

19



Octrooi Centrum
Nederland

11

1027351

12 C OCTROOI²⁰

21 Aanvraag om octrooi: 1027351

51 Int.Cl.:
G06T11/00 (2006.01)

22 Ingediend: 27.10.2004

30 Voorrang:
11.11.2003 US 10/705357

41 Ingeschreven:
12.05.2005 I.E. 2005/07

47 Dagtekening:
06.04.2006

45 Uitgegeven:
01.06.2006 I.E. 2006/06

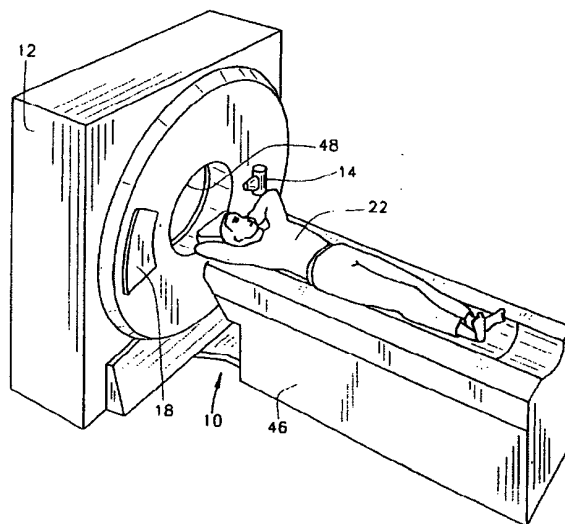
73 Octrooihouder(s):
GE Medical Systems Global Technology
Company, LLC te Waukesha, Wisconsin,
Verenigde Staten van Amerika (US).

72 Uitvinder(s):
Jiang Hsieh te Brookfield, Wisconsin (US).
Edward Henry Chao te Oconomowoc,
Wisconsin (US).
Brian James Grekowitz te Waukesha,
Wisconsin (US).
Jean Baptiste Thibault te Milwaukee,
Wisconsin (US).

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

54 Werkwijzen en toestellen voor artefactvermindering in berekende-
tomografieafbeeldingssystemen.

57 Enkele configuraties van de onderhavige uitvinding
verschaffen een werkwijze voor het reconstrueren
van een voorwerp (22) van een berekende-
tomografieafbeeldingssysteem (10) met een
detectorrangschikking (18) en een stralingsbron
(14), waarbij een boog (56) van de
detectorrangschikking niet concentrisch is met een
brandpunt van de stralingsbron. De werkwijze omvat
aftasten van het voorwerp met de berekende-
tomografieafbeeldingssysteem voor het verkrijgen
van een stel waaierbundelgegevens, opnieuw
opslaan van het stel waaierbundelgegevens in een
stel parallelle gegevensreeksen; en reconstrueren
van een beeld onder toepassing van het stel
parallelle gegevensreeksen.



NL C 1027351

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: Werkwijzen en toestellen voor artefactvermindering in berekende-tomografieafbeeldingssystemen.

Achtergrond van de uitvinding

Deze uitvinding heeft in het algemeen betrekking op afbeelden met berekende tomografie (CT), en meer in het bijzonder op werkwijzen en toestellen voor artefactvermindering in CT-systemen die bijzonder nuttig zijn voor dergelijke systemen die een geometrie met wijde boring hebben.

In vele klinische toepassingen van berekende-tomografieafbeelding is een grotere portaalopening nuttig. Bijvoorbeeld in oncologietoepassingen maakt een grote boringafmeting het mogelijk om een patiënt te positioneren op een wijze soortgelijk aan de plaatsing van een patiënt in een stralingsbehandelingsmachine, die typisch een grote opening heeft. Wanneer berekende-tomografieaftasters worden gebruikt om te ondersteunen bij uitvoeren van interventieprocedures wordt de toegang van een bedienende persoon tot een patiënt beperkt door de boringafmeting. In ten minste één bekend berekende-tomografiesysteem zijn zowel de röntgenbuis als de detector van het isocentrum verwijderd geplaatst teneinde de toegang van de bedienende persoon te verbeteren. Om echter ontwikkelkosten te besparen alsmede de flexibiliteit van een bijregelbare geometrie te bewaren wordt een detector gebruikt die is ontworpen voor de oorspronkelijke geometrie, hetgeen de boog van de detector van de afbeeldingsinrichting niet langer concentrisch met een brandpunt van de röntgenstralen maakt. Als een gevolg daarvan worden afbeeldingsartefacten geïntroduceerd in gereconstrueerde afbeeldingen omdat het röntgenpad niet langer het oorspronkelijke pad is dat wordt aangenomen in het reconstructieproces.

Korte beschrijving van de uitvinding

Er wordt derhalve, in enkele configuraties van de onderhavige uitvinding, een werkwijze verschaft voor het reconstrueren van een beeld van een voorwerp van een berekende-tomografieafbeeldingssysteem met een detectorrangschikking en een stralingsbron, waarbij een boog van de detectorrangschikking niet concentrisch is met een brandpunt

van de stralingsbron. De werkwijze omvat het aftasten van het voorwerp met het berekende-tomografieafbeeldingssysteem teneinde een stel projectiegegevens te verkrijgen, uitvoeren van een geometrische correctie van het stel projectiegegevens volgens een gecorrigeerde waai-
5 erhoek; en het reconstrueren van een beeld onder toepassing van het gecorrigeerde stel projectiegegevens.

Uiteenlopende configuraties van de onderhavige uitvinding verschaffen tevens een werkwijze voor het reconstrueren van een beeld van een voorwerp van een berekende-tomografieafbeeldingssysteem met
10 een detectorrangschikking en een stralingsbron, waarbij de boog van de detectorrangschikking niet concentrisch is met een brandpunt van de stralingsbron. De werkwijze omvat aftasten van het voorwerp onder gebruikmaking van een stap-en-vuuraftasting met het berekende-tomografieafbeeldingssysteem, zonder het toepassen van een weegfunctie,
15 teneinde een stel projectiegegevens te verkrijgen, waarbij het stel projectiegegevens opnieuw wordt opgeslagen in een stel parallelle gegevensreeksen. Een beeld wordt gereconstrueerd onder toepassing van het stel parallelle gegevensreeksen.

Weer andere configuraties van de onderhavige uitvinding verschaffen een werkwijze voor het reconstrueren van een beeld van een voorwerp van een berekende-tomografieafbeeldingssysteem met een detectorrangschikking en een stralingsbron, waarbij een boog van de detectorrangschikking niet concentrisch is met een brandpunt van de stralingsbron. Deze werkwijzen omvatten aftasten van het voorwerp met
20 het berekende-tomografieafbeeldingssysteem onder gebruikmaking van schroefvormige verkrijging of verkrijging met halve aftasting teneinde een stel projectiegegevens te verkrijgen. Het stel projectiegegevens wordt gewogen in overeenstemming met een gewichtsfunctie w' , die is afgeleid van een gewichtsfunctie w voor een oorspronkelijke geometrie waarbij de boog van de detectorrangschikking concentrisch is met
30 het brandpunt van de stralingsbron. De werkwijze omvat voorts opnieuw opslaan van het stel projectiegegevens in een stel parallelle gegevensreeksen en reconstrueren van een beeld onder toepassing van het stel parallelle gegevensreeksen.

35 In nog een ander aspect van de onderhavige uitvinding is er een berekende-tomografieafbeeldingssysteem verschaft met een detectorrangschikking en een stralingsbron, waarbij een boog van de detectorrangschikking niet concentrisch is met een brandpunt van de stra-

lingsbron. Het afbeeldingssysteem is ingericht om een voorwerp af te tasten teneinde een reeks projectiegegevens te verkrijgen, een geometrische correctie uit te voeren van het stel projectiegegevens volgens een gecorrigeerde waaierhoek, en om een beeld te reconstrueren
5 onder toepassing van het gecorrigeerde stel projectiegegevens.

In nog weer andere configuraties van de onderhavige uitvinding is er een berekende-tomografieafbeeldingssysteem verschaft met een detectorrangschikking en een stralingsbron, waarbij een boog van de detectorrangschikking niet concentrisch is met een brandpunt van de
10 stralingsbron. Het afbeeldingssysteem is ingericht om het voorwerp af te tasten onder gebruikmaking van stap-en-vuuraftasting zonder toepassing van een gewichtsfunctie voor het verkrijgen van een stel projectiegegevens, opnieuw opslaan van het stel projectiegegevens in een stel parallelle gegevensreeksen, en reconstrueren van een beeld onder
15 toepassing van het stel parallelle gegevensreeksen.

Uiteenlopende configuraties van de onderhavige uitvinding verschaffen een berekende-tomografieafbeeldingssysteem met een detectorrangschikking en een stralingsbron, waarbij een boog van de detectorrangschikking niet concentrisch is met een brandpunt van de stralingsbron. Het afbeeldingssysteem is ingericht om het voorwerp af te
20 tasten onder gebruikmaking van schroefvormige verkrijging of verkrijging met halve aftasting, teneinde een stel projectiegegevens te verkrijgen en het stel projectiegegevens te wegen in overeenstemming met een gewichtsfunctie w' , die is afgeleid van een gewichtsfunctie w
25 voor een oorspronkelijke geometrie waarbij de boog van de detectorrangschikking concentrisch is met het brandpunt van de stralingsbron. Het afbeeldingssysteem is voorts ingericht om het stel projectiegegevens opnieuw op te slaan in een stel parallelle gegevensreeksen en een beeld te reconstrueren onder toepassing van het stel parallelle
30 gegevensreeksen.

Configuraties van de onderhavige uitvinding zijn nuttig bij het verminderen van artefacten in gereconstrueerde beelden wanneer een grotere portaalboring gewenst is. Ontwikkelkosten worden teruggebracht terwijl de flexibiliteit van een instelbare geometrie behouden
35 blijft door het mogelijk te maken om een detector te gebruiken die is ontworpen voor de oorspronkelijke geometrie. Afbeeldingsartefacten die anders zouden worden ingevoerd in gereconstrueerde beelden worden verminderd door configuraties van de onderhavige uitvinding.

Korte beschrijving van de tekening

Figuur 1 is een schetsmatig aanzicht van een CT-afbeeldings-systeem.

5 Figuur 2 is een schematisch blokdiagram van het systeem dat is weergegeven in Figuur 1.

Figuur 3 is een voorstelling van geometrieën met grote boring waarbij de detector en de buis verwijderd zijn geplaatst van een iso-centrum.

10 Figuur 4 is een andere voorstelling van de geometrie volgens Figuur 3, die aanvullende variabelen toont.

Figuur 5 geeft een lijn weer waarop interpolatie van een oorspronkelijk waaierbundelsinogram plaatsvindt in een heropslagprocédé in sommige configuraties.

15 Figuur 6 is een weergave van een geometrie met grote boring, die een röntgenbrandpunt uit focus toont, d.w.z. een waaierbundel behorende bij elk detectorelement is veranderd ten opzichte van het nominale ontwerp van de detectorrangschikking.

20 Figuur 7 geeft een lijn weer waarop opnieuw opslaan van waaierbundel naar parallelle bundel plaatsvindt, in enkele configuraties waarin een waaierhoek behorende bij elk detectorelement veranderd is.

25 Figuur 8 is een aftasting van een fantoom, uit de stand van de techniek, met een stap-en-vuurmodus zonder toepassing van een compensatie die wordt verschaft door configuraties van de onderhavige uitvinding.

Figuur 9 is een aftasting van een fantoom, soortgelijk aan dat van Figuur 8, waarbij compensatie wordt verschaft onder gebruikmaking van een configuratie volgens de onderhavige uitvinding.

30 Figuur 10 is een volgens de stand van de techniek gereconstrueerd beeld van een schroefvormig lichaamsfantoom zonder toepassing van schroefvormige gewichtsbijregelingsconfiguraties volgens de onderhavige uitvinding.

35 Figuur 11 is een gereconstrueerd beeld van een schroefvormig lichaamsfantoom, soortgelijk aan dat van Figuur 10, waarin een schroefvormige gewichtsbijregelconfiguratie volgens de onderhavige uitvinding is toegepast.

1027351

Gedetailleerde beschrijving van de uitvinding

In enkele bekende CT-afbeeldingssysteemconfiguraties projecteert een röntgenbron een waaiervormige bundel die wordt gecollimeerd teneinde te liggen in een X-Y-vlak van een Cartesisch coördinatensysteem dat in het algemeen een "afbeeldingvlak" wordt genoemd. De röntgenbundel gaat door een voorwerp dat wordt afgebeeld, zoals een patiënt. Nadat de bundel is verzwakt door het voorwerp treft deze op een reeks stralingsdetectoren. De intensiteit van de verzwakte stralingsbundel die wordt ontvangen bij de detectorrangschikking is afhankelijk van de verzwakking van een röntgenbundel door het voorwerp. Elk detectorelement van de rangschikking brengt een afzonderlijk elektrisch signaal voort dat een maat is voor de bundelintensiteit op de detectorplaats. De intensiteitsmetingen van alle detectoren worden afzonderlijk verzameld om een transmissieprofiel voort te brengen.

15 In CT-systemen van de derde generatie worden de röntgenbron en de detectorrangschikking gedraaid met een portaal binnen het afbeeldingsvlak en rond het af te beelden voorwerp, zodanig dat de hoek waaronder de röntgenbundel het voorwerp snijdt voortdurend verandert. Een groep röntgenverzwakkingsmetingen, d.w.z projectiegegevens, van 20 de detectorrangschikking onder een portaalhoek wordt een "aanzicht" genoemd. Een "aftasting" van het voorwerp omvat een stel aanzichten die zijn genomen onder verschillende portaalhoeken, of aanzichthoeken, tijdens een omwenteling van de röntgenbron en de detector.

In een axiale aftasting worden de projectiegegevens verwerkt 25 teneinde een beeld te construeren dat overeenkomt met een tweedimensionale plak die is genomen door het voorwerp. Een werkwijze voor het reconstrueren van het beeld uit een stel projectiegegevens wordt in de stand van de techniek de gefilterde terugprojectietechniek genoemd. Dit procédé zet de verzwakkingmetingen van een aftasting om in 30 gehele getallen die "CT-getallen" of "Hounsfield-eenheden" (HU) worden genoemd, die wordt gebruikt om de helderheid van een bijbehorend beeldpunt op een kathodestraalbuis of ander soort beeldscherm te besturen.

Teneinde de totale aftastingstijd te verminderen kan een 35 "schroefvormige" aftasting worden uitgevoerd. Teneinde een "schroefvormige" aftasting uit te voeren wordt de patiënt bewogen terwijl de gegevens voor het voorgeschreven aantal plakken worden verzameld. Een dergelijk systeem brengt een enkele schroefvorm voort uit een

schroefvormige aftasting met waaierbundel. De schroefvorm die wordt uitgetekend door de waaierbundel levert projectiegegevens op waaruit beelden in elke voorgeschreven plak kunnen worden gereconstrueerd.

Reconstructiealgoritmen voor schroefvormige aftasting gebruiken typisch schroefvormige wegingsalgoritmen die de verzamelde gegevens wegen als een functie van aanzichthoek en detectorkanaalindex. In het bijzonder worden, voorafgaand aan een gefilterd terugprojectieprocédé, de gegevens gewogen volgens een schroefvormige gewichtsfactor, die een functie is van zowel de portaalhoek als de detectorhoek. De gewogen gegevens worden vervolgens verwerkt teneinde CT-getallen voort te brengen en om een beeld te construeren dat overeenkomt met een tweedimensionale plak die is genomen door het voorwerp.

Om de totale verwervingstijd verder terug te brengen is meerplaks CT ingevoerd. In meersplaks CT worden op elk tijdstip meerdere rijen projectiegegevens tegelijkertijd verzameld. Indien gecombineerd met schroefvormige aftastingsmodus brengt het systeem een enkele schroefvorm van kegelbundelprojectiegegevens voort. Soortgelijk aan de enkelplaks-schroefvormige wegingsopzet kan een werkwijze worden afgeleid om het gewicht te vermenigvuldigen met de projectiegegevens, voorafgaand aan het gefilterde terugprojectiealgoritme.

Zoals hierin gebruikt dient een element dat of stap die is genoemd in het enkelvoud en waarbij wordt doorgegaan met het woord "een" te worden begrepen als sluite het de elementen of stappen in het meervoud niet uit, tenzij een dergelijke uitsluiting uitdrukkelijk wordt genoemd. Voorts zijn verwijzingen naar "een uitvoeringsvorm" van de onderhavige uitvinding niet bedoeld om te worden geïnterpreteerd als sluiten zij het bestaan uit van aanvullende uitvoeringsvormen die eveneens de genoemde kenmerken in zich opnemen.

Eveneens zoals hieronder gebruikt is de frase "reconstrueren van een beeld" niet bedoeld om uitvoeringsvormen van de onderhavige uitvinding uit te sluiten waarin gegevens die een beeld voorstellen worden opgewekt, maar geen beeld dat kan worden bekeken. Vele uitvoeringsvormen wekken echter (of zijn ingericht om op te wekken) ten minste één beeld op dat kan worden bekeken.

Onder verwijzing naar Figuur 1 en Figuur 2 is een meerplaks-aftastend afbeeldingssysteem, bijvoorbeeld een berekende-tomografie (CT)-afbeeldingssysteem 10, getoond als omvattende een portaal 12, representatief voor een CT-afbeeldingssysteem van de "derde genera-

tie". Portaal 12 heeft een stralingsbron 14 die een röntgenbuis 14 kan zijn (hierin ook röntgenbron 14 genoemd) die een bundel van straling 16 projecteert naar een detectorrangschikking 18 aan de tegenoverliggende zijde van portaal 12. (Configuraties van de onderhavige uitvinding zijn niet beperkt tot röntgenbronnen of röntgenstraling, hoewel de configuratie van CT-afbeeldingssystemen 10 die zijn getoond in Figuur 1 en 2 een röntgenbron en röntgenstraling toepast). Detectorrangschikking 18 wordt gevormd door meerdere rijen detectoren (niet getoond) die meerdere detectorelementen omvatten, die samen de straling waarnemen (d.w.z. geprojecteerde röntgenstralen in de hierin beschreven configuratie) die door een voorwerp gaat zoals een medische patiënt 22 tussen rangschikking 18 en bron 14. Elk detectorelement 20 brengt een elektrisch signaal voort dat de intensiteit van een erop treffende röntgenbundel voorstelt en kan derhalve worden gebruikt om de verzwakking van de bundel te schatten wanneer deze door voorwerp of patiënt 22 gaat. Tijdens een aftasting om röntgenprojectiegegevens te verkrijgen draaien portaal 12 en de daarin gemonteerde onderdelen rond een draaiingscentrum 24. Figuur 2 toont slechts een enkele rij detectorelementen (d.w.z. een detectorrij). Echter, meerplaksdetectorrangschikking 18 omvat meerdere parallelle detectorrijen van detectorelementen 20, zodanig dat projectiegegevens die behoren bij meerdere quasi-parallelle of parallelle plakken gelijktijdig tijdens een aftasting kunnen worden verzameld.

Draaiing van onderdelen op portaal 12 en de werking van röntgenbron 14 worden beheerst door een besturingsmechanisme 26 van CT-systeem 10. Besturingsmechanisme 26 omvat een röntgenbesturing 28 die vermogens- en tijdbesturingssignalen verschaft aan röntgenbron 14 en een portaalmotorbesturing 30 die de draaiingssnelheid en plaats van onderdelen op portaal 12 bestuurt. Een gegevensverwervingssysteem (DAS) 32 in besturingsmechanisme 26 bemonstert analoge gegevens uit detectorelementen 20 en zet de gegevens om in digitale signalen voor daaropvolgende verwerking. Een beeldreconstructor 34 ontvangt bemonsterde en gedigitaliseerde röntgegegevens uit DAS 32 en voert beeldreconstructie met hoge snelheid uit. Het gereconstrueerde beeld wordt aangeboden als een invoer aan een computer 36, die het beeld opslaat in een opslaginrichting 38. Beeldreconstructor 34 kan gespecialiseerde hardware zijn of computerprogramma's die worden uitgevoerd op computer 36.

Computer 36 ontvangt tevens bevelen en aftastparameters van een bedienend persoon via console 40 die een toetsenbord heeft. Een bijbehorende kathodestraalbuis of ander soort beeldscherm 42 maakt het de bedienende persoon mogelijk om het gereconstrueerde beeld en
5 andere gegevens van computer 36 waar te nemen. De door de bedienende persoon verschaft bevelen en parameters worden gebruikt door computer 36 om besturingssignalen en informatie te verschaffen aan DAS 32, röntgenbesturing 28 en portaalmotorbesturing 30. Daarenboven bedient computer 36 een tafelmotorbesturing 44, die een gemotoriseerde tafel
10 46 bestuurt teneinde patiënt 22 in portaal 12 te positioneren. In het bijzonder beweegt tafel 46 gedeelten van een patiënt 22 door portaalopening 48.

In een uitvoeringsvorm omvat computer 36 een massa-opslag-inrichting 50, bijvoorbeeld een diskettestation (CD-ROM-station, DVD-
15 station, magneto-optische schijf (MOD)-inrichting, of enige andere digitale inrichting met inbegrip van een netwerkverbindingsinrichting zoals een Ethernet-inrichting voor lezen van instructies en/of gegevens vanaf een door een computer leesbaar medium 52, zoals een diskette, een CD-rom, een DVD of een andere digitale bron zoals een net-
20 werk of het internet, alsmede nog te ontwikkelen digitale middelen. In een andere uitvoeringsvorm voert computer 37 instructies uit die zijn opgeslagen in harde programmatuur (niet getoond). Computer 36 is geprogrammeerd teneinde hierin beschreven functies uit te voeren, en zoals hierin gebruikt is de term computer niet beperkt tot slechts
25 die geïntegreerde schakelingen die in de stand van de techniek computers worden genoemd, maar verwijst breed naar computers, processoren, microbesturing, microcomputers, programmeerbare logische besturingen, toepassingsspecifieke geïntegreerde schakelingen en andere programmeerbare schakelingen, en deze termen worden hierin uitwisselbaar ge-
30 bruikt. Hoewel de hierboven genoemde specifieke uitvoeringsvorm verwijst naar een CT-systeem van derde generatie zijn de hierin beschreven werkwijzen evenzeer van toepassing op CT-systemen van vierde generatie (stationaire detector - draaiende röntgenbron) en CT-systemen van vijfde generatie (stationaire detector en röntgenbron). Aanvul-
35 lend wordt overwogen dat de voordelen van de uitvinding toekomen aan andere afbeeldingmodaliteiten dan CT. Aanvullend wordt overwogen dat, hoewel de hierin beschreven werkwijzen en toestellen zijn beschreven in een medische omgeving, de voordelen van de uitvinding toekomen aan

niet-medische afbeeldingssystemen zoals die systemen die typisch worden toegepast in een industriële omgeving of een transportomgeving, zoals bijvoorbeeld, maar niet beperkt tot, een bagage-aftaststelsel voor een luchthaven of andere vervoerscentrum.

5 In uiteenlopende configuraties van de onderhavige uitvinding en onder verwijzing naar Figuur 3 is een technisch effect van de onderhavige uitvinding het voortbrengen van een beeld of beelden van een patiënt of voorwerp 22 waarbij artefacten in het beeld of de beelden zijn teruggebracht. Het technische effect wordt verwezenlijkt
10 doordat een gebruiker een voorwerp of patiënt 22 aftast onder toepassing van een CT-afbeeldingssysteem 10 en CT-afbeeldingssysteem 10 bedient voor reconstrueren van beelden van het afgetaste voorwerp.

In sommige configuraties van de onderhavige uitvinding wordt een detectorrangschikking 18 die eerder is ontworpen voor de geometrie van een eerste CT-afbeeldingssysteem 10 met een eerste afmeting van portaalopening 48 toegepast in een tweede CT-afbeeldingssysteem 10 met een andere afmeting van portaalopening 40. In het tweede CT-afbeeldingssysteem 10 worden zowel röntgenbron 14 als detectorrangschikking 18 op een aanvullende afstand verwijderd geplaatst van een
15 isocentrum 54 ten opzichte van de geometrie van eerste CT-afbeeldingssysteem 10 teneinde daardoor toegang van een bedienende persoon te vergroten. Deze plaatsing maakt boog 56 van detectorrangschikking 18 van beeldingsinrichting 10 niet langer concentrisch met een
20 brandpunt van de röntgenstralen. Bijvoorbeeld is een brandpunt van röntgenbron 14 verplaatst vanaf een eerste punt 58 naar een tweede punt 60, en een middelpunt van detectorrangschikking 18 in lijn met isocentrum 54 is verplaatst vanaf een derde punt 62 naar een vierde punt 64. Enkele configuraties van de onderhavige uitvinding slaan
25 derhalve gegevens van oorspronkelijke waaierbundel 16 op in een stel parallelle gegevensreeksen, voorafgaande een reconstructie, teneinde een geometrische correctie op de waaierbundelgegevensreeksen toe te
30 passen. Onder verwijzing naar Figuur 3, Figuur 4 en Figuur 5 omvat het heropslagprocédé interpoleren van een sinogram van oorspronkelijke waaierbundel 16 langs een lijn die is gedefinieerd door middel van
35 een betrekking die wordt geschreven als:

$$\beta = \beta_0 - \gamma \quad (1)$$

waarin β_0 de hoek van isostraal 66 is, γ is de detectorwaaierhoek en β is de projectiehoek. Wanneer röntgenbuis 14 en detectorarrangschikking 18 terug worden geplaatst zoals weergegeven in Figuur 6 wordt de waaierhoek die behoort bij elk detectorelement 20 veranderd ten opzichte van het nominale ontwerp van detectorarrangschikking 18. In het algemeen is de nieuwe hoek γ' , met betrekking tot nieuwe posities 60 van buis 14 kleiner dan de oorspronkelijke hoek γ waarvan de referentie wordt bepaald met betrekking tot het daadwerkelijke brandpunt 68 van de detectorarrangschikking 18. De twee hoeken γ en γ' hangen samen via een betrekking die wordt geschreven als:

$$\gamma' = \tan^{-1} \frac{R \sin \gamma}{R \cos \gamma + \Delta_s + \Delta_d} \quad (2)$$

waarin R de afstand van de bron 14 naar het detectorelement 20 in de oorspronkelijke geometrie is (ook de boogstraal van detectorarrangschikking 18) en Δ_s en Δ_d de afstanden zijn waarover röntgenbron 14 respectievelijk detectorelement 20 terug worden verplaatst. Derhalve, en verwijzend naar Figuur 7, vindt de heropslag van waaier naar parallelle bundel in enkele configuraties plaats langs een lijn die wordt voorgesteld door een vergelijking die wordt geschreven als:

$$\beta = \beta_0 - \gamma' \quad (3)$$

Enkele configuraties van de onderhavige uitvinding herbemonsteren de parallelle monsters zodat deze op uniforme afstand liggen. D.w.z., de afstand van elke straal vanaf isocentrum 54 wordt bepaald, en de monsters worden naar uniforme afstand geïnterpoleerd. De afstand van elke straal naar isocentrum 54, t , wordt bepaald in overeenstemming met een betrekking die wordt geschreven als:

$$t = (r + \Delta_s) \sin \gamma' \quad (4)$$

waarin r de afstand van röntgenbron 14 naar isocentrum 54 in de oorspronkelijke geometrie is. Tijdens heropslag wordt de index s van de detectorarrangschikking 18 bepaald uit de afstand t tot isocentrum 54 in overeenstemming met een betrekking die wordt geschreven als:

1027351

$$s = \frac{1}{\Delta\gamma} \left\{ \sin^{-1} \left[\frac{t}{r + \Delta_s} \right] + \sin^{-1} \left[\frac{(\Delta_s + \Delta_d)t}{(R(r + \Delta_s))} \right] \right\} \quad (5)$$

5 waarin $\Delta\gamma$ de waaierhoek is tussen aangrenzende detectorelementen 20 in de oorspronkelijke geometrie. Beeldartefacten en vervorming worden door bijregeling geëlimineerd of beduidend verminderd, zoals getoond door het contrast tussen Figuur 8 en Figuur 9.

10 In enkele configuraties waarin de waaierbundelreconstructieformule wordt gebruikt worden de bovengenoemde betrekkingen gebruikt om een geometrische correctie op het stel waaierbundelgegevens te verschaffen volgens de gecorrigeerde waaierhoek γ' , door eerst de waaierbundelgegevens te interpoleren naar een stel waaierbundelgege-
15 vens op uniforme afstand. Het terugprojectieprocédé wordt in overeenstemming met de nieuwe geometrie uitgevoerd.

Configuraties van de onderhavige uitvinding die hierboven zijn besproken kunnen worden gebruikt bij stap-en-vuuraftasten waarbij
20 geen gewichtsfunctie wordt toegepast, alsmede configuraties die stap-en-vuurmodus gebruiken en waarbij een gewichtsfunctie wordt toegepast. In configuraties waarbij een gewichtsfunctie vereist is voor schroefvormige verkrijging of verkrijging met halve aftasting wordt de oorspronkelijke gewichtsfunctie bijgesteld teneinde artefacten te vermijden. Ter illustratie toont Figuur 10 schroefvormig verkregen
25 gegevens die zijn gereconstrueerd zonder juiste bijregeling voor de schroefvormige gewichten. Beeldartefacten zijn nogal duidelijk.

De gewichtsfunctie die wordt gebruikt in afbeeldingstoestel 10 met oorspronkelijke geometrie aanduidend met $w(\gamma, \beta, n)$, waarbij n de rijindex van detectorrangschikking 18 aanduidt wordt een nieuwe ge-
30 wichtsfunctie w' afgeleid uit de oorspronkelijke functie door vervanging van γ door γ' , waarbij γ' wordt gedefinieerd zoals in vergelijking (2):

$$w' = w(\gamma', \beta, n) \quad (6)$$

35 Figuur 11 toont dezelfde aftasting die is gereconstrueerd met de juiste gewichtsfunctie, hetgeen laat zien dat de schaduwartefact wordt geëlimineerd of aanzienlijk wordt teruggebracht.

1027351

Configuraties van de onderhavige uitvinding die hierboven zijn beschreven zijn enkelplaksconfiguraties van CT-afbeeldingssysteem 10 waarin een stel waaierbundelgegevens wordt gebruikt. Echter, vele configuraties van de onderhavige uitvinding zijn ook nuttig voor

5 meerplaks stellen kegelbundelgegevens wanneer een meerplaksdetector-rangschikking 18 wordt gebruikt. De vergelijkingen en betrekkingen die hierin zijn beschreven zijn evenzeer van toepassing op enkelplaks- en meerplaksconfiguraties, alsmede op zowel stellen waaierbundelgegevens als stellen kegelbundelgegevens. Derhalve kunnen algemene

10 nere configuraties van de onderhavige uitvinding worden beschreven als werkend op stellen projectiegegevens in plaats van beperkt te zijn tot hetzij stellen waaierbundelgegevens of stellen kegelbundelgegevens.

Het zal derhalve worden ingezien dat configuraties van de onderhavige uitvinding nuttig zijn bij verminderen van artefacten in gereconstrueerde beelden wanneer een grotere portaalboring gewenst is. Ontwikkelkosten worden verminderd terwijl de flexibiliteit van een regelbare geometrie behouden blijft door het mogelijk te maken dat een detector die is ontworpen voor de oorspronkelijke geometrie

20 wordt gebruikt. Beeldartefacten die anders zouden worden ingevoerd in gereconstrueerde beelden worden verminderd door configuraties van de onderhavige uitvinding. Meer in het algemeen zal worden gewaardeerd dat configuraties van de onderhavige uitvinding nuttig zijn in vele gevallen waarin een boog 56 van een detectorrangschikking 18 van een

25 afbeeldingssysteem 10 niet concentrisch is met een brandpunt van een röntgenbron 14.

Hoewel de uitvinding is beschreven in termen van uiteenlopende specifieke uitvoeringsvormen zullen de vaklui op het gebied erkennen dat de uitvinding kan worden toegepast met aanpassing binnen de geest

30 en de beschermingsomvang van de conclusies.

C O N C L U S I E S

1. Werkwijze voor reconstrueren van een beeld van een voorwerp
5 (22) van een berekende-tomografieafbeeldingssysteem (10) met een de-
tectorrangschikking (18) en een stralingsbron (14), waarbij een boog
(56) van de detectorrangschikking niet concentrisch is met een brand-
punt van de stralingsbron, waarbij de werkwijze omvat:

aftasten van het voorwerp met het berekende-tomografieaf-
10 beeldingssysteem voor het verkrijgen van een stel projectiegegevens;
uitvoeren van een geometrische correctie van het stel projec-
tiegegevens volgens een gecorrigeerde waaierhoek; en
reconstrueren van een beeld onder toepassing van het stel ge-
corrigeerde projectiegegevens.

15

2. Werkwijze volgens conclusie 1, waarbij uitvoeren van een
geometrische correctie omvat het interpoleren van het stel projectie-
gegevens naar een stel projectiegegevens op uniforme afstand.

20

3. Werkwijze volgens conclusie 1, waarbij uitvoeren van een
geometrische correctie omvat opnieuw opslaan van het stel projectie-
gegevens in een stel parallelle gegevensreeksen.

4. Werkwijze volgens conclusie 3, voorts omvattende opnieuw
25 bemonsteren van de parallelle gegevensreeksen zodanig dat de gege-
vensreeksen een uniforme afstand hebben.

5. Werkwijze voor het reconstrueren van een beeld van een
voorwerp (22) van een berekende-tomografieafbeeldingssysteem (10) met
30 een detectorrangschikking (18) en een stralingsbron (14), waarbij een
boog (56) van de detectorrangschikking niet concentrisch is met een
brandpunt van de stralingsbron, waarbij de werkwijze omvat:

aftasten van het voorwerp onder gebruikmaking van een stap-en-
vuuraftasting met het berekende-tomografieafbeeldingssysteem, zonder
35 toepassing van een gewichtsfunctie, teneinde een stel projectiegege-
vens te verkrijgen;

opnieuw opslaan van het stel projectiegegevens in een stel pa-
rallele gegevensreeksen; en

reconstrueren van een beeld onder toepassing van het stel parallelle gegevensreeksen.

6. Berekende-tomografieafbeeldingssysteem (10) met een detector-
5 torrangschikking (18) en een stralingsbron (14), waarbij een boog
(56) van de detectorrangschikking niet concentrisch is met een brand-
punt van de stralingsbron, waarbij het afbeeldingssysteem is inge-
richt om:

10 een voorwerp (22) af te tasten teneinde een stel projectiege-
gevens te verkrijgen;

een geometrische correctie van het stel projectiegegevens uit
te voeren volgens een gecorrigeerde waaierhoek; en

een beeld te reconstrueren onder toepassing van het gecorri-
geerde stel projectiegegevens.

15

7. Systeem (10) volgens conclusie 6, waarbij, teneinde een ge-
ometrische correctie uit te voeren, het systeem is ingericht om het
stel projectiegegevens te interpoleren naar een stel projectiegege-
vens op uniforme afstand.

20

8. Systeem (10) volgens conclusie 6, waarbij, teneinde een ge-
ometrische correctie uit te voeren, het systeem is ingericht om het
stel projectiegegevens opnieuw op te slaan in een stel parallelle
gegevensreeksen.

25

9. Berekende-tomografieafbeeldingssysteem (10) met een detec-
torrangschikking (18) en een stralingsbron (14), waarbij een boog
(56) van de detectorrangschikking niet concentrisch is met een brand-
punt van de stralingsbron, waarbij het afbeeldingssysteem is inge-
30 richt om:

het voorwerp (22) af te tasten teneinde een stel projectiege-
gevens te verkrijgen;

35 het stel projectiegegevens opnieuw op te slaan in een stel pa-
rallelle gegevensreeksen, met inbegrip van interpoleren van een sino-
gram langs een lijn die wordt gedefinieerd door een betrekking die
wordt geschreven als:

$$\beta + \beta_0 - \gamma'$$

waarin:

$$\gamma' = \tan^{-1} \left[\frac{R \sin \gamma}{R \cos \gamma + \Delta_s + \Delta_d} \right]$$

5
10
15
en β_0 een hoek is van een isostraal (66) van een stralingsbundel (16) uit de stralingsbron, γ is een detectorwaaierhoek, β is een projectiehoek, R is een afstand van stralingsbron naar detectorelement (20) in een oorspronkelijke geometrie waarbij een boog van de detector-rangschikking concentrisch is met een brandpunt van de stralingsbron, en Δ_s resp. Δ_d zijn afstanden waarover de stralingsbron respectievelijk het detectorelement zijn (verplaatst: bew.) vanaf hun respectieve posities in de oorspronkelijke geometrie;

de parallelle gegevensreeksen te herbemonsteren zodanig dat de gegevensreeksen een uniforme afstand hebben; en

een beeld te reconstrueren onder toepassing van het stel herbemonsterde parallelle gegevensreeksen.

20

10. Berekende-tomografieafbeeldingssysteem (22) (10: bew.) met een detectorrangschikking (18) en een stralingsbron (14), waarbij een boog (56) van de detectorrangschikking niet concentrisch is met een brandpunt van de stralingsbron, waarbij het afbeeldingssysteem is ingericht om:

25

het voorwerp (22) af te tasten onder gebruikmaking van stappen-vuuraftasten zonder toepassing van een gewichtsfunctie voor het verkrijgen van een stel projectiegegevens;

30

het stel projectiegegevens opnieuw op te slaan in een stel parallelle gegevensreeksen; en

een beeld te reconstrueren onder toepassing van het stel parallelle gegevensreeksen.

=====

35

Onderdelenlijst

10	Berekende-tomografie- (CT) -afbeeldingssysteem
12	Portaal
14	Stralingsbron of röntgenbuis
16	Stralingsbundel
18	Detectorrangschikking
20	Detectorelementen
22	Voorwerp of patiënt
24	Draaiingsmiddelpunt
26	Besturingsmechanisme
28	Röntgenbesturing
30	Portaalmotorbesturing
32	Gegevensverkijsingssysteem (DAS)
34	Beeldreconstructor
36	Computer
38	Opslaginrichting
40	Console
42	Beeldscherm
44	Tafelmotorbesturing
46	Tafel
48	Portaalopening
50	Massa-opslaginrichting
52	Door een computer leesbaar medium
54	Isocentrum
56	Boog
58	Eerste punt
60	Tweede punt
62	Derde punt
64	Vierde punt
66	Hoek van isostraal
68	Daadwerkelijk brandpunt

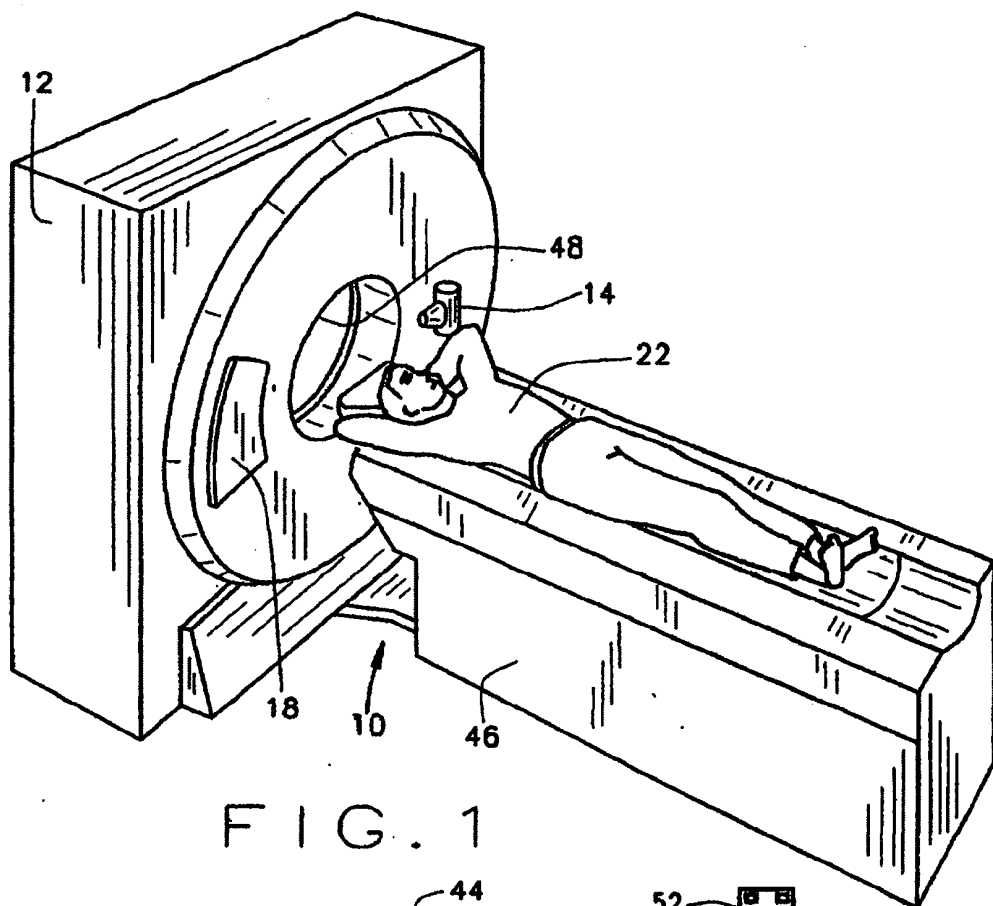


FIG. 1

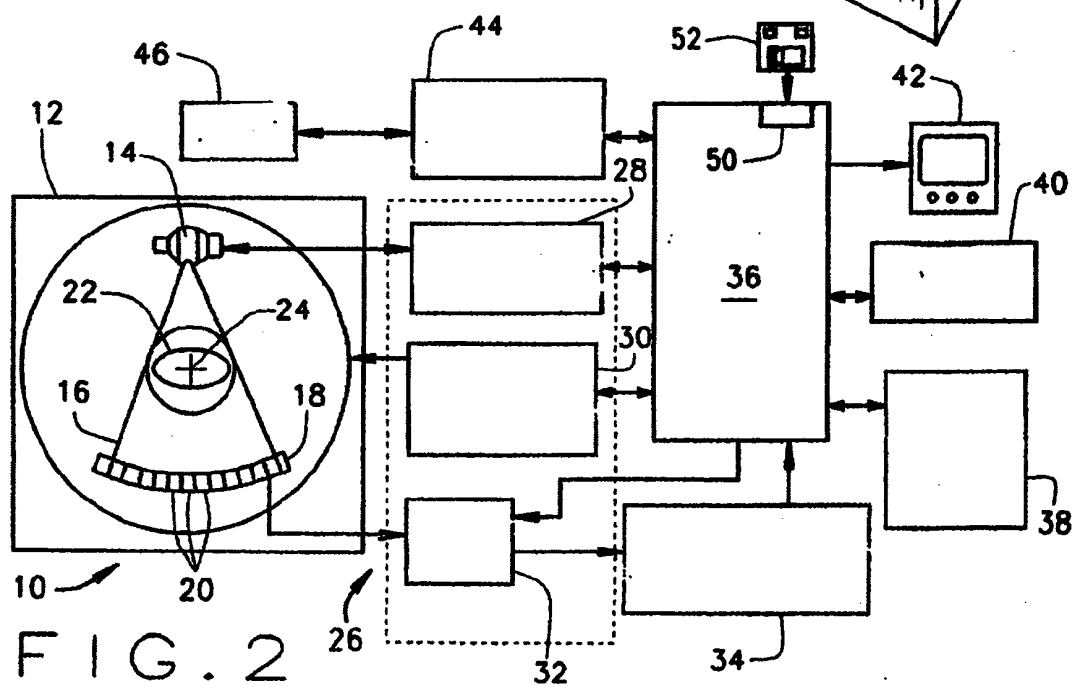


FIG. 2

1027351

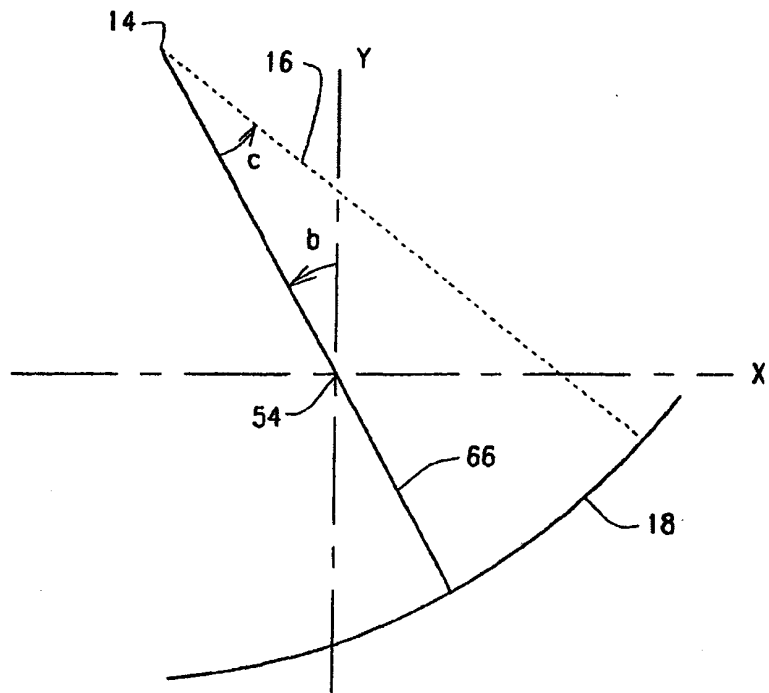


FIG. 4

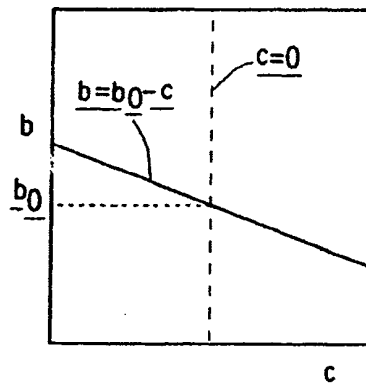


FIG. 5

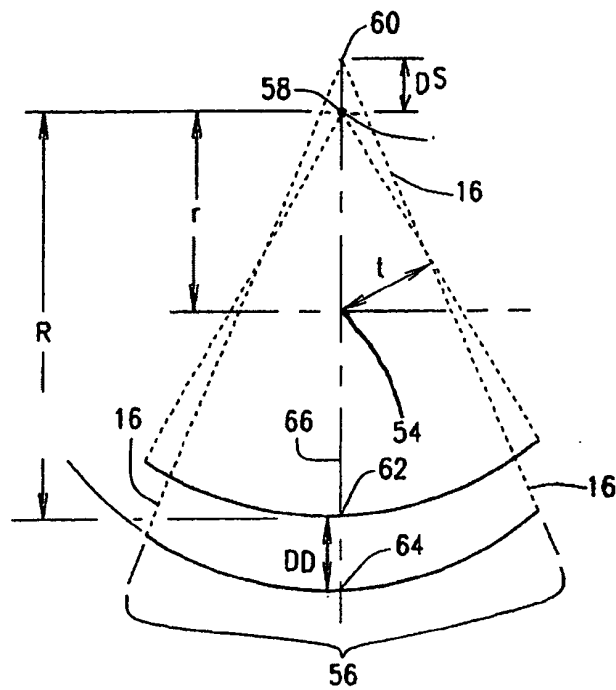


FIG. 3

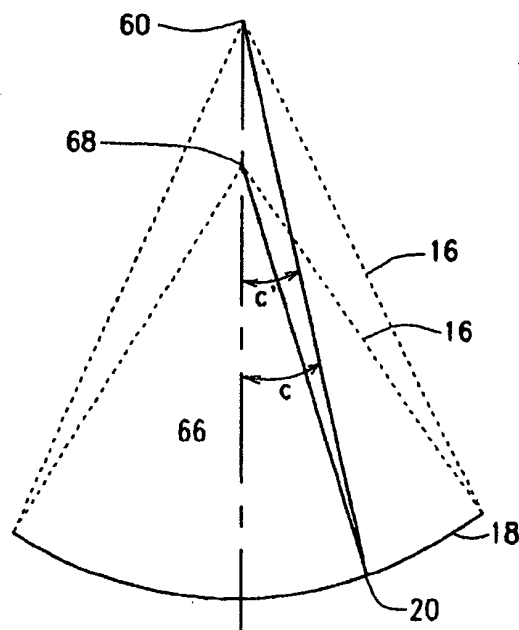


FIG. 6

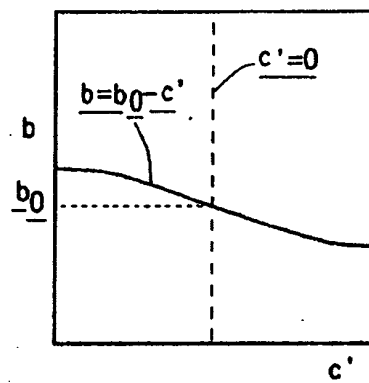


FIG. 7

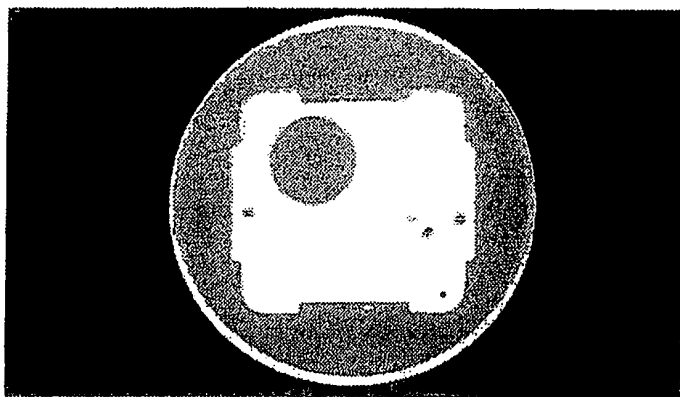


Fig. 8

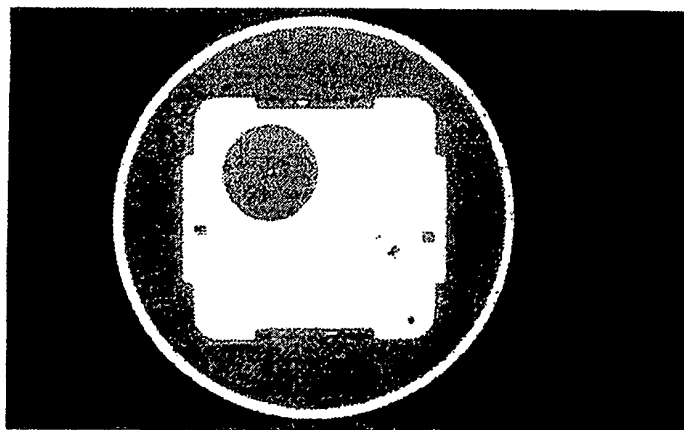


Fig. 9

1027351

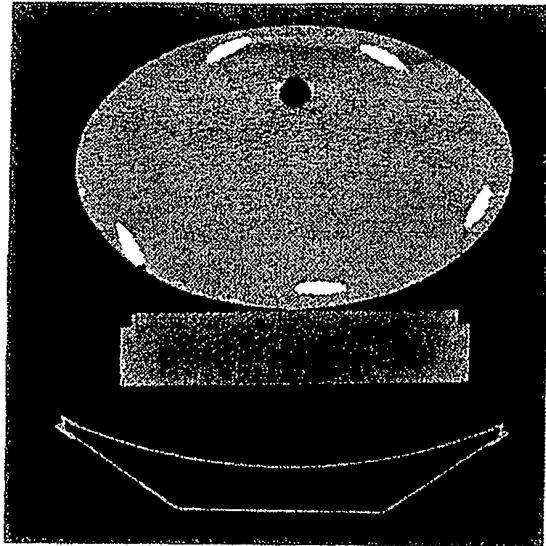


Fig. 10

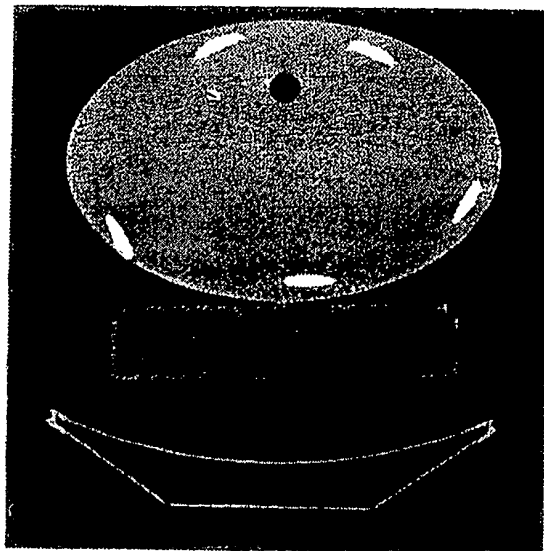


Fig. 11



RAPPORT BETREFFENDE HET ONDERZOEK NAAR DE STAND VAN DE TECHNIEK

Octroolaanvraag Nr.:

NO 135576

NL 1027351

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	M. KAROLCZAK ET AL.: "Implementation of a cone-beam reconstruction algorithm for the single-circle source orbit with embedded misalignment correction using homogeneous coordinates" MEDICAL PHYSICS, deel 28, nr. 10, oktober 2001 (2001-10), bladzijden 2050-2069, XP002355764 USA * bladzijde 2051, rechter kolom, regel 39 - bladzijde 2054, linker kolom, regel 50; figuur 3 *	1,15	G06T11/00
A	CAO Z ET AL: "Compensation for displacement of the focal point in cone beam single photon emission computed tomography reconstruction" INTERNATIONAL JOURNAL OF MEDICAL INFORMATICS, ELSEVIER SCIENTIFIC PUBLISHERS, SHANNON, IR, deel 44, nr. 2, april 1997 (1997-04), bladzijden 105-115, XP004262354 ISSN: 1386-5056 * bladzijde 106, linker kolom, regel 2 - rechter kolom, regel 7 * * bladzijde 107, linker kolom, regel 39 - rechter kolom, regel 1; figuur 3 * * bladzijde 109, rechter kolom, alinea 2.2. *	1-10	Onderzochte gebieden van de techniek G06T A61B
A	EP 0 861 631 A (SHIMADZU CORPORATION) 2 september 1998 (1998-09-02)		
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 24 November 2005	Vooronderzoeker (EOB) Perez Molina, E
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 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			

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

NO 135576
NL 1027351

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.

24-11-2005

In het rapport genoemd octrooigeschrift	Datum van publicatie	Overeenkomend(e) geschrift(en)	Datum van publicatie
EP 0861631 A	02-09-1998	CN 1191710 A	02-09-1998
		DE 69801937 D1	15-11-2001
		DE 69801937 T2	20-06-2002
		JP 3527381 B2	17-05-2004
		JP 10234724 A	08-09-1998
		US 6014420 A	11-01-2000