

(19)



Octrooi Centrum
Nederland

(11) 1026071

(12) C OCTROOI²⁰

(21) Aanvraag om octrooi: 1026071

(51) Int.Cl.:
G21K1/02 (2006.01)

(22) Ingediend: 28.04.2004

(30) Voorrang:
02.05.2003 US 10/249714

(41) Ingeschreven:
03.11.2004 I.E. 2005/01

(47) Dagtekening:
13.02.2006

(45) Uitgegeven:
03.04.2006 I.E. 2006/04

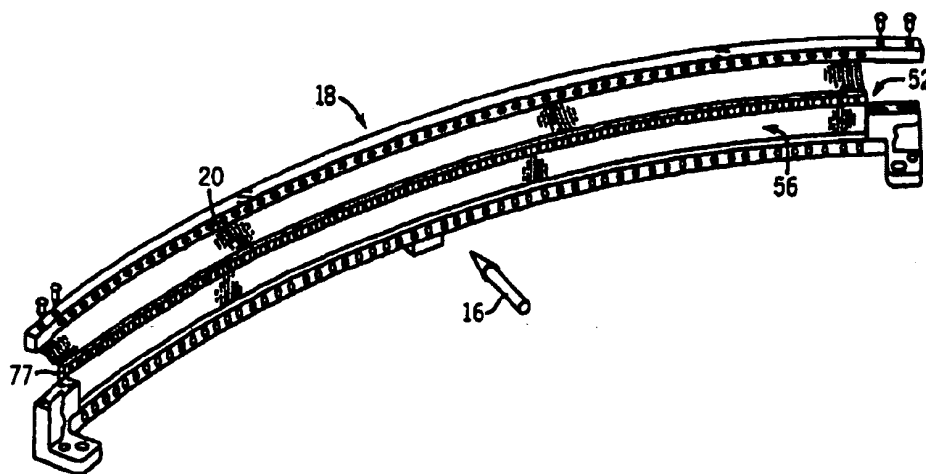
(73) Octrooihouder(s):
GE Medical Systems Global Technology
Company, LLC te Waukesha, Wisconsin,
Verenigde Staten van Amerika (US).

(72) Uitvinder(s):
David Michael Hoffman te New Berlin,
Wisconsin (US).

(74) Gemachtigde:
Ir. H.V. Mertens c.s. te 2280 GE Rijswijk.

(54) Collimatorsamenstel met uit meerdere delen bestaande componenten.

(57) De uitvinding is gericht op een collimatorsamenstel (84), gedefinieerd door een reeks van uit meerdere stukken bestaande collimatorelementen of -platen (86), welke elementen zich langs ten minste één dimensie van een scintillatorpakket (20) uitstrekken. Elk collimatorelement (84) heeft een collimerende component (88) en een afschermende component (90), welke componenten structureel onafhankelijk van elkaar zijn. De collimerende componenten (88) kunnen met de afschermende componenten (90) verbonden zijn of kunnen door middel van een kleine luchtruimte van elkaar zijn gescheiden. De afschermende componenten (90) zijn breder van de collimerende componenten (88), terwijl de collimerende componenten (88) een grotere hoogte hebben. Met deze constructie optimaliseert het collimatorsamenstel (84) collimatie en afscherming met lagere materiaaleisen en een verminderde totale omvang.



NL C 1026071

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

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

Korte aanduiding: Collimatorsamenstel met uit meerdere delen bestaande componenten.

ACHTERGROND VAN DE UITVINDING

De uitvinding heeft in het algemeen betrekking op beeldvorming voor diagnosedoeleinden en meer in het bijzonder op een collimatorsamenstel, dat collimerende componenten onafhankelijk van afscherpende componenten heeft.

In computertomografische (CT) beeldvormingssystemen emitteert een röntgenbron typisch een waaivormige bundel langs een projectieweg 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, zoals een medische patiënt, 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, welk systeem uiteindelijk een beeld produceert.

In het algemeen worden de röntgenbron en de detectormatrix binnen het portaal rond het beeldvormingsvlak en rond het subject geroteerd. Röntgenbronnen bevatten typisch röntgenbuizen, die de röntgenbundel naar een brandpunt emitteren. Röntgendetectoren bevatten typisch een collimator voor het collimeren van de op de detector ontvangen röntgenbundels alsmede het reduceren van röntgenverstrooiing, een scintillator voor het omzetten van röntgenstralen in lichtenergie, een aantal tussen de scintillatoren geplaatste reflectie-elementen voor het reduceren van overspraak, en fotodiodes voor het detecteren van de lichtafgifte van de scintillator en het daaruit produceren van elektrische signalen.

Zoals hierboven is vermeld, bevatten typische röntgendetectoren een collimatorsamenstel voor het collimeren van röntgenbundels, zoals door de patiënt verstrooide en door de detectorcellen gedetecteerde röntgenstralen. Het reduceren van deze ontvangst van verstrooide rönt-

genstralen reduceert beeldruis, waardoor het uiteindelijk gereconstrueerde beeld wordt verbeterd. Het collimatorsamenstel is gewoonlijk een enkele structuur, die door een aantal platen of wanden, die zich langs één of twee richtingen boven de scintillatormatrix uitstrekken, is gedefinieerd. In het algemeen hebben de collimatorplaten een breedte of dikte loodrecht op de projectieweg, welke breedte of dikte in hoofdzaak gelijk is aan de breedte van het tussen elk van de scintillatoren aangebrachte reflectormateriaal. Voor de vervaardigings- en assemblageprocessen is het derhalve van het grootste belang om elk van de platen van het collimatorsamenstel nauwkeurig uit te lijnen met de reflectormateriaalruimten tussen de scintillatoren, teneinde daardoor verstrooiing te verminderen zonder blokkering of het minimaliseren van de blokkering van elk van de actieve gebieden of scintillatorgebieden van de cellen.

15 Bekende vervaardigingsprocessen pogen deze exacte uitlijning uit te voeren door middel van het construeren van een continu collimatorsamenstel, dat een zodanige omvang heeft, dat dit samenstel dimensioneel overeenstemt met de breedte en lengte van de gehele detectormatrix. Dit wil zeggen, dat de scintillatoren in een matrix of pakket zijn gerangschikt en op een gereedschapsbasis zijn gepositioneerd, zodat de matrix of het pakket aan het continue collimatorsamenstel is bevestigd. De platen van het continue collimatorsamenstel dienen derhalve exact in lijn te liggen met de reflectorwanden of -elementen tussen elk van de pixelvormige scintillatorcellen; indien dit niet het geval is, dient het collimatorsamenstel te worden afgekeurd en dient een nieuwe collimator vervaardigd te worden of dienen de scintillatormatrices of pakketten afgekeurd te worden en een nieuw pakket of matrix te worden vervaardigd. Dit proces vereist uitermate nauwe toleranties en vereist een grote vaardigheid en geduld van de bediener voor het assembleren. Deze bekende processen zijn dienovereenkomstig onderhevig aan verspilling van onderdelen, materiaal en arbeid.

Voor het reduceren van röntgenverstrooiing voeren bekende collimatorsamenstellen bovendien een afschermfunctie uit. Dit wil zeggen, dat het collimatorsamenstel typisch relatief grote hoeveelheden wolfram omvat voor het reduceren van röntgenverstrooiing. De in het algemeen gebruikte hoeveelheid wolfram overschrijdt echter de hoeveelheid die minimaal is vereist. Het extra wolfram wordt gebruikt om de dwarsdoorsnede breedte van de collimatorplaten te vergroten. De extra breedte is benodigd als afscherming voor verschillende delen van de

scintillator, reflector en fotodiode. Het is bijvoorbeeld niet ongebruikelijk dat de scintillatorranden tijdens het vervaardigingsproces verslechteren. Het is verder gebruikelijk dat delen van de reflector verkleuren bij blootstelling aan röntgenstralen of gammastralen, die het reflectievermogen van de reflector negatief beïnvloeden. Verder zouden röntgenstralen zonder afscherming de reflector kunnen binnentreden en door de fotodiodematrix kunnen worden geabsorbeerd, hetgeen resulteert in ongewenste ruissignalen. Daarom wordt de breedte van de collimator in het algemeen vergroot met extra wolfraam en andere materialen, zodat de randen en anderzijds blootliggende reflector en de fotodiode worden "afgeschermd" van directe röntgeninval. Bovendien absorbeert wolfraam röntgenstralen of gammastralen en derhalve dient de stralingsdosis voor de patiënt voldoende te zijn om de absorptiekenmerken van het wolfraam te kunnen herbergen. Deze standaardconstructie is weergegeven in fig. 8.

Er wordt nu verwezen naar fig. 8, waarin schematisch een dwarsdoorsnede van een standaarddetector is weergegeven. De detector 2 heeft een aantal in een matrix 4 aangebrachte scintillatoren 3, die zijn ontworpen om na ontvangst van hoogfrequente elektromagnetische energie, zoals röntgenstralen of gammastralen, licht af te geven, dat vervolgens door een fotodiodematrix 5 wordt gedetecteerd. De scintillatoren 3 worden individueel gedefinieerd door een reeks van reflectorelementen of -wanden 6, die door middel van een reflectorbrug of -laag 7 met elkaar zijn verbonden. De reflectorelementen 6 verminderen de overspraak tussen aan elkaar grenzende scintillatoren 3. Voor of bevestigd aan de reflectorlaag 7 bevindt zich een aantal collimatorplaten of -elementen 8, die gezamenlijk een collimatorsamenstel 9 vormen. Het collimatorsamenstel 9 collimeert naar de scintillatormatrix geprojecteerde straling, reduceert röntgenverstrooiing en schermt scintillatorranden, anderzijds-blootliggende reflectordelen af en schermt de fotodiode tegen röntgenstralen, die de reflectorlaag 6 binnendringen, af. De breedte van elk enkelstuks collimatorelement 8 bedraagt w_c , welke breedte in hoofdzaak gelijk aan of gering groter dan de breedte w_r van elk reflectorelement 6 is. Zoals hierboven is vermeld, vereist deze ruwe of benaderde gelijkheid van breedten van collimatorelementen en reflectorelementen een nauwkeurige plaatsing van het collimatorsamenstel 9 ten opzichte van de scintillatormatrix 4.

Om de scintillatorranden, reflectoren en fotodiodes voldoende af te schermen dient de breedte van de collimatorplaten bovendien gro-

ter te zijn dan anders noodzakelijk is voor collimatie en vermindering van röntgenverstrooiing, zoals hierboven is opgemerkt. Een verdere verergering van deze omvangsbeperking is, dat een gespecificeerde aspectverhouding dient te worden gehandhaafd. De vakman zal eenvoudig
5 onderkennen, dat "aspectverhouding" de dimensionele verhouding van de lengte of hoogte van de collimatorplaten in de y-richting en de breedte tussen de collimatorplaten in de x-richting is. Om een correcte collimatie te handhaven dient de hoogte van elke collimatorplaat derhalve veel groter gemaakt te worden dan vereist is om de scintilla-
10 torranden, reflectoren en fotodiodes af te schermen. Al hetgeen het vervaardigingsproces verlengt, doet de bijbehorende kosten en de voor gegevensverwerking noodzakelijke hoeveelheid straling vergroten.

Het zou derhalve wenselijk zijn om een collimatorsamenstel te ontwerpen, in welk samenstel de collimerende componenten van de af-
15 schermende componenten zijn gescheiden. Het zou verder wenselijk zijn om een dergelijk collimatorsamenstel te vervaardigen, in welk collimatorsamenstel de collimerende componenten dunner zijn dan de afscher-
mende componenten, teneinde daardoor vervaardigingstoleranties te verbeteren, materiaalbehoeften te verminderen en de voor een beeldvor-
20 mingssessie vereiste dosering te verminderen.

KORTE BESCHRIJVING VAN DE UITVINDING

De uitvinding is gericht op een collimatorsamenstel met een aantal uit meerdere stukken bestaande elementen of componenten, welk
25 collimatorsamenstel de hiervoor genoemde nadelen overwint. Het collimatorsamenstel wordt gedefinieerd door een reeks van collimatorelementen of -platen, die zich langs ten minste één dimensie uitstrekken. Elk collimatorelement heeft een collimerende component en een afscher-
mende component, die structureel onafhankelijk van elkaar zijn. De
30 collimerende componenten kunnen met de afschermdende componenten verbonden zijn of kunnen door middel van een kleine luchtruimte van elkaar gescheiden zijn. Bij voorkeur zijn de afschermdende componenten breder dan de collimerende componenten, doch de collimerende componenten hebben een grotere hoogte dan de afschermdende componenten. Met
35 deze constructie optimaliseert het collimatorsamenstel de collimatie en afscherming met verminderde materiaaleisen en een verminderde totale omvang.

Een collimator voor een CT-detectormatrix volgens één aspect van de uitvinding bevat daarom een eerste component en een tweede com-

ponent. De eerste component is ingericht om door een projectiebron naar een af te tasten subject langs een projectieweg geprojecteerde hoogfrequente elektromagnetische energiestralen te collimeren en de tweede component is ingericht om ten minste één van een scintillator-
5 rand, een reflector en een fotodiode van een CT-detectormatrix af te schermen.

Volgens een ander aspect van de uitvinding omvat een CT-systeem een roteerbaar portaal, dat een centraal daarin aangebrachte boring heeft en is ingericht om een af te tasten subject op te nemen, en een
10 heen en weer door de boring heen te bewegen tafel, die is ingericht om het subject voor gegevensverwerking te positioneren. Het CT-systeem bevat ook een binnen het roteerbare portaal gepositioneerde projectiebron van hoogfrequente elektromagnetische energie, die is ingericht om hoogfrequente elektromagnetische energie langs een projectieweg naar
15 het subject te zenden. Een CT-detectormatrix is verschaft en deze CT-detectormatrix is ingericht om op het subject ingevallen hoogfrequente elektromagnetische energie te ontvangen. De CT-detectormatrix bevat een scintillatormatrix, die is ingericht om hoogfrequente elektromagnetische energie te ontvangen en licht af te geven. De detectormatrix
20 bevat ook een aantal collimerende elementen om hoogfrequente elektromagnetische energieverstrooiing te filteren alsmede een aantal aan of voor de scintillatormatrix bevestigde afschermende elementen om ten minste de scintillatorranden tegen energieabsorptie af te schermen. De CT-detectormatrix bevat verder een fotodiodematrix, die is ingericht
25 om de lichtafgifte van de scintillatormatrix te detecteren en een reeks van elektrische signalen af te geven. Het CT-systeem heeft ook een DAS, die is ingericht om de van de fotodiodematrix afkomstige elektrische signalen te ontvangen, en een beeldreconstructieorgaan, dat is ingericht om uit de door de DAS ontvangen elektrische signalen
30 een beeld van het subject te reconstrueren.

Volgens een ander aspect van de uitvinding bevat een werkwijze voor het vervaardigen van een CT-detectormatrix, die individuele detectorceloptimalisatie heeft, de stappen van het vormen van een scintillatorpakket, dat een aantal scintillatoren definieert, en het aan-
35 brengen van afschermende elementen op het scintillatorpakket tussen aan elkaar grenzende scintillatoren. De werkwijze bevat ook het vormen van een matrix van collimatorelementen en het zodanig uitlijnen van deze matrix, dat elk collimatorelement in het algemeen in lijn ligt

met een corresponderend afschermend element. Een fotodiodematrix wordt vervolgens gekoppeld aan het scintillatorpakket.

Verschillende andere kenmerken, doelen en voordelen van de onderhavige uitvinding zullen duidelijk worden uit de volgende gedetail-
5 leerde beschrijving en de tekeningen.

KORTE BESCHRIJVING VAN DE TEKENINGEN

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

10 In de tekeningen:

Fig. 1 is een illustratie-aanzicht van een CT-beeldvormings-systeem.

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

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

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

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

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

Fig. 7 is een illustratie-aanzicht van een CT-systeem voor gebruik bij een niet-ingrijpende bagage-inspectiesysteem.

Fig. 8 is een schema van een dwarsdoorsnede van een bekende de-
25 tector.

GEDETAILLEERDE BESCHRIJVING VAN DE VOORKEURSUITVOERINGSVORM

De operationele omgeving van de uitvinding wordt beschreven met betrekking tot een vier-plakken computertomografisch (CT)systeem. Het
30 zal echter duidelijk zijn voor de vakman, dat de uitvinding gelijkelijk 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
35 voor de detectie en omzetting van andere hoogfrequente elektromagnetische 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 (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 detectoren 20, die tezamen de door een medische patiënt 22 doorgelaten geprojecteerde röntgenstralen waarnemen. Elke detector 20 produceert een elektrisch signaal, dat de intensiteit van een invallende röntgenbundel 10 representeert en daardoor de verzwakte bundel wanneer deze bundel door de patiënt 22 heen gaat. Tijdens een aftasting voor het verwerven van röntgenprojectiegegevens, roteren het portaal 12 en de daarop gemonteerde 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 25 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 35 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. Een door een reeks van collimatorplaten of -wanden (niet weergegeven) gedefinieerd collimatorsamenstel (niet weergegeven) is boven de scintillatormatrix 56 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 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.

De schakelmatrices 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 techniek. Het decodeerorgaan bevat een aantal uitgangs- en stuurlijnen, die met de schakelmatrices 80 en 82 en DAS 32 zijn verbonden. In één uitvoeringsvorm, gedefinieerd als een 16-plakkenmodus, stelt het decodeerorgaan de schakelmatrices 80 en 82 zodanig in werking, dat alle rijen van de fotodiodematrix 52 worden geactiveerd, hetgeen resulteert in 16 gelijktijdige gegevensplakken voor verwerking door DAS 32. Vanzelfsprekend zijn vele andere plakcombinaties mogelijk. Bij-

voorbeeld 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 verzenden van de geschikte decodeerorgaaninstructies de schakelmatrices 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 schakelmatrices 80 en 82, kunnen verschillende combinaties van fotodiodes 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 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 CT-detector, die een collimatorsamenstel met uit meerdere stukken bestaande componenten heeft, schematisch is weergegeven. De detector 20 bevat een fotodiodematrix 52, die is ingericht om van een scintillatormatrix 56 van scintillatie-elementen 57 afkomstige lichtemissies te ontvangen. De scintillatie-elementen 57 zijn geconstrueerd van een enkelvoudig materiaal of een samenstelling van materialen, die zijn ontworpen om na ontvangst van röntgenstralen, gammastralen of andere vormen van hoogfrequente elektromagnetische energie op te lichten. De fotodiodematrix 52 detecteert de lichtafgifte van de scintillatormatrix 56 en produceert corresponderende elektrische signalen, die worden bewerkt en vervolgens worden gebruikt om een beeld van het subject te reconstrueren.

Overeenkomstig de eerder met betrekking tot fig. 8 beschreven bekende CT-detector, bevat de detector 20 een collimatorsamenstel 84 om röntgenverstrooiing te verminderen alsmede om scintillatorranden, anderzijds-blootliggende reflector en de fotodiodes van de fotodiodematrix af te schermen. In tegenstelling tot de detector van fig. 8, wordt het collimatorsamenstel van de CT-detector 20 echter gedefinieerd door een aantal uit meerdere stukken bestaande elementen 86. In één uitvoeringsvorm heeft elk element 86 een enkelvoudige collimerende component 88 en een enkelvoudige afschermende component 90, die structureel onafhankelijk van elkaar zijn en, zoals hieronder zal worden beschreven, dimensioneel verschillend van elkaar zijn. Dit wil zeggen,

dat de breedte W_s van elke afschermdende component groter dan de breedte W_r van elke collimerende component is.

In het bijzonder is elk collimerend stuk of component 88 smaller in de x-richting dan de afschermdende elementen 90. Omgekeerd is elke collimerende component 88 dimensioneel groter in de y-richting dan de afschermdende componenten 90. De x-richting correspondeert met de breedte van de CT-detector, terwijl de y-richting correspondeert met de hoogte van de detector. De juiste aspectverhouding voor collimatie wordt derhalve gehandhaafd, doch een optimale hoeveelheid collimerend materiaal kan worden gebruikt, aangezien de collimerende componenten 88 niet als afschermdende componenten werken. Aangezien de afschermdende componenten 90 niet verantwoordelijk zijn voor collimatie, is daarentegen een gespecificeerde aspectverhouding van de afschermdende componenten niet vereist. De afschermdende componenten 90 dienen dienovereenkomstig slechts een voldoende breedte te hebben om afscherming van de scintillatorranden en het anderzijds-blootliggende reflectormateriaal te verkrijgen. De afschermdende componenten 90 hebben derhalve een breedte van ongeveer 200 micron, doch de collimerende componenten 88 kunnen een breedte van 25 micron of minder hebben.

Het versmallen van de collimerende elementen ten opzichte van de afschermdende elementen heeft een aantal voordelen. Bijvoorbeeld verschaffen ten eerste de verschillen in breedte meer tolerantie bij de plaatsing van het collimatorsamenstel. Aangezien de collimerende elementen smaller zijn dan de afschermdende elementen, is er meer ruimte voor de plaatsing van het collimatorsamenstel alsmede ruimte voor de collimerende elementen ten opzichte van elkaar. Ten tweede vermindert de gereduceerde breedte van de collimatorelementen de materiaalkosten van het collimatorsamenstel. Ten derde vergroot het versmallen van de collimatorelementen het door elke scintillator ontvangen aantal röntgenstralen of gammastralen. Als gevolg hiervan is de stralingsdetectie of QDE (Quantum Detection Efficiency) verbeterd. Ten vierde is de röntgenblokkering verminderd, waardoor de lage-signaalprestaties van de CT-detector zijn verbeterd. Ten vijfde is een bijproduct van de verbeterde lage-signaalprestaties, dat de stralingsdosering voor het subject eveneens kan worden verminderd. De vakman zal eenvoudig onderkennen, dat talrijke andere voordelen naast de expliciet genoemde voordelen kunnen worden verkregen volgens de hierboven beschreven configuratie.

De uit meerdere stukken bestaande collimatorelementen van het hiervoor beschreven collimatorsamenstel zijn structureel onafhankelijk van elkaar. De collimerende elementen kunnen derhalve worden vervaardigd van materialen, die verschillen van de materialen, die voor het vormen van de afschermende elementen worden gebruikt. Echter dienen bij voorkeur materialen met hoge atoomgetallen te worden gebruikt voor zowel de collimerende elementen als de afschermende elementen. Bijvoorbeeld kunnen geladen epoxies, lood, loodlegeringen en dergelijke worden gebruikt om de afschermende elementen te vormen. Bovendien kunnen de collimerende elementen en de afschermende elementen van composietmaterialen of gegoten materialen worden gevormd en worden vervaardigd volgens een aantal bekende technieken. Volgens één voorbeeldtechniek worden de afschermende elementen gevormd onder gebruikmaking van algemeen bekende halfgeleidervervaardigingsprocessen waarna een laag van afschermend materiaal wordt geëetst, bijv. chemisch geëetst, om een reeks van afschermende elementen te creëren. Aangezien de afschermende elementen relatief kort zijn in de y-richting, is chemisch etsen één voorkeursvervaardigingsproces.

Andere vervaardigingsprocessen kunnen worden geïmplementeerd, waaronder snijden door middel van een laser, frezen door middel van een ionenbundel of het bevestigen van een beschermend elementrooster aan de scintillatormatrix door middel van een dunne hechtlaag. De afschermende elementen kunnen ook worden gevormd tijdens een gietvormingsproces, waarna een vormstuk, dat een gewenste hoogte en breedte voor een aantal afschermende elementen definieert, op het scintillatorpakket wordt geplaatst en wordt gevuld met afschermingsmateriaal, zodat na uitharding en nabewerking (bijv. polijsten), een aantal met het scintillatorpakket geïntegreerde afschermende elementen is gevormd. Verder kan het vormstuk worden geconstrueerd om een reeks van collimerende holten te definiëren, welke holten dieper en smaller zijn dan een reeks van afschermende holten, zodat de afschermende holten eerst met afschermingsmateriaal (materialen) worden gevuld en in staat worden gesteld om uit te harden. Daarna worden de collimerende elementen gevuld met collimerend(e) materiaal (materialen). Met deze constructie zijn de afschermende elementen onafhankelijk en dimensioneel verschillend van de collimerende elementen, doch zijn deze elementen met elkaar verbonden teneinde daardoor de ruimte tussen de in fig. 6 weergegeven elementen te minimaliseren.

De uitvinding is beschreven met betrekking tot de vervaardiging van een geïntegreerde scintillator en collimator voor een CT-detector van een CT-beeldvormingsstelsel. CT-detectoren met een collimatorsamenstel volgens de uitvinding, dat collimerende elementen onafhankelijk van afscherpende elementen heeft, kan worden gebruikt in medische beeldvormingssystemen alsmede pakketinspectiesystemen, soortgelijk aan het in fig. 7 getoonde systeem.

Onder verwijzing naar fig. 7, bevat een pakket/bagage-inspectiesysteem 100 een roteerbaar portaal 102 met een opening 104, waar doorheen pakketten of stukken bagage kunnen passeren. Het roteerbare portaal 102 behuist een hoogfrequente elektromagnetische energiebron 156 alsmede een detectorsamenstel 108, dat CT-detectoren soortgelijk aan de eerder beschreven CT-detectoren heeft. Bovendien is een transportsysteem 110 verschaft en dit systeem bevat een door een structuur 114 ondersteunde transportband 112 om op automatische en continue wijze af te tasten pakketten of bagagestukken 116 door de opening 104 heen te leiden. Door middel van de transportband 112 worden objecten 166 door de opening 104 heen geleid, vervolgens worden beeldvormingsgegevens verworven en verwijderd de transportband 112 de pakketten 116 uit de opening 104 op een gecontroleerde en continue wijze. Als gevolg hiervan kunnen postbeambten, bagageverwerkers en ander beveiligingspersoneel op niet-ingrijpende wijze de inhoud van pakketten 116 op explosieven, messen, wapens, smokkelwaar, enz. inspecteren.

Bovendien werd de uitvinding beschreven waarbij de collimatorplaten langs één dimensie, d.w.z., de x-as, zijn gevormd. De collimatorplaten kunnen echter langs een x- en z-as worden gevormd, teneinde daardoor een "checkerboard" inrichting van uit meerdere stukken bestaande collimatorelementen te verschaffen.

Een collimator voor een CT-detectormatrix volgens één uitvoeringsvorm van de uitvinding bevat daarom een eerste component en een tweede component. De eerste component is ingericht om door een projectiebron naar een af te tasten subject langs een projectieweg geprojecteerde hoogfrequente elektromagnetische energiestralen te collimeren en de tweede component is ingericht om ten minste één van een scintillatorrand, een reflector en een fotodiode van een CT-detectormatrix af te schermen.

Volgens een andere uitvoeringsvorm van de uitvinding omvat een CT-systeem een roteerbaar portaal, dat een centraal daarin aangebrachte boring heeft en is ingericht om een af te tasten subject op te ne-

men, en een heen en weer door de boring heen te bewegen tafel, die is ingericht om het subject voor gegevensverwerving te positioneren. Het CT-systeem bevat ook een binnen het roteerbare portaal gepositioneerde projectiebron van hoogfrequente elektromagnetische energie, die is in-
5 gericht om hoogfrequente elektromagnetische energie langs een projectieweg naar het subject te zenden. Een CT-detectormatrix is verschaft en deze CT-detectormatrix is ingericht om op het subject ingevallen hoogfrequente elektromagnetische energie te ontvangen. De CT-detectormatrix bevat een scintillatormatrix, die is ingericht om hoogfrequente
10 elektromagnetische energie te ontvangen en licht af te geven. De detectormatrix bevat ook een aantal collimerende elementen om hoogfrequente elektromagnetische energieverstrooiing te filteren alsmede een aantal aan de scintillatormatrix bevestigde afschermende elementen om ten minste de scintillatorranden tegen energieabsorptie af te scher-
15 men. De CT-detectormatrix bevat verder een fotodiodematrix, die is ingericht om de lichtafgifte van de scintillatormatrix te detecteren en een reeks van elektrische signalen af te geven. Het CT-systeem heeft ook een DAS, die is ingericht om de van de fotodiodematrix afkomstige elektrische signalen te ontvangen, en een beeldreconstructie-
20 orgaan, dat is ingericht om uit het door de DAS ontvangen elektrische signalen een beeld van het subject te reconstrueren.

Volgens een andere uitvoeringsvorm van de uitvinding bevat een werkwijze voor het vervaardigen van een CT-detectormatrix, die individuele detectorceloptimalisatie heeft, de stappen van het vormen van
25 een scintillatorpakket, dat een aantal scintillatoren definieert, en het aanbrengen van afschermende elementen op het scintillatorpakket tussen aan elkaar grenzende scintillatoren. De werkwijze bevat ook het vormen van een matrix van collimatorelementen en het zodanig uitlijnen van deze matrix, dat elk collimatorelement in het algemeen in lijn
30 ligt met een corresponderend afschermend element. Een fotodiodematrix wordt vervolgens gekoppeld aan het scintillatorpakket.

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

C O N C L U S I E S

1. Collimator (84) voor een CT-detectormatrix (20), waarbij de collimator omvat:

een eerste component (88), die is gevormd om door een projectiebron (14) naar een af te tasten subject (22) geprojecteerde hoog-
5 frequente elektromagnetische energiestralen (16) te collimeren,

een tweede component (90), die is gevormd om ten minste één van een scintillatorrand, een reflector en een fotodiode (60) van een CT-detectormatrix (18) af te schermen.

2. Collimator (84) volgens conclusie 1, waarin de eerste component (88) onafhankelijk van de tweede component (90) is.
10

3. Collimator (84) volgens conclusie 1, waarin de eerste component (88) een breedte heeft, welke breedte kleiner is dan een breedte van de tweede component (90).

4. Collimator (84) volgens conclusie 1, waarin de eerste component (88) een dikte heeft, welke dikte groter dan een dikte van de
15 tweede component (90) evenwijdig aan de projectieweg is.

5. Collimator (84) volgens conclusie 4, waarin de eerste component (88) een breedte heeft, welke breedte minder dan 200 micron bedraagt.

20 6. Collimator (84) volgens conclusie 4, waarin de eerste component (88) en de tweede component (90) zijn geconstrueerd van materialen met grote atoomgetallen.

7. Collimator (84) volgens conclusie 6, waarin de eerste component (88) is geconstrueerd van ten minste wolfraam.

25 8. Collimator (84) volgens conclusie 6, waarin de eerste component (88) is geconstrueerd van een materiaal, dat verschilt van het materiaal van de tweede component.

9. Collimator (84) volgens conclusie 1, opgenomen in een CT-systeem (10), dat een roteerbaar portaal (12) heeft.

30 10. Collimator (84) volgens conclusie 9, waarin het CT-systeem een medische beeldvormingsscaner bevat.

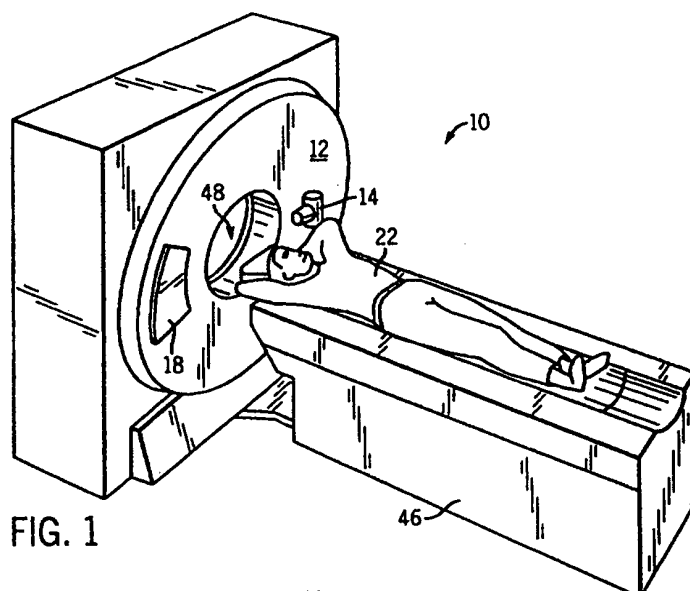


FIG. 1

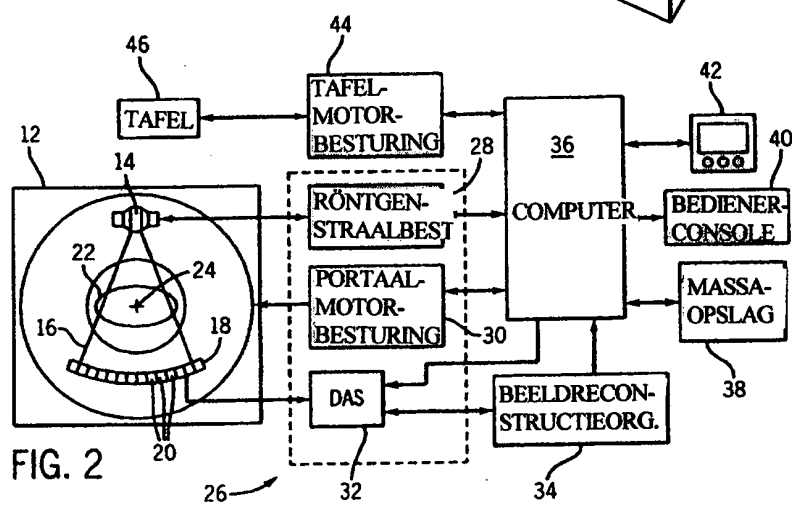


FIG. 2

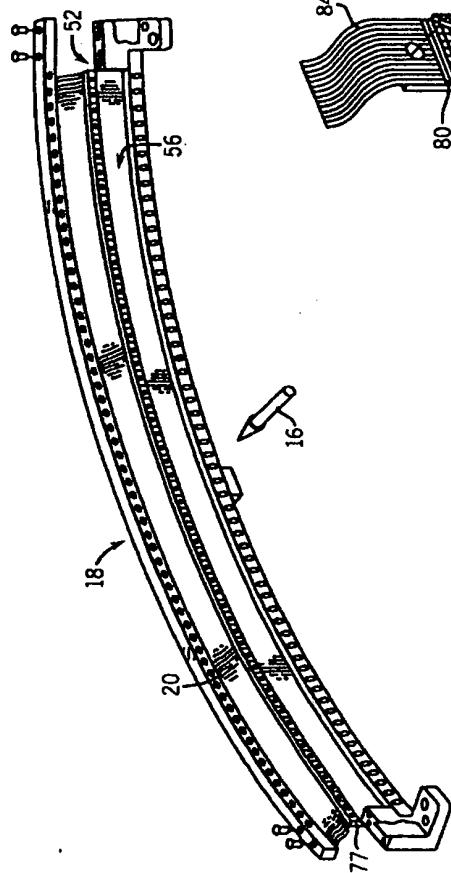


FIG. 3

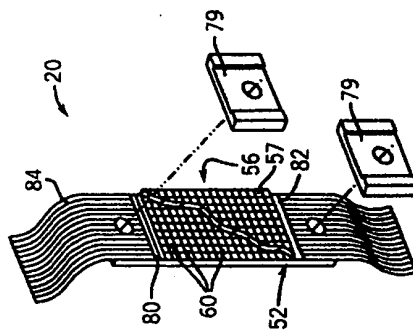


FIG. 4

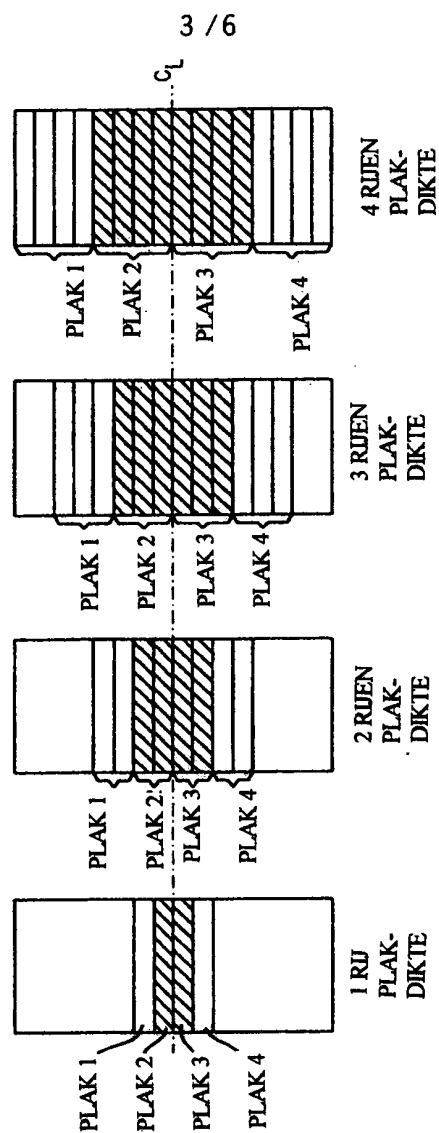


FIG. 5

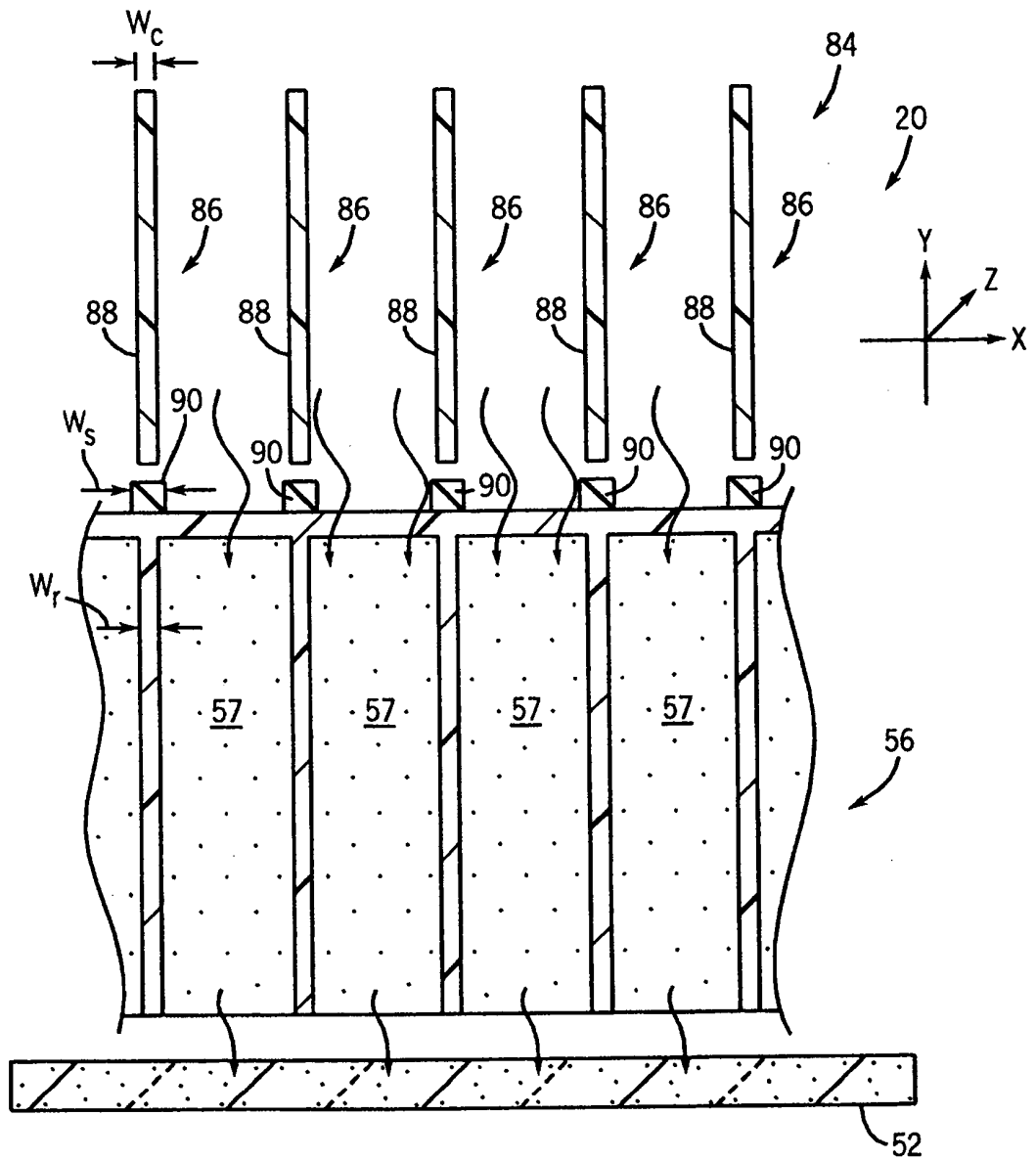
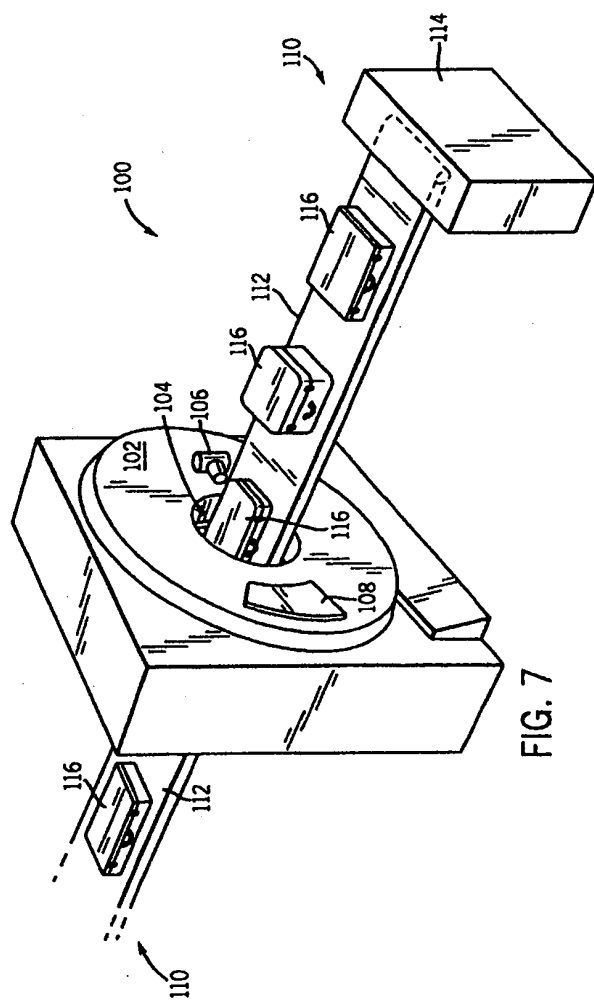


FIG. 6



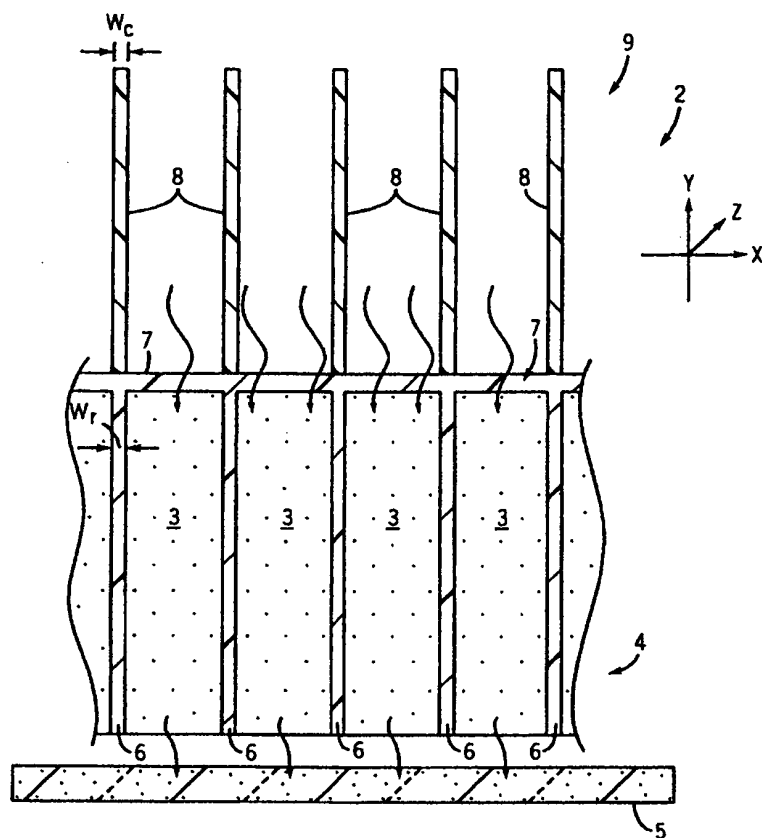


FIG. 8.
(STAND VAN DE TECHNIEK)



RAPPORT BETREFFENDE HET ONDERZOEK NAAR DE STAND VAN DE TECHNIEK

Octrooiaanvraag Nr.:

NO 135451
NL 1026071

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
A	US 4 180 737 A (KINGSLEY, JACK D) 25 december 1979 (1979-12-25) * kolom 1, regel 5 - regel 9 * * kolom 3, regel 6 - regel 64 * * figuur *	1-3,7	G21K1/02
A	US 4 856 041 A (KLEIN ET AL) 8 augustus 1989 (1989-08-08) * kolom 1, regel 19 - regel 27 * * kolom 2, regel 34 - regel 47 * * figuren 3,4 *	1,7,10	
A	US 3 227 880 A (WIDEROE ROLF) 4 januari 1966 (1966-01-04) * kolom 2, regel 3 - regel 48 * * figuur 1 *	1-3,7,8	
A	US 5 309 911 A (GREINER ET AL) 10 mei 1994 (1994-05-10) * kolom 3, regel 6 - regel 16 *	1,2,8,10	
A	US 6 553 092 B1 (MATTSON RODNEY A ET AL) 22 april 2003 (2003-04-22) * kolom 3, regel 29 - regel 38 *	9	Onderzochte gebieden van de techniek G21K
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 10 November 2005	Vooronderzoeker (EOB) Capostagno, E
CATEGORIE VAN DE VERMELDE LITERATUUR		T : niet tijdig gepubliceerde literatuur over theorie of principe ten grondslag liggend aan de uitvinding E : andere octrooipublicatie maar gepubliceerd op of na indieningsdatum D : in de aanvraag genoemd L : om andere redenen vermelde literatuur & : lid van dezelfde octrooifamilie, corresponderende literatuur document	
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 voorrangs- en indieningsdatum			

1

EOB FORM 02.83 (P0414)

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

NO 135451
NL 1026071

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.

10-11-2005

In het rapport genoemd octrooigeschrift		Datum van publicatie	Overeenkomend(e) geschrift(en)	Datum van publicatie
US 4180737	A	25-12-1979	DE 2902780 A1 FR 2416481 A1 GB 2013877 A JP 54114285 A NL 7900934 A	09-08-1979 31-08-1979 15-08-1979 06-09-1979 08-08-1979
US 4856041	A	08-08-1989	DE 8621546 U1 JP 5015114 Y2 JP 63033483 U	10-12-1987 21-04-1993 03-03-1988
US 3227880	A	04-01-1966	GEEN	
US 5309911	A	10-05-1994	AT 169412 T DE 69129942 D1 DE 69129942 T2 EP 0555399 A1 WO 9207506 A1 US 6123078 A	15-08-1998 10-09-1998 10-12-1998 18-08-1993 14-05-1992 26-09-2000
US 6553092	B1	22-04-2003	EP 1132754 A2 JP 2001311779 A	12-09-2001 09-11-2001