(19) Bureau voor de Industriële Eigendom Nederland

(11) 1019652

(12) C OCTROOI[20]

(21) Aanvrage om octrooi: 1019652

(22) Ingediend: 21.12.2001

(51) Int.Cl.[7] H01J35/06, H05G1/60, A61B6/03

(30) Voorrang:
29.12.2000 US 09/751110

(41) Ingeschreven:
02.07.2002 I.E. 2002/09

(47) Dagtekening:
13.01.2004

(45) Uitgegeven:
01.03.2004 I.E. 2004/03

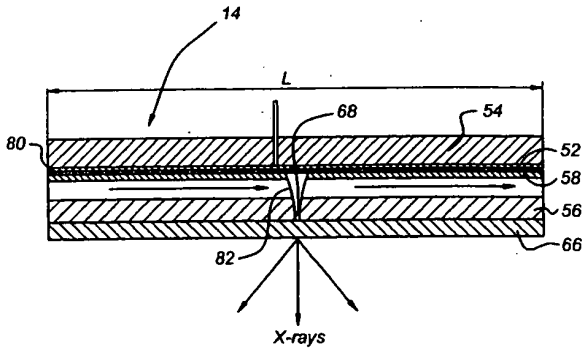
(73) Octrooihouder(s):
GE Medical Systems Global Technology Company LLC te Waukesha, Wisconsin, Verenigde Staten van Amerika (US).

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

(74) Gemachtigde:
Ir. A. van Westenbrugge c.s. te 2517 KZ Den Haag.

(54) **Vaste stof CT systeem en werkwijze.**

(57) Een vaste stof röntgenbron (14) voor een computertomograaf (CT) beeldvormingssysteem (10) wordt weergegeven. Röntgenbron (14) heeft een kathode (58) die bij voorkeur gevormd is uit een aantal adresseerbare elementen. De kathode is geplaatst binnen een vacuümkamer (74) zodat elektrodes, die daarbij geëmitteerd worden, anode (68), die op afstand geplaatst is van kathode (58), treffen. Een elektronenbundel (82) wordt gevormd en bewogen langs de lengte van de kathode (58). De anode (68) is geplaatst in een koelblokdeel (58) en, is in bedrijf, naburig aan een voor röntgenstraling transparant venster (66). De anode (68) en het voor röntgenstraling transparante venster (66) zijn geplaatst binnen een verlengd kanaal (64) van het koelblokdeel (56).



NL C 1019652

De inhoud van dit octrooi wijkt af van de oorspronkelijk ingediende beschrijving met conclusie(s) en eventuele tekening(en). De oorspronkelijk ingediende stukken kunnen bij het Bureau voor de Industriële Eigendom worden ingezien.

Vaste stof CT systeem en werkwijze.

Technisch vakgebied

De onderhavige uitvinding heeft in het algemeen betrekking op computertomograaf (CT) beeldvorming en, meer in het bijzonder op een röntgenbron die gebruikt wordt in verbinding met CT systemen.

Stand van de techniek

In ten minste sommige computertomograaf (CT) beeldvormingssysteemconfiguraties, projecteert een röntgenbron een waaiervormige bunder die wordt gecollimeerd om binnen een X-Y vlak van een Cartesisch coördinatensysteem te liggen, en waarin in het algemeen naar wordt verwezen als het "beeldvormingsvlak". De röntgenbundel passeert door het object dat dient te worden afgebeeld, zoals een patiënt. Na te zijn verzwakt door het object, treft de bundel een array van stralingsdetectoren. De intensiteit van de verzwakte bundelstraling die ontvangen wordt op het detectorarray is afhankelijk van de verzwakking van de röntgenbundel door het object. Ieder detectorelement van het array genereert een apart elektrisch signaal dat een maat is van de bundelverzwakking op de locatie van de detector. De verzwakkingsmetingen van alle detectoren worden afzonderlijk verzameld om een transmissieprofiel te vervaardigen.

In bekende CT systemen van de derde generatie, worden de röntgenbron en het detectorarray geroteerd met behulp van een portaal binnen het beeldvormingsvlak en rond het object dat dient te worden afgebeeld, zodat de hoek waarop de röntgenbundel het object doorsnijdt voortdurend verandert. Röntgenbronnen omvatten typisch röntgenbuizen, die de röntgenbundel emitteren op een focus. Röntgendetectoren omvatten typisch een collimator voor het collimeren van röntgenbundels die ontvangen worden op de detector. Een scintilator is geplaatst naast de collimator, en fotodiodes zijn geplaatst naast de scintilator.

Meerlaags CT systemen worden gebruikt om gegevens te verkrijgen voor een toegenomen aantal lagen gedurende een scan. Bekende meerlaagssystemen omvatten typisch detectoren die in het algemeen bekend zijn als 3-D detectoren. Met dergelijke 3-D detectoren vormen een aantal detectorelementen aparte kanalen die gerangschikt

zijn in kolommen en rijen. Iedere rij detectoren vormt een aparte laag. Bijvoorbeeld heeft een tweelaagsdetector twee rijen detectorelementen, en een vierlaagsdetector heeft vier rijen detectorelementen. Gedurende een meerlaagsscan worden meerdere rijen detectorcellen gelijktijdig getroffen door de röntgenbundel, en derhalve worden gegevens voor diverse lagen verkregen.

Een systeem dat geen draaiende röntgenbron nodig heeft wordt beschreven in Amerikaanse octrooischriften 4.521.900 en 4.521.901. In het '900 octrooischrift, wordt een grote vacuümkamer gebruikt, die een elektronenkanon en ringvormige trefplaten om röntgenbundels te vervaardigen, omvat. De elektronenbundel treedt uit het kanon verscheidende voeten verwijderd van de patiënt, doorloopt een gebogen pad om naar de trefplaten te bewegen, en raakt dan het materiaal om röntgenstralen te produceren. De enkelvoudige elektronenbundel met relatief hoog vermogen doorloopt een cirkel, een ring die de patiënt omgeeft, om het "scan" effect te bewerkstelligen. Een nadeel van een dergelijk systeem is dat een groot vacuüm systeem is vereist om het pad of de afgelegde weg van de elektronenbundel te omvatten en voorts dat een gecompliceerd bundelafbuigingssysteem wordt toegepast om op nauwkeurige wijze de bundel te besturen.

Het Amerikaans octrooischrift 5.729.583 beschrijft een miniatuur röntgenbron. Deze heeft echter slechts beperkte mogelijkheden om de elektronen van de Röntgenstralen te controleren.

Het Amerikaanse octrooischrift 5.602.899 beschrijft een anode-opstelling met een bevestigingsblok, waardoor een opening loopt. Deze inrichting is echter niet geschikt voor het snel aan- en uitschakelen van een elektronenbron.

Overeenkomstig zou het wenselijk zijn om een CT scanner en een CT scannersysteem te verschaffen dat een röntgenbron voorziet dat de complexiteit van het scanningssysteem vermindert en dat geen draaiende röntgenbron vereist.

Samenvatting van de uitvinding

Het is derhalve een doelstelling van de uitvinding om een vaste-stof röntgenbuis te verschaffen om de complexiteit van de röntgenbuis te verminderen. In een aspect van de uitvinding omvat een CT systeem een vaste-stof röntgenbron voor een computertomograaf (CT) beeldvormingssysteem is toegelicht. De röntgenbron heeft een kathode

die bij voorkeur wordt gevormd uit een aantal adresseerbare elementen. De kathode is geplaatst binnen een vacuümkamer zodat elektronen die geëmitteerd worden daarbij de anode treffen die op afstand van de kathode geplaatst is. Een elektronenbundel wordt gevormd en beweegt langs de lengte van de kathode. De anode is geplaatst in een koelblokgedeelte en in bedrijf geplaatst naast een voor röntgenstraling transparant venster. De anode en het röntgentransparante venster zijn geplaatst binnen een verlengd kanaal van het koelblokgedeelte.

Op voordelige wijze gebruikt de onderhavige uitvinding koude kathode technologie. De toepassing van koude kathode technologie staat de mogelijkheid toe om een elektronenbundelbron zeer snel aan en uit te schakelen waarbij de schakelsnelheid van de overeenkomstige elektronische en optische schakeling de beperking is. Daarnaast kunnen snelle elektronische poortschakelingen toestaan om vele van deze emitterende bronnen in een reeks te schakelen, om aldus een elektronenbundel toe te staan over een trefplaat te vegen. Dergelijke technologie zal toestaan dat de typische roterende röntgenbron in een CT systeem wordt vervangen wat hoofdzakelijk de daarmee verbonden complexiteit wegneemt. Bijvoorbeeld vraagstukken betreffende lagering, problemen betreffende het balanceren van een trefplaat, en problemen betreffende de z-asgroei zijn verbonden aan uit de stand van de techniek bekende CT systemen. Eveneens zijn de uit de stand van de techniek bekende systemen ingewikkeld om te onderhouden.

Een ander voordeel van de uitvinding is dat het gebruik van vaste stof componenten de noodzaak wegneemt voor een groot vacuümsysteem en een gecompliceerd bundelafbuigingssysteem. Andere kenmerken, weggenomen in vergelijking met de stand van de techniek, omvatten het niet-vereisen van een draaiende trefplaat, een filamentverwarmingsschakeling en motoren, en de grote ondersteuningsframes die betrekking hebben op een draaiende trefplaat.

Een ander voordeel van de uitvinding is dat vanwege de snelle scantijden, toepassingen die snelle scantijden vereisen, zoals cardinale beeldvorming kunnen worden toegepast.

Nog een ander voordeel van de onderhavige uitvinding is dat slipringen die gewoonlijk gebruikt worden in een draaiend systeem, achterwege kunnen blijven. Slipringverbindingen introduceren typisch ruis en complexiteit bij de verzending van signalen die verkregen worden van de detectoren alsmede bij het verzenden van vermogen en hoogspanning naar de röntgenbron.

Een ander voordeel van de uitvinding is dat vanwege hoge warmtedissipatie die ontstaat met een stationaire anode, is de gebruikelijk massieve trefplaat met een massieve grafiet ondersteuning niet vereist om warmte op te slaan die gegenereerd wordt door elektronen, die tot rust komen in de trefplaat. Bovendien zal dit op buitengewone wijze de noodzaak om te wachten op de röntgenbuis om af te koelen, verminderen of wegnemen.

Een ander voordeel van de uitvinding is dat de afscherming, die nodig is om het effect van het magnetisch veld van de aarde op te heffen, niet vereist is.

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

Korte beschrijving van de tekeningen

Figuur 1 is een schets van een CT beeldvormingssysteem volgens de onderhavige uitvinding.

Figuur 2 is een schematisch blokdiagram van het systeem zoals toegelicht in figuur 1.

Figuur 3 is een dwarsdoorsnede van een vaste-stof röntgenbuis volgens de onderhavige uitvinding.

Figuur 4 is een dwarsdoorsnede van een alternatieve uitvoeringsvorm volgens de onderhavige uitvinding.

Figuren 5a en 5b zijn diagrammen van een scan, die gebruik maakt van meerdere röntgenbuizen en detectoren volgens de onderhavige uitvinding.

Figuur 6 is een dwarsdoorsnede van een alternatieve uitvoeringsvorm van de onderhavige uitvinding.

Gedetailleerde beschrijving van de voorkeursuitvoeringsvorm

Onder verwijzing naar figuur 1 wordt een computertomografie (CT) beeldvormingssysteem 10 getoond dat een portaal 12 omvat die representatief is voor een "derde generatie" CT scanner. Het portaal 12 heeft een röntgenbron 14 die een rönt-

genbundel 16 projecteert naar een detectorarray 18 aan de andere zijde van het portaal 12.

De detectorarray 18 wordt gevormd door een aantal detectie-elementen 20 die samen de geprojecteerde röntgenstralen die door een medische patiënt 22 passeren, waarnemen. Ieder detectie-element 20 produceert een elektrisch signaal dat de intensiteit van een invallende röntgenbundel weergeeft en derhalve de verzwakking van de bundel als deze door de patiënt 22 passeert. Gedurende een scan om röntgenprojectiegegevens te verzamelen, draait de behuizing 12 en de componenten, die daarop geïnstalleerd zijn, rond een zwaartepunt.

Het bedrijf van de röntgenbron 14 wordt bestuurd door een besturingsmechanisme 26 van het CT systeem 10. Het besturingsmechanisme 26 omvat een röntgenbesturing 28 die vermogen- en tijdsignalen aan de röntgenbron 14 verschaft. Een gegevensverzamelsysteem (DAS) 32 in het besturingsmechanisme 26 bemonstert analoge gegevens vanuit de detectie-elementen 20 en zet de gegevens om naar digitale signalen voor verdere bewerking. Een beeldreconstructor 34 ontvangt bemonsterde en gedigitaliseerde röntgengegevens vanuit de DAS 32 en voert een hoge snelheid beeldreconstructie uit. Het gereconstrueerde beeld wordt toegepast als een invoer aan een computer 36 die het beeld opslaat in een massageheugeninrichting 38.

De computer 36 ontvangt en verschaft eveneens signalen via een gebruikersinterface of grafisch gebruikersinterface (GUI). Meer in het bijzonder, ontvangt de computer 36 commando's en op de scan betrekking hebbende parameters vanuit een bedieningsconsole 40 die bij voorkeur een toetsenbord en een muis omvat (niet getoond). Een daaraan verbonden kathodestraalbuisbeeldscherm 42 staat de operator toe om het gereconstrueerde beeld en andere gegevens vanuit de computer 36 waar te nemen. De door de operator toegevoerde commando's en parameters worden door de computer 36 gebruikt om besturingssignalen en informatie aan de röntgenbesturing 28, de DAS 32, en een tafelmotorbesturing 44, in verbinding met een tafel 46, om bedrijf van en beweging van de systeemcomponenten te verschaffen.

Onder verwijzing naar figuren 3 en 4 wordt een lengtedwarsdoorsnede, respectievelijk, een breedtedwarsdoorsnede van een röntgenbron geïllustreerd. Röntgenbron 14 heeft een behuizing 50 die is verzegeld om daarin een vacuüm te verschaffen. Behuizing 50 heeft een ondersteuningsframe 52 dat daarin geplaatst is. Ondersteuningsframe 52 omvat bij voorkeur een isolerend materiaal zoals aluminiumoxide.

Behuizing 50 heeft een ondersteuningsdeel 54 en een koelblokdeel 56. Ondersteuningsdeel 54 wordt bij voorkeur gevormd uit een isolerend materiaal zoals een hoogspanningsepoxidecomponent. Verschillende typen componenten zullen duidelijk zijn aan de deskundigen op het vakgebied. Koelblokgedeelte 56 is thermisch geleidend en elektrisch geleidend. Koelblokdeel 56 wordt bij voorkeur gevormd uit koper.

Ondersteuningsdeel 54 heeft in het algemeen een langwerpige half buisvormige vorm. Zoals getoond is ondersteuningsdeel 54 U-vormig. Ondersteuningsdeel 54 wordt gebruikt om een kathode 58 te positioneren voor het genereren van elektronen. Kathode 58 kan worden ondersteund door een kathode-ondersteuningsdeel 60 dat integraal gevormd is met ondersteuningsdeel 54. Kathode-ondersteuningsdeel 60 strekt zich over een vooraf bepaalde afstand D uit vanuit een achterwand 62 van ondersteuningsdeel 54. De afstand D kan worden aangepast afhankelijk van de gewenste karakteristieken van de gebruikte materialen en de gewenste uitvoer.

Koelblokdeel 56 heeft een verlengd kanaal 64 of bundelopening die zich daardoor uitstrekt. Verlengd kanaal 64 heeft een voor röntgenstraling transparant venster 66 dat daarin geplaatst is. Voor röntgenstralen transparant venster 66 vult bij voorkeur volledig het verlengde kanaal 64. Voor röntgenstralen transparant venster 66 wordt bij voorkeur gevormd uit een elektrisch geleidend materiaal en een thermisch geleidend materiaal zoals een op koolstof gebaseerd materiaal zoals grafiet. Eveneens heeft het de voorkeur dat de atoommassa of "Z" van het voor röntgenstralen transparant venster 66 relatief laag is. Andere geschikte materialen die bekend zijn aan de deskundigen op het vakgebied omvatten beryllium.

Een anode 68 wordt op directe wijze en in bedrijf naast voor röntgenstraling transparant venster 66 gevormd. Bij voorkeur wordt anode 68 gevormd uit een dunne metaallaag 68 of folie. De dunne film anode 68 wordt bij voorkeur gevormd uit een materiaal met een hoog atoomgewicht zoals wolfraam of uranium. Natuurlijk zullen de deskundigen op het vakgebied onderkennen dat bij voorkeur het materiaal met het hoogste atoomgewicht wordt gebruikt maar er kan een wisselwerking zijn tussen fysische afmetingen, sterkte/gewichtverhouding, en röntgenstraalopwekking. Anode 68 kan worden gevormd als een dunne film die direct neergeslagen wordt op venster 66. Vanwege het röntgenproces kan warmte gegenereerd worden bij anode 68 en derhalve wordt anode 68 bij voorkeur thermisch gekoppeld aan koelblokgedeelte 56. Anode 68

kan eveneens gevormd worden vanuit een relatief dunne laag wolfraam of wolfraam legering (2 tot 30 micron) op een kopersubstraat.

Koelblokgedeelte 56 heeft bij voorkeur een aantal koelbuizen 70 die daar door heen lopen. Koelbuis 70 verschaft koelvloeistof of lucht die daar door heen stroomt om de temperatuur van koelblokgedeelte 56 te verlagen en uiteindelijk de temperatuur van anode 68 te verlagen. Bij voorkeur verlengt koelbuis 70 hoofdzakelijk de lengte L van röntgenbron 24. Verlengd kanaal 64 wordt afgebakend in koelblokgedeelte 56 door schouders 72 die zich uitstrekken in een binnenwaartse richting naar kathode 58. Zoals hieronder verder zal worden beschreven, helpen schouders 72 om een geleidend pad voor elektronen, die door anode 68 passeren, te verschaffen.

Ondersteuningsdeel 54 en koelblokdeel 56 bakenen een vacuümkamer 74 daarbinnen af. Vacuümkamer 74 verlengt bij voorkeur hoofdzakelijk de lengte van ondersteuningsdeel 54 en koelblokdeel 56 zonder enige eindwandstructuren. De vacuümkamer 74 wordt bij voorkeur actief gepompt zodat het vacuüm altijd op een optimaal niveau is. Dit zal hoogspanningsinstabiliteiten verminderen.

Kathode 58 heeft een groot aantal poortverbindingen 76 die daaraan gekoppeld zijn. Poortverbindingen 76 besturen het aan- en afschakelen van kathode 76. Hoogspanningsinvoer 78 wordt gekoppeld aan kathode 58 om de noodzakelijke spanning voor het genereren van elektronen te verschaffen. Zowel poortverbindingen 76 als hoogspanningsinvoer 78 kunnen worden gevormd door middel van ondersteuningsdeel 54.

Kathode 58 is bij voorkeur gevormd uit een langwerpig array van elektronenemitters. Verschillende typen emitters kunnen worden gebruikt. Bijvoorbeeld kunnen ferro-elektrische emitters worden gebruikt om een elektronenemissie in de vorm van een kleine, relatief smalle bundel breedte, die zal botsen op anode 68. Een ander type anode dat kan worden gebruikt is een dunne film emissie-kathode. Dergelijke technologie is overeenkomstig met die gebruikt wordt in vlakke beeldschermmonitoren en televisies. Foto-emitters kunnen eveneens gebruikt worden voor kathode 58. Foto-emitters kunnen bijvoorbeeld compacte laserdiode arrays gebruiken. Emissie treedt op in de volgorde waarin de laserbundels met voldoende vermogen en geschikte golflengte de emitters "adresseren" door rasterscanning van emitters die zijn gerangschikt over een zijde van een vlak beeldschermvlak of gerangschikt zijn op een staaf die scant of beweegt over het vlak van de inrichting. De foto-emitters kunnen eveneens de vorm

hebben van een lijn of serie van groepen van afzonderlijke emitters met kleinere afmetingen die zouden emitteren in een patroon dat overeenkomt met de emitters die werden geadresseerd om te emitteren. In alle uitvoeringsvormen kan kathode 58 worden gevormd uit een aantal emitters 80 die het best getoond worden in figuur 3. Kathode-elementen 80 zijn bij voorkeur adresseerbaar hetgeen betekent dat zij op selectieve wijze aan- en uitgeschakeld kunnen worden om de elektronenbundel te vormen. Met betrekking tot emitters zenden foto-emitters elektronen uit wanneer licht de vaste-stof inrichting bereikt, die in staat is om elektronen in vacuümkamer 74 los te laten. Lichtemissie vanuit fotolaserinrichtingen zoals vaste-stof lasers en dergelijke worden bestuurd tot binnen micro-of nano-seconden. Laserinrichtingen kunnen foto-emissies met hoog rendement produceren. Bij voorkeur is de adresseerbaarheid sequentieel, en staat de bundel, die gevormd wordt aan het ene eind, toe om op effectieve wijze over de kathode te bewegen op een gescande manier. Lichtsignaal schakelinrichtingen zoals door machinale micro-bewerking vervaardigde spiegels op een vaste stof monolithisch substraat kunnen eveneens worden gebruikt. Licht kan ook worden toegevoerd door gebruik te maken van een vezeloptiek of vrije bundelmiddelen. Bijvoorbeeld wordt een 6 microampère elektronenbundel geproduceerd voor iedere milliwatt laserlicht bij 1% kwantumefficiëntie door gebruik te maken van een gallium-arsenide laser met licht van 780 nanometer, waarbij circulaire polarisatie wordt gebruikt om gepolariseerde elektronen te leveren. Infrarood laserstaven zijn eveneens commercieel verkrijgbaar in het vermogensgebied van 1 tot 10 watt, hetgeen overeenkomt met 6 tot 60 milliampère elektronen bij 1% QE.

De deskundigen op het vakgebied zullen onderkennen dat gepolariseerde elektronen niet vereist zijn in deze uitvinding. Dit komt overeen met het rendement van de foto-emitters.

In bedrijf worden de gewenste emitters 80 aangeschakeld zoals geadresseerd om de gewenste bundel 82 te genereren. Bij voorkeur begint elektronenbundel 82 aan het ene einde van de kathode en volgt zijn weg over de kathode terwijl röntgenstralen worden gegenereerd in een lineaire of sequentiële bewegingswijze. De elektronen worden vrijgemaakt uit kathode 58 en bewegen zich naar anode 68. Wanneer de elektronen anode 68 treffen, worden röntgenstralen door venster 66 vrijgemaakt. Warmte, die gevormd wordt in anode 68, is thermisch verbonden aan schouder 72 van koelblokdeel 56. Warmte kan eveneens worden gevormd in venster 66 dat eveneens thermisch gelei-

dend gekoppeld is aan koelblok 56. Warmte wordt verwijderd vanuit koelblok 56 door koelkanaal 70 dat kan zijn voorzien van koelvloeistof of lucht.

Voor sommige elektronen is het mogelijk om zich door anode 68 heen te bewegen en venster 66 binnen te treden. Omdat venster 66 bij voorkeur elektrisch geleidend is, worden elektronen die venster 66 binnentreden, elektrisch geleidend gekoppeld aan koelblok 56 en kunnen door schouder 72 terugkeren in bundel 82. Dit wordt getoond als verstrooide elektronenpaden 84. De paden 84 maken de elektrische lus terug naar anode 68 compleet.

Bij voorkeur zijn de lengte van kathode 58, de lengte van anode 68, de lengte van venster 66 en de lengte van het verlengd kanaal 64 alle hoofdzakelijk hetzelfde en zijn bij voorkeur iets korter dan of ongeveer lengte L.

Onder verwijzing naar figuren 5a en 5b wordt een binnenaanzicht van een portaal 12 toegelicht. In figuur 5a worden een eerste, tweede en derde röntgenbron 14A, 14B, en 14C om respectieve röntgenstralen, 16A, 16B, en 16C te genereren. Iedere röntgenstraal 16A, 16B, en 16C treft op een overeenkomstige detector 88A, 88B, en 88C. Door gebruik te maken van een inrichting zonder een draaiende portaal zijn ieder van de röntgenbronnen 14A-14B röntgenstalen 16A-16B, en detectoren 88A-88C ten opzichte van elkaar gefixeerd. In een dergelijke uitvoeringsvorm scannen de bundels voornamelijk de lengte van de kathode zonder feitelijk fysiek de röntgenbron of detectoren te bewegen. Op een dergelijke manier wordt de niet-draaiende complexiteit in systemen bekend uit de stand van de techniek hoofdzakelijk verminderd. Eveneens neemt men aan dat dergelijke systemen aanzienlijk sneller zijn in het genereren van een beeld.

Onder verwijzing naar figuren 5A en 5B worden vijf röntgenbronnen, 14'A-14'E getoond voor het generen van röntgenstralen 16'A, 16'B, 16'C, 16'D, en 16'E naar detectoren 88'A, 88'B, 88'C, 88'D, en 88'E op een gesegmenteerde wijze. Natuurlijk zullen de deskundigen op het vakgebied onderkennen dat een continue buis die gevormd wordt volgens de hierin beschreven leer eveneens zou kunnen worden gebruikt. Een hart 90 wordt gebruikt om te tonen dat een CT systeem dat gevormd wordt volgens de onderhavige uitvinding op maat kan worden ingesteld voor het orgaan of lichaamsdeel dat dient te worden afgebeeld. Door het gebruik van vaste-stof componenten in de onderhavige uitvinding is een groot vacuümsysteem en een gecompliceerd bundelafbuigsysteem niet vereist. Een roterende anodetrefplaat, filament-verwarmingen, motoren en grote complexe ondersteuningsframes worden eveneens geëlimineerd uit het

ontwerp. Een dergelijk systeem is eveneens eenvoudiger te onderhouden en men voorspelt dat de uitvaltijd in het veld verminderd wordt.

Snellere scantijden kunnen eveneens worden verkregen vanwege het gemak betreffende het scannen van de bundel. Dit staat dergelijke beeldvorming toe als cardinale beeldvorming. Vermogensniveaus worden verminderd omdat het systeem dichter bij de patiënt kan worden geplaatst. Omdat intensiteit omgekeerd evenredig afvalt met de wortel van de afstand tot de patiënt. Er wordt bijvoorbeeld voorspeld dat door gebruik te maken van de leer van de onderhavige uitvinding de diameter van het CT systeem kan worden verminderd met 20% terwijl het vereiste stroomniveau kan worden verminderd met 36%. Door kleine eenheden te bouwen die gericht zijn op specifieke toepassingen, zoals hersenscans of cardinale scans, kan een betere resolutie, een snellere patiëntdoorvoer en lagere kosten aan specialistische behandelcentra worden voorzien.

De koude kathodetechnologie is in het bijzonder nuttig voor onmiddellijke opstart, lange levensduur en laag vermogengebruik met snelle aanschakeling/uitschakeling.

Door de meerdere bundels te verschaffen zoals getoond in figuren 5A en 5B kunnen de temperaturen onder een gegeven elektronenbundel worden verminderd en toch een gemiddeld hoger systeem beeldvormingsvermogen produceren. De vaste positie van de röntgenbron staat de bundels toe om aan- en uitgeschakeld te worden in snelle opeenvolging om problemen met röntgenscanners die normaal betrekking hebben op CT systemen, te elimineren.

In alternatieve uitvoeringsvormen kan de anode op verschillende wijzen gevormd worden, inclusief een toepassing van metaal zoals wolfraam op een laag koper. Andere dergelijke anodesamenstellen kunnen een sandwich-type trefplaat omvatten waarbij gebruik gemaakt wordt van afwisselende lagen wolfraam of rhenium en een ander materiaal zoals grafiet. De afmeting van de lagen kan ongeveer 1 tot 5 micron zijn voor het wolfraam en kan worden gedimensioneerd om de temperatuur van het focus te minimaliseren en röntgenuitvoer te maximaliseren, afhankelijk van de specifieke toepassing. De grafietlagen of andere geschikte materialen zullen de passage van elektronen en röntgenstalen toestaan.

De onderhavige uitvinding staat conventionele convectiekoeling toe vanwege de stationaire anode. De grote afmeting van de trefplaatring betreffende een dergelijke inrichting heeft een grote oppervlakte en dus hoeft de warmteoverdrachtscoëfficient

niet extreem hoog te zijn. Eveneens kan de bundelwaaierhoek worden verminderd in specifieke toepassingen om de focustemperatuur te verlagen.

Onder verwijzing naar figuur 6 wordt een alternatieve uitvoeringsvorm van een cilindrische buis rond een centerlijn 91 getoond in dwarsdoorsnede. In deze uitvoeringsvorm is kathode 92 geplaatst op een hoek met betrekking tot anode 94. Dat wil zeggen een elektronenbundel 96 vanuit kathode 92 treft anode 92 op een vooraf bepaald hoekbereik van 15-60°. In deze tekening wordt 20° gebruikt. Kathode 92 kan een wolfraam spiraal 100 hebben. Echter, kathode 92 kan ook zijn gevormd uit een conusvormige veld-emitter, een holle cilindrische emitter, een koolstof nanotube emitter, een foto-emitter of een ander type emitter dat bekend is aan de deskundigen op het vakgebied. Het type emitter kan afhangen van de specifieke systeemtoepassing of vereiste prestaties. Anode 94 kan, bijvoorbeeld, een wolfraam of rhenium draad zijn. De teruggestrooide elektronen 104 raken een deel van anode 94 alsmede een koperen koelplaat 106. Lijnen 108 geven röntgenstralen weer die gegenereerd worden vanuit anode 94. Koelblok 106 heeft een voor röntgenstralen transparant venster 110, bij voorkeur gevormd uit beryllium (Be) en koelkanalen 112. De anode 94 en kathode 92 zijn ruimtelijk en in potentiaal van elkaar gescheiden door isolator 114 die een deel vormt van een behuizing 116 samen met koelblok 106. De anode 94 in deze uitvoeringsvorm is in bedrijf gekoppeld aan venster 110 maar is daarvan gescheiden, in tegenstelling tot de voorafgaande uitvoeringsvorm.

Hoewel de uitvinding is beschreven in samenhang met een of meer uitvoeringsvormen, dient men te begrijpen dat de uitvinding niet beperkt is tot deze uitvoeringsvormen. Integendeel is de uitvinding bedoeld om alle alternatieven, wijzigingen en equivalenten te bestrijken zoals kan worden omvat binnen de gedachte en reikwijdte van de bijgevoegde conclusies.

Conclusies

1. Een röntgenbronsamenstel omvattend:
een vacuümbehuizing (74);
een koude kathode emitter (58) geplaatst binnen de behuizing (74);
een koelblok (56) met een bundelopening daardoorheen;
een voor röntgenstralen transparant venster (66) geplaatst in de bundelopening; en
een stationaire anode (68), geplaatst binnen de behuizing (74), op afstand van de emitter (58) geplaatst en thermisch gekoppeld aan het koelblok (56), waarbij de anode (68) een dunne metallische film omvat.

2. Een röntgenbronsamenstel volgens conclusie 1, waarbij het voor röntgenstralen transparante venster bestaat uit een op koolstof gebaseerd materiaal.

3. Een röntgenbronsamenstel volgens conclusie 1, waarbij het voor röntgenstraling transparante venster elektrisch geleidend is.

4. Een röntgenbronsamenstel volgens conclusie 1, waarbij het voor röntgenstraling transparante venster (66) elektrisch gekoppeld is aan het koelblok.

5. Een röntgenbronsamenstel volgens conclusie 1, waarbij het koelblok een koelbuis (70) omvat, die zich daardoor heen uitstrekt.

6. Een röntgenbronsamenstel volgens conclusie 1, waarbij de anode is geplaatst op het venster.

7. Een röntgenbronsamenstel volgens conclusie 1, waarbij de kathode emitter (58) een aantal foto-emitters omvat.

8. Een röntgenbronsamenstel volgens conclusie 1, waarbij de koude kathode emitter (58) een aantal laserdiodes omvat.

9. Een röntgenbronsamenstel volgens conclusie 1, waarbij de kathode emitter (58) een monolithische halfgeleider omvat.

10. Een röntgenbronsamenstel volgens conclusie 1, waarbij de kathode emitter (58) een aantal adresseerbare emitterelementen omvat.

11. Een röntgenbronsamenstel volgens conclusie 1, waarbij de anode (68) is geplaatst direct naast het venster.

12. Een röntgenbronsamenstel volgens conclusie 1, waarbij de anode (68) een wolfraam laag omvat.

13. Een röntgenbronsamenstel volgens conclusie 13, waarbij de wolfraam laag is geplaatst op een koper substraat.

14. Een röntgenbronsamenstel omvattend:
een vacuümbehuizing (74);
een verlengd kathode emitter array (58) met een aantal röntgen emitterelementen geplaatst binnen de behuizing;
een elektrisch, thermisch geleidend koelblok (56) met een verlengde bundelopening daardoorheen, waarbij de bundelopening overeenkomt met de verlengde kathode emitter array;
een verlengd voor röntgenstralen transparant venster (66) geplaatst binnen de bundelopening; en
een verlengde stationaire anode (68) geplaatst binnen de behuizing (74) en op afstand geplaatst van de emitter (58), waarbij de anode (68) een dunne metallische film omvat.

15. Een röntgenbronsamenstel volgens conclusie 14, waarbij het voor röntgenstraling transparante venster elektrisch geleidend is.

16. Een röntgenbronsamenstel volgens conclusie 14, waarbij het voor röntgenstraling transparante venster elektrisch gekoppeld is aan het koelblok.

17. Een röntgenbronsamenstel volgens conclusie 14, waarbij de kathode emitter een aantal adresseerbare emitterelementen omvat.

18. Een röntgenstraalsysteem omvattend:
een portaal (12);
een aantal stationaire detectoren (18) geplaatst in het portaal;
een aantal stationaire röntgenbronnen (14) geplaatst in het portaal (12) tegenover het aantal stationaire detectoren (18), waarbij ieder van het aantal röntgenbronnen omvat:
een vacuümbehuizing (74);
een koude kathode emitter (58) geplaatst binnen de behuizing;
een koelblok (56) met een bundelopening daardoorheen;
een voor röntgenstraling transparant venster (66) geplaatst in de bundelopening; en
een stationaire anode (68) geplaatst binnen de behuizing (74) en op afstand geplaatst van de emitter (58) en thermisch gekoppeld aan het koelblok (56), waarbij de anode een dunne metallische film omvat.

19. Een röntgenbronsamenstel volgens conclusie 18, waarbij het voor röntgenstralen transparant venster (66) elektrisch geleidend is.

20. Een röntgenbronsamenstel volgens conclusie 18, waarbij de kathode emitter (58) een aantal adresseerbare emitteerelementen omvat.

Fig 1

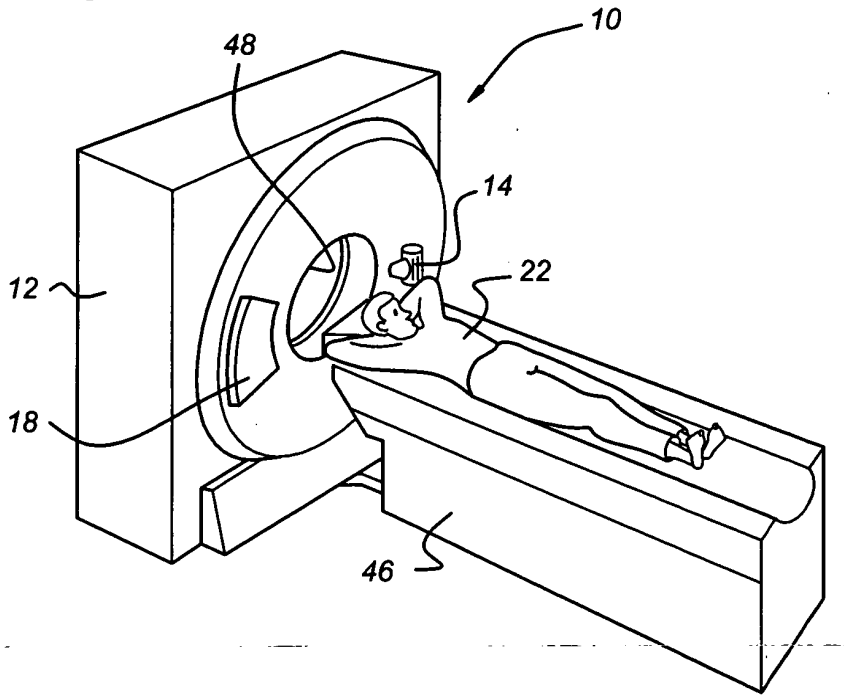

10
48
14
12
22
18
46

Fig 2

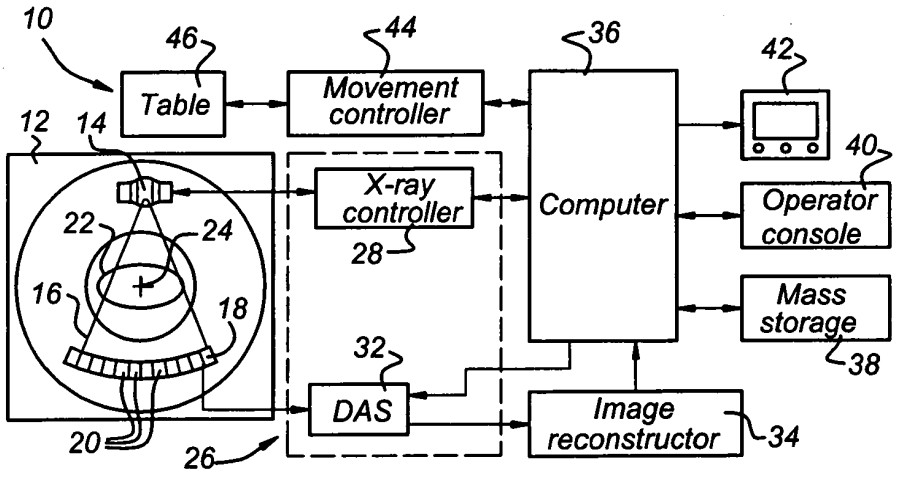

10
46
Table
44
Movement controller
36
42
12
14
X-ray controller
Computer
40
Operator console
22
24
28
16
18
Mass storage
38
32
DAS
Image reconstructor
34
20
26

Fig 3

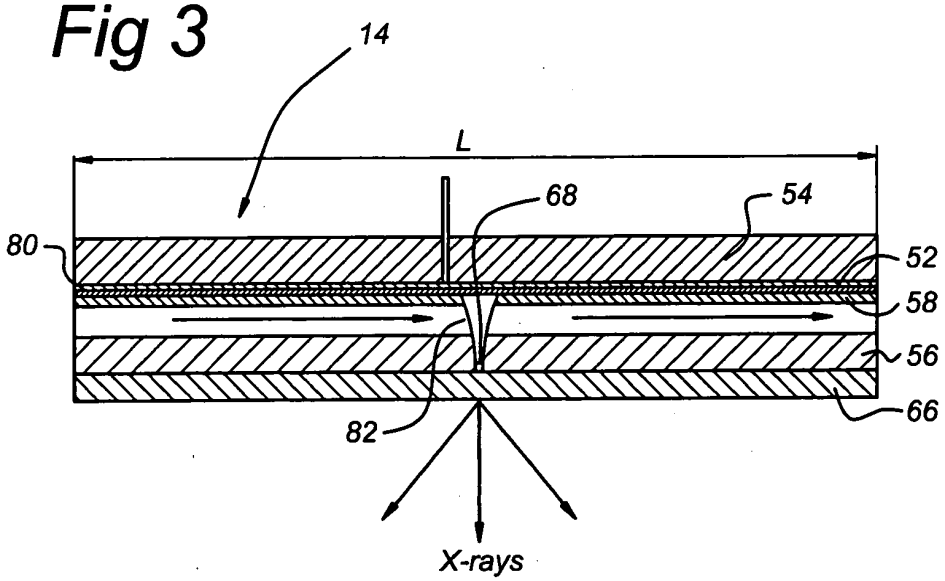


Fig 4

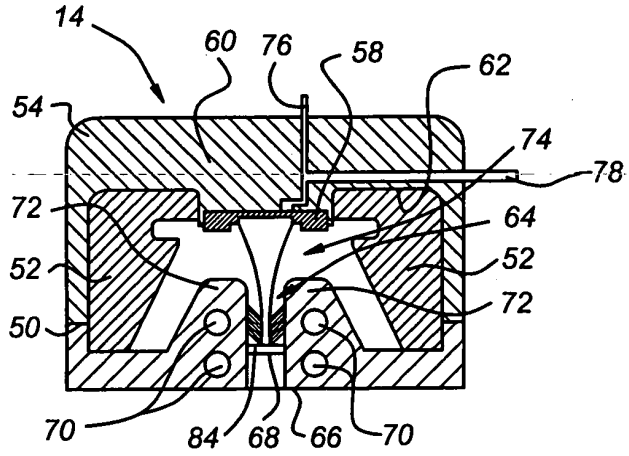


Fig 5a

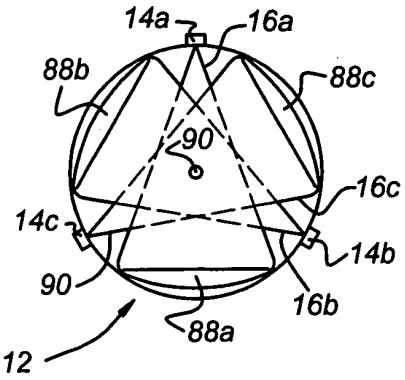


Fig 5b

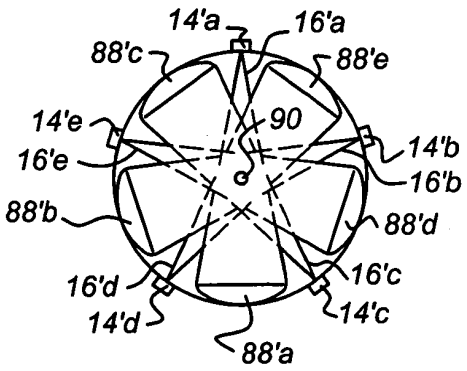
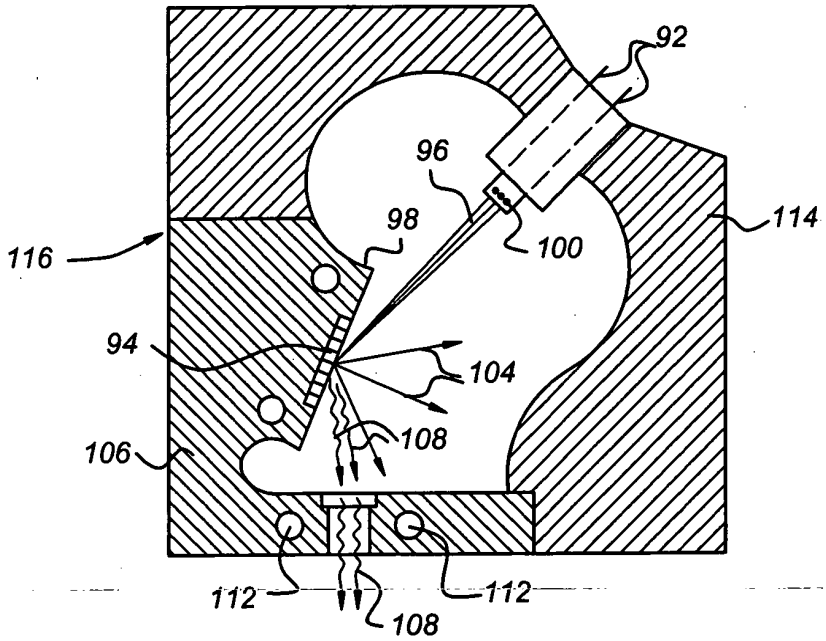


Fig 6



Octrooiaanvrage Nr: 1019652

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)
Y A	US-A-5 729 583 (TANG, C.-M. *et al.*) 17 maart 1998 * kolom 2, regel 3 t/m 37; figuur 2 * * kolom 7, regel 1 t/m 31 * ---	1 - 6, 9, 12 7, 8, 10 - 20	H01J35/06 H05G1/60 A61B6/03
Y	US-A-5 602 899 (LARSON, P.E.) 11 februari 1997 * kolom 2, regel 10 t/m 45; figuur 6 * ---	1 – 6, 9, 12	
A	US-A- 5 142 652 (REICHENBERGER, H. *et al.*) 25 augustus 1992 * kolom 2, regel 22 t/m 65; figuur 1 * -----	14 - 20	

Onderzochte gebieden van de techniek, gedefinieerd volgens IPC 7

H01J
H05G

Computerbestanden

EPODOC
WPI
INSPEC
PAJ

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

Omvang van het onderzoek: Volledig

Onderzochte conclusies: 1 t/m 20

Niet (volledig) onderzochte conclusies met redenen: [2]

Datum waarop het onderzoek werd voltooid:	1 september 2003	Vooronderzoeker:	Dr.F. Liefrink

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

[2] Op grond van artikel 3:45 j° de artikelen 6:4 en 6:7 van de Algemene wet bestuursrecht, kan aanvrager tegen de niet-eenheidsbeslissing bezwaar maken bij het Bureau voor de Industriële Eigendom, binnen 6 weken na de bekendmaking van deze beslissing.

20

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 voorrangs- en indieningsdatum

T: niet tijdig gepubliceerde literatuur over theorie of principe ten grondslag liggend aan de uitvinding

E: colliderende octrooiaanvrage

D: in de aanvrage 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.1019652

Het aanhangsel bevat een opgave van elders gepubliceerde octrooiaanvragen of octrooien
(zogenaamde leden van dezelfde octrooifamilie), die overeenkomen met octrooigeschriften genoemd in het rapport.
De opgave is samengesteld aan de hand van gegevens uit het computerbestand van het Europees Octrooibureau **10 september 2003**

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.

In het rapport genoemd octrooi-geschrift		datum van publicatie	overeenkomend(e) geschrift(en)		datum van publicatie
US5729583	A	1998-03-17			
US5602899	A	1997-02-11			
			EP0788136	A	1997-08-06
			EP19960119101		1996-11-28
			JP9320795	A	1997-12-12
US5142652	A	1992-08-25			
			DE4026299	A	1992-02-27

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