

(19)



Octrooi Centrum
Nederland

(11) 1024854

(12) C OCTROOI²⁰

(21) Aanvraag om octrooi: 1024854

(51) Int.Cl.⁷
A61B6/00

(22) Ingediend: 24.11.2003

(30) Voorrang:
26.11.2002 US 10/304380

(41) Ingeschreven:
27.05.2004 I.E. 2004/08

(47) Dagtekening:
05.07.2005

(45) Uitgegeven:
01.09.2005 I.E. 2005/09

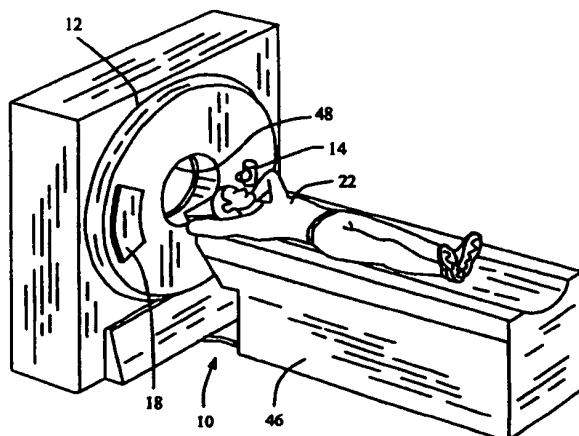
(73) Octrooihouder(s):
General Electric Company te Schenectady, New
York, Verenigde Staten van Amerika (US).

(72) Uitvinder(s):
Peter Michael Edic te Albany, New York(US)

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

(54) Werkwijzen en inrichting voor het berekenen van volumetrische perfusie.

(57) Een werkwijze (60) voor het berekenen van volumetrische perfusie in een ruimtelijk stationair orgaan onder gebruikmaking van een computertomografie(CT)beeldvormingssysteem (10), bevat het zodanig positioneren (62) van een gebiedsdetector (18), dat de gebiedsdetector een ruimtelijk stationair orgaan binnen het gezichtsveld van het beeldvormingssysteem voor alle kijkhoeken omsluit, het doen werken (64) van het CT-beeldvormingssysteem in een filmmodus om een aantal projectiegegevens te verwerven, welke projectiegegevens representatief zijn voor de weefseldynamica in het ruimtelijk stationaire orgaan, het verwerken van de projectiegegevens en het berekenen (68) van de volumetrische perfusie in het orgaan onder gebruikmaking van de reconstructies van de projectiegegevens, die representatief zijn voor de weefseldynamica.



NL C 1024854

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 berekenen van volumetrische perfusie.

De uitvinding heeft in het algemeen betrekking op computertomografie(CT)beeldvorming en meer in het bijzonder op een inrichting en een werkwijze voor het berekenen van volumetrische perfusie uit tijdelijke reconstructies van weefselverzwakkingskarakteristieken
5 onder gebruikmaking van digitale gebiedsdetectortechnologie.

In ten minste één bekend "derde-generatie" CT-systeem, worden projectiegegevens continu verworven binnen een begreind axiaal bestrijkingsgebied van een patiënt om op adequate wijze de opname en uitspoeling van een contrastmedium in een orgaan, dat afgebeeld
10 wordt, te meten. Bovendien kunnen zestien plakken van gelijktijdig te verwerven, reconstrueren en verwerken projectiegegevens voor perfusie-evaluatie worden vastgesteld onder gebruikmaking van een huidige multi-rijdetector. De aftastsnelheid van een bekend CT-systeem is voldoende voor bemonstering van de contrastdynamica van het
15 weefsel binnen een klein volume van een orgaan; de aftastsnelheid is echter onvoldoende voor het bemonsteren van de contrastdynamica voor een geheel orgaan, dat wordt afgebeeld, zoals een brein, aangezien spiraalvormige aftastprotocollen noodzakelijk zijn.

Volgens één aspect is een werkwijze voor het berekenen van volumetrische perfusie in een ruimtelijk stationair orgaan onder gebruikmaking van een computertomografie(CT)beeldvormingssysteem verschaft. De werkwijze bevat het zodanig positioneren van een gebiedsdetector, dat de gebiedsdetector een ruimtelijk stationair orgaan binnen het gezichtsveld van het beeldvormingssysteem voor alle kijkhoeken om-
20 sluit, het doen werken van het CT-beeldvormingssysteem in een filmmodus om een aantal projectiegegevens te verwerven, welke projectiegegevens representatief zijn voor de weefseldynamica in het ruimtelijk stationaire orgaan, het verwerken van de projectiegegevens, het reconstrueren van de projectiegegevens en het berekenen van de volumetrische perfusie in het orgaan onder gebruikmaking van de gereconstrueerde projectiegegevens, die representatief zijn voor de weefseldynamica.
25 30

Volgens een ander aspect is een computertomografie(CT)beeldvormingssysteem voor het berekenen van de volumetrische perfusie in een ruimtelijk stationair orgaan verschaft. Het CT-beeldvormingssysteem

bevat een stralingsbron, een gebiedsdetector en een operationeel met de stralingsbron en de gebiedsdetector verbonden computer. De computer is ingericht om een gebiedsdetector zodanig te positioneren, dat de gebiedsdetector een ruimtelijk stationair orgaan binnen het gezichtsveld van het beeldvormingssysteem voor alle kijkhoeken omsluit, het CT-beeldvormingssysteem in een filmmodus te doen werken om een aantal projectiegegevens te verwerven, welke projectiegegevens representatief zijn voor de weefseldynamica in het ruimtelijk stationaire orgaan en de volumetrische perfusie in het orgaan te berekenen onder gebruikmaking van de projectiegegevens, die representatief zijn voor de weefseldynamica.

Volgens een verder aspect is een computer-leesbaar medium, dat met een programma gecodeerd is, verschaft. Het medium is ingericht om een computer te instrueren om een gebiedsdetector zodanig te positioneren, dat de gebiedsdetector een ruimtelijk stationair orgaan binnen het gezichtsveld van het beeldvormingssysteem voor alle kijkhoeken omsluit, het CT-beeldvormingssysteem in een filmmodus te doen werken om een aantal projectiegegevens te verwerven, welke projectiegegevens representatief zijn voor de weefseldynamica in het ruimtelijk stationaire orgaan, de projectiegegevens te verwerken, de projectiegegevens te reconstrueren en de volumetrische perfusie in het orgaan te berekenen onder gebruikmaking van de reconstructies van de projectiegegevens, die representatief zijn voor de weefseldynamica.

Volgens nog een ander aspect is een werkwijze voor het verkrijgen van gegevens van een ruimtelijk stationair orgaan onder gebruikmaking van een computertomografie(CT)beeldvormingssysteem, dat een gezichtsveld heeft, verschaft. De werkwijze bevat het zodanig positioneren van een gebiedsdetector, dat de gebiedsdetector een ruimtelijk stationair orgaan binnen het gezichtsveld van het beeldvormingssysteem voor alle kijkhoeken omsluit, het doen werken van het CT-beeldvormingssysteem in een filmmodus om een aantal projectiegegevens te verwerven, welke projectiegegevens representatief zijn voor het ruimtelijk stationaire orgaan, en het filteren van de verworven projectiegegevens om gegevens met een verbeterde signaal-ruisverhouding te verschaffen.

Figuur 1 is een illustratief aanzicht van een CT-beeldvormingssysteem.

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

Figuur 3 is een stroomschema, dat een werkwijze voor het berekenen van de volumetrische perfusie in een ruimtelijk stationair orgaan onder gebruikmaking van een computertomografie(CT)beeldvormingssysteem toont.

- 5 Figuur 4 is een stroomschema, dat een werkwijze voor het verkrijgen van gegevens van een ruimtelijk stationair orgaan onder gebruikmaking van een computertomografie(CT)beeldvormingssysteem toont.

De hierin beschreven werkwijzen en inrichting zijn gericht op het verwerven van projectiegegevens, die een verbeterde berekening van
10 de volumetrische perfusie in een orgaan onder gebruikmaking van gebiedsdetectortechnologie mogelijk maken. Volumetrische perfusie verwijst naar de berekening van een gemiddelde doorgangstijd, het bloedvolume en/of de bloedstroom uit reconstructies van projectiegegevens, of de combinatie van elk van deze grootheden in één mathematisch stel-
15 sel. Werkwijzen worden beschreven om het reduceren van de beperkingen van een CT-beeldvormingssysteem, zoals een portaalaftastsnelheid, te bevorderen. Bovendien bevorderen de hierin beschreven werkwijzen het reduceren van ruis en het verbeteren van de tijdelijke resolutie met betrekking tot de portaalaftastsnelheid in contrast verbeterde metin-
20 gen, teneinde daardoor de stabiliteit en de nauwkeurigheid van een bij perfusieberekeningen gebruikt deconvolutieproces te verbeteren.

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-
25 systeem te liggen en dat 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 afhan-
30 kelijk 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 intensiteitsmetingen van alle detectoren worden gescheiden verzameld om een doorlaatprofiel te produce-
35 ren.

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 stralingsbundel 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
5 tijdens één omwenteling van de stralingsbron en de detector rond het af te beelden voorwerp.

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
10 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 "Hounsfield-eenheden" (HU) genoemd, die worden gebruikt om de helderheid van een corresponderend pixel op een kathodestraalbuisweer-
15 gave te regelen.

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

Reconstructiealgoritmen voor spiraalvormige aftasting gebruiken typisch spiraalvormige wegingsalgoritmen, die de verzamelde gegevens
25 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, die een functie van de portaalhoek en de detectorhoek is. De gewogen gegevens worden vervolgens bewerkt om CT-getallen te genereren en om
30 een beeld te construeren, dat correspondeert met een tweedimensionele plak van het voorwerp.

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 uit-
35 sluiting 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.

Zoals hierin gebruikt, is de zinsnede "het reconstrueren van een beeld" niet bedoeld om uitvoeringsvormen van de uitvinding, 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 genereren) ten minste één zichtbaar beeld.

Verwijzend naar figuren 1 en 2, is een multi-energieaftast-beeldvormingssysteem, bijvoorbeeld een computertomografie(MECT)-beeldvormingssysteem 10, weergegeven, welk systeem een portaal 12 bevat, dat representatief is voor een "derde generatie" CT-beeldvormingssysteem. 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 detectorreeks 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 heen gaan, zoals een medische patiënt 22, waarnemen. Elk detectorelement 20 produceert een elektrisch signaal, dat de intensiteit van een daarop invallende röntgenstralingsbundel representeert, en daardoor schatting van de verzwakking van de bundel bij doorgang door het voorwerp of de patiënt 22 vergeleken met het elektrische signaal, dat gemeten wordt, wanneer er zich geen patiënt in het portaal 12 bevindt, mogelijk maakt. Tijdens een aftasting voor het verwerven van röntgenstralingsprojectiegegevens, draaien het portaal 12 en de daarop gemonteerde componenten rond een 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 gelijktijdig verworven kunnen worden. Bovendien bevat een gebiedsdetectorreeks 18 vele rijen van detectorelementen 20, zodat met een groot volume corresponderende projectiegegevens gelijktijdig tijdens een aftasting verworven kunnen worden.

De rotatie van het portaal 12 en de werking van de röntgenstralingsbron 14 worden bestuurd door een stuurmechanisme 26 van het CT-systeem 10. Het stuurmechanisme 26 bevat een röntgenstralingsbesturing 28, die energie en tijdbepalingssignalen aan de röntgenstralingsbron 14 verschaft, en een portaalmotorbesturing 30, die de draaisnelheid en de positie van 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 massa-opslaginrichting 38 opslaat. Het beeldreconstructie-element 34 kan gespecialiseerde apparatuur of programmatuur voor uitvoering op computer 36 zijn.

10 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 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 portaalmotorbesturing 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.

In één uitvoeringsvorm bevat de computer 36 een inrichting 50, bijvoorbeeld een flexibele-schijfstation of CD-ROM-station, voor het lezen van instructies en/of gegevens uit 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. De computer 36 is geprogrammeerd om hierin beschreven functies uit te voeren, en dienovereenkomstig is de hierin gebruikte term computer niet beperkt tot alleen de geïntegreerde schakelingen, die in de techniek als computers worden aangeduid, doch verwijst deze term in brede zin naar computers, processoren, microbesturingen, microcomputers, programmeerbare logische besturingen, toepassingsspecifieke geïntegreerde schakelingen en andere programmeerbare schakelingen, en deze termen worden hierin onderling uitwisselbaar gebruikt. Hoewel de uitvinding in een medische omgeving is beschreven, wordt er beoogd, dat de voordelen van de uitvinding aan alle CT-systemen toekomen, met inbegrip van industriële CT-systemen zoals bijvoorbeeld doch niet daartoe beperkt, een CT-bagageaftaststelsel, dat typisch wordt gebruikt in een trans-

portcentrum, zoals bijvoorbeeld doch niet daartoe beperkt een vliegveld of een spoorwegstation.

Figuur 3 is een stroomschema, dat een werkwijze 60 voor het berekenen van volumetrische perfusie in een ruimtelijk stationair orgaan 5 onder gebruikmaking van het computertomografie (CT) beeldvormingssysteem 10 toont. De werkwijze 60 bevat het positioneren 62 van een gebiedsdetector 18, zodat de gebiedsdetector 18 een ruimtelijk stationair orgaan binnen het gezichtsveld van het beeldvormingssysteem voor alle kijkhoeken omsluit, en het doen werken 64 van het CT-beeldvormingssysteem in een filmmodus om een aantal projectiegegevens, die representatief zijn voor de weefseldynamica in het ruimtelijk stationaire orgaan, te verwerven, het genereren 66 van reconstructies van de contrastdynamica van het weefsel onder gebruikmaking van de projectiegegevens, en het berekenen 68 van de volumetrische perfusie in het orgaan 15 onder gebruikmaking van de reconstructies van de projectiegegevens, die representatief zijn voor de weefseldynamica.

In bedrijf wordt een ruimtelijk stationair orgaan 22, zoals een brein, gepositioneerd tussen de stralingsbron 14 en een gebiedsdetector 18, zodat de gebiedsdetector 18 het ruimtelijk stationaire orgaan 20 binnen het gezichtsveld van het beeldvormingssysteem voor alle kijkhoeken omsluit, d.w.z. dat de gebiedsdetector 18 gepositioneerd is om een gezichtsveld van het brein 22 voor alle kijkhoeken te omsluiten. In één uitvoeringsvorm worden een aantal van door de gebiedsdetector 18 geëmitteerde signalen gedigitaliseerd en worden een aantal rijen 25 van de gebiedsdetector 18 gelijktijdig gedigitaliseerd, zodat een bemonsteringsfrequentie van de gebiedsdetectoruitlezing bijvoorbeeld 120 frames per seconde is. In sommige gebiedsdetectoruitleesschema's kunnen 960 aanzichten van het ruimtelijk stationaire orgaan 22 per rotatie in een aftasting van 2 seconden worden verworven, indien 4 rijen 30 van detectorgegevens gelijktijdig in digitaliseringselektronica worden gemultiplext. Het systeem 10 is werkzaam in een filmmodus, zodat de bemonsteringsfrequentie van de projectiegegevens, die de opname en uitspoeling van een contrastmiddel in het ruimtelijk stationaire orgaan 22 bij elke kijkpositie meten, ongeveer 2 seconden bedraagt wanneer het portaal 12, dat de gebiedsdetector 18 bevat, roteert met een 35 snelheid van ongeveer 0,5 omwentelingen per seconde.

Onder gebruikmaking van bemonsteringstheorie en de aanname, dat de projectiegegevens op een bepaalde positie van het portaal 12 een lage-frequentie-inhoud hebben en het Nyquist-bemonsteringstheorema

niet schenden, kunnen dientengevolge de projectiegegevens op elk tijdstip voor elk van de kijkhoeken worden berekend en vervolgens worden gereconstrueerd. Daardoor kan de contrastdynamica in het ruimtelijk stationaire orgaan 22, dat wordt afgebeeld, op elk tijdstip worden berekend. In één uitvoeringsvorm wordt de werkwijze 60 gebruikt om de bewerkingsschappen voor ten minste één bekend perfusiealgoritme te specificeren. Bovendien kan volumetrische-perfusieanalyse worden bewerkstelligd, aangezien de gebiedsdetector 18 de projectiegegevens voor het gehele ruimtelijk stationaire orgaan 22 gelijktijdig meet. In één uitvoeringsvorm worden de bemonsterde projectiegegevens gefilterd en geïnterpoleerd op elk tijdstip, teneinde daardoor een reductie in ruis en een verbetering in de ruimtelijke resolutie onder gebruikmaking van signaalbewerkingstechnieken te bevorderen, aangezien een aantal verwervingen wordt gebruikt om de projectiegegevens op het bepaalde tijdstip te genereren.

In één uitvoeringsvorm is een snelheid van het portaal 12 gereduceerd en zijn de bewerkingsschappen geïmplementeerd, teneinde daardoor een toename van de voor reconstructie gebruikte aanzichten te bevorderen. In een andere uitvoeringsvorm kunnen de aanzichten voor reconstructie vergroot worden door middel van het reduceren van een axiale bestrijking van de gebiedsdetector 18 door het digitaliseren van een kleinere hoeveelheid rijen, minder dan de eerste hoeveelheid rijen. In een andere uitvoeringsvorm kunnen de aanzichten voor reconstructie worden vergroot door middel van het reduceren van de axiale resolutie van de gebiedsdetector 18 door het multiplexen en digitaliseren van een hoeveelheid rijen, groter dan de eerste hoeveelheid van rijen van de gebiedsdetector 18.

In een voorbeelduitvoeringsvorm bevordert het systeem 10 de berekening van volumetrische-perfusiemetingen, die een toegenomen tijdelijke resolutie in de reconstructie van contrastdynamica en een toegenomen signaal-ruisverhouding in de projectiegegevens bevatten, teneinde daardoor de beeldkwaliteit van de gereconstrueerde beelden te verbeteren. Het systeem 10 bevordert ook een toename in het axiale bestrijkinggebied voor perfusieberekening door gebruik te maken van gebiedsdetectortechnologie. Bovendien worden de projectiegegevens geïnterpoleerd naar een bepaald tijdstip, waardoor tijdsmiddeling van projectiegegevens in CT-reconstructies geminimaliseerd is. De in het interpolatieproces gebruikte signaalverwerking om contrastdynamica in

projectiebeelden te ontbinden, bevordert bovendien een reductie in de ruismetingen.

Figuur 4 is een stroomschema, dat een werkwijze 80 voor het verkrijgen van gegevens van een ruimtelijk stationair orgaan onder gebruikmaking van een computertomografie(CT)beeldvormingssysteem, dat een gezichtsveld heeft, toont. De werkwijze 80 bevat het positioneren 82 van een gebiedsdetector, zodat de gebiedsdetector een ruimtelijk stationair orgaan binnen een gezichtsveld voor alle kijkhoeken omsluit, het doen werken 84 van het CT-beeldvormingssysteem in een film-modus om een aantal projectiegegevens, die representatief zijn voor het ruimtelijk stationaire orgaan, te verwerven, het filteren 86 van de verworven projectiegegevens om gegevens met een verbeterde signaal-ruisverhouding te verschaffen, het interpoleren 88 van de projectiegegevens naar een tijdstip, het reconstrueren 90 van de gefilterde, tijd-ontbonden projectiegegevens en het berekenen 92 van de volumetrische perfusie in het orgaan onder gebruikmaking van de reconstructies van de projectiegegevens, die representatief zijn voor de weefseldynamica. De werkwijze 80 bevat ook het filteren van de verworven projectiegegevens bij een geselecteerde frequentie. Elk van de stappen van het filteren 86 en het interpoleren 88 in de werkwijze 80 kan eventueel weggelaten worden in afhankelijkheid van een bepaalde beeldvormingstoepassing.

Het systeem 10 maakt derhalve verbeterde volumetrische-perfusiemetingen mogelijk, verbetert tijdelijke resolutie bij het reconstrueren van contrastdynamica van menselijk weefsel, en verbetert de signaal-ruisverhouding in projectiegegevens, waardoor de beeldkwaliteit bij reconstructie en perfusieschattingen in menselijk weefsel is verbeterd.

Hoewel de uitvinding is beschreven in termen van verschillende specifieke uitvoeringsvormen, zal de vakman onderkennen, dat de uitvinding binnen de gedachte en het kader van de conclusies met modificaties uitgevoerd kan worden. Hoewel specifieke vermelding van CT-beeldvormingssystemen van de derde generatie hierin is opgenomen, kunnen een CT-systeem van de vierde generatie (stationaire detector en roterende röntgenstralingsbron) en een CT-systeem van de vijfde generatie (stationaire detector en stationaire röntgenstralingsbron) gebruikt worden om de werkwijze, het beeldvormingssysteem en het met een programma gecodeerd computer-leesbaar medium uit te voeren. De hierin beschreven signaalbewerkingsmethoden kunnen ook gebruikt worden bij

bestaande CT-systemen om de signaal-ruisverhouding in projectiegegevens te verbeteren en om de tijdelijke resolutie van de contrastdynamica te verbeteren, teneinde daardoor de beeldkwaliteit van gereconstrueerde beelden van de contrastdynamica binnen een orgaan, zoals het
5 brein, te verbeteren. Deze werkwijzen kunnen gebruikt worden om de aan een patiënt toegediende dosis van ioniserende straling te verminderen om de veiligheid van de patiënt te verbeteren, terwijl dezelfde beeldkwaliteit van de gereconstrueerde beelden van de contrastdynamica in weefsel van de patiënt wordt bereikt.

C O N C L U S I E S

1. Computertomografie(CT)beeldvormingssysteem (10) voor het berekenen van volumetrische perfusie in een ruimtelijk stationair orgaan, omvattende:

- een stralingsbron (14);
- 5 een gebiedsdetector (18); en
- een met de stralingsbron en de gebiedsdetector operationeel verbonden computer (36), waarbij de computer is ingericht om:
 - een gebiedsdetector zodanig te positioneren (62), dat de gebiedsdetector een ruimtelijk stationair orgaan binnen een gezichtsveld van het beeldvormingssysteem omsluit voor alle kijkhoeken;
 - 10 het CT-beeldvormingssysteem in een filmmodus te doen werken (64) om een aantal projectiegegevens, die representatief zijn voor de weefseldynamica in het ruimtelijk stationaire orgaan, te verwerven;
 - reconstructies van de contrastdynamica van het weefsel te genereren (66) onder gebruikmaking van de projectiegegevens; en
 - 15 de volumetrische perfusie in het orgaan te berekenen (68) onder gebruikmaking van de projectiegegevens, die representatief zijn voor de weefseldynamica.

2. CT-beeldvormingssysteem (10) volgens conclusie 1, waarin de computer (36) verder is ingericht om een eerste hoeveelheid rijen van de gebiedsdetector (18) zodanig te multiplexen, dat een bemonsteringsfrequentie van de gebiedsdetector toeneemt.

3. CT-beeldvormingssysteem (10) volgens conclusie 1, waarin, om een gebiedsdetector (18) zodanig te positioneren (62), dat de gebiedsdetector een ruimtelijk stationair orgaan binnen het gezichtsveld van het beeldvormingssysteem omsluit, de computer verder is ingericht om een gebiedsdetector zodanig te positioneren, dat de gebiedsdetector een gezichtsveld van een brein omsluit.

4. CT-beeldvormingssysteem (10) volgens conclusie 1, waarin, om het CT-beeldvormingssysteem in een filmmodus te doen werken (64) om een aantal projectiegegevens, die representatief zijn voor de weefseldynamica in het ruimtelijk stationaire orgaan, te verwerven, de computer (36) verder is ingericht om het CT-systeem in een filmmodus te doen werken teneinde een aantal projectiegegevens te verwerven, welke projectiegegevens representatief zijn voor de weefseldynamica in het ruimtelijk stationaire orgaan waarin een contrastmiddel is ingebracht, zodat projectiegegevens, die een opname en uitspoeling van het

contrastmiddel in het ruimtelijk stationaire orgaan in elke kijkpositie meten, worden bemonsterd bij een geschikte frequentie om het signaal te karakteriseren.

5 CT-beeldvormingssysteem (10) volgens conclusie 1, waarin de computer (36) verder is ingericht om een hoeveelheid rijen van de gebiedsdetector (18) te multiplexen.

6. CT-beeldvormingssysteem (10) volgens conclusie 1, waarin de computer (36) verder is ingericht om het aantal projectiegegevens naar een bepaald moment in de tijd te interpoleren (88), teneinde daardoor
10 de opwekking van reconstructies met verbeterde tijdelijke resolutie mogelijk te maken.

7. CT-beeldvormingssysteem (10) volgens conclusie 1, waarin de computer (36) verder is ingericht om de projectiegegevens bij elke kijkhoek te filteren (86) om ruis te verminderen, teneinde daardoor
15 opwekking van reconstructies met een verbeterde beeldkwaliteit mogelijk te maken.

8. CT-beeldvormingssysteem (10) volgens conclusie 7, waarin de filtering (86) van de projectiegegevens bij elke kijkhoek om ruis te verminderen, een reductie van de aan de patiënt (22) toegevoerde
20 stralingsdosis mogelijk maakt.

9. Computertomografie(CT)beeldvormingssysteem (10) voor het berekenen van volumetrische perfusie in een ruimtelijk stationair orgaan, omvattende:

- een stralingsbron (14);
- 25 een gebiedsdetector (18); en
- een met de stralingsbron en de gebiedsdetector operationeel verbonden computer (36), waarbij de computer is ingericht om:
 - een gebiedsdetector zodanig te positioneren (62), dat de gebiedsdetector een gezichtsveld, dat het ruimtelijk stationaire orgaan
30 voor alle kijkhoeken bevat, omsluit; en
 - het CT-beeldvormingssysteem in een filmmodus te doen werken (64) om een aantal projectiegegevens te verwerven, welke projectiegegevens representatief zijn voor de weefseldynamica in het ruimtelijk stationaire orgaan, zodat projectiegegevens, die een opname en uit-
35 spoeling van een contrastmiddel in elke kijkpositie meten, worden bemonsterd bij een geschikte frequentie.

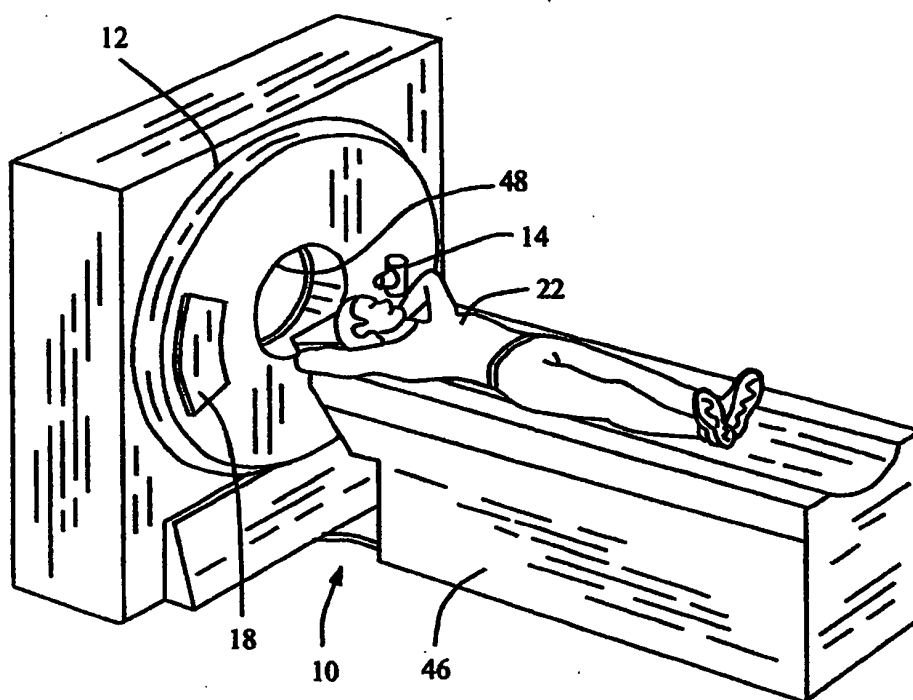


FIG. 1

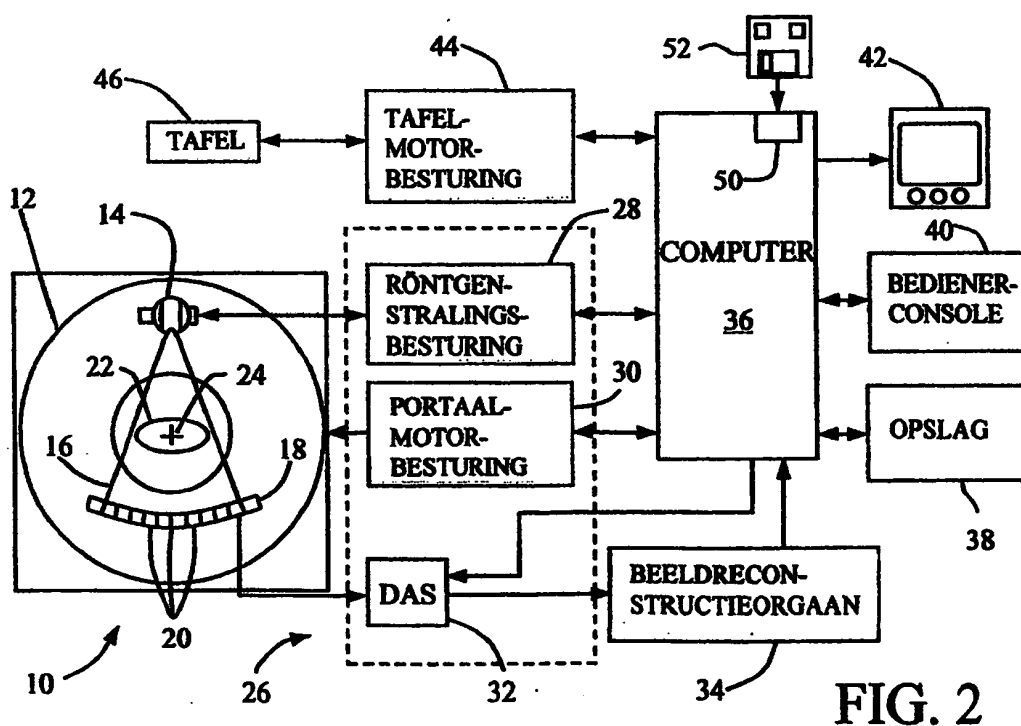


FIG. 2

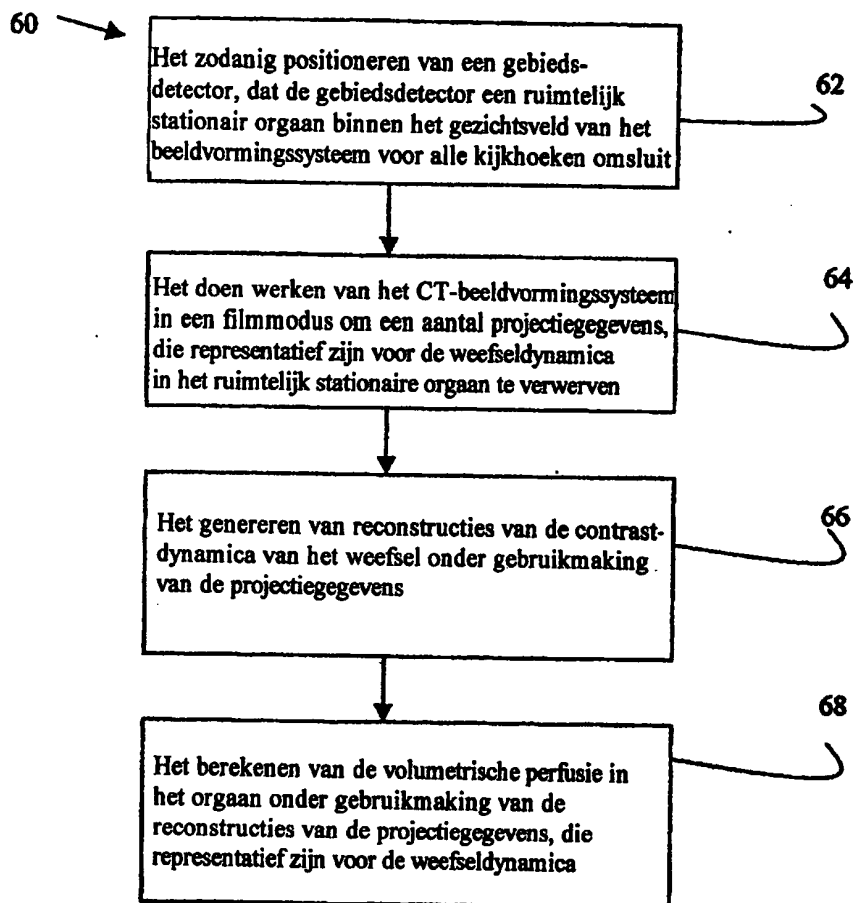


FIG. 3

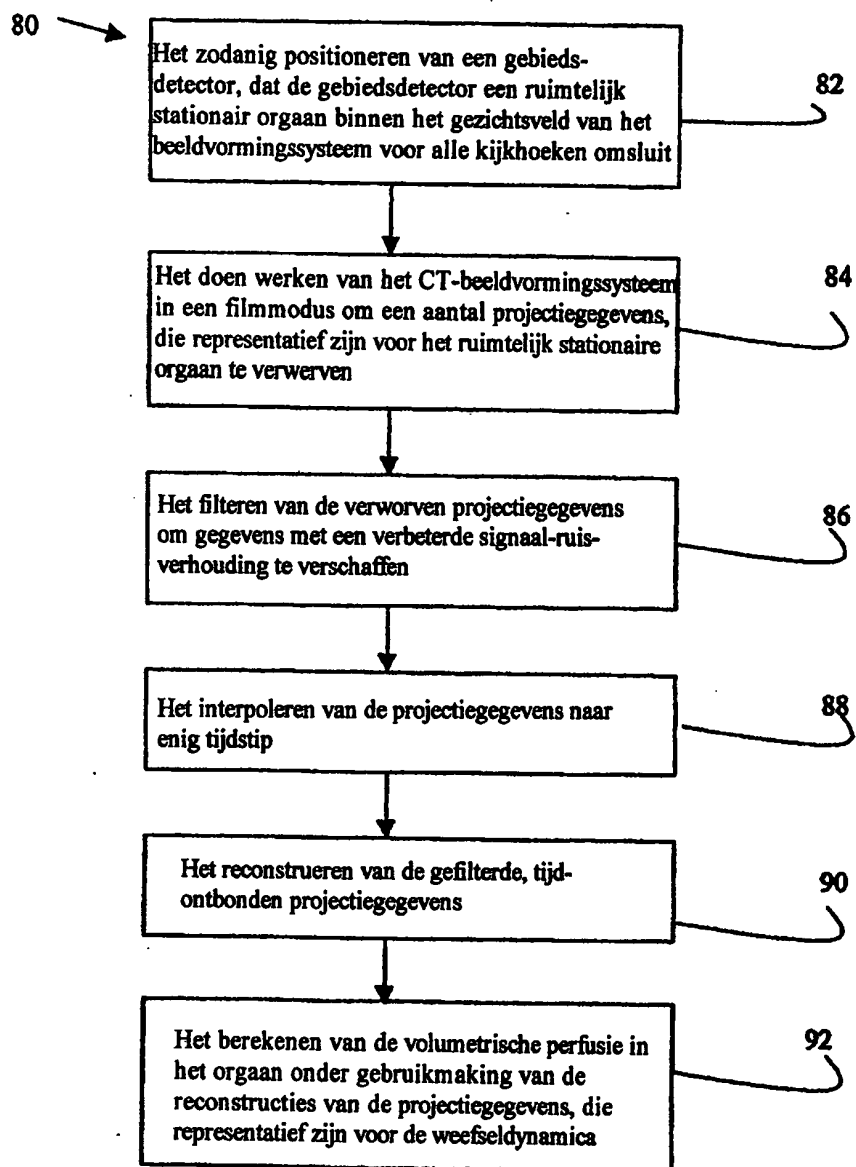


FIG. 4



RAPPORT BETREFFENDE HET ONDERZOEK NAAR DE STAND VAN DE TECHNIEK

Octroolaanvraag Nr.:

NO 135341

NL 1024854

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	WO 02/065913 A (UNIVERSITY OF LAUSANNE; WINTERMARK, MAX; THIRAN, JEAN-PHILIPPE; RETO,) 29 augustus 2002 (2002-08-29) * bladzijde 12, regel 25 - bladzijde 13, regel 18 *	1-9	A61B6/00
			Onderzochte gebieden van de techniek
			A61B
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 23 Februari 2005	Vooronderzoeker (EOB) Manscot, J
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 voorrange- 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 135341
NL 1024854

Het aanhangsel bevat een opgave van elders gepubliceerde octrooiaanvragen of octroolen (zogenaamde leden van dezelfde octroofamilie), die overeenkomen met octroolschriften 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.

23-02-2005

In het rapport genoemd octroolgeschrift		Datum van publicatie	Overeenkomend(e) geschrift(en)	Datum van publicatie
WO 02065913	A	29-08-2002	US 2002161292 A1	31-10-2002
			AT 272358 T	15-08-2004
			CA 2438781 A1	29-08-2002
			DE 60200883 D1	09-09-2004
			EP 1361823 A1	19-11-2003
			WO 02065913 A1	29-08-2002
			JP 2004525680 T	26-08-2004
			US 2004138549 A1	15-07-2004