

19



Octrooi Centrum
Nederland

11 1024447

12 C OCTROOI²⁰

21 Aanvraag om octrooi: 1024447

51 Int.Cl.⁷
G06T11/00

22 Ingediend: 03.10.2003

30 Voorrang:
04.10.2002 US 60/416072
24.06.2003 US 10/602565

41 Ingeschreven:
06.04.2004 I.E. 2004/06

47 Dagtekening:
27.09.2005

45 Uitgegeven:
01.12.2005 I.E. 2005/12

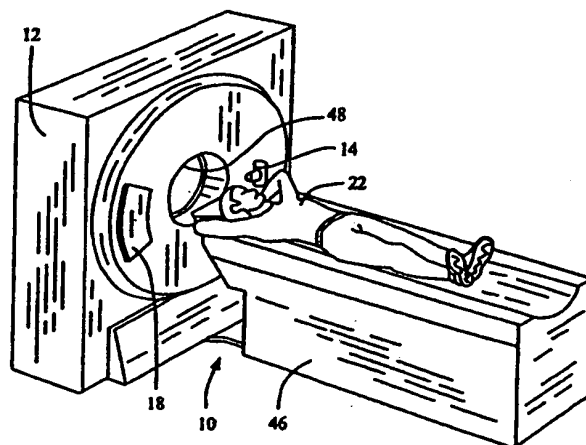
73 Octrooihouder(s):
GE Medical Systems Global Technology
Company, LLC te Waukesha, Wisconsin,
Verenigde Staten van Amerika (US).

72 Uitvinder(s):
Jiang Hsieh te Brookfield, Wisconsin (US)
Robert H. Armstrong te Waukesha, Wisconsin
(US)
Peter Joseph Arduini te Wauwatosa, Wisconsin
(US)
Robert F. Senzig te Germantown, Wisconsin
(US)

74 Gemachtigde:
Drs. F. Barendregt c.s. te 2280 GE Rijswijk.

54 Werkwijzen en inrichtingen voor afknottingscompensatie.

57 Een werkwijze bevat het versterken van gedeeltelijk bemonsterde gezichtsveld (76) gegevens onder gebruikmaking van volledig bemonsterde gezichtsveld (60) gegevens door middel van toepassing van een beeldvormingsinrichting (10), die een stralingsbron (14), een op straling reagerende detector (18), die gepositioneerd is om door de bron uitgezonden straling te ontvangen, omvat; en een operationeel met de stralingsbron en de detector verbonden computer (36), die is ingericht om: gegevens van een CT-aftasting van een voorwerp te ontvangen, waarbij de gegevens volledig bemonsterde gezichtsveld (60) gegevens en gedeeltelijk bemonsterde gezichtsveld (76) gegevens bevatten; de ontvangen gedeeltelijk bemonsterde gezichtsveldgegevens te versterken onder gebruikmaking van de volledig bemonsterde gezichtsveldgegevens; en een beeld van het voorwerp te reconstrueren onder gebruikmaking van de volledig bemonsterde gezichtsveldgegevens en de versterkte gedeeltelijk bemonsterde gezichtsveldgegevens.



NL C 1024447

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

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

Korte aanduiding: Werkwijzen en inrichtingen voor afknottingscompensatie.

De uitvinding heeft in het algemeen betrekking op werkwijzen en inrichtingen voor computertomografische (CT) beeldreconstructie en meer in het bijzonder op werkwijzen en inrichtingen voor een afknottingscompensatieschema

- 5 Onder enkele aftastomstandigheden kunnen delen van een patiënt buiten het door een detector bestreken gebied uitsteken, hetgeen kan leiden tot beeldartefacten en een incomplete representatie van het afgebeelde voorwerp. Enkele bekende werkwijzen zijn gepubliceerd, welke werkwijzen de artefactreductie aanpakken, doch niet
- 10 de beeldvorming van het gedeelte van de patiënt, dat zich buiten het gezichtsveld (FOV) bevindt. Het is echter wenselijk om het gedeelte van de patiënt, dat buiten het FOV uitsteekt, af te beelden.

- Volgens één aspect is een werkwijze verschaft. De werkwijze bevat het versterken van gedeeltelijk bemonsterde gezichtsveldgegevens onder gebruikmaking van volledig bemonsterde gezichtsveldgegevens.
- 15

- Volgens een ander aspect is een beeldvormingsinrichting verschaft. De beeldvormingsinrichting bevat een stralingsbron, een op straling reagerende detector, die gepositioneerd is om door de bron
- 20 uitgezonden straling te ontvangen, en een operationeel met de stralingsbron en de detector verbonden computer. De computer is ingericht om van een Computer Tomografie (CT) aftasting van een voorwerp afkomstige gegevens te ontvangen, waarbij de gegevens volledig bemonsterde gezichtsveldgegevens en gedeeltelijk bemonsterde gezichtsveldgegevens bevatten. De computer is verder ingericht om de
- 25 ontvangen gedeeltelijk bemonsterde gezichtsveldgegevens onder gebruikmaking van de volledig bemonsterde gezichtsveldgegevens te versterken, en een beeld van het voorwerp te reconstrueren onder gebruikmaking van de volledig bemonsterde gezichtsveldgegevens en de
- 30 versterkte gedeeltelijk bemonsterde gezichtsveldgegevens.

Volgens een verder aspect is een op een computer leesbaar medium verschaft, welk medium is gecodeerd met een programma, dat is ingericht om een computer te instrueren om gedeeltelijk bemonsterde gezichtsveldgegevens te versterken en om een beeld te reconstrueren

onder gebruikmaking van de volledig bemonsterde gezichtsveldgegevens en de versterkte gedeeltelijk bemonsterde gezichtsveldgegevens.

Fig. 1 is een illustratieaanzicht van een CT-beeldvormings-systeemuitleiding.

5 Fig. 2 is een blokschema van het in fig. 1 getoonde systeem.

Fig. 3 toont afknottingsartefacten.

Fig. 4 is een grafiek, die een totale verzwakking geïntegreerd over alle kanalen als een functie van de projectiehoek voor een borst-fantoom toont.

10 Fig. 5 is een illustratie van afknotting in een klinische omgeving.

Fig. 6 is een grafiek, die het effect van afgeknotte projectie op een totale verzwakking illustreert.

Fig. 7 is een illustratie van schatting van hellingen en gren-
15 zen.

Fig. 8 is een illustratie van een aangemeten watercilinder voor afgeknotte projectie.

Fig. 9 is een illustratie van een projectie-uitbreiding afgestemd door middel van de verwachte totale verzwakking.

20 Fig. 10 toont een aantal beelden.

Hierin zijn afknottingscompensatiemethoden en -inrichtingen voor uitgebreid gezichtsveld in computertomografiesystemen verschaft. Zoals hieronder in detail wordt toegelicht, is volgens één aspect een werkwijze ten minste gedeeltelijk gebaseerd op de eigenschap, dat voor
25 parallele bemonsteringsgeometrie de over alle kanalen geïntegreerde totale hoeveelheid verzwakking onafhankelijk is van de projectiehoek. De inrichtingen en werkwijzen zijn weergegeven onder verwijzing naar de figuren, waarin gelijke verwijzingscijfers dezelfde elementen in alle figuren aangeven. Dergelijke figuren zijn bedoeld om illustratief
30 te zijn in plaats van beperkend en zijn hierin opgenomen om toelichting van een voorbeelduitvoeringsvorm van de inrichtingen en werkwijzen van de uitvinding te vergemakkelijken.

In enkele bekende CT-afbeeldingssysteemconfiguraties projecteert een stralingsbron een waaivormige bundel, die gecollimeerd
35 wordt om binnen een X-Y vlak van een Carthesiaans coördinatensysteem te liggen en die in het algemeen als een "afbeeldingsvlak" wordt aangeduid. De stralingsbundel gaat door een af te beelden voorwerp, zoals een patiënt. Na door het voorwerp te zijn afgezwakt treft de bundel een matrix van stralingsdetectoren. De intensiteit van de op de detec-

tormatrix ontvangen afgezwakte stralingsbundel is afhankelijk van de door het voorwerp veroorzaakte verzwakking van een stralingsbundel. Elk detectorelement van de matrix produceert een afzonderlijk elektrisch signaal, dat een meting van de bundelverzwakking in de detectorlocatie is. De verzwakkingsmetingen van alle detectoren worden gescheiden verzameld om een doorlaatprofiel te produceren.

In CT-systemen van de derde generatie worden de stralingsbron en de detectormatrix met een portaal in het afbeeldingsvlak en rond het af te beelden voorwerp geroteerd, zodat een hoek, waaronder de stralingsbundel het voorwerp snijdt, constant verandert. Een groep van stralingverzwakkingsmetingen, d.w.z. projectiegegevens, afkomstig van de detectormatrix bij één portaalhoek, wordt als een "aanzicht" aangeduid. Een "aftasting" van het voorwerp bevat een reeks van onder verschillende portaalhoeken of kijkhoeken gemaakte aanzichten tijdens één omwenteling van de stralingsbron en de detector.

In een axiale aftasting worden de projectiegegevens bewerkt om een beeld, dat correspondeert met een tweedimensionele plak van het voorwerp, te reconstrueren. Een werkwijze voor het reconstrueren van een beeld uit een reeks van projectiegegevens wordt in de techniek als de gefilterde terugprojectietechniek aangeduid. Dit proces zet de verzwakkingsmetingen van een aftasting om in gehele getallen, "CT-getallen" of "Houndsfield-eenheden" genoemd, die worden gebruikt om de helderheid van een corresponderend pixel op een weergave-inrichting te regelen.

Om de totale aftasttijd te verminderen, kan een "schroefvormige" aftasting worden uitgevoerd. Om een "schroefvormige" aftasting uit te voeren, wordt de patiënt verplaatst terwijl de gegevens voor het voorgeschreven aantal plakken worden verzameld. Een dergelijk systeem genereert een enkele schroeflijn uit een schroeflijnvormige aftasting met een waaierbundel. De door de waaierbundel in kaart gebrachte schroeflijn levert projectiegegevens op, waaruit beelden in elke voorgeschreven plak gereconstrueerd kunnen worden.

Zoals hierin gebruikt, dient een in enkelvoud vermelde en door het woord "een" voorafgegaan element of stap niet opgevat te worden als meervoudsvormen daarvan uitsluitend, tenzij een dergelijke uitsluiting expliciet vermeld is. Verwijzingen naar "één uitvoeringsvorm" van de onderhavige uitvinding zijn bovendien niet bedoeld om te worden geïnterpreteerd als het bestaan van aanvullende uitvoeringsvormen, die ook de vermelde kenmerken bevatten, uitsluitend.

Zoals hierin gebruikt, is de zinsnede "het reconstrueren van een beeld" niet bedoeld om uitvoeringsvormen van de onderhavige uitvinding, waarin gegevens, die een beeld representeren, worden gegenereerd doch een zichtbaar beeld niet, uit te sluiten. Zoals hierin gebruikt, verwijst de term "beeld" daarom in brede zin naar zichtbare beelden en gegevens, die een zichtbaar beeld representeren.

Echter genereren vele uitvoeringsvormen (of zijn ingericht om te genereren) ten minste één zichtbaar beeld.

Fig. 1 is een geïllustreerd aanzicht van een CT-afbeeldingssysteem 10. Fig. 2 is een blokschema van het in fig. 1 getoonde systeem 10. In de voorbeelduitvoeringsvorm is een computertomografie (CT) afbeeldingssysteem 10 weergegeven, welk systeem een portaal 12, dat representatief is voor een CT-afbeeldingssysteem van de "derde generatie", bevat. Het portaal 12 heeft een stralingsbron 14, die een kegelvormige bundel 16 van röntgenstralen projecteert op een detectormatrix 18 aan de tegenovergestelde zijde van het portaal 12.

De detectormatrix 18 wordt gevormd door een aantal detectorrijen (niet weergegeven), welke rijen een aantal detectorelementen 20 bevatten, welke elementen tezamen de geprojecteerde röntgenstraalbundels, die door een voorwerp heen gaan, zoals een medische patiënt 22, waarnemen. Elk detectorelement 20 produceert een elektrisch signaal, dat de intensiteit van een daarop invallende stralingsbundel en daarmee de verzwakking van de bundel bij doorgang door het voorwerp of de patiënt 22 representeert. Een afbeeldingssysteem 10 met een meervoudige-plakdetector 18 is in staat een aantal beelden, die representatief zijn voor een volume van het voorwerp 22, te verschaffen. Elk beeld van het aantal beelden correspondeert met een afzonderlijke "plak" van het volume. De "dikte" of apertuur van de plak is afhankelijk van de dikte van de detectorrijen.

Tijdens een aftasting voor het verzamelen van stralingsprojectiegegevens, draaien het portaal 12 en de daarop gemonteerde componenten rond een rotatiemidden 24. Fig. 2 toont slechts een enkele rij van detectorelementen 20 (d.w.z. een detectorrij). Een meervoudige-plakdetectormatrix 18 bevat echter een aantal evenwijdige detectorrijen van detectorelementen 20, zodat met een aantal quasi-evenwijdige of evenwijdige plakken corresponderende detectiegegevens tijdens een aftasting gelijktijdig kunnen worden verzameld.

De rotatie van het portaal 12 en de werking van de stralingsbron 14 worden bestuurd door een stuurmechanisme 26 van het CT-systeem

10. Het stuurmechanisme 26 bevat een stralingsbesturing 28, die energie en tijdbepalingssignalen aan de stralingsbron 14 verschaft, en een portaalmotorbesturing 30, die de draaisnelheid en de positie van het portaal 12 bestuurt. Een gegevensverzamelstelsel (DAS) 32 in het
5 stuurmechanisme 26 bemonstert de van de detectorelementen 20 afkomstige analoge gegevens en zet de gegevens om in digitale signalen voor daaropvolgende verwerking. Een beeldreconstructie-element 34 ontvangt de bemonsterde en gedigitaliseerde stralingsgegevens van DAS 32 en voert een hoge-snelheid beeldreconstructie uit. Het gereconstrueerde
10 beeld wordt toegevoerd als een invoer in een computer 36, die het beeld in een massaopslagrichting 38 opslaat.

De computer 36 ontvangt ook commando's en aftastparameters van een bediener via een console 40, dat een toetsenbord heeft. Een bijbehorende kathodestraalbuisweergave 42 maakt het voor de bediener mogelijk om het gereconstrueerde beeld en andere van de computer 36 afkom-
15 stige gegevens te observeren. De door de bediener geleverde commando's en parameters worden door de computer 36 gebruikt om stuursignalen en informatie aan DAS 32, de stralingsbesturing 28 en de portaalmotorbesturing 30 te verschaffen. Bovendien stuurt de computer 36 een tafelmotorbesturing 34 aan, welke besturing een gemotoriseerde tafel 46
20 bestuurt om een patiënt 22 in het portaal 12 te positioneren. In het bijzonder verplaatst de tafel 46 delen van de patiënt 22 door een portaalopening 48 heen.

In één uitvoeringsvorm bevat de computer 36 een inrichting 50,
25 bijvoorbeeld een flexibele-schijfstation of CD-ROM-station, voor het lezen van instructies en/of gegevens vanaf een computer-leesbaar medium 52, zoals een flexibele schijf of CD-ROM. In een andere uitvoeringsvorm voert de computer 36 in door de fabrikant geïnstalleerde programmatuur (niet weergegeven) opgeslagen instructies uit. In het
30 algemeen is een processor in ten minste één van DAS 32, reconstructie-element 34 en computer 36, weergegeven in fig. 2, geprogrammeerd om de hieronder beschreven processen uit te voeren. De werkwijze is vanzelfsprekend niet beperkt tot uitvoering in het CT-systeem 10 en de werkwijze kan in samenhang met vele andere typen en variaties van afbeeldingssystemen worden gebruikt. In één uitvoeringsvorm is de computer
35 36 geprogrammeerd om hierin beschreven functies uit te voeren, en dienovereenkomstig is de hierin gebruikte term computer niet beperkt tot alleen die geïntegreerde schakelingen, die in de techniek als computers worden aangeduid, doch verwijst in brede zin naar computers,

processoren, microbesturingen, microcomputers, programmeerbare logische besturingen, toepassingsspecifieke geïntegreerde schakelingen en andere programmeerbare schakelingen. Hoewel de hierin beschreven werkwijzen in een medische omgeving zijn beschreven, wordt er beoogd, dat de voordelen van de uitvinding ook toekomen aan niet-medische afbeeldingssystemen, zoals de systemen, die typisch worden toegepast in een industriële omgeving of een transportomgeving, zoals bijvoorbeeld, doch niet daartoe beperkt, een CT-bagageaftaststelsel voor een luchthaven of ander transportcentrum.

10 Onder sommige aftastomstandigheden steken delen van de patiënt 22 buiten het door de detector 19 bestreken gebied uit, hetgeen kan leiden tot beeldartefacten en een incomplete representatie van het afgebeelde voorwerp. De röntgenstraalbuis en de detector 18 worden tezamen star op een frame, dat rond de patiëntapertuur draait, vastgehouden. Tijdens de rotatie worden continu metingen uitgevoerd binnen een "volledig bemonsterd gezichtsveld" 60. De verzwakking van röntgenstralen, die buiten het volledig bemonsterde gezichtsveld 76 gepositioneerde gebieden van het voorwerp 22 kruisen, wordt gemeten in een beperkt bereik van rotatiehoeken en dit gebied wordt aangeduid als het "gedeeltelijk bemonsterde gezichtsveld" gebied. Met andere woorden, zijn delen, die zich binnen het volledig bemonsterde gezichtsveld 76 bevinden, gepositioneerd binnen de waaier 16, zodat metingen bij alle portaalhoeken verkrijgbaar zijn, en de verzamelde gegevens zijn als volledig bemonsterde gezichtsveldgegevens gedefinieerd. Andere delen bevinden zich bij sommige hoeken binnen de waaier 16, doch bij andere hoeken zullen deze zich buiten de waaier 16 bevinden, en de met betrekking tot deze delen verzamelde gegevens zijn gedefinieerd als gedeeltelijk bemonsterde gezichtsveldgegevens.

Er zijn enkele bekende werkwijzen gepubliceerd, welke werkwijzen de artefactreductie aanpakken, doch niet de beeldvorming van het deel van de patiënt, dat zich buiten het gezichtsveld (FOV) bevindt. Het is echter wenselijk om het deel van de patiënt, dat buiten het FOV uitsteekt, af te beelden. Dit is bruikbaar op vele gebieden, bevattende oncologie, spinangiografie, samengesmolten beeldvormingssystemen, en in economische CT-scanners. De huidige apparatuur van bekende eenvoudige-plak CT-scanners beperkt het reconstructiegezichtsveld (FOV) tot ongeveer 50 centimeter (cm). Hoewel dit voor de meeste klinische toepassingen voldoende is, is het wenselijk om het FOV uit te breiden om voorwerpen buiten dit FOV af te beelden. Dit kan bijzondere voorde-

len hebben voor toepassingen, zoals oncologie of CT/PET. Voor oncologietoepassingen is een groot FOV gewenst. Dit is hoofdzakelijk het gevolg van het feit, dat voor stralingsbehandelingsplanning, de ledematen van de patiënt dikwijls buiten het aftast-FOV zijn gepositioneerd voor een betere tumorpositionering. De bekende CT-reconstructiealgoritmen negeren de afgeknotte projecties en produceren beelden met ernstige artefacten. Deze artefacten kunnen een nauwkeurige schatting van de verzwakkingsweg voor behandelingsplanning beïnvloeden. Een fantoomvoorbeeld is weergegeven in fig. 3. Voor samengesmolten beeldvormingssystemen, zoals CT/PET (computertomografie/positronemissietomografie) kan het FOV van het PET-systeem niet passen bij het bestaande CT-ontwerp. Het is wenselijk om een consistent FOV tussen het CT-systeem en het andere beeldvormingssysteem (CT/PET, CT/NUC (CT/Nucleair) of CT/MR (CT/Magnetische Resonantie) te hebben. Deze correctie kan gebruikt worden om het FOV aan te passen teneinde overeen te stemmen. Dit maakt voor PET een betere verzwakingscorrectie mogelijk. Hierin is een algoritmische benadering beschreven om het reconstructie-FOV voorbij het door de detectorapparatuur begrensde FOV te vergroten. Dit correctiealgoritme kan toegepast worden op verschillende reconstructiealgoritmen, bevattende, doch niet daartoe beperkt, volledige aftasting, halfaftasting/segment, schroefvormige aftasting en de op de hartsector gebaseerde algoritmen. Bovendien is het systeem ingericht om de hierin beschreven algoritmen toe te passen.

Fig. 4 toont de totale hoeveelheid verzwakking uitgezet als een functie van de projectiehoek met een evenwijdige bundelbemonsteringsgeometrie voor een borstfantoomaftasting. Merk op, dat de kromme nagenoeg een horizontale lijn is. Deze eigenschap bestaat echter niet voor de waaierbundelbemonsteringsgeometrie. Wanneer het afgetaste voorwerp zich buiten het aftastgezichtsveld (FOV) bevindt, is deze eigenschap niet langer geldig. De mate van onvolledigheid is gelijk aan het deel van het voorwerp, dat zich buiten het projectie-FOV bevindt. In nagenoeg alle klinische gevallen treedt de projectieafknotting alleen op voor een gedeelte van de projectiehoeken, zoals dit in fig. 5 is weergegeven. In dit voorbeeld is de op een 3 uur's positie genomen projectie vrij van afknotting en is de op een 12 uur's positie genomen projectie sterk afgeknot. Daardoor kan men vertrouwen op de niet-afgeknotte projecties (d.w.z., posities rond bijvoorbeeld 3 uur in fig. 4) om de hoeveelheid afknotting voor de afgeknotte beelden (d.w.z., posi-

ties rond bijvoorbeeld 12 uur in fig. 5) te schatten. Een vroeger stap in het correctieproces is het op de voorbereikte projecties uitvoeren van programmatuurmatige waaierbundel naar evenwijdige-bundel heropslag. In één uitvoeringsvorm is deze vroeger stap de eerste stap. Dit
5 proces is algemeen bekend in de techniek en vereist geen bijzondere gegevensverzameling. Zodra de heropslag is voltooid, worden de projecties geïntegreerd over alle detectorkanalen om de totale verzwakkingskromme te verkrijgen, zoals deze is weergegeven in fig. 6. Merk op, dat de dalingen in de totale verzwakkingskromme corresponderen met
10 beelden met afknotting. Het vlakke gedeelte van de kromme correspondeert met de beelden, waarin geen voorwerpafknotting optreedt. Zodra de totale hoeveelheid van het buiten het FOV gelegen voorwerp is geschat, is de volgende stap het schatten van de verdeling van de ontbrekende projectie. Om dit doel te bereiken berekent men in één uitvoeringsvorm eerst de grensuitlezing, p_l en p_r , zoals hieronder in vergelijking 1 is weergegeven, in de afgeknotte projectie, zoals deze is weergegeven in fig. 7. Om ruis te verminderen wordt in één uitvoeringsvorm het gemiddelde van m monsters gebruikt. Empirisch is gebleken, dat $m=3$ bruikbaar is bij het verminderen van ruis. In andere uitvoeringsvormen is m groter dan 1 en kleiner dan 5.
20

$$\text{Vergelijking 1: } p_l = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m p(i, k) \text{ en } p_r = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m p(N - i, k)$$

waarin N het aantal detectorkanalen is en k de projectiebeeldindex is.
25 In één uitvoeringsvorm worden bovendien de hellingen, s_l en s_r , nabij beide uiteinden geschat. De hellingsschatting wordt uitgevoerd door een eerste-orde polynoom bij n monsters nabij de uiteinden te doen passen. Empirisch is gebleken, dat $n=5$ bruikbaar is. In één uitvoeringsvorm is n groter dan 2 en kleiner dan 8. In een andere uitvoeringsvorm is n groter dan 3 en kleiner dan 7.
30

Om de betrouwbaarheid van de schatting verder te verbeteren worden projecties gebruikt, die van naburige detectorrijen worden verkregen. Aangezien de menselijke anatomie over een kleine afstand (enkele millimeters) typisch niet snel verandert, variëren de uit
35 de naburige rijen geschatte grensmonsters en hellingen typisch niet aanzienlijk. De geschatte parameters (p_l , p_r , s_l en s_r) kunnen daardoor het gewogen gemiddelde van de uit verschillende detectorrijen berekende waarden zijn. Op basis van de grens- en hellingsinforma-

tie, schat men een locatie en de omvang van een cilindrisch water-
 voorwerp, dat het beste past bij de afgeknotte projectie. Indien
 wij de verzwakkingscoëfficiënt van water met μ_w , de straal van de
 cilinder met R en de afstand vanaf het cilindermiddelen met X aandui-
 5 den, kunnen de projectiewaarde $p(x)$ en de helling $p'(x)$ door middel
 van de volgende vergelijking worden beschreven.

$$\text{Vergelijking 2: } p(x) = 2\mu_w \sqrt{R^2 - x^2} \text{ en } p'(x) = \frac{-2\mu_w x}{\sqrt{R^2 - x^2}}$$

10 Aangezien wij zowel $p(x)$ als $p'(x)$ aan de afgeknotte-projec-
 tiegrenzen berekenen, is het doel het schatten van R en x , zodat
 men de omvang en locatie van de cilinder, die aan de ontbrekende
 projectie toegevoegd dient te worden, verkrijgt. De formules voor
 het schatten van deze parameters kunnen door middel van de volgende
 15 vergelijkingen worden beschreven:

$$\text{Vergelijking 3: } \frac{-(s_1)(p_1)}{4\mu_w^2} \text{ en } R_1 = \sqrt{\frac{p_1^2}{4\mu_w^2} + x_1^2}$$

$$\text{Vergelijking 4: } \frac{-(s_r)(p_r)}{4\mu_w^2} \text{ en } R_r = \sqrt{\frac{p_r^2}{4\mu_w^2} + x_r^2}$$

20

De variabelen representeren de geschatte locatie en de omvang
 van de cilindrische voorwerpen, die vanaf het afgeknotte voorwerp
 dienen te worden uitgebreid. Zodra deze parameters zijn bepaald,
 kunnen de gebruikte projecties onder gebruikmaking van vergelijking
 25 (2) worden berekend. Het proces is weergegeven in fig. 8.

In dit voorbeeld werd voor de eenvoud een cilindrisch water-
 fantoom gebruikt. In werkelijkheid kunnen ook andere voorwerpvor-
 men, zoals een elliptische cilinder, worden gebruikt om de flexibi-
 liteit te vergroten. Indien vooraf informatie over de kenmerken van
 30 het afgetaste voorwerp beschikbaar is, kan deze informatie vanzelf-
 sprekend worden gebruikt bij de keuze van de vorm en het materiaal
 van het toe te voegen voorwerp. Voor het schatten van de ontbreken-
 de projectiegegevens kunnen iteratieve werkwijzen worden gebruikt.

De geschatte cilinders aan beide uiteinden van de projectie
 35 herstellen niet altijd de totale hoeveelheid verzwakking voor de ge-

hele projectie, aangezien deze voorwerpen alleen uit de helling- en grensmonsters worden bepaald. Geen enkel deel van de uit de totale verzwakkingskromme (fig. 6) afgeleide informatie wordt gebruikt. Om een juiste compensatie voor het totale verzwakkingsverlies te waar-
5 borgen, wordt de verzwakkingsverdeling van de linkerzijde, T_l , tegenover de rechterzijde T_r , bepaald op basis van de grootte van p_l en p_r .

$$T_l = \frac{p_l T}{p_l + p_r} \text{ en } T_r = \frac{p_r T}{p_l + p_r}$$

10

waarin T de uit fig. 6 bepaalde totale hoeveelheid verzwakkingsverlies is. Indien de hoeveelheid verzwakking onder de uitgebreide kromme onvoldoende is om het verzwakkingsverlies te compenseren, wordt de geschatte projectie uitgerekt om aan de verzwakkingstekor-
15 ten te voldoen, zoals is weergegeven in fig. 9. Indien anderzijds de hoeveelheid verzwakking onder de uitgebreide kromme het verzwakkingsverlies overschrijdt, wordt de geschatte projectie op een overeenkomstige wijze gecomprimeerd. In één uitvoeringsvorm is het berekeningsproces als volgt. Eerst berekent men de verhouding van
20 de verwachte totale verzwakking (weergegeven in vergelijking (5)) over het gebied onder de uitgebreide projectiekromme (weergegeven door middel van het gearceerde gebied in fig. 9). Indien de verhouding groter dan één is, wordt de x-as aangepast door middel van de verhouding, zodat de aanvankelijk geschatte projectie (weergegeven
25 door middel van de streepjeslijn in fig. 9) verder uitgebreid wordt (weergegeven door middel van de volgetrokken dikke lijn in fig. 9). Indien de verhouding aanzienlijk kleiner dan één is, kan de uitgebreide projectie op overeenkomstige wijze in x worden gecomprimeerd.

30 Fig. 10 toont een voorbeeld van de gereconstrueerde fantoombeelden zonder en met correctie. Een schouderfantoom werd afgetast in een axiale aftastmodus met een 4x1,25 mm detectorconfiguratie. Een 15 cm kunststoffantoom werd aan het schouderfantoom bevestigd op een zodanige wijze, dat de rand van het kunststoffantoom nabij
35 de grens van het 65 cm FOV ligt. Het afgeknotte voorwerp wordt nagenoeg geheel hersteld. Merk op, dat fig. 10(a) werd gereconstrueerd met een 50 cm FOV zonder afknottingscorrectie (huidige productlimiet) en dat fig. 10(b) werd gereconstrueerd met een 65 cm FOV met de hierin

beschreven correctie. Voor referentie is het gedeeltelijk afgeknotte fantoom weergegeven in fig. 10(c).

Hoewel het hierboven beschreven systeem en de hierboven beschreven werkwijzen alleen de instandhouding van de totale verzwakking, de grootte en de helling van de grensmonsters gebruiken om de ontbrekende-projectieverdeling te schatten, kan ook aanvullende informatie worden gebruikt voor de schatting. Bijvoorbeeld zal men de Helgason-Ludwig-voorwaarde (HL-voorwaarde) kunnen gebruiken voor tomografie om de bovenstaande techniek verder te verfijnen. Bovendien kunnen verschillende drempelwaarden geplaatst worden om te waarborgen, dat het algoritme op correcte wijze functioneert onder onjuiste meetomstandigheden. Bijvoorbeeld zal men de boven- en onderlimieten van de in fig. 9 beschreven rekverhouding kunnen instellen om de omstandigheid van een toegenomen fout als gevolg van een onbetrouwbare meting te voorkomen. Bovendien kan de hellingsberekening van s_1 en s_2 zodanig worden ingesteld dat deze binnen een redelijk bereik valt. Indien bekend is dat de karakteristiek van het materiaal van het afgetaste voorwerp aanzienlijk verschilt van water, kan men ook de verzwakkingscoëfficiënten van het bekende materiaal (in plaats van water) gebruiken om in vergelijkingen (3) en (4) weergegeven omvang- en locatieberekeningen uit te voeren.

Omdat de geïnterpoleerde gegevens niet dezelfde beeldkwaliteit als de gegevens binnen het volledig bemonsterde FOV hebben, kan het bruikbaar zijn om het beeld, waarbij het FOV geëxtrapoleerd wordt, te merken. In één uitvoeringsvorm wordt een afbakening in een gereconstrueerd beeld tussen gebieden, die representatief zijn voor de volledig bemonsterde gezichtsveldgegevens en de gedeeltelijk bemonsterde gezichtsveldgegevens, verschaft. Fig. 10(d) toont de door middel van een streepjeslijn gemarkeerde grens. Dit kan eveneens worden gedaan met een kleurcode of verschuiving in het CT-nummer. Omdat de markering de mogelijkheid om de beeldgegevens te zien kan beïnvloeden, is een eenvoudige wijze verschaft om de markering aan en uit te schakelen. Een gebruiker van het systeem 10 wordt in staat gesteld om de markering aan of uit te schakelen.

Hoewel de uitvinding is beschreven in termen van verschillende specifieke uitvoeringsvormen, zal de vakman onderkennen, dat de uitvinding met een modificatie binnen het kader van de conclusies in praktijk kan worden gebracht.

1024447

CONCLUSIES

1. Beeldvormingsinrichting (10), omvattende:

een stralingsbron (14);

een op straling reagerende detector (18), die gepositioneerd is om door de bron uitgezonden straling te ontvangen; en

5 een met de stralingsbron en de detector operationeel verbonden computer (36), die is ingericht om:

gegevens van een CT-aftasting van een voorwerp te ontvangen, welke gegevens volledig bemonsterde gezichtsveld (6) gegevens en gedeeltelijk bemonsterde gezichtsveld (76) gegevens bevatten;

10 de ontvangen gedeeltelijk bemonsterde gezichtsveldgegevens onder gebruikmaking van de volledig bemonsterde gezichtsveldgegevens te versterken; en

een beeld van het voorwerp onder gebruikmaking van de volledig bemonsterde gezichtsveldgegevens en de versterkte gedeeltelijk bemonsterde gezichtsveldgegevens te reconstrueren.

15 2. Inrichting volgens conclusie 1, waarin de computer (36) verder is ingericht om een verdeling van ontbrekende projectiegegevens te schatten.

3. Inrichting volgens conclusie 2, waarin de computer (36) 20 verder is ingericht om een verdeling van ontbrekende projectiegegevens onder gebruikmaking van door naburige detectorrijen verkregen projectiegegevens te schatten.

4. Inrichting volgens conclusie 2, waarin de computer (36) verder is ingericht om grensparameters, p_l en p_r , voor de gedeelte- 25 lijk bemonsterde gezichtsveld (76) gegevens te berekenen volgens :

$$p_l = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m p(i, k) \text{ en } p_r = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m p(N - i, k), \text{ waarin } m \text{ een aantal gebruikte}$$

monsters is, N een aantal detectorkanalen is en k een projectie-aanzichtindex is.

5. Inrichting volgens conclusie 2, waarin de computer (36) 30 verder is ingericht om hellingen, s_l en s_r , te berekenen door een eerste-orde polynoom bij n monsters nabij een aantal afknottingspunten te passen.

6. Inrichting volgens conclusie 5, waarin de computer (36) verder is ingericht om hellingen, s_l en s_r , als gewogen gemiddelden 35 van waarden, die berekend zijn uit een aantal detectorrijen, te schatten.

7. Inrichting volgens conclusie 1, waarin de computer (36) verder is ingericht om een voorwerp af te tasten om waaierbundel-detectorgegevens van een aantal rotatiehoeken rond een voorwerp te verkrijgen en om de waaierbundel-detectorgegevens in reeksen van gegevens met evenwijdige transmissiewegen over het gezichtsveld te herordenen.

8. Inrichting volgens conclusie 7, waarin de computer (36) verder is ingericht om elke reeks van gegevens met evenwijdige-weg te sommeren om een wegverzwakkingswaarde voor elke weg te verkrijgen.

9. Inrichting volgens conclusie 8, waarin de computer (36) verder is ingericht om een totale integrale verzwakking van het voorwerp te schatten onder gebruikmaking van een maximale-verzwakkingsweg.

10. Inrichting volgens conclusie 1, waarin de computer (36) verder is ingericht om een afbakening in een gereconstrueerd beeld te verschaffen tussen gebieden, die representatief zijn voor de volledig bemonsterde gezichtsveld (60) gegevens en de gedeeltelijk bemonsterde gezichtsveld (76) gegevens.

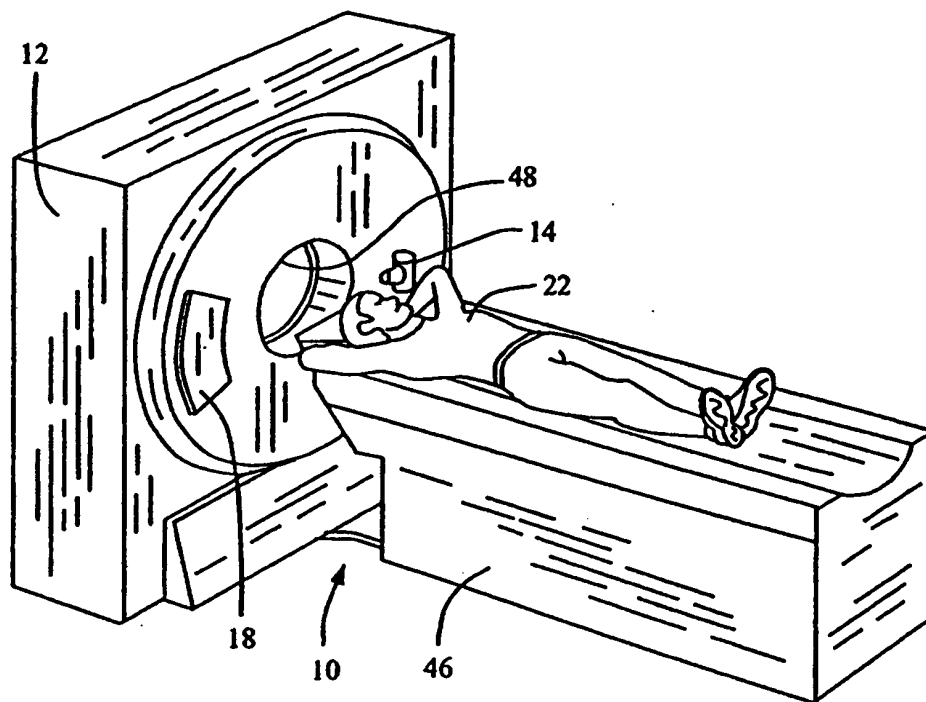


FIG. 1

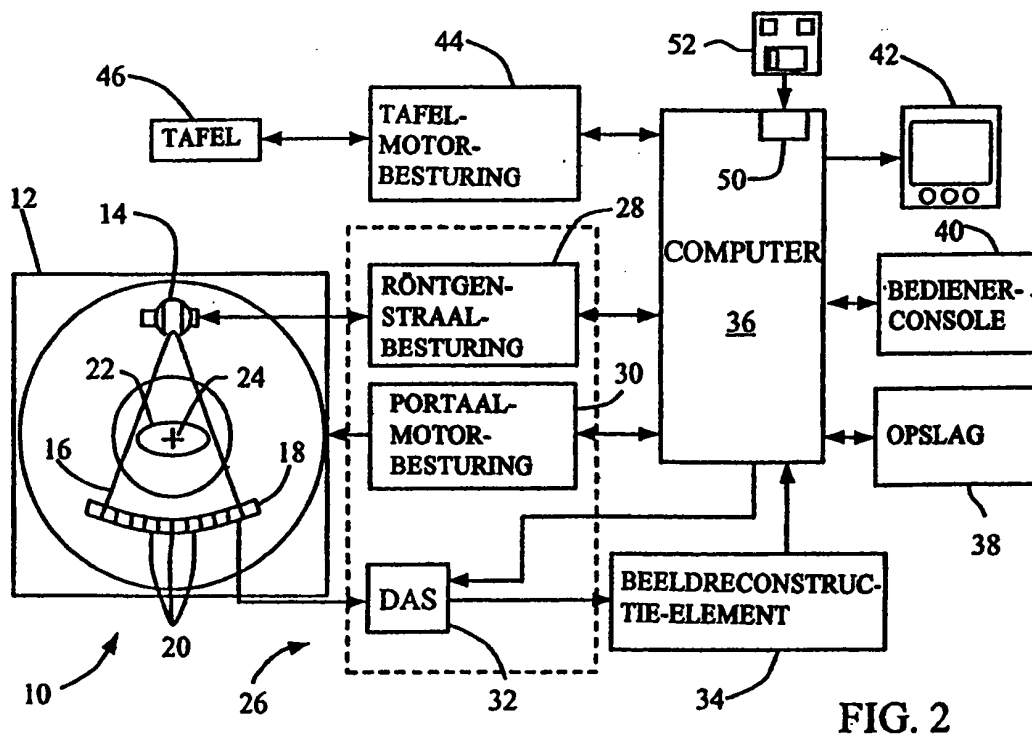


FIG. 2

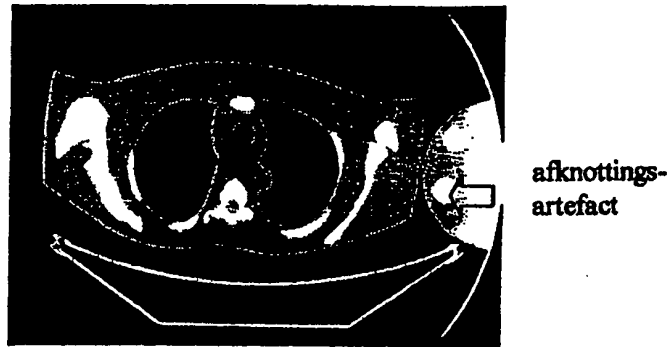


FIG. 3

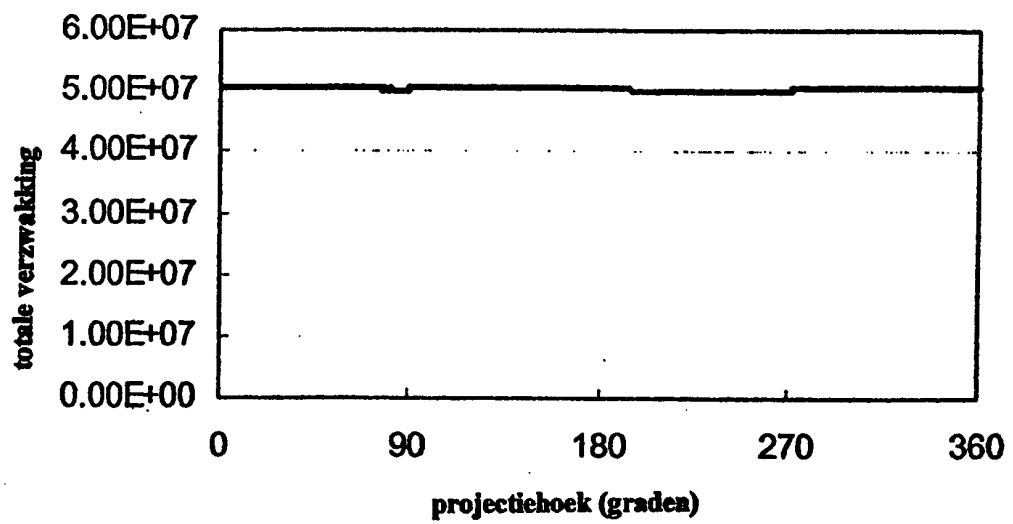


FIG. 4

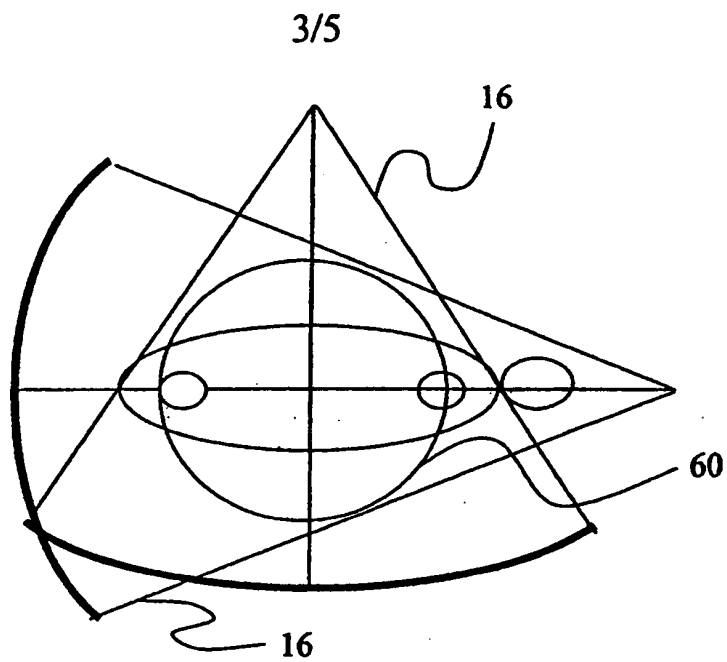


FIG. 5

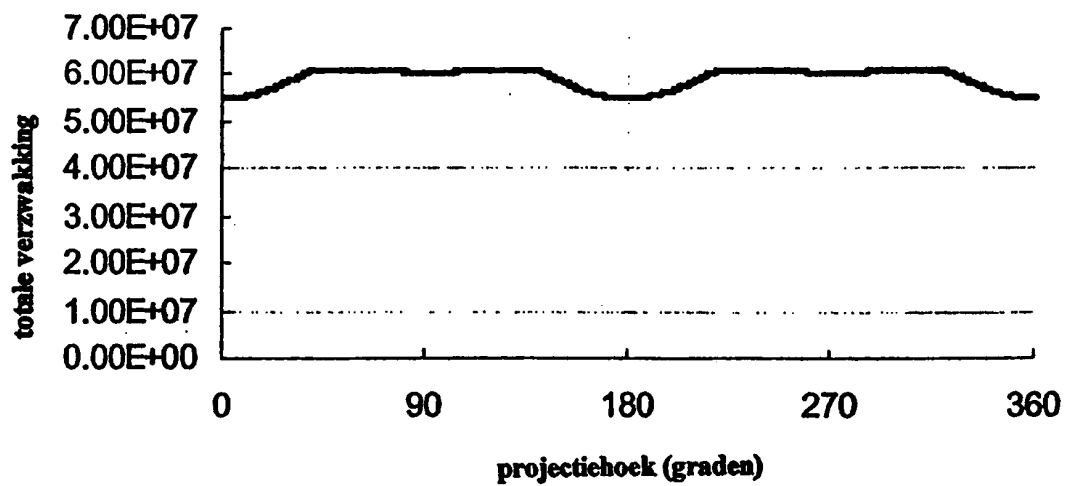
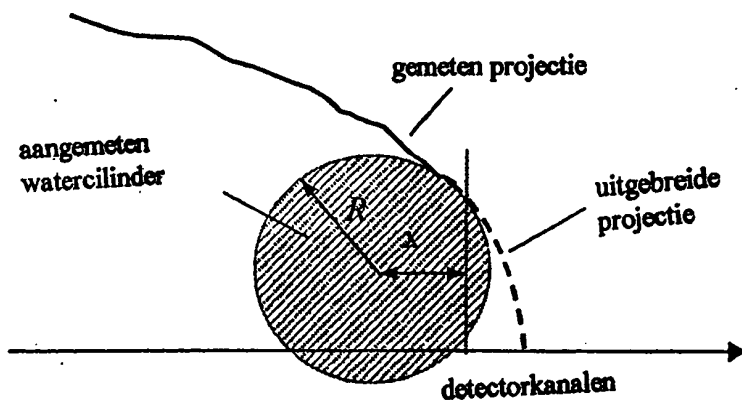
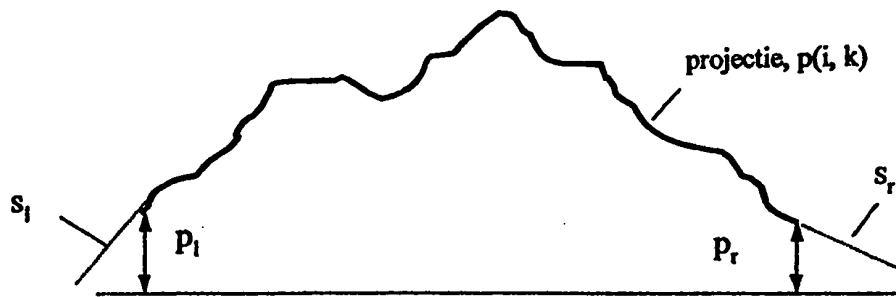


FIG. 6



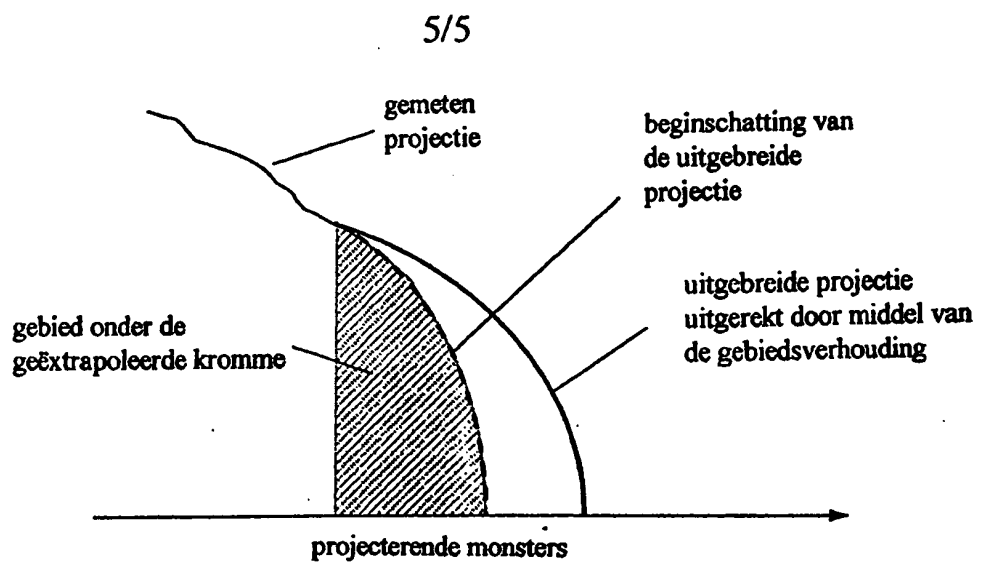
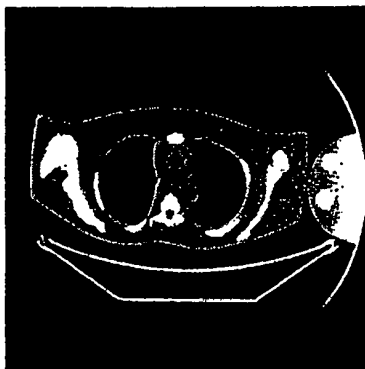
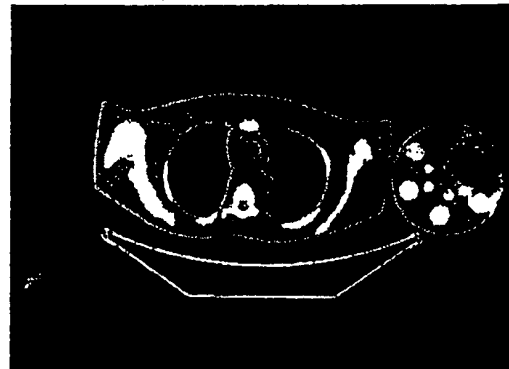


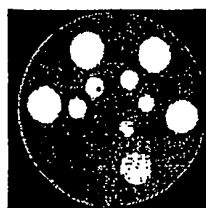
FIG. 9



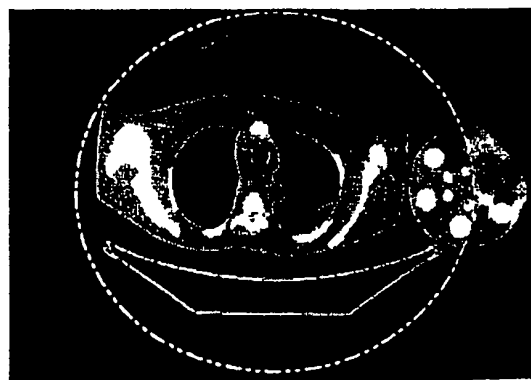
A



B



C



D

FIG. 10



RAPPORT BETREFFENDE HET ONDERZOEK NAAR DE STAND VAN DE TECHNIEK

Octroolaanvraag Nr.:

NO 135303
NL 1024447

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 4 550 371 A (GLOVER ET AL) 29 oktober 1985 (1985-10-29)	1,2,5, 7-9	G06T11/00
Y	* kolom 3, regel 45 - kolom 8, regel 46; figuren 5-6b *	10	
Y	US 5 740 224 A (MUELLER ET AL) 14 april 1998 (1998-04-14) * kolom 3, regel 66 - kolom 4, regel 11; figuur 11a *	10	
A	US 6 307 909 B1 (FLOHR THOMAS ET AL) 23 oktober 2001 (2001-10-23) * conclusie 1 * & US 5 740 224 A (MUELLER ET AL) 14 april 1998 (1998-04-14)	1-10	
A	GUILLEMAUD R ET AL: "Truncation artifact correction of attenuation map with iterative and model based reconstruction" 1995 IEEE NUCLEAR SCIENCE SYMPOSIUM AND MEDICAL IMAGING CONFERENCE RECORD (CAT. NO.95CH35898) IEEE NEW YORK, NY, USA, deel 2, 21 september 1995 (1995-09-21), - 28 september 2005 (2005-09-28) bladzijden 1212-1216 vol., XP002326325 ISBN: 0-7803-3180-X * bladzijde 1214, alinea III *	1-10	Onderzochte gebieden van de techniek G06T
A	HOOPER H R ET AL: "Technical note: Sinogram merging to compensate for truncation of projection data in tomotherapy imaging" MEDICAL PHYSICS, AMERICAN INSTITUTE OF PHYSICS. NEW YORK, US, deel 29, nr. 11, november 2002 (2002-11), bladzijden 2548-2551, XP012011650 ISSN: 0094-2405 * samenvatting; figuur 3 *	7,10	
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 27 April 2005	Vooronderzoeker (EOB) Perez Molina, E
CATEGORIE VAN DE VERMELDE LITERATUUR X : op zichzelf van bijzonder belang Y : van bijzonder belang in samenhang met andere documenten van dezelfde categorie A : achtergrond van de stand van de techniek O : verwijzend naar niet op schrift gestelde van de techniek P : literatuur gepubliceerd tussen voorraags- en indieningsdatum T : niet tijdig gepubliceerde literatuur over theorie of principe ten grondslag liggend aan de uitvinding E : andere octrooipublicatie maar gepubliceerd op of na indieningsdatum D : in de aanvraag genoemd L : om andere redenen vermelde literatuur & : lid van dezelfde octrooifamilie, corresponderende literatuur document			

EOB FORM 02.83 (P0414)



RAPPORT BETREFFENDE HET ONDERZOEK NAAR DE STAND VAN DE TECHNIEK

Octroolaanvraag Nr.:

NO 135303

NL 1024447

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
A	US 2002/186809 A1 (FLOHR THOMAS ET AL) 12 december 2002 (2002-12-12) * bladzijde 2, rechter kolom, alinea 26 - bladzijde 3, rechter kolom, alinea 45 *	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 27 April 2005	Vooronderzoeker (EOB) Perez Molina, E
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 octrooipublicatie maar gepubliceerd op of na indieningsdatum D : in de aanvraag genoemd L : om andere redenen vermelde literatuur & : lid van dezelfde octrooifamilie, corresponderende literatuur document			

2

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 135303
NL 1024447

Het aanhangsel bevat een opgave van elders gepubliceerde octrooiaanvragen of octrooien (zogenaamde leden van dezelfde octroofamilie), 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.

27-04-2005

In het rapport genoemd octroolgeschrift		Datum van publicatie	Overeenkomend(e) geschrift(en)	Datum van publicatie
US 4550371	A	29-10-1985	DE 3381384 D1 EP 0106964 A2 JP 1761325 C JP 4046578 B JP 59080234 A	03-05-1990 02-05-1984 20-05-1993 30-07-1992 09-05-1984
US 5740224	A	14-04-1998	GEEN	
US 6307909	B1	23-10-2001	DE 19854917 A1 JP 2000308637 A	08-06-2000 07-11-2000
US 5740224	A	14-04-1998	GEEN	
US 2002186809	A1	12-12-2002	DE 10026566 A1 WO 0193201 A1 JP 2003534856 T	13-12-2001 06-12-2001 25-11-2003