

(19)



Octrooiencentrum
Nederland

(11) 1025568

(12) C OCTROOI²⁰

(21) Aanvraag om octrooi: 1025568

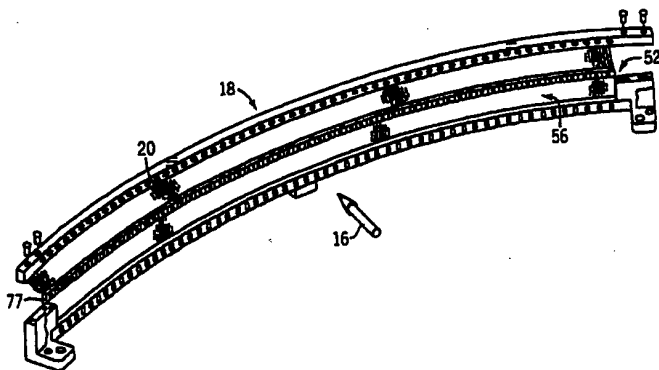
(51) Int.Cl.⁸
G01T1/20

(22) Ingediend: 25.02.2004

(30) Voorrang:
12.03.2003 US 10/249052(41) Ingeschreven:
14.09.2004 I.E. 2004/11(47) Dagtekening:
23.11.2005(45) Uitgegeven:
01.02.2006 I.E. 2006/02(73) Octrooihouder(s):
GE Medical Systems Global Technology
Company, LLC te Waukesha, Wisconsin,
Verenigde Staten van Amerika (US).(72) Uitvinder(s):
David M. Hoffman te New Berlin, Wisconsin
(US)
Michael F. Hoge te Waukesha, Wisconsin (US)(74) Gemachtigde:
Drs. F. Barendregt c.s. te 2280 GE Rijswijk.

(54) CT-detector met een gesegmenteerd optisch koppelstuk en een werkwijze voor het vervaardigen daarvan.

(57) De uitvinding is gericht op een CT-detector (20) voor een CT-beeldvormingssysteem (10), welke detector een gesegmenteerd optisch koppelstuk tussen een fotodiodematrix (52) en een scintillatormatrix (56) bevat. Het gesegmenteerde optische koppelstuk werkt ook als een lichtcollimator, die het lichtverzamelrendement van de fotodiodematrix (52) verbetert. Het gesegmenteerde optische koppelstuk wordt gedefinieerd door een reeks van reflectorelementen (88), die gezamenlijk een aantal open cellen (90) vormen. De open cellen (90) vormen lichtoverdrachtsholten en bevorderen het collimeren van van een scintillator (57) afkomstig licht naar een fotodiode (60). De holten (90) kunnen met optisch epoxy zijn gevuld voor afdichting op de fotodiodematrix (52).



NL C 1025568

De inhoud van dit octrooi komt overeen met de oorspronkelijk ingediende beschrijving met conclusie(s) en eventuele tekeningen.

Octrooiencentrum Nederland is het Bureau voor de Industriële Eigendom, een agentschap van het ministerie van Economische Zaken

Korte aanduiding: CT-detector met een gesegmenteerd optisch koppelstuk en een werkwijze voor het vervaardigen daarvan.

De uitvinding heeft in het algemeen betrekking op beeldvorming voor diagnosedoeleinden en meer in het bijzonder op een CT-detector met een gesegmenteerd of niet-continu optisch koppelstuk en een werkwijze voor het vervaardigen daarvan. Het gesegmenteerde optische koppelstuk werkt bovendien als een lichtcollimator, die integraal is gevormd tussen de scintillatoren en fotodiodes van de detector.

In computertomografische (CT) beeldvormingssystemen emitteert een röntgenbron typisch een waaiervormige bundel naar een subject of object, zoals een patiënt of een stuk bagage. Hierna zullen de termen "subject" en "object" alles, dat op beeld kan worden weergegeven, omvatten. Na door het subject te zijn verzwakt treft de bundel een matrix van stralingsdetectoren. De intensiteit van de op de detectormatrix ontvangen verzwakte bundelstraling is typisch afhankelijk van de verzwakking van de röntgenbundel als gevolg van het subject. Elk detectorelement van de detectormatrix produceert een afzonderlijk elektrisch signaal, dat een indicatie is voor de door elk detectorelement ontvangen verzwakte bundel. De elektrische signalen worden naar een gegevensverwerkingssysteem gezonden voor analyse, welke analyse uiteindelijk een beeld produceert.

In het algemeen worden de röntgenbron en de detectormatrix rond het portaal binnen het beeldvormingsvlak en rond het subject geroteerd. Röntgenbronnen bevatten typisch röntgenbuizen, die de röntgenbundel in een brandpunt emitteren. Röntgendetectoren bevatten typisch een collimator voor het collimeren van de op de detector ontvangen röntgenbundels, een aan de collimator grenzende scintillator voor het omzetten van röntgenstralen in lichtenergie, en fotodiodes voor het ontvangen van de van de aangrenzende scintillator afkomstige lichtenergie en het daaruit produceren van elektrische signalen.

Elke scintillator van een scintillatormatrix zet typisch röntgenstralen in lichtenergie om. Elke scintillator ontlaadt lichtenergie naar een daaraan grenzende fotodiode. Elke fotodiode detecteert de lichtenergie en genereert een corresponderend elektrisch signaal. De

uitgangssignalen van de fotodiodes worden vervolgens naar het beeldverwerwerkingssysteem gezonden voor beeldreconstructie.

"Overspraak" tussen detectorcellen van een CT-detector is gebruikelijk. "Overspraak" is in het algemeen gedefinieerd als de communicatie van gegevens tussen aan elkaar grenzende cellen van een CT-detector. In het algemeen wordt er getracht om overspraak te reduceren wanneer overspraak leidt tot artefactaanwezigheid in het uiteindelijke gereconstrueerde CT-beeld en bijdraagt aan een slechte ruimtelijke resolutie. Typisch kunnen vier verschillende typen overspraak resulteren binnen een enkele CT-detector. Röntgenoverspraak kan optreden als gevolg van röntgenverstrooiing tussen scintillatorcellen. Optische overspraak kan optreden via de doorlaat van licht door de reflectoren, die de scintillatoren omringen. Bekende CT-detectoren gebruiken een continue optische koppellaag(en), typisch epoxy, om de scintillatormatrix aan de fotodiodematrix te bevestigen. Overspraak kan echter optreden wanneer van één cel afkomstig licht via de continue laag naar een andere cel wordt geleid. Elektrische overspraak kan optreden als gevolg van ongewenste communicatie tussen fotodiodes. Van de bovenstaande typen overspraak wordt in het algemeen verondersteld dat de overspraak via de continue optische koppellaag(en) een hoofdbron van overspraak in de CT-detector is.

Het zou derhalve wenselijk zijn om een CT-detector met een verbeterde optische koppeling tussen de scintillatormatrix en de fotodiodematrix te ontwerpen om overspraak in de CT-detector te verminderen en de ruimtelijke resolutie van het uiteindelijke gereconstrueerde beeld te verbeteren.

De uitvinding is gericht op een CT-detector voor een CT-beeldvormingssysteem, dat de hiervoor genoemde nadelen overwint. De CT-detector bevat een roostervormige lichtcollimator tussen een fotodiodematrix en een scintillatormatrix. De lichtcollimator verbetert het lichtverzamelrendement van de fotodiodematrix en kan van een reflectormateriaal worden gevormd om overspraak binnen de detector te verminderen. Elke roostervormige collimator wordt gedefinieerd door een reeks van reflectorelementen, die gezamenlijk een aantal open cellen vormen. De open cellen vormen lichtoverdrachtsholten en bevorderen de collimatie van licht vanaf een scintillator naar een fotodiode. De holten kunnen met een optische epoxy worden gevuld voor het afdichten van de fotodiodematrix of de scintillatormatrix, om daardoor de met continue optische koppelingen verbonden nadelen te vermijden.

Een CT-detector volgens de uitvinding bevat daarom een aantal in een matrix aangebrachte scintillatoren voor het ontvangen van röntgenstralen en het afgeven van licht in reactie op de ontvangen röntgenstralen. Een aantal lichtdetectie-elementen is aangebracht in een
5 matrix, die dimensioneel gelijk is aan de scintillatormatrix en waarbij de lichtdetectie-elementen zijn ingericht om van de scintillatoren afkomstig licht te detecteren. Een niet-continu optisch koppelstuk wordt vervolgens gebruikt om het aantal scintillatoren aan het aantal
10 lichtdetectie-elementen te bevestigen.

Volgens een ander aspect van de uitvinding bevat een CT-systeem een roteerbaar portaal met een centraal daarin aangebrachte opening en een heen en weer door de opening beweegbare tafel, die is ingericht om een subject voor CT-gegevensverwerving te positioneren. Een hoogfrequente elektromagnetische-energieprojectiebron is in het roteerbare
15 portaal gepositioneerd en is ingericht om hoogfrequente elektromagnetische energie naar het subject te projecteren. Het CT-systeem bevat verder een binnen het roteerbare portaal aangebrachte detectormatrix, die is ingericht om door de projectiebron geprojecteerde en op het subject invallende hoogfrequente elektromagnetische energie te detecteren. De detectormatrix bevat een aantal in een scintillatormatrix
20 aangebrachte scintillatoren alsmede een aantal in een fotodiodematrix aangebrachte fotodiodes. Een lichtcollimator met een aantal lichtoverdrachtsholten is geplaatst tussen de scintillatormatrix en de fotodiodematrix.

Volgens een verder aspect van de uitvinding bevat een werkwijze voor het vervaardigen van een CT-detector de stappen van het vormen van een scintillatormatrix met een aantal scintillatoren en het vormen van een fotodiodematrix met een aantal fotodiodes. Een open-celvormige collimator wordt vervolgens tussen de matrices aangebracht. Het resul-
25 terende samenstel wordt vervolgens aan elkaar bevestigd.

Verschillende andere kenmerken, doelen en voordelen van de uitvinding zullen duidelijk worden uit de volgende gedetailleerde beschrijving en de tekeningen.

De tekeningen tonen één, op dit moment voor het uitvoeren van
35 de uitvinding beoogde voorkeursuitvoeringsvorm.

In de tekeningen:

Fig. 1 is een illustratie-aanzicht van een CT-beeldvormingssysteem.

Fig. 2 is een blokschema van het in fig. 1 weergegeven systeem.

Fig. 3 is een aanzicht in perspectief van één uitvoeringsvorm van een CT-systeemdetectormatrix.

Fig. 4 is een aanzicht in perspectief van één uitvoeringsvorm van een detector.

5 Fig. 5 is illustratief voor verschillende configuraties van de detector van fig. 4 in een vier-plakkenmodus.

Fig. 6 is een schema van een dwarsdoorsnede van een CT-detector volgens de uitvinding.

10 Fig. 7-10 zetten stappen van verschillende technieken voor het vervaardigen van een CT-detector volgens de uitvinding uiteen.

Fig. 11 is een illustratie-aanzicht van een CT-systeem voor gebruik bij een niet-ingrijpend bagage-inspectiesysteem.

De operationele omgeving van de uitvinding wordt beschreven met betrekking tot een vier-plakken computertomografisch (CT)systeem. Het
15 zal echter duidelijk zijn voor de vakman, dat de uitvinding gelijk-
lijk toepasbaar is voor gebruik bij een enkele-plak of andere multi-
plak configuraties. Bovendien zal de uitvinding worden beschreven met
betrekking tot de detectie en omzetting van röntgenstralen. De vakman
zal echter onderkennen, dat de uitvinding gelijkelijk toepasbaar is
20 voor de detectie en omzetting van andere hoogfrequente elektromagneti-
sche energie. De uitvinding zal worden beschreven met betrekking tot
een "derde-generatie" CT-scanner, doch is gelijkelijk toepasbaar bij
andere CT-systemen.

Onder verwijzing naar fig. 1 en 2, is een computertomografisch
25 (CT) beeldvormingssysteem 10, dat een portaal 12 bevat, representatief
voor een "derde-generatie" CT-scanner, weergegeven. Het portaal 12
heeft een röntgenbron 14, die een bundel röntgenstralen 16 naar een
detectormatrix 18 aan de tegenovergestelde zijde van het portaal 12
projecteert. De detectormatrix 18 wordt gevormd door een aantal detec-
30 toren 20, die tezamen de door een medische patiënt 22 doorgelaten ge-
projecteerde röntgenstralen waarnemen. Elke detector 20 produceert een
elektrisch signaal, dat de intensiteit van een invallende röntgenbun-
del representeert en daardoor de verzwakte bundel wanneer deze bundel
door de patiënt 22 heen gaat. Tijdens een aftasting voor het verwerven
35 van röntgenprojectiegegevens, roteren het portaal 12 en de daarop ge-
monteerde componenten rond een rotatiemidden 24.

De rotatie van het portaal 12 en de werking van de röntgenbron
14 worden bestuurd door een stuurmechanisme 26 van het CT-systeem 10.
Het stuurmechanisme 26 bevat een röntgenbesturing 28, die energie en

tijdbepalingssignalen aan een röntgenbron 14 verschaft, en een portaalmotorbesturing 30, die de draaisnelheid en de positie van het portaal 12 bestuurt. Een gegevensverwervingssysteem (DAS) 32 in het stuurmechanisme 26 bemonstert van de detectoren 26 afkomstige analoge gegevens en zet de gegevens om in digitale signalen voor daaropvolgende verwerking. Een beeldreconstructie-element 34 ontvangt van DAS 32 afkomstige bemonsterde en gedigitaliseerde röntgengegevens en voert een snelle reconstructie uit. Het gereconstrueerde beeld wordt als een ingangssignaal aan een computer 36 toegevoerd, welke computer het beeld in een massaopslaginrichting 38 opslaat.

De computer 36 ontvangt via een console 40, dat een toetsenbord heeft, ook commando's en aftastparameters van een bediener. Een bijbehorende kathodestraalbuisweergeefinrichting 42 maakt het voor de bediener mogelijk om het gereconstrueerde beeld en andere van de computer 36 afkomstige gegevens waar te nemen. De door de bediener geleverde commando's en parameters worden door de computer 36 gebruikt om stuursignalen en informatie aan DAS 32, röntgenbesturing 28 en portaalmotorbesturing 30 te verschaffen. Bovendien bedient de computer 36 een tafelmotorbesturing 44, die een gemotoriseerde tafel 46 bestuurt, om de patiënt 22 en het portaal 12 te positioneren. In het bijzonder beweegt de tafel 46 delen van de patiënt 22 door een portaalopening 48 heen.

Zoals is weergegeven in fig. 3 en 4, bevat de detectormatrix 18 een aantal scintillatoren 57, die een scintillatormatrix 56 vormen. Boven de scintillatormatrix 56 is een collimator (niet weergegeven) gepositioneerd om röntgenbundels 16 te collimeren voordat dergelijke bundels de scintillatormatrix 56 treffen.

In één in fig. 3 weergegeven uitvoeringsvorm bevat de detectormatrix 18 57 detectoren 20, waarbij elke detector 20 een matrixomvang van 16 x 16 heeft. Als resultaat hiervan heeft de matrix 18 16 rijen en 912 kolommen (16 x 57 detectoren), die het mogelijk maken dat 16 gelijktijdige gegevensplakken met elke rondgang van het portaal 12 kunnen worden verzameld.

Schakelmatrices 80 en 82, fig. 4, zijn multi-dimensionele halfgeleidermatrices, die tussen de scintillatormatrix 56 en DAS 32 zijn geschakeld. De schakelmatrices 80 en 82 bevatten een aantal veldefecttransistoren (FET) (niet weergegeven), die als multi-dimensionele matrix zijn ingericht. De FET-matrix bevat een aantal elektrische leidingen, die met elk van de respectieve fotodiodes 60 zijn verbonden,

en een aantal uitgangsledingen, die via een flexibele elektrische koppeling 84 met DAS 32 elektrisch zijn verbonden. In het bijzonder is ongeveer één helft van de fotodiode-uitgangen elektrisch met de schakelaar 80 verbonden, terwijl de andere helft van fotodiode-uitgangen 5 elektrisch met de schakelaar 82 is verbonden. Bovendien kan een reflectorlaag (niet weergegeven) tussen scintillatoren 57 worden geplaatst om lichtverstrooiing van aangrenzende scintillatoren te verminderen. Elke detector 20 is bevestigd aan een detectorframe 77, fig. 3, door middel van montagesteunen 79.

10 De schakelmatrixes 80 en 82 bevatten verder een decodeerorgaan (niet weergegeven), dat fotodiode-uitgangssignalen in werking stelt, buiten werking stelt of combineert volgens een gewenst aantal plakken en plakresoluties voor elke plak. Het decodeerorgaan is in één uitvoeringsvorm een decodeerchip of een FET-besturing, zoals bekend is in de 15 techniek. Het decodeerorgaan bevat een aantal uitgangs- en stuurlijnen, die met de schakelmatrixes 80 en 82 en DAS 32 zijn verbonden. In één uitvoeringsvorm, gedefinieerd als een 16-plakkenmodus, stelt het decodeerorgaan de schakelmatrixes 80 en 82 zodanig in werking, dat alle rijen van de fotodiodematrix 52 worden geactiveerd, hetgeen re- 20 sulteert in 16 gelijktijdige gegevensplakken voor verwerking door DAS 32. Vanzelfsprekend zijn vele andere plakcombinaties mogelijk. Bijvoorbeeld kan het decodeerorgaan ook uit andere plakmodi selecteren, waaronder één, twee en vier-plakkenmodi.

Zoals is weergegeven in fig. 5, kunnen door middel van het ver- 25 zenden van de geschikte decodeerorgaaninstructies de schakelmatrixes 80 en 82 in de vier-plakkenmodus worden ingericht, zodat de gegevens van vier plakken van één of meer rijen van de fotodiodematrix 52 worden verzameld. Afhankelijk van de specifieke configuratie van de schakelmatrixes 80 en 82, kunnen verschillende combinaties van fotodiodes 30 60 in werking gesteld, buiten werking gesteld of gecombineerd worden, zodat de plakdikte uit één, twee, drie of vier rijen van scintillatormatrixelementen 57 kan bestaan. Bijkomende voorbeelden bevatten een enkele-plakmodus, die één plak bevat, waarbij plakken in dikte variëren van 1,25 mm tot 20 mm, en een twee-plakkenmodus, die twee plakken 35 bevat, waarbij plakken in dikte variëren van 1,25 mm tot 10 mm. Bijkomende modi naast de beschreven modi worden eveneens beoogd.

Er wordt nu verwezen naar fig. 6, waarin een schematische weergave van een dwarsdoorsnede van een CT-detector 20 is weergegeven. Zoals hierboven is toegelicht bevat de detector 20 een door een aantal

scintillatoren 57 gedefinieerde scintillatormatrix 56. De scintillatoren zijn elk ontworpen om in reactie op de ontvangst van röntgenstralen 16 een lichtafgifte 85 te genereren. Een reflectorlaag 86 bekleedt het röntgenontvangstoppervlak van de scintillatoren om het lichtverzamelrendement van de fotodiodes te verbeteren. De reflectorlaag 86 is opgebouwd uit een materiaal, dat van een projectiebron afkomstige röntgenstralen doorlaat en dat door de scintillatoren gegenereerd licht naar de fotodiodes terug reflecteert. De reflectorlaag is geïntegreerd met een reeks van reflectorelementen 88, die zich als een reflectorwand tussen aangrenzende scintillatoren 57 uitstrekken. De reflectorelementen 88 zijn ontworpen om lichtverstrooiing te voorkomen en/of röntgenverstrooiing tussen scintillatoren te verminderen.

De CT-detector 20 is zodanig geconstrueerd, dat een lichtholte 90 zich tussen elke fotodiode en scintillator uitstrekt. De lichtholte kan worden geconstrueerd volgens een aantal fabricagetechnieken, zoals onder verwijzing naar fig. 7-10 zal worden beschreven, en wordt gedefinieerd door holte-elementen of -platen 92. De platen 92 zijn bij voorkeur gevormd van een reflectormateriaal, soortgelijk aan het voor het vormen van de reflectorelementen 88 gebruikte materiaal. Bovendien hebben de platen 92 een aan de breedte van de reflectorelementen 88 overeenkomstige breedte. Bij voorkeur worden de platen 92 gevormd tijdens de vorming van de reflectorelementen 88, zoals onder verwijzing naar fig. 7 zal worden beschreven. Als zodanig strekken de platen 92 zich vanaf de reflectorelementen tot aan het lichtdetectieoppervlak van de fotodiodematrix uit.

De platen 92 zijn geconstrueerd om lichtoverdrachtsholten 90 te vormen en werken als zodanig als een inwendige-cellichtcollimator. De platen 92 zijn ontworpen om lichtoverspraak tussen scintillatoren te elimineren, teneinde daardoor licht naar de lichtdetectie-oppervlakken van de fotodiodematrix te collimeren. Verder kunnen de platen 92 met een optische koppelfilm of hars bekleed zijn om de platen aan de fotodiodematrix te bevestigen. Eventueel kunnen de platen aan het oppervlak van de fotodiodematrix worden vastgehecht. In een verdere uitvoeringsvorm zijn de lichtoverdrachtsholten 90 elk gevuld met een optisch epoxy, dat soortgelijk is aan het in een continue epoxylaag gebruikte epoxy. Het optische epoxy werkt als hechtmiddel om de fotodiodematrix met de scintillatormatrix te verbinden. Met de aanwezigheid van de reflectorplaten 92 zijn de aan de overspraak als gevolg van een continue optische laag verbonden nadelen vermeden. Hoewel epoxy kan worden ge-

bruikt om de matrices met elkaar te verbinden, kunnen andere composieten en materialen, zoals thermoplasten, worden gebruikt en deze composieten en materialen liggen binnen het kader van de uitvinding.

Onder verwijzing naar fig. 7, worden de stappen van een techniek voor het vervaardigen van een CT-detector, soortgelijk aan de met betrekking tot fig. 6 beschreven detector, weergegeven. De getoonde stappen kunnen door middel van een arbeidsintensief proces, een volledig geautomatiseerd, computer-bestuurd proces of een combinatie daarvan worden uitgevoerd. De techniek 100 begint in blok 102 met de assimilatie van producten, personeel en dergelijke voor CT-detectorfabricage. Hetgeen tijdens deze stap wordt verkregen kan variëren, doch dient ten minste de voorbereiding van een scintillatorblok te bevatten. In blok 104 wordt het scintillatorblok vervolgens gemonteerd op een oplosbaar materiaal. Het scintillatorblok en het oplosbare materiaal worden vervolgens in blok 106 gesneden. Eenmaal gesneden, in één of twee richtingen, resulteert een aantal scintillatorcellen, die uniform op afstand van elkaar zijn gelegen. Vervolgens wordt in blok 108 reflectormateriaal in de tussen de scintillatorcellen als resultaat van het snijproces gecreëerde lege ruimten gegoten. Het reflectormateriaal dient zodanig te worden gegoten, dat het overgangsvlak tussen de scintillatoren volledig is gevuld als ook het overgangsvlak tussen aangrenzende delen van het oplosbare materiaal. Het gegoten reflectormateriaal wordt vervolgens in staat gesteld uit te harden en ondergaat een aanvullende bewerking om een juiste reflectiviteit en dergelijke te waarborgen. Zodra het gegoten reflectormateriaal is uitgehard, wordt het oplosbare materiaal in blok 110 opgelost. Het proces voor het oplossen van het materiaal hangt af van het gebruikte type oplosbaar materiaal. Bijvoorbeeld kan het oplosbare materiaal in een wasinrichting worden geplaatst en chemisch worden opgelost of verhit tot een gespecificeerde temperatuur om in wezen het oplosbare materiaal weg te doen "smelten". Nadat het oplosproces is voltooid, resulteert een scintillatormatrix met een geïntegreerde reflector. Opgemerkt wordt, dat elk reflectorelement tussen de scintillatoren zich tot buiten de scintillator uitstrekt, d.w.z., een grotere lengte dan de scintillatoren heeft. Het gedeelte van de reflector, dat buiten de scintillator uitsteekt, werkt als een reflectorplaat, zoals hierboven is beschreven. De open cellen, die resulteren tussen de reflectorplaten, definiëren een lichtoverdrachtsholte en worden in blok 112 gevuld met optisch epoxy. Het optische epoxy maakt overdracht van licht tus-

sen de scintillator en de fotodiode mogelijk, terwijl het tegelijkertijd een hechtvlak voor het koppelen van de scintillator aan de fotodiode creëert. In blok 114 worden de fotodiodematrix en de scintillatormatrix aan elkaar vastgekoppeld. Dit gedeelte van het CT-detector-
5 fabricageproces is vervolgens voltooid en het restant van de CT-detectorfabricage vindt stroomafwaarts van blok 116 plaats.

De met betrekking tot fig. 6 beschreven en volgens de techniek van fig. 7 gefabriceerde CT-detector toont slechts één voorbeeld van de uitvinding. Een soortgelijke CT-detector, die de voordelen van de
10 met betrekking tot fig. 6 beschreven detector bevat en volgens technieken, die verschillen van de in fig. 7 getoonde technieken, is gefabriceerd, wordt eveneens beoogd en ligt binnen het kader van de uitvinding. Voor illustratiedoeleinden en niet als beperking bedoeld, zullen aanvullende vervaardigingstechnieken en de resulterende struc-
15 turen onder verwijzing naar fig. 8-10 worden beschreven.

Onder verwijzing naar fig. 8, begint een ander CT-vervaardigingsproces 118 in blok 120 met een geprepareerd blok scintillatormateriaal. Het blok wordt vervolgens in blok 122 op een blok thermoplastisch materiaal geplaatst. Het scintillatorblok en het thermoplastische
20 sche materiaal worden vervolgens in blok 124 gesneden volgens bekende snijprocessen. Bij voorkeur wordt slechts een gedeelte van het thermoplastische materiaal gesneden, teneinde daardoor een dun, ongesneden gedeelte achter te laten, welk gedeelte kan worden gebruikt om af te dichten tegen de fotodiodematrix. Vervolgens wordt in blok 126 gegoten
25 reflectormateriaal in de lege ruimten tussen de scintillatorcellen, welke lege ruimten resulteren uit het snijproces, aangebracht. In tegenstelling tot de volgens fig. 7 geconstrueerde CT-detector, wordt geen optisch epoxy tussen de door het gegoten reflectormateriaal gevormde reflectorplaten gebruikt. Omdat het thermoplastische materiaal
30 niet volledig wordt doorsneden, resulteert een dunne thermoplastische laag, die, zoals hierboven is toegelicht, wordt gebruikt om de scintillatormatrix aan de fotodiodematrix te bevestigen, in tegenstelling tot een optisch epoxy. Het proces 118 eindigt vervolgens in blok 128, waarbij de CT-detector aanvullende bewerking en fabricage volgens be-
35 kende technieken ondergaat.

De hierboven beschreven processen betreffen veranderingen aan de scintillatormatrix. Het proces van fig. 9 creëert daarentegen de reflectorplaten door middel van het etsen van de fotodiodematrix. In het bijzonder begint het proces 130 in blok 132 met de vorming van een

fotodiodematrix. In blok 134 wordt de fotodiodematrix bekleed met een film van halfgeleidermateriaal of andere geschikte materialen. Bij voorkeur wordt een dunne laag silicium aangebracht of thermisch aangegroeid en wordt deze laag in staat gesteld uit te harden tot het lichtontvangstoppervlak van de fotodiode. Halfgeleidermaterialen, die de lichtverzamelcapaciteiten van de fotodiodematrix niet negatief zullen beïnvloeden, dienen te worden gebruikt. Het oppervlak van de fotodiodematrix wordt vervolgens in blok 136 gemaskeerd en door middel van een plasma geëtsd onder gebruikmaking van standaard halfgeleiderfabricageprocessen om een rooster te vormen. Verschillende halfgeleiderfabricageprocessen worden beoogd, waaronder chemisch etsen, mechanisch etsen, frezen door middel van een ionenbundel en dergelijke. Het etsproces dient te resulteren in een door het halfgeleidermateriaal gedefinieerde reeks van open cellen. De open cellen dienen in verticale richting met de lichtdetectieoppervlakken van de fotodiodematrix te zijn uitgelijnd. De open cellen worden vervolgens in blok 138 met optisch epoxy gevuld om in blok 140 de fotodiodematrix aan de scintillatormatrix te bevestigen. Het resulterende samenstel ondergaat vervolgens standaard nabewerkingstechnieken waarna het proces in blok 142 eindigt.

Het in fig. 10 getoonde proces gebruikt een tussenelement, dat niet met de scintillatormatrix of fotodiodematrix wordt geïntegreerd. Het vervaardigingsproces 144 begint in blok 146 met de vorming van een scintillatormatrix en een fotodiodematrix volgens bekende fabricage-technieken. In blok 148 wordt vervolgens uit een plaat van dun metaalmateriaal of ander materiaal een rooster geëtsd. Het rooster definieert een aantal cellen, die dimensioneel equivalent zijn aan de scintillatoren en fotodiodes. Bovendien heeft het rooster bij voorkeur een hoogte gelijk aan de gewenste hoogte van de hiervoor beschreven lichtoverdrachtsholten. Daarom worden in blok 150 de in het rooster gevormde open cellen uitgelijnd met de scintillatoren van de scintillatormatrix of met de fotodiodes van de fotodiodematrix. In blok 152 wordt het rooster vervolgens bevestigd aan de geselecteerde matrix. In blok 154 worden de door het rooster gedefinieerde open cellen of holten vervolgens gevuld met optisch epoxy. Het optische epoxy wordt vervolgens in blok 156 gebruikt om de geselecteerde matrix aan de andere matrix te bevestigen. Als alternatief kunnen de open cellen leeg worden gelaten en kan het rooster aan de andere matrix worden bevestigd. Het proces wordt vervolgens in blok 158 beëindigd.

De hierboven beschreven vervaardigingsprocessen resulteren elk in een CT-detector met een niet-continu optisch koppelstuk, waardoor de met een continue optische koppellaag verbonden nadelen worden vermeden. De processen produceren elk een CT-detector, waarin een licht-
5 overdrachtsholte is gevormd om van een scintillator afkomstige lichtemissies te collimeren naar een fotodiode. De holte kan met optisch epoxy worden gevuld of leeg worden gelaten en de scintillator kan aan de fotodiodematrix worden bevestigd. Het verdient de voorkeur, dat de holten met epoxy worden gevuld aangezien dit resulteert in een betere
10 optische overdracht en een sterkere verbinding tussen de scintillator en fotodiode wordt gevormd.

Onder verwijzing naar fig. 11, bevat een pakket/bagage-inspectiesysteem 160 een roteerbaar portaal 162 met een opening 164, waar doorheen pakketten of stukken bagage kunnen passeren. Het roteerbare
15 portaal 162 behuist een hoogfrequente elektromagnetische energiebron 166 alsmede een detectorsamenstel 168. Bovendien is een transportsysteem 170 verschaft en dit systeem bevat een door een structuur 174 ondersteunde transportband 172 om op automatische en continue wijze af te tasten pakketten of bagagestukken 176 door de opening 164 heen te
20 leiden. Door middel van de transportband 162 worden objecten 176 door de opening 164 heen geleid, vervolgens worden beeldvormingsgegevens verworven en verwijderd de transportband 172 de pakketten 176 uit de opening 164 op een gecontroleerde en continue wijze. Als gevolg hiervan kunnen postbeambten, bagageverwerkers en ander beveiligingspersoneel op niet-ingrijpende wijze de inhoud van pakketten 176 op explosieven, messen, wapens, smokkelwaar, enz. inspecteren.
25

Een CT-detector volgens de uitvinding bevat daarom een aantal in een matrix aangebrachte scintillatoren voor het ontvangen van röntgenstralen en het afgeven van licht in reactie op de ontvangen röntgenstralen. Een aantal lichtdetectie-elementen is aangebracht in een
30 matrix, die dimensioneel gelijk is aan de scintillatormatrix en waarbij de lichtdetectie-elementen zijn ingericht om van de scintillatoren afkomstig licht te detecteren. Een niet-continu optisch koppelstuk wordt vervolgens gebruikt om het aantal scintillatoren aan het aantal
35 lichtdetectie-elementen te bevestigen.

Volgens een ander aspect van de uitvinding bevat een CT-systeem een roteerbaar portaal met een centraal daarin aangebrachte opening en een heen en weer door de opening beweegbare tafel, die is ingericht om een subject voor CT-gegevensverwerving te positioneren. Een hoogfre-

quente elektromagnetische-energieprojectiebron is in het roteerbare portaal gepositioneerd en is ingericht om hoogfrequente elektromagnetische energie naar het subject te projecteren. Het CT-systeem bevat verder een binnen het roteerbare portaal aangebrachte detectormatrix, 5 die is ingericht om door de projectiebron geprojecteerde en op het subject invallende hoogfrequente elektromagnetische energie te detecteren. De detectormatrix bevat een aantal in een scintillatormatrix aangebrachte scintillatoren alsmede een aantal in een fotodiodematrix aangebrachte fotodiodes. Een lichtcollimator met een aantal lichtover- 10 drachtsholten is geplaatst tussen de scintillatormatrix en de fotodiodematrix.

Volgens een verder aspect van de uitvinding bevat een werkwijze voor het vervaardigen van een CT-detector de stappen van het vormen van een scintillatormatrix met een aantal scintillatoren en het vormen 15 van een fotodiodematrix met een aantal fotodiodes. Een open-celvormige collimator wordt vervolgens tussen de matrices aangebracht. Het resulterende samenstel wordt vervolgens aan elkaar bevestigd.

De uitvinding is beschreven in termen van voorkeursuitvoeringsvormen, maar er zal onderkend worden, dat equivalenten, alternatieven 20 en modificaties naast de reeds uitdrukkelijk vermelde equivalenten, alternatieven en modificaties, mogelijk zijn binnen het kader van de bijgevoegde conclusies.

C O N C L U S I E S

1. CT-detector (20) omvattende:
 - een aantal in een matrix (82) aangebrachte scintillatoren (57) voor het ontvangen van röntgenstralen (16) en het in reactie op de ontvangst van röntgenstralen afgeven van licht (85);
 - 5 een aantal in een matrix (52) aangebrachte lichtdetectie-elementen (60) voor het afgeven van elektrische signalen in reactie op door het aantal scintillatoren (57) gedetecteerd licht; en
 - een niet-continu optisch koppelstuk om het aantal scintillatoren (57) aan het aantal lichtdetectie-elementen (60) te bevestigen.
- 10 2. CT-detector (20) volgens conclusie 1, waarin het niet-continue optische koppelstuk een aantal geïntegreerde reflectorelementen (88) bevat.
3. CT-detector (20) volgens conclusie 2, waarin de geïntegreerde reflectorelementen (88) zijn aangebracht om een aantal optische
- 15 koppelcellen te definiëren, waarbij elke cel is ingericht om één scintillator (57) aan één fotodiode (60) te bevestigen.
4. CT-detector (20) volgens conclusie 3, waarin elke optische koppelcel een optisch epoxy (112) bevat.
5. CT-detector (20) volgens conclusie 3, waarin elke optische
- 20 koppelcel een thermoplastisch materiaal (122) bevat.
6. CT-detector (20) volgens elk van de conclusies 1-5, waarin het niet-continue optische koppelstuk een roostervormig scherm bevat, welk scherm een aantal lichtoverdrachtsholten (90) tussen het aantal scintillatoren (57) en het aantal lichtdetectie-elementen (60) defi-
- 25 nieert.
7. CT-detector (20) volgens conclusie 6, waarin het roostervormige scherm een aan het aantal scintillatoren (57) bevestigd geëtst metaalrooster (148) bevat.
8. CT-detector (20) volgens conclusie 6, waarin de lichtover-
- 30 drachtsholten (90) optisch koppel epoxy (154) bevatten.

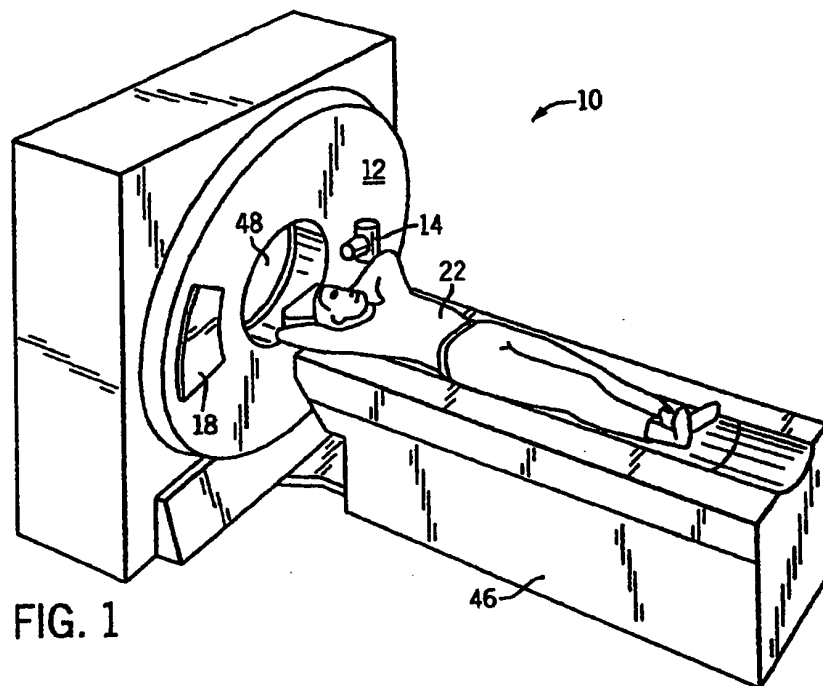


FIG. 1

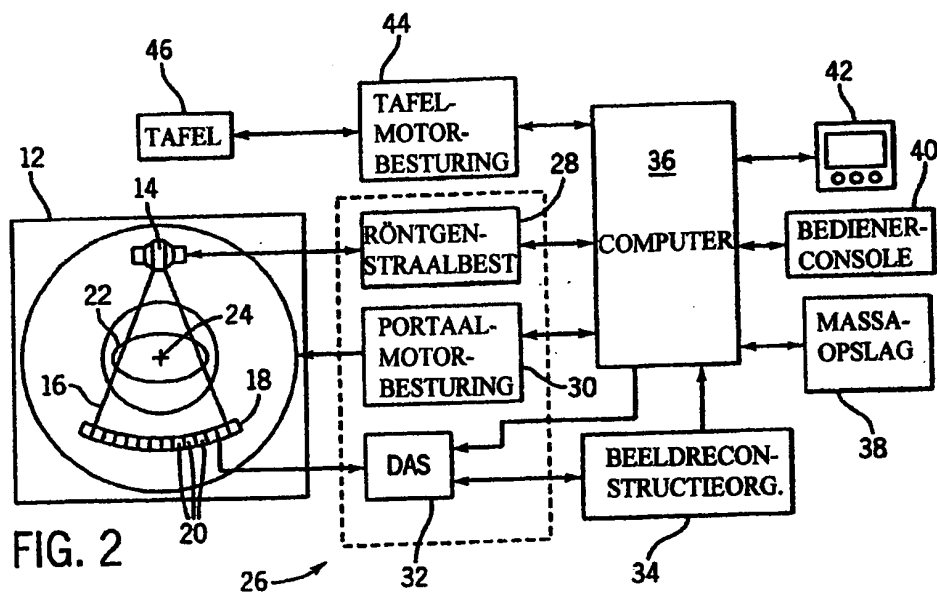


FIG. 2

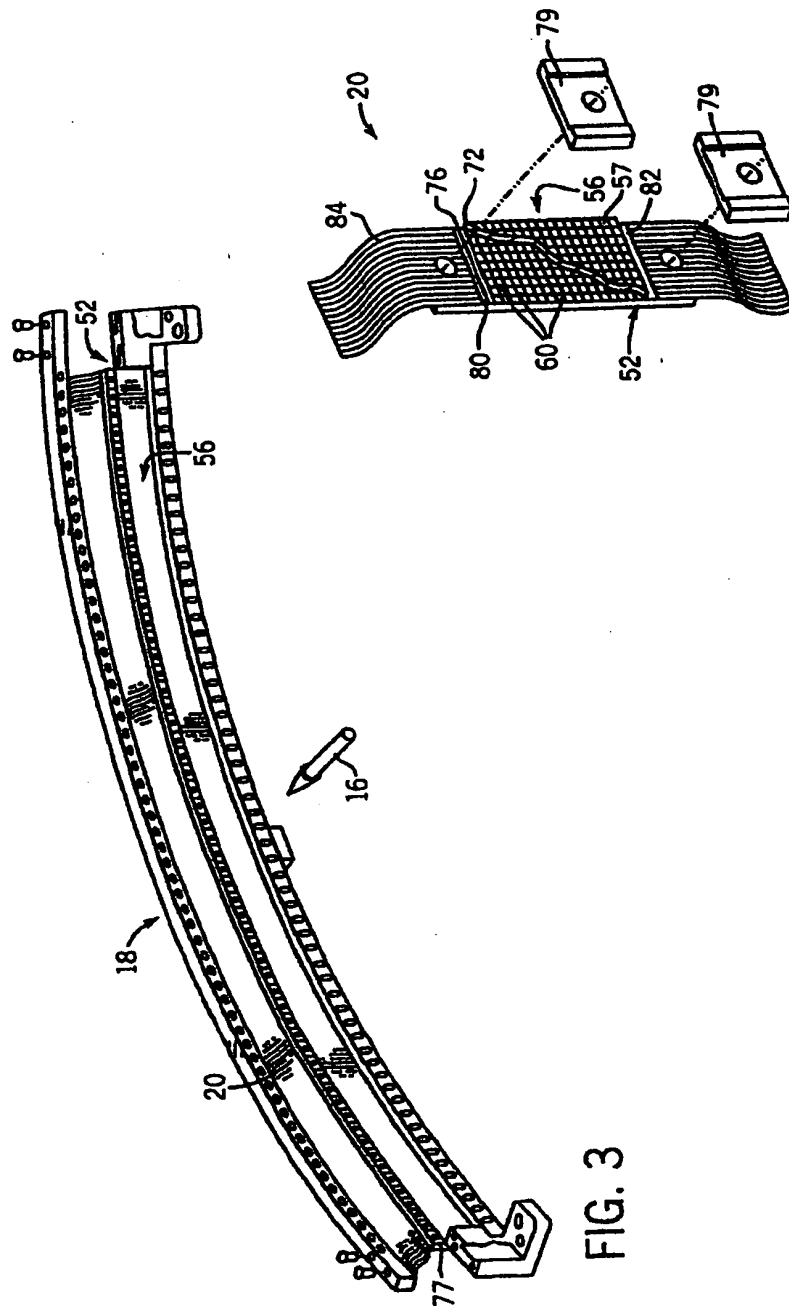


FIG. 4

FIG. 3

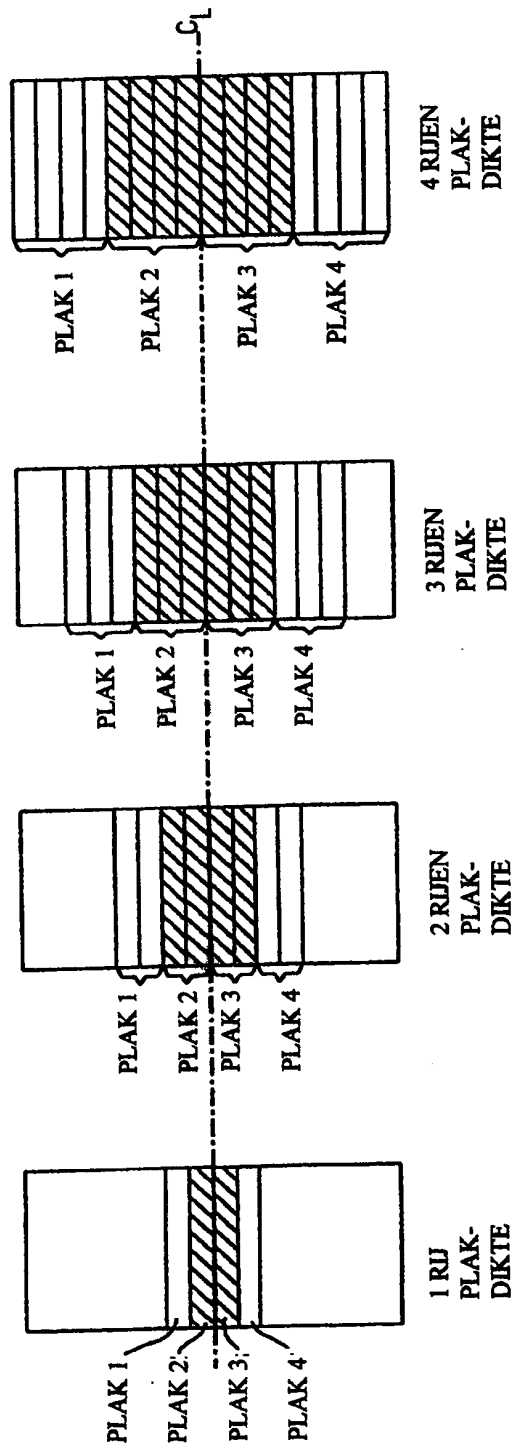
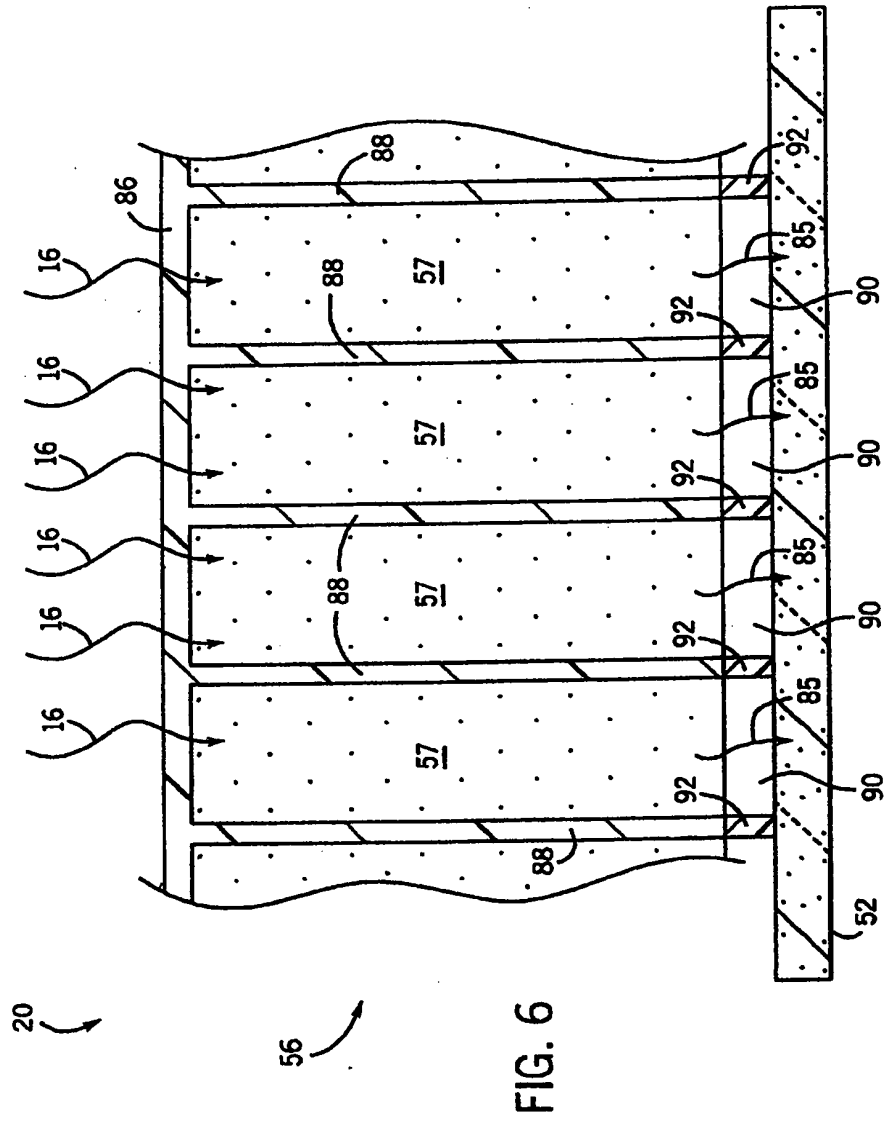


FIG. 5



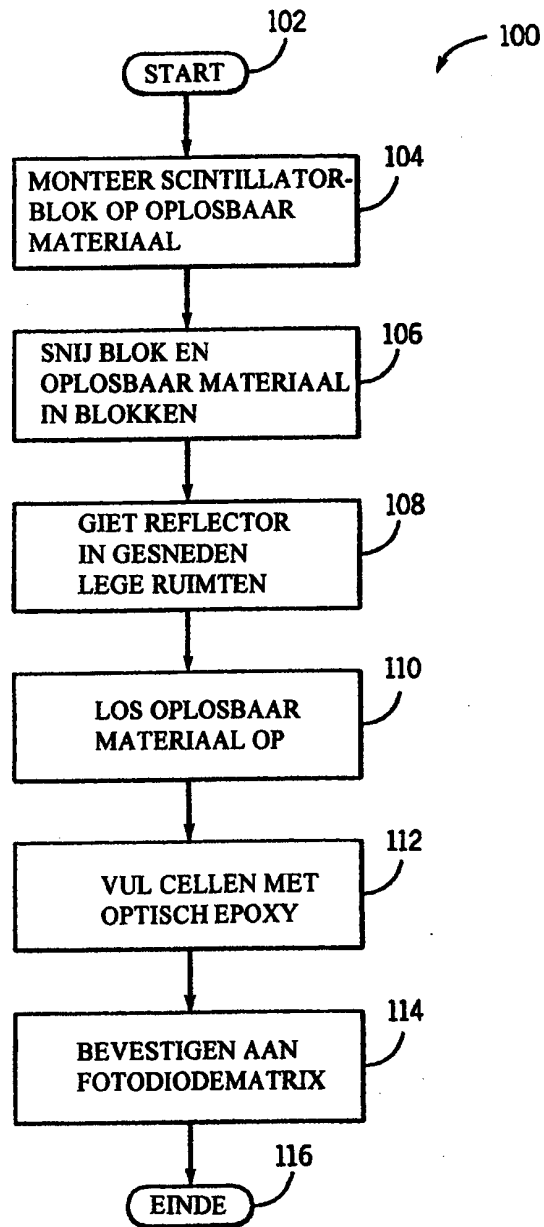


FIG. 7

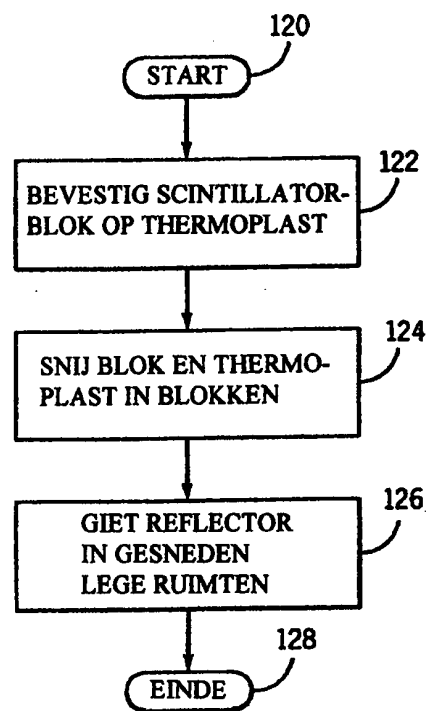


FIG. 8

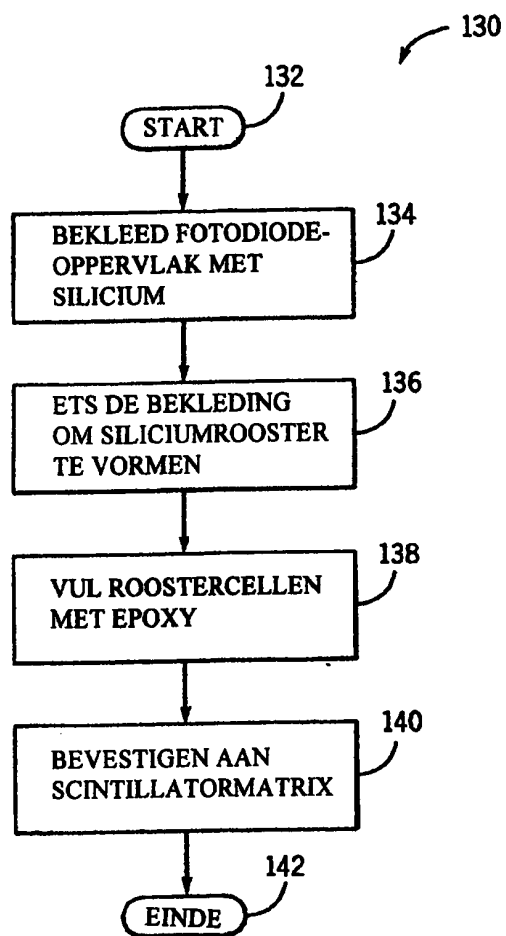


FIG. 9

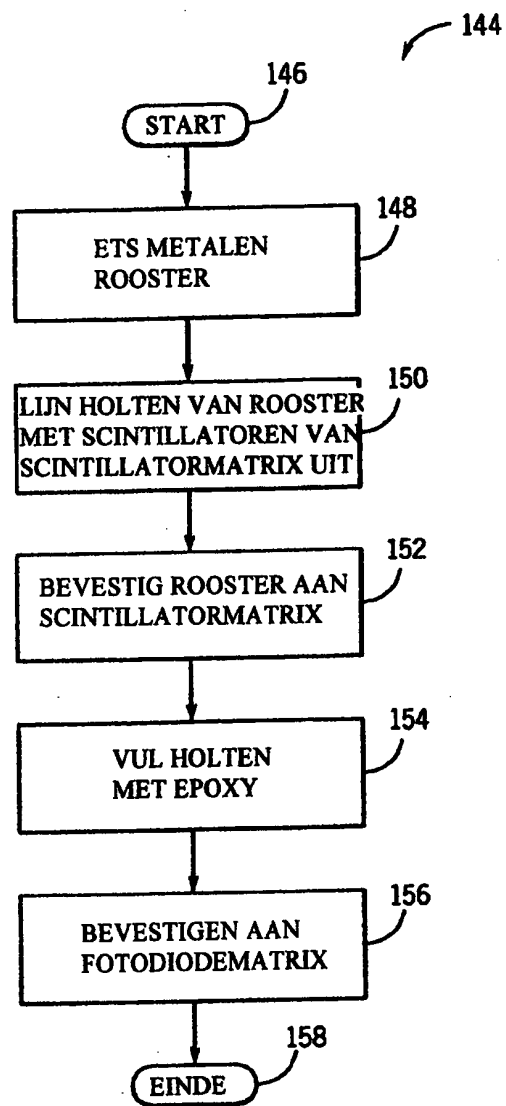
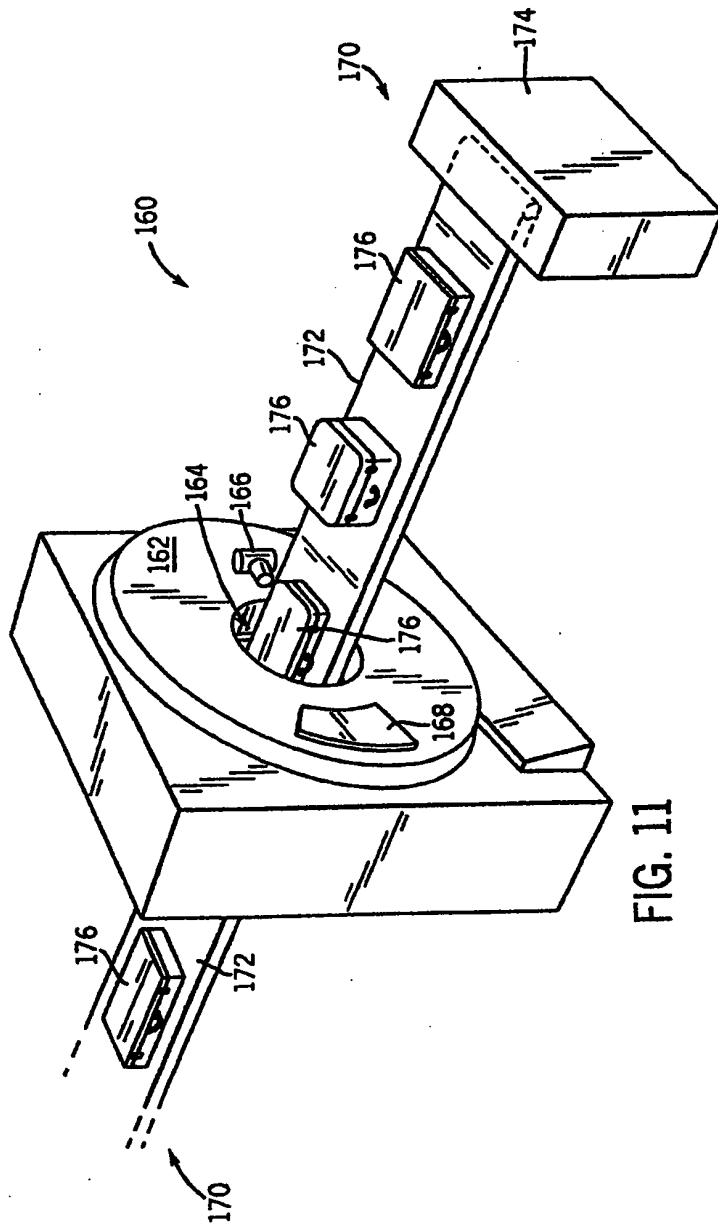


FIG. 10





RAPPORT BETREFFENDE HET ONDERZOEK NAAR DE STAND VAN DE TECHNIEK

Octroolaanvraag Nr.:

NO 135410
NL 1025568

VAN BELANG ZIJNDE LITERATUUR			
Categorie	Vermelding van literatuur met aanduiding voor zover nodig, van speciaal van belang zijnde passages	Van belang voor conclusie(s)Nr.:	Internationale classificatie
X	US 6 362 481 B1 (WARREN JOHN M) 26 maart 2002 (2002-03-26) * samenvatting * * kolom 1, regel 4 - regel 12 * * kolom 1, regel 40 - regel 44 * * kolom 3, regel 52 - kolom 4, regel 23 * * kolom 4, regel 36 - regel 59 * * figuren *	1-4	G01T1/20
X	US 4 234 792 A (DECOU ET AL) 18 november 1980 (1980-11-18) * samenvatting * * kolom 3, regel 19 - regel 48 * * kolom 4, regel 42 - kolom 5, regel 24 * * figuren *	1-3	
A	US 5 506 409 A (YOSHIDA ET AL) 9 april 1996 (1996-04-09) * kolom 2, regel 51 - kolom 4, regel 14 *	1-5	
			Onderzochte gebieden van de techniek
			G01T
Indien gewijzigde conclusies zijn ingediend, heeft dit rapport betrekking op de conclusies ingediend op :			
Plaats van onderzoek 's-Gravenhage		Datum waarop het onderzoek werd voltooid 12 Juli 2005	Vooronderzoeker (EOB) Datta, S
CATEGORIE VAN DE VERMELENDE LITERATUUR X : op zichzelf van bijzonder belang Y : van bijzonder belang in samenhang met andere documenten van dezelfde categorie A : achtergrond van de stand van de techniek O : verwijzend naar niet op schrift gestelde van de techniek P : literatuur gepubliceerd tussen voorraangs- en indieningsdatum T : niet tijdig gepubliceerde literatuur over theorie of principe ten grondslag liggend aan de uitvinding E : andere octroolpublicatie maar gepubliceerd op of na indieningsdatum D : in de aanvraag genoemd L : om andere redenen vermelde literatuur & : lid van dezelfde octroolfamilie, corresponderende literatuur document			

**AANHANGSEL BEHORENDE BIJ HET RAPPORT BETREFFENDE
HET ONDERZOEK NAAR DE STAND VAN DE TECHNIEK,
UITGEVOERD IN DE OCTROOIAANVRAGE NR.**

NO 135410
NL 1025568

Het aanhangsel bevat een opgave van elders gepubliceerde octrooiaanvragen of octrooien (zogenaamde leden van dezelfde octrooifamilie), die overeenkomen met octrooischriften genoemd in het rapport.

De opgave is samengesteld aan de hand van gegevens uit het computerbestand van het Europees Octrooibureau per

De juistheid en volledigheid van deze opgave wordt noch door het Europees Octrooibureau, noch door het Bureau voor de Industriële eigendom gegarandeerd; de gegevens worden verstrekt voor informatiedoeleinden.

12-07-2005

In het rapport genoemd octrooigeschrift		Datum van publicatie	Overeenkomend(e) geschrift(en)	Datum van publicatie
US 6362481	B1	26-03-2002	DE 10049406 A1	12-04-2001
			JP 2001188085 A	10-07-2001
US 4234792	A	18-11-1980	DE 2841394 A1	12-04-1979
			FR 2404861 A1	27-04-1979
			GB 2005405 A	19-04-1979
			JP 54058484 A	11-05-1979
US 5506409	A	09-04-1996	JP 3340793 B2	05-11-2002
			JP 6331749 A	02-12-1994
			DE 4418391 A1	01-12-1994
			NL 9400855 A ,B,	16-12-1994