

(19)



Octrooi Centrum
Nederland

(11)

1032638

(12) C OCTROOI²⁰

(21) Aanvraag om octrooi: **1032638**

(51) Int.Cl.:

G01N23/04 (2006.01)

G06T11/00 (2006.01)

(22) Ingediend: **06.10.2006**

(30) Voorrang:
07.10.2005 JP 2005-295261

(41) Ingeschreven:
11.04.2007 I.E. 2007/06

(47) Dagtekening:
23.11.2007

(45) Uitgegeven:
01.02.2008 I.E. 2008/02

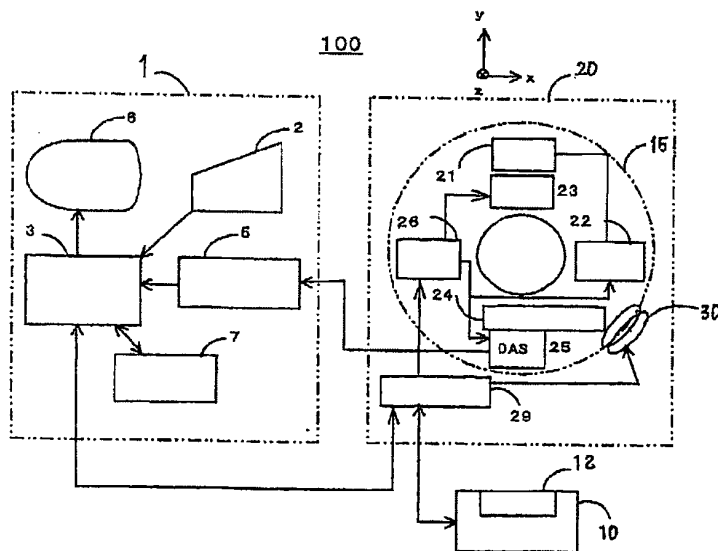
(73) Octrooihouder(s):
GE Medical Systems Global Technology Company, LLC te Waukesha, Wisconsin, Verenigde Staten van Amerika (US).

(72) Uitvinder(s):
**Akihiko Nishide te Hino (JP).
Akira Hagiwara te Hino (JP).
Kotoko Morikawa te Hino (JP).**

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

(54) **Beeldreconstructiewerkwijze en röntgen-CT-apparatuur.**

(57) De plakdikte van tomogrammen van röntgen-CT-apparatuur dient zo constant als praktisch mogelijk is in een xy-vlak te worden gehouden. In geprojecteerde gegevens wordt voorafgaande aan driedimensionale terugprojectie, na rij-directionele filterconvolutie van een röntgendetector (24), waarvan de filter-coëfficiënt kanaal voor kanaal is aangepast, driedimensionale terugprojectie uitgevoerd om beeldreconstructie te verkrijgen, teneinde daardoor de plakdikte van tomogrammen volgens de afstand vanaf het midden van het xy-vlak te besturen. De plakdikte wordt bestuurd om deze zo constant als praktisch mogelijk is te houden onafhankelijk van de afstand vanaf het midden om de beeldkwaliteit van tomogrammen te regelen. Verder wordt de relatieve dichtheid van afstanden op het reconstructievlak van röntgendetector-gegevens of op het reconstructievlak geprojecteerde projectiegegevens bestuurd door middel van het creëren van virtuele projectiegegevens, teneinde daardoor de beeldkwaliteit van tomogrammen te verbeteren.



NL C 1032638

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

Korte aanduiding: Beeldreconstructiewerkwijze en röntgen-CT-appara-
tuur.

De uitvinding heeft betrekking op een beeldreconstructiewerk-
wijze voor bijvoorbeeld röntgen-CT(computertomografie)apparatuur en
op röntgen-CT-apparatuur.

Voor het bewerkstelligen van beeldreconstructie van projectie-
5 gegevens, welke projectiegegevens zijn verkregen door middel van
schroefvormige aftasting, conventionele aftasting (axiale aftasting)
en cine-aftasting (een aantal malen aftasten van dezelfde positie in
drie richtingen om tomogrammen op verschillende tijdstippen te ver-
krijgen) op basis van een driedimensionale terugprojectiewerkwijze, is
10 röntgen-CT-apparatuur bekend, welke apparatuur beeldreconstructie op
basis van intacte geprojecteerde gegevens uitvoert op elke rij van een
multi-rijdetector (zie bijvoorbeeld JP-A nr. 2001).

De apparatuur van de hierboven beschreven configuratie was niet
in staat om besturing van plakdikten als opeenvolgende waarden in de
15 z-richting, ruisbesturing of artefactbesturing uit te voeren.

De plakdikten in het centrale deel en de omtreksdelen van
beeldreconstructie verschillen van elkaar en het is onmogelijk om
plakdikten op verschillende posities in het tomogramvlak te besturen.

Om in driedimensionale beeldreconstructie door middel van de
20 röntgen-CT-apparatuur pixelgegevens van de pixels van een beeld te be-
rekenen door gebruik te maken van röntgendetectorgegevens, die niet
alleen corresponderen met de x-richting maar ook met de z-richting,
wordt apparatuuraanpassing beoogd en om compatibel te zijn met ver-
schillende toepassingen, die vereisen, dat specifieke pixels een aan-
25 tal rijen van informatie hebben, is het noodzakelijk om driedimensio-
nale terugprojectiebewerking een aantal malen uit te voeren volgens de
hoeveelheid van betreffende informatie. Dit is echter een redundante
berekening.

Beeldreconstructieapparatuur, die geen flexibiliteit heeft, kan
30 projectiegegevens van elke rij dus niet vrijelijk op een gegeven pixel
terugprojecteren.

Wanneer een aantal rijen van betreffend pixel dient te worden
onderworpen aan terugprojectiebewerking, dient om deze reden de terug-
projectiebewerking een aantal malen te worden uitgevoerd volgens de
35 geometrische voorwaarde van gegevensverzameling voor betreffend aantal

rijen van projectiegegevens (de positionele relatie tussen de röntgen-opwekbron, de röntgendetector en het subject).

Om het hierboven vermelde probleem op te lossen, werd een driedimensionaal beeldreconstructiealgoritme, dat terugprojectiebewerking
5 in één rondgang mogelijk zou maken door het toevoegen van projectiegegevens van rijen van verschillende gegevensverzamelgeometrieën in een projectiegegevensruimte, noodzakelijk geacht.

Zoals bijvoorbeeld weergegeven in fig. 16, zijn meer in het bijzonder de bolvormige focus van een röntgenbuis 21, een röntgende-
10 tector 24 en de X-, Y- en Z-assen gedefinieerd. De in fig. 16 weergegeven röntgenbuis 21 en de detector 24 roteren rond de Z-as.

Fig. 17 is een aanzicht van de in fig. 16 weergegeven configuratie, gezien in de richting van de X-as. Met andere woorden is dit
aanzicht een YZ-vlak.

15 Er dient opgemerkt te worden, dat deze fig. 17 één voorbeeld van een specifieke waarnemingstijd toont, wanneer een beeld dient te worden geproduceerd op een positie, die met ofz (in z-richting buiten het midden; ook aangeduid als dz) ten opzichte van het midden van de detector in de z-richting op het moment van conventionele (axiale) re-
20 constructie of schroefvormige reconstructie is verschoven.

De beeldpositie, waarin reconstructie vervolgens dient te worden uitgevoerd in de richting van de Z-as, zoals weergegeven in fig. 17, wordt gerepresenteerd door een reconstructievlak p. In fig. 17
zijn van de rechte lijnen L, die de röntgenfocus van de röntgenbuis 21
25 en de röntgendetector 24 met elkaar verbinden, alleen de door het reconstructievlak p heengaande lijnen weergegeven.

Alleen de pixels op het reconstructievlak p, waardoorheen deze rechte lijn L gaat, zijn rechtstreeks relevant voor door de detector
12 gedetecteerde gegevens en gegevens op alle andere pixels worden ge-
30 creëerd door middel van de gewogen optelling van detectorgegevens, tussen welke elk van dergelijke pixels is gepositioneerd.

Fig. 18 is een aanzicht van het in fig. 17 getoonde gereconstrueerde vlak vanuit het xy-vlak.

In detail zijn pixels in de delen, die corresponderen met ge-
35 lijke afstanden tot de röntgenbuis 21 rechtstreeks relevant voor röntgendetectorgegevens en de gegevens op alle andere pixels worden gecreëerd door gewogen optelling van detectorgegevens, tussen welke elk van dergelijke pixels is gepositioneerd. Een rij van een projectielijn van een multi-rij röntgendetector, die een kromme heeft, zoals weerge-

geven in fig. 18, zal worden aangeduid als werkelijke boogvormprojectiegegevens rd.

Fig. 19 is een diagram, dat de geometrische relatie tussen virtuele detectorgegevens vd, de röntgenfocus, de detector en het reconstructievlak toont.

In de driedimensionale beeldreconstructie worden de door stippellijnen, zoals bijvoorbeeld weergegeven in fig. 19, aangegeven virtuele detectorgegevens vd gecreëerd uit door volgetrokken lijnen, zoals bijvoorbeeld weergegeven in fig. 18, aangegeven werkelijke detectorgegevens rd. De virtuele boogvormprojectiegegevens vd worden dus gecreëerd uit de werkelijke boogvormprojectiegegevens rd.

Deze door stippellijnen aangegeven virtuele projectiegegevens kunnen simuleren alsof gegevens in een dergelijke configuratie zijn verzameld.

Dergelijke door stippellijnen aangegeven virtuele projectiegegevens vd kunnen worden gecreëerd uit de door volgetrokken lijnen aangegeven werkelijke röntgendetectorgegevens rd door middel van een proces van gewogen optelling of ander proces.

Gezien vanuit het YZ-vlak hebben de door stippellijnen aangegeven virtuele detectorgegevens vd een configuratie, zoals bijvoorbeeld is weergegeven in fig. 20. Gezien vanuit het xy-vlak hebben deze gegevens een configuratie, zoals bijvoorbeeld is weergegeven in fig. 21.

Door middel van het creëren van de hierboven beschreven virtuele gegevens vd uit de werkelijke röntgendetectorgegevens rd door middel van een proces van gewogen optelling of een ander proces, het invoeren daarvan als ingangsgegevens in driedimensionale beeldreconstructieapparatuur en het voorzien van de driedimensionale beeldreconstructieapparatuur van informatie over een dergelijke gevirtualiseerde detectorconfiguratie, gegevens van de röntgendetectorconfiguratie zoals weergegeven in bijvoorbeeld fig. 17, kan een beeld worden gereconstrueerd in de röntgendetectorconfiguratie zoals weergegeven in fig. 20.

Wanneer twee reconstructievlakken p1 en p2 zijn gedefinieerd en bij elkaar zijn opgeteld, zoals bijvoorbeeld is weergegeven in fig. 22, wordt bij driedimensionale beeldreconstructie verder de driedimensionale beeldreconstructie twee maal uitgevoerd om twee beelden te reconstrueren en deze beelden worden bij elkaar opgeteld.

Het is echter redundant om driedimensionale beeldreconstructie twee maal uit te voeren. Aangezien de optelling kan worden bewerksteld

ligd in de projectiegegevensruimte, is het mogelijk om de bewerkingshoeveelheid van driedimensionale beeldreconstructie te verminderen.

In actuele werking worden met betrekking tot het reconstructievlak p1 de werkelijke boogvormprojectiegegevens rd verkregen zoals
5 bijvoorbeeld is weergegeven in fig. 23(a) en (b).

Met betrekking tot het reconstructievlak p2 worden de virtuele boogvormprojectiegegevens vd gecreëerd, zoals bijvoorbeeld is weergegeven in fig. 24(a) en (c).

Aangezien de in fig. 24(a) en (c) weergegeven virtuele boogvormprojectiegegevens vd bijvoorbeeld zodanig aan een gewogen optelling worden onderworpen teneinde identiek te zijn aan de in fig. 23(b) en fig. 24(b) weergegeven werkelijke boogvormprojectiegegevens rd, is het mogelijk om de projecties van de reconstructievlakken p1 en p2 op te tellen voorafgaande aan de driedimensionale beeldreconstructie, en
15 de bewerking van driedimensionale beeldreconstructie om de twee reconstructievlakken op te tellen kan daardoor in één ronde worden bewerkstelligd.

Verder kunnen zoveel vlakken van projectiegegevens worden opgeteld als gewenst is, en het is ook mogelijk om weging te gebruiken om
20 deze vlakken in elke gewenste balans op te tellen en daardoor een gewogen optelling te bewerkstelligen. Soortgelijke effecten kunnen ook worden verkregen met parallelle projectiegegevens.

Hieronder zullen twee problemen worden besproken.

Probleem met beeldreconstructieapparatuur zonder flexibiliteit.

25 Zoals hierboven is beschreven, is het bij de apparatuuraanpassing van driedimensionale beeldreconstructie niet mogelijk om driedimensionale terugprojectie te bewerkstelligen door middel van het vrijelijk creëren van virtuele boogvormprojectiegegevens uit projectiegegevens van verschillende rijen in verschillende patronen voor elk
30 aanzicht.

Met andere woorden zijn algemene schroefvormige projectiegegevens of conventionele (axiale) projectiegegevens, waarin virtuele boogvormprojectiegegevens afwezig zijn, compatibel met een apparatuuraanpassing van driedimensionale beeldreconstructie.

35 Voor dergelijke schroefvormige projectiegegevens wordt de bewegingssnelheid van de tabel afgeleid uit de schroefpitchinformatie, de breedte van elke röntgendetector in de z-richting en het aantal detectorrijen.

40 Dergelijke informatie-items zijn echter gefixeerd totdat de fotografische toestanden eenmaal zijn bepaald voor een sequentie van ge-

gevens, en het geometrische systeem van driedimensionale beeldreconstructie wordt bepaald door de afstand dz vanaf het midden van de detectorrij tot de Z-positie van het beeld om de parameters van driedimensionale beeldreconstructie te berekenen en te bepalen.

5 De uitdrukking van betreffend geometrisch systeem op het xy-vlak zou kunnen zijn zoals bijvoorbeeld weergegeven in fig. 25(a) tot (f). In fig. 25(a) tot (f) is omwille van beknoptheid van de beschrijving de rotatierichting uitgedrukt in een vaste hoek, maar in werkelijkheid is de juiste vorm daarvan een toestand van geroteerd te
10 zijn over een equivalent van de hoek in de rotatierichting op het xy-vlak.

In het hierboven beschreven geval varieert dz in de z-richting volgens het aanzicht en de positie van één-rij equivalent van boogvormprojectiegegevens, die passen bij het reconstructievlak op het
15 xy-vlak, varieert volgens deze dz .

Met andere woorden, des te groter de absolute waarde van dz des te dichter de één-rij equivalentie van boogvormprojectiegegevens op het reconstructievlak p en des te kleiner de waarde van dz , des te spaarzamer de gegevens.

20 In de apparatuur voor driedimensionale beeldreconstructie zonder flexibiliteit, wordt het röntgen-geometrische systeem in elk aanzicht dus door de gegeven schroefpitch, de dikte van de detectorcellen in de Z-richting en het aantal plakken vastgelegd.

Op overeenkomstige wijze wordt ook in conventionele (axiale)
25 aftasting het röntgen-geometrische systeem daarvan, namelijk de relatieve dichtheid van de boogvormprojectiegegevens op het reconstructievlak, door dz vastgelegd.

De boogvormprojectiegegevens kunnen dus niet op effectieve wijze worden gebruikt in apparatuur (of programmatuur) voor driedimen-
30 sionale beeldreconstructie zonder flexibiliteit in het creëren van virtuele boogvormprojectiegegevens, zoals gewenst is. Als resultaat daarvan kan geen tomogram van adequate beeldkwaliteit aan beeldreconstructie worden onderworpen.

Om deze reden is er vraag naar apparatuur, die beelden met hoge
35 nauwkeurigheid kan reconstrueren door gebruik te maken van boogvormprojectiegegevens op beeldreconstructieapparatuur of -programmatuur.

Overigens bestaat er in een gemeenschappelijk driedimensionale beeldreconstructiealgoritme of een gemeenschappelijk Feldkamp-beeldreconstructiealgoritme het probleem van inconsistentie in het weegproces
40 van de kegelbundelreconstructieweegcoëfficiënt. Dit is het gevolg van

de relatieve dichtheid van boogvormprojectiegegevens afhankelijk van de waarde van dz , zoals hierboven vermeld.

In een beeldreconstructiealgoritme, dat tegengestelde gegevens gebruikt door het onderwerpen van de tegengestelde gegevens aan gewogen optelling, wordt dit in meer detail uitgevoerd door middel van het onderwerpen van op pixels op het reconstructievlak te projecteren gegevens aan gewogen optelling onder gebruikmaking van gegevens, die met 180° in fase verschillen. Er zal een inconsistentie optreden tenzij de som van verschillende weegfuncties op het moment van creatie door gewogen optelling 1,0 is, resulterend in een inconsistentie in de uniformiteit van artefacten en CT-waarden op het tomogram.

Pixels, die niet rechtstreeks overeenstemmen met de boogvormprojectiegegevens rd op het in fig. 25 weergegeven reconstructievlak p en die tussen de boogvormprojectiegegevens rd zijn gepositioneerd, worden bijvoorbeeld gecreëerd uit de boogvormprojectiegegevens rd , waartussen de pixels zijn gepositioneerd, door middel van gewogen optelling.

Wanneer de weegfunctie van de kegelbundelreconstructieweegcoëfficiënt op dat moment sterk varieert, zal de som van weegfuncties van pixels van 1,0 verschillen indien er een verschil in relatieve dichtheid ten opzichte van de tegengestelde gegevens is. Dit resulteert in een inconsistentie in weegproces.

Een beschrijving zal worden gegeven onder verwijzing naar fig. 26. Zoals daarin getoond, worden tussen boogvormprojectiegegevens met gewogen optelling gepositioneerde pixels onderworpen aan beeldreconstructie na creatie door gewogen optelling bij de boogvormprojectiegegevens, waartussen de pixels zijn gepositioneerd. Indien de weegfunctie van de kegelbundelreconstructieweegcoëfficiënt reeds is toegepast op de boogvormprojectiegegevens, wordt daardoor ook de weegcoëfficiënt van de kegelbundelreconstructieweging ook bepaald door gelijktijdige gewogen optelling.

Indien deze gewogen optelling een lineair gewogen optelling is en de weegfunctie van de oorspronkelijke kegelbundelreconstructieweegcoëfficiënt niet-lineair is, zal er een verschil ten opzichte van de lineair gewogen optelling optreden, hetgeen resulteert in een inconsistentie.

Wanneer bijvoorbeeld weging met de kegelbundelreconstructieweegcoëfficiënt wordt berekend voor elk pixel op het moment van driedimensionale beeldreconstructie of gewogen optelling soortgelijk in vorm als de weegfunctie wordt uitgevoerd, zal er geen inconsisten-

tie optreden maar zal een dergelijke bewerking complexe driedimensionale beeldreconstructiebewerking vereisen. De berekeningsbelasting zal dus te groot worden om realistisch te zijn.

Om deze reden brengt een gemeenschappelijk Feldkamp-beeldreconstructiealgoritme het probleem van inconsistentie met betrekking tot weging met zich mee.

Een doel van de onderhavige uitvinding is het verbeteren van de hierboven vermelde problemen en het verschaffen van een beeldreconstructiewerkwijze en röntgen-CT-apparatuur voor het uitvoeren van driedimensionale beeldreconstructie, die in staat is beeldreconstructie van tomogrammen van hoge beeldkwaliteit of beeldreconstructie van tomogrammen van gewenste beeldkwaliteit te verkrijgen.

De uitvinding maakt het mogelijk om met betrekking tot projectiegegevens voorafgaande aan driedimensionale terugprojectie de plakdikte van tomogrammen volgens de afstand vanaf het midden van het xy-vlak te besturen door middel van het toepassen van een filterconvolutie in de detectorrijrichting (z-richting), waarvan de coëfficiënt voor elk kanaal wordt aangepast, of door middel van het zo constant als praktisch mogelijk is houden van de plakdikte ongeacht de afstand vanaf het midden.

Volgens het eerste aspect verschaft de uitvinding een beeldreconstructiewerkwijze voor het reconstrueren van een tomogram op basis van projectiegegevens, die zijn verzameld door een multi-rij röntgendetector voor het detecteren van door een röntgenopwekmiddel uitgestraalde röntgenstralen, waarbij de beeldreconstructiewerkwijze omvat: een eerste stap van het toepassen van een rij-directionele filterconvolutie op de projectiegegevens; een tweede stap van het uitvoeren van een reconstructiefunctieconvolutie op de door de eerste stap verkregen gegevens; en een derde stap van het reconstrueren door middel van het uitvoeren van een driedimensionaal terugprojectieproces op basis van door de tweede stap verkregen gegevens.

Door middel van de hierboven beschreven beeldreconstructiewerkwijze volgens het eerste aspect kan de plakdikte worden bestuurd door middel van het uitvoeren van een rij-directionele filterconvolutie op projectiegegevens en de mogelijkheid om de plakdikte te besturen maakt verbetering in termen van ruis en artefacten mogelijk.

Volgens het tweede aspect verschaft de uitvinding een beeldreconstructiewerkwijze voor het reconstrueren van een tomogram op basis van projectiegegevens, die zijn verzameld door een multi-rij röntgendetector voor het detecteren van door een röntgenopwekmiddel uitge-

straalde röntgenstralen, waarbij de beeldreconstructiewerkwijze omvat: een eerste stap van het toepassen van een reconstructiefunctieconvolutie op de projectiegegevens; een tweede stap van het uitvoeren van een rij-directionele filterconvolutie op de door de eerste stap
5 verkregen gegevens; en een derde stap van het reconstrueren door middel van het uitvoeren van een driedimensionaal terugprojectieproces op basis van door de tweede stap verkregen gegevens.

Door middel van de beeldreconstructiewerkwijze volgens het tweede aspect kan de plakdikte worden bestuurd door het uitvoeren van
10 rij-directionele filterconvolutie na de reconstructiefunctieconvolutie, en de mogelijkheid om de plakdikte te besturen maakt verbetering in termen van ruis en artefacten mogelijk.

Volgens het derde aspect verschaft de uitvinding de beeldreconstructiewerkwijze volgens het eerste of tweede aspect, gekenmerkt
15 doordat gegevens worden verzameld door middel van conventionele aftasting (axiale aftasting), schroefvormige aftasting of cine-aftasting.

Door middel van de hierboven beschreven beeldreconstructiewerkwijze volgens het derde aspect kan de plakdikte worden bestuurd door middel van conventionele aftasting (axiale aftasting), schroefvormige
20 aftasting of cine-aftasting of door middel van rij-directionele filterconvolutie na de reconstructiefunctieconvolutie, en de mogelijkheid om de plakdikte te besturen maakt verbetering in termen van ruis en artefacten mogelijk.

Volgens het vierde aspect verschaft de uitvinding de beeldreconstructiewerkwijze volgens enig aspect van de eerste tot derde aspecten, gekenmerkt doordat een filtercoëfficiënt van de rij-directionele filter van kanaal tot kanaal van de multi-rij röntgendetector
25 verschilt.

Door de hierboven beschreven beeldreconstructiewerkwijze volgens het vierde aspect maakt het verschil van een filtercoëfficiënt van de rij-directionele filtering van kanaal tot kanaal het mogelijk
30 dat de plakdikte in het midden en aan de omtrekken van reconstructie gelijk zijn, wanneer projectiegegevens aan rij-directionele filtering worden onderworpen. Ook maakt de mogelijkheid om de plakdikte te besturen verbetering in termen van ruis en artefacten mogelijk.
35

Volgens het vijfde aspect verschaft de uitvinding de beeldreconstructiewerkwijze volgens enig aspect van de eerste tot vierde aspecten, gekenmerkt doordat een filtercoëfficiënt van de rij-directionele filtering van rij tot rij van de multi-rij röntgendetector
40 schilt.

Door de hierboven beschreven beeldreconstructiewerkwijze volgens het vijfde aspect kan aanpassing van beeldkwaliteit door verschillen in de röntgenkegelhoek worden uitgevoerd, aangezien rij-directionele filterconvolutie, waarbij de filtercoëfficiënt van rij tot rij verschilt, wordt uitgevoerd, in het bijzonder in conventionele aftasting (axiale aftasting).

Volgens het zesde aspect verschaft de uitvinding de beeldreconstructiewerkwijze volgens enig aspect van de eerste tot vijfde aspecten, gekenmerkt doordat de filtercoëfficiënt van de rij-directionele filtering een deconvolutiefiltering is.

Door de hierboven beschreven beeldreconstructiewerkwijze volgens het zesde aspect kan de plakdikte van elke rij kleiner worden gemaakt, aangezien rij-directionele filter deconvolutie rij voor rij wordt uitgevoerd.

Volgens het zevende aspect verschaft de uitvinding de beeldreconstructiewerkwijze volgens enig aspect van de eerste tot zesde aspecten, gekenmerkt doordat, wanneer de driedimensionale terugprojectiebewerking dient te worden uitgevoerd, gewogen optelling in de rijrichting door lineair gewogen optelling, multi-punt gewogen optelling of gewogen optelling met een niet-lineaire gewogen-optellingscoëfficiënt, wordt uitgevoerd.

Door middel van de beeldreconstructiewerkwijze volgens het zevende aspect zijn "beeldkwaliteitsverbetering van tomogrammen", "besturing om de plakdikte klein te doen zijn" en dergelijke mogelijk gemaakt, wanneer gewogen optelling in de rijrichting dient te worden bewerkstelligd door middel van multi-punt gewogen optelling of gewogen optelling met een niet-lineaire gewogen-optellingscoëfficiënt.

Volgens het achtste aspect verschaft de uitvinding de beeldreconstructiewerkwijze volgens enig aspect van de eerste tot zevende aspecten, gekenmerkt doordat, wanneer de driedimensionale terugprojectiebewerking dient te worden uitgevoerd, projectiegegevens van een röntgendetectorrij, gevirtualiseerd uit de projectiegegevens door de röntgendetector, worden gecreëerd door middel van gewogen optelling of rij-directionele filtering, en driedimensionale terugprojectiebewerking wordt bewerkstelligd, die ook de projectiegegevens van de door de gewogen optelling gecreëerde gevirtualiseerde röntgendetectorrij bestrijkt.

Door de röntgenreconstructiewerkwijze volgens het achtste aspect kunnen actuele en virtuele rijen van röntgendetectorgegevens of projectiegegevens op nauwkeurige wijze worden vermenigvuldigd met ke-

gelbundelweegcoëfficiënten, resulterend in tomogrammen van hoge beeldkwaliteit, aangezien de projectiegegevens van de gevirtualiseerde detectorrij worden gecreëerd door middel van gewogen optelling of rij-directionele filtering en driedimensionale beeldreconstructie wordt
5 uitgevoerd.

Volgens het negende aspect verschaft de uitvinding de beeldreconstructiewerkwijze volgens het achtste aspect, door middel waarvan, wanneer de driedimensionale terugprojectiebewerking wordt uitgevoerd, de bewerking zodanig wordt uitgevoerd dat, indien de projectiegegevens
10 van de röntgendetector en de door gewogen optelling of rij-directionele filtering van de gevirtualiseerde röntgendetector gecreëerde virtuele projectiegegevens in combinatie worden aangepast aan het reconstructievlak, het interval op het reconstructievlak, waarin projectiegegevens, die projectiegegevens in een gegeven richting en de virtuele
15 projectiegegevens combineren, zijn aangepast, in hoofdzaak gelijk is aan het interval op het reconstructievlak, waarin projectiegegevens, die projectiegegevens in een met 180° tegengestelde richting en de virtuele projectiegegevens combineren, zijn aangepast.

Aangezien het door middel van de hierboven beschreven beeldreconstructiewerkwijze volgens het negende aspect mogelijk is om het interval van gecombineerde werkelijke en virtuele projectiegegevens in een gegeven richting op het reconstructievlak in hoofdzaak gelijk te doen zijn aan het interval van gecombineerde werkelijke en virtuele projectiegegevens in een met 180° tegengestelde richting op het reconstructievlak, wordt de som van kegelbundelreconstructieweegcoëfficiënten, namelijk de som van gegevens in één richting en die in een met 180° tegenovergestelde richting, de gehele tijd ongeveer op één gehouden en bestaat er geen inconsistentie in weegfunctie en is het aantal artefacten in de tomogrammen, die driedimensionale reconstructie hebben ondergaan, gereduceerd, hetgeen ook resulteert in verbeterde uniformiteit van CT-waarden in het reconstructievlak.
20
25
30

Volgens het tiende aspect verschaft de uitvinding de beeldreconstructiewerkwijze volgens het negende aspect, gekenmerkt doordat het totale aantal projectiegegevensrijen, die de combinatie is van het
35 aantal projectiegegevens van de röntgendetectorrijen en het aantal projectiegegevens van de gevirtualiseerde röntgendetectorrijen, wordt geoptimaliseerd in elke projectierichting (kijkrichting) en 180° op de projectierichting of de richting die met in hoofdzaak 180° tegengesteld daaraan is.

Door middel van de hierboven beschreven beeldreconstructiewerkwijze volgens het tiende aspect kunnen tomogrammen van hoge beeldkwaliteit worden verkregen in een korte beeldreconstructieperiode, aangezien het totale aantal projectiegegevensrijen, dat de combinatie is van het aantal projectiegegevens van de röntgendetectorrijen en het aantal projectiegegevens van de gevirtualiseerde röntgendetectorrijen, is geoptimaliseerd in elke projectierichting (kijkrichting) en in een richting die onder een hoek met 180° op de projectierichting staat, of de richting die in hoofdzaak over 180° daaraan tegenovergesteld is.

10 Volgens het elfde aspect verschaft de uitvinding de beeldreconstructiewerkwijze volgens het achtste aspect gekenmerkt doordat alle projectierichtingen (kijkrichtingen) zijn gelijkgeschakeld in elke projectierichting (kijkrichting) op het maximum van het aantal projectiegegevensrijen, dat een combinatie is van het aantal projectiegegevens van de röntgendetectorrijen en het aantal projectiegegevens van de gevirtualiseerde röntgendetectorrijen.

Aangezien het totale aantal projectiegegevensrijen, dat een combinatie is van het aantal projectiegegevens van de röntgendetectorrijen en het aantal projectiegegevens van de gevirtualiseerde röntgendetectorrijen in elke projectierichting (kijkrichting) is aangepast aan het maximum in elke projectierichting, kunnen door middel van de beeldreconstructiewerkwijze volgens het hierboven beschreven elfde aspect tomogrammen van hoge beeldkwaliteit worden verkregen.

Volgens het twaalfde aspect verschaft de uitvinding röntgen-CT-apparatuur met een röntgenopwekmiddel; een multi-rij röntgendetector, die door het röntgenopwekmiddel uitgestraalde röntgenstralen detecteert; een gegevensverzamelmiddel, dat projectiegegevens verzamelt door middel van het roteren van het röntgenopwekmiddel en de multi-rij röntgendetector rond een rotatiemidden tussen het röntgenopwekmiddel en de multi-rij röntgendetector; een rij-directioneel filteringsmiddel voor het uitvoeren van een rij-directionele filterconvolutie op de door het gegevensverzamelmiddel verzamelde projectiegegevens; een reconstructieconvolutiemiddel voor het uitvoeren van een reconstructiefunctieconvolutie op de door het rij-directionele filteringsmiddel verkregen projectiegegevens; en een terugprojectiemiddel voor het reconstrueren van een tomogramaanzicht door middel van het driedimensionaal terugprojecteren van de door het reconstructieconvolutiemiddel verkregen projectiegegevens.

In de röntgen-CT-apparatuur volgens het hierboven beschreven twaalfde aspect kan de plakdikte worden bestuurd door middel van het

uitvoeren van een rij-directionele filterconvolutie op projectiegegevens en de mogelijkheid om de plakdikte te besturen maakt verbetering in termen van ruis en artefacten mogelijk.

Volgens het dertiende aspect verschaft de uitvinding röntgen-
5 CT-apparatuur gekenmerkt doordat de apparatuur bestaat uit een zogenoemd gegevensverzamelmiddel voor röntgen-CT-apparatuur, dat röntgengegevens kan verzamelen door een multi-rij röntgendetector, die correspondeert met een röntgenopwekmiddel, rond een rotatiemidden daartussen te doen roteren; een reconstructieconvolutiemiddel voor het
10 uitvoeren van een reconstructiefunctieconvolutie op de door het gegevensverzamelmiddel verzamelde projectiegegevens; een rij-directioneel filteringsmiddel voor het uitvoeren van rij-directionele filterconvolutie in de rijrichting op basis van de door het reconstructieconvolutiemiddel verkregen projectiegegevens; en een terugprojectiemiddel
15 voor het reconstrueren van een tomogramaanzicht door middel van het driedimensionaal terugprojecteren van de door het rij-directionele filteringsmiddel verkregen projectiegegevens.

In de röntgen-CT-apparatuur volgens het hierboven beschreven dertiende aspect kan de plakdikte worden bestuurd door middel van het
20 uitvoeren van een rij-directionele filterconvolutie na het uitvoeren van een reconstructiefunctieconvolutie en maakt de mogelijkheid om de plakdikte te besturen, verbetering in termen van ruis en artefacten mogelijk.

Volgens het veertiende aspect verschaft de uitvinding röntgen-
25 CT-apparatuur volgens het twaalfde of dertiende aspect, gekenmerkt doordat gegevensverzameling wordt bewerkstelligd door middel van conventionele aftasting, schroefvormige aftasting of cine-aftasting.

In de röntgen-CT-apparatuur volgens het hierboven beschreven veertiende aspect kan de plakdikte worden bestuurd door middel van
30 rij-directionele filtering na voorbehandeling of na de convolutie van een reconstructiefunctie op overeenkomstige wijze door enige van conventionele aftasting, schroefvormige aftasting en cine-aftasting, en de mogelijkheid om de plakdikte te besturen maakt verbetering in termen van ruis en artefacten mogelijk.

Volgens het vijftiende aspect verschaft de uitvinding röntgen-
35 CT-apparatuur volgens enig aspect van de twaalfde tot veertiende aspecten gekenmerkt doordat een filtercoëfficiënt van het rij-directionele filter van kanaal tot kanaal verschilt.

In de röntgen-CT-apparatuur volgens het hierboven beschreven
40 vijftiende aspect kan de plakdikte worden bestuurd om gelijk te zijn

in het centrale deel en de omtreksdelen van de beeldreconstructie aangezien de filtercoëfficiënt van het rij-directionele filter van kanaal tot kanaal verschilt, bij het aan een rij-directioneel filter onderwerpen van projectiegegevens, en de mogelijkheid om de plakdikte te
5 besturen maakt verbetering in termen van ruis en artefacten mogelijk.

Volgens het zestiende aspect verschaft de uitvinding de röntgen-CT-apparatuur volgens enig aspect van de twaalfde tot vijftiende aspecten, gekenmerkt doordat een filtercoëfficiënt van het rij-directionele filter van rij tot rij verschilt.

10 In de röntgen-CT-apparatuur volgens het hierboven beschreven zestiende aspect kan aanpassing van de beeldkwaliteit door middel van verschillen in de röntgenkegelhoek worden uitgevoerd, aangezien rij-directionele filterconvolutie kan worden uitgevoerd waarbij de filtercoëfficiënt van rij tot rij verschilt, in het bijzonder bij conventio-
15 nele aftasting (axiale aftasting).

Volgens het zeventiende aspect verschaft de uitvinding röntgen-CT-apparatuur volgens enig aspect van de twaalfde tot zestiende aspecten gekenmerkt doordat een filtercoëfficiënt van het rij-directionele filter een deconvolutiefilter is.

20 In röntgen-CT-apparatuur volgens het hierboven beschreven zeventiende aspect kan de plakdikte van elke rij kleiner worden gemaakt, aangezien een rij-directionele filterdeconvolutie op elke rij kan worden uitgevoerd.

Volgens het achttiende aspect verschaft de uitvinding de röntgen-CT-apparatuur volgens enig aspect van de twaalfde tot zeventiende aspecten gekenmerkt doordat het terugprojectiemiddel gewogen optelling in de rijrichting uitvoert door middel van lineair-gewogen optelling, multi-punt gewogen optelling of gewogen optelling met een niet-lineaire weegcoëfficiënt.

30 In de röntgen-CT-apparatuur volgens het hierboven beschreven achttiende aspect zijn "beeldkwaliteitsverbetering van tomogrammen", "besturing om de plakdikte klein te houden" en dergelijke mogelijk wanneer een gewogen optelling in de rijrichting dient te worden bewerkstelligd door middel van multi-punt gewogen optelling of gewogen
35 optelling met een niet-lineair gewogen optelcoëfficiënt.

Volgens het negentiende aspect verschaft de uitvinding röntgen-CT-apparatuur volgens enig aspect van de twaalfde tot achttiende aspecten gekenmerkt doordat projectiegegevens van een röntgendetectorrij gevirtualiseerd op de projectiegegevens door de röntgendetector worden

gecreëerd door middel van gewogen optelling of rij-directionele filtering.

In de röntgen-CT-apparatuur volgens het hierboven beschreven negentiende aspect kunnen actuele en virtuele rijen van röntgendetectorgegevens of projectiegegevens op nauwkeurige wijze worden vermenigvuldigd met kegelbundelweegcoëfficiënten, resulterend in tomogrammen van hoge beeldkwaliteit, aangezien de projectiegegevens van een gevirtualiseerde detectorrij worden gecreëerd door middel van gewogen optelling of rij-directionele filtering en driedimensionale beeldreconstructie wordt uitgevoerd.

Volgens het twintigste aspect verschaft de uitvinding de röntgen-CT-apparatuur volgens het negentiende aspect gekenmerkt doordat, wanneer de driedimensionale terugprojectiebewerking dient te worden uitgevoerd, indien de projectiegegevens van de röntgendetector en de virtuele projectiegegevens gecreëerd door de gewogen optelling of met een z-filter zijn aangepast met het reconstructievlak in combinatie, het interval op het reconstructievlak, waarbij projectiegegevens, die projectiegegevens in een gegeven richting en de virtuele projectiegegevens combineren, zijn aangepast, in hoofdzaak gelijk is aan het interval op het reconstructievlak, waarbij projectiegegevens, die projectiegegevens in een richting 180° tegenovergesteld daaraan en de virtuele projectiegegevens combineren, zijn aangepast.

In de röntgen-CT-apparatuur volgens het hierboven beschreven twintigste aspect wordt de som van kegelbundelreconstructieweegcoëfficiënten, namelijk de som van gegevens in één richting en die in een richting met 180° tegenovergesteld daaraan, de gehele tijd op ongeveer 1 gehouden, en bestaat er geen inconsistentie in weegfunctie en worden de artefacten in de tomogrammen, die driedimensionale reconstructie ondergaan, gereduceerd, hetgeen ook resulteert in verbeterde uniformiteit van CT-waarden in het reconstructievlak, aangezien het mogelijk is om het interval van gecombineerde reële en virtuele projectiegegevens in een gegeven richting op het reconstructievlak in hoofdzaak gelijk te maken aan het interval van gecombineerde reële en virtuele projectiegegevens in een richting 180° tegengesteld daaraan op het reconstructievlak.

Volgens het eenentwintigste aspect verschaft de uitvinding röntgen-CT-apparatuur volgens het negentiende aspect gekenmerkt doordat het totale aantal projectiegegevensrijen, welk aantal de combinatie van het aantal projectiegegevens van de röntgendetectorrijen en het aantal projectiegegevens van de gevirtualiseerde röntgendetector-

rijen is, is geoptimaliseerd in elke projectierichting (kijkrichting) en in een richting onder een hoek van 180° op de projectierichting of de richting in hoofdzaak 180° tegenovergesteld daaraan.

Volgens het hierboven beschreven eenentwintigste aspect kunnen
5 tomogrammen van hoge beeldkwaliteit worden verkregen in een korte
beeldreconstructieperiode, aangezien het totale aantal projectiegege-
vensrijen, dat een combinatie is van het aantal projectiegegevens van
de röntgendetectorrijen en het aantal projectiegegevens van de gevir-
tualiseerde röntgendetectorrijen is geoptimaliseerd in elke projectie-
10 richting (kijkrichting) en in een richting onder een hoek van 180° op
de projectierichting of de richting in hoofdzaak 180° tegenovergesteld
daaraan.

Volgens het tweeëntwintigste aspect verschaft de uitvinding
röntgen-CT-apparatuur volgens het twintigste aspect gekenmerkt doordat
15 alle projectierichtingen zijn gelijkgeschakeld in elke projectierich-
ting (kijkrichting) op het maximum van het totale aantal projectiegege-
vensrijen, dat het aantal projectiegegevens van de röntgendetector-
rijen en het aantal projectiegegevens van de gevirtualiseerde röntgen-
detectorrijen combineert.

20 Volgens het hierboven beschreven tweeëntwintigste aspect kunnen
tomogrammen van hoge beeldkwaliteit worden verkregen, aangezien het
totale aantal projectiegegevensrijen, dat het aantal projectiegegevens
van de röntgendetectorrijen en het aantal projectiegegevens van de ge-
virtualiseerde röntgendetectorrijen combineert, in elke projectierich-
25 ting (kijkrichting) is aangepast op het maximum in elke projectierich-
ting.

Volgens de uitvinding kunnen een beeldreconstructiewerkwijze en
röntgen-CT-apparatuur voor het uitvoeren van driedimensionale beeldre-
constructie, die in staat is beeldreconstructie van tomogrammen van
30 hoge beeldkwaliteit of beeldreconstructie van tomogrammen van gewenste
beeldkwaliteit te verkrijgen, worden verschaft.

Verder maken de beeldreconstructiewerkwijze en de röntgen-CT-
apparatuur volgens de uitvinding het mogelijk om de plakdikte van to-
mogrammen te besturen volgens de afstand vanaf het midden van het
35 xy-vlak, dat het reconstructievlak is, door middel van zogenoemde rij-
directionele filtering.

Ook kan de plakdikte zo constant als praktisch mogelijk is wor-
den gehouden ongeacht de afstand vanaf het midden.

Verder wordt de uitvinding gekenmerkt doordat bij het uitvoeren
40 van driedimensionale terugprojectie projectiegegevens van een detec-

torrij gevirtualiseerd op de projectiegegevens door een röntgendetector worden gecreëerd door middel van gewogen optelling of z-richting filtering. Er doet zich een ander effect voor van het verbeteren van beeldkwaliteit door middel van een driedimensionale reconstructiewerkwijze, gekenmerkt doordat, wanneer projectiegegevens, die convolutiebewerking met een reconstructiefunctie hebben ondergaan, aan driedimensionale terugprojectie dienen te worden onderworpen, waarin de projectiegegevens van een reële röntgendetector en de door gewogen optelling of met een z-filter door een virtuele röntgendetector gecreëerde virtuele projectiegegevens zijn aangepast aan het reconstructievlak in combinatie, het interval op het reconstructievlak, waarbij projectiegegevens, die projectiegegevens in een gegeven richting, en de virtuele projectiegegevens combineren, zijn aangepast, in hoofdzaak gelijk is aan het interval op het reconstructievlak, waarin de gecombineerde reële en virtuele projectiegegevens in een 180° tegenovergestelde richting zijn aangepast.

Ook kunnen boogvormprojectiegegevens worden gecreëerd in elke gewenste positie in driedimensionale beeldreconstructieapparatuur (of -programmatuur) zonder vrijheid van het creëren van virtuele boogvormprojectiegegevens.

Verder kan de relatieve dichtheid van afstanden tussen verschillende gegevens, wanneer virtuele boogvormgegevens op het reconstructievlak worden geprojecteerd, worden bestuurd.

Het is ook mogelijk om de relatieve dichtheid van afstanden tussen verschillende gegevens uniform te maken wanneer de virtuele boogvormprojectiegegevens van tegenovergestelde gegevens op het reconstructievlak worden geprojecteerd.

De hiervoor genoemde drie effecten maken het mogelijk om flexibiliteit van verschillende toepassingen te waarborgen, die aanpassingen van driedimensionale beeldreconstructie zijn, zelfs in driedimensionale beeldreconstructieapparatuur of -programmatuur zonder vrijheidsgraad.

Verder kan door middel van het besturen van de relatieve dichtheid van virtuele boogvormprojectiegegevens de inconsistentie van de weegwerking van driedimensionale beeldreconstructie in een conventioneel driedimensionaal beeldreconstructiealgoritme of Feldekamp-beeldreconstructiealgoritme worden verminderd. De nauwkeurigheid van beeldreconstructie kan dus worden verhoogd, resulterend in een verbeterde beeldkwaliteit.

Door middel van het waarborgen van flexibiliteit voor toepassingen, kan verder de in conventionele niet-driedimensionale beeldreconstructie gerealiseerde z-filtertechniek nu worden gerealiseerd als rij-directionele filtering in driedimensionale beeldreconstructie, niet alleen bij schroefvormige aftasting, maar ook bij conventionele aftasting (axiale aftasting) of cine-aftasting. Dit maakt het mogelijk om een vermindering in artefacten en een verbetering met betrekking tot ruis te realiseren.

Terwijl driedimensionale terugprojectie van één rotatie of meer vereist is wanneer gegevens van één rotatie of meer worden gebruikt om driedimensionale beeldreconstructie uit te voeren, aangezien gegevens van dezelfde hoek kunnen worden geïntegreerd of kunnen worden onderworpen aan gewogen optelling in de projectiegegevensruimte volgens de uitvinding, kan driedimensionale beeldreconstructie van gegevens van één rotatie of meer worden verkregen in één rotatie van driedimensionale terugprojectie.

Aangezien projectiegegevens, die 180° of 360° in fase verschillen, indien zij parallel zijn, kunnen worden geïntegreerd of worden onderworpen aan gewogen optelling in de projectiegegevensruimte, kan beeldreconstructie van gegevens van een halve rotatie of meer ook worden bewerkstelligd door middel van een halve rotatie van terugprojectie.

Niet alleen voor schroefvormige gegevens maar ook voor conventionele gegevens is het verder mogelijk om de relatieve dichtheid van virtuele boogvormprojectiegegevens te besturen en inconsistentie met betrekking tot weegwerking te verminderen, wanneer reconstructie in een specifieke dz-positie dient te worden uitgevoerd, door middel van het vervangen van reële boogvormprojectiegegevens door virtuele boogvormprojectiegegevens van enige gewenste dz of schroefvormige gegevens van enige gewenste pitch.

Ook kunnen conventionele gegevens worden onderworpen aan rij-directionele filtering.

Fig. 1 is een blokdiagram van röntgen-CT-apparatuur in één modus voor het uitvoeren van de uitvinding.

Fig. 2 is een tekening voor het beschrijven van de rotatie van de röntgenbuis en de multi-rij röntgendetector.

Fig. 3 is een stroomschema, dat de hoofdpunten van de door de röntgen-CT-apparatuur in één modus voor het uitvoeren van de uitvinding uitgevoerde bewerkingen toont.

Fig. 4 is een stroomschema, dat details van de voorbehandeling toont.

Fig. 5 is een stroomschema, dat details van de driedimensionale beeldreconstructiewerking toont.

5 Fig. 6 bevat conceptuele diagrammen, die de toestand van projecterende lijnen op het reconstructiegebied in de röntgenzendingrichting toont.

Fig. 7 is een conceptueel diagram, dat de op het detectievlak geprojecteerde lijnen toont.

10 Fig. 8 is een conceptueel diagram, dat de toestandsgegevens $DT(aanzicht, x, y)$ geprojecteerd op het reconstructieoppervlak toont.

Fig. 9 is een conceptueel diagram, dat de terugprojectiepixelgegevens $D2$ van pixels op het reconstructieoppervlak toont.

15 Fig. 10 is een tekening voor het beschrijven van de toestand, waarin terugprojectiegegevens $D3$ worden verkregen door middel van geheel-aanzichtoptelling van de terugprojectiegegevens $D2$ corresponderend met pixels.

20 Fig. 11 bevat conceptuele diagrammen, die de toestand van projecterende lijnen op een rond reconstructieoppervlak in de röntgenzendingrichting toont.

Fig. 12 bevat tekeningen voor het beschrijven van rij-directionele filterconvolutie.

Fig. 13 bevat diagrammen, die de relatie tussen de rij-directionele filtercoëfficiënt en de plakdikte toont.

25 Fig. 14 is een diagram, dat een tomogram in een aan rij-directionele filtering onderworpen omtreksgedeelte, waarin de plakdikte groter is, en een tomogram, waarvan de plakdikte door middel van rij-directionele filtering uniform is gemaakt, toont.

30 Fig. 15 bevat diagrammen, die deconvolutie rij-directionele filtering voor kanalen in een omtreksgedeelte en deconvolutie rij-directionele filtering voor kanalen in het centrale deel van reconstructie toont.

Fig. 16 is een diagram, dat het röntgen-geometrische systeem toont.

35 Fig. 17 is een diagram, dat de röntgendetector en het reconstructievlak, zoals gezien in de X-asrichting, toont.

Fig. 18 is een diagram, dat het reconstructievlak en de door de röntgendetector geprojecteerde boogvormprojectiegegevens toont.

Fig. 19 is een diagram, dat het reconstructievlak en de door de röntgendetector geprojecteerde werkelijke boogvormprojectiegegevens en virtuele boogvormprojectiegegevens toont.

Fig. 20 is een diagram, dat het reconstructievlak en de rönt-
5 gendetector toont.

Fig. 21 is een diagram, dat het reconstructievlak en de virtuele boogvormprojectiegegevens toont.

Fig. 22 is een diagram, dat meervoudig-beeldoptelling in de projectiegegevensruimte toont.

10 Fig. 23 is een diagram, dat het reconstructievlak p1 toont.

Fig. 24 bevat diagrammen, die het reconstructievlak p2 tonen.

Fig. 25 bevat diagrammen, die het reconstructievlak en de virtuele boogvormprojectiegegevens tonen.

Fig. 26 is een diagram voor het beschrijven van inconsistenties
15 tussen tegengestelde gegevens en kegelbundelweegcoëfficiënten.

Fig. 27 bevat diagrammen, die de conceptuele tekeningen van verschillen in dichtheid tussen reeksen van onderling tegengestelde gegevens tonen.

Fig. 28 bevat diagrammen, die de conceptuele tekeningen van
20 verschillen in dichtheid tussen reeksen van boogvormprojectiegegevens tonen.

Fig. 29 is een diagram, dat een geval toont, waarin inconsistenties tussen tegengestelde gegevens en kegelbundelweegcoëfficiënten zijn gereduceerd.

25 Fig. 30 bevat diagrammen, die tegengestelde reeksen van boogvormprojectiegegevens, die gelijk in dichtheid zijn, tonen.

Fig. 31 bevat diagrammen, die de conceptuele tekeningen van boogvormprojectiegegevens tonen.

Eén modus voor het uitvoeren van de uitvinding zal hieronder in
30 detail worden beschreven onder verwijzing naar de tekeningen. Overigens is dit niet bedoeld om de uitvinding te beperken.

Fig. 1 is een blokdiagram van een configuratie van röntgen-CT-apparatuur in één modus voor het uitvoeren van de uitvinding.

Röntgen-CT-apparatuur 100 in deze modus voor het uitvoeren van
35 de uitvinding is uitgerust met een bedieningsconsole 1, een beeldopneemtafel 10 en een aftastportaal 20.

Het bedieningsconsole 1 is uitgerust met een invoereenheid 2 voor het aanvaarden van invoeren van de bediener, een centrale verwerkingseenheid 3 voor het uitvoeren van beeldreconstructiebewerking en
40 dergelijke, die deel uitmaakt van de uitvinding, een gegevensverzamel-

buffer 5 voor het verzamelen van door het aftastportaal 20 verworven projectiegegevens, een monitor 6 voor het weergeven van uit de projectiegegevens gereconstrueerde CT-beelden, en een geheugeneenheid 7 voor het opslaan van programma's, gegevens en röntgen-CT-beelden.

5 De beeldopneemtafeleenheid 10 is uitgerust met een draagtoestel 12, dat, voorzien van een subject, in en uit een boring (hol gedeelte) in het aftastportaal 20 beweegt. Het draagtoestel 12 wordt door een in de tafeleenheid 10 ingebouwde motor met de tafel omhoog geheven, om- laag gebracht en lineair verplaatst.

10 Het aftastportaal 20 is uitgerust met een röntgenbuis 21, een röntgenstuureenheid 22, een collimator 23, een multi-rij röntgendetector 24, die door de röntgenbuis 21 uitgestraalde röntgenstralen detecteert, een DAS (Data Acquisition System) 25, een rotatiestuureenheid 26, die de rotatie van de röntgenbuis 21, de multi-rij röntgendetector 15 24 en dergelijke rond een rotatiemidden tussen de röntgenbuis 21 en de multi-rij röntgendetector 24 of in meer detail rond de lichaamsas van het subject bestuurt, en een regelende stuureenheid 29, die stuursignalen en dergelijke uitwisselt met het bedieningsconsole 1 en de beeldopneemtafel 10.

20 De röntgenbuis 21 correspondeert met één voorbeeld van röntgenopwekmiddelen, die onderdeel vormen van de uitvinding, en de multi-rij röntgendetector 24 correspondeert met één voorbeeld van een multi-rij röntgendetector, die deel uitmaakt van de uitvinding. De multi-rij röntgendetector 24 kan een vlakke röntgendetector zijn.

25 Fig. 2 is een tekening voor het beschrijven van de geometrische inrichting van de röntgenbuis 21 en de multi-rij röntgendetector 24.

Bijvoorbeeld roteren de röntgenbuis 21 en de multi-rij röntgendetector 24 rond een rotatiemidden IC.

De verticale richting is aangeduid als de y-richting, de horizontale richting is aangeduid als de x-richting en een daarop loodrecht staande tafilverplaatsingsrichting is aangeduid als de z-richting, waarbij het vlak van rotatie van de röntgenbuis 21 en de multi-rij röntgendetector 24 het xy-vlak is. De bewegingsrichting van het draagtoestel 12 is de z-richting.

35 De röntgenbuis 21 genereert een röntgenbundel, die als een kegelbundel CB is aangeduid. Wanneer de richting van de centrale as van de kegelbundel CB evenwijdig loopt aan de y-richting, wordt verondersteld dat de kijkhoek 0° is.

De multi-rij röntgendetector 24 heeft bijvoorbeeld 256 detectorrijen. Elke detectorrij heeft bijvoorbeeld 1024 kanalen.

Door bestraling met röntgenstralen verzamelde projectiegegevens ondergaan een A/D-omzetting door het DAS 25 van de multi-rij röntgen-detector 24 en worden via een slipring 30 ingevoerd in het gegevens-verzamelbuffer 5. De in het gegevensverzamelbuffer 5 ingevoerde gegevens ondergaan beeldreconstructiebewerking, die deel uitmaakt van de uitvinding, door de CPU (Central Processing Unit) 3 volgens een programma in de geheugeneenheid 7 om een beeld, dat op de monitor 6 wordt weergegeven, te genereren.

Fig. 3 is een stroomschema, dat het overzicht van de door de röntgen-CT-apparatuur 100 uitgevoerde bewerkingen toont. De van de uitvinding deel uitmakende bewerkingen zullen hieronder worden beschreven, waarbij de aandacht wordt gericht op bewerkingen van de centrale verwerkingseenheid 3, terwijl naar fig. 3 wordt verwezen.

In stap S1 worden de röntgenbuis 21 en de multi-rij röntgendetector 24 rond het fotografieobject geroteerd en wanneer het draagtoestel 12 schroefvormig dient te worden afgetast, worden projectiegegevens $DO(\text{aanzicht}, j, i)$, gerepresenteerd door een kijkhoekaanzicht, een detectorrijnummer j en een kanaalnummer i , verzameld terwijl de tafel lineair wordt verplaatst.

In het geval van conventionele aftasting (axiale aftasting), worden projectiegegevens $DO(\text{aanzicht}, j, i)$ verzameld terwijl de tafel in stilstand wordt gehouden (met betrekking tot deze gegevensverzamelbewerking zal onder verwijzing naar fig. 4 tot fig. 12 naderhand een beschrijving worden gegeven).

Projectiegegevens $DO(\text{aanzicht}, j, i)$ worden aan voorbehandeling onderworpen. De voorbehandeling bestaat bijvoorbeeld uit stap S21 van verschuivingscorrectie, stap S22 van logaritmische omzetting, stap S23 van röntgenhoeveelheidscorrectie en stap S24 van gevoeligheidscorrectie, zoals weergegeven in fig. 4.

In stap S3 worden voorbehandelde projectiegegevens $D1(\text{aanzicht}, j, i)$ onderworpen aan bundelhardeningscorrectie. Bij de bundelhardeningscorrectie S3 zijn de projectiegegevens, die gevoeligheidscorrectie S24 van voorbehandeling S2 hebben ondergaan, gerepresenteerd door $D1(\text{aanzicht}, j, i)$ en worden de gegevens na de bundelhardeningscorrectie S3, die door $D11(\text{aanzicht}, j, i)$ zijn gerepresenteerd, uitgedrukt in een polynoomvorm, zoals bijvoorbeeld gerepresenteerd door onderstaande mathematische uitdrukking (1).

Mathematische uitdrukking 1

$$\begin{aligned} D11(aanzicht, j, i) = \\ D1(aanzicht, j, i) \cdot (B_0(j, i)) + B_1(j, i) \cdot D1(aanzicht, j, i) + B_2(j, i) \cdot \\ 5 \quad D1(aanzicht, j, i)^2 \end{aligned} \quad (1)$$

Aangezien elke j rij van detectoren onafhankelijk aan bundelhardeningcorrectie kan worden onderworpen, kunnen, indien de buisspanningen van verschillende gegevensverzamelssystemen verschillend
10 zijn onder de fotografische omstandigheden, de verschillen in röntgenenergiekarakteristieken van detectoren van rij tot rij worden gecompenseerd.

In stap S4 worden projectiegegevens $D11(aanzicht, j, i)$, die bundelhardeningcorrectie hebben ondergaan, onderworpen aan z -filterconvolutiebewerking, welke filtering in de z -richting wordt toegepast.
15

In stap S4 kan de plakdikte dus worden bestuurd door middel van het variëren van het aantal filters van de rij-directionele filtering, zoals weergegeven in fig. 12(a). In dit geval, zoals is weergegeven in fig. 12(b), wordt een rij-directionele filteringscoëfficiëntconvolutie op elke rij van röntgenprojectiegegevens uitgevoerd.
20 Zoals is weergegeven in figuren 12, worden na de voorbehandeling bij elke kijkhoek en in elk gegevensverzamelstelsel de projectiegegevens van de multi-rij röntgendetector $D11(aanzicht, j, i)$ ($i = 1$ tot CH , $j = 1$ tot RIJ), die bundelhardeningcorrectie hebben ondergaan, onderworpen in de rijrichting aan filtering, waarvan de rij-directionele filteringsomvang vijf rijen is, zoals $w1(i)$, $w2(i)$, $w3(i)$, $w4(i)$ en $w5(i)$ bijvoorbeeld.
25

Hierin is de som van de filtercoëfficiënten 1, zoals aangegeven door de Mathematische uitdrukking (2).

30

Mathematische uitdrukking 2

$$\sum_{k=1}^5 w_k(i) = 1 \quad (2)$$

35 De gecorrigeerde detectorgegevens $D12(aanzicht, j, i)$ zijn zoals aangegeven door onderstaande Mathematische uitdrukking 3.

Mathematische uitdrukking 3

$$D12(\text{aanzicht}, j, i) = \sum_{k=1}^5 (D11(\text{aanzicht}, j + k - 3, i) \bullet w_k(j)) \quad (3)$$

5 Wanneer de maximumwaarde van een kanaal door CH wordt gerepre-
senteerd en de maximumwaarde van een rij door RIJ wordt gerepresen-
teerd, zullen overigens de Mathematische uitdrukkingen (4) en (5)
gelden.

10 Mathematische uitdrukking 4

$$D11(\text{aanzicht}, -1, i) = D11(\text{aanzicht}, 0, i) = D11(\text{aanzicht}, 1, i) \quad (4)$$

Mathematische uitdrukking 5

15

$$D11(\text{aanzicht}, RIJ, i) = D11(\text{aanzicht}, RIJ+1, i) = D11(\text{aanzicht}, RIJ+2, i) \quad (5)$$

20 Wanneer de plakdikte kleiner dient te worden gemaakt, zoals
bijvoorbeeld weergegeven in fig. 13(a), wordt in verder detail de
rij-directionele filtering FLa gebruikt, waarbij de filtercoëfficiënt
FL van de rij-directionele filtering van een eerste sterkte Fa in de
centrale positie Wk0 van de röntgendetector 24 in de rijrichting is
en afneemt in evenredigheid met de afstand vanaf de centrale positie
25 Wk0 totdat deze coëfficiënt 0 is op een afstand Wka.

30 Wanneer de plakdikte groter dient te worden gemaakt, zoals
bijvoorbeeld weergegeven in fig. 13(a), wordt de rij-directionele
filtering FLb gebruikt, waarbij de filtercoëfficiënt FL van de rij-
directionele filtering van een tweede sterkte Fb, die kleiner is dan
de eerste sterkte Fa, in de centrale positie Wk0 van de röntgendetec-
tor 24 in de rijrichting is en afneemt in evenredigheid met de af-
stand vanaf de centrale positie Wk0 totdat deze coëfficiënt 0 is op
een afstand Wkb, die groter is dan de afstand Wka.

35 Als een andere modus voor het uitvoeren van de uitvinding, zo-
als bijvoorbeeld weergegeven in fig. 15(a) tot (c), kan een tomogram
van een kleinere plakdikte worden gerealiseerd door middel van het on-
derwerpen van de filtercoëfficiënt van rij-directionele filtering aan
deconvolutiefiltering.

In meer detail, zoals bijvoorbeeld weergegeven in fig. 15(a) tot (c), worden de van kanalen in het omtreksgedeelte van de röntgen-detector 24 afkomstige projectiegegevens onderworpen aan deconvolutie rij-directionele filteringsbewerking FLc met een filtercoëfficiënt, die sterk varieert nabij de centrale positie Wk0, en worden van kanalen in het centrale reconstructiegedeelte afkomstige projectiegegevens onderworpen aan deconvolutie rij-directionele filteringsbewerking FLd met een filtercoëfficiënt, die kleiner is dan in de deconvolutie rij-directionele filteringsbewerking FLc.

Of, zoals bijvoorbeeld is weergegeven in fig. 14, is de plakdikte SLa groter in het omtreksgedeelte dan in het centrale gedeelte van reconstructie in een gebruikelijk CT-tomogram PA.

In de rij-directionele filtering, die deel uitmaakt van de uitvinding, varieert de plakdikte anderzijds met de afstand vanaf kanalen in het centrale gedeelte, zoals bijvoorbeeld is weergegeven in fig. 13(b).

Het rij-directionele filter, dat deel uitmaakt van de uitvinding, bewerkt aldus in meer detail rij-directionele filtering om de filtercoëfficiënt in de centrale positie te vergroten wanneer de afstand vanaf de kanalen in het centrale gedeelte toeneemt en om de afstand Wk, waarbij de filtercoëfficiënt 0 wordt te reduceren op basis van projectiegegevens op minder rijen nabij de omtreksgedeelten dan in het centrale gedeelte, zoals bijvoorbeeld is weergegeven in fig. 13(b).

In deze procedure kan rij-directionele filtering worden uitgevoerd met de filtercoëfficiënt FLa in de omtreksgedeelten en met de filtercoëfficiënt FLb in het centrale gedeelte, zoals weergegeven in fig. 13(b), of kan rij-directionele filtering worden uitgevoerd met filtercoëfficiënten, die geleidelijk en continu variëren vanaf de filtercoëfficiënt FLa naar de filtercoëfficiënt FLb volgens de afstand vanaf de centrale positie Wk0.

Door dit zo te doen, is het mogelijk, wanneer de rij-directionele filtering, die deel uitmaakt van de uitvinding, wordt gebruikt, zoals weergegeven in bijvoorbeeld fig. 14, kan een tomogram 2, waarvan de dikte in hoofdzaak uniform is in de omtreksgedeelten en in het centrale gedeelte van reconstructie, worden onderworpen aan beeldreconstructie.

Door middel van het op deze wijze besturen van de rij-directionele filtercoëfficiënten van kanalen in het centrale gedeelte en kanalen in de omtreksgedeelten van de multi-rij röntgendetector 24, kan de

plakdikte ook worden bestuurd in het centrale gedeelte en in de om-
treksgedeelten. Door middel van het enigszins vergroten van de plak-
dikte in rij-directionele filtering, kan een aanzienlijke verbetering
worden verkregen met betrekking tot zowel artefacten als ruis. Op deze
5 wijze kan ook de mate van verbetering met betrekking tot artefacten en
met betrekking tot ruis worden bestuurd. Met andere woorden, kan een
tomogram, dat driedimensionale beeldreconstructie heeft ondergaan, na-
melijk beeldkwaliteit in het xy-vlak, worden bestuurd. In nog een an-
dere modus voor het uitvoeren van de uitvinding kan voorts ook een to-
10 mogram van kleinere plakdikte worden gerealiseerd onder gebruikmaking
van een deconvolutiefilter als de rij-directionele (z-directionele)
filtercoëfficiënt.

In stap S5 wordt een reconstructiefunctieconvolutie uitgevoerd.
Een Fourier-transformatie wordt uitgevoerd, een vermenigvuldiging door
15 middel van de reconstructiefunctie wordt uitgevoerd en een inverse
Fourier-transformatie wordt uitgevoerd. In stap S5 van de reconstruc-
tiefunctieconvolutiebewerking, waarbij de centrale gegevens na z-fil-
terconvolutiebewerking worden gerepresenteerd door D12, de gegevens na
reconstructiefunctieconvolutiebewerking worden gerepresenteerd door
20 D13 en de reconstructiefunctieconvolutie door kernel (j), kan de re-
constructiefunctieconvolutiebewerking worden gerepresenteerd door de
onderstaande Mathematische uitdrukking (6).

Mathematische uitdrukking 6

25

$$D13(\text{aanzicht}, j, i) = D12(\text{aanzicht}, j, i) * \text{Kernel } (j) \quad (6)$$

Aangezien het reconstructiefunctiekernel (j) onafhankelijke re-
constructiefunctieconvolutiebewerking van elk van de j detectorrijen
30 mogelijk maakt, kunnen dus verschillen in ruiskarakteristieken en
resolutiekarakteristieken van rij tot rij worden gecorrigeerd.

In stap S6 worden de projectiegegevens D13(aanzicht, j, i), die
reconstructiefunctieconvolutiebewerking hebben ondergaan, onderworpen
aan driedimensionale terugprojectie om terugprojectiegegevens D3(x, y)
35 uit te werken. Het beeld, dat beeldreconstructie dient te ondergaan,
wordt onderworpen aan driedimensionale beeldreconstructie op een vlak
loodrecht op de z-as, namelijk het xy-vlak. Het volgende reconstruc-
tieoppervlak P wordt verondersteld evenwijdig aan het xy-vlak te lig-
gen. Deze driedimensionale terugprojectiebewerking zal naderhand onder
40 verwijzing naar fig. 5 worden beschreven.

In stap S7 ondergaan de terugprojectiegegevens $D3(x,y,z)$ nabehandeling, waaronder beeldfilterconvolutie en de omzetting van CT-waarden om een tomogram $D31(x,y)$ te verkrijgen.

In de beeldfilterconvolutie van de nabehandeling, waarbij het
5 driedimensionale teruggeprojecteerde tomogram wordt gerepresenteerd door $D31(x,y,z)$, de gegevens, die beeldfilterconvolutie hebben ondergaan, door $D32(x,y,z)$ worden gerepresenteerd en het beeldfilter door Filter (z) wordt gerepresenteerd, geldt de onderstaande Mathematische uitdrukking (7).

10

Mathematische uitdrukking 7

$$D32(x,y,z) = D31(x,y,z) * \text{Filter}(z) \quad (7)$$

15

Aangezien onafhankelijke convolutiebewerking van elk van de j detectorrijen mogelijk is, kunnen verschillen in ruiskarakteristieken en resolutiekarakteristieken dus van rij tot rij worden gecompenseerd.

Het verkregen tomogram wordt weergegeven op de monitor 6.

20

Fig. 5 is een stroomschema, dat details van de driedimensionale terugprojectiebewerking (stap S6 in fig. 4) toont.

In deze uitvoeringsvorm ondergaat het te reconstrueren beeld driedimensionale beeldreconstructie op een vlak loodrecht op de z-as, namelijk het xy-vlak. Het volgende reconstructieoppervlak P wordt ver-
25 ondersteld evenwijdig aan het xy-vlak te liggen.

30

In stap S61, wordt nota genomen van één van alle voor beeldreconstructie van een tomogram noodzakelijke aanzichten (namelijk het 360° aanzicht of "het 180° aanzicht = het waaierhoek-aanzicht"), en de projectiegegevens Dr , die overeenstemmen met de pixels in het reconstructieoppervlak P, worden onttrokken.

35

Zoals is weergegeven in fig. 6(a) en (b), is een vierkant oppervlak van 512 x 512 pixels evenwijdig aan het xy-vlak als het reconstructieoppervlak P gekozen, waarbij de rijen een pixelrij L0 van $y = 0$ evenwijdig aan de X-as, een pixelrij L63 van $y = 63$, een pixelrij
L127 van $y = 127$, een pixelrij L191 van $y = 191$, een pixelrij L255 van
35 $y = 255$, een pixelrij L319 van $y = 319$, een pixelrij L383 van $y = 383$, een pixelrij L447 van $y = 447$ en een pixelrij L511 van $y = 511$ omvatten, indien projectiegegevens op lijnen T0 tot T511, zoals weergegeven in fig. 7, waarin deze pixelrij L0 tot L511 op het vlak van de multi-
40 rij röntgendetector 24 in de röntgenzendrichting worden geprojecteerd,

worden onttrokken, zullen deze gegevens de projectiegegevens $Dr(aanzicht, x, y)$ van de pixelrijen L0 tot L511 zijn. Er dient opgemerkt te worden, dat x en y overeenstemmen met de pixels (x, y) van het tomogram.

5 Terwijl de röntgenzendrichting wordt bepaald door de geometrische posities van de röntgenfocus van de röntgenbuis 21, de pixels en de multi-rij röntgendetector 24, de z -coördinaat $z(aanzicht)$ van de röntgendetectorgegevens $D0(aanzicht, j, i)$ verbonden is met de röntgendetectorgegevens als de lineair bewegende z -directionele positie
10 $Ztafel(aanzicht)$ en daardoor bekend is, kan de röntgenzendrichting ook op nauwkeurige wijze worden berekend uit de röntgendetectorgegevens $D0(aanzicht, j, i)$ tijdens versnelling of vertraging in het gegevens verzamelende geometrische systeem van de röntgenfocus en de multi-rij röntgendetector.

15 Wanneer sommige van de lijnen uit de kanaalrichting van de multi-rij röntgendetector 24 gaan, zoals de lijn T0 doet, resulterende uit de projectie van bijvoorbeeld de pixelrij L0 op het vlak van de multi-rij röntgendetector 24 in de röntgenzendrichting, worden de overeenstemmende projectiegegevens $Dr(aanzicht, x, y)$ tot "0" gereduceerd. Of indien de lijn uit de z -richting gaat, zal deze worden berekend door middel van het extrapoleren van de projectiegegevens
20 $Dr(aanzicht, x, y)$.

Op deze wijze kunnen de pixelgegevens $Dr(aanzicht, x, y)$, die overeenstemmen met de pixels van het reconstructieoppervlak P, worden
25 onttrokken, zoals weergegeven in fig. 8.

Terugverwijzend naar fig. 5, worden in stap S62 de projectiegegevens $DT(aanzicht, x, y)$ vermenigvuldigd met een kegelbundelreconstructieweegcoëfficiënt om projectiegegevens $D2(aanzicht, x, y)$ te creëren, zoals weergegeven in fig. 9.

30 De kegelbundelreconstructieweegcoëfficiënt $w(i, j)$ is hier als volgt. In het geval van waaierbundelbeeldreconstructie wordt in het algemeen de hoek, die wordt gevormd door een rechte lijn, die bij $aanzicht = \beta_a$ de focus van de röntgenbuis 21 en een pixel $g(x, y)$ op het reconstructieoppervlak P (op het xy -vlak) verbindt met de centrale as
35 B_c van de röntgenbundel, gerepresenteerd door γ en zijn tegengestelde $aanzicht$ door $aanzicht = \beta_b$, geldt $\beta_b = \beta_a + 180^\circ - 2\gamma$.

Wanneer de hoeken, die gevormd worden door de door het pixel $g(x, y)$ op het reconstructieoppervlak P heengaande röntgenbundel en zijn tegengestelde röntgenbundel worden gerepresenteerd door γ_a en γ_b ,
40 worden deze vermenigvuldigd met daarvan afhankelijke kegelbundelrecon-

structieweegcoëfficiënten ω_a en ω_b en worden de producten opgeteld; de terugprojectiepixelgegevens $D2(0,x,y)$ worden berekend op basis van onderstaande Vergelijking (8).

$$5 \quad D2(0,x,y) = \omega_a \cdot D2(0,x,y)_a + \omega_b \cdot D2(0,x,y)_b \quad (8)$$

In het voorgaande zijn $D2(0,x,y)_a$ de projectiegegevens van het aanzicht β_a en zijn $D2(0,x,y)_b$ de projectiegegevens van het aanzicht β_b .

10 Overigens is de som van tegengestelde bundels van de kegelbundelreconstructieweegcoëfficiënt $\omega_a + \omega_b = 1$.

Door middel van het met elkaar vermenigvuldigen van de kegelbundelreconstructieweegcoëfficiënten ω_a en ω_b en het optellen van de producten, kunnen kegelhoekartefacten worden gereduceerd.

15 Als kegelbundelreconstructieweegcoëfficiënten ω_a en ω_b kunnen hetgeen door de volgende vergelijkingen wordt gevormd, worden gebruikt. Overigens is g_a de weegcoëfficiënt van een bepaalde röntgenbundel en is g_b de weegcoëfficiënt van de tegengestelde röntgenbundel.

20 Wanneer de helft van de kegelbundelhoek door γ_{max} wordt gepresenteerd, wordt de berekening gemaakt op basis van Vergelijkingen (9) tot (14). Hierin wordt bijvoorbeeld $q = 1$ verondersteld.

Mathematische uitdrukking 8

$$25 \quad g_a = f(\gamma_{max}, a_a, \beta_a) \quad (9)$$

$$g_b = f(\gamma_{max}, a_b, \beta_b) \quad (10)$$

$$x_a = 2 \cdot g_a^q / (g_a^q + g_b^q) \quad (11)$$

$$30 \quad x_b = 2 \cdot g_b^q / (g_a^q + g_b^q) \quad (12)$$

$$\omega_a = x_a^2 \cdot (3 - 2x_a) \quad (13)$$

$$35 \quad \omega_b = x_b^2 \cdot (3 - 2x_b) \quad (14)$$

Indien, als een voorbeeld van g_a en g_b , $\max[]$ wordt verondersteld een functie te zijn, die bijvoorbeeld een grotere waarde aanneemt, zullen de volgende Vergelijkingen (15) en (16) gelden.

Mathematische uitdrukking 9

$$ga = \max[0, \{(\pi/2 + \gamma_{\max}) - |\beta_a|\}] \cdot |\tan(\alpha_a)| \quad (15)$$

$$5 \quad gb = \max[0, \{(\pi/2 + \gamma_{\max}) - |\beta_b|\}] \cdot |\tan(\alpha_b)| \quad (15)$$

In het geval van waaierbundelbeeldreconstructie wordt elk pixel op het reconstructieoppervlak P vermenigvuldigd met een afstandscoefficiënt. De afstandscoefficiënt is $(r_1/r_0)^2$, waarin r_0 de afstand van de focus van de röntgenbundel 21 tot kanaal i van detectorrij j van de multi-rij röntgendetector 24, overeenstemmend met de projectiegegevens D_r is, en r_1 de afstand vanaf de focus van de röntgenbuis 21 tot een pixel op het reconstructieoppervlak P, overeenstemmend met de projectiegegevens D_r , is.

15 In het geval van parallelle bundelbeeldreconstructie dient elk pixel op het reconstructieoppervlak P alleen te worden vermenigvuldigd met de kegelbundelreconstructieweegcoëfficiënt $w(i,j)$.

In stap S63, zoals weergegeven in fig. 10, worden de projectiegegevens $D_2(\text{aanzicht}, x, y)$, zoals bij pixels, opgeteld bij de terugprojectiegegevens $D_3(x, y)$, die vooraf zijn vrijgemaakt.

20 In stap S64 worden stappen S61 tot S63 herhaald voor alle voor beeldreconstructie van een tomogram noodzakelijke aanzichten (namelijk het 360° aanzicht of "het 180° aanzicht + het waaierhoekaanzicht") om de terugprojectiegegevens $D_3(x, y)$ te verkrijgen, zoals weergegeven in fig. 10.

Overigens kan het reconstructieoppervlak P een rond oppervlak van 512 pixels in diameter in plaats van een vierkant oppervlak van 512 pixels x 512 pixels zijn, zoals weergegeven in fig. 11(a) en (b).

In de tot dusverre beschreven basis driedimensionale beeldreconstructie worden de volgende trucs toegepast bij een aanzicht om de beeldkwaliteit verder te verbeteren.

30 In aanvulling op de hierboven beschreven uitvoeringsvorm worden boogvormprojectiegegevens op effectieve wijze gebruikt in driedimensionale beeldreconstructieapparatuur (of -programmatuur) zonder vrijheidsgraad, en een verbetering is bereikt met betrekking tot inconsistenties, die inherent zijn aan het conventionele driedimensionale reconstructiealgoritme of het Feldkamp-beeldreconstructiealgoritme om de beeldkwaliteit van tomogrammen te verbeteren.

Om het hierboven genoemde doel te bereiken dient het mogelijk te zijn om virtuele boogvormprojectiegegevens in elke gewenste positie

te creëren en dienen inconsistenties te worden gereduceerd door middel van het controleren van de relatieve dichtheid van boogvormprojectiegegevens.

5 Het creëren van virtuele boogvormprojectiegegevens in elke gewenste positie kan echter niet worden gerealiseerd met driedimensionale beeldreconstructieapparatuur (of -programmatuur) zonder vrijheidsgraad.

10 Verder kan, zoals hierboven beschreven, driedimensionale beeldreconstructieapparatuur zonder vrijheidsgraad louter driedimensionale beeldreconstructie volgens gegeven aanzichten, schroefpitch, breedte van de röntgendetector in de z-richting, aantal plakken en andere informatie-items uitvoeren.

Een werkwijze om deze onderling tegenstrijdige punten op te lossen zal hieronder worden beschreven.

15 Er wordt hier vervanging van gegeven schroefvormige gegevens door schroefvormige gegevens van een andere schroefpitch beschouwd.

20 Dit is een werkwijze van het reconstrueren van een beeld door middel van bijvoorbeeld het geven van informatie, waaronder een met virtuele boogvormprojectiegegevens overeenstemmende schroefpitch, aan driedimensionale beeldreconstructieapparatuur zonder vrijheidsgraad.

In meer detail, zou een grotere dz resulteren in een toegenomen dichtheid van de informatie van boogvormprojectiegegevens.

25 Deze karakteristiek wordt gebruikt om virtuele boogvormprojectiegegevens, die overeenstemmen met een grotere schroefpitch dan de actuele schroefpitch, te creëren.

Een grotere schroefpitch betekent een grotere dz. Als gevolg hiervan is het mogelijk om dichter op elkaar gepakte virtuele boogvormprojectiegegevens dan de conventionele werkelijke boogvormprojectiegegevens te creëren.

30 Het is verder mogelijk om deze virtuele boogvormprojectiegegevens en virtuele schroefpitchinformatie te gebruiken om driedimensionale beeldreconstructie met deze virtuele boogvormprojectiegegevens als invoer te bewerkstellingen.

35 Met andere woorden, is dit een werkwijze voor het herrangschikken van de schroefvormige gegevens tot schroefvormige gegevens, die verschillend in schroefpitch zijn.

Meer in het bijzonder is de werkwijze bedoeld om twee reeksen van projectiegegevens (schroefvormige gegevens), zoals bijvoorbeeld weergegeven in fig. 28(a) en (b), te herrangschikken tot twee tegen-

gestelde reeksen van projectiegegevens (schroefvormige gegevens), die verschillen in schroefpitch, zoals weergegeven in fig. 28(c) en (d).

Fig. 27(a) tot (c) tonen variaties in de relatieve dichtheid van virtuele boogvormprojectiegegevens, die verschillen in schroefpitch, door middel van manipulatie van schroefpitchinformatie.

Fig. 27(a) toont de wijze waarop boogvormprojectiegegevens, waarvan de kijkrichting onder 30° staat, en daaraan tegengestelde boogvormprojectiegegevens, waarvan de kijkrichting onder 210° staat, worden geprojecteerd op een reconstructievlak, waarin de schroefpitch 1,0 bedraagt. Terwijl de boogvormprojectiegegevens, waarvan de kijkrichting onder 30° staat, met voldoende dichtheid zijn verdeeld, is te zien, dat de boogvormprojectiegegevens in de 210° richting weinig bogen op het reconstructievlak hebben en spaarzaam verdeeld zijn.

Fig. 27(b) toont de wijze waarop boogvormprojectiegegevens, waarvan de kijkrichting onder 30° staat, en daaraan tegengestelde boogvormprojectiegegevens, waarvan de kijkrichting onder 210° staat, worden geprojecteerd op een reconstructievlak, waarin de schroefpitch 2,0 bedraagt. De boogvormprojectiegegevens in de 30° richting zijn zelfs nog dichter op het reconstructievlak verdeeld. Te zien is, dat de boogvormprojectiegegevens in de 210° richting een gering toegenomen aantal bogen op het reconstructievlak hebben.

Fig. 27(c) toont de wijze waarop boogvormprojectiegegevens, waarvan de kijkrichting onder 30° staat, en daaraan tegengestelde boogvormprojectiegegevens, waarvan de kijkrichting onder 210° staat, worden geprojecteerd op een reconstructievlak, waarin de schroefpitch 3,0 bedraagt. De boogvormprojectiegegevens in de 30° richting zijn nog dichter op het reconstructievlak verdeeld. Er is te zien, dat de boogvormprojectiegegevens in de 210° richting een verder toegenomen aantal bogen op het reconstructievlak hebben, welk aantal bogen voldoende dichter in verdeling is dan in het geval, waarin de kijkrichting onder 30° staat en de schroefpitch 1,0 bedraagt.

Zoals is weergegeven in fig. 27(a) tot (c) kunnen door middel van het variëren van schroefpitchinformatie, zelfs bij driedimensionale beeldreconstructieapparatuur (of -programmatuur) zonder vrijheidsgraad, virtuele boogvormprojectiegegevens in elke gewenste positie worden gecreëerd, hoewel de beperking van een schroefvormig geometrisch systeem voor röntgegegevensverzameling aanwezig is.

Door middel van het op deze wijze creëren van virtuele boogvormprojectiegegevens, kan ook de relatieve dichtheid van virtuele boogvormprojectiegegevens worden bestuurd.

Door middel van het op deze wijze besturen van de relatieve
dichtheid van virtuele boogvormprojectiegegevens kunnen verder incon-
sistenties in de kegelbundelreconstructieweegcoëfficiënten van driedi-
imensionale beeldreconstructie als gevolg van verschillen in de dicht-
heid van tegengestelde gegevens, zoals bijvoorbeeld weergegeven in
5 fig. 26, worden gereduceerd, zoals bijvoorbeeld weergegeven in fig.
29.

Wanneer virtuele boogvormprojectiegegevens van een geometrisch
systeem voor röntgegegevensverzameling, die verschilt van de werke-
lijke schroefpitch, wordt gecreëerd door middel van het besturen van
10 de schroefpitch en driedimensionale beeldreconstructieapparatuur zon-
der vrijheidsgraad dient te worden gebruikt, is het echter onmogelijk
om de verhouding van relatieve dichtheid van tegengestelde gegevens te
wijzigen. Met andere woorden, de nauwkeurigheid van beelden is afhan-
kelijk van de dichtheid van de minder dichte boogvormprojectiegege-
15 vens, waarvan dz kleiner is, en de boogvormprojectiegegevens met een
grotere dz zullen dichter dan noodzakelijk op elkaar gepakt worden,
hetgeen resulteert in een inferieur gegevensrendement.

Nu zal een geval worden beschouwd, waarin de schroefvormige ge-
20 gevens worden vervangen door conventioneel afgetaste projectiegege-
vens.

Hetgeen zal worden beschouwd is het elimineren van het verschil
in relatieve dichtheid van virtuele boogvormprojectiegegevens als ge-
volg van dz in het licht van verdere verbetering met betrekking tot
25 het hierboven genoemde probleem. Aangezien driedimensionale beeldre-
constructieapparatuur geen vrijheidsgraad heeft, dient deze horde van-
zelfsprekend te worden genomen, maar de realisering daarvan kan worden
verkregen door gebruik te maken van driedimensionale beeldreconstruc-
tie door middel van conventionele aftasting (axiale aftasting) of
30 cine-aftasting.

In tegenstelling tot de schroefvormige aftasting, is bij con-
ventionele aftasting (axiale aftasting) of cine-aftasting, dz constant
in alle aanzichten.

Daarentegen wordt dz ontvangen als een parameterinvoer en deze
35 dz wordt toegepast op alle aanzichtgegevens. Dit is getoond op het
XY-vlak, zoals weergegeven in fig. 30(a) en (b). Dit is uitgedrukt op
het YZ-vlak, zoals weergegeven in fig. 31(a) tot (b).

Fig. 30(a) toont de wijze waarop boogvormprojectiegegevens,
waarvan de kijkrichting onder 30° staat, en fig. 30(b) toont de wijze
40 waarop boogvormprojectiegegevens, waarvan de kijkrichting onder 210°

staat, welke gegevens tegengestelde gegevens vormen, op het reconstructievlak worden geprojecteerd. Te zien is, dat door middel van het besturen van dz de verdelingsdichtheid van boogvormprojectiegegevens in de 30° richting op het reconstructievlak en de verdelingsdichtheid van boogvormprojectiegegevens in de 210° richting op het reconstructievlak gelijk zijn gemaakt.

Fig. 31(a) toont hoe boogvormprojectiegegevens, waarvan de kijkrichting onder 30° staat, en fig. 31(b) toont hoe boogvormprojectiegegevens, waarvan de kijkrichting onder 210° staat, welke gegevens tegengestelde gegevens vormen, er uitzien zoals gezien vanaf het yz-vlak. Te zien is dat door middel van het vergroten van dz het aantal geprojecteerde röntgenstralen, die het reconstructievlak kruisen, is vergroot in het aanzicht van boogvormprojectiegegevens, waarvan de kijkrichting onder 30° staat in fig. 31(c), en in het aanzicht van boogvormprojectiegegevens, waarvan de kijkrichting onder 210° staat, welke gegevens tegengestelde gegevens vormen, in fig. 31(d), zoals gezien vanaf het yz-vlak.

Er is te zien dat door middel van het op deze wijze besturen van dz de verdelingsdichtheid van boogvormprojectiegegevens op het reconstructievlak kan worden bestuurd.

Zelfs voor reeksen van aanzichtgegevens, die verschillen in dz, kan dus door middel van het virtueel vervangen van dz door conventionele gegevens, besturing worden bewerkstelligd om de relatieve dichtheid van virtuele boogvormprojectiegegevens uniform te maken.

Om de relatieve dichtheid van virtuele boogvormprojectiegegevens uniform te maken en tegelijkertijd de totale dichtheid te vergroten, wordt de waarde van dz van virtuele conventionele aftasting verhoogd.

Om daarentegen de gegevensomvang te verminderen en de belasting van invoeren/uitvoeren te verlichten door middel van het laag houden van de dichtheid, wordt de waarde van dz van virtuele conventionele aftasting verlaagd.

Indien de relatieve dichtheden van reeksen van onderling tegengestelde gegevens op deze wijze uniform zijn gemaakt, kunnen de hiervoor genoemde inconsistenties in weegwerking op efficiënte wijze worden verminderd.

Door de twee hierboven beschreven werkwijzen kunnen virtuele boogvormprojectiegegevens in elke gewenste positie worden gecreëerd en kan het niveau van hun relatieve dichtheid worden bestuurd.

Ook kan de verhouding van relatieve dichtheden van reeksen van onderling tegengestelde gegevens uniform worden gemaakt.

Verder kunnen inconsistenties in weging, inherent aan een gebruikelijk driedimensionale-reconstructiealgoritme of het Feldkamp-beeldreconstructiealgoritme en boogvormprojectiegegevens, worden gereduceerd, hetgeen het mogelijk maakt om tomogrammen kwalitatief te verbeteren.

Hoewel tekeningen van de uitvinding zijn verschaft met de hoofdaandacht gericht op waaierbeeldreconstructie, kan de uitvinding ook goed worden toegepast op laterale-bundelbeeldreconstructie.

De uitvinding is overigens niet beperkt tot deze uitvoeringsmodi, maar kan desgewenst op geschikte wijze worden gewijzigd.

De beschreven configuraties en bewerkingen zijn niet tot deze uitvoeringsmodi beperkt.

De tot dusverre beschreven röntgen-CT-apparatuur 100 kan de plakdikte van een tomogram in hoofdzaak uniform maken in het centrale gedeelte en de omtreksgedeelten daarvan, zoals bijvoorbeeld is weergegeven in fig. 14.

Zoals bijvoorbeeld is weergegeven in fig. 13(b), kan de plakdikte in het centrale gedeelte en de omtreksgedeelten ook worden bestuurd door middel van het besturen van de filtercoëfficiënten van rij-directionele filtering voor kanalen in het centrale gedeelte en kanalen in de omtreksgedeelten van de multi-rijdetector 24.

Verder kan ook de verbetering met betrekking tot artefacten en de verbetering met betrekking tot ruis worden bestuurd. Met andere woorden kan de beeldkwaliteit van tomogrammen, die driedimensionale beeldreconstructie hebben ondergaan, worden bestuurd.

Overigens kan de werkwijze van beeldreconstructie ook een driedimensionale beeldreconstructiewerkwijze door middel van de Feldkamp-beeldreconstructietechniek zijn.

Verder kunnen ook de driedimensionale beeldreconstructiewerkwijzen, geopenbaard in JP-A nr. 2004-73360, JP-A nr. 2003-33418, JP-A nr. 2003-159244, JP-A nr. 2004-21674 enzovoort of andere bekende driedimensionale beeldreconstructiewerkwijzen worden gebruikt. Het punt is om beeldreconstructie uit te voeren onder gebruikmaking van het rij-directionele filter volgens de uitvinding.

Andere denkbare uitvoeringsmodi bevatten aanpassing van fluctuaties in beeldkwaliteit door middel van bijvoorbeeld het uitvoeren van rij-directionele filteringsconvolutie met van rij tot rij verschillende filtercoëfficiënten, teneinde daardoor uniformiteit in

plakdikte en beeldkwaliteit in termen van artefacten en ruis van rij tot rij te realiseren; verschillende z-richting filtercoëfficiënten zijn in dit verband denkbaar, en deze zullen soortgelijke effecten als deze uitvoeringsvormen verschaffen. Deze uitvoeringsvormen zijn beschreven met betrekking tot röntgen-CT-apparatuur voor medisch gebruik, maar kunnen ook worden gebruikt als röntgen-CT-apparatuur voor industrieel gebruik of als röntgen-CT-PET apparatuur of röntgen-CT-SPECT apparatuur in combinatie met andere inrichtingen.

ONDERDELENLIJST

Fig. 1

100	röntgen-CT-apparatuur
1	bedieningsconsole
2	invoereenheid
3	centrale verwerkingseenheid
5	gegevensverzamelbuffer
6	monitor
7	geheugeneenheid
10	beeldopneemtafel
12	draagtoestel
15	rotatie-eenheid
20	aftastportaal
21	röntgenbuis
22	röntgenstuureenheid
23	collimator
24	multi-rij röntgendetector
26	stuureenheid van rotatie-eenheid
29	regelende stuureenheid
30	slipring

Fig. 2

21	röntgenbuis
24	multi-rij röntgendetector
31	röntgenfocus
32	röntgenbundel (kegelbundel)
33	rotatiemidden (ISO)
34	detectorvlak dp
35	reconstructieoppervlak P
36	kanaalrichting

Fig. 3

Start

Stap S1	gegevensverzameling
Stap S2	voorbehandeling
Stap S3	bundelhardeningscorrectie
Stap S4	z-filter convolutiebewerking

Stap S5 reconstructiefunctieconvolutiebewerking
Stap S6 driedimensionale terugprojectiebewerking
Stap S7 nabehandeling
Einde

Fig. 4

Start
Stap S21 verschuivingscorrectie
Stap S22 logaritmische omzetting
Stap S23 röntgenhoeveelheidscorrectie
Stap S24 gevoeligheidscorrectie
Einde

Fig. 5

Stap S6 Start driedimensionale terugprojectiebewerking
S61 onttrek projectiegegevens D_r , die overeenstemmen met pixels in
reconstructieoppervlak P
S62 vermenigvuldig projectiegegevens D_r met
kegelbundelreconstructiecoëfficiënt om terugprojectiegegevens
 D_2 te creëren
S63 tel projectiegegevens D_2 op bij terugprojectiegegevens D_3
corresponderend met pixels
S64 tel terugprojectiegegevens D_2 voor alle voor
beeldreconstructie noodzakelijke aanzichten op?
Einde

Fig. 6

(a)
21 röntgenbuis
37 reconstructieoppervlak P (xy-
vlak)
38 oorsprong (0,0)
(b)
21 röntgenbuis
24 multi-rij röntgendetector

39 xy-vlak
40 rotatieas

Fig. 7

24 multi-rij röntgendetector
41 richting van detectorrijen
42 richting van kanalen

Fig. 8

43 reconstructieoppervlak

Fig. 9

43 reconstructieoppervlak

Fig. 11

(a)
21 röntgenbuis
35 reconstructieoppervlak P
(b)
21 röntgenbuis
24 multi-rij röntgendetector
35 reconstructieoppervlak P
39 xy-vlak
40 rotatieas

Fig. 12

41 kanalen
42 rij
43 rij-directionele
 filterconvolutie
44 gegevens van n rijen
45 $\text{Det}(\text{ch}, \text{rij})$ kanaal
46 rij-directionele
 filtercoëfficiënt

Fig. 13

(a)
48 plakdikte kleiner
49 plakdikte groter

50 rijrichting

b)

46 rij-directionele filtercoëfficiënt

51 rij-directioneel filter voor kanalen in omtreksgedeelten

52 rij-directioneel filter voor kanalen in centraal gedeelte van
beeldreconstructie

50 rijrichting

Fig. 14

54 Pa: gebruikelijk tomogram (dikker in omtreksgedeelten)

55 Pb: tomogram met uniforme plakdikte in rij-directioneel filter

Fig. 15

(a)

56 filtercoëfficiënt

FLc

deconvolutie rij-directioneel filter voor
kanalen in omtreksgedeelten

FLd

deconvolutie rij-directioneel filter voor
kanalen in centrale gedeelte van
beeldreconstructie

50 Rijrichting

(b)

41 Kanalen

43 Rij-directionele
filterconvolutie

(c)

42 Rij

44 Gegevens van n rijen

45 Det(ch,rij) kanaal

46 rij-directionele
filtercoëfficiënt

Fig. 16

31 Bolvormige focus van
röntgenbuis

24 Röntgendetector

Fig. 17

35 P: Reconstructievlak

z-as

Fig. 18

P: Reconstructievlak 35

Fig. 19

P: Reconstructievlak 35

57 rd: Werkelijke boogvormprojectiegegevens

58 vd: Virtuele boogvormprojectiegegevens

20

P: Reconstructievlak 35

Fig. 21

P: Reconstructievlak 35

Fig. 22

P1: Reconstructievlak A

P2: Reconstructievlak B

Fig. 23

P: Reconstructievlak 35

P1: Reconstructievlak

Fig. 24

P: Reconstructievlak 35

P1: Reconstructievlak

P2: Reconstructievlak

Fig. 25

35 Reconstructievlak

59 1,25 mm dik x 16 pakken x 1,75/2 in schroefpitch

Fig. 26

60 Kegelbundelreconstructieweegcoëfficiënt

61 Inconsistenties van kegelbundelreconstructieweegcoëfficiënt

62 Kegelbundelreconstructieweegcoëfficiënt bij 30°

63 Reconstructieweegcoëfficiënt van tegengestelde kegelbundels bij
210°

50 Rijrichting

Fig. 27

64 Boogvormprojectiegegevens (in 30° richting)

65 Boogvormprojectiegegevens (in 210° richting)

35 Reconstructievlak

66 Toenemend in dichtheid

70 Helixafstand

71 Lage wegingsdichtheid

Fig. 28

(a)

64 Boogvormprojectiegegevens (in 30° richting)

P: Reconstructievlak 35

67 Tegengestelde relatie

(b)

65 Boogvormprojectiegegevens (in 210° richting)

Fig. 29

60 Kegelbundelreconstructieweegcoëfficiënt

62 Kegelbundelreconstructieweegcoëfficiënt bij 30°

63 Reconstructieweegcoëfficiënt van tegengestelde kegelbundels bij
210°

50 Rijrichting

Fig. 30

(a)

64 Boogvormprojectiegegevens (in 30° richting)

67 Tegengestelde relatie

(b)

65 Boogvormprojectiegegevens (in 210° richting)

Fig. 31

(a)

64 Boogvormprojectiegegevens (in 30° richting)

P: Reconstructievlak 35

67 Tegengestelde relatie

b)

65 Boogvormprojectiegegevens (in 210° richting)

CONCLUSIES

1. Röntgen-CT-apparatuur (100) omvattende:
een röntgenopwekmiddel (21);
5 een multi-rij röntgendetector (24), die door het röntgenopwek-
middel (21) uitgestraalde röntgenstralen detecteert;
een gegevensverzamelmiddel (25), dat projectiegegevens verza-
melt, door middel van het roteren van het röntgenopwekmiddel (21) en
de multi-rij röntgendetector (24) rond een rotatiemidden tussen het
10 röntgenopwekmiddel (21) en de multi-rij röntgendetector (24);
een rij-directioneel filteringsmiddel voor het uitvoeren van
een rij-directionele filterconvolutie op de door het gegevensverzamel-
middel (21) verzamelde projectiegegevens;
een reconstructieconvolutiemiddel voor het uitvoeren van een
15 reconstructiefunctieconvolutie op de door het rij-directionele filte-
ringsmiddel verkregen projectiegegevens; en
een terugprojectiemiddel voor het reconstrueren van een tomo-
gramaanzicht door middel van het driedimensionaal terugprojecteren van
de door het reconstructieconvolutiemiddel verkregen projectiegegevens.
20
2. Röntgen-CT-apparatuur (100) volgens conclusie 1, waarin:
een filtercoëfficiënt van het rij-directionele filter van ka-
naal tot kanaal van de multi-rij röntgendetector (24) verschilt.
- 25 3. Röntgen-CT-apparatuur (100) volgens conclusie 1, waarin:
een filtercoëfficiënt van het rij-directionele filter van rij
tot rij van de multi-rij röntgendetector (24) verschilt.
- 30 4. Röntgen-CT-apparatuur (100) volgens conclusie 1, waarin:
een filtercoëfficiënt van het rij-directionele filter een de-
convolutiefilter is.
5. Röntgen-CT-apparatuur (100) volgens conclusie 1, waarin:
het terugprojectiemiddel een gewogen optelling in de rijrich-
35 ting uitvoert door middel van elke van lineair gewogen optelling,
multi-punt gewogen optelling en gewogen optelling met een niet-lineai-
re weegcoëfficiënt.
6. Röntgen-CT-apparatuur (100) volgens conclusie 1, waarin:

1032638

het driedimensionale terugprojectiemiddel is ingericht voor het terugprojecteren van virtuele projectiegegevens van een röntgendetectorrij gecreëerd door het toepassen van gewogen optelling of rij-directionele filtering op de projectiegegevens die verkregen zijn door de röntgendetector.

7. Röntgen-CT-apparatuur (100) volgens conclusie 6, waarin:
de projectiegegevens van de röntgendetector en de door gewogen optelling of rij-directionele filtering van de projectiegegevens van de röntgendetector gecreëerde virtuele projectiegegevens worden gecombineerd en aangepast op een reconstructievlak in het driedimensionale terugprojectieproces, en

het driedimensionale terugprojectieproces wordt uitgevoerd om een interval op het reconstructievlak omvattende de gecombineerde gegevens in een gegeven richting en een interval op het reconstructievlak omvattende de gecombineerde gegevens in een 180° tegengestelde richting gelijk te maken.

8. Röntgen-CT-apparatuur (100) volgens conclusie 7, waarin:
een totaal aantal geprojecteerde-gegevensrijen wordt geoptimaliseerd in elke projectierichting en in ten minste een van:
(a) een richting onder een hoek van 180° op elke projectierichting; en

(b) de richting die 180° tegengesteld is aan elke projectierichting;

waarin het totale aantal projecteerde gegevensrijen verkregen is door het combineren van een aantal röntgendetectorrijen die projectiegegevens omvatten en een aantal virtuele röntgendetectorrijen die virtuele projectiegegevens omvatten.

9. Röntgen-CT-apparatuur (100) volgens conclusie 1, waarin het rij-directionele filteringsmiddel een grootte van een filtercoëfficiënt groter maakt in een centrale positie van de röntgendetector (24) en de grootte van een filtercoëfficiënt kleiner maakt in evenredigheid met de afstand vanaf de centrale positie.

FIG. 2

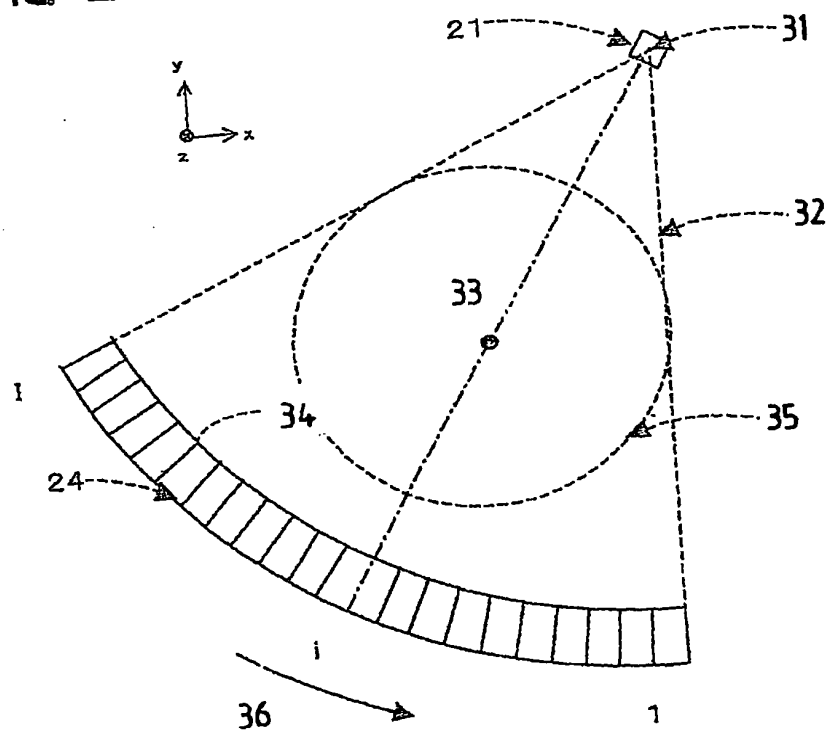


FIG. 3

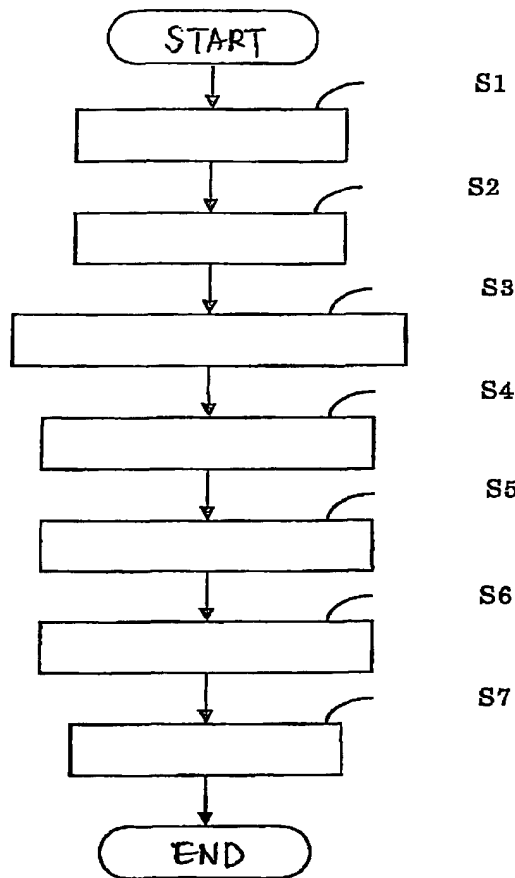


FIG. 4

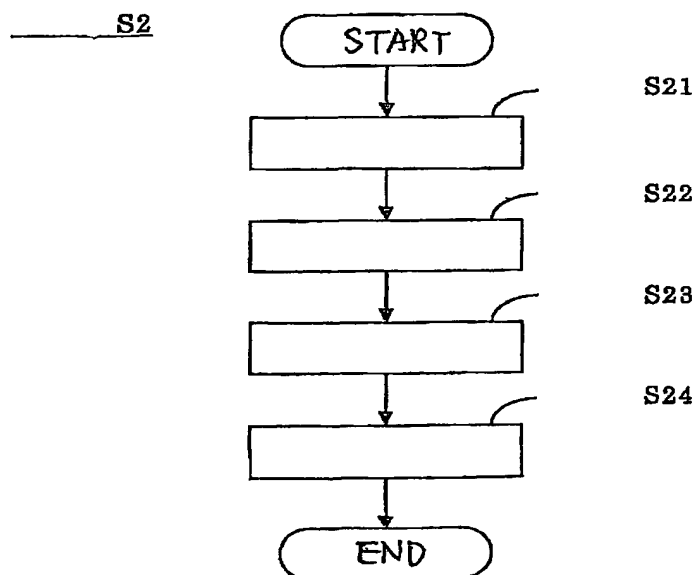


FIG. 5

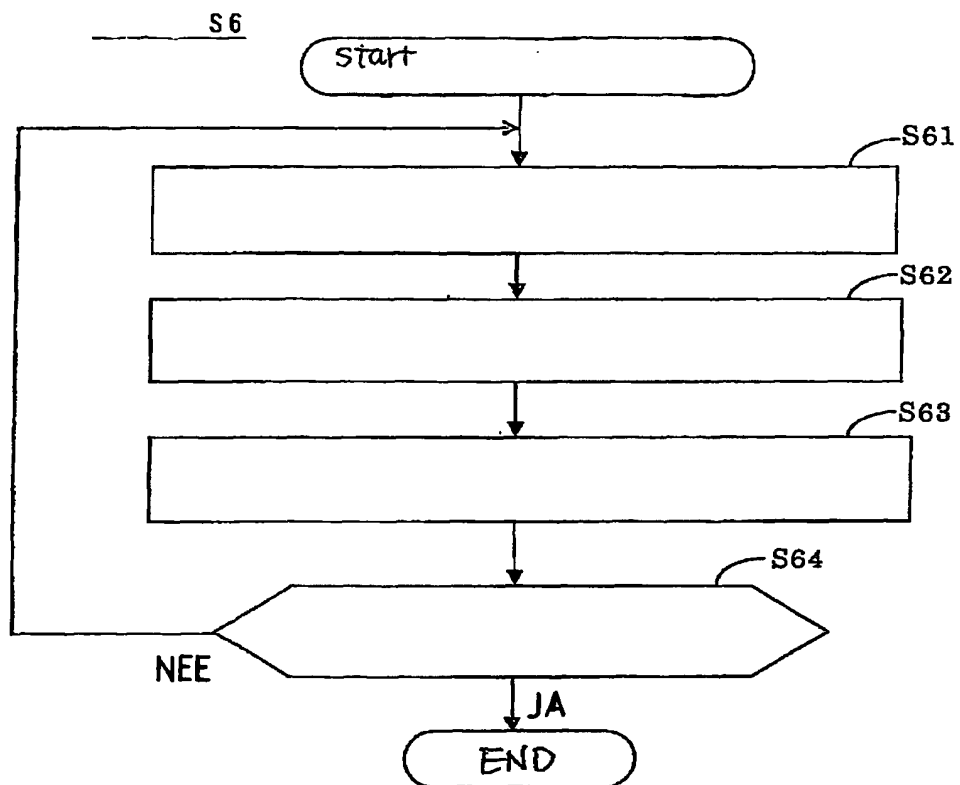


FIG. 6

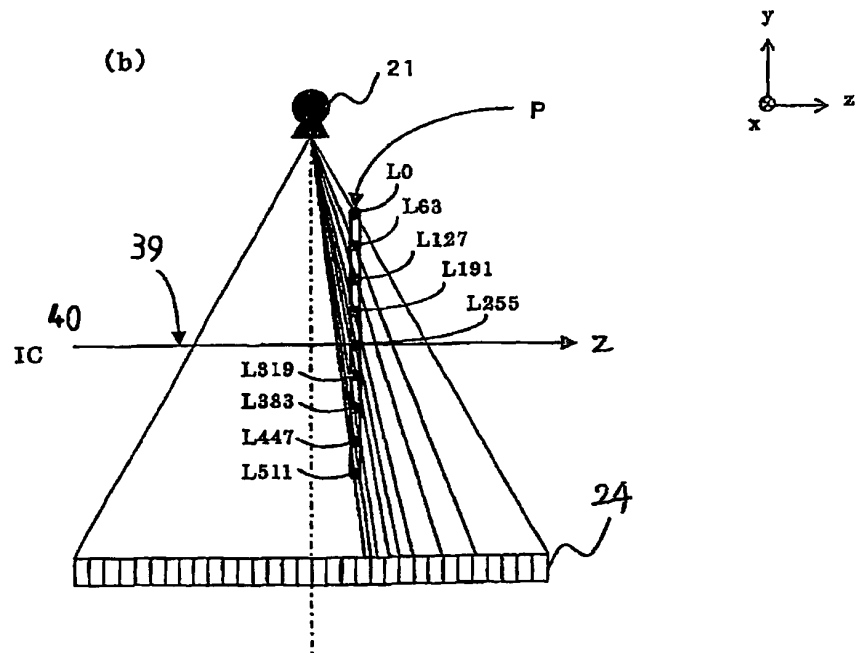
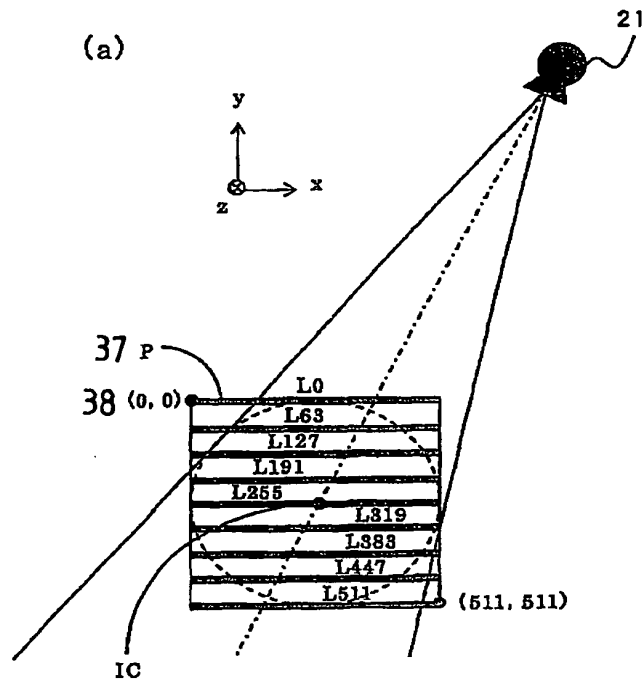


FIG. 7

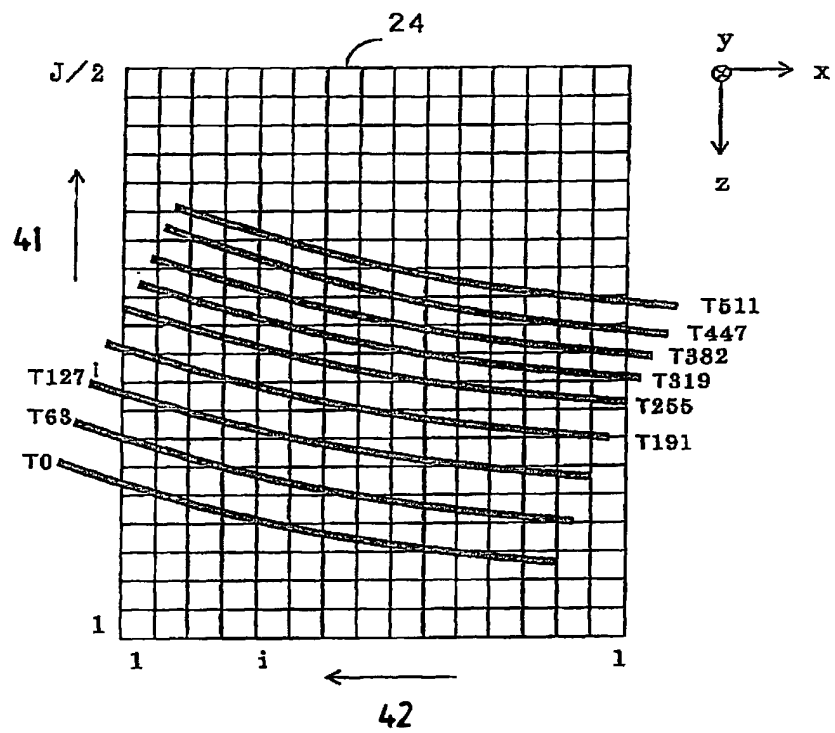


FIG. 8

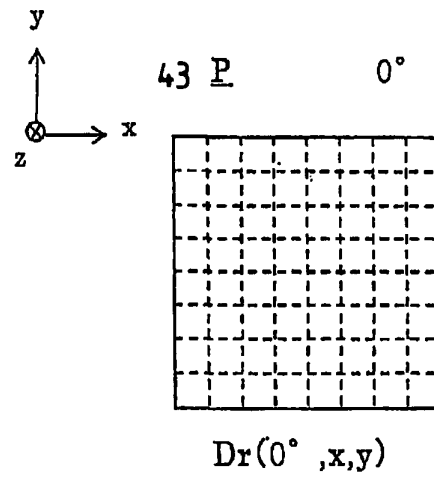


FIG. 9

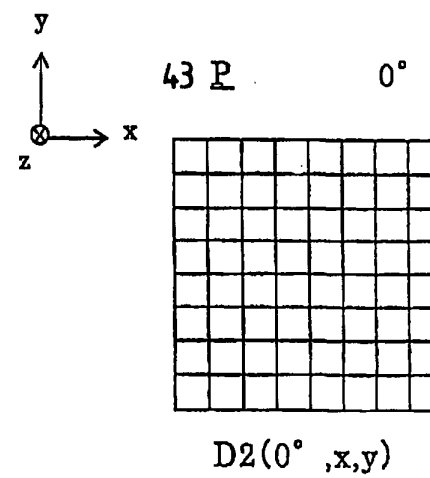


FIG. 10

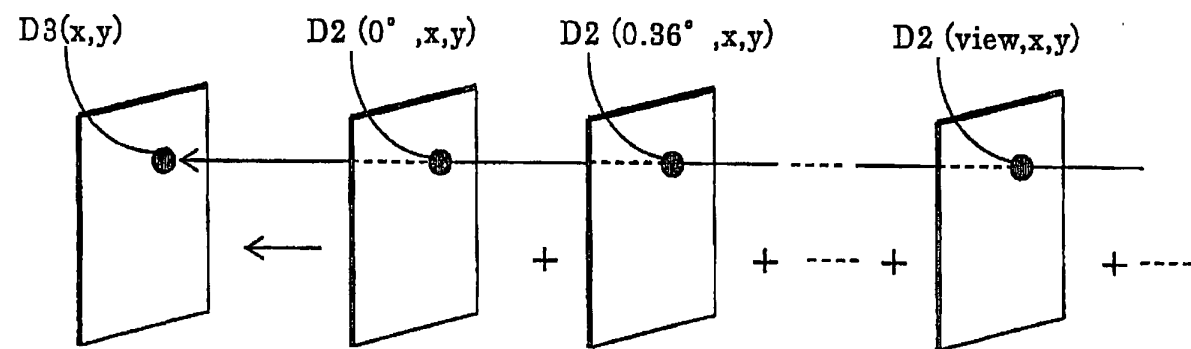


FIG. 11

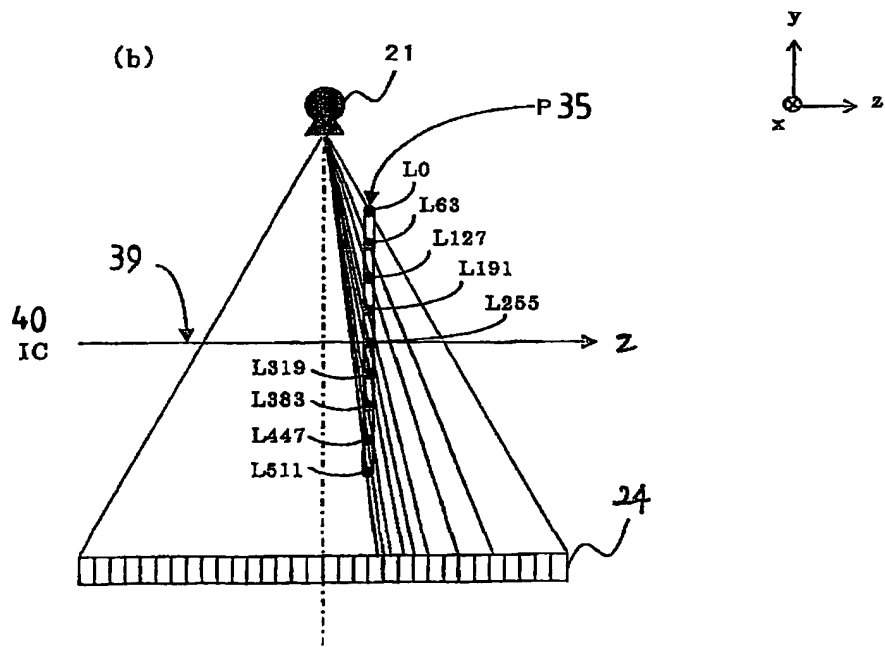
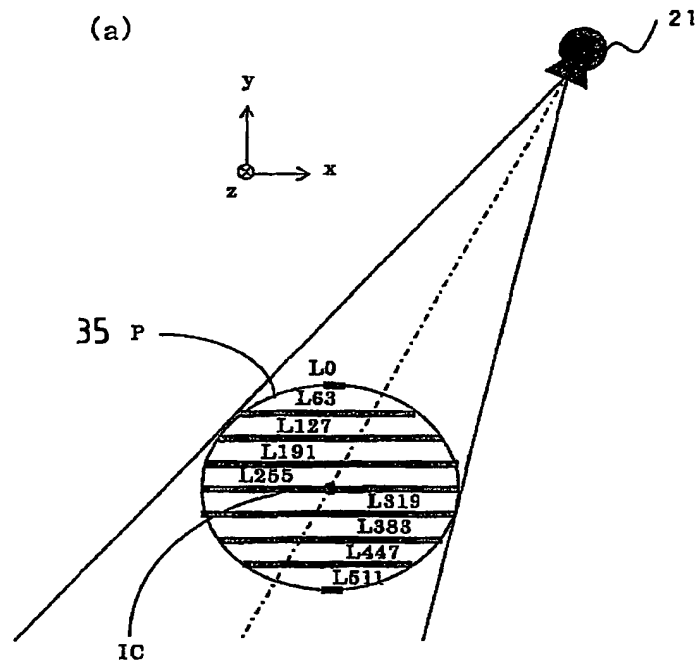


FIG.12

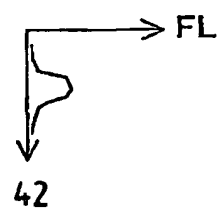
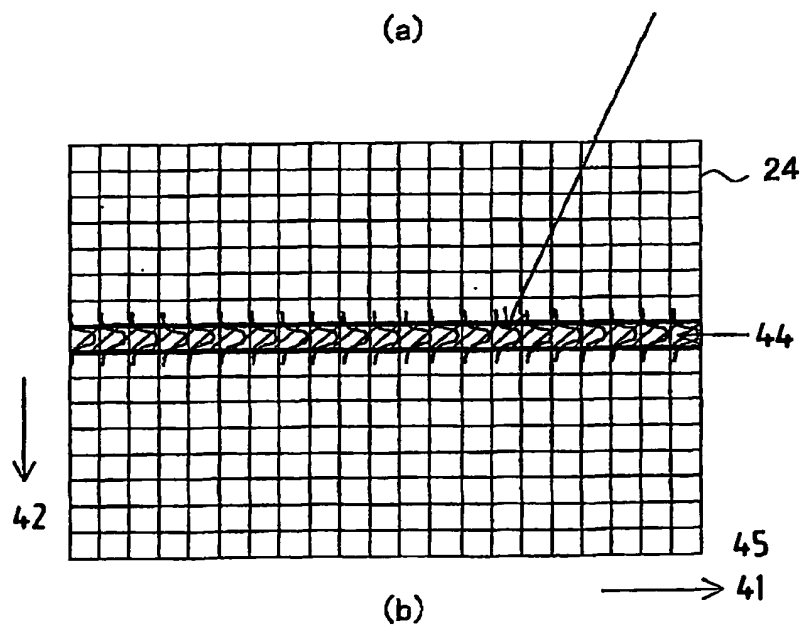
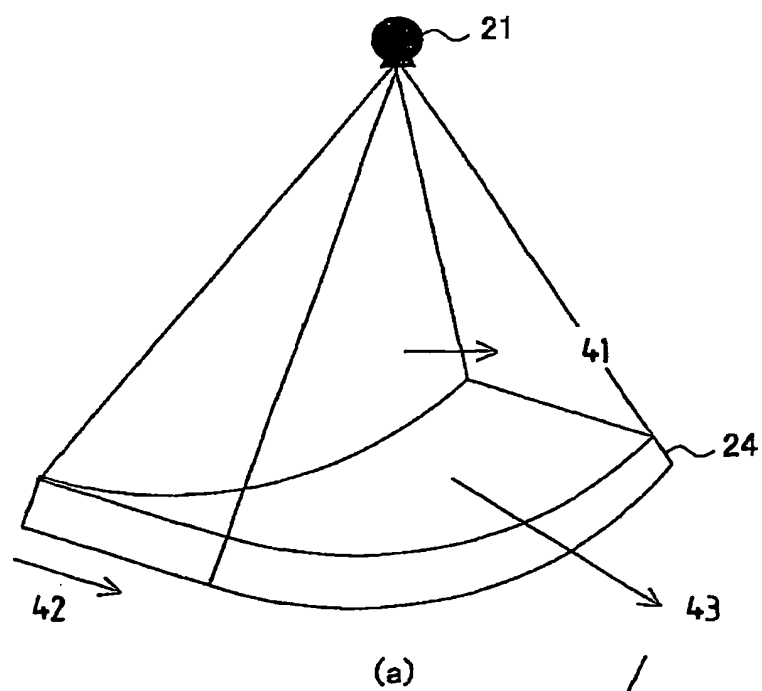
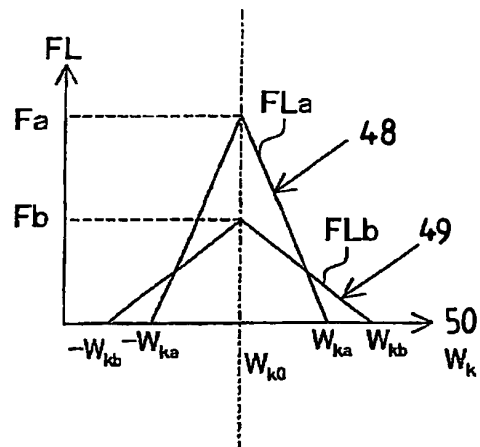


FIG.13 (a) 46



(b) 46

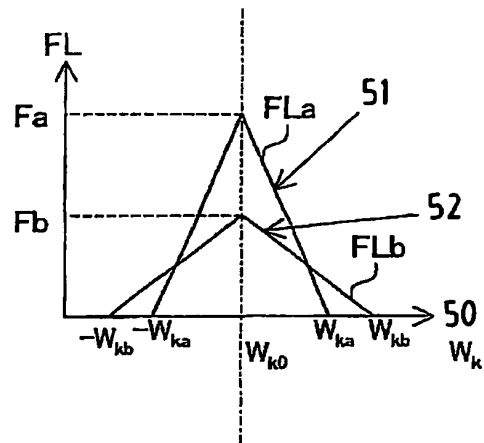


FIG.14

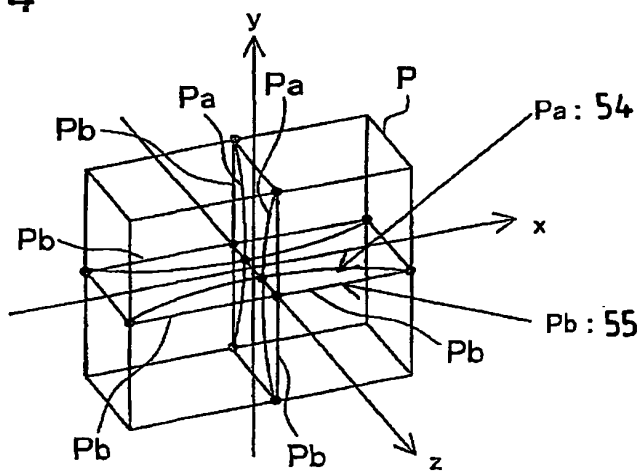


FIG. 15

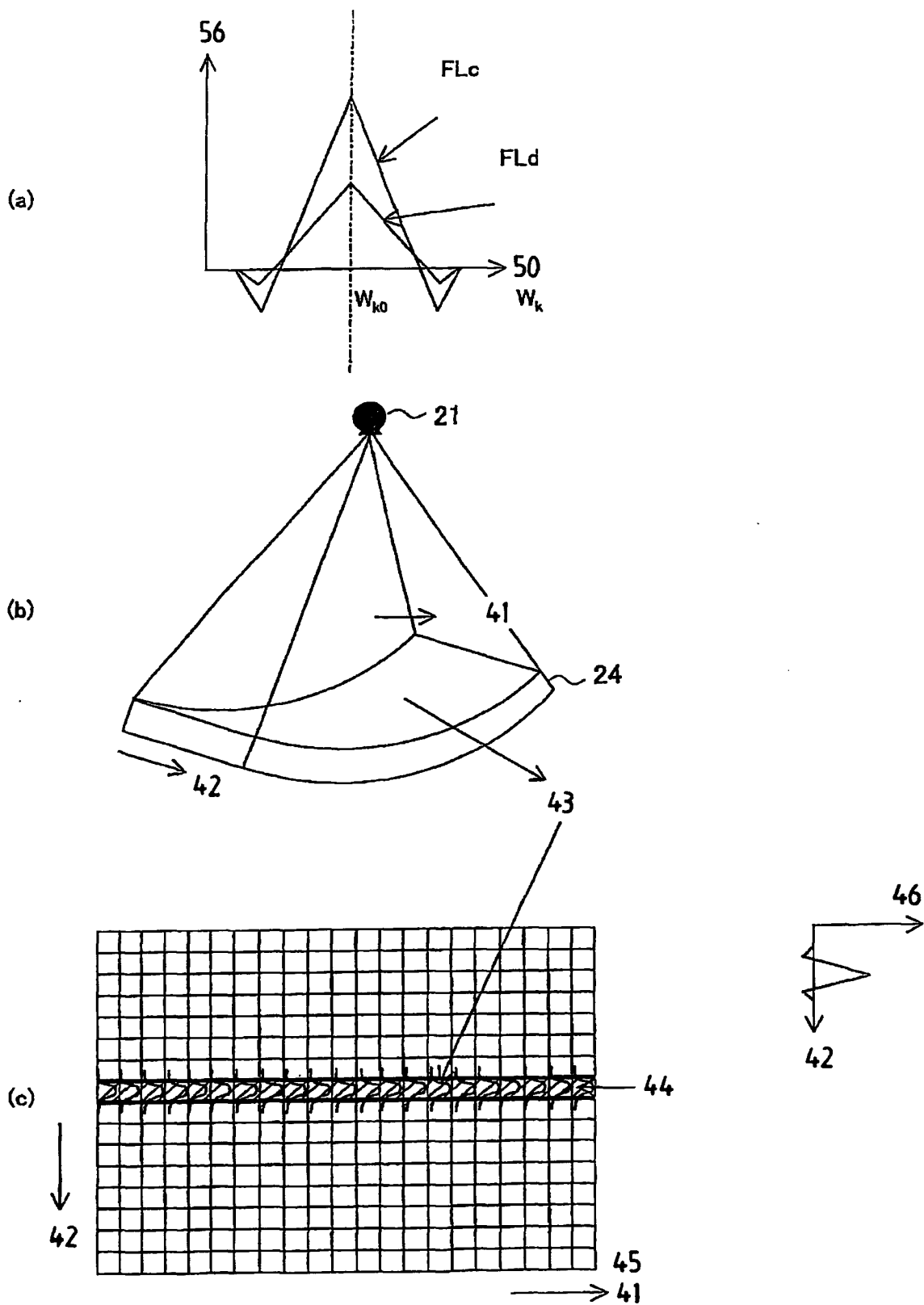


FIG. 16

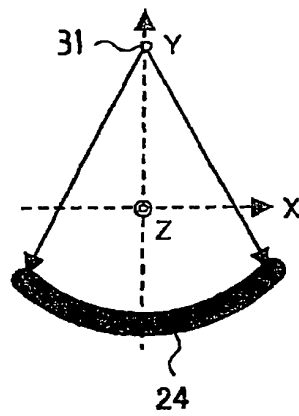


FIG. 17

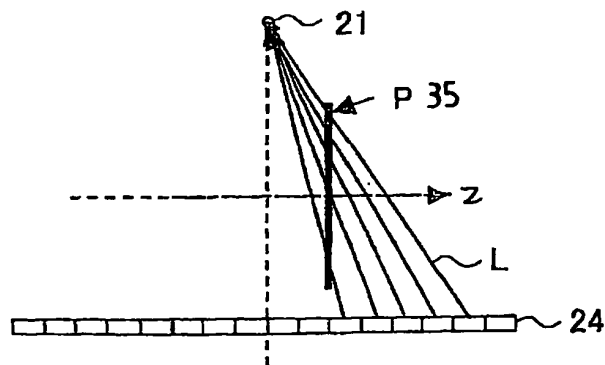


FIG. 18

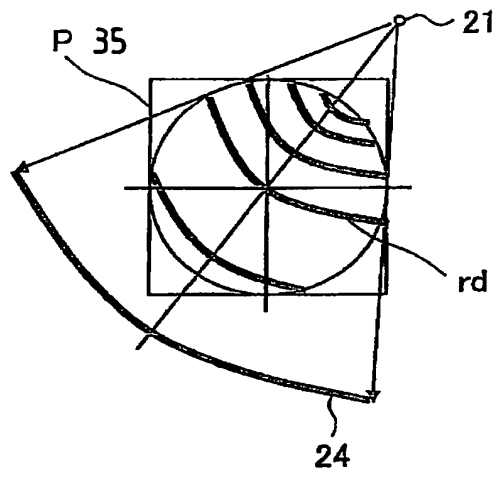


FIG. 19

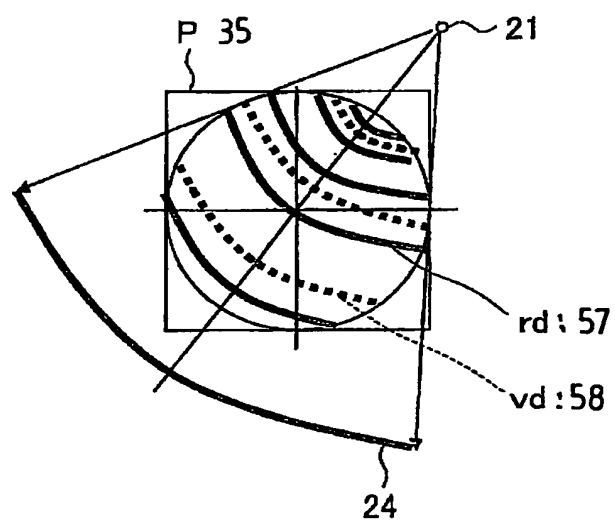


FIG.20

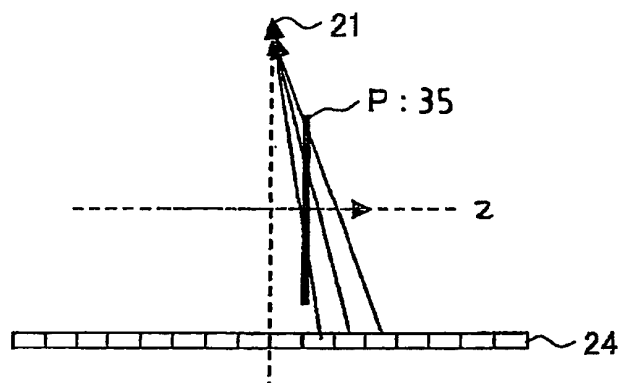


FIG.21

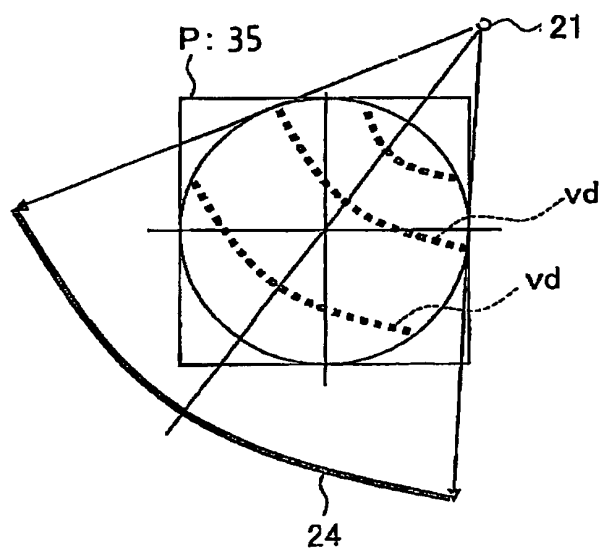


FIG. 22

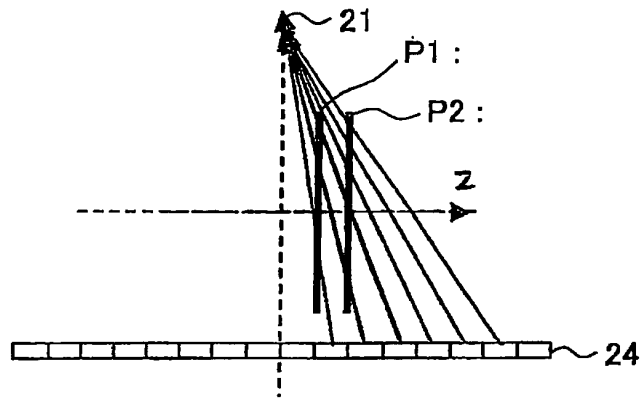


FIG. 23

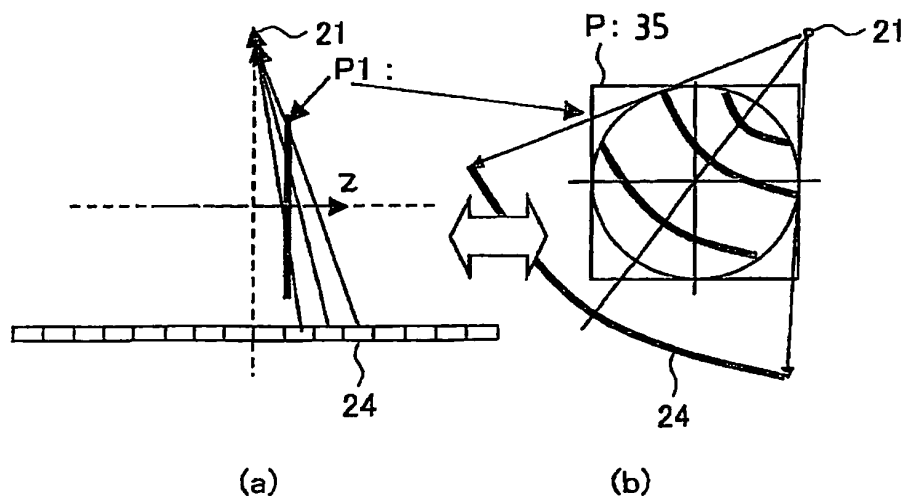


FIG.24

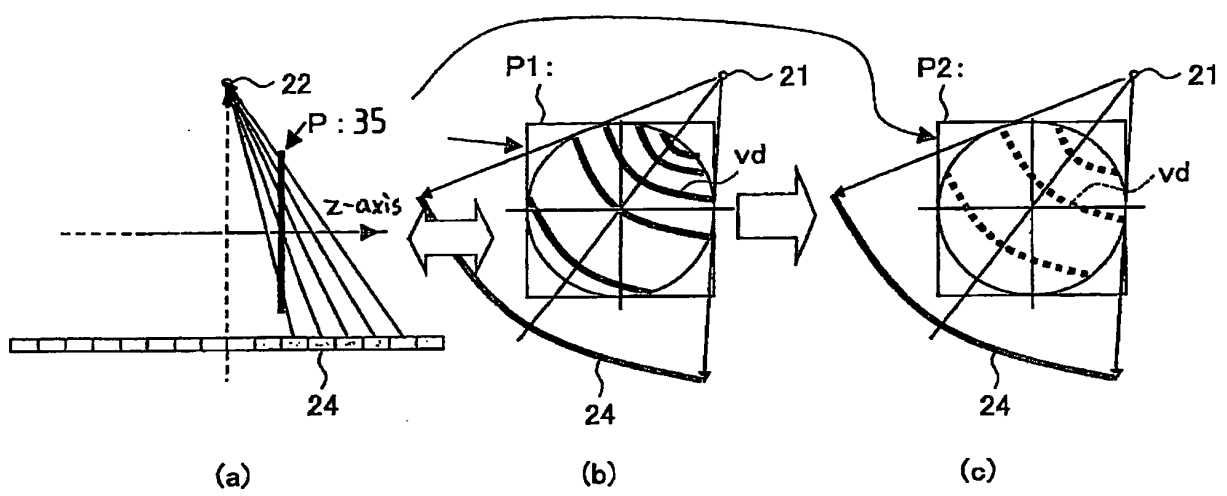


FIG. 25

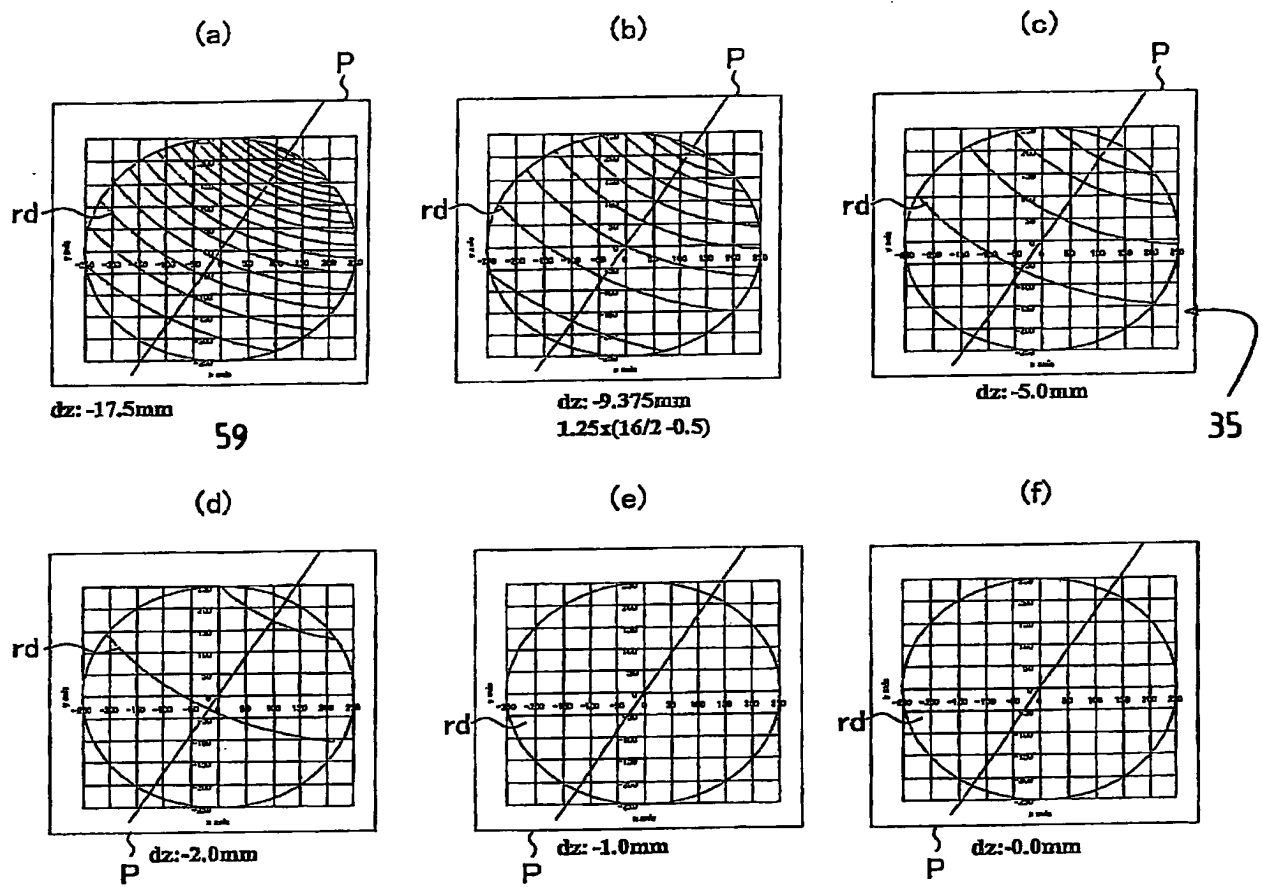


FIG.26

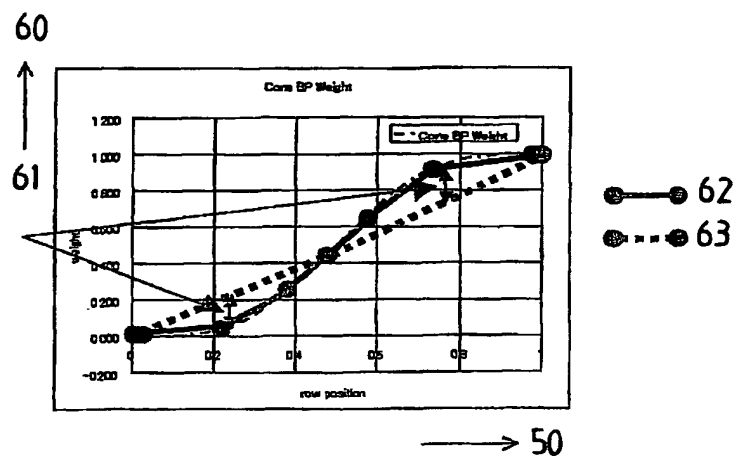


FIG.27

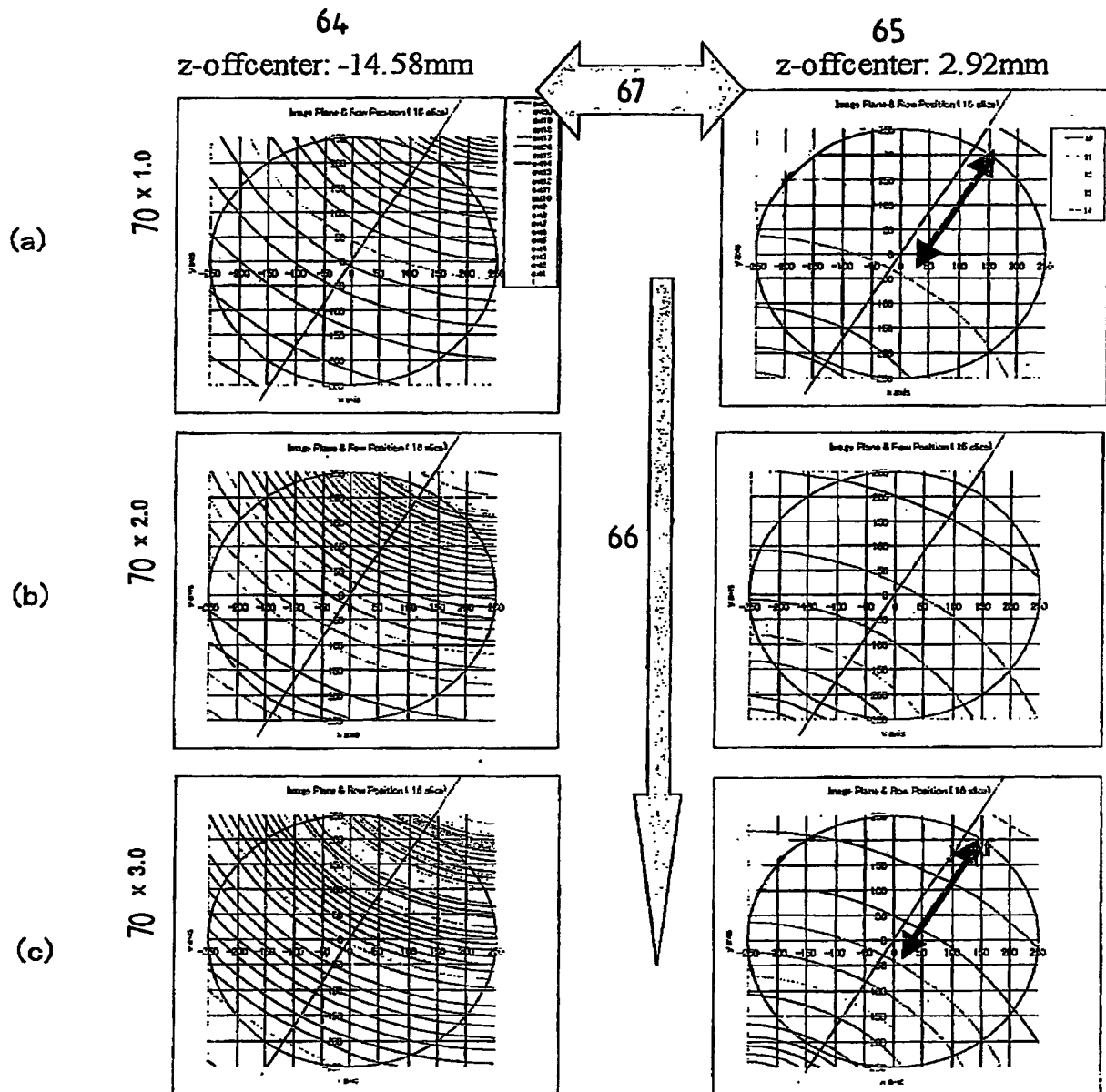


FIG.28

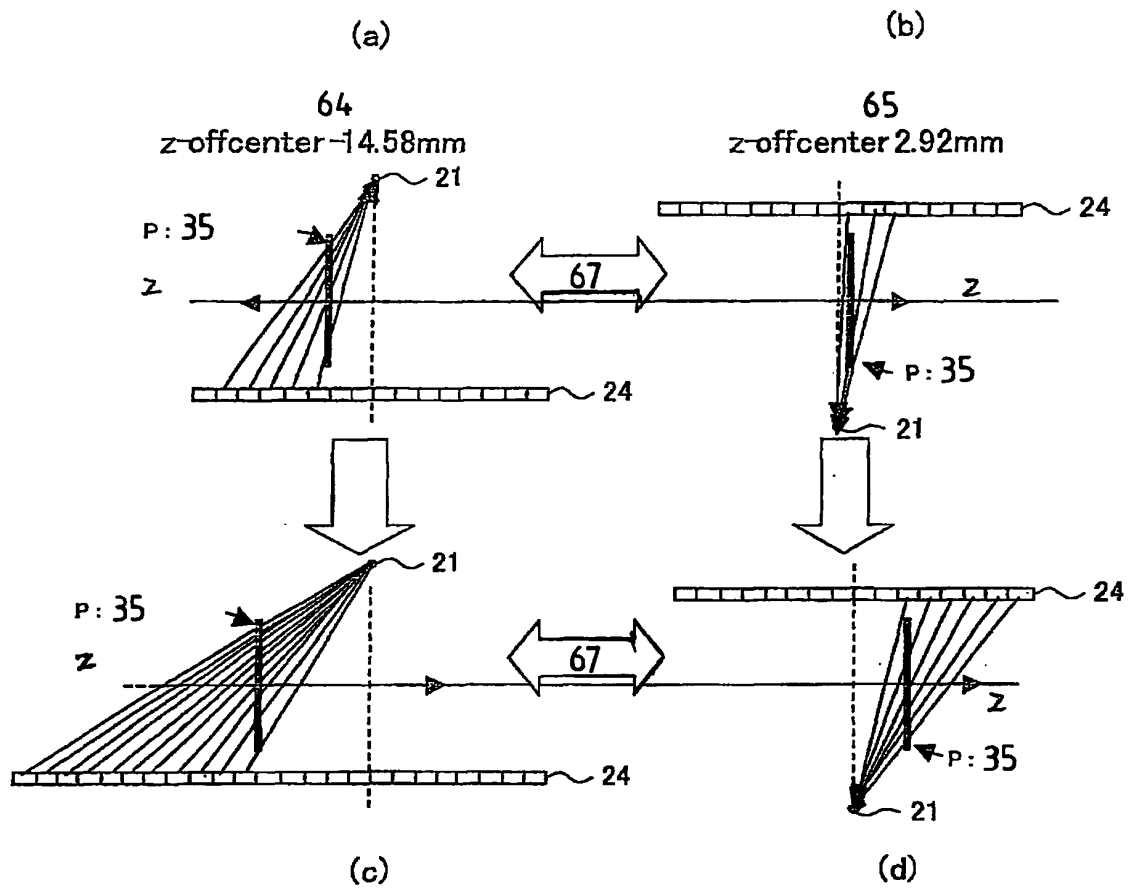


FIG.29

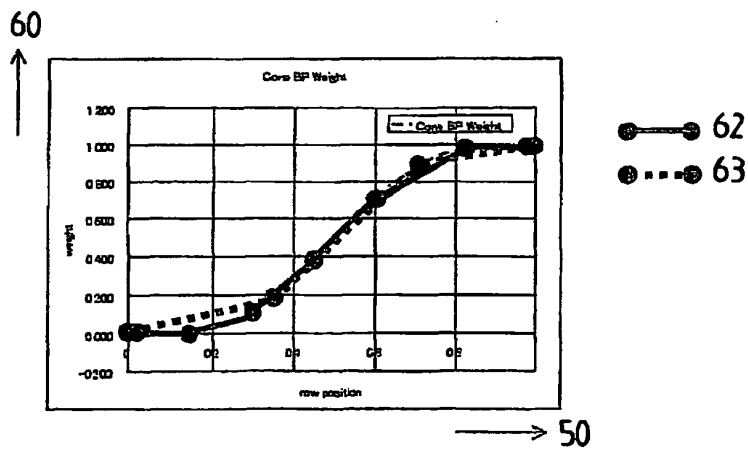


FIG.30

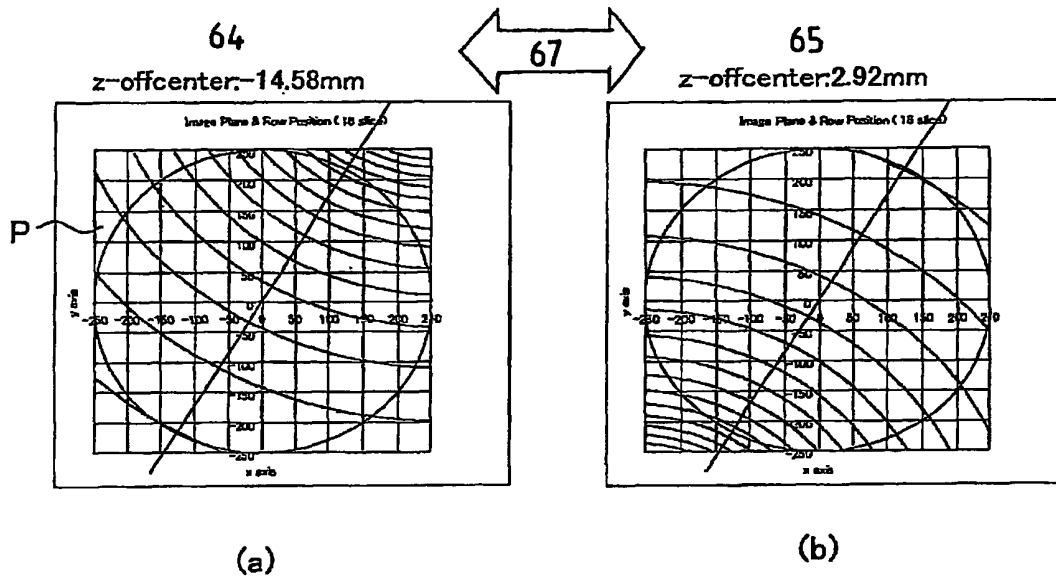
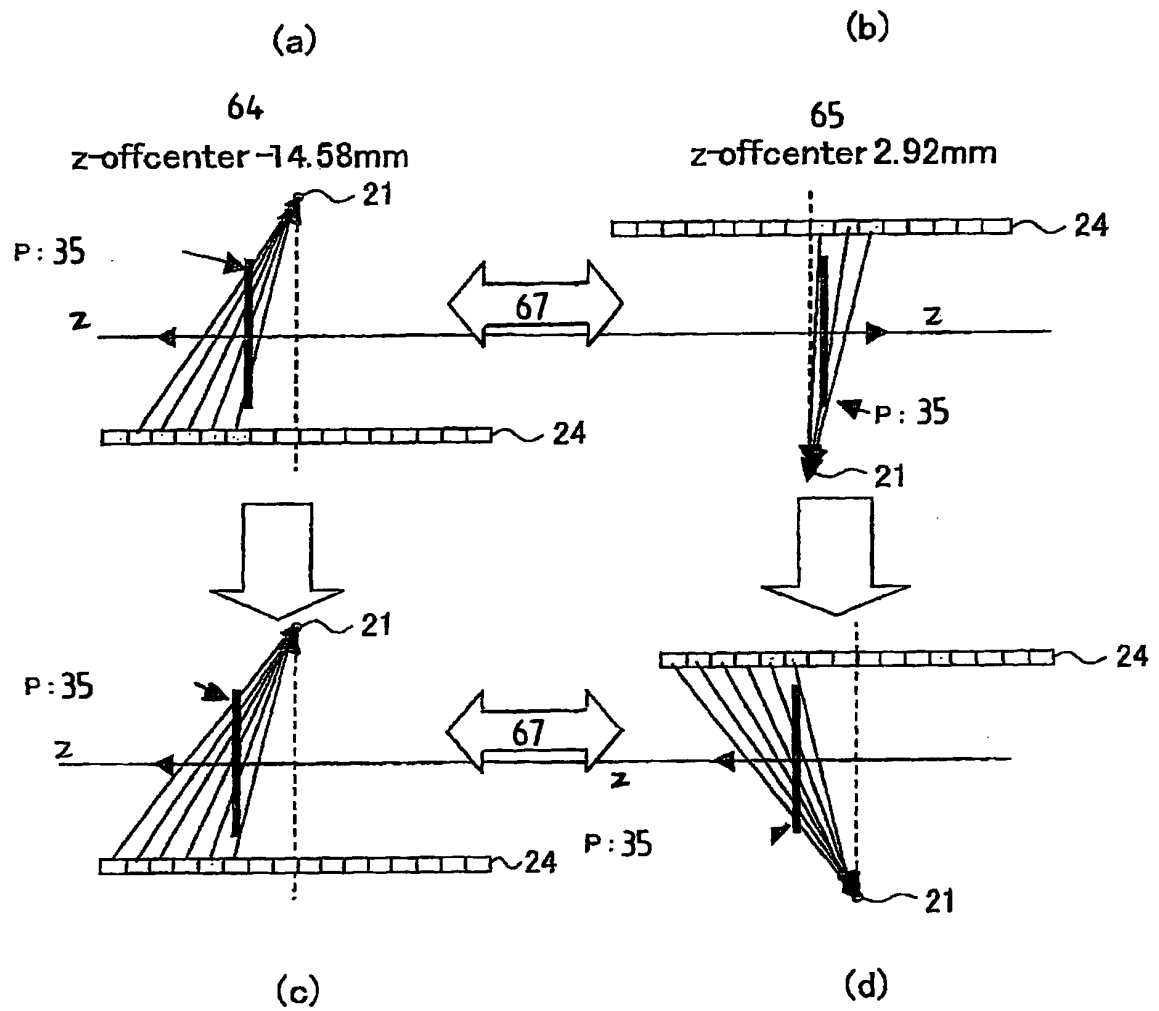


FIG.31



1032638



RAPPORT BETREFFENDE HET ONDERZOEK NAAR DE STAND VAN DE TECHNIEK

Octroolaanvraag Nr.:

NO 135838

NL 1032638

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	US 2004/047449 A1 (HAGIWARA AKIRA [JP]) 11 maart 2004 (2004-03-11) * alinea's [0011] - [0014], [0026], [0027], [0042], [0043]; figuur 1 *	1-10	INV. G01N23/04 G06T11/00
X	KAK ET AL: "PRINCIPLES OF COMPUTERIZED TOMOGRAPHIC IMAGING" 1999, IEEE PRESS, NEW YORK, NY, US, XP002435864 * pages 73,77-99,234-242, specifically 3.5, 6.4 and 6.4.1 *	1-10	
X	DONG YANG ET AL: "Implementation and evaluation of the half-scan scheme based on CBCT (cone-beam CT) system" PROCEEDINGS OF THE SPIE, SPIE, BELLINGHAM, VA, US, deel 5368, nr. 1, mei 2004 (2004-05), bladzijden 542-551, XP002422860 ISSN: 0277-786X * samenvatting * * 1 and 2.1 *	1-10	
			Onderzochte gebieden van de techniek
			G06T G01N
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 1 Juni 2007	Vooronderzoeker (EOB) Versluis, Anton
CATEGORIE VAN DE VERMELDE LITERATUUR X : op zichzelf van bijzonder belang Y : van bijzonder belang in samenhang met andere documenten van dezelfde categorie A : achtergrond van de stand van de techniek O : verwijzend naar niet op schrift gestelde van de techniek P : literatuur gepubliceerd tussen voorrangs- en indieningsdatum T : niet tijdig gepubliceerde literatuur over theorie of principe ten grondslag liggend aan de uitvinding E : andere octrooi-publicatie maar gepubliceerd op of na indieningsdatum D : in de aanvraag genoemd L : om andere redenen vermelde literatuur & : lid van dezelfde octrooifamilie, corresponderende literatuur document			

EOB FORM 02.83 (P0414)



RAPPORT BETREFFENDE HET ONDERZOEK NAAR DE STAND VAN DE TECHNIEK

Octrooiaanvraag Nr.:

NO 135838

NL 1032638

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	SONG S M -H ET AL: "Interpolation of CT slices for 3-D visualization by maximum intensity projections" ADVANCES IN MULTIMEDIA INFORMATION PROCESSING - PCM 2002. THIRD IEEE PACIFIC RIM CONFERENCE ON MULTIMEDIA. PROCEEDINGS 16-18 DEC. 2002 HSINCHU, TAIWAN, 16 december 2002 (2002-12-16), bladzijden 1065-1072, XP007902351 Advances in Multimedia Information Processing - PCM 2002. Third IEEE Pacific Rim Conference on Multimedia. Proceedings (Lecture Notes in Computer Science Vol2532) Springer-Verlag Berlin, Germany ISBN: 3-540-00262-6 * samenvatting * * 2 *	1-10	
X	STEFAN SCHALLER* ET AL: "Spiral Interpolation Algorithm for Multislice Spiral CT-Part I: Theory" IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, US, deel 19, nr. 9, september 2000 (2000-09), XP011036021 ISSN: 0278-0062 * samenvatting * * IV * -/--	1-10	Onderzochte gebieden van de techniek
Indien gewijzigde conclusies zijn ingediend, heeft dit rapport betrekking op de conclusies ingediend op :			
Plaats van onderzoek		Datum waarop het onderzoek werd voltooid	
's-Gravenhage		1 Juni 2007	
Vooronderzoeker (EOB)		Versluis, Anton	
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 voorangs- en indieningsdatum T : niet tijdig gepubliceerde literatuur over theorie of principe ten grondslag liggend aan de uitvinding E : andere octrooi publicatie maar gepubliceerd op of na indieningsdatum D : in de aanvraag genoemd L : om andere redenen vermelde literatuur & : lid van dezelfde octrooifamilie, corresponderende literatuur document			

EOB FORM 02.83 (P0414)



RAPPORT BETREFFENDE HET ONDERZOEK NAAR DE STAND VAN DE TECHNIEK

Octroolaanvraag Nr.:

NO 135838

NL 1032638

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
	-& THEOBALD FUCHS* ET AL: "Spiral Interpolation Algorithms for Multislice Spiral CT-Part II: Measurement and Evaluation of Slice Sensitivity Profiles and Noise at a Clinical Multislice System" IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, US, deel 19, nr. 9, september 2000 (2000-09), XP011036012 ISSN: 0278-0062 * samenvatting * * II.B * -----		
X	KACHELRIESS MARC ET AL: "Generalized multi-dimensional adaptive filtering for conventional and spiral single-slice, multi-slice, and cone-beam CT" MEDICAL PHYSICS, AIP, MELVILLE, NY, US, deel 28, nr. 4, april 2001 (2001-04), bladzijden 475-490, XP012011426 ISSN: 0094-2405 * samenvatting * * bladzijde 476, kolom 1 * * III.A - III.C * -----	1-10	Onderzochte gebieden van de techniek
X	FUCHS T O J ET AL: "Fast volume scanning approaches by X-ray-computed tomography" PROCEEDINGS OF THE IEEE, IEEE. NEW YORK, US, deel 91, nr. 10, oktober 2003 (2003-10), bladzijden 1492-1502, XP011100749 ISSN: 0018-9219 * samenvatting * * V.B and VI * ----- -/--	1-10	
Indien gewijzigde conclusies zijn ingediend, heeft dit rapport betrekking op de conclusies ingediend op :			
Plaats van onderzoek		Datum waarop het onderzoek werd voltooid	
's-Gravenhage		1 Juni 2007	
Vooronderzoeker (EOB)		Versluis, Anton	
CATEGORIE VAN DE VERMELDE LITERATUUR X : op zichzelf van bijzonder belang Y : van bijzonder belang in samenhang met andere documenten van dezelfde categorie A : achtergrond van de stand van de techniek O : verwijzend naar niet op schrift gestelde van de techniek P : literatuur gepubliceerd tussen voorrangs- en indieningsdatum T : niet tijdig gepubliceerde literatuur over theorie of principe ten grondslag liggend aan de uitvinding E : andere octrooi-publicatie maar gepubliceerd op of na indieningsdatum D : in de aanvraag genoemd L : om andere redenen vermelde literatuur & : lid van dezelfde octrooifamilie, corresponderende literatuur document			

EOB FORM 02/83 (P0414)



RAPPORT BETREFFENDE HET ONDERZOEK NAAR DE STAND VAN DE TECHNIEK

Octroolaanvraag Nr.:

NO 135838

NL 1032638

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	EP 1 187 070 A2 (GE MED SYS GLOBAL TECH CO LLC [US]) 13 maart 2002 (2002-03-13) * samenvatting * * alinea [0030] *	1-10	
X	US 2005/074085 A1 (HSIEH JIANG [US] ET AL) 7 april 2005 (2005-04-07) * samenvatting * * alinea's [0033] - [0035] *	1-10	
X	BRUDER* H ET AL: "Single-Slice Rebinning Reconstruction in Spiral Cone-Beam Computed Tomography" IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, US, deel 19, nr. 9, september 2000 (2000-09), XP011036010 ISSN: 0278-0062 * samenvatting * * bladzijde 875, kolom 2 *	1-10	
			Onderzochte gebieden van de techniek
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 1 Juni 2007	Vooronderzoeker (EOB) Versluis, Anton
CATEGORIE VAN DE VERMELENDE LITERATUUR X : op zichzelf van bijzonder belang Y : van bijzonder belang in samenhang met andere documenten van dezelfde categorie A : achtergrond van de stand van de techniek O : verwijzend naar niet op schrift gestelde van de techniek P : literatuur gepubliceerd tussen voorrangs- en indieningsdatum T : niet tijdig gepubliceerde literatuur over theorie of principe ten grondslag liggend aan de uitvinding E : andere octrooi-publicatie maar gepubliceerd op of na indieningsdatum D : in de aanvraag genoemd L : om andere redenen vermelde literatuur & : lid van dezelfde octrooifamilie, corresponderende literatuur document			

EOB FORM 02.83 (P0414)

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

NO 135838
NL 1032638

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.

01-06-2007

In het rapport genoemd octrooigeschrift	Datum van publicatie	Overeenkomend(e) geschrift(en)	Datum van publicatie
US 2004047449 A1	11-03-2004	CN 1483384 A	24-03-2004
		EP 1394746 A2	03-03-2004
		JP 2004073360 A	11-03-2004
EP 1187070 A2	13-03-2002	CN 1340329 A	20-03-2002
		JP 2002085397 A	26-03-2002
		KR 20020018160 A	07-03-2002
		US 2002075991 A1	20-06-2002
US 2005074085 A1	07-04-2005	CN 1636513 A	13-07-2005
		DE 102004048402 A1	19-05-2005
		JP 2005111269 A	28-04-2005
		NL 1027185 C2	31-01-2006
		NL 1027185 A1	08-04-2005



OCTROOICENTRUM NEDERLAND

SCHRIFTELIJKE OPINIE

DOSSIER NUMMER NO135838	INDIENINGSDATUM 06.10.2006	VOORRANGSDATUM 07.10.2005	AANVRAAGNUMMER NL1032638
CLASSIFICATIE INV. G01N23/04 G06T11/00			
AANVRAGER GE Medical Systems Global Technology Company, LLC			

Deze schriftelijke opinie bevat een toelichting op de volgende onderdelen:

- ☒ Onderdeel I Basis van de schriftelijke opinie
- ☐ Onderdeel II Voorrang
- ☐ Onderdeel III Vaststelling nieuwheid, inventiviteit en industriële toepasbaarheid niet mogelijk
- ☐ Onderdeel IV De aanvraag heeft betrekking op meer dan één uitvinding
- ☒ Onderdeel V Gemotiveerde verklaring ten aanzien van nieuwheid, inventiviteit en industriële toepasbaarheid
- ☐ Onderdeel VI Andere geciteerde documenten
- ☐ Onderdeel VII Overige gebreken
- ☐ Onderdeel VIII Overige opmerkingen

	DE BEVOEGDE AMBTENAAR Versluis, Anton
--	--

SCHRIFTELIJKE OPINIE

Aanvraag nr.:

NL1032638

Onderdeel I Basis van de Schriftelijke Opinie

1. Deze schriftelijke opinie is opgesteld op basis van de meest recente conclusies ingediend voor aanvang van het onderzoek.
2. Met betrekking tot **nucleotide en/of aminozuur sequenties** die genoemd worden in de aanvraag en relevant zijn voor de uitvinding zoals beschreven in de conclusies, is dit onderzoek gedaan op basis van:
 - a. type materiaal:
 - ☐ sequentie opsomming
 - ☐ tabel met betrekking tot de sequentie lijst
 - b. vorm van het materiaal:
 - ☐ op papier
 - ☐ in elektronische vorm
 - c. moment van indiening/aanlevering:
 - ☐ opgenomen in de aanvraag zoals ingediend
 - ☐ samen met de aanvraag elektronisch ingediend
 - ☐ later aangeleverd voor het onderzoek
3. ☐ In geval er meer dan één versie of kopie van een sequentie opsomming of tabel met betrekking op een sequentie is ingediend of aangeleverd, zijn de benodigde verklaringen ingediend dat de informatie in de latere of additionele kopieën identiek is aan de aanvraag zoals ingediend of niet meer informatie bevatten dan de aanvraag zoals oorspronkelijk werd ingediend.
4. Overige opmerkingen:

SCHRIFTELIJKE OPINIE

Aanvraag nr.:
NL1032638

Onderdeel V Gemotiveerde verklaring ten aanzien van nieuwheid, inventiviteit en industriële toepasbaarheid

1. Verklaring

Nieuwheid	Ja: Conclusies Nee: Conclusies 1-10
Inventiviteit	Ja: Conclusies Nee: Conclusies 1-10
Industriële toepasbaarheid	Ja: Conclusies Nee: Conclusies 1-10

2. Citaties en toelichting:

Zie aparte bladzijde

Re Item V

Reasoned statement with regard to novelty, inventive step or industrial applicability; citations and explanations supporting such statement

1 The application

The application is in the field of computerized tomography (CT), specifically the improvement of reconstruction algorithms (see the description of the application, page 1, lines 1-3). The technical problem is to improve the quality of the reconstructed image (page 7, lines 7-12).

The proposed solution, according to the description, page 7, lines 13-17, involves filtering in the z-direction (the row direction of the detector), before or after a (separately) filtered backprojection.

2 Prior art

Reference is made to the following documents:

- D1: US 2004/047449 A1 (HAGIWARA AKIRA [JP]) 11 maart 2004 (2004-03-11)
- D2: KAK ET AL: "PRINCIPLES OF COMPUTERIZED TOMOGRAPHIC IMAGING" 1999, IEEE PRESS, NEW YORK, NY, US
- D3: DONG YANG ET AL: "Implementation and evaluation of the half-scan scheme based on CBCT (cone-beam CT) system" PROCEEDINGS OF THE SPIE, SPIE, BELLINGHAM, VA, US, deel 5368, nr. 1, mei 2004 (2004-05), bladzijden 542-551, XP002422860 ISSN: 0277-786X
- D4: SONG S M -H ET AL: "Interpolation of CT slices for 3-D visualization by maximum intensity projections" ADVANCES IN MULTIMEDIA INFORMATION PROCESSING - PCM 2002. THIRD IEEE PACIFIC RIM CONFERENCE ON MULTIMEDIA. PROCEEDINGS 16-18 DEC. 2002 HSINCHU, TAIWAN, 16 December 2002 (2002-12-16), bladzijden 1065-1072, XP007902351 Advances in Multimedia Information Processing - PCM 2002. Third IEEE Pacific Rim Conference on Multimedia. Proceedings (Lecture Notes in Computer Science Vol2532) Springer-Verlag Berlin, Germany ISBN: 3-540-00262-6
- D5: STEFAN SCHALLER ET AL: "Spiral Interpolation Algorithm for Multislice Spiral CT-Part I: Theory" IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, US, deel 19, nr. 9, September 2000

- (2000-09), XP011036021 ISSN: 0278-0062
- D6: KACHELRIESS MARC ET AL: "Generalized multi-dimensional adaptive filtering for conventional and spiral single-slice, multi-slice, and cone-beam CT" MEDICAL PHYSICS, AIP, MELVILLE, NY, US, deel 28, nr. 4, April 2001 (2001-04), bladzijden 475-490, XP012011426 ISSN: 0094-2405
- D7: FUCHS T O J ET AL: "Fast volume scanning approaches by X-ray-computed tomography" PROCEEDINGS OF THE IEEE, IEEE. NEW YORK, US, deel 91, nr. 10, oktober 2003 (2003-10), bladzijden 1492-1502, XP011100749 ISSN: 0018-9219
- D8: EP-A2-1 187 070 (GE MED SYS GLOBAL TECH CO LLC [US]) 13 maart 2002 (2002-03-13)
- D9: US 2005/074085 A1 (HSIEH JIANG [US] ET AL) 7 April 2005 (2005-04-07)
- D10: BRUDER H ET AL: "Single-Slice Rebinning Reconstruction in Spiral Cone-Beam Computed Tomography" IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, US, deel 19, nr. 9, September 2000 (2000-09), XP011036010 ISSN: 0278-0062

3 Clarity

The following claims do not meet the requirements concerning clarity.

- 3.1 In claim 6, the term "deconvolutie" is not clear. Any filter that has an inverse can be seen as the deconvolution of that inverse. From the description, among others figure 15a, it is assumed that a *sharpening* filter with a similar shape is meant.
- 3.2 Claim 7 defines a non-linear weight "niet-lineaire weegcoëfficiënt". Because a weight is a scalar, the term non-linear weight makes no sense. If a non-linear dependency of the weight on another variable is meant, it's definition must be included. This option is excluded from the claim for purposes of examination.

4 Novelty

The application does not fulfill the requirements of novelty, because the subject-matter defined by claims 1-10 is not new.

- 4.1 D1 discloses in §0011-§0013 a method for reconstructing an tomographic image

based on projection data (see §0011), collected by a multi-row X-ray detector (§0011, "*multi-row detector X-ray CT apparatus*"), the method comprising:

- a first step of applying a row-directional filter convolution (§0011, "*Z-filter weights*" and §0025, "*detector rows are multiplied by Z-filter weights*")
- a second step of applying a reconstruction filter convolution to the data obtained by the first step (§0011, "*reconstruction weights*"), and
- a third step of reconstructing by means of a 3D backprojection process based on the data obtained by the second step (§0011, "*backprojection processing*").

This anticipates the subject-matter of claim 1.

- 4.2 Claim 2 defines an apparatus for implementing the method of claim 1. The same objections therefore apply, mutatis mutandis.
- 4.3 Claim 3 defines an apparatus as in claim 2, with the difference that the row-directional filter and the reconstruction filter have been reversed in order. This order is disclosed in D1, e.g. in §0020. Moreover, because the filters are linear, this order is equivalent and no technical effect is obtained. Even if an effect were obtained, this arrangement would be an obvious design choice to the skilled person. For all of these reasons, this subject-matter would not be inventive, even if it were novel.
- 4.4 The additional subject-matter of claims 4 and 5, i.e. that the weights differ from channel to channel and from row to row is implicit from §0014, where the weights are defined through an interpolation. Because the distances to the interpolation points to be differ from channel to channel, and from row to row, e.g. because a fan beam is used, this implies different weights in each case. It is also apparent from §0079 and figure 6, where weights w1-w6 clearly differ in value. Moreover, the use of different values in a filter is well known in the field. Apart from this, without defining how the weights differ, it remains obscure what technical effect is achieved. For both of these reasons, this subject-matter would not be inventive, even if it were novel.
- 4.5 The abovementioned subject-matter is also anticipated by D2, see e.g. page 82, last paragraph, "weighted filtered backprojection", which is elaborated upon on the following pages. The subject-matter defined in the preamble of claim 1 is, among others, implicit from the title of D2.

- 4.6 D2, a standard textbook in the field, also reveals a sharpening filter on page 73. Because D2 also discloses the subject-matter of claim 2-5, the subject-matter of claim 6, in the interpretation given in § 3.1 of this communication, is not novel. Because it is well-known, its addition to D1 or the other documents is trivial and therefore obvious.
- 4.7 Claim 7, with due regard for the clarity objection, defines a substep in performing a filtered backprojection, which is therefore implied in D1 and the other documents. Should the applicant have meant to define that the linearly or multi-point weighted summation is applied separately, *before* the backprojection, the attention is drawn to e.g. §0014 of D1, which defines the weights as being multi-point interpolation weights, anticipating also the latter supposed subject-matter. Moreover, interpolation being well-known in the art, this subject-matter would not involve an inventive step in any case.
- 4.8 The interpolation process also anticipates the subject-matter of claim 8. Similar applicable interpolation processes are disclosed by D2, page 234-242, § 6.4 - §6.4.1, *"Interpolation and a Filtered ..."*, also anticipating the subject-matter of claims 7 and 8.
- 4.9 The subject-matter of claims 9 and 10 deals with the application of filtering (e.g. interpolation) to the alignment of data from multiple directions. This is well-known from D2, page 93-99, §3.5, entitled *"Fan Beam Reconstruction from a Limited Number of Views"*. Because D2 also discloses the subject-matter of claim 1-8, the subject-matter of claims 9 and 10 is not novel. The addition of this subject-matter to the other documents would also be trivial and would not involve an inventive step. The attention is also drawn to the fact that D2 uses the same constraints on the weights ($\omega_a + \omega_b = 1$) as is done in the application on page 28, line 10 as can be seen from D2, page 98, formula 145. A very similar expression for the weighting function can be found in D2, page 99, formula 150.

5 Inventive step

The application does not fulfill the requirements of an inventive step, because the subject-matter of claims 1-10 is obvious and/or without a surprising effect.

- 5.1 The skilled person would have trouble carrying out the subject-matter of page 28-29, specifically the formulas 8, 9, 10, 13, 14 and 15. Among others, it concerns the following problems:
- wa and wb are not further defined throughout the application (formulas 13-14)
 - aa and ab are not further defined throughout the application (formulas 9-10,15)
 - b is not further defined throughout the application (formula 12)

Except for wa and wb, which might be read as ωa and ωb , there is no obvious correction possible. This is exacerbated by the fact that the function or working of these formulas is not further explained.

Without specific knowledge of the mathematics that are to be applied, the subject-matter of the application reduces to the simple concept that a filter can be applied to CT scan data. Without specifics on this filter, no technical effect, let alone a surprising technical effect is achieved. Without such an effect, no inventive step can be involved.

- 5.2 Similar objections apply to page 30-34 of the description, which describe the application of interpolation to compensate for different pitches in a helical scan. It is not disclosed how this is to be put into effect. If this subject-matter were to be claimed, it would therefore not involve an inventive step.
- 5.3 These objections may also be formulated as lack of industrial applicability.
- 5.4 The technical function and working of the invention as claimed not being disclosed properly, as set out in §4.1 of this communication, The subject-matter of the application is at least rendered obvious, if not anticipated, by D3 - D10, which disclose the use of filtering with weights in the Z-direction, in the passages from the search report.

Onderdeel V

Beargumenteerde verklaring met betrekking tot de nieuwheid, inventiviteit of industriële toepasbaarheid; referenties en toelichting ter ondersteuning van deze verklaring

1 De aanvraag

De aanvraag heeft betrekking op röntgencomputertomografie (CT), en meer in het bijzonder het verbeteren van reconstructiealgoritmen (zie de beschrijving van de aanvraag, bladzijde 1, regels 1-3). Het technisch probleem is het verbeteren van de kwaliteit van het gereconstrueerde beeld (bladzijde 7, regels 7-12). De voorgestelde oplossing, volgens de beschrijving, bladzijde 7, regels 13-17, betreft filtering in de z-richting (in de richting van de rij van de detector), voor of na een (afzonderlijke) gefilterde terugprojectie.

2 Stand van de techniek

Er wordt verwezen naar de volgende documenten:

- D1: US 2004/047449 A1 (HAGIWARA AKIRA [JP]) 11 maart 2004 (2004-03-11)
- D2: KAK ET AL: "PRINCIPLES OF COMPUTERIZED TOMOGRAPHIC IMAGING" 1999, IEEE PRESS, NEW YORK, NY, US
- D3: DONG YANG ET AL: "Implementation and evaluation of the half-scan scheme based on CBCT (cone-beam CT) system" PROCEEDINGS OF THE SPIE, SPIE, BELLINGHAM, VA, US, deel 5368, nr. 1, mei 2004 (2004-05), bladzijden 542-551, XP002422860 ISSN: 0277-786X
- D4: SONG S M -H ET AL: "Interpolation of CT slices for 3-D visualization by maximum intensity projections" ADVANCES IN MULTIMEDIA INFORMATION PROCESSING - PCM 2002. THIRD IEEE PACIFIC RIM CONFERENCE ON MULTIMEDIA. PROCEEDINGS 16-18 DEC. 2002 HSINCHU, TAIWAN, 16 december 2002 (2002-12-16), bladzijden 10651072, XP007902351 Advances in Multimedia Information Processing - PCM 2002. Third IEEE Pacific Rim Conference on Multimedia. Proceedings (Lecture Notes in Computer Science Vol2532) Springer-Verlag Berlijn, Duitsland ISBN: 3-540-00262-6
- D5: STEFAN SCHALLER ET AL: "Spiral Interpolation Algorithm for Multislice Spiral CT-Part I: Theory" IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, US, deel 19, nr. 9, september 2000 (2000-09), XP011 036010 ISSN: 0278-0062
- D6: KACHELRIESS MARC ET AL: "Generalized multi-dimensional adaptive filtering for conventional and spiral single-slice, multi-slice, and cone-beam CT" MEDICAL PHYSICS, AIP, MELVILLE, NY, US, deel 28, nr. 4, april 2001 (2001-04), bladzijden 475-490, XP012011426 ISSN: 0094-2405

- D7: FUCHS T O J ET AL: "Fast volume scanning approaches by X-ray-computed tomography" PROCEEDINGS OF THE IEEE, IEEE. NEW YORK, US, deel 91, nr. 10, oktober 2003 (2003-10), bladzijden 1492-1502, XP011100749 ISSN: 0018-9219
- D8: EP-A2-1 187070 (GE MED SYS GLOBAL TECH CO LLC [US]) 13 maart 2002 (2002-03-13)
- D9: US 2005/074085 A1 (HSIEH JIANG [US] ET AL) 7 april 2005 (2005-04-07)
- D10: BRUDER H ET AL: "Single-Slice Rebinning Reconstruction in Spiral ConeBeam Computed Tomography" IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, US, deel 19, nr. 9, september 2000 (2000-09), XP011 03601 0 ISSN: 0278-0062

3 Duidelijkheid

De volgende conclusies beantwoorden niet aan de eisen omtrent de duidelijkheid.

- 3.1 In conclusie 6 is de term "deconvolutie" niet duidelijk. Iedere filter met een inverse kan worden beschouwd als de deconvolutie van die inverse. Uit de beschrijving, onder andere figuur 15a, wordt aangenomen dat een *verscherpende* filter met een soortgelijke vorm wordt bedoeld.
- 3.2 Conclusie 7 definieert een "niet-lineaire weegcoëfficiënt". Omdat een gewicht een scalaire is, is de term "niet-lineair gewicht" een loze aanduiding. Wanneer een niet-lineaire afhankelijkheid van het gewicht van een andere variabele wordt bedoeld, dat moet de definitie daarvan eveneens opgenomen worden. Deze optie wordt ten behoeve van het onderzoek van de conclusie uitgesloten.

4 Nieuwheid

De aanvraag voldoet niet aan de eisen van nieuwheid, omdat de materie als gedefinieerd door de conclusies 1-10 niet nieuw is.

- 4.1 D1 openbaart in §0011-§0013 een werkwijze voor het reconstrueren van een tomografisch beeld op basis van projectiegegevens (*zie §0011*) die zijn verzameld door een multi-rij röntgenstralendetector (§0011, "*multi-rij detector röntgenstraal CT-apparaat*"), waarbij de werkwijze omvat:
- een eerste stap van het toepassen van een rij-directionele filterconvolutie (§0011, "*Z-filter gewichten*" en §0025, "*detectorrijen worden vermenigvuldigd met Z-filter gewichten*")
 - een tweede stap van het toepassen van een reconstructiefilterconvolutie op de gegevens die door de eerste stap zijn verkregen (§0011, "*reconstructiegewichten*"), en

- een derde stap van het reconstrueren door middel van een 3D terugprojectieproces op basis van de door de tweede stap verkregen gegevens (§0011, "terugprojectiebewerking").

Dit loopt vooruit op de materie volgens conclusie 1.

- 4.2 Conclusie 2 definieert een inrichting voor het implementeren van de werkwijze volgens conclusie 1. Derhalve gelden hier, mutatis mutandis, dezelfde bezwaren.
- 4.3 Conclusie 3 definieert een inrichting als in conclusie 2, met het verschil dat de volgorde van de rijdirectionele filter en de reconstructiefilter is omgekeerd. Deze volgorde wordt geopenbaard in D1, bijv. in §0020. Bovendien, doordat de filters lineair zijn, is deze volgorde gelijkwaardig en wordt er geen technisch gevolg verkregen. Zelfs indien een gevolg zou worden verkregen, zou deze opstelling voor een deskundige op dit gebied duidelijk een ontwerpkeuze zijn. Gezien al deze redenen is onderhavige materie niet inventief, zelfs al ware deze nieuw.
- 4.4 De bijkomende materie volgens de conclusies 4 en 5, dat wil zeggen dat de gewichten per kanaal en per rij verschillen, blijkt impliciet uit §0014, waar de gewichten door een interpolatie worden gedefinieerd. Omdat de afstanden naar de interpolatiepunten per kanaal en per rij verschillen, bijvoorbeeld omdat een waaierbundel wordt gebruikt, impliceert dit voor ieder geval verschillende gewichten. Dit blijkt tevens uit §0079 en figuur 6, waar de gewichten w1-w6 duidelijk in waarde verschillen. Bovendien is het gebruik van verschillende waarden algemeen bekend binnen het vakgebied. Afgezien hiervan blijft het onduidelijk welk technisch gevolg wordt verkregen wanneer de verschillen tussen de gewichten niet worden gedefinieerd. Gezien deze beide redenen is onderhavige materie niet inventief, zelfs al ware deze nieuw.
- 4.5 Bovengenoemde materie wordt eveneens geanticipeerd door D2, zie bijvoorbeeld bladzijde 82, laatste alinea, "gewogen gefilterde terugprojectie", hetgeen op de volgende bladzijden nader wordt uitgewerkt. De materie als gedefinieerd in de aanhef van conclusie 1 blijkt, onder andere, impliciet uit de titel van D2.
- 4.6 D2, een standaardwerk binnen het vakgebied, openbaart op bladzijde 73 eveneens een scherpende filter. Aangezien D2 ook de materie van de conclusies 2-5 openbaart, is de materie van conclusie 6, in de interpretatie die wordt gegeven in § 3.1 van onderhavige opinie, niet nieuw. Omdat deze algemeen bekend is, is de toevoeging ervan aan D1 of de andere documenten onbeduidend en derhalve voor de handliggend.
- 4.7 Conclusie 7 definieert, met inachtneming van het bezwaar aangaande de duidelijkheid, een substap in het uitvoeren van een gefilterde terugprojectie, welke derhalve wordt bedoeld in D1 en de andere documenten. Ingeval de aanvrager bedoelde te definiëren dat de lineaire of multi-rij sommatie, voor de

terugprojectie, apart wordt toegepast, wordt de aandacht gevestigd op bijvoorbeeld §0014 van D1, waarin de gewichten worden gedefinieerd als zijnde multipunts interpolatiegewichten, daarbij tevens vooruitlopend op deze laatste veronderstelde materie.

Bovendien, aangezien interpolatie algemeen bekend is binnen het vakgebied, zou de materie nimmer enige inventiviteit omvatten.

4.8 Ook het interpolatieproces loopt vooruit op de materie volgens conclusie 8. Soortgelijke toepasbare interpolatieprocessen worden geopenbaard door D2, bladzijde 234-242, § 6.4, § 6.4.1, "*Interpolation and a Filtered ...*", daarbij eveneens vooruitlopend op de materie volgens de conclusies 7 en 8.

4.9 De materie volgens de conclusies 9 en 10 betreft het toepassen van filtering (bijvoorbeeld interpolatie) op de afstemming van gegevens afkomstig uit meerdere richtingen. Dit is bekend uit D2, bladzijde 93-99, §3.5, getiteld "*Fan Beam Reconstruction from a Limited Number of Views*". Aangezien D2 ook de materie volgens de conclusies 1-8 openbaart, is de materie volgens de conclusies 9 en 10 niet nieuw. Het toevoegen van onderhavige materie aan de andere documenten zou eveneens van onbeduidend belang zijn en geen inventiviteit omvatten.

Daarnaast wordt de aandacht gevestigd op het feit dat D2 dezelfde beperkingen op de gewichten ($w_a + w_b = 1$) hanteert als gedaan in de aanvraag op bladzijde 28, regel 10, zoals af te leiden valt uit D2, bladzijde 98, formule 145. Een bijzonder gelijkende expressie voor de wegingsfunctie is te vinden in D2, bladzijde 99, formule 150.

5 Inventiviteit

De aanvraag voldoet niet aan de eisen van inventiviteit, omdat de materie volgens de conclusies 1-10 voor de hand liggend en/of zonder verrassend gevolg is.

5.1 Voor een deskundige binnen het vakgebied zou het lastig zijn de materie van bladzijde 28-29 uit te voeren, in het bijzonder de formules 8, 9, 10, 13, 14 en 15. Dit levert, onder andere, de volgende problemen op:

- w_a en w_b worden nergens in de aanvraag gedefinieerd (formules 13-14)
- a_a en a_b worden nergens in de aanvraag gedefinieerd (formules 9-10, 15)
- b wordt nergens in de aanvraag gedefinieerd (formule 12).

Met uitzondering van w_a en w_b , die wellicht gelezen kunnen worden als w_a en w_b , is geen voor de handliggende correctie mogelijk. Daar komt nog eens bij dat de functie of werking van deze formules niet nader wordt uitgelegd.

Zonder specifieke kennis van de toe te passen mathematica wordt de materie van de aanvraag eenvoudigweg gereduceerd tot het concept dat een filter kan worden toegepast op de gegevens van een CT-scan. Indien deze filter niet wordt nader wordt gespecificeerd wordt geen technisch gevolg bereikt, laat staan een verrassend gevolg. Zonder een dergelijk gevolg is er geen sprake van inventiviteit.

- 5.2 Soortgelijke bezwaren gelden voor bladzijde 30-34 van de beschrijving, welke het toepassen van interpolatie beschrijft ter compensatie van verschillende pitches in een schroefvormige aftasting. Er wordt niet geopenbaard hoe dit in gang gezet moet worden. Indien de conclusies deze materie zouden betreffen, zou dit derhalve geen inventiviteit omvatten.
- 5.3 Deze bezwaren kunnen ook worden geformuleerd als het ontbreken van industriële toepasbaarheid.
- 5.4 Aangezien de technische functie en werking van de uitvinding volgens de conclusies niet correct worden geopenbaard, als vervat in §4.1 van onderhavige schriftelijke opinie, wordt de materie van de aanvraag tenminste voor de handliggend gemaakt, of wordt hierop zelfs vooruitgelopen, door D3 - D10, welke documenten, in de passages van het onderzoeksrapport, het gebruik van filtering met gewichten in de Z-richting openbaren.