

(19)

Octrooi Centrum
Nederland

(11) 1026195

(12) C OCTROOI²⁰

(21) Aanvraag om octrooi: 1026195

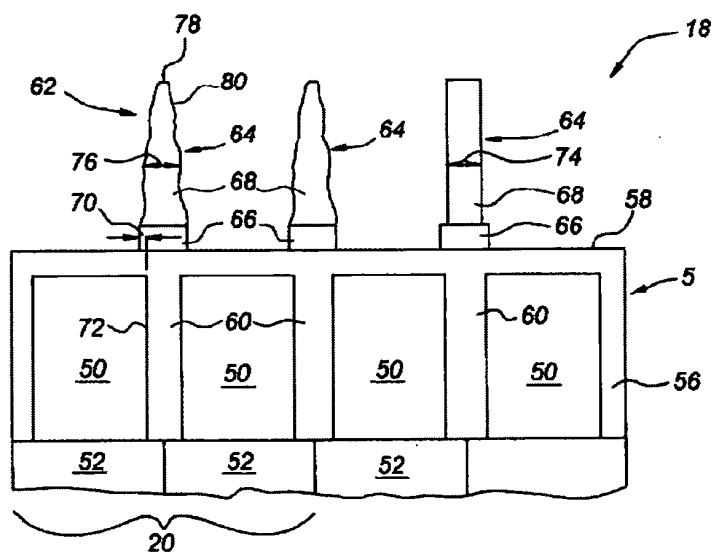
(51) Int.Cl.:
G01T1/202 (2006.01) G01T1/164 (2006.01)

(22) Ingediend: 13.05.2004

(30) Voorrang:
13.05.2003 US 10/249859(41) Ingeschreven:
16.11.2004 I.E. 2005/01(47) Dagtekening:
30.05.2007(45) Uitgegeven:
01.08.2007 I.E. 2007/08(73) Octrooihouder(s):
GE Medical Systems Global Technology
Company, LLC te Waukesha, Wisconsin,
Verenigde Staten van Amerika (US).(72) Uitvinder(s):
Paul Michael Ratzmann te Germantown,
Wisconsin (US).
Mark A. Kappel te Cambridge, Wisconsin
(US).(74) Gernachtigde:
Ir. A. van Westenbrugge c.s. te 2502 LS
Den Haag.

(54) Collimatorsamenstel voor computertomografiesysteem.

(57) Er is voorzien in een detectorsamenstel 18 voor een beeldvormingssysteem 20, omvattend een veelheid van scintillatorelementen 50 welke gelegen zijn binnen een scintillatorkpakket 56. Het scintillatorkpakket 56 vormt een scintillator-bovenoppervlak 56 en een veelheid van scintillatorkpakketwanden 60 welke gelegen zijn tussen de veelheid van scintillatorelementen 50. Een veelheid van collimatorelementen 64 is bevestigd op het scintillatorkpakket-bovenoppervlak 58. Ieder van de veelheid van collimatorelementen 50 omvat een stapel-gelamineerde basis 66 welke is bevestigd op het scintillatorkpakket-bovenoppervlak 58 en een gegoten bovenwand 68 welke is gevormd op de stapel-gelamineerde basis 66.



NL C 1026195

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

Collimatorsamenstel voor computertomografiesysteem

TECHNISCH GEBIED

- 5 De onderhavige uitvinding heeft in het algemeen betrekking op een computertomografiesamenstel, en, meer in het bijzonder, op een collimator- en scintillatorsamenstel dat verbeterde vervaardigingskosten en nauwkeurigheid kent.

ACHTERGROND VAN DE UITVINDING

10

- Computertomografie is aangewend voor een brede verscheidenheid van beeldvormingstoepassingen. Een dergelijke categorie van toepassingen omvat medische beeldvorming. Hoewel het bekend is dat computertomografie een brede verscheidenheid van configuraties kan aannemen in de medische industrie, is zij gewoonlijk gebaseerd op
15 het overdragen van stralen van lage energie door een lichaamsstructuur. Deze stralen van lage energie worden vervolgens ontvangen en verwerkt teneinde een beeld te formuleren, veelal driedimensionaal, van de lichaamsstructuur, dat kan worden geanalyseerd door artsen als een diagnostisch hulpmiddel.

- De ontvangst van stralen van een lage energie, zoals gammastralen, wordt veelal
20 gerealiseerd door gebruik te maken van een inrichting welke wordt aangeduid als een scintillatorcamera. De scintillatorcamera omvat karakteristiek een veelheid van structuren welke samenwerken teneinde de binnenkomende energiestralen te ontvangen en te verwerken nadat zij door de lichaamsstructuur zijn gegaan. Een collimator is een element dat in een scintillatorcamera frequent aangewend element dat gebruikt wordt voor
25 het begrenzen van de richting van fotonen wanneer zij het scintillatorelement naderen. De collimator wordt gewoonlijk gebruikt voor het verhogen van de vergroting van het waargenomen object of voor het besturen van de resolutie of van het waarnemingsveld. Hun primaire doel is echter het besturen van de protonen welke het scintillatorelement treffen.

- 30 Het scintillatorelement is op zijn beurt gewoonlijk een materiaal dat het vermogen heeft de protonen te absorberen en hun energie om te zetten in licht. Hierdoor kunnen de stralen van lage energie welke door de scintillatorcamera kan worden ontvangen, worden omgezet in bruikbare informatie. Scintillatorelementen kunnen komen in

een brede verscheidenheid van vormen en kunnen geschikt zijn voor het ontvangen van een brede verscheidenheid van binnenkomende stralen. Het licht dat door het scintillatorelement wordt geproduceerd, wordt gewoonlijk bewerkt door middel van een inrichting zoals een lichtgevoelige fotodiode welke het licht dat afkomstig is van het scintillatorelement omzet in een versterkt elektronisch signaal. Op deze manier kan de informatie welke afkomstig is van de scintillatorcamera gemakkelijk worden overgedragen, omgezet en verwerkt door middel van elektronische modules teneinde het bekijken en manipuleren daarvan door artsen te vergemakkelijken.

De hedendaagse vervaardigingsmethodologieën voor het maken van scintillatiecamera's en de collimatorcomponenten leiden frequent tot een veelheid van moeilijkheden. De collimatorcomponenten bestaan veelal uit een matrix van wolframplaten in de z-richting en draden in de x-richting. Deze elementen moeten worden uitgericht met de scintillator en met de focale vlek van de röntgenstralen. De hoogte van de collimatorelementen in de y-richting is van kritisch belang voor het verwerpen van de verstrooiing. Dit scenario leidt tot de volgende moeilijkheden. Buiging van platen langs de z-richting treedt frequent op. Uitricting van het pakket ten opzichte van de collimator in zowel de x-richting als de z-richting kan moeilijk zijn. Focale uitrichting van de platen kan moeilijk en duur zijn. Niet-geëigende vervaardiging kan leiden tot onwenselijke gevoeligheid voor beweging van de focale vlek.

De plaatdraad-constructie waarbij de voornoemde moeilijkheden optreden, is derhalve aanleiding geweest tot de ontwikkeling van nieuwe vervaardigingstechnologieën. Het gieten van collimatorsamenstellen belooft lage kosten en aanzienlijke gietelementhoogten. Het gieten verschaft deze voordelen echter veelal ten koste van de dimensionele nauwkeurigheid van boven naar beneden van het gitelement. Stapellaminaties kunnen bij wijze van alternatief ook worden gebruikt aangezien dit een gewenste dimensionele nauwkeurigheid kan verschaffen. Stapellaminaties kunnen echter leiden tot onwenselijke kosten, in toevoeging op begrenzingen van de stapelhoogte welke zij kennen. Derhalve kan iedere benadering eigenschappen met zich meebrengen welke het gebruik daarvan bij het vervaardigen van collimatoren kan ondermijnen.

Het zou echter in hoge mate wenselijk zijn over een collimatorsamenstel te kunnen beschikken dat gebruik zou maken van de eigenschappen van gegoten collimatoren wat betreft kosten en grootte, zonder onderhevig te zijn aan de problemen van dimensionele nauwkeurigheid. Evenzo zou in hoge mate wenselijk zijn over een collimator-

samenstel te kunnen beschikkend dat gebruik zou maken van de dimensionele nauwkeurigheid van stapelcollimatoren zonder onderhevig te zijn aan de begrenzungen wat betreft kosten en hoogte die geassocieerd zijn met het vervaardigen van stapels.

5 SAMENVATTING VAN DE UITVINDING

Er is voorzien in een detectorsamenstel voor een beeldvormingssysteem dat een veelheid van scintillatorelementen omvat welke gelegen zijn binnen een scintillatorpakket. Het scintillatorpakket vormt een scintillator-bovenoppervlak en een veelheid
10 van scintillatorpakketwanden welke gelegen zijn tussen de veelheid van scintillatorelementen. Een veelheid van collimatorelementen is bevestigd op het scintillatorpakket-bovenoppervlak. Ieder van de veelheid van collimatorelementen omvat een stapel-gelamineerde basis welke is bevestigd op het scintillatorpakket-bovenoppervlak en een gegoten bovenwand welke is gevormd op de stapel-gelamineerde basis.

15 Andere eigenschappen van de onderhavige uitvinding zullen duidelijk worden in het licht in de gedetailleerde beschrijving van de voorkeursuitvoeringsvorm, gelezen in samenhang met de aangehechte tekeningen en de aangehangen conclusies.

KORTE BESCHRIJVING VAN DE TEKENINGEN

20

Figuur 1 is een illustratie van een computertomografie-beeldvormingssysteem voor gebruik bij de onderhavige uitvinding;

25

Figuur 2 is een blokschema van het computertomografie-beeldvormingssysteem dat is geïllustreerd in figuur 1; en

Figuur 3 is een illustratie van een detectorsamenstel volgens de onderhavige uitvinding.

BESCHRIJVING VAN DE VOORKEURSUITVOERINGSVORM(EN)

30

Thans wordt verwezen naar figuur 1, welke een illustratie is van een computertomografie (CT) beeldvormingssysteem 10 voor gebruik met het detectorsamenstel 18 volgens de onderhavige uitvinding. Hoewel een specifiek CT beeldvor-

mingssyteem 10 is geïllustreerd, dient als vanzelfsprekend te worden ingezien dat het detectorsamenstel 18 volgens de onderhavige uitvinding kan worden aangewend in een brede verscheidenheid van beeldvormingssystemen. Het CT beeldvormingssysteem 10 omvat een scannersamenstel 12 dat geïllustreerd is als een rotatiegestelsamenstel. Het
 5 scannersamenstel 12 omvat een röntgenstralenbron 14 voor het projecteren van een bundel röntgenstralen 16 naar een detectorsamenstel 18 dat gelegen is tegenover de röntgenstralenbron 14. Het detectorsamenstel 18 omvat een veelheid van detectorelementen 20 welke combineren teneinde de geprojecteerde röntgenstralen 16 welke door een object zoals een medische patiënt 22 gaan, af te tasten. Ieder van de veelheid van
 10 detectorelementen 20 produceert een elektrisch signaal dat de intensiteit van een daarop vallende röntgenstralenbundel, en derhalve de verzwakking van de bundel 16, representeert wanneer deze door het object van patiënt 22 gaat. Gewoonlijk wordt gedurende een scan voor het verwerven van röntgenstralenprojectiedata, het scannersamenstel 12 geroteerd rondom het centrum van rotatie 24. In een uitvoeringsvorm, geïllustreerd in
 15 figuur 2, zijn detectorelementen 20 ingericht in één rij zodat projectiedata welke overeenkomen met een enkele beeldplak worden verworven gedurende een scan. In andere uitvoeringsvormen kunnen de detectorelementen 20 zijn ingericht in een veelheid van evenwijdige rijen, zodanig dat de projectiedata welke overeenkomen met een veelheid van evenwijdige plakken gelijktijdig kunnen worden verworven gedurende een scan.

20 De rotatie van het scannersamenstel 12 en het bedrijf van de röntgenstralenbron 14 worden bij voorkeur geregeld door middel van een besturingsmechanisme 26. Het besturingsmechanisme 26 omvat bij voorkeur een röntgenstralenbesturingsorgaan 29 dat vermogen- en tijdsturingssignalen verschaft aan de röntgenstralenbron 14 en een scannermotorbesturingsorgaan 30 dat de rotatiesnelheid en de positie van het scanner-
 25 samenstel 12 bestuurt. Een dataverwervingssysteem (DAS) 32 in besturingsmechanisme 26 bemonstert analoge data welke afkomstig zijn van de detectorelementen 20 en zet de data om in digitale signalen, geschikt om daarna te worden verwerkt. Een beeldreconstrueerorgaan 34 ontvangt gedigitaliseerde röntgenstralendata vanuit DAS 32 en verricht snelle beeldreconstructie. Het gereconstrueerde beeld wordt als een ingangssignaal toegevoerd aan een computer 36 welke het beeld opslaat in een massa-opslagin-
 30 richting 38.

De computer 36 kan ook opdrachten en scanningparameters ontvangen van een operator via bedieningseenheid 40 welke een toetsenbord of een soortgelijke invoerin-

richting heeft. Een daarmee geassocieerd weergeeforgaan stelt de operator in staat het gereconstrueerde beeld, en andere van de computer 36 afkomstige data, waar te nemen. De door een operator verschaft opdrachten en parameters worden door computer 36 gebruikt voor het verschaffen van besturingssignalen en informatie aan het DAS 32, 5 röntgenstralenbesturingsorgaan 28, en scannermotorbesturingsorgaan 30. Daarnaast bedrijft de computer 36 een tafelmotorbesturingsorgaan 44 dat een gemotoriseerde tafel 46 bestuurt teneinde patiënt 22 te positioneren binnen het scannersamenstel 12. In het bijzonder verplaatst de tafel 46 gedeelten van de patiënt 22 door de scanneropening 48.

Ieder van de detectorelementen 20 van het detectorsamenstel 18 produceert een 10 afzonderlijk elektrisch signaal dat een meetwaarde is van de bundelverzwakking op de detectorlocatie.

Zoals geïllustreerd in figuur 3 omvat het detectorsamenstel 18 een veelheid van scintillatorelementen 50 welke ieder zijn geassocieerd met één van de detectorelementen 20. Scintillatorelementen 50 zijn bekende inrichtingen welke, wanneer zij worden 15 getroffen door röntgenstralen, ten minste een gedeelte van de energie van de röntgenstralen omzetten in licht dat kan worden gedetecteerd door middel van de detectorelementen 20, gewoonlijk fotodetectoren 52. De fotodetectoren 52, zoals fotodioden of fotocellen, zijn gewoonlijk optisch gekoppeld naar de rugzijden van de scintillatorelementen 50 en worden aangewend voor het opwekken van de elektrische signalen die 20 representatief zijn voor het licht dat wordt afgegeven vanuit de scintillatorelementen 50. De verzwakkingsmeetwaarden welke afkomstig zijn van alle detectorelementen 20 in het detectorsamenstel 18 worden afzonderlijk verworven teneinde een transmissieprofiel te produceren. Men dient als vanzelfsprekend in te zien dat figuur 3 een dwarsdoorsnede van het detectorsamenstel 18 illustreert en naar wordt beoogd representatief 25 is voor zowel lineaire als multidimensionale arrays van detectoren.

De scintillatorelementen 50 zijn bij voorkeur gelegen binnen een scintillatorsamenstel 54 dat een scintillatorpakket 56 omvat. Hoewel het scintillatorpakket 56 geconstrueerd kan zijn op een verscheidenheid van manieren, is een uitvoeringsvorm denkbaar waarbij een gegoten scintillatorpakket dat een mengsel van detectoren bevat wordt gebruikt. Hoewel een verscheidenheid van mengsels van scintillatorpakket 56 denkbaar is, wordt beoogd dat bij één uitvoeringsvorm een gietbaar materiaal wordt gebruikt zoals een epoxy, en een vulmateriaal. Het vulmateriaal kan een reflecterend materiaal bevatten dat voldoende in staat is licht binnen het scintillatorpakket 56 30

effectief te verstrooien en te reflecteren. Het reflecterend materiaal wordt gegoten of gevormd teneinde een scintillatorpakket-bovenoppervlak 58 en een veelheid van scintillatorpakketwanden 60 op te wekken. Ieder van de scintillatorpakketwanden 60 is gelegen tussen twee van de veelheid van scintillatorelementen 50.

- 5 De onderhavige uitvinding omvat verder een collimatorsamenstel 62 dat in communicatie is met het scintillatorpakket 56. Het collimatorsamenstel 62 wordt aangewend voor het besturen van de röntgenstralen welke de scintillatorelementen 50 treffen. Het collimatorsamenstel 62 omvat een veelheid van collimatorelementen 64 welke ieder overeenkomen met één van de scintillatorpakketwanden 60. Collimatorelementen
10 volgens de stand van de techniek verschaffen ofwel kostenvoordelen of dimensionele nauwkeurigheid. De onderhavige collimatorelementen 64 verschaffen een unieke combinatie van deze eigenschappen doordat zij een stapel-gelamineerde basis 66 en een gegoten bovenwand 68 omvatten. De stapel-gelamineerde basis 66 is bij voorkeur rechtstreeks gehecht aan het scintillatorpakket-bovenoppervlak 56. De stapel-gelamineerde basis 66 waarborgt nauwkeurige uitrichting met de scintillatorpakketwanden 60.
15 De grotere nauwkeurigheid maakt het mogelijk dat de wandoverlapping 70 tussen de rand van de stapel-gelamineerde basis 66 en de rand van het scintillatorelement 72 tot een minimum wordt beperkt. Dit verbetert de bestrijking en verhoogt derhalve het afgifterendement. Bovendien maakt de stapel-gelamineerde basis 66 een nauwkeurige
20 besturing van de hoogte van het collimatorelement 64 mogelijk, aangezien de hoogte-dimensie van de laminering gemakkelijk kan worden bijgesteld, waardoor verbeterde dimensionele nauwkeurigheid mogelijk is.

- De collimatorelementen 64 combineren de dimensionele nauwkeurigheid welke is geassocieerd met de stapel-gelamineerde basis 66 met de kosteneffectieve eigenschappen welke zijn geassocieerd met de gegoten bovenwand 68. De gegoten bovenwand 68 wordt bij voorkeur rechtstreeks op de stapel-gelamineerde basis 66 gegoten met een gietwanddikte 74 welke kleiner is dan de stapel-laminatiebreedte 76. In een uitvoeringsvorm is het denkbaar dat de gegoten bovenwand 68 kan worden gegoten als een dunne-wandconfiguratie welke een in essentie constante gietbreedte 74 heeft. In
25 een andere uitvoeringsvorm is het denkbaar dat de gegoten bovenwand 68 gegoten wordt met een tapsse gietbreedte 76 welke afneemt in de richting van de gegoten bovenrand 78. Daarnaast kan de tapsse gietbreedte 76 worden gevormd met een onregelmatig oppervlak 80, zodanig dat de tapsheid wordt gevarieerd langs de lengte van de gegoten
30

bovenwand 68. De combinatie van de stapel-gelamineerde basis 66 en de gegoten bovenwand 68 leidt tot een collimatorsamenstel 62 dat in mindere mate gevoelig kan zijn voor beweging van de focale vlek, nauwkeurige uitrichting ten opzichte van de scintillatorelementen 50 kan waarborgen, en de vereiste van focale uitrichting tot een minimum kan beperken, terwijl gewenste verstrooiing-verwerpingseigenschappen worden gehandhaafd.

Hoewel specifieke uitvoeringsvormen van de uitvinding zijn getoond en beschreven, zullen talrijke variaties en alternatieve uitvoeringsvormen denkbaar zijn voor deskundigen op dit gebied van de techniek. Dienovereenkomstig wordt beoogd dat de uitvinding slechts wordt begrensd door de termen voorwaarden van de aangehangen conclusies.

Conclusies

1. Detectorsamenstel (18) voor een beeldvormingssysteem (10), omvattend:
 - 5 een veelheid van scintillatorelementen (50), gelegen binnen een scintillatorpakket (56), waarbij het scintillatorpakket een scintillatorpakket-bovenoppervlak (58) vormt en een veelheid van scintillatorpakketwanden (60) gelegen is tussen de veelheid van scintillatorelementen (50);
 - 10 een veelheid van collimatorelementen (64), bevestigd op het scintillatorpakket-bovenoppervlak (58), waarbij ieder van de veelheid van collimatorelementen (64) omvat:
 - 15 een stapel-gelamineerde basis (66) welke is bevestigd op het scintillatorpakket-bovenoppervlak (58); en
 - 15 een gegoten bovenwand (68) welke is gevormd op de stapel-gelamineerde basis (66).
2. Detectorsamenstel (18) voor een beeldvormingssysteem (10) volgens conclusie 1, waarbij de stapel-gelamineerde basis (66) een stapel-laminatiebreedte (76) omvat, waarbij de gegoten bovenwand (68) een gietwanddikte (74) omvat en de gietwanddikte (74) kleiner is dan de stapel-laminatiebreedte (76).
 - 20 (74) kleiner is dan de stapel-laminatiebreedte (76).
3. Detectorsamenstel (18) voor een beeldvormingssysteem (10) volgens conclusie 1, waarbij de gegoten bovenwand (68) een tapse gietbreedte (76) kan omvatten welke afneemt in de richting van een gegoten bovenrand (78).
 - 25 (78).
4. Detectorsamenstel (18) voor een beeldvormingssysteem (10) volgens conclusie 1, waarbij de gegoten bovenwand (68) een dunne band omvat met een in essentie constante gietbreedte (74).
- 30 5. Detectorsamenstel (18) voor een beeldvormingssysteem (10) volgens conclusie 1, waarbij de stapel-laminatiebasis (66) een stapel-laminatiebreedte (76) omvat, waarbij de stapel-laminatiebasis (66) zodanig is gelegen dat hij samenvalt met één van de scintillatorpakketwanden (60).

6. Detectorsamenstel (18) voor een beeldvormingssysteem (10) volgens conclusie 5, verder omvattend:

5 een wandoverlapping (70), gedefinieerd tussen een zijde van de stapel-gelamineerde basis (66) en een zijde van één van de scintillatorelementen (50), waarbij de stapel-laminatiebreedte (76) de wandoverlapping (70) tot een minimum beperkt.

10 7. Detectorsamenstel (18) voor een beeldvormingssysteem (10), omvattend:

een veelheid van scintillatorelementen (50), gelegen in een scintillatorpakket (56), waarbij het scintillatorpakket (56) een scintillatorpakket-bovenoppervlak (58) vormt;

15 een veelheid van collimatorelementen (64), bevestigd op het scintillatorpakket-bovenoppervlak (58), waarbij ieder van de veelheid van collimatorelementen (64) omvat:

20 een stapel-gelamineerde basis (66) welke is bevestigd op het scintillatorpakket-bovenoppervlak (58), waarbij de stapel-gelamineerde basis (66) een stapel-laminatiebreedte (76) omvat; en

een gegoten bovenwand (68), gevormd op de stapel-gelamineerde basis (66), waarbij de gegoten bovenwand (68) een gietwanddikte (74) omvat, waarbij de gietwanddikte (74) kleiner is dan de stapel-laminatiebreedte (76).

25 8. Detectorsamenstel (18) voor een beeldvormingssysteem (10), volgens conclusie 7, waarbij de gegoten bovenwand (68) een onregelmatig oppervlak (80) omvat.

9. Werkwijze voor het genereren van een detectorsamenstel (18) voor een beeldvormingssysteem (10), omvattend:

30

het stapel-lamineren van een collimatorbasis (66) op een scintillator-bovenoppervlak (58);

het gieten van een collimatorbovenwand (68) op de collimatorbasis (66).

10. Werkwijze voor het genereren van een detectorsamenstel (18) volgens conclusie (9), verder omvattend:

- 5 het besturen van de hoogte van een collimatorelement (64) door middel van het bijstellen van de hoogte van de collimatorbasis (66).

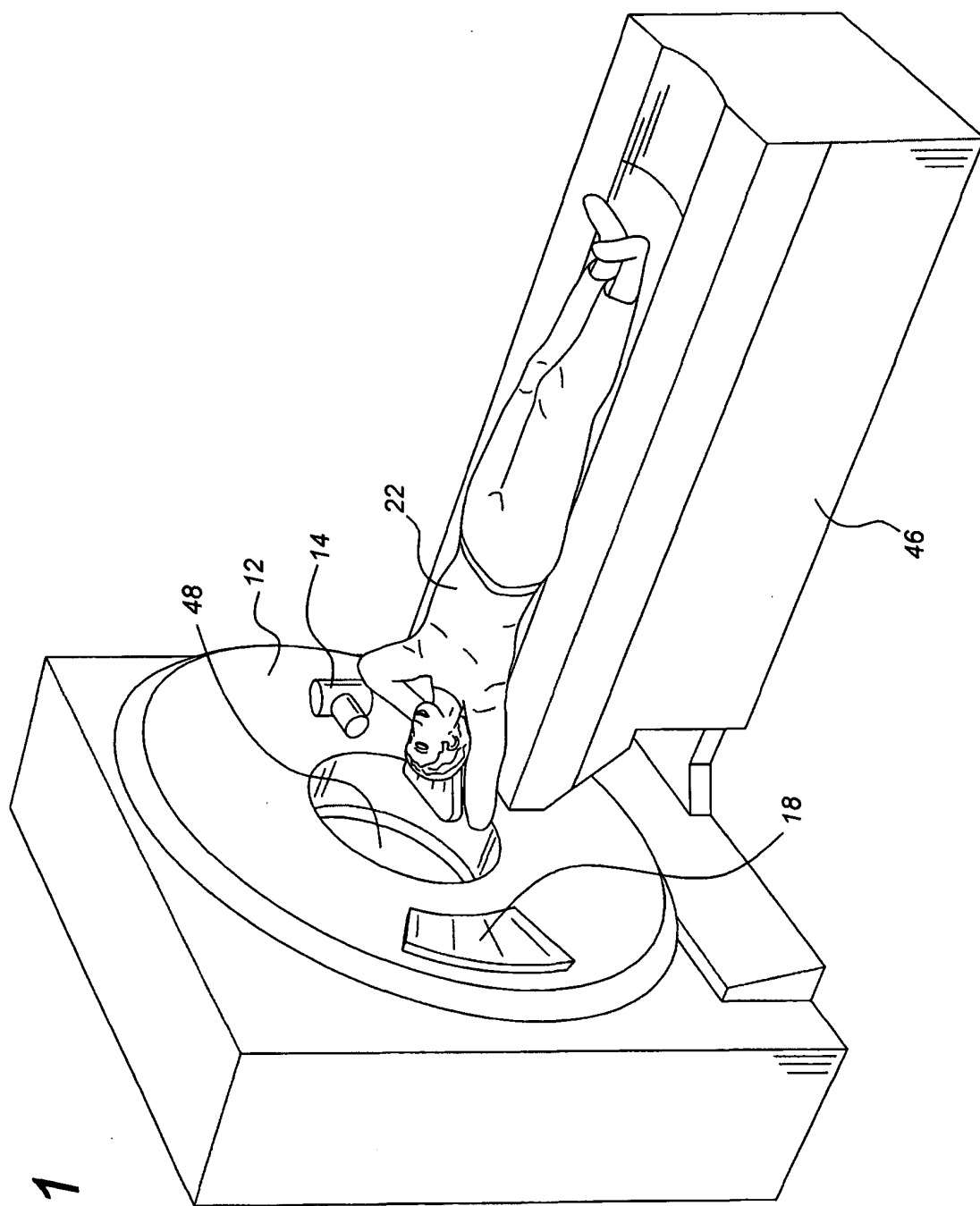


Fig 1

Fig 2

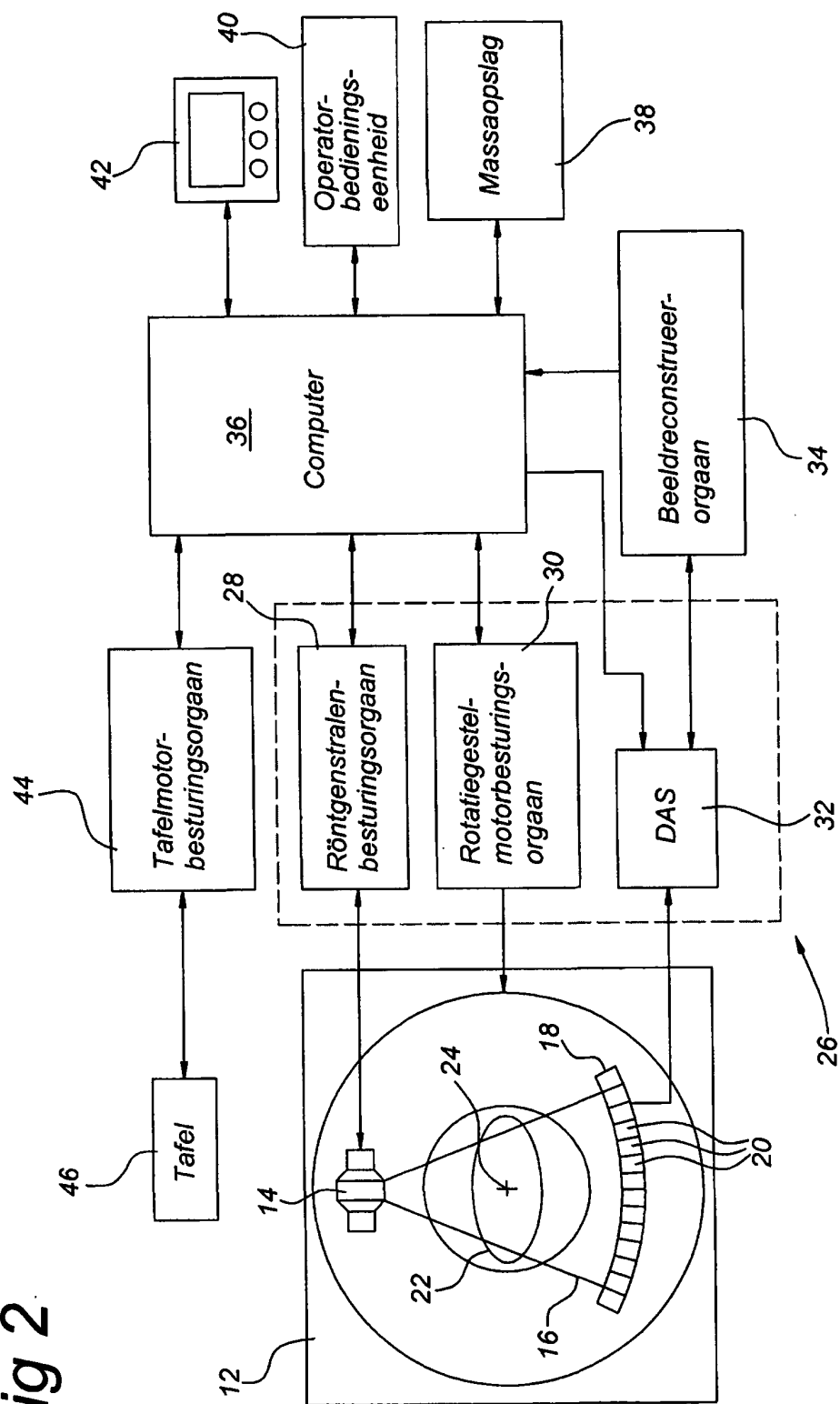
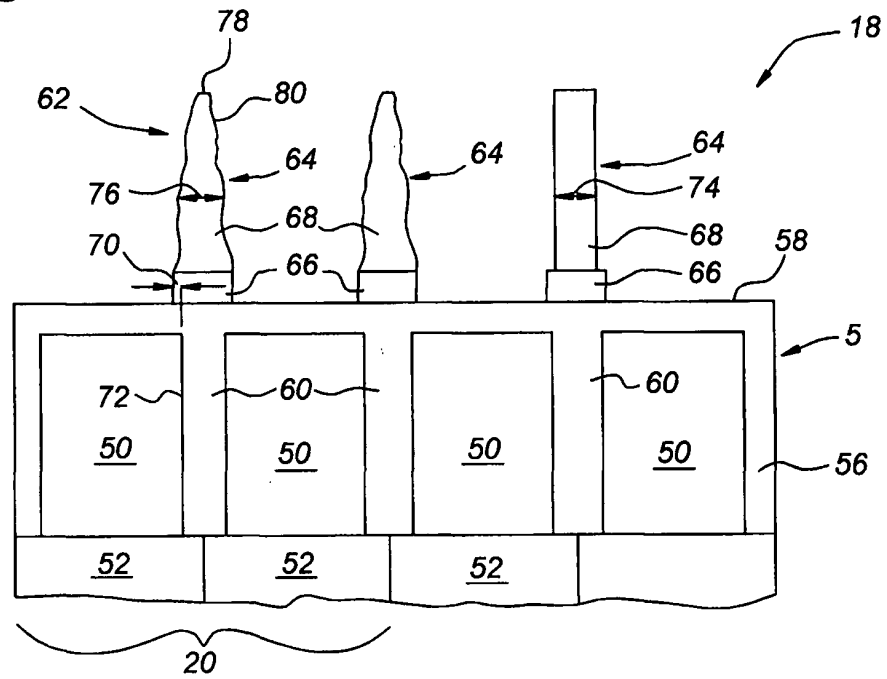


Fig 3





RAPPORT BETREFFENDE HET ONDERZOEK NAAR DE STAND VAN DE TECHNIEK

Octrooiaanvraag Nr.:

NO 135416

NL 1026195

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	JP 63 085484 A (TOKYO SHIBAURA ELECTRIC CO) 15 april 1988 (1988-04-15) * bladzijde 1 *	1,7	INV. G01T1/202 G01T1/164
A	US 5 373 162 A (AKAI YOSHIMI [JP]) 13 december 1994 (1994-12-13) * samenvatting * * kolom 2, regel 56 - kolom 3, regel 16 * * kolom 4, regel 45 - kolom 5, regel 42 * * figuren *	1,7	
			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 9 Januari 2007	Vooronderzoeker (EOB) Datta, Subrata
CATEGORIE VAN DE VERMELDE 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 voorrangs- en indieningsdatum T : niet tijdig gepubliceerde literatuur over theorie of principe ten grondslag liggend aan de uitvinding E : andere octrooi-publicatie maar gepubliceerd op of na indieningsdatum D : in de aanvraag genoemd L : om andere redenen vermelde literatuur & : lid van dezelfde octrooifamilie, corresponderende literatuur document			

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

NO 135416
NL 1026195

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.

09-01-2007

In het rapport genoemd octrooigeschrift		Datum van publicatie	Overeenkomend(e) geschrift(en)		Datum van publicatie
JP 63085484	A	15-04-1988	JP	63085484 T1	15-04-1988
US 5373162	A	13-12-1994	JP	5256950 A	08-10-1993