

19



Octrooi Centrum
Nederland

11 1024859

12 C OCTROOI²⁰

21 Aanvraag om octrooi: 1024859

51 Int.Cl.⁷
A61B6/00, A61B6/03

22 Ingediend: 24.11.2003

30 Voorrang:
27.11.2002 US 10/306637

41 Ingeschreven:
28.05.2004 I.E. 2004/08

47 Dagtekening:
27.07.2005

45 Uitgegeven:
03.10.2005 I.E. 2005/10

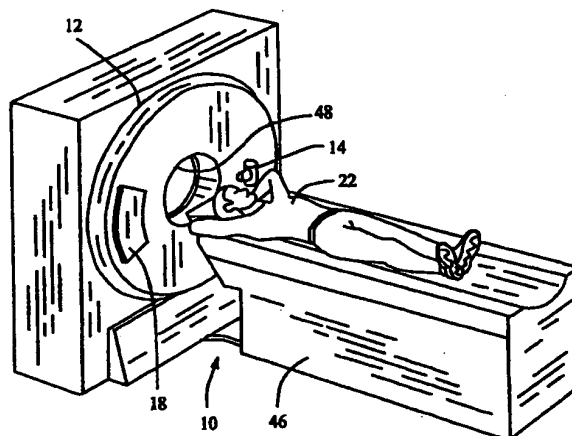
73 Octrooihouder(s):
GE Medical Systems Global Technology
Company, LLC te Waukesha, Wisconsin,
Verenigde Staten van Amerika (US).

72 Uitvinder(s):
Danielle Drummond te Wauwatosa, Wisconsin
(US)
Kelly Lynn Karau te New Berlin, Wisconsin (US)

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

54 Werkwijzen en inrichting voor het verwerven van perfusiegegevens.

57 Een werkwijze (60) voor het verkrijgen van perfusiegegevens bevat het verschaffen (62) van een van belang zijnde voorwerp, het schatten (64) van een eerste hoeveelheid contrastmiddel, dat door een mono-energiecomputertomografie(CT-)beeldvormingssysteem (10) wordt gebruikt om het van belang zijnde voorwerp af te beelden, het inbrengen (66) van een tweede hoeveelheid contrastmiddel in het van belang zijnde voorwerp, waarbij de tweede hoeveelheid van contrastmiddel kleiner is dan de eerste hoeveelheid contrastmiddel, en het aftasten (68) van het van belang zijnde voorwerp onder gebruikmaking van een multi-energiecomputertomografie(MECT)systeem om gegevens te verwerven.



NL C 1024859

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: Werkwijzen en inrichting voor het verwerven van perfusiegegevens.

De uitvinding heeft in het algemeen betrekking op medische beeldvormingssystemen en meer in het bijzonder op een inrichting en werkwijzen voor het onderscheiden van meerdere contrastmiddelen onder gebruikmaking van een medisch beeldvormingssysteem.

5 Ondanks recente vooruitgangen in computertomografie (CT) technologie, zoals een hogere aftastsnelheid, een groter bestrijkingsgebied met meerdere detectorrijen en dunnere plakken, is energiere-solutie nog steeds een ontbrekend onderdeel. Met name een van de röntgenstralingsbron afkomstig breed röntgenstralingsfotonenergie-
10 spectrum en een gemis aan energieresolutie in CT-detectiesystemen sluiten energieonderscheid (CT) uit.

Door een gegeven voorwerp veroorzaakte röntgenstralingsverzwakking is niet constant. In plaats daarvan is röntgenstralingsverzwakking sterk afhankelijk van de röntgenstralingsfotonenergie.
15 Dit fysische fenomeen doet zich in een beeld voor als een bundel-verhardingsartefact, zoals niet-uniformiteit, schaduwvorming, en strepen. Enkele bundel-verhardingsartefacten kunnen eenvoudig gecorrigeerd worden, doch andere kunnen moeilijker gecorrigeerd worden. Bekende werkwijzen voor het corrigeren van bundel-verhardingsarte-
20 facten bevatten in het algemeen waterkalibratie, hetgeen het kalibreren van elke CT-machine bevat om van materialen soortgelijk aan water afkomstige bundel-verharding te verwijderen, en iteratieve botcorrectie, waarin botten in het beeld van de eerste doorgang worden gescheiden, en vervolgens in de tweede doorgang van botten af-
25 komstige bundel-verharding wordt gecorrigeerd. Van materialen anders dan water en bot, zoals metalen en contrastmiddelen, afkomstige bundel-verharding kan echter moeilijk te corrigeren zijn. Zelfs met de hierboven beschreven correctiemethoden verschaft een conventionele CT bovendien geen kwantitatieve beeldwaarden. In plaats daarvan vertoont
30 hetzelfde materiaal op verschillende plaatsen dikwijls verschillende CT-getallen.

Een ander nadeel van conventionele CT is een gebrek aan materiaalkarakterisering. Bijvoorbeeld kan een sterk verzwakkend materiaal met een lage dichtheid resulteren in hetzelfde CT-getal in het beeld

als een minder verzwakkend materiaal met een hoge dichtheid. Er is derhalve weinig of geen informatie omtrent de materiaalsamenstelling van een afgetast beeld op basis van alleen het CT-getal aanwezig.

Bovendien is beoordeling van het vatenstelsel dikwijls moeilijk, aangezien de door scanners geproduceerde beelden een aanzienlijk niveau aan beeldartefacten en CT-getalonnauwkeurigheid kunnen vertonen. Deze beperkingen kunnen het gebruik van de CT-inrichting voor geavanceerde diagnose beletten. Om de beoordeling van het vaatstelsel, weefsels en organen te verbeteren, wordt een relatief grote dosis contrastmiddel aan de patiënt toegediend om de beeldkwaliteit te verbeteren. Het zou derhalve wenselijk zijn om de aan de patiënt toegediende dosis contrastmiddel te verlagen en/of het gegenereerde beeld overeenkomstig te verbeteren.

Volgens één aspect is een werkwijze voor het verkrijgen van perfusiegegevens verschaft. De werkwijze omvat het verschaffen van een van belang zijnd voorwerp, het schatten van een door een mono-energie-computertomografie(CT)beeldvormingssysteem voor het afbeelden van het van belang zijnde voorwerp gebruikte eerste hoeveelheid contrastmiddel, het in het van belang zijnde voorwerp inbrengen van een tweede hoeveelheid contrastmiddel, waarbij de tweede hoeveelheid contrastmiddel kleiner is dan de eerste hoeveelheid contrastmiddel, en het aftasten van het van belang zijnde voorwerp onder gebruikmaking van een multi-energiecomputertomografie(MECT)systeem om gegevens te verwerven.

Volgens een ander aspect is een werkwijze voor het verkrijgen van perfusiegegevens verschaft. De werkwijze bevat het tijdens een eerste aftasting verwerven van een eerste beeld van een contrastmiddel bij een eerste energie, het tijdens de eerste aftasting verwerven van een tweede beeld van een achtergrondweefsel bij een tweede energie, en het van het eerste beeld aftrekken van het tweede beeld om een verbeterd beeld te genereren.

Volgens een ander aspect is een multi-energiecomputertomografie(MECT)systeem verschaft. Het MECT-systeem bevat ten minste één stralingsbron, ten minste één stralingsdetector en een met de stralingsbron en de stralingsdetector verbonden computer. De computer is ingericht om tijdens een eerste aftasting een eerste beeld van een contrastmiddel bij een eerste energie te verwerven, tijdens de eerste aftasting een tweede beeld van een achtergrondweefsel bij een tweede energie te verwerven, en het tweede beeld van het eerste beeld af te trekken om een verbeterd beeld te genereren.

Volgens nog een ander aspect is een met een programma gecodeerd computer-leesbaar medium verschaft. Het programma is ingericht om een computer te instrueren om tijdens een eerste aftasting een eerste beeld van een contrastmiddel bij een eerste energie te verwerven, tijdens de eerste aftasting een tweede beeld van een achtergrondweefsel bij een tweede energie te verwerven, en het tweede beeld van het eerste beeld af te trekken teneinde een verbeterd beeld te genereren.

Volgens nog een ander aspect is een computer verschaft. De computer is ingericht om tijdens een eerste aftasting van een multi-energiecomputertomografie(MECT)systeem een eerste beeld van een contrastmiddel bij een eerste energie te verwerven, tijdens de eerste aftasting van het MECT-systeem een tweede beeld van een achtergrondweefsel bij een tweede energie te verwerven, en het tweede beeld van het eerste beeld af te trekken om een verbeterd beeld te genereren.

15 Figuur 1 is een illustratief aanzicht van een MECT-beeldvormingssysteem.

 Figuur 2 is een blokschema van het in figuur 1 getoonde systeem.

 Figuur 3 is een werkwijze voor het verkrijgen van perfusiegegevens.

 Figuur 4 toont een onder gebruikmaking van een mono-energie-(CT)beeldvormingssysteem verworven verbeteringssignaal, wanneer een eerste hoeveelheid contrastmiddel in een patiënt was ingebracht.

 Figuur 5 toont een onder gebruikmaking van het in figuur 1 weergegeven MECT-systeem verworven verbeteringssignaal, wanneer de eerste hoeveelheid van contrastmiddel in de patiënt was ingebracht.

 Figuur 6 toont een onder gebruikmaking van het in figuur 1 weergegeven MECT-systeem verworven verbeteringssignaal, waarbij een tweede hoeveelheid contrastmiddel, die kleiner is dan de eerste hoeveelheid contrastmiddel, wordt gebruikt.

 De hierin beschreven werkwijzen en inrichting hebben betrekking op het verwerven van perfusiegegevens onder gebruikmaking van een energieonderscheidend (ook bekend als multi-energie) computertomografie(MECT)systeem. Om perfusiegegevens te verwerven onder gebruikmaking van ten minste één bekend systeem schat een bediener een hoeveelheid contrastmiddel, dat voor het genereren van een optimaal beeld gebruikt dient te worden. Gebruikmakend van het MECT-systeem kan dezelfde bediener minder contrastmiddel in de patiënt inbrengen en/of een verbeterd beeld genereren.

De hierin beschreven werkwijzen bevatten bovendien nieuwe aanpakken om gebruik te maken van de basiseigenschappen van de wisselwerking tussen röntgenstraling en materiaal. Bijvoorbeeld worden voor elk straaltraject meerdere metingen met verschillende gemiddelde röntgenstralingsenergieën verworven. Wanneer Compton en foto-elektrische ontbinding en/of BMD op deze metingen worden uitgevoerd, wordt aanvullende informatie verkregen, die een verbeterde nauwkeurigheid en karakterisering mogelijk maakt.

In enkele bekende CT-afbeeldingssysteemconfiguraties projecteert een röntgenstralingsbron een waaiervormige bundel, die gecolli-meerd wordt om binnen een X-Y vlak van een Carthesiaans coördinaten-systeem te liggen en die in het algemeen als een "afbeeldingsvlak" wordt aangeduid. De röntgenstralingsbundel gaat door een af te beelden voorwerp, zoals een patiënt. Na door het voorwerp te zijn afgezwakt treft de bundel een reeks van stralingsdetectoren. De intensiteit van de op de detectorreeks ontvangen afgezwakte stralingsbundel is afhankelijk van de door het voorwerp veroorzaakte verzwakking van een röntgenstralingsbundel. Elk detectorelement van de reeks produceert een afzonderlijk elektrisch signaal, dat een meting van de bundelintensiteit op de detectorlocatie is. De resultaten van de intensiteitsmetingen van alle detectoren worden gescheiden verzameld om een doorlaatprofiel te produceren.

In CT-systemen van de derde generatie worden de röntgenstralingsbron en de detectorreeks met een portaal in het afbeeldingsvlak en rond het af te beelden voorwerp geroteerd, zodat de hoek, waaronder de röntgenstralingsbundel het voorwerp snijdt, constant verandert. Een groep van röntgenstralingverzwakkingsmetingen, d.w.z. projectiegegevens, afkomstig van de detectorreeks 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 construeren. 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" (HU) genoemd, die worden gebruikt om de

helderheid van een corresponderend pixel op een kathodestraalbuisweergave te regelen.

Om de totale aftasttijd te verminderen, kan een "spiraalvormige" aftasting worden uitgevoerd. Om een "spiraalvormige" aftasting uit
5 te voeren wordt de patiënt verplaatst terwijl de gegevens voor het voorgeschreven aantal plakken worden verworven. Een dergelijk systeem genereert een enkele spiraallijn uit een spiraalvormige aftasting met een waaierbundel. De door de waaierbundel afgebeelde spiraallijn levert projectiegegevens op, waaruit beelden in elke voorgeschreven plak
10 gereconstrueerd kunnen worden.

Reconstructiealgoritmen voor spiraalvormige aftasting gebruiken typisch spiraalvormige-wegingsalgoritmen, die de verzamelde gegevens als een functie van de kijkhoek en de detectorkanaalindex wegen. In het bijzonder worden de gegevens voorafgaande aan een gefilterde-terugprojectieproces gewogen volgens een spiraalvormige-wegingsfactor,
15 die een functie van de portaalhoek en de detectorhoek is. De gewogen gegevens worden vervolgens bewerkt om CT-getallen te genereren en om een beeld te construeren, dat correspondeert met een tweedimensionele plak van het voorwerp.

Om de totale verwervingstijd verder te verminderen is multi-plak CT geïntroduceerd. In multi-plak CT worden op elk tijdsmoment gelijktijdig meerdere rijen van projectiegegevens verworven. In combinatie met een schroefvormige aftastmodus genereert het systeem een enkele spiraallijn van kegelbundelprojectiegegevens. Soortgelijk aan het
25 enkelvoudige-plak spiraalvormige wegingsschema kan een werkwijze worden afgeleid om de wegingsfactor te vermenigvuldigen met de projectiegegevens voorafgaande aan het gefilterde-terugprojectiealgoritme.

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

35 Zoals hierin gebruikt, is de zinsnede "het reconstrueren van een beeld" niet bedoeld om uitvoeringsvormen van de hierin beschreven werkwijzen en systemen, waarin gegevens, die een beeld representeren, worden gegenereerd doch een zichtbaar beeld niet, uit te sluiten. Echter genereren vele uitvoeringsvormen (of zijn ingericht om te genere-

ren) ten minste één zichtbaar beeld. Bovendien beschrijft de hierin gebruikte term "aftasting" het uitvoeren van meerdere portaalrotaties over een tijdsperiode. Bij perfusie kunnen bijvoorbeeld ongeveer 100 aftastingen worden uitgevoerd over een enkel tijdsinterval, zoals,
5 doch niet daartoe beperkt, ongeveer 40 seconden.

Verwijzend naar figuur 1 en 2, is een multi-energieaftastbeeldvormingssysteem, bijvoorbeeld een multi-energie multi-plak computertomografie (MECT) beeldvormingssysteem 10, weergegeven, welk systeem een portaal 12, dat representatief is voor een "derde generatie" CT-beeld-
10 vormingssysteem, bevat. Zoals hierin gebruikt, kan een multi-energie-computertomografiesysteem ook aangeduid worden met een energieonderscheiding CT (EDCT) systeem. Het portaal 12 heeft een röntgenstralingsbron 14, die een bundel van röntgenstralen 16 op een detectorreeks 18 aan de tegenovergestelde zijde van het portaal 12 projecteert. De de-
15 tectorreeks 18 wordt gevormd door een aantal detectorrijen (niet weergegeven), welke rijen een aantal detectorelementen 20 bevatten, welke elementen tezamen de geprojecteerde röntgenstralen, die door een voorwerp, zoals een medische patiënt 22, heen gaan, waarnemen. Elk detectorelement 20 produceert een elektrisch signaal, dat de intensiteit
20 van een daarop invallende röntgenstralingsbundel representeert, en daardoor gebruikt kan worden om de verzwakking van de bundel bij doorgang door het voorwerp of de patiënt 22 te schatten. Tijdens een aftasting voor het verwerven van röntgenstralingsprojectiegegevens, draaien het portaal 12 en de daarop gemonteerde componenten rond een
25 rotatiecentrum 24. Figuur 2 toont slechts een enkele rij van detectorelementen 20 (d.w.z., een detectorrij). Een multi-plak detectorreeks 18 bevat echter een aantal evenwijdige detectorrijen van detectorelementen 20, zodat met een aantal quasi-evenwijdige of evenwijdige plakken corresponderende projectiegegevens tijdens een aftasting gelijk-
30 tijdig worden verworven.

De rotatie van componenten op het portaal 12 en de werking van de röntgenstralingsbron 14 worden bestuurd door een stuurmechanisme 26 van het MECT-systeem 10. Het stuurmechanisme 26 bevat een röntgenstralingsbesturing 28, die energie en tijdbepalingssignalen aan de rönt-
35 genstralingsbron 14 verschaft, en een portaalmotorbesturing 30, die de draaisnelheid en de positie van de componenten op het portaal 12 bestuurt. Een gegevensverwervingssysteem (DAS) 32 in het 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 röntgenstralingsgegevens van DAS 32 en voert een hoge-snelheid beeldreconstructie uit. Het gereconstrueerde beeld wordt toegevoerd als een invoer aan een computer 36, die het beeld in een
5 opslaginrichting 38 opslaat. Het beeldreconstructie-element 34 kan gespecialiseerde apparatuur en computerprogramma's voor uitvoering op de computer 36 zijn.

De computer 36 ontvangt ook commando's en aftastparameters van een bediener via een console 40, dat een toetsenbord heeft. Een bijbe-
10 horende kathodestraalbuisweergave 42 maakt het voor de bediener mogelijk om het gereconstrueerde beeld en andere van de computer 36 afkomstige 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 röntgenstralingsbesturing 28 en de portaal-
15 motorbesturing 30 te verschaffen. Bovendien stuurt de computer 36 een tafelmotorbesturing 44 aan, welke besturing een gemotoriseerde tafel 46 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.

20 In één uitvoeringsvorm bevat de computer 36 een inrichting 50, bijvoorbeeld een flexibele-schijfstation, CD-ROM-station, DVD-station, magnetisch-optische schijf(MOD)inrichting of elke andere digitale inrichting, die een netwerkverbindinginrichting, zoals een Ethernet-inrichting, bevat voor het lezen van instructies en/of gegevens vanaf
25 een computer-leesbaar medium 52, zoals een flexibele schijf, een CD-ROM, een DVD, een MOD of een andere digitale bron, zoals een netwerk of het Internet, alsmede nog te ontwikkelen digitale middelen. De computer 36 is geprogrammeerd om hierin beschreven functies uit te voeren, en daarom is de hierin gebruikte term computer niet beperkt
30 tot alleen die geïntegreerde schakelingen, die in de techniek als computers worden aangeduid, doch deze term verwijst in brede zin naar computers, processoren, microbesturingen, microcomputers, programmeerbare logische besturingen, toepassingsspecifieke geïntegreerde schakelingen en andere programmeerbare schakelingen, en deze termen worden
35 hierin onderling uitwisselbaar gebruikt. Het CT-beeldvormingssysteem 10 is een energieonderscheidend (ook bekend staand als multi-energie) computertomografie(MECT)systeem, aangezien het systeem 10 is ingericht om te reageren op verschillende röntgenstralingsspectra. Dit kan werkstelligd worden met een conventioneel derde-generatie CT-systeem

om projecties sequentieel bij verschillende röntgenstraalbuisspanningen te verkrijgen. Bijvoorbeeld worden twee aftastingen rug aan rug of met een tussenpose verworven, waarbij de buis werkt bij bijvoorbeeld 80 kVp en 160 kVp spanningen. Als alternatief worden speciale filters
5 tussen de röntgenstralingsbron en de detector geplaatst, zodat verschillende detectorrijen projecties van verschillende röntgenstralingsenergiespectra verzamelen. Eventueel kunnen de speciale filters, die het röntgenstralingsspectrum vormgeven, gebruikt worden voor twee aftastingen, die rug aan rug of met een tussenpose worden verworven.
10 Nog een andere uitvoeringsvorm is het gebruik van energiegevoelige detectoren, zodat elk de detector bereikend röntgenstralingsfoton met zijn fotonenergie wordt geregistreerd. Hoewel de hierboven vermelde specifieke uitvoeringsvorm verwijst naar een derde-generatie CT-systeem, zijn de hierin beschreven werkwijzen gelijkelijk van toepassing
15 op vierde-generatie CT-systemen (stationaire detector en roterende röntgenstralingsbron) en vijfde-generatie CT-systemen (stationaire detector en röntgenstralingsbron).

Er bestaan verschillende werkwijzen om multi-energiemetingen te verkrijgen, (1) het aftasten met twee afzonderlijke energiespectra,
20 (2) het detecteren van fotonenergie volgens de energiedepositie in de detector en (3) fotontelling. Fotontelling verschaft een zuivere scheiding van spectra en een instelbaar energiescheidingspunt voor fotonbalansstatistieken.

MECT bevordert het reduceren of elimineren van een aantal met
25 conventionele CT verbonden problemen, zoals, doch niet daartoe beperkt, een gemis aan energieonderscheiding en materiaalkarakterisering. Bij afwezigheid van voorwerpverstrooiing kan het systeem 10 worden gebruikt om twee gebieden van fotonenergiespectrum afzonderlijk te detecteren: de lage-energie- en de hoge-energiegedeelten van het invallende röntgenstralingsspectrum. Het gedrag bij elke andere energie
30 kan afgeleid worden op basis van het van de twee energiegebieden afkomstige signaal. Dit verschijnsel wordt bestuurd door het fundamentele feit, dat in het energiegebied, waarin medische CT geïnteresseerd is, twee fysische processen de röntgenstralingsverzwakking domineren,
35 (1) Compton-verstrooiing en (2) het foto-elektrische effect. Van twee energiegebieden afkomstige gedetecteerde signalen verschaffen derhalve voldoende informatie om de energieafhankelijkheid van het materiaal, dat afgebeeld wordt, op te lossen. Verder verschaffen van twee energiegebieden afkomstige gedetecteerde signalen voldoende informatie om

1024859-

de relatieve samenstelling van een uit twee materialen samengesteld voorwerp te bepalen.

In een voorbeelduitvoeringsvorm gebruikt MECT een ontbindingsalgoritme, zoals, doch niet daartoe beperkt, een CT-getalverschilalgoritme, een Compton en foto-elektrische ontbindingsalgoritme, een basismateriaalontbinding(BMD)algoritme of een logaritmische aftrekbewerkingsontbinding(LSD)algoritme.

Het CT-getalverschilalgoritme bevat het berekenen van een verschilwaarde in een CT- of een Houndsfield-getal tussen twee bij verschillende buisspanningen verkregen beelden. In één uitvoeringsvorm worden de verschilwaarden op een pixel-voor-pixel basis berekend. In een andere uitvoeringsvorm worden gemiddelde CT-getalverschillen berekend over een van belang zijnd gebied. Het Compton en foto-elektrische ontbindingsalgoritme bevat het onder gebruikmaking van MECT 10 verwerven van een paar beelden en het afzonderlijk representeren van de uit Compton en foto-elektrische processen afkomstige verzwakkingen. Het BMD-algoritme bevat het verwerven van twee CT-beelden, waarbij elk beeld de equivalente dichtheid van één van de basismaterialen representeert. Aangezien een materiaaldichtheid onafhankelijk is van de röntgenstralingsfotonenergie, zijn deze beelden bij benadering vrij van bundelverhardingsartefacten. Bovendien kan een bediener het basismateriaal kiezen om zich op een bepaald van belang zijnd materiaal te richten, aldus het beeldcontrast verbeterend. In gebruik is het BMD-algoritme gebaseerd op het concept, dat de röntgenstralingsverzwakking (in het energiegebied voor medische CT) van een gegeven materiaal gerepresenteerd kan worden door een juiste dichtheidsmenging van twee andere gegeven materialen, waarbij deze twee materialen dienovereenkomstig de basismaterialen worden genoemd. Onder gebruikmaking van het LSD-algoritme worden in één uitvoeringsvorm de beelden verworven met quasi-mono-energetische röntgenstralingsspectra en kan het afgebeelde voorwerp gekenmerkt worden door een doeltreffende verzwakkingscoëfficiënt voor elk van de twee materialen, waardoor in het LSD-algoritme geen bundelverhardingscorrecties zijn opgenomen. Bovendien wordt het LSD-algoritme niet gekalibreerd, doch gebruikt dit algoritme een bepaling van de weefselcompensatieparameters, die de verhouding van de effectieve verzwakkingscoëfficiënten van een gegeven materiaal bij de gemiddelde energie van elk belichting zijn. In een voorbeelduitvoeringsvorm is de weefselcompensatieparameter hoofdzakelijk afhankelijk van de voor het verwerven van de beelden gebruikte spectra, en van

aanvullende factoren, die de gemeten signaalintensiteit, die verwacht zou kunnen worden voor een paar van ideale, mono-energetische belichtingen, veranderen.

Opgemerkt dient te worden dat voor het optimaliseren van een multi-energie CT-systeem geldt, dat de beeldkwaliteit beter is naarmate de spectrascheiding groter is. Bovendien dienen de fotonstatistieken in deze twee energiegebieden gelijk te zijn, anders zou van het slechtere statistische gebied de beeldruis domineren.

Figuur 3 is een werkwijze 60 voor het verkrijgen van perfusiegegevens onder gebruikmaking van het in figuur 1 getoonde medische beeldvormingssysteem. De werkwijze 60 bevat het verschaffen 62 van een van belang zijnde voorwerp, zoals een patiënt 22, het schatten 64 van een door een mono-energiecomputertomografie(CT)beeldvormingssysteem voor het afbeelden van het van belang zijnde voorwerp gebruikte eerste hoeveelheid contrastmiddel, het in het van belang zijnde voorwerp inbrengen 66 van een tweede hoeveelheid contrastmiddel, waarbij de tweede hoeveelheid contrastmiddel kleiner is dan de eerste hoeveelheid contrastmiddel, en het aftasten 68 van het van belang zijnde voorwerp onder gebruikmaking van een multi-energiecomputertomografie(MECT)systeem om gegevens te verwerven. Zoals hierin gebruikt, verwijst mono-energiecomputertomografie naar een systeem, dat gegevens met betrekking tot een enkel röntgenstralingsspectrum tijdens een eerste gegevensverwerving verwerft, terwijl MECT verwijst naar systemen, die gegevens met betrekking tot twee of meer röntgenstralingsspectra tijdens een enkele gegevensverwerving verwerven.

In bedrijf wordt een katheter of andere geschikte medische inrichting in een slagader stroomopwaarts van het weefsel of orgaan, dat geselecteerd is om te worden afgebeeld, ingebracht. Een contrastmiddel wordt vervolgens onder gebruikmaking van de katheter in de slagader geïnjecteerd. In een voorbeelduitvoeringsvorm wordt de gebruikte hoeveelheid contrastmiddel door de arts bepaald op basis van bekende mono-energie(CT)beeldvormingstechnieken. Gebruikmakend van MECT is de in de patiënt geïnjecteerde hoeveelheid contrastmiddel verminderd. In één uitvoeringsvorm is de in een MECT-procedure gebruikte hoeveelheid contrastmiddel ten minste ongeveer 25% verminderd ten opzichte van de gebruikte hoeveelheid bij beeldvorming onder gebruikmaking van ten minste één bekend CT-beeldvormingssysteem. In een andere uitvoeringsvorm is het contrastmiddel tussen ongeveer 10% en ongeveer 60% verminderd. In een andere uitvoeringsvorm is het contrastmiddel tussen ongeveer

25% en ongeveer 75% verminderd. In één uitvoeringsvorm bevat het contrastmiddel, doch is daartoe niet beperkt, een chelaat van gadolinium, zoals Gd-DTPA, een niet-ionisch chelaat, zoals gadodiamide (gadolinium-diethyleen-triaminepenta-azijnzuurbismethylamide,

- 5 $C_{16}H_{28}GdN_5O_9 \cdot xH_2O$), of een ionisch of niet-ionisch iodine-gebaseerd middel, zoals Iopamidol.

Het onder gebruikmaking van een multi-energiecomputertomografie (MECT) systeem aftasten 68 van het van belang zijnde voorwerp om gegevens te verwerven, bevat bovendien het tijdens een eerste aftasting
10 genereren van een eerste beeld van een contrastmiddel bij een eerste energie en het tijdens de eerste aftasting genereren van een tweede beeld van een achtergrondweefsel bij een tweede energie. Het tweede beeld wordt vervolgens van het eerste beeld afgetrokken om een uiteindelijk beeld van het contrastmiddel bij een toegenomen signaalniveau
15 te genereren.

In gebruik kan het uiteindelijke beeld worden bewerkt onder gebruikmaking van bekende principes, zoals, doch daartoe niet beperkt, het Fick-principe:

$$20 \quad Q(T) = BF \cdot \int_0^T C_a(t) dt \quad \text{Vergelijking 1}$$

$$BF = \frac{Q(T)}{\int_0^T C_a(t) dt} \quad \text{Vergelijking 2}$$

waarin:

- 25 $Q(T)$ een weefselverbeteringskromme is;
BF een bloedstroom is; en
 $C_a(t)$ een contrastmiddelperfusie in de tijd is.

In een voorbeelduitvoeringsvorm is BF bijvoorbeeld een cerebrale bloedstroom (CBF). Zoals is weergegeven in Vergelijking 1 en
30 Vergelijking 2 zijn $C_a(t)$ en $Q(T)$ contrastmiddelverzwakking over een reeks van beelden. Bijvoorbeeld is $Q(T)$ een contrastmiddelverzwakking over een weefselgebied. $C_a(t)$ wordt gemeten in een toevoerslagader en representeert ook een hierin beschreven "slagaderlijke concentratiekromme". In gebruik bevorderen de hierin beschreven werkwijzen het modelleren van $C_a(t)$ om een delta-functie te benaderen,
35

d.w.z. waarvan een integraal 1 is, zodat de noemer in vergelijking 2 ongeveer gelijk is aan 1. Het modelleren van $C_a(t)$ om een delta-functie te benaderen, verschaft een verbeterde benadering van de contrastmiddelverzwakking in het weefsel over de tijdreeks van 5 beelden.

Figuur 4 is een onder gebruikmaking van een mono-energie(CT)-beeldvormingssysteem verworven verbeteringssignaal wanneer een eerste hoeveelheid contrastmiddel in de patiënt 22 is ingebracht. Figuur 5 is een onder gebruikmaking van het MECT-systeem 10 verworven verbeteringssignaal, wanneer de eerste hoeveelheid contrastmiddel in de patiënt 22 is ingebracht. Zoals is weergegeven in figuur 5 zijn de huidige signaalniveaus groter dan de in figuur 4 weergegeven signaalniveaus.

Zoals is weergegeven in figuur 5 bevordert het gebruik van het 15 MECT-systeem 10 het onderscheiden van het contrastmiddel ten opzichte van het achtergrondweefsel en dit verschaft een verbeterd contrastsignaal. Als gevolg hiervan lijkt de slagaderlijke concentratiekromme meer op een impulsfunctie, aldus de nauwkeurigheid van de resulterende stromingsfunctie, CBF in het geval van breinperfusie, of andere stromingssignalen in afhankelijkheid van perfusietoepassingen, verbeterend. 20

Figuur 6 is een onder gebruikmaking van het MECT-systeem 10 verworven verbeteringssignaal, waarbij een tweede hoeveelheid contrastmiddel, welke hoeveelheid kleiner dan de eerste hoeveelheid contrastmiddel is, wordt gebruikt. In bedrijf verbeteren de hierin beschreven werkwijzen de signaal-ruisverhouding in de perfusiebeelden, hetgeen resulteert in nauwkeuriger bepaling van functionele parameters. Daardoor kan een gereduceerd niveau van contrastmiddel aan de patiënt 22 worden toegediend voor een gegeven perfusieonderzoek. In 30 samenhang met de gereduceerde contrastdosis kan ook een meervoudige locatiebeeldvorming worden uitgevoerd, waardoor een groter anatomisch bestrijdingsgebied mogelijk is. Ten slotte maakt de verbetering van bundelverhardingsartefact in relatie tot contrastmiddelen meer uitstekende, nieuwe toepassingen in myocardiale perfusie, die op dit moment 35 beperkt worden door bundelverharding als gevolg van overmatig contrast in de ventrikels van het hart, mogelijk.

Hoewel de uitvinding in termen van verschillende specifieke uitvoeringsvormen is beschreven, zal de vakman onderkennen, dat de

1024859 -

uitvinding met modificaties binnen de gedachte en het kader van de conclusies kan worden uitgevoerd.

N I E U W E C O N C L U S I E S

1. Multi-energiecomputertomografie(MECT)systeem (10) omvattende:
ten minste één stralingsbron (14);
5 ten minste één stralingsdetector (18); en
een met de stralingsbron en de stralingsdetector verbonden
computer (36), waarbij de computer is ingericht om:
een hoeveelheid van een contrastmiddel in een eerste bloedvat
in te brengen, waarbij de hoeveelheid contrastmiddel kleiner is dan
10 een hoeveelheid die wordt gebruikt voor een mono-energie
computertomografie(CT);
tijdens een eerste aftasting een eerste beeld van een con-
trastmiddel bij een eerste energie te verwerven;
tijdens de eerste aftasting een tweede beeld van een achter-
15 grondweefsel bij een tweede energie te verwerven;
de eerste en tweede beelden te ontbinden onder gebruikmaking van
ten minste één van een CT-getalverschilalgoritme en een
basismateriaalontbinding(BMD)algoritme;
het tweede beeld van het eerste beeld af te trekken om een
20 verbeterd beeld te genereren.
2. Computer, ingericht om:
een hoeveelheid van een contrastmiddel in een eerste bloedvat
in te brengen, waarbij de hoeveelheid contrastmiddel kleiner is dan
25 een hoeveelheid die wordt gebruikt voor een mono-energie
computertomografie(CT);
tijdens een eerste aftasting een eerste beeld van een con-
trastmiddel bij een eerste energie te verwerven;
tijdens de eerste aftasting een tweede beeld van een achter-
30 grondweefsel bij een tweede energie te verwerven;
de eerste en tweede beelden te ontbinden onder gebruikmaking van
ten minste één van een CT-getalverschilalgoritme en een
basismateriaalontbinding(BMD)algoritme;
het tweede beeld van het eerste beeld af te trekken om een
35 verbeterd beeld te genereren.

1024859

3. Computerleesbaar medium, gecodeerd met een programma dat is ingericht om een computer instructies te geven om:

een hoeveelheid van een contrastmiddel in een eerste bloedvat in te brengen, waarbij de hoeveelheid contrastmiddel kleiner is dan
5 een hoeveelheid die wordt gebruikt voor een mono-energie computertomografie(CT);

tijdens een eerste aftasting een eerste beeld van een contrastmiddel bij een eerste energie te verwerven;

tijdens de eerste aftasting een tweede beeld van een achter-
10 grondweefsel bij een tweede energie te verwerven;

de eerste en tweede beelden te ontbinden onder gebruikmaking van ten minste één van een CT-getalverschilalgoritme en een basismateriaalontbinding(BMD)algoritme;

het tweede beeld van het eerste beeld af te trekken om een
15 verbeterd beeld te genereren.

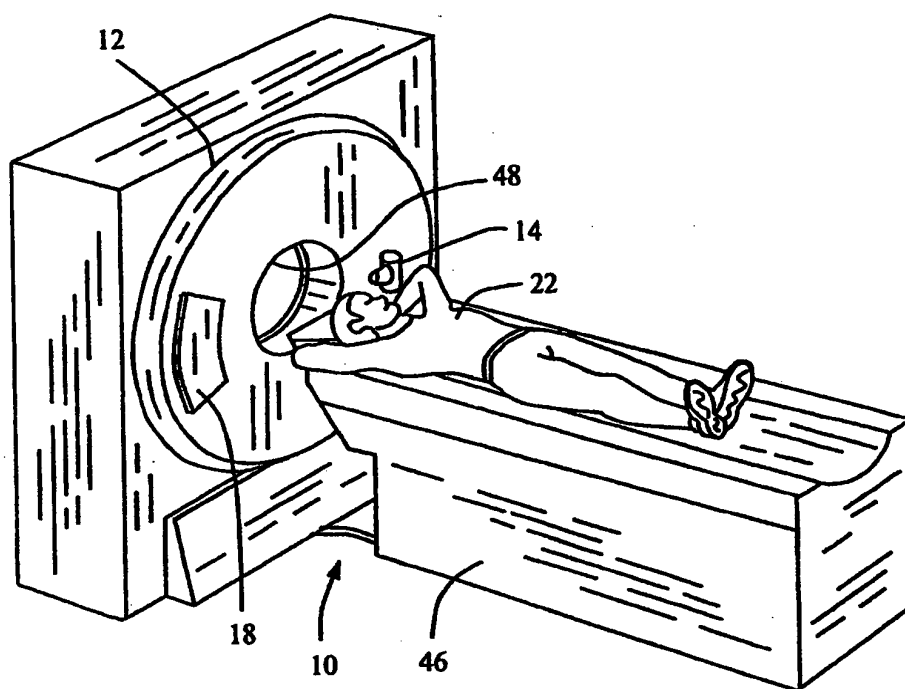


FIG. 1

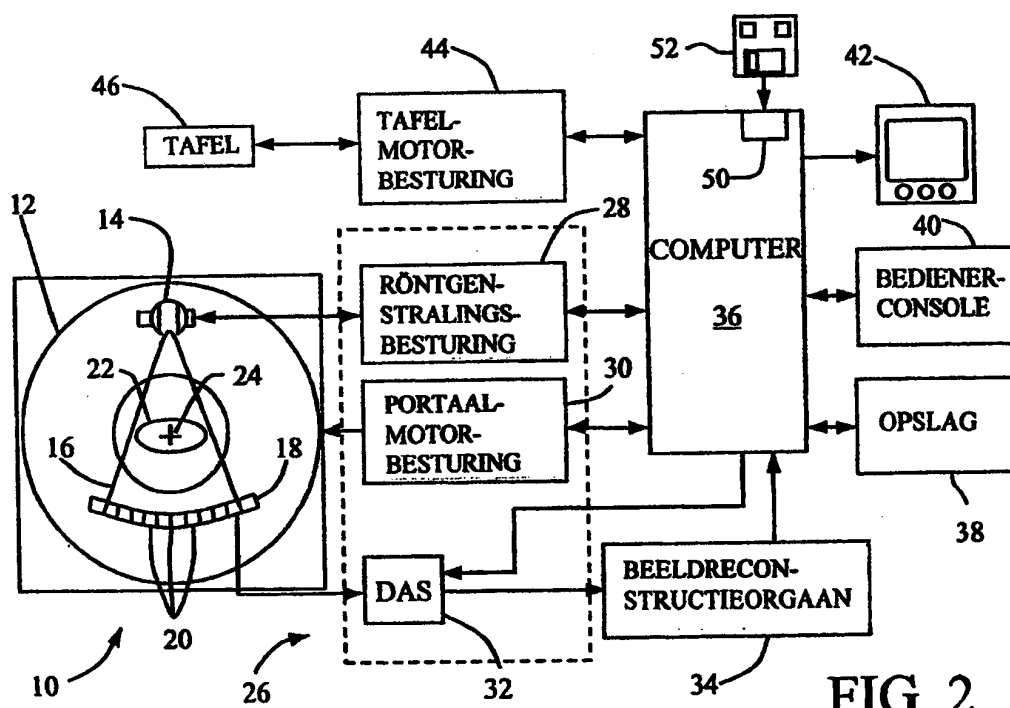


FIG. 2

1024859-

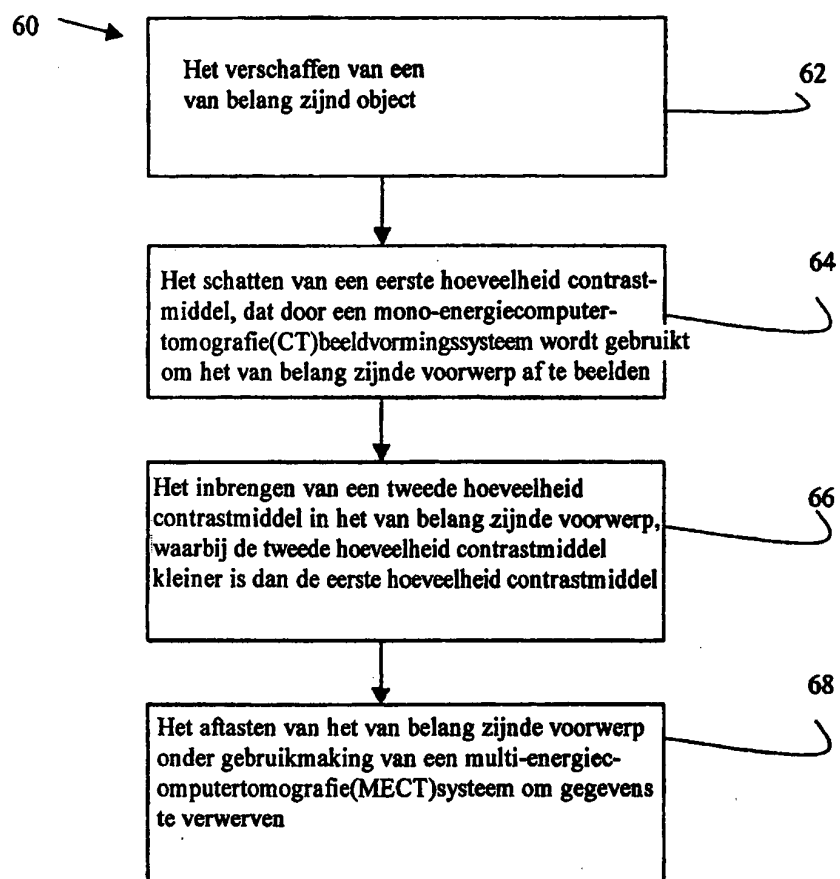


FIG. 3

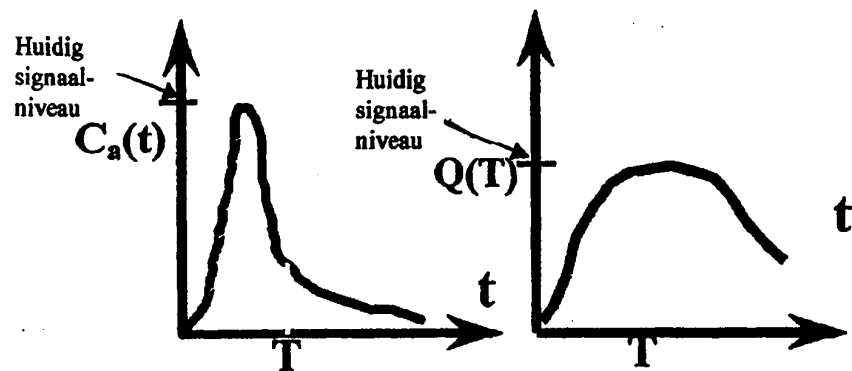


FIG. 4

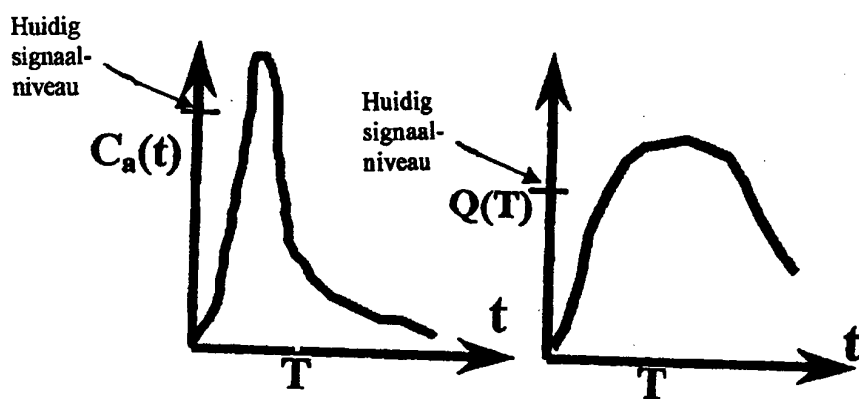


FIGURE 5

Energieonderscheiding CT-sigitaal (gereduceerde-contrast-
middelstechniek, zelfde signaal als het huidige)

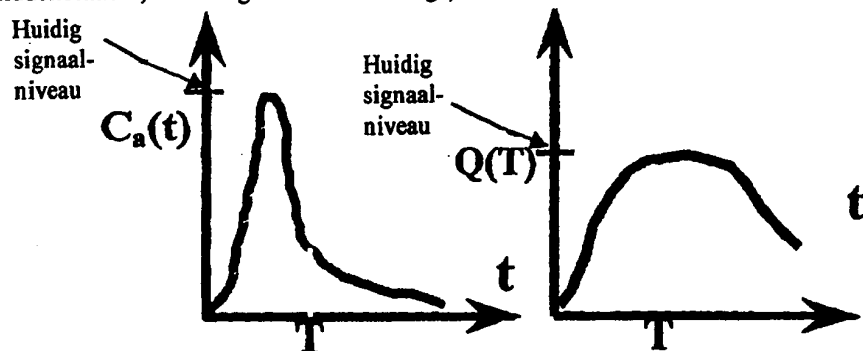


FIG. 6



RAPPORT BETREFFENDE HET ONDERZOEK NAAR DE STAND VAN DE TECHNIEK

Octroolaanvraag Nr.:

NO 135344

NL 1024859

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 4 780 897 A (MCDANIEL ET AL) 25 oktober 1988 (1988-10-25) * het gehele document *	1	A61B6/00 A61B6/03
X	US 4 887 604 A (SHEFER ET AL) 19 december 1989 (1989-12-19) * het gehele document *	1	
			Onderzochte gebieden van de techniek
			A61B
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		25 Februar1 2005	
		Vooronderzoeker (EOB)	
		Manschot, J	
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			

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

NO 135344
NL 1024859

Het aanhangsel bevat een opgave van elders gepubliceerde octrooiaanvragen of octroolen (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.

25-02-2005

In het rapport genoemd octrooigeschrift	Datum van publicatie	Overeenkomend(e) geschrift(en)	Datum van publicatie
US 4780897 A	25-10-1988	EP 0244766 A2 IL 82129 A JP 62290443 A	11-11-1987 31-01-1991 17-12-1987
US 4887604 A	19-12-1989	GEEN	