

19



Octrooiencentrum
Nederland

11 1030188

12 C OCTROOI²⁰

21 Aanvraag om octrooi: 1030188

22 Ingediend: 13.10.2005

51 Int.Cl.:
G06T11/00 (2006.01) A61B6/03 (2006.01)
G01N23/083 (2006.01)

30 Voorrang:
15.10.2004 US 10/966415

41 Ingeschreven:
19.04.2006 I.E. 2006/07

47 Dagtekening:
01.11.2006

45 Uitgegeven:
02.01.2007 I.E. 2007/01

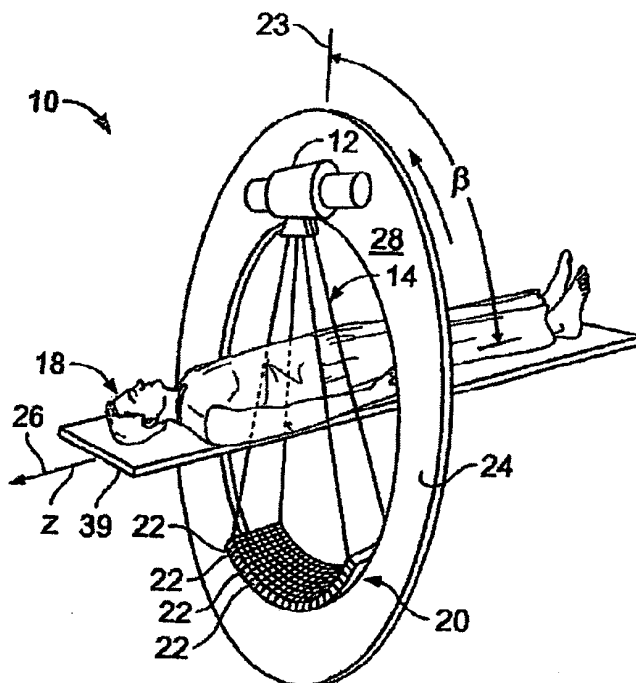
73 Octrooihouder(s):
General Electric Company te Schenectady,
New York, Verenigde Staten van Amerika
(US).

72 Uitvinder(s):
Jiang Hsieh te Brookfield, Wisconsin (US).
Xiangyang Tang te Waukesha, Wisconsin
(US).

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

54 Werkwijze en inrichting voor het reconstrueren van gegevens van een hellende kegelvormige straal.

57 Werkwijze voor het reconstrueren van gegevens van een schuin geplaatste kegelvormige straal (14) die verzameld zijn door gebruik te maken van een CT inrichting (10). De CT inrichting (10) heeft een portaal (24) en een tafel (39). Het portaal (24) heeft een röntgenbron (12) en een detectie-elementenreeks (20) met kolommen en rijen. Het portaal (24) is schuin geplaatst onder een portaalhellingshoek ten opzichte van de tafel (39) en een aantal projectie-gegevens wordt verzameld door gebruik te maken van de CT-inrichting (10). Waaiervormige heropslag wordt uitgevoerd op een rij-voor-rij basis om een aantal gereconstrueerde pixels te vormen. De coördinatenlocaties van het aantal gereconstrueerde pixels worden aangepast gebaseerd op de portaalhellingshoek en gebruikt om een gereconstrueerde afbeelding te vormen.



NL C 1030188

De inhoud van dit octrooi komt overeen met de oorspronkelijk ingediende beschrijving met conclusie(s) en eventuele tekening(en).

Octrooiencentrum Nederland is het Bureau voor de Industriële Eigendom, een agentschap van het ministerie van Economische Zaken

Korte aanduiding: Werkwijze en inrichting voor het reconstrueren van gegevens van een hellende kegelvormige straal.

Achtergrond van de uitvinding

Deze uitvinding heeft in het algemeen betrekking op berekende tomografie (CT) afbeeldingsinrichtingen, en meer in het bijzonder op de verwerking van aftastgegevens die verzameld zijn wanneer het CT
5 portaal schuin geplaatst is.

In ten minste één bekende berekende tomografie (CT) afbeeldingssysteemconfiguratie projecteert een röntgenbron een waaiervormige straal die gecollimeerd wordt om binnen een X-Y vlak van een Cartesisch coördinatensysteem te liggen en waarnaar in het algemeen
10 verwezen wordt als het "afbeeldingsvlak". De röntgenstraal passeert door het object dat afgebeeld wordt, zoals een patiënt. De straal treft, nadat deze verzwakt is door het object, een reeks stralingsdetectie-elementen. De intensiteit van de verzwakte straling van de straal die ontvangen wordt op de detectie-elementenreeks is afhan-
15 kelijk van de verzwakking van de röntgenstraal door het object. Elk detectie-element van de reeks levert een apart elektrisch signaal dat een meting is van de straalverzwakking bij de detectie-elementlocatie. De verzwakkingsmetingen van alle detectie-elementen worden apart verzameld om een transmissieprofiel te verschaffen.

20 In bekende derde generatie CT systemen worden de röntgenbron en de detectie-elementenreeks geroteerd met een portaal binnen het afbeeldingsvlak en rond het object dat afgebeeld dient te worden, zodat de hoek waaronder de röntgenstraal het object doorsnijdt constant verandert. Naar een groep röntgenstraal verzwakkingsmetingen, dat wil
25 zeggen projectiegegevens, van de detectie-elementenreeks bij één portaalhoek wordt verwezen als een "afbeelding". Een "aftasting" van het object omvat een aantal afbeeldingen die gemaakt zijn onder verschillende portaalhoeken, of afbeeldingshoeken, tijdens één rondgang van de röntgenbron en het detectieorgaan. In een axiale aftasting worden
30 de projectiegegevens verwerkt om een afbeelding te construeren die overeenkomt met een twee-dimensionale plak die genomen is door het object. Naar een werkwijze voor het reconstrueren van een afbeelding van een set projectiegegevens wordt verwezen in de techniek als de

terugfilterprojectietechniek. Dit proces converteert de verzwakkingsmetingen van de aftasting naar gehele getallen die "CT nummers" of "Hounsfield eenheden" worden genoemd, die gebruikt worden om de helderheid van een overeenkomstige pixel op een kathodestraalbuisweergave-eenheid te besturen.

Kegelvormige straalaftasting wordt uitgevoerd door gebruik te maken van een multi-dimensionale detectie-elementreeks in plaats van een lineaire detectie-elementenreeks zoals gebruikt wordt in een waaivormige straalaftasting. In een schroefvormige aftasting met kegelvormige straal worden de röntgenbron en de multidimensionale detectie-elementenreeks geroteerd met een portaal binnen het afbeeldingsvlak, terwijl de patiënt synchroon langs de z-as bewogen wordt met de rotatie van het portaal. Een dergelijk systeem genereert een multi-dimensionale schroef van projectiegegevens. In een stap-en-schietaftasting met kegelvormige straal wordt de tafel stil gehouden, terwijl de röntgenbron en multi-dimensionale detectie-elementenreeks geroteerd worden rond de z-as en een vlak van gegevens verzameld wordt. De tafel wordt dan bewogen naar een volgende positie langs de z-as om een volgende aftastingsvlak te verzamelen. Dit proces wordt herhaald tot het gewenste deel van de patiënt afgetast is.

In vele klinische toepassingen wordt het CT portaal schuin geplaatst om directe blootstelling van de retina van de patiënt aan de röntgenstraling te voorkomen of om een optimale spatiële resolutie zeker te stellen. In het verleden zijn verschillende algoritmes voorgesteld om de artefacten die veroorzaakt worden door de geometrische verandering in de schuine stand van het portaal te corrigeren. Deze algoritmen hebben alleen betrekking op multi-plak samenstellingen in de reconstructieverwerking met een waaivormige straal of kegelvormige straal. Dat wil zeggen dat de projectie monsters gefilterd worden en terugprojecteerd worden in dezelfde geometrie als de gegevensverzameling. Dientengevolge hebben alle monsters van een enkele afbeelding een gezamenlijk snijpunt dat overeenstemt met de röntgenbronplaats. Er is aangetoond dat een dergelijk reconstructieproces inferieure ruiskarakteristieken verschaft als gevolg van de schalingsfactor in de terugprojectiestap (de schalingsfactor is evenredig met de inverse van de afstand in het kwadraat van de gereconstrueerde pixel tot de röntgenbron).

Aldus zijn een systeem en werkwijze gewenst om de beeldruishomogeniteit te verbeteren wanneer het CT portaal schuin is

geplaatst en die ingaan op de boven vermelde problemen en andere eerder ondervonden problemen.

Korte beschrijving van de uitvinding

5 In een uitvoeringsvorm is een werkwijze voor het reconstrueren van gegevens van een schuingeplaatste kegelvormige straal die verzameld zijn door gebruik te maken van een CT inrichting verschaft. De CT inrichting heeft een portaal en een tafel. Het portaal heeft een röntgenbron en een detectie-elementenreeks met kolommen en rijen. Het
10 portaal is schuin geplaatst onder een portaalhellingshoek ten opzichte van de tafel en een aantal projectiegegevens wordt verzameld door gebruik te maken van de CT inrichting. Waaiër-parallele heropslag wordt uitgevoerd op een rij-voor-rij basis om een aantal gereconstrueerde pixels te vormen. De coördinaatlocaties van het aantal
15 gereconstrueerde pixels wordt aangepast gebaseerd op de portaalhellingshoek en wordt gebruikt om een gereconstrueerde afbeelding te vormen.

In een andere uitvoeringsvorm is een werkwijze voor het reconstrueren van gegevens van een schuingeplaatste kegelvormige straal
20 verschaft, welke gegevens verzameld zijn door gebruik te maken van een CT inrichting met een portaal en een tafel. Het portaal heeft een röntgenbron en een detectie-elementenreeks met kolommen en rijen. Het portaal is schuin geplaatst onder een portaalhellingshoek ten opzichte van de tafel en een aantal projectiegegevens wordt verzameld
25 door gebruik te maken van de CT inrichting. De projectie-gegevens worden waaier-parallel heropgeslagen om een aantal parallelle afbeeldingen te vormen die een aantal gereconstrueerde pixels omvatten. Een tafilverplaatsingsafstand wordt berekend voor elke parallelle afbeelding. Coördinaatlocaties van het aantal gereconstrueerde pixels
30 worden aangepast gebaseerd op de tafilverplaatsingsafstand overeenkomstig elke parallelle afbeelding. Het aantal gereconstrueerde pixels wordt gebruikt om een gereconstrueerde afbeelding te vormen.

In een andere uitvoeringsvorm is een inrichting voor het
35 verzamelen van berekende tomografie-gegevens en het reconstrueren van een beeld van een object verschaft. De inrichting heeft een portaal, een tafel met een tafelmotorbesturingsorgaan voor het bewegen van de tafel, een data acquisitiesysteem, en een rekeneenheid. De tafel draagt een van belang zijnd object en het portaal is schuin geplaatst.

onder een portaalhellingshoek ten opzichte van de tafel. Het portaal heeft een röntgenbron die een kegelvormige straal röntgenstralen projecteert door een object dat van belang is en een detectie-elementenreeks met een aantal detectie-elementen die opgesteld zijn in 5 rijen en kolommen. De detectie-elementen detecteren een geprojecteerde afbeelding van de röntgenstralen die door het object dat van belang is passeren. De geprojecteerde afbeelding omvat een aantal projectiegegevens. Het data acquisitiesysteem ontvangt de projectiegegevens van de detectie-elementenreeks. De rekeneenheid verwerkt en 10 slaat de projectiegegevens waaier-parallel opnieuw op op basis van rijen om een aantal gereconstrueerde pixels te vormen. De rekeneenheid past de coördinaatlocaties van het aantal gereconstrueerde pixels gebaseerd op de portaalhellingshoek aan, en de gereconstrueerde pixels worden gebruikt om een gereconstrueerde afbeelding te 15 vormen.

Korte beschrijving van de tekening

Fig. 1 is een illustratieve afbeelding van een CT afbeeldingssysteem dat gevormd is in overeenstemming met een uitvoeringsvorm van 20 de onderhavige uitvinding.

Fig. 2 is een blokschematisch diagram van het systeem dat geïllustreerd is in fig. 1 en dat gevormd is in overeenstemming met een uitvoeringsvorm volgens de onderhavige uitvinding.

Fig. 3 illustreert een iso-middenpunt voor een detectie-elementrij in overeenstemming met een uitvoeringsvorm van de onderhavige 25 uitvinding.

Fig. 4 illustreert een schuin geplaatste geometrie van het CT afbeeldingssysteem waarin het portaal, en aldus de detectie-elementenreeks, schuin is geplaatst ten opzichte van een systeem z-as in 30 overeenstemming met een uitvoeringsvorm van de onderhavige uitvinding.

Fig. 5 illustreert de relatie tussen een waiervormige-straalmonster, dat gedefinieerd is door (γ, β) , en een parallelle-straalmonster, dat gedefinieerd is door $(t, \beta + \gamma)$, in overeenstemming 35 met een uitvoeringsvorm van de onderhavige uitvinding.

Fig. 6 illustreert waaier-parallelle heropslag in overeenstemming met een uitvoeringsvorm van de onderhavige uitvinding.

Fig. 7 illustreert de reconstructie-vlakcoördinaten in overeenstemming met een uitvoeringsvorm van de onderhavige uitvinding.

Gedetailleerde beschrijving van de uitvinding

Fig. 1 illustreert een CT afbeeldingssysteem 10 dat gevormd is in overeenstemming met een uitvoeringsvorm van de onderhavige uitvinding. Het CT afbeeldingssysteem 10 omvat een röntgenbron 12 dat gericht is om een kegelvormige straal 14 van röntgenstralen te projecteren vanuit een brandpunt 16 (fig. 2) door een patiënt 18, welke straal ontvangen dient te worden door een twee-dimensionale detectie-elementenreeks 20. De twee-dimensionale detectie-elementenreeks 20 omvat een aantal detectie-elementen 22 die opgesteld zijn over het gebied van de detectie-elementenreeks 20 in in het algemeen loodrechte kolommen en rijen om een geprojecteerde afbeelding van de röntgenstralen 14 die door de patiënt 18 passeren te detecteren. De rijen detectie-elementen 20 kunnen zich langs een dimensie in de plak uitstrekken. Bijvoorbeeld kan elke rij duizend aparte detectie-elementen 22 omvatten, en de reeks 20 kan 16 rijen die zijn aangebracht langs de plakdimensie omvatten. De detectie-elementen 22 kunnen detectie-elementen op basis van gas of een vaste stof zijn die een elektrisch signaal, dat evenredig is met de röntgenstraalflux die ontvangen wordt over de bemonsteringsperiode, verschaffen.

De röntgenbron 12 en de twee-dimensionale detectie-elementenreeks 20 zijn aangebracht op één van beide zijden van een portaal 24 om zo rond een rotatieas, of z-as 26, die in het algemeen binnen de patiënt 18 is gepositioneerd, te roteren. De rotatieas vormt de z-as 26 van een Cartesisch coördinatiesysteem met zijn oorsprong gecentreerd binnen de kegelvormige straal 14. Het vlak dat gedefinieerd wordt door de x en y assen van dit coördinatensysteem definieert aldus een rotatievlak, in het bijzonder het portaalvlak 28 van het portaal 24. Rotatie van het portaal 24 wordt gemeten door hoek β ten opzichte van een willekeurige referentiepositie binnen het portaalvlak 28. Bij schroefvormige acquisitie varieert β typisch over verschillende rotaties. Naar β wordt hierin ook verwezen als projectiehoek β .

Fig. 2 illustreert een blokschema van het CT afbeeldingssysteem dat gevormd is in overeenstemming met een uitvoeringsvorm van de onderhavige uitvinding. Het besturingssubstelsysteem van het CT afbeeldingssysteem 10 heeft met het portaal geassocieerde besturingsmodules 30 die omvatten: röntgenbesturingsorgaan 32, dat vermogen en tijdregelsignalen verschaft aan de röntgenbron 12, en een portaalmotorbe-

sturingsorgaan 34 dat de rotatiesnelheid en positie van het portaal 24 bestuurt. Een data acquisitiesysteem (DAS) 36 ontvangt projectiegegevens van de twee-dimensionale detectiereeks 20 en converteert de gegevens naar een digitale vorm voor latere rekeneenheidverwerking.

5 Het röntgenbesturingsorgaan 32, het portaalmotorbesturingsorgaan 34 en het data acquisitiesysteem 36 zijn verbonden met rekeneenheid 38. De rekeneenheid 38 regelt ook de werking van een tafelmotorbesturingsorgaan 37 dat een motor aanstuurt, welke motor de patiënttafel 39 langs de z-as 26 beweegt.

10 De rekeneenheid 38 is een minirekeneenheid voor algemene doelen en is geprogrammeerd om projectiegegevens te verzamelen en te bewerken zoals hierna in detail zal worden beschreven. De rekeneenheid 38 is verbonden met een beeldreconstructieorgaan 40 dat op hoge snelheid beeldreconstructie uitvoert volgens de werkwijze zoals be-
15 kend in de techniek.

De rekeneenheid 38 ontvangt opdrachten en aftastparameters via bedieningspaneel 42 dat in het algemeen een CRT weergaveinrichting en toetsenbord is dat een bedieningspersoon mogelijk maakt om parameters voor de CT aftasting in te geven en het gereconstrueerde beeld weer
20 te geven. Een massa opslaginrichting 44 verschaft een middel voor het opslaan van besturingsprogramma's.

Tijdens gegevensacquisitie functioneert het CT afbeeldingssysteem 10 als een conventioneel kegelvormige-straalsysteem bij het verzamelen van gegevens. In de stap-en-schiet acquisitiemodus wordt
25 de tafel 39 stationair gehouden, terwijl de röntgenbron 12 en de detectie-elementenreeks 20 een complete rondgang rond het portaal 24 om de z-as 26 maken. Bij elk van een aantal hoekposities β worden de verzwakkingsgegevens van alle detectie-elementen 22 in reeks 20 opgeslagen in het massageheugen 44. Na voltooiing van een volledige rotatie geeft de rekeneenheid 38 de opdracht aan het tafelmotorbesturingsorgaan 37 om de tafel 39 naar een andere positie langs de z-as
30 26 te verplaatsen, en een andere rotationele aftasting van de patiënt 18 wordt uitgevoerd. Dit proces wordt herhaald totdat het gewenste deel van de patiënt 18 volledig is afgetast. Bij wijze van alternatief kan het CT afbeeldingssysteem 10 gegevens verzamelen in de
35 schroefvormige acquisitiemodus, waarin het tafelmotorbesturingsorgaan 37 de tafel 39 voortbeweegt terwijl de röntgenbron 12 en detectie-elementenreeks geroteerd worden en aftastingsgegevens verzameld worden.

Fig. 3 illustreert een iso-middenpunt 64 voor een detectie-elementenrij 46 in overeenstemming met een uitvoeringsvorm van de onderhavige uitvinding. In dit voorbeeld is het portaal 12 niet schuin geplaatst ten opzichte van een systeem z-as 62. Zoals eerder is uitgelegd heeft detectie-elementenreeks 20 een aantal detectie-elementenrijen 46. Het iso-middenpunt 64 voor detectie-elementenrij 46 valt op de z-as 62 en de iso-middenpunten voor alle rijen binnen detectie-elementenreeks 20 vallen op de z-as 62. Voor elke rij is het overeenkomstige iso-middenpunt het snijpunt van de z-as 62 met het vlak dat gevormd wordt door de detectie-elementenrij en de röntgenbron 12.

Fig. 4 illustreert een schuin geplaatste geometrie van het CT afbeeldingssysteem 10 waarin het portaal 12, en aldus de detectie-elementenreeks 20, schuin is geplaatst ten opzichte van een systeem z-as 62 in overeenstemming met een uitvoeringsvorm van de onderhavige uitvinding. Daarom heeft de detectie-elementenreeks 20 een detectie-element-rotatieas, z'-as 68, die anders is dan de systeem z-as 62. De detectie-elementenreeks 20 heeft een detectie-element middenvlak 70 dat loodrecht is ten opzichte van de z'-as 68, en passeert door een iso-middenpunt 72 van het detectie-elementen-middenvlak 70. Het iso-middenpunt 72 voor elke detectie-elementenrij 46 valt niet samen met het iso-middenpunt 64 van het CT systeem 10 zoals geïllustreerd is in fig. 3, maar valt samen met de z'-as 68, wat het iso-middenpunt van het schuin geplaatste portaal 12 is. Een hellingshoek α is gevormd tussen een systeem y-as 66 en het detectie-elementen-middenvlak 70.

Beeldruishomogeniteit van de verwerkte aftastingsgegevens kan significant verbeterd worden door het eerst uitvoeren van waaivormige of kegelvormige straal tot parallelle-straal-heropslag voorafgaande aan het uitvoeren van terugprojectie met een algoritme zoals het Feldkamp algoritme. In een dergelijke verwerking worden de oorspronkelijke waaivormige straal of kegelvormige straal gegevens heropgeslagen of opnieuw geïnterpoleerd naar een set van parallelle- of schuingeplaatste parallelle-straalmonsters. Het reconstructieproces wordt dan toegepast op de parallelle monsters. Het reconstructie algoritme dat geassocieerd is met dit proces wanneer het portaal 24 schuin is geplaatst wordt hieronder gepresenteerd.

Fig. 5 illustreert de verhouding tussen een waaivormige straalmonster, dat gedefinieerd is door (γ, β) , en een parallelle straalmonster, gedefinieerd door $(t, \beta + \gamma)$, in overeenstemming met een

uitvoeringsvorm van de onderhavige uitvinding. Een iso-straal 86 met het iso-middenpunt 72 en een straal 88 zijn getoond. De hoek die is gevormd tussen een detectiecel 84 en een detectie-iso-cel 82 in dezelfde detectie-elementenrij, en de röntgenbron 12, wordt γ genoemd.

5 De hoek die is gevormd door de iso-straal 86 en de y'as wordt β genoemd. In de waaivormige straalbemonstering kan straal 88 uniek worden gedefinieerd door (γ, β) . In de parallelle straalbemonstering kan straal 88 uniek worden gedefinieerd door $(t, \beta + \gamma)$, waarbij t de afstand van de straal 88 tot het iso-middenpunt 72 is. Met andere

10 woorden, γ is de waaivormige hoek van waaruit het oorspronkelijke waaivormige straalmonster met de iso-straal opnieuw wordt opgeslagen.

Fig. 6 illustreert waaier-parallelle heropslag in overeenstemming met een uitvoeringsvorm van de onderhavige uitvinding. Verschil-

15 lende röntgenbronlocaties 92 vallen op een curve die gedefinieerd is door een schroefvormige röntgenbronbaan 99. Parallelle afbeeldingen 93-98 zijn gevormd door waaier-parallelle heropslag van een aantal kegelvormige straalprojecties.

Additionele complexiteiten treden op na het heropslagproces

20 wanneer de bronlocaties 92 niet langer een enkelvoudig punt voor elke parallelle afbeelding 93-98 zijn. Elke bronlocatie 92 komt overeen met een verschillende z-locatie op de systeem z-as 62. Het detectie-elementen middenvlak 70 en een reconstructievlak 74 zijn ook geïllustreerd. Wanneer de gereconstrueerde plak dezelfde is als het

25 detectie-elementen middenvlak 70 wordt een Δz verschuiving 76 geschat. Wanneer een reconstructievlak 74 verschilt van, maar parallel is aan, het detectie-elementen middenvlak 70, wordt een Δz verschuiving 78 geschat.

Terugkerend naar fig. 5 voor het geval van de schuin ge-

30 plaatste stap-en-schiet acquisitiemodus, dient het iso-middenpunt 72 voor elke detectie-elementenrij 46 herplaatst te worden op een plakvoor-plak basis. In de schuin geplaatste schroefvormige acquisitiemodus beweegt de tafel 39 niet loodrecht op het detectie-elementen middenvlak 70, of langs de z'-as 68. In plaats daarvan beweegt de tafel

35 39 langs de z-as 62. Dientengevolge hangt de aanpassing van het iso-middenpunt 72 niet alleen af van de projectiehoek β , maar ook van de locatie van de gereconstrueerde pixel. Het schuin geplaatst schroefvormige geval zal eerst uitgelegd worden, gevolgd door de stap-en-schietmodus.

Tijdens het waaier-parallele heropslagproces is er een vaste relatie tussen een parallelle afstand tot de iso (t) en de projectiehoek ($\beta + \Delta\beta$) waar het waaierstraalmonster 88 vandaan komt. β is de projectiehoek van de parallelle afbeelding die heropgeslagen dient te worden, gebaseerd op de iso-straal 86 en de straal 88 van dezelfde parallelle projectie. Deze verhouding is beschreven door vergelijking 1.

10

$$\Delta\beta = -\gamma = -\sin^{-1}\left(\frac{t}{R}\right)$$

Vergelijking 1

15

waarin R de afstand is tussen de röntgenbron 12 en het iso-middenpunt 72, γ de waaierhoek is waaronder het oorsponkelijke kegelvormige straalmonster wordt heropgeslagen, en t de afstand is tussen het iso-middenpunt 72 en het waaierstraalmonster 80. Zoals eerder gesteld en 20 voor eenvoud van uitleg, neemt Vergelijking 1 aan dat het detectie-middenvlak 70 samenvalt met het reconstructievlak 74 onder een middenafbeeldingshoek, β_c . Bovendien dient het begrepen te worden dat de waaier-parallele heropslag en de pixel- en beeldreconstructieverwerking uitgevoerd kunnen worden door de rekeneenheid 38 en/of beeld- 25 reconstructieorgaan 40.

In een schroefvormige scanmodus beweegt de tafel 39 met een constante snelheid en de plaats van de röntgenbron 12 schaalt proportioneel met de projectiehoek β . Met andere woorden bewegen zowel de röntgenbron 12 als de tafel 39 met een constante snelheid en zijn 30 deze aldus lineair gerelateerd. Daarom correspondeert de hoeveelheid hoekverandering, $\Delta\beta$, met een afstand waarover de tafel 39 zich verplaatst langs de z-as, Δz , zoals is beschreven door Vergelijking 2.

35

$$\Delta z = \frac{p \cdot W}{2\pi} \Delta\beta = \frac{p \cdot W}{2\pi} \sin^{-1}\left(\frac{t}{R}\right)$$

Vergelijking 2

waarin p de schroefsteek en W de breedte van de röntgenstraal bij het iso-middenpunt 72 is.

De afstand t van straal 88 die door een willekeurige gereconstrueerde pixel (x', y') (dat een willekeurig punt langs straal 88 is) tot het iso-middenpunt 72 onder de projectiehoek β passeert, kan berekend worden door gebruik te maken van Vergelijking 3:

10

$$t = x' \cos(\beta) + y' \sin(\beta)$$

15

Vergelijking 3

Afstand t kan nu vervangen worden door (x', y') omdat in de beeldreconstructie de hoeveelheid z verschuiving voor elke gereconstrueerde pixel (x', y') gewenst is. Daarom kunnen Vergelijkingen 2 en 3 gecombineerd worden tot Vergelijking 4.

25

$$\Delta z = \frac{p \cdot W}{2\pi} \sin^{-1} \left(\frac{x' \cos(\beta) + y' \sin(\beta)}{R} \right)$$

30

Vergelijking 4

In de schroefvormige acquisitiemodus beweegt de tafel 39 niet loodrecht ten opzichte van detectie-elementenmiddenvlak 70, of langs de z' -as, maar beweegt in plaats daarvan langs de z -as 62 van het CT afbeeldingssysteem 10. Daarom kan de totale tafelbewegingsafstand ten opzichte van het reconstructievlak 74 berekend worden door gebruik te maken van Vergelijking 5. Bij wijze van alternatief kan de Δz beschreven worden als de verandering in de locatie van röntgenbron 12.

$$\Delta z = \frac{p \cdot W}{2\pi} \sin^{-1} \left(\frac{x' \cos(\beta) + y' \sin(\beta)}{R} \right) + \frac{(\beta - \beta_c) p \cdot W}{2\pi}$$

5

Vergelijking 5

10 Vervolgens zal het geval waarin het reconstructievlak 74 ver-
schillend is van het detectie-elementen middenvlak 70 besproken wor-
den. Overgaand naar fig. 6 bevindt het reconstructievlak 74 zich op
een afstand z_c van het detectie-elementen-middenvlak 70. Daarom wordt
een aanpassing in het z-vlak berekend met Vergelijking 6, die een
15 additionele aanpassing door het optellen van z_c bij Vergelijking 5
heeft.

$$\Delta z = \frac{p \cdot W}{2\pi} \left[\beta - \beta_c + \sin^{-1} \left(\frac{x' \cos(\beta) + y' \sin(\beta)}{R} \right) \right] + z_c$$

20

25 Vergelijking 6

Aldus vervangt Vergelijking 6 ook Vergelijking 5, wanneer het
detectie-elementenmiddenvlak 70 samenvalt met het reconstructievlak
74, omdat $z_c = 0$.

30 Fig. 7 illustreert de reconstructievlakcoördinaten in overeen-
stemming met een uitvoeringsvorm van de onderhavige uitvinding. Coör-
dinatensysteem (x-y-z) representeert afbeeldingen die verzameld zijn,
wanneer het portaal 24 niet schuin is geplaatst, terwijl coördinatie-
systeem (x'-y'-z) afbeeldingen representeert die verzameld zijn ter-
35 wijl het portaal 24 schuin is geplaatst ten opzichte van de z-as 26
van het CT afbeeldingssysteem 10. In de schuin geplaatste schroef-
vormige reconstructie zijn gereconstrueerde afbeeldingen een stapel
plakken 90-98 die parallel aan het (x'-y') vlak zijn en gecentreerd
zijn op de z-as. Dientengevolge is het coördinatensysteem van de sta-

pel plakken 90-98 (x'-y'-z). Daarom is de hoeveelheid aanpassing in y' berekend in Vergelijking 7. Met andere woorden correspondeert een verschuiving 48, of aanpassing Δz , met een iso-verschuiving 50, of aanpassing $\Delta y'$, in de overeenkomstige plakken 90-98.

5

$$\Delta y' = \Delta z \cdot \sin(\alpha)$$

10

Vergelijking 7

Vergelijkingen 6 en 7 dicteren de hoeveelheid coördinaten-aanpassing die uitgevoerd dient te worden tijdens het terugprojectie-
15 proces. Voor reconstructie is het gereconstrueerde beeld in het x'-y'-z coördinatensysteem. Daarom is de coördinaataanpassing die is getoond in Vergelijking 8, en elke gereconstrueerde pixel op locatie (x', y', z) verplaatst naar een nieuw coördinatensysteem (x'', y'', z'').

20

$$\begin{cases} x'' = x', \\ y'' = y' + \Delta y', \\ z'' = z + \Delta z. \end{cases}$$

25

Vergelijking 8

Wanneer gegevens worden verzameld in de schuin-geplaatste stap-en-schiet aftastingsmodus is de schroefsteek $p=0$. Daarom is de
30 stap-en-schiet werkingsmodus een bijzonder geval van de schuin-geplaatste schroefvormige werkingsmodus waarin de schroefsteek gelijk is aan 0 en de gereconstrueerde pixel niet aangepast wordt in het y'-vlak. Door het vervangen van $p=0$ in alle vergelijkingen definieert Vergelijking 9 nu de verplaatsing voor de schuin-geplaatste stap-en-
35 schiet aftastingsmodus:

$$\begin{cases} x'' = x', \\ y'' = y' + z_c \cdot \sin(\alpha), \\ z'' = z + \bar{z}_c. \end{cases}$$

Vergelijking 9

5 Terugprojectie kan nu uitgevoerd worden op de nieuwe coördina-
ten overeenkomstig de bekende terugprojectie werkwijzen.

Hoewel de uitvinding beschreven is in termen van verschillende
specifieke uitvoeringsvormen zullen de deskundigen in de techniek
begrijpen dat de uitvinding uitgevoerd kan worden met modificaties
10 binnen het bereik van de conclusies.

C O N C L U S I E S

1. Werkwijze voor het reconstrueren van gegevens van een schuin geplaatste kegelvormige straal (14), welke gegevens verzameld zijn door gebruik te maken van een berekende-tomografie (CT) inrichting (10) met een portaal (24) en een tafel (39), waarbij genoemd portaal 5 (24) een röntgenbron (12) en een detectie-elementenreeks (20) met kolommen en rijen omvat, waarbij genoemde werkwijze omvat:

het verzamelen van een aantal projectie-gegevens door gebruik te maken van de CT-inrichting (10) waarin genoemd portaal (24) schuin geplaatst is onder een portaalhellingshoek ten opzichte van genoemde 10 tafel (39);

waaier-parallelle heropslag van genoemde projectie-gegevens om een aantal gereconstrueerde pixels te vormen, waarbij genoemde waaier-parallelle heropslag uitgevoerd wordt op een rij-voor-rij basis; en

15 het aanpassen van coördinatenlocaties van genoemd aantal gereconstrueerde pixels gebaseerd op genoemde portaalhellingshoek, waarbij genoemd aantal gereconstrueerde pixels gebruikt wordt om een gereconstrueerde afbeelding te vormen.

20 2. Werkwijze volgens conclusie 1, waarbij:

genoemde projectiegegevens een eerste coördinatensysteem in overeenstemming met genoemde portaalhellingshoek omvatten;

25 genoemde CT-inrichting (10) een tweede coördinatensysteem omvat overeenstemmend met een beweging van genoemde tafel (39), waarbij genoemde eerste en tweede coördinatensystemen verschillend zijn;

30 genoemde waaier-parallelle heropslagstap verder het vormen van een aantal parallelle afbeeldingen (93-98) omvat, welke afbeeldingen genoemd aantal gereconstrueerde pixels omvatten, waarbij genoemd aantal gereconstrueerde pixels een set eerste coördinaten in genoemd eerste coördinatensysteem heeft; en verder omvattende:

het verplaatsen van genoemd aantal gereconstrueerde pixels naar genoemd tweede coördinatensysteem gebaseerd op genoemde aanpassingsstap, waarbij genoemde gereconstrueerde afbeelding gebaseerd is op genoemd tweede coördinatensysteem.

35

3. Werkwijze volgens conclusie 1, waarbij genoemde aanpassingsstap verder omvat: het berekenen van een aanpassing gebaseerd op ten

minste één van een projectiehoek en een schroefsteek, waarbij genoemde aanpassing genoemde coördinatenlocaties van genoemd aantal gereconstrueerde pixels verschuift.

5 4. Werkwijze volgens conclusie 1, waarbij genoemde aanpassingsstap verder omvat: het aanpassen van coördinatenlocaties van genoemd aantal gereconstrueerde pixels op een pixel-voor-pixel basis.

5. Werkwijze volgens conclusie 1, waarbij
10 genoemde projectiegegevens een eerste coördinatensysteem met een z'-as (68) overeenstemmend met genoemde portaalhellingshoek omvatten;

genoemde CT-inrichting (10) een tweede coördinatensysteem omvat met een z-as (62) die overeenstemt met een beweging van genoemde
15 tafel (39), waarbij genoemde z'-as (68) en genoemde z-as (62) verschillend zijn;

genoemde verzamelingsstap verder het bewegen van genoemde tafel (39) langs genoemde z-as (62) omvat, terwijl genoemde projectiegegevens worden verzameld; verder omvattende:

20 het berekenen van een afstand waarover genoemde tafel (39) beweegt langs genoemde z-as (62), waarbij genoemde afstand componenten in twee verschillende richtingen ten opzichte van genoemd eerste coördinatensysteem omvat; en waarbij

genoemde aanpassingsstap verder het aanpassen van coördi-
25 natenlocaties van genoemd aantal gereconstrueerde pixels gebaseerd op genoemde afstand omvat.

6. Werkwijze voor het reconstrueren van gegevens van een schuin geplaatste kegelvormige straal (14), welke gegevens verzameld zijn
30 door gebruik te maken van berekende-tomografie (CT)-inrichting (10) met een portaal (24) en een tafel (39), waarbij genoemd portaal (24) een röntgenbron (12) en een detectie-elementenreeks (20) met kolommen en rijen omvat, waarbij genoemde werkwijze omvat:

het verzamelen van een aantal projectiegegevens door gebruik
35 te maken van genoemde CT-inrichting (10) waarin genoemd portaal (24) schuin geplaatst is onder een portaalhellingshoek ten opzichte van genoemde tafel (39);

waaier-parallelle heropslag van genoemde projectiegegevens om een aantal parallelle afbeeldingen (93-98) te vormen die een aantal gereconstrueerde pixels omvatten;

het berekenen van een tafilverplaatsingsafstand voor elke
5 parallelle afbeelding (93-98); en

het aanpassen van coördinatenlocaties van genoemd aantal gereconstrueerde pixels gebaseerd op genoemde tafilverplaatsingsafstand die overeenstemt met elke genoemde parallelle afbeelding (93-98), waarbij genoemd aantal gereconstrueerde pixels gebruikt wordt om een
10 gereconstrueerde afbeelding te vormen.

7. Werkwijze volgens conclusie 6, waarbij:

genoemde detectie-elementenreeks (20) verder een detectie-elementen middenvlak (70) omvat; en verder omvattende

15 het berekenen van een afstand van genoemd detectie-elementenmiddenvlak (70) tot een reconstructievlak (74), waarbij genoemde tafilverplaatsingsafstand berekend wordt ten opzichte van genoemd reconstructievlak (74), waarbij genoemde gereconstrueerde afbeelding binnen genoemd reconstructievlak (74) ligt.

20

8. Werkwijze volgens conclusie 6, waarbij:

genoemde projectie-gegevens met een eerste coördinatensysteem een eerste as omvatten overeenstemmend met genoemde portaalhellingshoek, waarbij genoemd eerste coördinatensysteem een iso-middenpunt
25 (72) heeft, waarbij de CT-inrichting (10) een tweede coördinatensysteem heeft dat een tweede as omvat overeenstemmend met een beweging van genoemde tafel (39); en

genoemde berekeningsstap verder omvat: het berekenen van genoemde tafelbewegingsafstand gebaseerd op ten minste één van een
30 schroefsteek van genoemde CT-inrichting (10) en een breedte van genoemde röntgenstraal bij genoemd iso-middenpunt (72).

9. Inrichting voor het verzamelen van berekende tomografiegegevens en het reconstrueren van een afbeelding van een object, waarbij
35 genoemde inrichting omvat:

een portaal (24) omvattende een röntgenbron (12) die een kegelvormige straal (14) van röntgenstralen door een van belang zijnd object projecteert, waarbij genoemd portaal (24) verder omvat: een detectie-elementenreeks (26) met een aantal detectie-elementen (22)

die opgesteld zijn in rijen en kolommen, waarbij genoemde detectie-elementen (22) een geprojecteerde afbeelding van genoemde röntgenstralen die passeren door het van belang zijnde object detecteren, waarbij genoemde geprojecteerde afbeelding een aantal projectie-gegevens omvat;

een tafel (39) voor het vasthouden van genoemd van belang zijnde object, waarbij genoemd portaal (24) schuin geplaatst is onder een portaalhellingshoek ten opzichte van genoemde tafel (39);

een tafelmotorbesturingsorgaan (37) voor het bewegen van genoemde tafel (39);

een gegevensacquisitiesysteem (36) voor het ontvangen van genoemde projectiegegevens van genoemde detectie-elementenreeks (20); en

een rekeneenheid (38) voor het verwerken van genoemde projectie-gegevens, waarbij genoemde rekeneenheid waaier-parallelle heropslag van genoemde projectiegegevens uitvoert om een aantal gereconstrueerde pixels te vormen, waarbij genoemde waaier-parallelle heropslag uitgevoerd wordt op een rij-voor-rij basis, waarbij genoemde rekeneenheid (38) coördinatenlocaties van genoemd aantal van gereconstrueerde pixels aanpast gebaseerd op genoemde portaalhellingshoek, waarbij genoemd aantal gereconstrueerde pixels gebruikt wordt om een gereconstrueerde afbeelding te vormen.

10. Inrichting volgens conclusie 9, waarbij:

genoemd gegevensacquisitiesysteem (36) verder omvat: het verzamelen van genoemde projectiegegevens terwijl genoemd tafelmotorbesturingsorgaan (37) genoemde tafel (39) beweegt, waarbij genoemde projectie-gegevens verder een multi-dimensionale schroefvorm van projectiegegevens omvatten; en

genoemde rekeneenheid (38) verder het vormen van een aantal parallelle afbeeldingen (93-98) omvat, welke afbeeldingen genoemd aantal gereconstrueerde pixels omvatten, waarbij genoemde rekeneenheid (38) een tafilverplaatsingsafstand berekent voor elke genoemde parallelle afbeelding (93-98) en genoemde coördinatenlocaties van genoemd aantal gereconstrueerde pixels aanpast gebaseerd op genoemde tafilverplaatsingsafstand die overeenstemt met elke genoemde parallelle afbeelding (93-98).

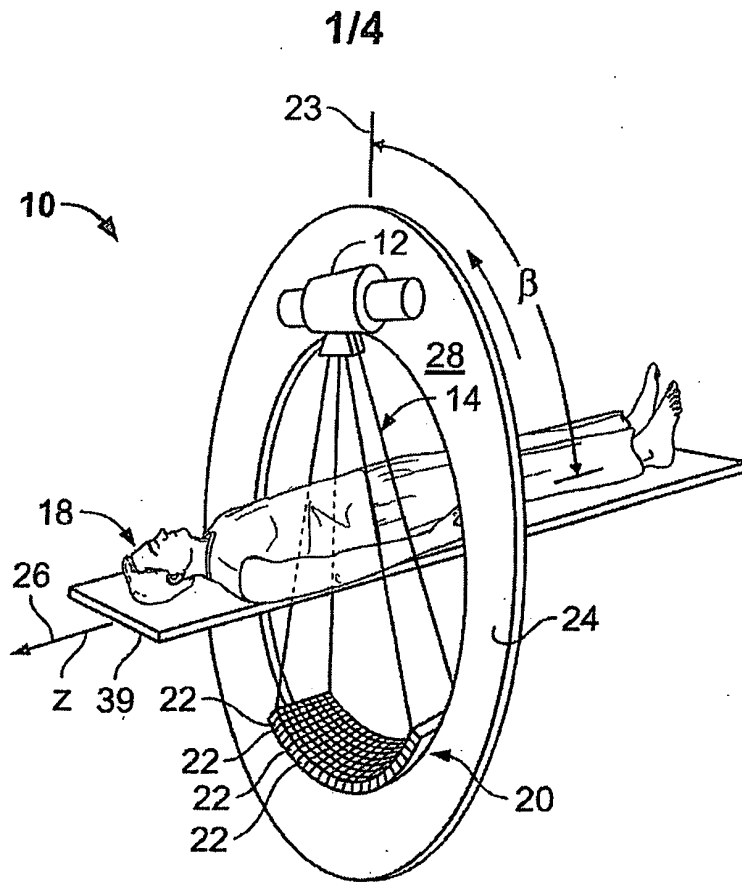


FIG. 1

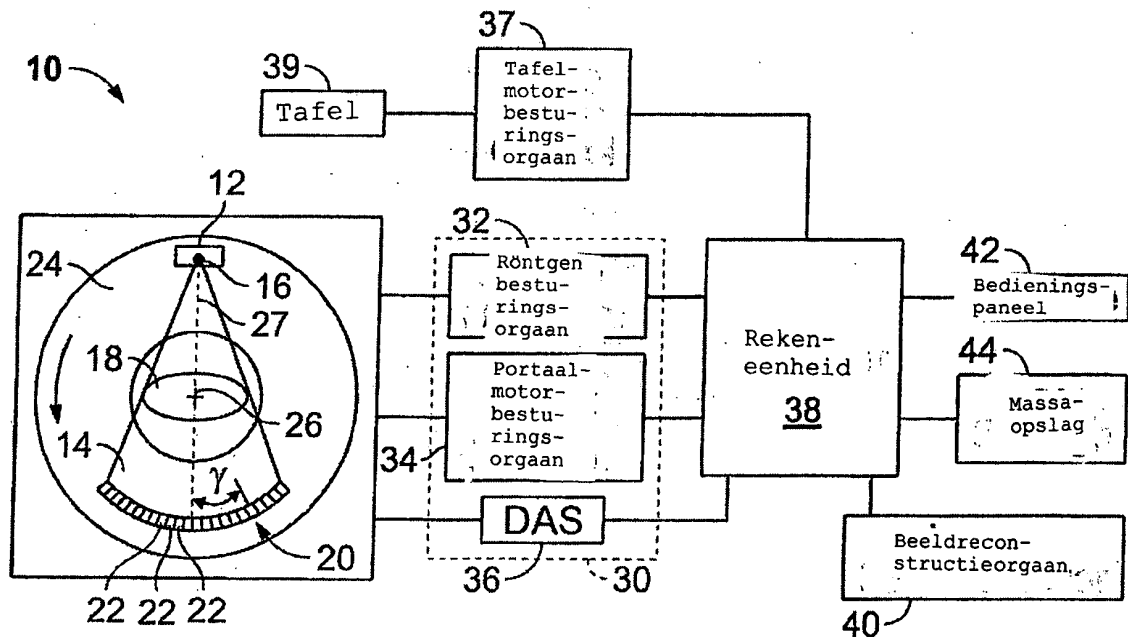


FIG. 2

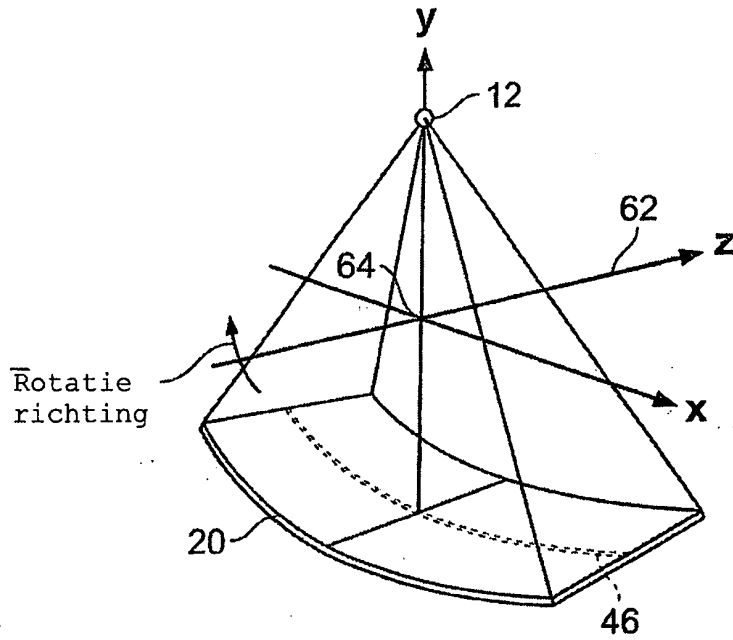


FIG. 3

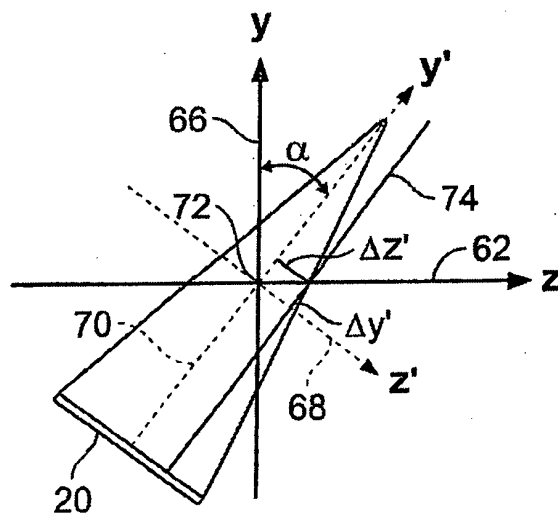


FIG. 4

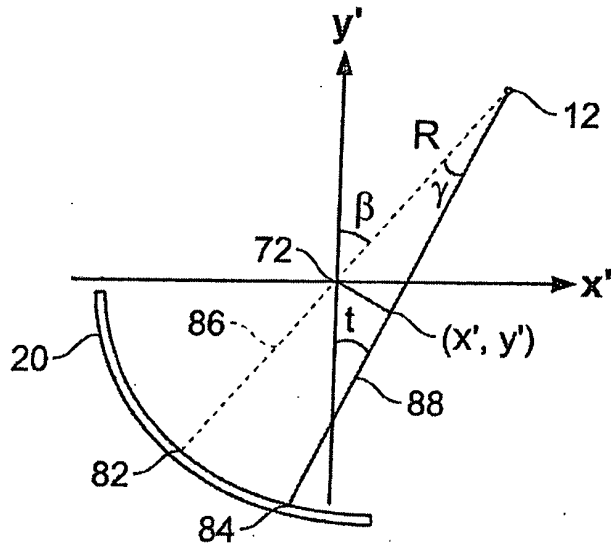


FIG. 5

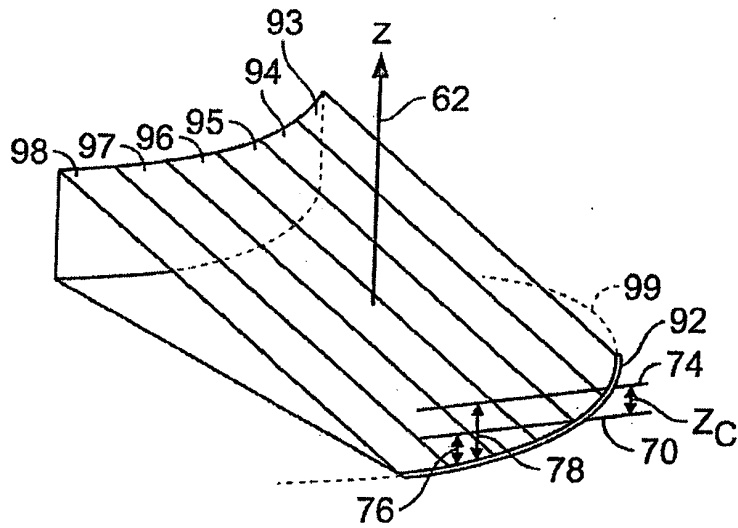


FIG. 6

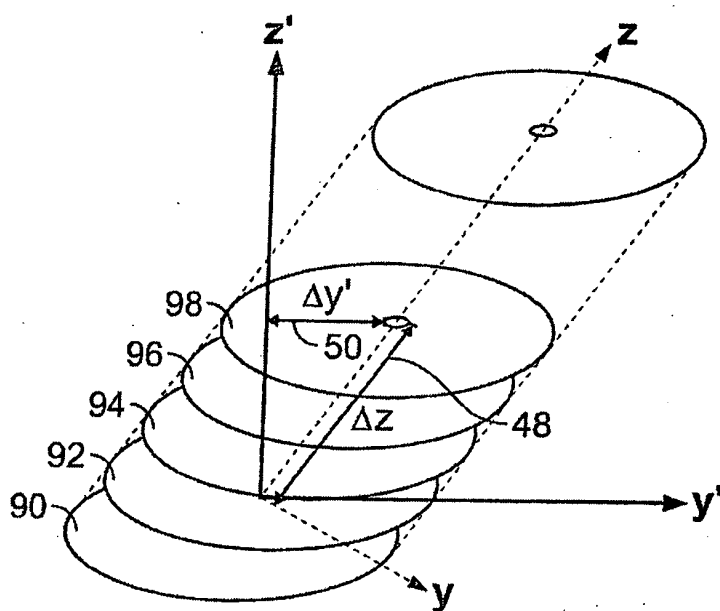


FIG. 7

RAPPORT BETREFFENDE HET ONDERZOEK NAAR DE STAND VAN DE TECHNIEK

Van belang zijnde literatuur

Categorie ¹	Vermelding van literatuur met aanduiding, voor zover nodig, van speciaal van belang zijnde tekstgedeelten of figuren.	Van belang voor conclusie(s) Nr.:	International Patent Classification (IPC)
Y	US 2004/0 028 173 A (PHILIPS ELECTRONICS) 12 februari 2004 * gehele document *	1 - 10	G06T11/00 A61B6/03 G01N23/083
Y	US 6 229 869 B (GEN ELECTRIC) 8 mei 2001 * gehele document *	1 - 10	
Y	US 6 463 117 B (GE MED SYS GLOBAL TECH CO LLC) 8 oktober 2002 * gehele document *	1 - 10	Onderzochte gebieden IPC8 A61B G06T G01N G06F
A	US 6 324 241 B (GE MED SYS GLOBAL TECH CO LLC) 27 november 2001 * gehele document *	1 - 10	
A	US 6 490 333 B (GE MED SYS GLOBAL TECH CO LLC) 3 december 2002 * gehele document *	1 - 10	Computerbestanden EPODOC TXTE NPL

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

Omvang van het onderzoek: volledig

Onderzochte conclusies: 1 - 10

Niet (volledig) onderzochte conclusies met redenen:²

Datum waarop het onderzoek werd voltooid: 27 juni 2006

Vooronderzoeker: S. Worm

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

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



Categorie van de vermelde literatuur:

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

AANHANGSEL BEHORENDE BIJ HET RAPPORT BETREFFENDE HET ONDERZOEK NAAR DE STAND VAN DE TECHNIEK, UITGEVOERD IN OCTROOIAANVRAGE NR. 1030188

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

De opgave is samengesteld aan de hand van gegevens uit het computerbestand van het Europees Octroobureau per 29 juni 2006

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

In het rapport genoemd octrooi- geschrift	datum van publicatie	overeenkomend(e) geschrift(en)	datum van publicatie
US2004028173 A	2004-02-12	WO2004015632 A	2004-02-19
		AU2003282846 A	2004-02-25
		EP1529266 A	2005-05-11
		CN1675656 A	2005-09-28
		JP2005534444T T	2005-11-17
US6229869 B	2001-05-08	EP0981996 AB	2000-03-01
		JP2000083947 A	2000-03-28
		DE69902326D D	2002-09-05
		IL131401 A	2002-11-10
		DE69902326T T	2003-03-20
US6463117 B	2002-10-08		
US6324241 B	2001-11-27		
US6490333 B	2002-12-03	EP1327960 A	2003-07-16
		JP2003210452 A	2003-07-29

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

