusie 1 of 2, met het kenmerk dat men ten minste één materiaal voor het veranderen (omzetten) van de golflengte aan het luminescerende materiaal toevoegt alvorens het luminescerende materiaal op het substraat wordt aangebracht, waardoor de optische uitgangsstraling van het luminescerende materiaal wordt aangepast aan het spectraalgebied van een foto-elektrisch gevoelige detector.
30

6. Werkwijze volgens conclusies 1 - 5, met het kenmerk dat men als laminaatmateriaal epoxyhars gebruikt.

7. Werkwijze volgens conclusies 1 - 6, met het kenmerk dat men als
35 substraat kwarts gebruikt.

8. Werkwijze volgens conclusies 1 - 7, met het kenmerk dat men als luminescerend materiaal een eenkristal gebruikt.

7811452

9. Werkwijze volgens conclusies 1 - 7, met het kenmerk dat men de laag luminescerend materiaal in de vorm van een poeder aanbrengt.
10. Werkwijze volgens conclusies 1 - 7, met het kenmerk dat men de laag luminescerend materiaal op het substraat opdampt.
- 5 11. Werkwijze volgens conclusies 1 - 7, met het kenmerk dat men de aangebrachte laag luminescerend materiaal verkrijgt door sinteren onder hoge druk.
12. Werkwijze volgens conclusies 1 - 11, met het kenmerk dat men het gevormde aantal lagen op geregelde wijze kiest en de lagen onder een hoek opstelt ter verkrijging van een gewenste mate van absorptie van de fotonen van hoge energie, waardoor de absorptie onafhankelijk geregeld wordt van de absorptie van het luminescerende materiaal zelf.
- 10 13. Werkwijze volgens conclusies 1 - 12, met het kenmerk dat men als luminescerend materiaal BaFCl:Eu, ZnCdS:Ag, ZnCdS:Ag,Ni, CsI:Tl, CsI:Na, CaF₂:Eu, Gd₂O₂S:Tb, LaOBr:Dy, LaOBr:Tm, LaOBr:Tb, La₂O₂S:Tb, Bi₄Ge₃O₁₂, CaWO₄, ZnS, ZnSe, ZnTe, CdS, CdSe, CdTe of NaI gebruikt.
- 15 14. Scintillatorlichaam, verkregen volgens de werkwijze van conclusies 1 - 13.
15. Werkwijze voor het vervaardigen van scintillatorlichamen met hierin gedispergeerd luminescerend materiaal, van welke scintillatorlichamen de detecteerbare uitgangsstraling van optische golflengte bij bekrachtiging van fotonen van hoge energie en supra-optische frequenties verhoogd is, met het kenmerk dat men:
- 20 A) een geschikt luminescerend materiaal mengt met een niet-reactief, vloeibaar matrixmateriaal onder vorming van een suspensie, welk vloeibare matrixmateriaal hardbaar is en optische en supra-optische straling na harden doorlaat;
- 25 B) de in stap A verkregen suspensie in een vorminrichting met de gewenste vorm brengt; en vervolgens
- 30 C) het vloeibare matrixmateriaal laat harden, waardoor de deeltjes luminescerend materiaal gefixeerd worden en de in het verkregen scintillatorlichaam opgewekte uitgangsstraling van optische golflengte naar de buitenzijde van het lichaam kan ontsnappen om gedetecteerd te worden.
16. Werkwijze volgens conclusie 15, met het kenmerk dat men in stap B de vormbewerking uitvoert in een inrichting met een reeks praktisch identieke, afzonderlijke compartimenten, welke inrichting bevat: een voorste wand die doordringbaar is voor straling van supra-optische
- 35

7811452

frequentie; zijwanden die straling van supra-optische frequentie doorlaten; inwendige wanden die een aantal compartimenten begrenzen, welke inwendige wanden parallel aan de zijwanden zijn opgesteld en doordringbaar zijn voor straling van supra-optische frequentie; een vloergedeelte; en een achterste wand; waarbij de verkregen structuur na harden geschikt is als deel van een detectorsysteem.

17. Werkwijze volgens conclusie 16, waarbij men tijdens stap B de structuur doet vibreren of op andere wijze in beweging brengt, onder verkrijging van een gelijkmatige verdeling van de suspensie door de gehele compartimenten.

18. Werkwijze volgens conclusie 17, met het kenmerk dat men de structuur met ultrasonore frequentie doet vibreren.

19. Werkwijze volgens conclusies 16 - 18, met het kenmerk dat de zijwanden en de inwendige wanden van wolfram of tantalium zijn.

20. Werkwijze volgens conclusies 15 - 19, met het kenmerk dat men als luminescerend materiaal BaFCl:Eu, ZnCdS:Ag, ZnCdS:Ag,Ni, CsI:Tl, CsI:Na, CaF₂:Eu, Gd₂O₂S:Tb, LaOBr:Dy, LaOBr:Tm, LaOBr:Tb, La₂O₂S:Tb, Bi₄Ge₃O₁₂, ZnS, ZnSe, ZnTe, CdS, CdSe, CdTe of NaI gebruikt.

21. Werkwijze volgens conclusies 15 - 20, met het kenmerk dat men in stap A ten minste één materiaal voor het veranderen (omzetten) van de golflengte met het vloeibare matrixmateriaal mengt, waardoor de optische uitgangsstraling van het luminescerende materiaal wordt aangepast aan het spectraalgebied van een foto-elektrisch gevoelige detector.

22. Werkwijze volgens conclusie 21, met het kenmerk dat men als materiaal voor het veranderen van de golflengte rhodamine gebruikt.

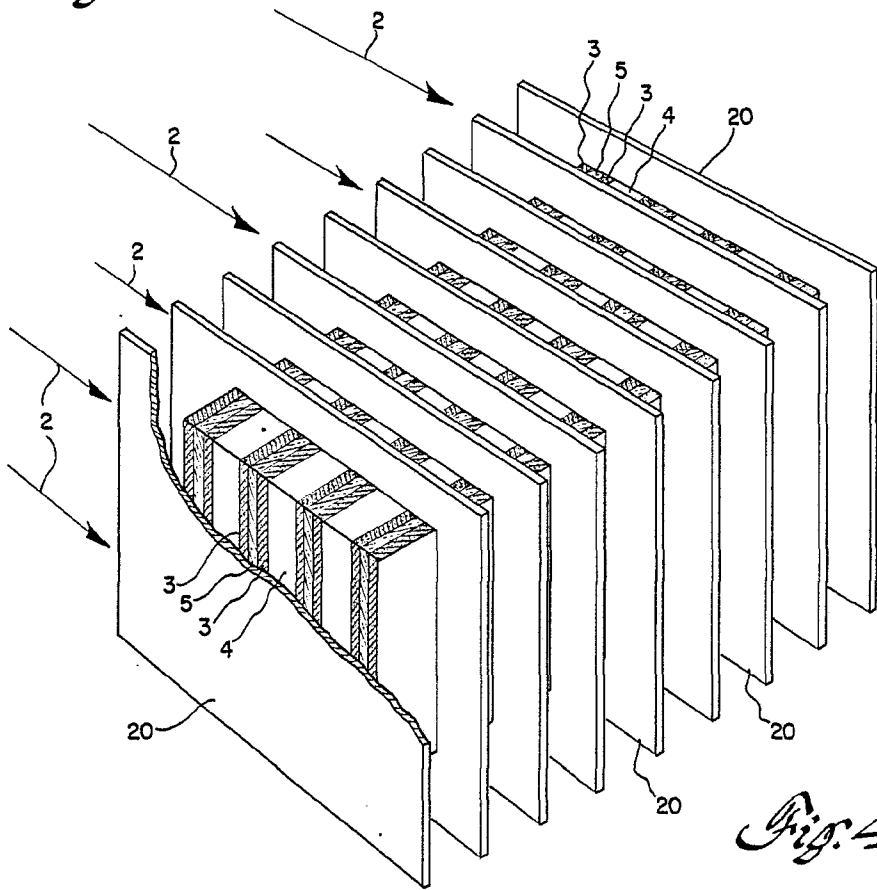
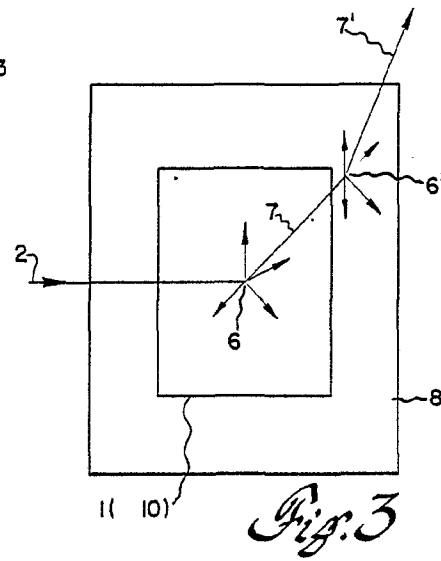
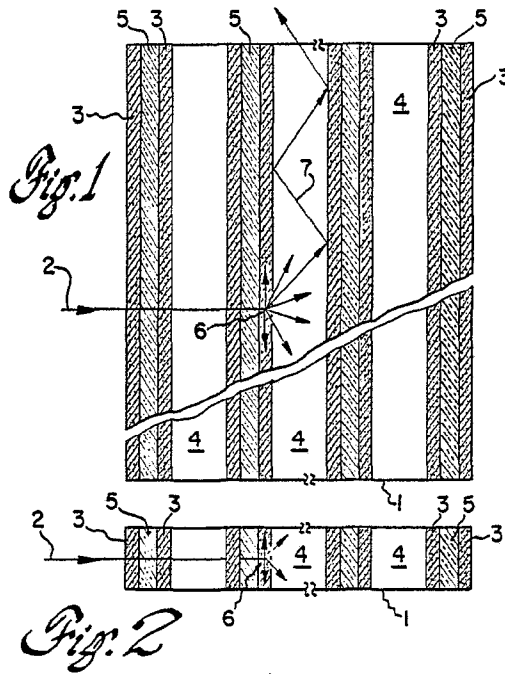
23. Werkwijze volgens conclusies 15 - 22, met het kenmerk dat men als vloeibare matrix een epoxyhars of een siloxan-polyimide-copolymeer gebruikt.

24. Werkwijze volgens conclusies 15 - 23, met het kenmerk dat men het harden bewerkstelligt door chemische activering of bestraling met ultraviolet licht of bij een temperatuur die voldoende is om het matrixmateriaal te harden.

25. Scintillatorlichaam, verkregen volgens de werkwijze van conclusies 15 - 24.

26. Scintillator-detectorinrichting, verkregen volgens conclusies 16 - 25.

7811452



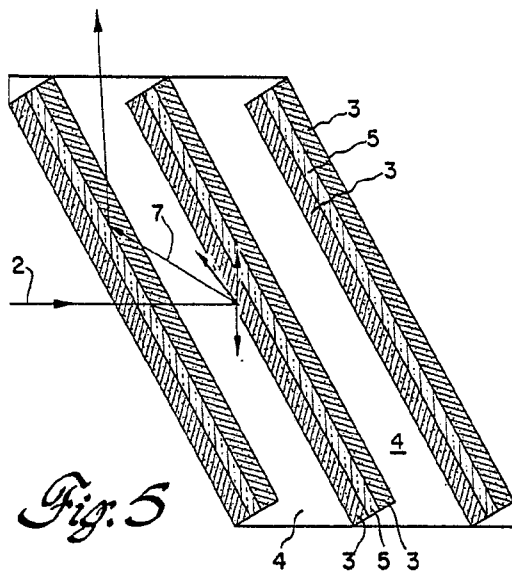


Fig. 5

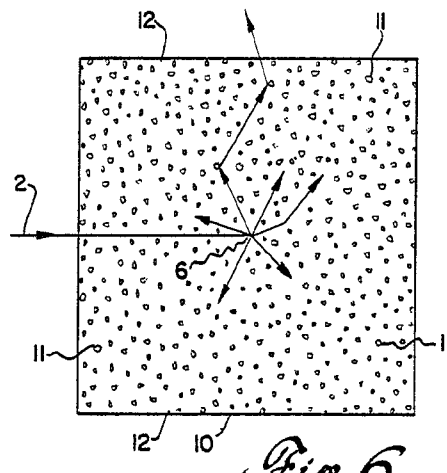


Fig. 6

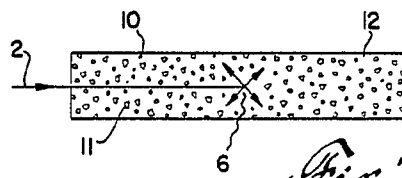


Fig. 7

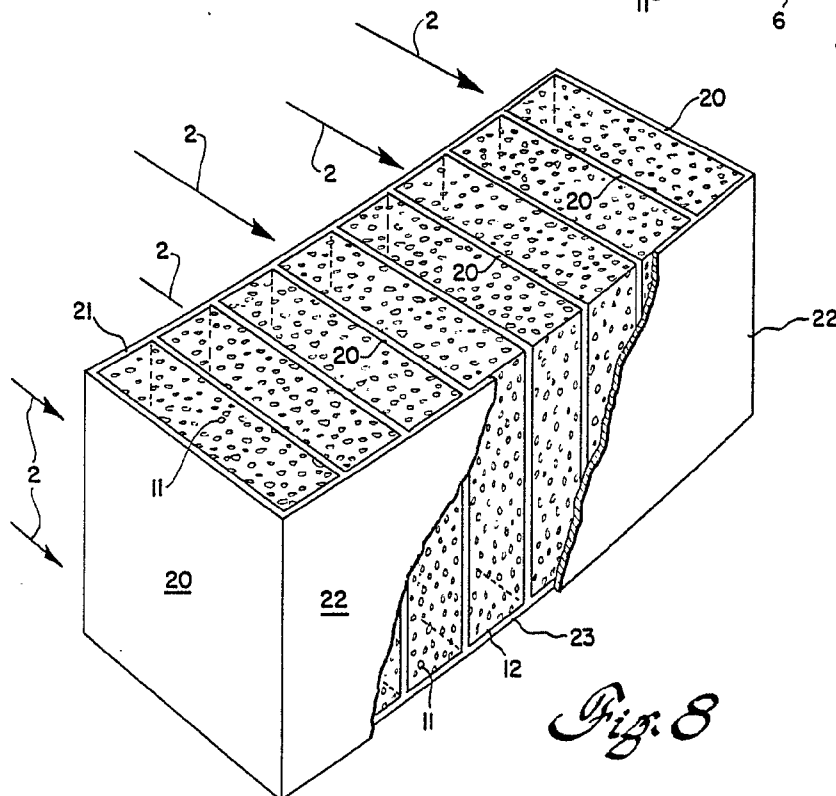


Fig. 8

7811452