

19



Octrooi Centrum
Nederland

11 1019644

12 C OCTROOI²⁰

21 Aanvraag om octrooi: 1019644

22 Ingediend: 21.12.2001

51 Int.Cl.:

H01J35/06 (2006.01)

H01J35/14 (2006.01)

H01J35/12 (2006.01)

H01J35/18 (2006.01)

H01J35/24 (2006.01)

30 Voorrang:
29.12.2000 US 09/751210

41 Ingeschreven:
02.07.2002 I.E. 2002/09

47 Dagtekening:
09.10.2007

45 Uitgegeven:
03.12.2007 I.E. 2007/12

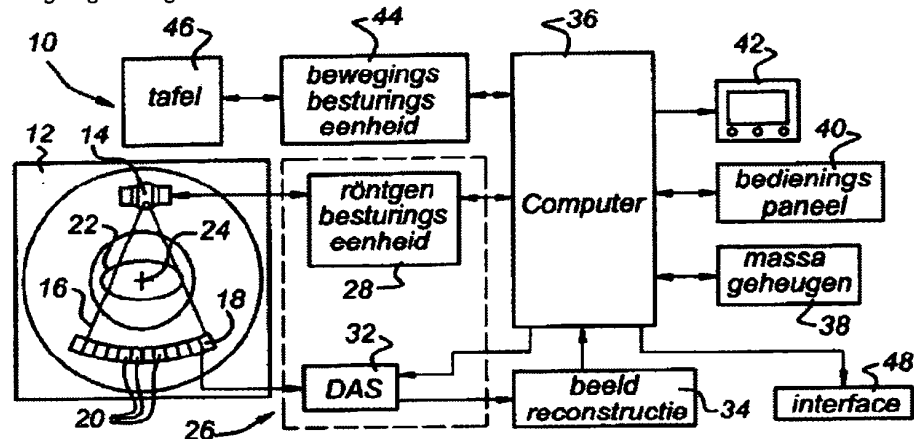
73 Octrooihouder(s):
GE Medical Systems Global Technology
Company, LCC te Waukesha, Wisconsin,
Verenigde Staten van Amerika (US).

72 Uitvinder(s):
John Scott Price te Wauwatosa, Wisconsin
(US).
Bruce M. Dunham te Mequon, Wisconsin
(US).
Colin Richard Wilson te Niskayuna, New
York (US).

74 Gemachtigde:
Ir. A. van Westenbrugge c.s. te 2502 LS
Den Haag.

54 Radiografisch apparaat met een platte röntgenpaneelbron.

57 Een radiografisch systeem (10) heeft een vaste-stof Röntgenbron welke een substraat met een kathode (58) omvat, welke daarop geplaatst is in een vacuüm kamer (52). Een anode (68) is met tussenruimte geplaatst van de kathode in de vacuümkamer (52). Het systeem kan een computer (36) omvatten welke de Röntgenbesturingseenheid en een aantal detectie-elementen (20) bestuurt, welke een data-acquisitiesysteem (32) vooraf bepaalde data verschaffen in antwoord op Röntgenstraling toegevoerd aan de Röntgenbron (14). Het data-acquisitiesysteem (32) wordt gebruikt in een beeldreconstructie-eenheid (34) om het gewenste beeld te verschaffen. Een interface (48) kan gebruikt worden om het beeld naar een op afstand gelegen diagnostische faciliteit te zenden. De draadloze interface (48) is met name geschikt voor communicatie met een op afstand gelegen diagnostische faciliteit.



NL C 1019644

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

Radiografisch apparaat met een platte röntgenpaneelbron

TECHNISCH GEBIED

- 5 De onderhavige uitvinding heeft in het algemeen betrekking op een radiografisch apparaat en, meer in het bijzonder, op een radiografisch apparaat met een platte Röntgenpaneelbron.

ACHTERGROND VAN DE UITVINDING

- 10 In tenminste enkele geautomatiseerde tomografische (CT) afbeeldingssysteemconfiguraties projecteert een Röntgenbron een waaivormige straal welke zodanig gecollimeerd is, dat deze in een X-Y vlak van een Cartetisch coördinatensysteem ligt en waarnaar in het algemeen gerefereerd wordt als het "afbeeldingsvlak". De Röntgenstraal gaat door het object dat wordt afgebeeld, zoals een patiënt. De straal valt in op
15 een rij stralingsdetectoren, na te zijn verzwakt door het object. De intensiteit van de verzwakte stralingsstraal, welke ontvangen wordt door de rij detectoren, is afhankelijk van de verzwakking van de Röntgenstraal door het object. Elk detectie-element van de rij produceert een afzonderlijk elektrisch signaal welke een maat is voor de straalverzwakking op de detectielocatie. De verzwakkingsmetingen van alle detectoren worden
20 afzonderlijk verkregen om een transmissieprofiel te verkrijgen.

- In bekende derde generatie CT-systemen worden de Röntgenbron en de detectorstraal geroteerd met een portaal in het afbeeldingsvlak en rondom het object dat wordt afgebeeld, zodanig dat de hoek waaronder de Röntgenstraal het object kruist constant verandert. Röntgenbronnen omvatten typisch Röntgenbuizen, welke de Röntgenstraal
25 emitteren naar een focuspunt. Röntgendetectoren omvatten typisch een collimator voor het collimeren van Röntgenstralen ontvangen door de detector. Een scintillator is aangrenzend aan de collimator gelokaliseerd en fotodiodes zijn aangrenzend aan de scintillator gepositioneerd.

- Meer-lagen CT-systemen worden gebruikt voor het verkrijgen van data van een
30 verhoogd aantal lagen gedurende een scan. Bekende meer-lagen systemen omvatten typisch detectoren welke algemeen bekend zijn als 3-D detectoren. Bij dergelijke 3-D detectoren vormen een aantal detectie-elementen gescheiden kanalen, welke zijn ingericht in kolommen en rijen. Elke rij van detectoren vormt een aparte laag. Een twee-

laagsdetector heeft bijvoorbeeld twee rijen detectie-elementen, en een vier-laagsdetector heeft vier rijen detectie-elementen. Gedurende een meer-lagen scan valt de Röntgenstraal tegelijkertijd in op meerdere detectierijen en hierdoor wordt data van verschillende lagen verkregen.

5 Een systeem dat geen roterende Röntgenbron vereist, wordt beschreven in US Patents 4,521,900 en 4,521, 901. In het '900-patent wordt een grote vacuümkamer gebruikt, welke een elektronenkanon en ringvormige doelen voor het produceren van Röntgenstralen omvat. De elektronenstraal komt te voorschijn uit het kanon op ongeveer een meter afstand van de patiënt, legt een gebogen pad af naar de doelen en raakt
10 vervolgens het materiaal en produceert Röntgenstralen. De enkele, tamelijk hoog-energetische elektronenstraal bestrijkt een cirkel, een ring die de patiënt omgeeft, om het "scan"-effect te produceren. Een nadeel van een dergelijk systeem is dat een groot vacuümsysteem benodigd is om het pad of de trajectorie van de elektronenstraal te omvatten. Verder wordt een gecompliceerd stralingsafbuigingssysteem toegepast om de
15 straal nauwkeurig te sturen.

Het zou wenselijk daarom zijn om een CT-scanner en een CT-scannersysteem te verschaffen welke een Röntgenstraal verschaft, welke de complexiteit van het scansysteem reduceert en geen roterende Röntgenbron nodig heeft.

20 SAMENVATTING VAN DE UITVINDING

Een doel van de uitvinding is om een verbeterd Röntgensysteem te verschaffen welke een stationaire anode omvat.

Volgens één aspect van de uitvinding omvat een radiografisch systeem een vaste stof Röntgenbron, welke een substraat omvat met een kathode daarop geplaatst in een
25 vacuümkamer. Een anode is met tussenruimte geplaatst van een kathode in een vacuümkamer. Het systeem kan een computer omvatten, welke een Röntgenbesturingsprogramma aanstuurt en een aantal detectie-elementen, welke een data-acquisitie systeem verschaffen met vooraf bepaalde data in antwoord op Röntgenstraling toegevoerd aan de Röntgenbron. Het data-acquisitie systeem wordt gebruikt in beeldreconstructie om
30 het gewenste beeld te verschaffen. Een interface kan worden gebruikt om het beeld naar een op afstand gelegen diagnostische faciliteit te zenden. De interface is met name geschikt voor het communiceren met een op afstand gelegen diagnostische faciliteit.

Andere doelen en voordelen van de onderhavige uitvinding zullen duidelijk worden uit de volgende gedetailleerde beschrijving en bijgevoegde conclusies, en uit de verwijzing naar de begeleidende tekeningen.

5 KORTE BESCHRIJVING VAN DE TEKENINGEN

Figuur 1 toont een geïllustreerd beeld van een CT-afbeeldingssysteem volgens de onderhavige uitvinding.

10 Figuur 2 toont een schematisch blokdiagram van het systeem geïllustreerd in figuur 1.

Figuur 3 toont een beeld van een laterale dwarsdoorsnede van een vaste stof Röntgenbuis volgens de onderhavige uitvinding.

15 Figuur 4 toont een beeld van een longitudinale dwarsdoorsnede van een vaste stof Röntgenbuis volgens de onderhavige uitvinding.

GEDETAILLEERDE BESCHRIJVING VAN EEN VOORKEURSUITVOERINGSVORM

20

In de volgende figuren worden dezelfde verwijzingscijfers gebruikt voor het identificeren van dezelfde componenten. De onderhavige uitvinding wordt beschreven met betrekking tot een geautomatiseerd tomografisch systeem. De onderhavige uitvinding kan echter toegepast worden op andere radiografische procedures zoals mammo-
 25 grafie en vasculaire afbeelding. De onderhavige uitvinding is met name geschikt voor het mogelijk maken van draagbaarheid van radiografische apparaten zoals het mogelijk maken van draagbare Röntgenmachines.

30 Met verwijzing naar figuur 1, een radiografisch systeem 10 zoals een geautomatiseerd tomografisch (CT) afbeeldingssysteem, welke getoond wordt als omvattende een portaal 12 is representatief voor een "derde generatie" CT-scanner. De portaal 12 omvat een Röntgenbron 14 welke een straal van Röntgenstralen 16 naar een detectierij projecteert aan de tegenoverliggende zijde van de portaal 12.

De detectorj wordt gevormd door een aantal detectie-elementen 20 welke samen de geprojecteerde Röntgenstralen registreren die door een medische patiënt heengaan. Elk detectie-element 20 produceert een elektrisch signaal (detector-uitgangssignaal) welke de intensiteit van de invallende Röntgenstraal representeert en zodoende, de verzwakking van de straal als het door de patiënt 22 heengaat. Gedurende een scan voor het verkrijgen van Röntgenprojectiedata roteren de behuizing 12 en de componenten daarop bevestigd rond een gravitatiecentrum.

De werking van de Röntgenbron 14 wordt bestuurd door een besturingsmechanisme 26 van het CT-systeem. Het besturingsmechanisme 26 omvat een Röntgenbesturingseenheid 28 welke energie- en timingssignalen verschaft aan de Röntgenbron 14. Een data-acquisitiesysteem (DAS) 32 in het besturingsmechanisme 26 neemt monsters van de analoge data van de detectie-elementen 20 en converteert de data naar digitale data voor verdere verwerking. Een beeldreconstructie-eenheid 34 ontvangt de bemonsterde en gedigitaliseerde Röntgendata van de DAS 32 en voert een hoge-snelheid beeldreconstructie uit. Het gereconstrueerde beeld wordt als input aan een computer 36 toegevoerd, welke het beeld opslaat in een massageheugenapparaat 38.

De computer 36 ontvangt en verzorgt ook signalen via een user interface of een grafische user interface (GUI). De computer 36 ontvangt specifiek commando's en scanparameters van een bedieningspaneel 40, welke bij voorkeur een keyboard en een muis omvat (niet getoond). Een verbonden kathodestralingsbuisdisplay 42 stelt de bediener in staat om het gereconstrueerde beeld en andere data van de computer te observeren. De commando's en parameters die toegevoerd zijn door de bediener, worden door de computer 36 gebruikt voor het verschaffen van besturingssignalen en informatie aan de Röntgenbesturing 28, de DAS 32, en de bewegingsbesturing 22 zoals een tafelbesturing, welke communiceert met een tafel 46, om de werking en de beweging van de systeemcomponenten aan te sturen. Bewegingsbesturing 44 kan ook zo ingericht zijn om de Röntgenbron op een lineaire manier ten opzichte van een patiënt te bewegen, wat hieronder verder besproken wordt.

Deskundigen op het gebied zullen herkennen dat de verscheidene radiografische apparaten waarop de onderhavige uitvinding kan worden toegepast, meer of minder componenten getoond in figuur 2 kunnen omvatten. Een CT-systeem kan bijvoorbeeld toegepast worden op de tafelmotorbesturingseenheid 44. Een draagbaar Röntgenappa-

raat kan bijvoorbeeld geen tafelmotorbesturingseenheid 44 omvatten, daar het niet nodig hoeft te zijn om een patiënt automatisch in en uit de machine te bewegen.

Als toevoeging op de hierboven genoemde componenten kan een interface 48 aan computer 36 gekoppeld zijn. Interface 48 kan één van een verscheidenheid aan communicatie-interfaceapparaten zijn. Interface 48 kan bijvoorbeeld een telefooninterface of een draadloze communicatie-interface voor het gebruik op het draadloze telefoonsysteem zijn. De interface 48 wordt gebruikt voor diagnostische doeleinden op afstand. Interface 48 kan bijvoorbeeld het systeem aan het Internet koppelen om een expert een vooraf bepaald beeld te verschaffen. Een draadloze interface zou met name bruikbaar zijn in een draagbaar Röntgenapparaat. Dergelijke draagbare Röntgenapparaten kunnen op op afstand gelegen locaties zoals ambulances, in gebruik zijn.

Nu verwijzend naar figuren 3 en 4, wordt respectievelijk een beeld van een laterale en een longitudinale dwarsdoorsnede van een Röntgenbron 14 getoond. Röntgenbron 14 heeft een behuizing 50 daaromheen. Behuizing 50 is gestructureerd om daarin een vacuümkamer 52 te verschaffen. De behuizing 50 sluit de vacuümkamer 52 bij voorkeur hermetisch af. Behuizing 50 kan gemaakt zijn van een aantal materialen of combinaties van materialen. Behuizing 50 heeft bij voorkeur een laag of materiaal welke transmissie van Röntgenstraling daardoor voorkomt. Een transmissie-opening 54 voor Röntgenstraling wordt verschaft door de behuizing 50 staat de transmissie van Röntgenstraling daardoor toe. Verscheidene materialen kunnen worden gebruikt om de transmissie-opening 54 voor Röntgenstraling te vormen. Transmissiemateriaal voor Röntgenstraling is bij voorkeur materiaal met een laag atomair gewicht zoals carbon of beryllium. Een voorbeeld van een geschikt transmissiemateriaal voor Röntgenstraling is grafiet. Grafiet is wenselijk vanwege zijn vermogen om elektronen te absorberen en zijn warmtecapaciteit en warmtegeleidingsvermogen.

Een substraat 56, zoals een siliciumsubstraat is in de behuizing 50 gepositioneerd. Substraat 56 kan ook een gedeelte vormen van de behuizing 50. Substraat 56 kan gedoteerd zijn om een gedeelte van een kathode 58 te vormen. De kathode is gevormd door een aantal kathode-emitters 59. Substraat 56 kan een isolerende laag 60, een kathodelaag 62, en een aantal kegels 64 omvatten. De isolerende laag 60 kan discontinu zijn, dat wil zeggen, met ruimtes ertussen. Kegels 64 kunnen bijvoorbeeld molybdenen kegels zijn, welke gebruikt worden om elektronen te genereren. De kegels 64 kunnen geplaatst zijn in de ruimtes tussen de isolerende laag zodanig dat de kegels 64 direct in

contact staan met substraat 56. De kathodofilm 62 kan ook gevormd zijn van molybdeen. Deskundigen op het gebied zullen uiteraard andere types vaste stof emitters herkennen, waaronder dunnelaagveld-emmissie kathodes en foto-emitters, zoals die van de lasergeïnduceerde foto-emissie categorie. In een foto-emissie-apparaat zoals een laser-

5 apparaat vindt emissie plaats overeenkomstig de volgorde waarin de laserstralen met voldoende vermogen en de juiste golflengte de kathodestructuur aandoen door het scannen over de oppervlakte van het platte paneelvlak..

Een anode 68 is op de transmissie-opening 54 voor Röntgenstraling geplaatst. De anode 68 trekt de op de kathode 58 gegenereerde elektronen daartoe aan. Anode 68 is

10 bij voorkeur een dunnelaaganode en kan gevormd worden door verscheidene materialen. Geschikte materialen voor de anode 68 omvatten wolfram en uranium. Anode 68 wordt bij voorkeur gevormd door een materiaal met een hoog atomair gewicht, maar er kan een compromis gesloten worden tussen de fysieke afmeting, de sterkte-gewicht-ratio en de Röntgenproductie en andere thermische eigenschappen zoals de warmtege-

15 leidingsvermogen. Elektronen die invallen op de anode 68 zullen Röntgenstraling genereren die de Röntgenbron 14 verlaten door een transmissie-opening 54 voor Röntgenstraling. In praktijk is uiteraard geen anode 68 geheel perfect en daardoor kunnen enkele elektronen door de dunnelaaganode 68 passeren naar de transmissieopening 54 voor Röntgenstraling. De wenselijkheid van een elektrisch geleidend en thermisch ge-

20 leidend materiaal voor een transmissie-opening voor Röntgenstraling is daar een gevolg van. Wanneer een elektron door anode 68 passeert, absorbeert de transmissie-opening 54 voor Röntgenstraling het op elektrische wijze en dissipeert alle warmte van anode 68 of van het elektron dat door anode 68 passeert. De elektronen zijn weergegeven als lijnen 70 in figuur 4 en de Röntgenstralen zijn weergegeven als lijn 72.

25 Röntgenbron 14 kan verbonden zijn met een hoogspanningskabel 74 en een isolator 76. De individuele emitters worden bestuurd door een Röntgenbesturingseenheid 28 en genereren elektronen als antwoord op de hoogspanning van de hoogspanningsbesturingseenheid 74.

30 De kathode-emitters 59 kunnen in een lineaire rij of een twee-dimensionale rij geplaatst zijn. In werking zijnde beweegt de Röntgenbesturingseenheid de Röntgenstraal op de gewenste manier. Bij voorkeur is elk van de kathode-emitters 59 adresseerbaar als een scanstraal vereist is waarin bepaalde emitters op bepaalde tijdstippen

geactiveerd worden om de elektronen te genereren. In praktijk kunnen de elektronen-emitters 59 ook simultaan over de hele rij geactiveerd worden. Een lineaire kathoderij kan bruikbaar zijn als een verplaatsbare behuizing wordt toegepast. De computer 36 kan de beweging van de behuizing ten opzichte van de patiënt besturen op een lineaire manier vergelijkbaar met die van een fotokopieermachine. Het gedeelte van het lichaam wordt dan "gescand". Als het data-acquisitiesysteem 32 de data van de detectoren verkrijgt, kan de beeldreconstructie-eenheid 34 het beeld reconstrueren op computer 36 en het weergeven via display 42. Ook kan het beeld ook verzonden worden, zoals hierboven beschreven, middels interface 48. Zoals deskundigen op het gebied zullen

10 herkennen is de complexiteit en daardoor de kosten substantieel gereduceerd door het gebruik van een stationaire anode, dat wil zeggen, een niet roterende. Dat komt doordat geen ondersteuning, rotor en motor voor het aandrijven van de rotatie benodigd zijn. Er manifesteren zich geen Z-as groei, lagerslijtage en balansproblemen in zo'n apparaat, welke normaal gesproken in verband gebracht worden met traditionele Röntgenbuizen.

15 Terwijl de uitvinding beschreven is aan de hand van één of meerdere uitvoeringsvormen, moet het begrepen worden dat de uitvinding niet beperkt wordt door deze uitvoeringsvormen. In tegendeel wordt de uitvinding juist bedoeld om alle alternatieven, aanpassingen, en equivalenten te bestrijken, zoals deze worden omvat door het karakter en de reikwijdte van de bijgevoegde conclusies.

Conclusies

1. Een Röntgenbronsamenstel omvattende:
een vacuüm behuizing (50);
5 een koude kathode-emitter (58), welke in de behuizing geplaatst is;
een transmissie-opening (54) voor Röntgenstraling; en
een stationaire anode-laag (68) welke met tussenruimte van de emitter (58) geplaatst is op de opening (54), waarbij de anode (68) een dunne metalen laag omvat.
- 10 2. Een Röntgenbronsamenstel volgens conclusie 1 welke verder een substraat (56) omvat.
3. Een Röntgenbronsamenstel volgens conclusie 1 welke verder een isolerende laag (60) welke gevormd is op het substraat (56), een dunne laag welke geplaatst is op
15 de isolerende laag en een emissie-kegel, welke geplaatst is op het substraat omvat, waarbij de kathode-emitter geplaatst is op het substraat.
4. Een Röntgenbronsamenstel volgens conclusie 1 waarbij de transmissie-opening voor Röntgenstraling gemaakt is van een op koolstof gebaseerd materiaal.
20
5. Een Röntgenbronsamenstel volgens conclusie 1 waarbij de transmissie-opening voor Röntgenstraling elektrisch geleidend is.
6. Een Röntgenbronsamenstel volgens conclusie 1 waarbij de kathode-emitter een
25 aantal foto-emitters omvat.
7. Een Röntgenbronsamenstel volgens conclusie 1 waarbij de koude kathode-emitter een aantal laserdiodes omvat.
- 30 8. Een Röntgenbronsamenstel volgens conclusie 1 waarbij de kathode-emitter een monolithische halfgeleider omvat.

9. Een Röntgenbronsamenstel volgens conclusie 1 waarbij de kathode-emitter een aantal adreseerbare emitter-elementen omvat.

10 5 10. Een Röntgenbronsamenstel volgens conclusie 1 waarbij de vacuüm behuizing hermetisch is afgesloten.

11. Een Röntgenbronsamenstel volgens conclusie 1 waarbij de anodelaag een selectie is uit de groep van uranium, wolfram en aluminium.

10 12. Een Röntgenbronsamenstel volgens conclusie 1 waarbij de koude kathode-emitter (56) op een lineaire manier verdeeld is in de behuizing.

15 13. Een Röntgenbronsamenstel volgens conclusie 1 waarbij de koude kathode-emitter (56) op een twee-dimensionale manier verdeeld is in de behuizing.

14. Een Röntgenbronsamenstel volgens conclusie 1 welke verder een afscherm-laag omvat, welke geplaatst is rond de behuizing.

20 15. Een Röntgenbronsamenstel omvattende:
 een vacuüm behuizing (50);
 een substraat (56) welke in de behuizing geplaatst is;
 een aantal kathode-emitter elementen (59) welke geplaatst zijn op het substraat;
 een transmissie-opening (54) voor Röntgenstraling; en
 een stationaire anode-laag (68), welke met tussenruimte van de emitter geplaatst
 25 is op de opening (54), waarbij de anode (68) een dunne metalen laag omvat.

30 16. Een Röntgenbronsamenstel volgens conclusie 15 welke verder een hoogspanningsingang omvat, welke via het substraat gekoppeld is aan het aantal kathode-emitters.

17. Een Röntgenbronsamenstel volgens conclusie 15 waarbij het aantal kathode-emitter-elementen (59) een molybdenen gate-laag omvat.

18. Een Röntgenbronsamenstel volgens conclusie 15 waarbij de transmissie-opening (54) voor Röntgenstraling elektrisch geleidend is.

5 19. Een Röntgenbronsamenstel volgens conclusie 15 waarbij de transmissie-opening (54) voor Röntgenstraling elektrisch verbonden is met het koelblok.

20. Een Röntgenbronsamenstel volgens conclusie 15 waarbij de kathode-emitters (58) een aantal adresseerbare emitter-elementen omvat.

10 21. Een radiografisch apparaat omvattende:
een vaste stof Röntgenbron (14);
een detector (20), welke een detectie-uitgangssignaal genereert;
een Röntgenbesturingseenheid (28);
een data-acquisitiesysteem (32), welke het data-uitgangssignaal ontvangt;
15 een beeldreconstructie-eenheid (34) welke verbonden is met het data-acquisitie systeem en welke een beeldsignaal genereert in antwoord op het data-uitgangssignaal;
een computer (36), welke de werking van de vaste-stof Röntgenbron, de Röntgenbesturingseenheid, de data-acquisitie en de beeldreconstructie-eenheid aanstuurt;
en een interface (48) welke verbonden is met de computer voor het verzenden van het
20 beeldsignaal.

22. Een radiografisch apparaat volgens conclusie 21 waarin de Röntgenbron omvat:

een vacuüm behuizing (50);
25 een koude kathode-emitter (58) welke in de behuizing geplaatst is;
een transmissie-opening (54) voor Röntgenstraling; en
een stationaire anode-laag (68), welke met tussenruimte van de emitter geplaatst is op de opening (54), waarbij de anode (68) een dunne metalen laag omvat.

30 23. Een radiografisch apparaat volgens conclusie 21 waarbij de Röntgenbron vervangbaar is.

24. Een radiografisch apparaat volgens conclusie 21 waarbij de interface een draadloze interface omvat.

5 25. Een radiografisch apparaat volgens conclusie 21 waarbij de interface een telefonische interface omvat.

26. Een radiografisch apparaat volgens conclusie 21 waarbij de transmissie-opening voor Röntgenstraling elektrisch geleidend is.

10 27. Een radiografisch apparaat volgens conclusie 21 waarbij de kathode-emitter een aantal adresseerbare emitter-elementen (59) omvat.

Fig 1

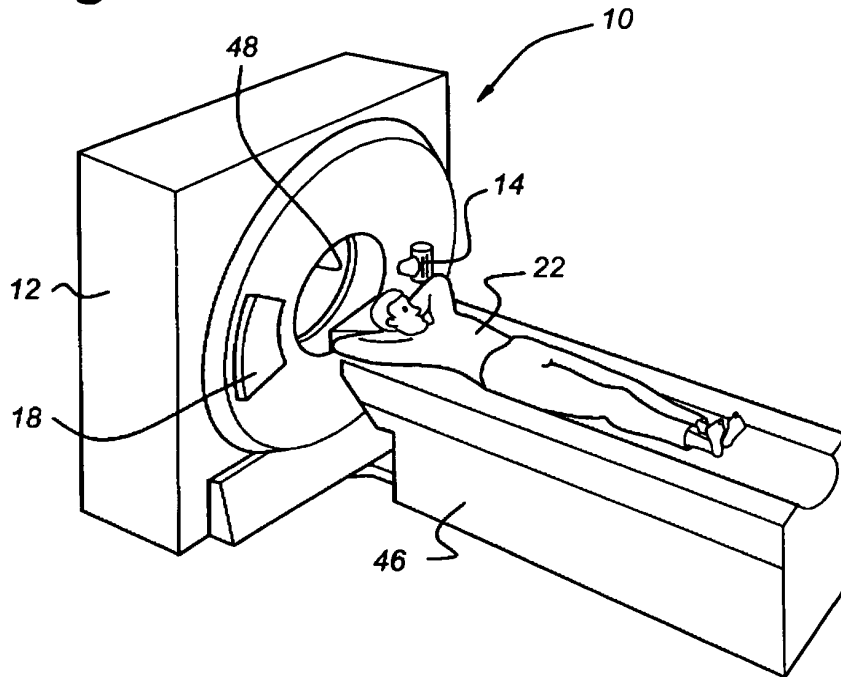


Fig 2

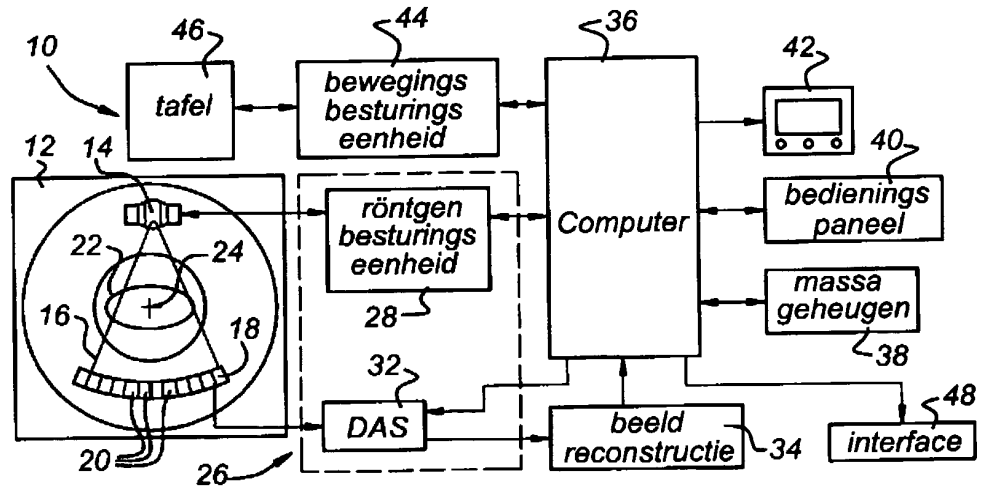


Fig 3

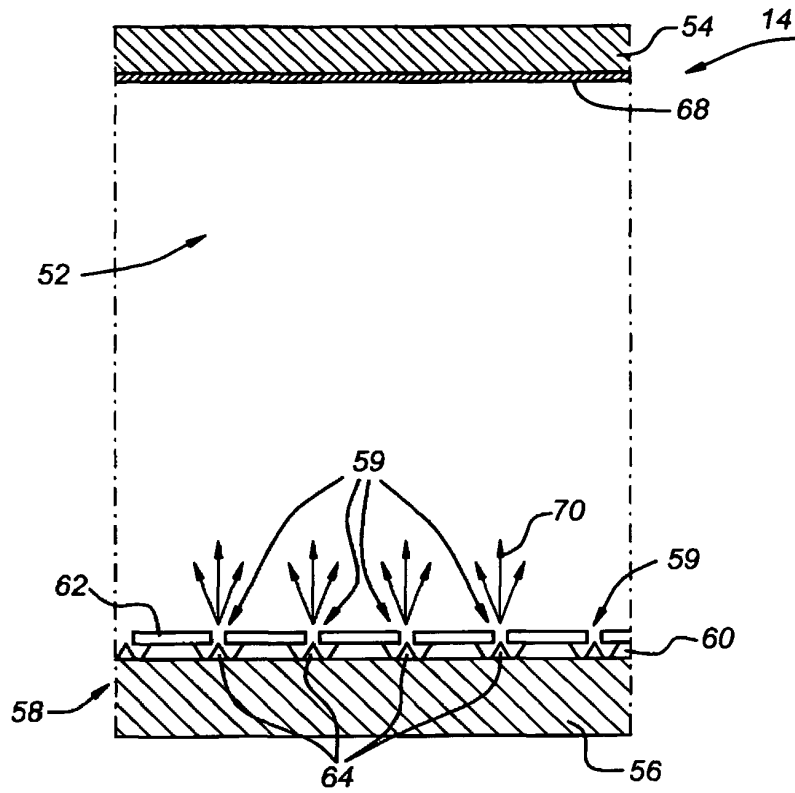
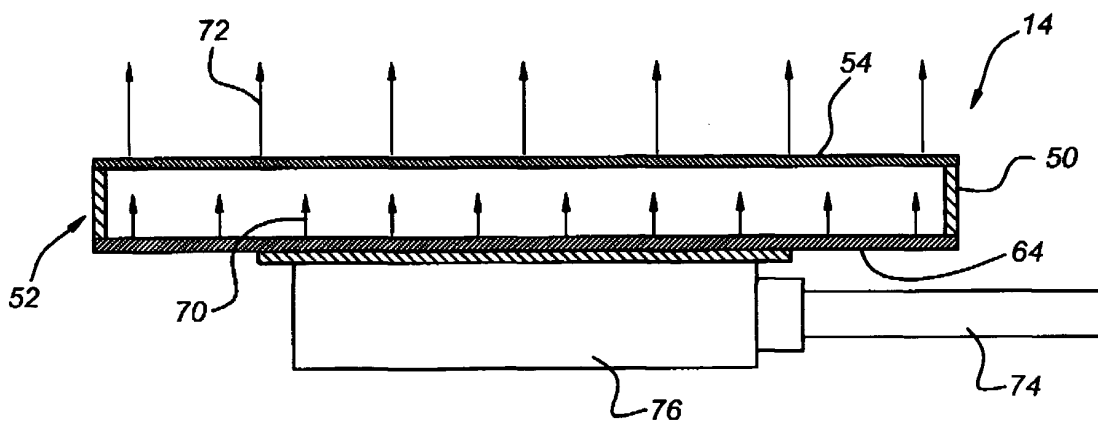


Fig 4



1310044

RAPPORT BETREFFENDE HET ONDERZOEK NAAR DE STAND VAN DE TECHNIEK

Van belang zijnde literatuur

Categorie ¹	Vermelding van literatuur met aanduiding, voor zover nodig, van speciaal van belang zijnde tekstgedeelten of figuren.	Van belang voor conclusie(s) Nr.:	International Patent Classification (IPC)
X	WO 00/21112 A (COMMISSARIAT A L'ENERGIE ATOMIQUE) 13 april 2000 * bladzijde 9, regels 4-21 ; bladzijde 11, regels 15-31 ;	1-4, 6-11, 13, 15-17, 20	H01J35/06 H01J35/18 H01J35/14
Y	figuur 4 *	1-11,13,15-20	H01J35/24 H01J35/12
X	WO 98/57349 A (COMMISSARIAT A L'ENERGIE ATOMIQUE) 17 december 1998 * bladzijde 12, regels 12-19; bladzijde 19, regel 18 tot en met bladzijde 24, regel 22; figuren 4-5 *	1-8, 10-13, 15, 17-18	Onderzochte gebieden van de techniek, gedefinieerd volgens IPC 8
Y		1-8, 10-13, 15, 17-19	H01J
X	US 5729583 A (USA) 17 maart 1998 * kolom 3, regels 17-40; kolom 4, regels 12-34; kolom 6, regels 25 tot en met kolom 7, regel 38; figuren 3, 9 *	1-4, 6-8, 10-11, 13-15, 17	
Y	US 4034251 A (NORTH AMERICAN PHILIPS CORP.) 5 juli 1977 * gehele document *	1-13, 15-20	Computerbestanden EPODOC WPI PAJ TXTE
A	JP 10-281747 A (FUTEC) 23 oktober 1998 * PAJ-uittreksel *	1-20	

Indien gewijzigde conclusies zijn ingediend, heeft dit rapport betrekking op de conclusies ingediend op:

Omvang van het onderzoek: volledig

Onderzochte conclusies: 1-20

Niet (volledig) onderzochte conclusies met redenen: 21-27 i.v.m. Niet eenheid van de uitvinding. Conclusies 1-20 behandelen een specifieke uitvoeringsvorm van een vaste stof Röntgenbron; conclusies 21-27 een radiografisch apparaat met een interface voor het verzenden van een beeldsignaal.

Datum waarop het onderzoek werd voltooid: 30 mei 2007

Vooronderzoeker: mw. drs S. Jonkhart

¹ Verklaring van de categorie-aanduiding: zie apart blad.

Categorie van de vermelde literatuur:

- X:** op zichzelf van bijzonder belang zijnde stand van de techniek
- Y:** in samenhang met andere geciteerde literatuur van bijzonder belang zijnde stand van de techniek
- A:** niet tot de categorie X of Y behorende van belang zijnde stand van de techniek
- O:** verwijzend naar niet op schrift gestelde stand van de techniek
- P:** literatuur gepubliceerd tussen voorrrangs- en indieningsdatum
- T:** niet tijdig gepubliceerde literatuur over theorie of principe ten grondslag liggend aan de uitvinding
- E:** colliderende octrooiaanvraag
- D:** in de aanvraag genoemd
- L:** om andere redenen vermelde literatuur
- &:** lid van dezelfde octrooifamilie; corresponderende literatuur

AANHANGSEL BEHORENDE BIJ HET RAPPORT BETREFFENDE HET ONDERZOEK NAAR DE STAND VAN DE TECHNIEK, UITGEVOERD IN OCTROOIAANVRAGE NR. 1019644

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

De opgave is samengesteld aan de hand van gegevens uit het computerbestand van het Europees Octrooibureau per 4 juni 2007.

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

In het rapport genoemd octrooi- geschrift		datum van publicatie	overeenkomend(e) geschrift(en)		datum van publicatie
WO0021112	A	2000-04-13	FR2784225	AB	2000-04-07
WO9857349	A	1998-12-17	FR2764731	A	1998-12-18
			EP0988645	A	2000-03-29
			US6259765	B	2001-07-10
US5729583	A	1998-03-17			
US4034251	A	1977-07-05			
JP10281747	A	1998-10-23			

Algemene informatie over dit aanhangsel is gepubliceerd in de 'Official Journal' van het Europees Octrooibureau nr 12/82 blz 448 ev

