

(19)



Octrooiencentrum
Nederland

(11) 1024888

(12) C OCTROOI²⁰

(21) Aanvraag om octrooi: 1024888

(51) Int.Cl.⁷
A61B6/03

(22) Ingediend: 26.11.2003

(30) Voorrang:
27.11.2002 US 10/306197

(41) Ingeschreven:
28.05.2004 I.E. 2004/08

(47) Dagtekening:
26.05.2005

(45) Uitgegeven:
01.08.2005 I.E. 2005/08

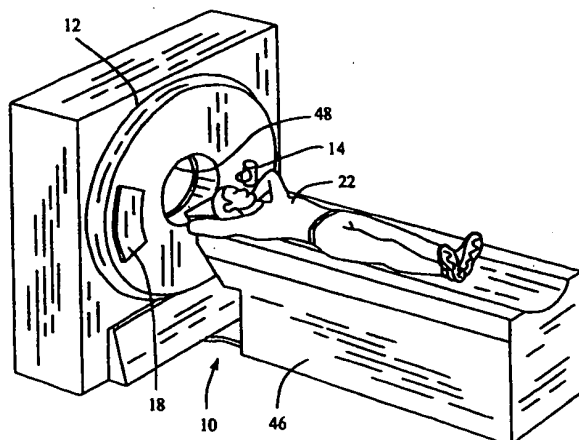
(73) Octrooihouder(s):
GE Medical Systems Global Technology
Company, LLC te Waukesha, Wisconsin,
Verenigde Staten van Amerika (US).

(72) Uitvinder(s):
Matthew Joseph Walker te New Berlin,
Wisconsin (US)
John Michael Sabol te Sussex, Wisconsin (US)
Gopal B. Avinish te New Berlin, Wisconsin (US)

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

(54) Werkwijzen en inrichting voor het bevorderen van een reductie in artefacten.

(57) Een werkwijze voor het bevorderen van een reductie in artefacten, bevat het ontvangen van gegevens met betrekking tot een eerste energiespectrum van een aftasting van een voorwerp (22) en het ontvangen van gegevens met betrekking tot een tweede energiespectrum van een aftasting van het voorwerp, waarbij het tweede energiespectrum verschilt van het eerste energiespectrum. De werkwijze bevat verder het reconstrueren van ten minste een oorspronkelijk eerste-energiebeeld onder gebruikmaking van de eerste-energiespectrumgegevens, het reconstrueren van ten minste een oorspronkelijk tweede-energiebeeld onder gebruikmaking van de tweede-energiespectrumgegevens, het omzetten van ten minste een oorspronkelijk tweede-energiebeeld in ten minste een omgezet eerste-energiebeeld, en het combineren van ten minste een oorspronkelijk eerste-energiebeeld met ten minste een omgezet eerste-energiebeeld om een gecombineerd eerste-energiebeeld te genereren.



NL C 1024888

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

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

Korte aanduiding: Werkwijzen en inrichting voor het bevorderen van een reductie in artefacten.

De uitvinding heeft in het algemeen betrekking op de verwerking en bewerking van multi-energie computertomografiegegevens en meer in het bijzonder op werkwijzen en een inrichting voor gelijktijdige spectrale-verschuiving- en aanzicht-aliaseringsartefactcompensaties.

Ondanks recente vooruitgangen in computertomografie(CT)technologie, zoals een hogere aftastsnelheid, een groter bestrijkingsgebied met meerdere detectorrijen en dunnere plakken, is energieresolutie nog steeds een ontbrekend onderdeel. Strikt gesproken, is deze definitie niet correct, als gevolg van het brede röntgenstralingsfotonenergiespectrum van de röntgenstralingsbron en het gemis aan energieresolutie van het in de conventionele CT-systemen gebruikte detectiesysteem. De door een gegeven voorwerp veroorzaakte röntgenstralingsverzwakking is niet constant. In plaats daarvan is de röntgenstralingsverzwakking sterk afhankelijk van de röntgenstralingsfotonenergie.

De verzwakking in een specifiek punt is in het algemeen groter voor fotonen van lagere energie en doet het energiespectrum verschuiven wanneer dit zich door het lichaam heen verplaatst. Röntgenstralingsbundels, die een bepaald punt binnen het lichaam vanuit verschillende richtingen bereiken, zullen typisch verschillende spectra hebben, aangezien deze röntgenstralingsbundels door materialen met verschillende verzwakkingseigenschappen zijn gegaan voorafgaande aan het bereiken van dit punt. Dit creëert uitdagingen bij de poging om een enkele waarde aan de verzwakking in een specifiek punt in het afgestaste lichaam toe te kennen. Dit fysische verschijnsel manifesteert zichzelf in het beeld als bundelverhardingsartefacten, zoals niet-uniformiteit, schaduwvorming en strepen. De visuele opvallendheid van enkele van deze artefacten kan verminderd worden, doch sommige zijn veel moeilijker te verwijderen. Door middel van het met een aluminium- of koperfilter filteren van de bundel voordat deze de patiënt binnentreedt, kunnen componenten van het spectrum van lagere energie selectief verwijderd worden. Dit vermindert de effecten van bundelverharding, doch kan deze effecten niet geheel verwijderen. Bovendien be-

staat er geen praktische grens aan de hoeveelheid filtering, die uitgevoerd kan worden. Filtering vermindert de totale energieflex, hetgeen resulteert in een ruistoe name. Bovendien vermindert het verlies aan fotonen van lagere energie de contrastonderscheiding.

5 De literatuur is rijk aan bundelverhardingscorrectiealgoritmen, die zorgen voor toename van de filtering. Voor aftastingen van overheersende zacht-weefselanatomie met röntgenstralingsspectra en piekspanningen van kilovolts, die typisch voor medische CT worden gebruikt, zijn bundelverhardingseffecten nagenoeg geheel het gevolg van
10 Compton-verstrooiing. Voor enkele-energieaftasting, is waterkalibratie een gebruikelijke methode om dit verschijnsel aan te pakken, waarbij een uniform waterfantoom wordt gebruikt om de parameters in een hogere orde polynoomlinearisatiealgoritme te optimaliseren. Foto-elektrische interacties dragen echter ook aanzienlijk bij aan röntgenstralingsver-
15 zwakking in bot, en derhalve is waterkalibratie niet voldoende. Typisch worden iteratieve botcorrectiealgoritmen toegepast, waarbij botten in een eerste doorgangsbeeld worden gesegmenteerd en vervolgens wordt in de tweede doorgang bundelverharding afkomstig van botten gecorrigeerd. Bundelverharding afkomstig van materialen anders dan water
20 en bot, zoals metaal en contrastmiddel, is echter zeer moeilijk te corrigeren. Zelfs na toepassing van de correctie verschaft conventionele CT geen kwantitatieve beeldwaarden; in plaats daarvan vertoont hetzelfde materiaal op verschillende locaties dikwijls verschillende CT-getallen.

25 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
30 van een afgetast beeld op basis van alleen het CT-getal aanwezig.

Volgens één aspect is een werkwijze voor het bevorderen van een reductie van artefacten verschaft. De werkwijze bevat het ontvangen van gegevens met betrekking tot een eerste energiespectrum van een aftasting van een voorwerp en het ontvangen van gegevens met betrekking
35 tot een tweede energiespectrum van een aftasting van het voorwerp, waarbij het tweede energiespectrum verschilt van het eerste energiespectrum. De werkwijze bevat verder het reconstrueren van ten minste één origineel eerste-energiebeeld onder gebruikmaking van de gegevens van het eerste energiespectrum, het reconstrueren van ten minste

één origineel tweede-energiebeeld onder gebruikmaking van de gegevens van het tweede energiespectrum, het omzetten van ten minste één origineel tweede-energiebeeld in ten minste één omgezet eerste-energiebeeld en het combineren van ten minste één origineel eerste-energiebeeld met
5 ten minste één omgezet eerste-energiebeeld om een gecombineerd eerste-energiebeeld te genereren.

Volgens een ander aspect is een werkwijze voor het bevorderen van een reductie van artefacten verschaft. De werkwijze bevat het ontvangen van gegevens van een eerste energiespectrum voor een aftasting
10 van een voorwerp, en het ontvangen van gegevens van een tweede energiespectrum voor een aftasting van het voorwerp, waarbij het tweede energiespectrum verschilt van het eerste energiespectrum. De werkwijze bevat verder het reconstrueren van ten minste één origineel eerste-energiebeeld onder gebruikmaking van de gegevens van het eerste ener-
15 giespectrum, het reconstrueren van ten minste één origineel tweede-energiebeeld onder gebruikmaking van de gegevens van het tweede energiespectrum, het omzetten van ten minste één origineel tweede-energiebeeld in ten minste één omgezet eerste-energiebeeld, het opnieuw projecteren van ten minste één omgezet eerste-energiebeeld om opnieuw ge-
20 projecteerde eerste-energiespectrumgegevens te genereren, en het combineren van de eerste-energiespectrumgegevens met de opnieuw geprojecteerde eerste-energiespectrumgegevens om gecombineerde eerste-energiespectrumgegevens te genereren.

Volgens nog een ander aspect is een multi-energie computertomografie (MECT) systeem verschaft. Het MECT-systeem bevat ten minste één
25 stralingsbron, ten minste één stralingsdetector en een met de ten minste ene stralingsbron en de ten minste ene stralingsdetector operationeel verbonden computer. De computer is ingericht om eerste-energiespectrumgegevens voor een aftasting van een voorwerp en tweede-energiespectrumgegevens voor een aftasting van het voorwerp te ontvangen,
30 waarbij het tweede energiespectrum verschilt van het eerste energiespectrum. De computer is verder ingericht om de tweede-energiespectrumgegevens om te zetten in omgezette eerste-energiespectrumgegevens, om ten minste één eerste-energiebeeld onder gebruikmaking van de eerste-energiespectrumgegevens te reconstrueren, om ten minste één omgezet eerste-energiebeeld onder gebruikmaking van de omgezette eerste-energiespectrumgegevens te reconstrueren en om ten minste één eerste-energiebeeld met ten minste één omgezet eerste-energiebeeld te combi-
35 neren om ten minste één gecombineerd eerste-energiebeeld te genereren.

Een multi-energie computertomografie (MECT) systeem is verschaft. Het MECT-systeem bevat ten minste één stralingsbron, ten minste één stralingsdetector en een met de ten minste ene stralingsbron en de ten minste ene stralingsdetector operationeel verbonden computer. De computer is ingericht om eerste-energiespectrumgegevens voor een aftasting van een voorwerp en tweede-energiespectrumgegevens voor een aftasting van het voorwerp te ontvangen, waarbij het tweede energiespectrum verschilt van het eerste energiespectrum. De computer is verder ingericht om de tweede-energiespectrumgegevens om te zetten in omge-
10 zette eerste-energiespectrumgegevens en de eerste-energiespectrumgegevens met de omgezette eerste-energiespectrumgegevens te combineren om gecombineerde eerste-energiespectrumgegevens te genereren.

Figuur 1 is een illustratief aanzicht van een multi-energie computertomografie (MECT) beeldvormingssysteem.

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

Figuur 3 toont een grafiek van verschillende röntgenstralingspectra.

Figuur 4 toont een op beeld gebaseerde werkwijze voor het bevorderen van een reductie van artefacten.

20 Figuur 5 toont een op projectie gebaseerde werkwijze voor het bevorderen van een reductie van artefacten.

De hierin beschreven werkwijzen en inrichting richten de syner-
gistische combinatie van aanzicht-aliaseringsartefactcorrectieschema's en spectrale-verschuivingscompensatiealgoritmen op door middel van se-
25 quentiële wijziging van energiespectra verworven multi-energie computertomografiegegevens. De uitgang van het hieronder beschreven algoritme wordt gevormd door niet-gealiaseerde, spectrale-verschuiving gecompenseerde, hoge- en lage-energiegegevens (projecties of gereconstrueerde beelden), die geschikt zijn voor toepassing van multi-energie
30 ontbindingsalgoritmen.

De hierin beschreven werkwijzen bevatten bovendien nieuwe aanpakken om gebruik te maken van basiseigenschappen van de interactie tussen röntgenstraling en materiaal. Voor elk straaltraject worden bijvoorbeeld meerdere meetresultaten met verschillende gemiddelde
35 röntgenstralingsenergieën verworven. Wanneer Compton en foto-elektrische ontbinding en/of basismateriaalontbinding (BMD) op deze meetresultaten worden uitgevoerd, wordt aanvullende informatie verkregen, welke informatie een verbeterde nauwkeurigheid en karakterisering mogelijk maakt.

In enkele bekende CT-afbeeldingssysteemconfiguraties projecteert een röntgenstralingsbron een waaivormige 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"

5 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 rönt-
10 genstralingsbundel. 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 doorlaat-profiel te produceren.

15 In CT-systemen van de derde generatie worden de röntgenstra-lingsbron 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. projectiegege-
20 vens, 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 detec-tor.

25 In een axiale aftasting worden de projectiegegevens bewerkt om een beeld, dat correspondeert met een tweedimensionele plak van het voorwerp, te construeren. Eén 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 ver-
30 zwakkingsmetingen van een aftasting om in gehele getallen, "CT-getal-len" of "Hounsfield-eenheden" (HU) genoemd, die worden gebruikt om de helderheid van een corresponderend pixel op een kathodestraalbuisweer-gave te regelen.

Om de totale aftasttijd te verminderen, kan een "spiraalvormi-
35 ge" aftasting worden uitgevoerd, waarbij de patiënt wordt verplaatst terwijl de gegevens voor het voorgeschreven aantal plakken worden ver-worven. 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 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, 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 spiraalvormige aftastmodus genereert het systeem een enkele spiraallijn van kegelbundelprojectiegegevens. Soortgelijk aan het 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 als meervoudsvormen daarvan uitsluitend, tenzij een dergelijke uitsluiting expliciet vermeld is. Verwijzingen naar "één uitvoeringsvorm" van de hierin beschreven werkwijzen en systemen 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 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 genereren) ten minste één zichtbaar beeld.

Verwijzend naar fig. 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-beeldvormingssysteem, bevat. 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 detec-

torreeks 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 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 rotatiecentrum 24. Fig. 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 15 corresponderende projectiegegevens tijdens een aftasting gelijktijdig 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 röntgenstralingsbron 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 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 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 portaal-

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.

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 netwerkverbinding sinrichting, zoals een Ethernet-inrichting, bevat voor het lezen van instructies en/of gegevens vanaf 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. In een andere uitvoeringsvorm voert de computer 36 de in de door de fabrikant geïnstalleerde programmatuur (niet weergegeven) opgeslagen instructies uit. De computer 36 is geprogrammeerd om hierin beschreven functies uit te voeren, en daarom is de hierin gebruikte term computer niet beperkt tot alleen die 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.

Het MECT-systeem 10 is ingericht om te reageren op verschillende röntgenstralingsspectra. Het MECT-systeem 10 bevordert het reduceren of elimineren van een aantal met conventionele CT verbonden problemen, zoals, doch niet daartoe beperkt, een gebrek aan energieonder-scheid en materiaalkarakterisering. Bij afwezigheid van voorwerpverstrooiing, is het systeem 10 alleen nodig om twee gebieden van foton-energiespectrum gescheiden te detecteren: de lage-energie- en de hoge-energiegedeelten van het invallende röntgenstralingsspectrum. Het gedrag bij elke andere energie 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 (1) Compton-verstrooiing en (2) het foto-elektrische effect. Om het gedrag van een voorwerp onder röntgenstralingsverzwakking te karakteriseren, worden slechts twee onafhankelijke parameters gemeten. De van twee energiegebieden afkomstige gedetec-

teerde signalen verschaffen derhalve voldoende informatie om de energieafhankelijkheid van het afgebeelde voorwerp op te lossen. Hoewel de hierboven vermelde specifieke uitvoeringsvorm verwijst naar een CT-systeem van derde generatie, zijn de hierin beschreven werkwijzen gelijkmatig van toepassing op CT-systemen van vierde-generatie (stationaire detector en roterende röntgenstralingsbron) en CT-systemen van vijfde-generatie (stationaire detector en röntgenstralingsbron).

In een voorbeelduitvoeringsvorm gebruikt het MECT-systeem een ontbindingsalgoritme, zoals, doch niet daartoe beperkt, een CT-getalverschilalgoritme, een Compton en foto-elektrisch ontbindingsalgoritme, een basismateriaalontbinding (BMD) algoritme en een logaritmische aftrekwerkingsontbinding (LSD) algoritme.

Het CT-getalverschilalgoritme bevat het berekenen van een verschilwaarde in CT- of Hounsfield-getal tussen twee bij verschillende buisspanningen verkregen beelden. In één uitvoeringsvorm worden de verschillenwaarden 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 het MECT-systeem 10 verwerven van een paar beelden, en het afzonderlijk representeren van de van Compton en foto-elektrische processen afkomstige verzwakkingen. Het BMD-algoritme bevat het verwerven van twee CT-beelden, waarin elk beeld de equivalente dichtheid van één van de basismaterialen representeert. Aangezien een materiaaldichtheid onafhankelijk is van röntgenstralingsfotonenergie, zijn deze beelden bij benadering vrij van bundelverhardingsartefacten. Een bediener kan bovendien het basismateriaal kiezen om zich te richten op een bepaald van belang zijnd materiaal, aldus het beeldcontrast verbeterend. In gebruik is het BMD-algoritme gebaseerd op het concept, dat de röntgenstralingsverzwakking 20 (in het energiegebied voor medische CT) van een gegeven materiaal door middel van een juiste dichtheidsmenging van een ander tweetal gegeven materialen gerepresenteerd kan worden, en dienovereenkomstig worden deze twee materialen de basismaterialen genoemd. In een andere uitvoeringsvorm worden onder gebruikmaking van het LSD-algoritme de beelden 30 verworven met quasi-mono-energetische röntgenstralingsspectra en het afgebeelde voorwerp kan door een effectieve verzwakkingscoëfficiënt voor elk van de twee materialen gekarakteriseerd worden, en daarom bevat het LSD-algoritme geen bundelverhardingscorrecties. Bovendien wordt het LSD-algoritme niet gekalibreerd, doch gebruikt dit algoritme

een bepaling van de weefselcompensatieparameters, die de verhouding van de effectieve verzwakkingscoëfficiënt van een gegeven materiaal bij de gemiddelde energie van elke belichting zijn. In een voorbeelduitvoeringsvorm is de weefselcompensatieparameter in hoofdzaak

5 afhankelijk van de voor het verwerven van de beelden gebruikte spectra, en van aanvullende factoren, die de gemeten signaalintensiteit veranderen ten opzichte van de intensiteit, die voor een paar van ideale, mono-energetische belichtingen verwacht zou kunnen worden.

Er dient opgemerkt te worden, dat voor het optimaliseren van

10 een multi-energie CT-systeem geldt, des te groter de spectrascheiding is, des te beter de beeldkwaliteit. Bovendien dienen de fotonstatistieken in deze twee energiegebieden soortgelijk te zijn, anders zal het slechtere statistische gebied de beeldruis domineren.

Verschillende werkwijzen voor het verwerven van dubbele-energie computertomografiegegevens zijn voorgesteld. Twee aftastingen, die elk afzonderlijke röntgenstralingsspectra gebruiken en dezelfde anatomie bestrijken, kunnen in serie worden uitgevoerd. Hoewel deze werkwijze op standaard CT-systemen zonder het vereisen van apparatuurmodificaties uitgevoerd kan worden, presenteert deze werkwijze enkele

20 minder wenselijke effecten. Het eindige tijdsverschil (ongeveer 0,3-0,5 seconden bij huidige CT-systemen van derde generatie) tussen de aftastingen creëert de mogelijkheid, dat de anatomische structuren van de patiënt zich kunnen bewegen als gevolg van een vrijwillige (bijv. skeletmusculatuur) of onvrijwillig (bijv. hart- of darm) activiteit

25 tussen de aftastingen, hetgeen resulteert in artefacten als gevolg van foutieve uitlijning in de beelden, die door middel van elke geschikte combinatie van de hoge- en lage-energiegegevens zijn gereconstrueerd. Het achtereenvolgens aftasten bij twee verschillende energieën is ook minder dan ideaal, aangezien er een aanzienlijke hoeveelheid spectrum-

30 overlap aanwezig is. Deze overlap is weergegeven in fig. 3. De bij het achtereenvolgens aftasten met twee verschillende spectra behorende belichting is bij benadering dubbel, waarbij een groot deel van de aanvullende dosis heeft bijgedragen aan de aftasting met lagere kVp. Een andere werkwijze voor het verwerven van MECT-gegevens is het detecteren van fotonenergie volgens de indringdiepte in de detector. Eén na-

35 deel van deze werkwijze is, dat het stoppen van fotonen statistisch is. Er is derhalve nog steeds een bepaalde hoeveelheid overlap van energiespectra. Een derde werkwijze voor het verwerven van MECT-gegevens is het tellen van fotonen. Deze werkwijze is optimaal, aangezien

deze werkwijze een zuivere scheiding van spectra en een instelbaar
energiescheidingspunt voor het balanceren van fotonstatistieken ver-
schafft. Hoewel de werkwijzen voor het detecteren van fotonindringdiep-
te en fotontelling de voorkeur kunnen verdienen, aangezien deze niet
5 gevoelig zijn voor patiëntbewegingsartefacten en overmatige patiëntdo-
sis, kunnen deze werkwijzen niet op huidige systemen uitgevoerd wor-
den, zonder dat het röntgenstralingsdetectorsamenstel geheel vervangen
wordt.

Een andere werkwijze voor het verwerven van multi-energie com-
10 putertomografiegegevens betreft het sequentieel veranderen van het
energiespectrum tussen de hogere en lagere energieën tijdens een en-
kele aftasting. Deze sequentiële afwisseling van bundelenergie kan be-
werkstelligd worden door middel van het inbrengen van een spinfilter,
dat ten minste twee materialen met verschillende verzwakkingseigen-
15 schappen heeft, voor de stralingsbron. Deze werkwijze vereist geen
veranderingen aan de detector, doch er dienen nu modificaties aan het
buiszijdige filteringssamenstel en besturing te worden uitgevoerd. Een
soortgelijk effect kan bewerkstelligd worden door middel van het se-
quentieel veranderen van het uitgangsvermogen van de hoogspanningsvoe-
20 ding, die de röntgenstraalbuis voedt. kV-modulatie kan modificatie van
de röntgenstralingsgeneratorstuurschakeling in de vorm van veranderin-
gen in de door de fabrikant geïnstalleerde programmatuur en/of appara-
tuur vereisen, doch vereist geen herontwerp van de detector of het
buisfilter. Het afdekken van afwisselende sleuven van de detectorcol-
25 limator met een dun metaalfolie zou eveneens een soortgelijk effect
bewerkstelligen. Dit vereist minimaal ingrijpende ontwerpveranderingen
aan de detectorcollimator, doch maakt het niet mogelijk dat het sys-
teem op eenvoudige wijze omgezet kan worden tussen enkele-energie- en
dubbele-energieaftastmodi, en kan resulteren in een toename van de aan
30 de patiënt toegediende dosis. Met dit in gedachte, gebruikt één uit-
voeringsvorm van de uitvinding modulatie van de hoogspanningsvoeding.
Er dient opgemerkt te worden, dat deze kV-modulatie gekoppeld kan zijn
aan modulatie van de buisstroom. De mA-modulatie vindt typisch plaats
bij een veel lagere frequentie dan de kV-modulatie als gevolg van de
35 fysische (bijv. thermische) beperkingen van het filament.

Deze multi-energie gegevensverwervingstechnieken -- spinfilte-
ring, kV-modulatie en afwisselende filtering met detectorcellocatie
langs de detectorboog - zijn alle drie op vele manieren gunstig. Al-
lereerst kan het tijdsinterval tussen verwervingen langs straalwegen

van bij benadering equivalente hoeken met meer dan twee grootteorden worden verminderd. Een hoge-frequentie (HF) generator kV-responsietijd, d.w.z., de tijd die benodigd is om een ingestelde spanning te bereiken, is bij benadering 250 μ s voor gesloten-lus spanningbesturingsontwerpen. Het is vervolgens mogelijk om projectieafwisseling met elk ander aanzicht, elk tweede aanzicht of elke andere geschikte modulatiefunctie te creëren. De uitvinding zal daartoe aannemen, dat de dubbele-energiegegevens met elk ander aanzicht worden afgewisseld. Hoewel dit artefacten als gevolg van foutieve uitlijning vermindert door middel van het inherent uitlijnen van de lage- en hoge-energieverwervingen in de tijd, verandert de tijdelijke resolutie voor een aftasting niet. De uit deze gegevens gereconstrueerde beelden vereisen nog steeds een minimale projectie-instelling, die $180^\circ = 2\gamma_m$, waarin $2\gamma_m$ de detectorwaaierhoek is, bestrijkt. In sommige gevallen kan onvrijwillige of vrijwillige patiëntbeweging nog steeds een inconsistentie tussen gegevens aan het begin en het einde van de aftasting veroorzaken, hetgeen resulteert in bewegingsartefacten, zoals streepvorming, verdubbeling of vervaging. Hoewel niet specifiek voor deze werkwijze van gegevensverwerving, worden hier tijdelijke-resolutiebeschouwingen vermeld om tussen intra-aftasting- en inter-aftastingartefacten in multi-energieaftasting te onderscheiden. Een ander voordeel van kV-gemoduleerde verwerving is de vermindering van de aan de patiënt toe te dienen dosis. In vergelijking met het na elkaar verwerven van projectiegegevensreeksen bij verschillende energieën, kan een afgewisselde verwerving ten minste een 50%-reductie in belichting realiseren.

Deze wijze van verwerving is echter niet zonder nadelen. Door middel van het sequentieel veranderen van het energiespectrum tussen de hogere en de lagere energieën tijdens een enkele aftasting, blijft het totale aantal verworven projecties constant, welk aantal nu tussen twee energieën is verdeeld. Indien elk ander aanzicht bij een afwisselende energie wordt verzameld, zijn er daardoor de helft zoveel projecties voor elk energiespectrum. Zonder een voldoende aantal projecties treedt aliasering op.

Volgens het Shannon-bemonsteringstheorema dienen de oorspronkelijke gegevens met een snelheid, die ten minste tweemaal de in het signaal aanwezige hoogste ruimtelijke frequentie bedraagt, bemonsterd te worden, om aliasering te voorkomen. Aliaseringsartefacten kunnen als strepen in gereconstrueerde beelden worden waargenomen. Theore-

tisch wordt de minimum bemonsteringsfrequentie in de azimuthrichting voor gelijkhoekige waaierbundelgeometrie gegeven door

$$N_{\min} = \frac{4\pi R v_m}{1 - \sin \gamma_m}, \text{ waarin } N_{\min} \text{ het minimale aantal aanzichten is,}$$

R de straal van de artefact-vrije zone van reconstructie is, v_m de
5 maximale onderscheidbare ruimtelijke frequentie is, en γ_m de helft
van de detectorwaaierhoek is. Door middel van het afwisselen van de
MECT-verwervingsgegevens onder gebruikmaking van ultrasnelle kV-mo-
dulatie, wordt hetzelfde aantal van per rotatie verzamelde totale
aanzichten gehandhaafd, doch is het aantal van bij elke energie
10 verzamelde aanzichten verminderd. Dit probleem wordt progressief
slechter bij toenemend aantal energieën. Voor het geval van dubbe-
le-energie CT, halveert het moduleren van de kVp met elk ander aan-
zicht het aantal voor elk spectrum verzamelde projecties. Uit de
bovenstaande vergelijking blijkt dat, indien het aantal van in 360°
15 verzamelde projecties wordt gehalveerd, de straal van de artefact-
vrije zone met 50% verminderd zal worden, indien de gewenste maxi-
male onderscheidbare frequentie gelijk blijft. Het halveren van het
aantal projecties zal op overeenkomstige wijze resulteren in het
halveren van de maximale onderscheidbare frequentie bij dezelfde ge-
20 zichtsveldd(FOV)straal. Voor aftastingen, die zich richten op kleine
FOV's, zoals hart- of hoofdstudies, kan dit een minder belangrijke
invloed hebben.

In praktijk wordt niet strikt aan de bovenstaande vergelij-
king voldaan. In plaats daarvan wordt een verscheidenheid aan werk-
25 wijzen gebruikt om de opvallendheid van aanzichtaliaseringsartefac-
ten te minimaliseren. Eén van dergelijke werkwijzen is de verschui-
ving over een kwart detector. Door middel van het verschuiven van
de detectorreeks over exact één kwart van de breedte van een detector-
element, zullen geconjugeerde aanzichten of de aanzichten, die 180°
30 van elkaar gescheiden zijn, stralen hebben, die gering verschoven
zijn. Deze opstelling verschaft de voor het minimaliseren van aan-
zichtaliaseringsartefacten benodigde aanvullende gegevens. In aanvul-
ling op apparatuurgeometrie zijn er vele programmatuurtechnieken voor
het onderdrukken van aanzichtaliaseringseffecten. In het algemeen zal
35 elke soort van afvlakkingsalgoritme gunstig zijn voor het reduceren
van aliaseringsartefactopvallendheid. Met dergelijke laagdoorlaatfite-
ringstechnieken worden echter beeldcomponenten van hoge frequentie
opgeofferd. Bovendien bestaat er een aantal voorreconstructie-interpo-
latieschema's. Deze technieken bevatten aanzichtinterpolatie, interpo-

latie in Radon-ruimte, en interpolatie in het Fourier-domein. Deze interpolatieschema's kunnen simpelweg lineaire of bilineaire algoritmen, hogere-orde algoritmen, die Laguerre-polynomen gebruiken, of meer gecompliceerde aanpassingsschema's zijn. Bovendien is een aantal op herprojectie gebaseerde werkwijzen voorgesteld om de effecten van aanzichtaliasering te verlichten, zoals, doch daartoe niet beperkt, tussenaanzichttherprojectie (IVR), tussenaanzichtdeconvolutieherprojectie (IDVR), foutcorrectie (EC) en hybride schema's. Deze werkwijzen worden typisch beschreven in termen van aanzicht-gealiaserde, enkele-energie computertomografie (SECT) aftastingen; deze zouden echter eenvoudig afzonderlijk toegepast kunnen worden voor elke reeks van aanzicht-gealiaserde ME-projecties. Hoewel dit enige vermindering van de artefactopvallendheid in gereconstrueerde beelden zal verschaffen, worden slechts sub-optimale resultaten gerealiseerd. Verder blijft de fundamentele beperking van kV-gemoduleerde MECT bestaan, zullen de uiteindelijke multi-energie ontbindingsbeelden voxels hebben, waarvoor slechts één energie van gegevens werd verworven - de gegevens van de andere energie(ën) liggen in de "ontbrekende" aanzichten. Hierin worden werkwijzen en inrichtingen beschreven, die zodanig zijn ingericht, dat de "interleaved" multi-energiegegevens kunnen worden gebruikt op een wijze, die wederzijds gunstig is om dit probleem op te lossen.

Een werkwijze voor de synergistische combinatie van correctieschema's voor aanzichtaliaseringsartefacten en compensatiealgoritmen voor spectrale verschuivingen en de toepassing daarvan op door middel van de sequentiële wijziging van energiespectra verworven multi-energie computertomografiegegevens is hieronder verschaft. De uitgang van dit algoritme wordt gevormd door niet-gealiaserde spectraal-verschuiving gecompenseerde, hoge- en lage-energiegegevens (projecties of gereconstrueerde beelden), die geschikt zijn voor toepassing van multi-energie ontbindingsalgoritmen.

Bovendien is een werkwijze verschaft voor het gebruiken van kV-gemoduleerde multi-energie projectiegegevens om gelijktijdig spectrale-verschuivingscompensatie en aanzicht-aliaseringsartefactreductie uit te voeren. De hierin beschreven werkwijzen zijn uitvoerbaar in eerste, tweede, derde en vierde generatie CT-systemen met enkelvoudige-buis/enkelvoudige-detectorsystemen alsmede meervoudige-buis/meervoudige-detectorsystemen en andere meervoudige-buis/meervoudige-detectorsystemen of volume-CT-werkwijzen. Toepassing is bovendien mogelijk in een toegewijd CT-borststelsel. De hierin beschreven werkwijzen en inrichtingen kunnen toegepast worden op elke klinische toepassing, die

voordeel haalt uit multi-energie CT, omvattende vet/mager-weefselkarakterisering, fysisch gebaseerde segmentatie, meervoudige contrastonderscheiding, en botmineraaldensitometrie. De hierin beschreven werkwijzen en inrichtingen kunnen gelijkelijk toegepast worden op niet-
5 destructieve testtoepassingen, omvattende explosief- en contrabanddetectie.

Hierin worden twee werkwijzen voor het bevorderen van een reductie van artefacten beschreven en in fig. 4 en 5 weergegeven. Traditionele werkwijzen van spectrale-verschuivingscompensatie werken op
10 gereconstrueerde beeldgegevens. De beschikbaarheid van MECT-gegevens bevordert echter ook de toepassing van spectrale-verschuivingscompensatiealgoritmen in het projectiedomein. Fig. 4 toont een beeld-gebaseerde werkwijze 60 voor het bevorderen van een reductie van artefacten. Hoewel de werkwijze 60 wordt beschreven in de context van een
15 dubbele-energie CT, is de werkwijze 60 uit te breiden tot MECT-toepassingen, omvattende toepassingen die gebruikmaken van drie of meer energiespectra. De werkwijze 60 bevat het verwerven van "interleaved" dubbele-energie projectiegegevens 62, zodat even en oneven aanzichten hoge respectievelijk lage energieën hebben. Merk op, dat de toekenning
20 van hoge en lage energieën aan even en oneven aanzichten omgekeerd kan worden zonder beïnvloeding van het algoritme. Zoals hierboven is vermeld, behoeft de interleavewerking bovendien niet elk ander aanzicht uitgevoerd te worden. In het algemeen kan de interleavewerking elke n aanzichten worden uitgevoerd, waarin n groter dan of gelijk aan één is
25 en kleiner dan de helft van het totale aantal verkregen aanzichten. Er dient opgemerkt te worden, dat de aan een niet-kV interleaved projectiereeks, die wordt gebruikt voor beeldreconstructietechnieken met halve aftasting en volledige aftasting, gestelde minimale hoekbereikvoorwaarden nog steeds van toepassing zijn op een kV-interleaved projectiereeks. Standaard versterkingsfactor, verschuiving, nagloeing,
30 detectortemperatuur, hoofdbundelintensiteit en andere deterministische foutcorrecties worden uitgevoerd op de projectiegegevensreeksen, onder gebruikmaking van kV-afhankelijke kalibraties waar mogelijk. Deze gegevens kunnen in een spiraalvormige of axiale modus worden verworven,
35 onder gebruikmaking van waaier- of kegelbundelgeometrieën, gepoort (prospectief of retrospectief) of ongepoort.

De werkwijze 60 bevat optioneel het interpoleren 64 van de ontbrekende aanzichten van de projectiegegevens 62 en het optioneel op
nieuw verzamelen 66 van de waaierbundelprojectiegegevensreeksen tot
40 een equivalente parallelle-bundelprojectiegegevensreeks. De werkwijze

60 bevat ook het reconstrueren 68 van dwarsdoorsnedebeelden 70 en 71 met lage respectievelijk hoge energie onder gebruikmaking van een bekende reconstructietechniek. Bijvoorbeeld kunnen teruggedfilterde projectie (FBP), algebraïsche reconstructietechnieken (ART) en/of gelijktijdige algebraïsche reconstructietechnieken (SART) worden gebruikt. ART-algoritmen worden typisch gebruikt om beperkte aanzichtprojectiereeksen te reconstrueren, doch hebben de neiging rekentechnisch inefficiënt te zijn. Reconstructies met halve aftasting of volledige aftasting kunnen worden toegepast. Aangezien beelden 70 gereconstrueerd 68 worden onder gebruikmaking van een onvolledige reeks van aanzichten, zullen aliaseringsartefacten aanwezig zijn, in het bijzonder in de omtreksrand van het gezichtsveld van de aftasting (SFOV).

De werkwijze 60 bevat verder spectrale-verschuivingscompensatie 72 onder gebruikmaking van de aanzicht-gealiaseerde lage- en hoge-energiebeelden 70 respectievelijk 71, waarin elk aantal spectrale-verschuivingscompensatiealgoritmen toegepast kan worden. De spectrale-verschuivingscompensatiealgoritmen bevatten op kalibratie gebaseerde werkwijzen of kunnen elk aantal enkelvoudige-doorgang of iteratieve bundelverhardingsalgoritmen, bevattende multi-energie basisenergieontbinding, gebruiken. Het doel van deze stap is het gebruik van de dubbele-energiebeelden om de effectieve verzwakking bij de energieën, die gebruikt worden om de hoge- en lage-energiegegevensreeksen te verwerken, te bepalen. Zodra de effectieve verzwakking bij een gewenste energie is bepaald, wordt het lage-energiebeeld 70 (gereconstrueerd uit oneven projecties) omgezet in een hoge-energiebeeld 75 (bij oneven projecties). Op overeenkomstige wijze wordt het hoge-energiebeeld 71 (gereconstrueerd uit even projecties) omgezet in een lage-energiebeeld 71 (bij even projecties). Daardoor worden bij alle projectiehoeken bemonsterde lage- en hoge-energiebeelden verkregen. Met andere woorden wordt een aftasting van een voorwerp uitgevoerd onder gebruikmaking van twee of meer verschillende energiespectra en een aantal oorspronkelijke eerste-energiebeelden en een aantal tweede-energiebeelden worden gegenereerd op basis van van de aftasting ontvangen gegevens. De oorspronkelijke eerste-energiebeelden worden omgezet in een aantal tweede-energiebeelden, zoals hierin beschreven. Bovendien worden de oorspronkelijke tweede-energiebeelden omgezet in een aantal eerste-energiebeelden. In één uitvoeringsvorm, zoals hieronder beschreven, worden de oorspronkelijke eerste-energiebeelden en de omgezette eerste-energiebeelden gecombineerd om een volledige reeks van aanzicht-aliaseringsartefact-gecompenseerde eerste-energiebeelden te vormen.

In één uitvoeringsvorm bevat de werkwijze 60 meer in het bijzonder het combineren 76 van het lage-energiebeeld bij even projecties 74 met het lage-energiebeeld bij oneven projecties 70 om een volledige reeks van lage-energiebeeldgegevens 78 te creëren. In een alternatieve
5 uitvoeringsvorm bevat de werkwijze 60 het combineren 80 van even en oneven lage-energiegegevens in de projectieruimte. Meer in het bijzonder worden de omgezette lage-energiebeelden 74 (gereconstrueerd uit even projecties) opnieuw geprojecteerd 82 in de Radon-ruimte en gecombineerd 80 met de oorspronkelijke lage-energieprojecties (bij oneven
10 projecties) om een volledige reeks (zowel oneven als even projecties) van aanzichtaliaseringsartefact-gecompenseerde projectiegegevens 84 bij de lage energie te creëren. In één uitvoeringsvorm wordt als een alternatief voor de werkwijzestap 76 een beeldreconstructie 86 uitgevoerd op de volledige reeks van lage-energieprojectiegegevens 84 om de
15 volledige reeks van lage-energiebeeldgegevens te creëren. De werkwijze 60 kan optioneel het uitvoeren van een nabewerking 88 op de volledige reeks van lage-energiebeeldgegevens 78 bevatten, zoals, doch niet daartoe beperkt, ruisreductie en randverbetering.

In één uitvoeringsvorm bevat de werkwijze 60 het combineren 90
20 van het hoge-energiebeeld (gereconstrueerd uit even projecties) met het hoge-energiebeeld bij oneven projecties om een volledige reeks van hoge-energiebeeldgegevens 92 te creëren. In een alternatieve uitvoeringsvorm bevat de werkwijze 60 het combineren 94 van even en oneven hoge-energiegegevens in de projectieruimte. Meer in het bijzonder worden de omgezette hoge-energiebeelden 75 (gereconstrueerd uit even projecties) opnieuw geprojecteerd 96 in de Radon-ruimte en gecombineerd
25 94 met de oorspronkelijke hoge-energieprojecties (bij even projecties) om een volledige reeks (zowel oneven als even projecties) van aanzichtaliaseringsartefact-gecompenseerde projectiegegevens 98 bij de
30 hoge energie te creëren. In één uitvoeringsvorm wordt als een alternatief voor de werkwijzestap 90 een beeldreconstructie uitgevoerd op de volledige reeks van hoge-energieprojectiegegevens 98 om de volledige reeks van hoge-energiebeeldgegevens 92 te creëren. De werkwijze 60 kan optioneel het uitvoeren van een nabewerking 102 op de volledige reeks
35 van hoge-energiebeeldgegevens 92 bevatten, zoals, doch niet daartoe beperkt, ruisreductie en randverbetering. In één uitvoeringsvorm worden de volledige reeks van hoge-energiebeeldgegevens 92 en de volledige reeks van lage-energiebeeldgegevens 78 vervolgens ingevoerd in een nareconstructieontbinding 104 en zijn de resulterende basismate-

riaalbeelden 106 vervolgens beschikbaar voor eventuele nabewerking en weergave voor de waarnemer.

In een alternatieve uitvoeringsvorm worden de volledige reeks van hoge-energieprojectiegegevens 98 en de volledige reeks van lage-energieprojectiegegevens 84 ingevoerd 108 in een voorreconstructie MECT-ontbindingsalgoritme 110 en vervolgens gereconstrueerd 112. De resulterende basismateriaalbeelden 106 zijn vervolgens beschikbaar voor eventuele nabewerking en weergave voor de waarnemer.

Indien het beeldreconstructieproces lineair is, zoals een FBP-algoritme, volgt er met betrekking tot beeldreconstructie, dat een combinatie van uit oneven en even projecties gereconstrueerde beelden equivalent is aan het combineren van oneven- en even-bemonsterde projecties gevolgd door een reconstructie van de volledige gegevensreeks.

Fig. 5 toont een andere uitvoeringsvorm van een werkwijze 120 voor het bevorderen van een projectie-gebaseerde werkwijze van artefactreductie. Hoewel de werkwijze 120 wordt beschreven in de context van een dubbele-energie CT, is de werkwijze 120 uit te breiden tot MECT-toepassingen, omvattende toepassingen die drie of meer energiespectra gebruiken. De werkwijze 120 bevat het verwerven van "interleaved" dubbele-energie projectiegegevens 122, zodat even en oneven aanzichten hoge respectievelijk lage energieën hebben. Merk op, dat de toekenning van hoge en lage energieën aan even en oneven aanzichten omgekeerd kan worden zonder beïnvloeding van het algoritme. Zoals hierboven is vermeld, heeft de interleavewerking bovendien niet elk ander aanzicht uitgevoerd te worden. In het algemeen kan de interleavewerking elke n aanzichten worden uitgevoerd, waarin n groter dan of gelijk aan één is en kleiner dan de helft van het totale aantal verkregen aanzichten. Er dient opgemerkt te worden, dat de aan een niet-kV interleaved projectiereeks, die wordt gebruikt voor beeldreconstructietechnieken met halve aftasting en volledige aftasting, gestelde minimale hoekbereikvoorwaarden nog steeds van toepassing zijn op een kV-interleaved projectiereeks. Standaard versterkingsfactor, verschuiving, nagloeïing, detectortemperatuur, hoofdbundelintensiteit en andere deterministische foutcorrecties worden uitgevoerd op de projectiegegevensreeksen, onder gebruikmaking van kV-afhankelijke kalibraties waar mogelijk. Deze gegevens kunnen in een spiraalvormige of axiale modus worden verworven, onder gebruikmaking van waaier- of kegelsbundelgeometrieën, gepoort (prospectief of retrospectief) of ongepoort.

De werkwijze 120 bevat optioneel het interpoleren 124 van de ontbrekende aanzichten van de projectiegegevens 122 en het optioneel opnieuw verzamelen 126 van de waaierbundelprojectiegegevensreeksen tot een equivalente parallelle-bundelprojectiegegevensreeks. De werkwijze 5 120 bevat ook spectrale-verschuivingscompensatie 128 onder gebruikmaking van de aanzicht-gealiaserde lage- en hoge-energieprojectiegegevens 130 en 131, waarbij elk aantal spectrale-verschuivingscompensatiealgoritmen kan worden toegepast. De spectrale-verschuivingscompensatiealgoritmen bevatten op kalibratie gebaseerde werkwijzen of kunnen 10 elk aantal van enkelvoudige-doorgang of iteratieve bundelverhardingsalgoritmen, bevattende multi-energie basisenergieontbinding, gebruiken. Het doel van deze stap is het gebruiken van de dubbele-energieprojectiegegevens om de effectieve verzwakking bij de voor het verwerken van de hoge- en lage-energiegegevensreeksen gebruikte energieën te 15 bepalen. Zodra de effectieve verzwakking bij een gewenste energie is bepaald, worden de lage-energieprojectiegegevens (bij oneven projecties) omgezet in hoge-energieprojectiegegevens 131 (bij oneven projecties). Op overeenkomstige wijze worden de hoge-energieprojectiegegevens (bij even projecties) omgezet in lage-energieprojectiegegevens 20 130 (bij even projecties). Daardoor worden bij alle projectiehoeken bemonsterde lage- en hoge-energieprojectiegegevens verkregen.

In één uitvoeringsvorm bevat de werkwijze 120 het reconstrueren 132 van de even lage-energieprojectiegegevens en de oorspronkelijke oneven lage-energieprojectiegegevens om een lage-energiebeeld bij oneven projecties 134 en een lage-energiebeeld bij even projecties 136 25 te produceren, en het combineren 138 van het lage-energiebeeld bij even projecties 136 met het lage-energiebeeld bij oneven projecties 134 om een volledige reeks van lage-energiebeeldgegevens 140 te creëren. De reconstructie 132 wordt uitgevoerd onder gebruikmaking van bekende reconstructietechnieken. Bijvoorbeeld kunnen teruggefilterde 30 projectie (FBP), algebraïsche reconstructietechnieken (ART), en/of gelijktijdige algebraïsche reconstructietechnieken (SART) worden gebruikt. Typisch worden ART-algoritmen gebruikt om beperkte aanzichtprojectiereeksen te reconstrueren, doch deze hebben de neiging reken- 35 technisch inefficiënt te zijn. Halve-aftastings- en volledige-aftastingsreconstructies kunnen toegepast worden. Aangezien beelden 134 en 136 worden gereconstrueerd 132 onder gebruikmaking van een onvolledige reeks van aanzichten, zullen aliaseringsartefacten aanwezig zijn, in het bijzonder in de omtreksrand van het gezichtsveld van de aftasting 40 (SFOV).

In een alternatieve uitvoeringsvorm bevat de werkwijze 120 het combineren van even lage-energieprojectiegegevens en de oorspronkelijke oneven lage-energieprojectiegegevens om een volledige reeks (zowel oneven als even projecties) van aanzichtaliaseringsartefact-gecompenseerde projectiegegevens 144 bij de lage energie te creëren. In een uitvoeringsvorm wordt als een alternatief voor de werkwijzestap 138 een beeldreconstructie 146 uitgevoerd op de volledige reeks van lage-energieprojectiegegevens 144 om de volledige reeks van lage-energiebeeldgegevens 140 te creëren. De werkwijze 120 kan optioneel het uitvoeren van een nabewerking 148 op de volledige reeks van lage-energiebeeldgegevens 140 bevatten, zoals, doch niet daartoe beperkt, ruisreductie en randverbetering.

In één uitvoeringsvorm bevat de werkwijze 120 het reconstrueren 150 van oneven hoge-energieprojectiegegevens en de oorspronkelijke even hoge-energieprojectiegegevens om een hoge-energiebeeld bij oneven projecties 152 en een hoge-energiebeeld bij even projecties 154 te produceren, en het combineren 156 van het hoge-energiebeeld bij even projecties 154 met het hoge-energiebeeld bij oneven projecties 152 om een volledige reeks van hoge-energiebeeldgegevens 158 te creëren. De reconstructie 150 wordt uitgevoerd onder gebruikmaking van bekende reconstructietechnieken. Bijvoorbeeld kunnen teruggefilterde projectie (FPB), algebraïsche reconstructietechnieken (ART) en/of gelijktijdige algebraïsche reconstructietechnieken (SART) worden gebruikt. Typisch worden ART-algoritmen gebruikt om aanzichtprojectiereeksen te reconstrueren, doch deze hebben de neiging om rekentechnisch inefficiënt te zijn. Halve-aftastings- of volledige-aftastingsreconstructies kunnen worden toegepast. Aangezien de beelden 152 en 154 gereconstrueerd 150 kunnen worden onder gebruikmaking van een onvolledige reeks van aanzichten, zullen aliaseringsartefacten aanwezig zijn, in het bijzonder in de omtreksrand van het gezichtsveld van de aftasting (SFOV).

In een alternatieve uitvoeringsvorm bevat de werkwijze 120 het combineren 160 van de oneven hoge-energieprojectiegegevens en de oorspronkelijke even hoge-energieprojectiegegevens om een volledige reeks (zowel oneven als even projecties) van aanzichtaliaseringsartefact-gecompenseerde projectiegegevens 162 bij de hoge energie te creëren. In één uitvoeringsvorm wordt als een alternatief voor de werkwijzestap 156 een beeldreconstructie 164 uitgevoerd op de volledige reeks van hoge-energieprojectiegegevens 162 om de volledige reeks van hoge-energiebeeldgegevens 158 te creëren. De werkwijze 120 kan optioneel het uitvoeren van een nabewerking 166 op de volledige reeks van hoge-ener-

giebeeldgegevens 158 bevatten, zoals, doch daartoe niet beperkt, ruis-reductie en randverbetering. In één uitvoeringsvorm worden de volledige reeks van hoge-energiebeeldgegevens 158 en de volledige reeks van lage-energiebeeldgegevens 140 ingevoerd in een nabewerkingsontbinding
5 168 en zijn de resulterende basismateriaalbeelden 170 vervolgens beschikbaar voor optionele nabewerking en weergave voor de waarnemer.

In een alternatieve uitvoeringsvorm worden de volledige reeks van hoge-energieprojectiegegevens 162 en de volledige reeks van lage-energieprojectiegegevens 144 ingevoerd 172 in een voorreconstructie
10 MECT ontbindingsalgoritme 174 en vervolgens gereconstrueerd 176. De resulterende basismateriaalbeelden 170 zijn vervolgens beschikbaar voor optionele nabewerking en weergave voor de waarnemer.

Indien het beeldreconstructieproces lineair is, zoals een FBP-algoritme, volgt er met betrekking tot beeldreconstructie, dat
15 een combinatie van uit oneven en even projecties gereconstrueerde beelden equivalent is aan het combineren van oneven- en even-bemonsterde projecties gevolgd door een reconstructie van de volledige gegevensreeks.

Er dient opgemerkt te worden, dat de werkwijze 60 en de werkwijze 120 twee mogelijkheden zijn van het combineren van "interleaved" multi-energiegegevens om minimalisering van bundelverharding en aanzichtaliaseringsartefacten uit te voeren. Deze en andere soortgelijke werkwijzen of delen daarvan kunnen onder gebruikmaking van iteratietechnieken worden uitgebreid.

25 Merk op, dat de keuze tussen de werkwijze 60 en de werkwijze 120 een juiste evaluatie van noodzakelijke systeemcompromissen volgt, zoals verwerkingstijd, geheugenvoorwaarden voor algoritmeprestaties en beschouwing van de specifieke voorwaarde van de beeldvormingstaak of diagnostische taak. Bijvoorbeeld kan een bepaalde diagnostische taak
30 de weergave van CT-beelden in aanvulling op de basismateriaalbeelden vereisen. De keuze tussen de werkwijze 60 en de werkwijze 120 bepaalt de onmiddellijke beschikbaarheid, het type en de kwaliteit van CT-uitgangsbbeelden.

Merk op, dat de hierboven beschreven technieken eveneens een
35 optimalisatie tussen het verworven aantal aanzichten en het gebruikte aantal energieën vereisen. Om beelden met hoge ruimtelijke resolutie te verwerven, zal men een minimale aanzichtaliasering en een minimaal aantal energieniveaus in de verwerving wensen. Om de bundelverhardingscorrectie en weefselkarakterisering te optimaliseren zal men zo-
40 veel mogelijk verschillende energieverwervingen vereisen. Derhalve kan

dezelfde algemene aanpak genomen worden, doch kan het modulatie- en correctieschema gevarieerd worden om te voldoen aan de specifieke voorwaarde van de beeldvormingstaak of diagnostische taak.

Hoewel de uitvinding in termen van verschillende specifieke
5 uitvoeringsvormen is beschreven, zal de vakman onderkennen, dat de uitvinding met modificaties binnen de gedachte en het kader van de conclusies kan worden uitgevoerd.

C O N C L U S I E S

1. Multi-energie computertomografie (MECT) systeem (10), omvat-
tende:

ten minste één stralingsbron (14);

ten minste één stralingsdetector (18); en

5 een operationeel met de ten minste ene stralingsbron en de ten
minste ene stralingsdetector verbonden computer (36), die is inge-
richt om:

eerste-energiespectrumgegevens voor een aftasting van een
voorwerp (22) te ontvangen;

10 tweede-energiespectrumgegevens voor een aftasting van het
voorwerp te ontvangen, waarbij het tweede energiespectrum verschilt
van het eerste energiespectrum;

de tweede-energiespectrumgegevens in eerste-energiespectrumge-
gevens om te zetten;

15 ten minste één eerste-energiebeeld te reconstrueren onder ge-
bruikmaking van de eerste-energiespectrumgegevens;

ten minste een omgezet eerste-energiebeeld te reconstrueren
onder gebruikmaking van de omgezette eerste-energiespectrumgegevens;
en

20 ten minste één eerste-energiebeeld met ten minste een omgezet
eerste-energiebeeld te combineren om ten minste een gecombineerd
eerste-energiebeeld te genereren.

2. MECT-systeem (10) volgens conclusie 1, waarin de computer
(36) verder is ingericht om:

25 de eerste-energiespectrumgegevens in omgezette tweede-ener-
giespectrumgegevens om te zetten;

ten minste een tweede-energiebeeld te reconstrueren onder ge-
bruikmaking van de tweede-energiespectrumgegevens;

ten minste een omgezet tweede-energiebeeld te reconstrueren
30 onder gebruikmaking van de omgezette tweede-energiespectrumgegevens;
en

ten minste een tweede-energiebeeld met ten minste een omgezet
tweede-energiebeeld te combineren om ten minste een gecombineerd
tweede-energiebeeld te genereren.

35 3. MECT-systeem (10) volgens conclusie 2, waarin de computer
(36) verder is ingericht om het gecombineerde tweede-energiebeeld en

het gecombineerde eerste-energiebeeld te ontbinden om ten minste een kwantitatief materiaalkarakteriseringsbeeld te genereren.

4. MECT-systeem (10) volgens conclusie 3, waarin de computer (36) is ingericht om ten minste één gecombineerd tweede-energiebeeld te ontbinden onder gebruikmaking van ten minste één van een Compton en foto-elektrische ontbinding, een basismateriaalontbinding (BMD), en een logaritmische aftrekwerkingsontbinding (LSD).

5. Multi-energie computertomografie (MECT) systeem (10), omvat-tende:

10 ten minste één stralingsbron (14);
 ten minste één stralingsdetector (18); en
 een operationeel met de ten minste ene stralingsbron en de ten minste ene stralingsdetector verbonden computer (36), die is ingericht om:

15 eerste-energiespectrumgegevens voor een aftasting van een voorwerp (22) te ontvangen;
 tweede-energiespectrumgegevens voor een aftasting van het voorwerp te ontvangen, waarbij het tweede energiespectrum verschilt van het eerste energiespectrum;

20 de tweede-energiespectrumgegevens in eerste-energiespectrumgegevens om te zetten; en
 de eerste-energiespectrumgegevens met de omgezette eerste-energiespectrumgegevens te combineren om gecombineerde eerste-energiespectrumgegevens te genereren.

25 6. MECT-systeem (10) volgens conclusie 5, waarin de computer (36) verder is ingericht om:

 de eerste-energiespectrumgegevens om te zetten in tweede-energiespectrumgegevens; en

 de tweede-energiespectrumgegevens met de omgezette tweede-energiespectrumgegevens te combineren om gecombineerde tweede-energiespectrumgegevens te genereren.

35 7. MECT-systeem (10) volgens conclusie 6, waarin de computer (36) verder is ingericht om de gecombineerde eerste-energiespectrumgegevens en de gecombineerde tweede-energiespectrumgegevens te ontbinden om ten minste een kwantitatief materiaalkarakteriseringsbeeld te genereren.

8. MECT-systeem (10) volgens conclusie 6 of 7, waarin de computer (36) verder is ingericht om ten minste een gecombineerd eer-

ste-energiebeeld te reconstrueren onder gebruikmaking van de gecombineerde eerste-energiespectrumgegevens.

9. MECT-systeem (10) volgens conclusie 8, waarin de computer (36) verder is ingericht om ten minste een gecombineerd tweede-energiebeeld te reconstrueren onder gebruikmaking van de gecombineerde tweede-energiespectrumgegevens.

10. MECT-systeem (10) volgens conclusie 9, waarin de computer (36) verder is ingericht om het gecombineerde eerste-energiebeeld en het gecombineerde tweede-energiebeeld te ontbinden om ten minste een kwantitatief materiaalkarakteriseringsbeeld te genereren.

11. MECT-systeem (10) volgens elk van de conclusies 7-10, waarin de computer (36) verder is ingericht om de gecombineerde eerste- en tweede-energiespectrumgegevens te ontbinden onder gebruikmaking van ten minste één van een Compton en foto-elektrische ontbinding, een basismateriaalontbinding (BMD), en een logaritmische aftrekbewerkingsontbinding (LSD).

12. MECT-systeem (10) volgens conclusie 10 of 11, waarin de computer (36) is ingericht om de gecombineerde eerste- en tweede-energiebeelden te ontbinden onder gebruikmaking van ten minste één van een Compton en foto-elektrische ontbinding, een basismateriaalontbinding (BMD), en een logaritmische aftrekbewerkingsontbinding (LSD).

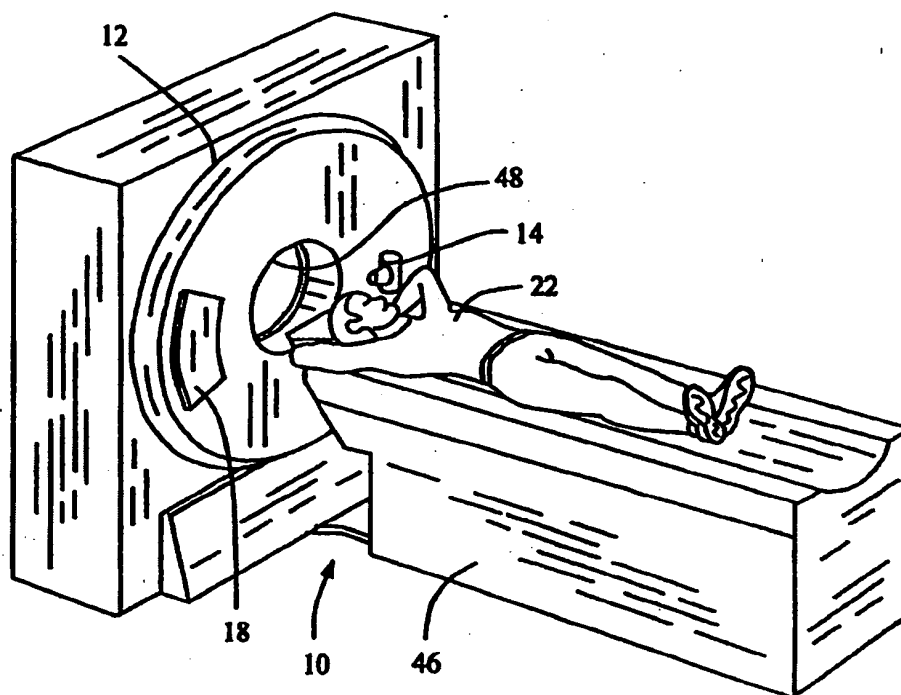


FIG. 1

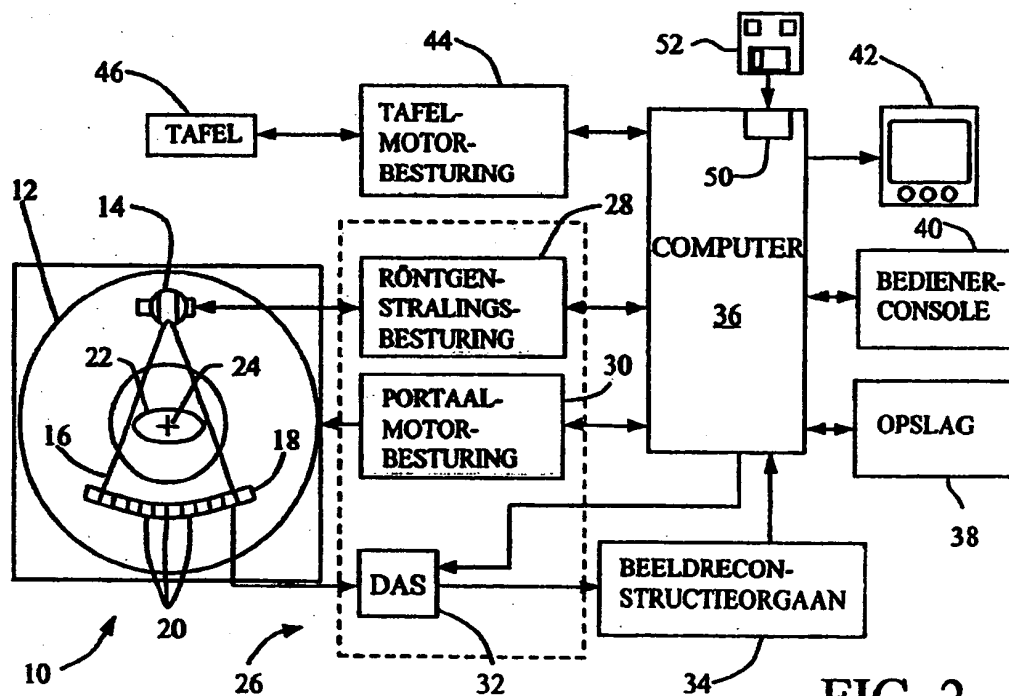
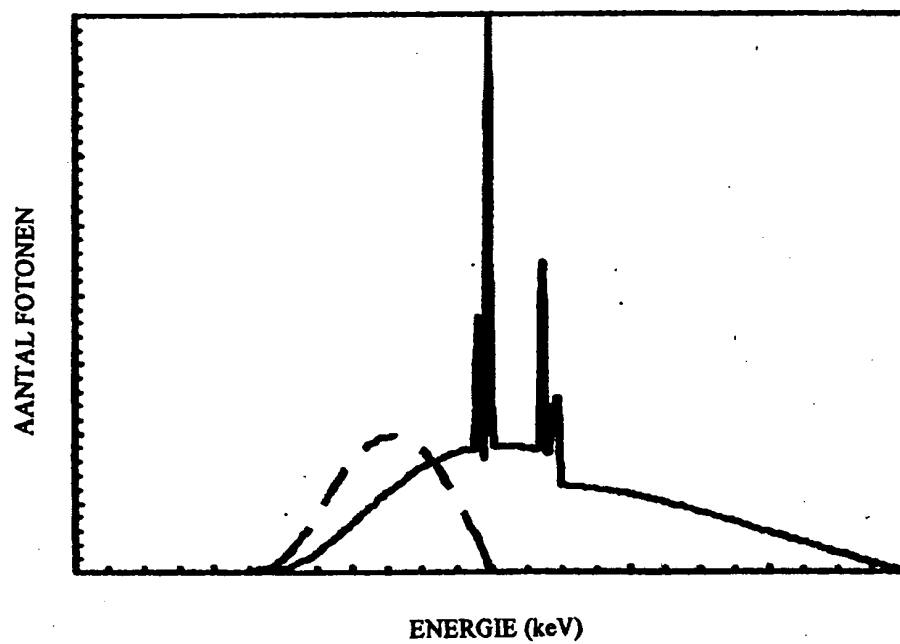
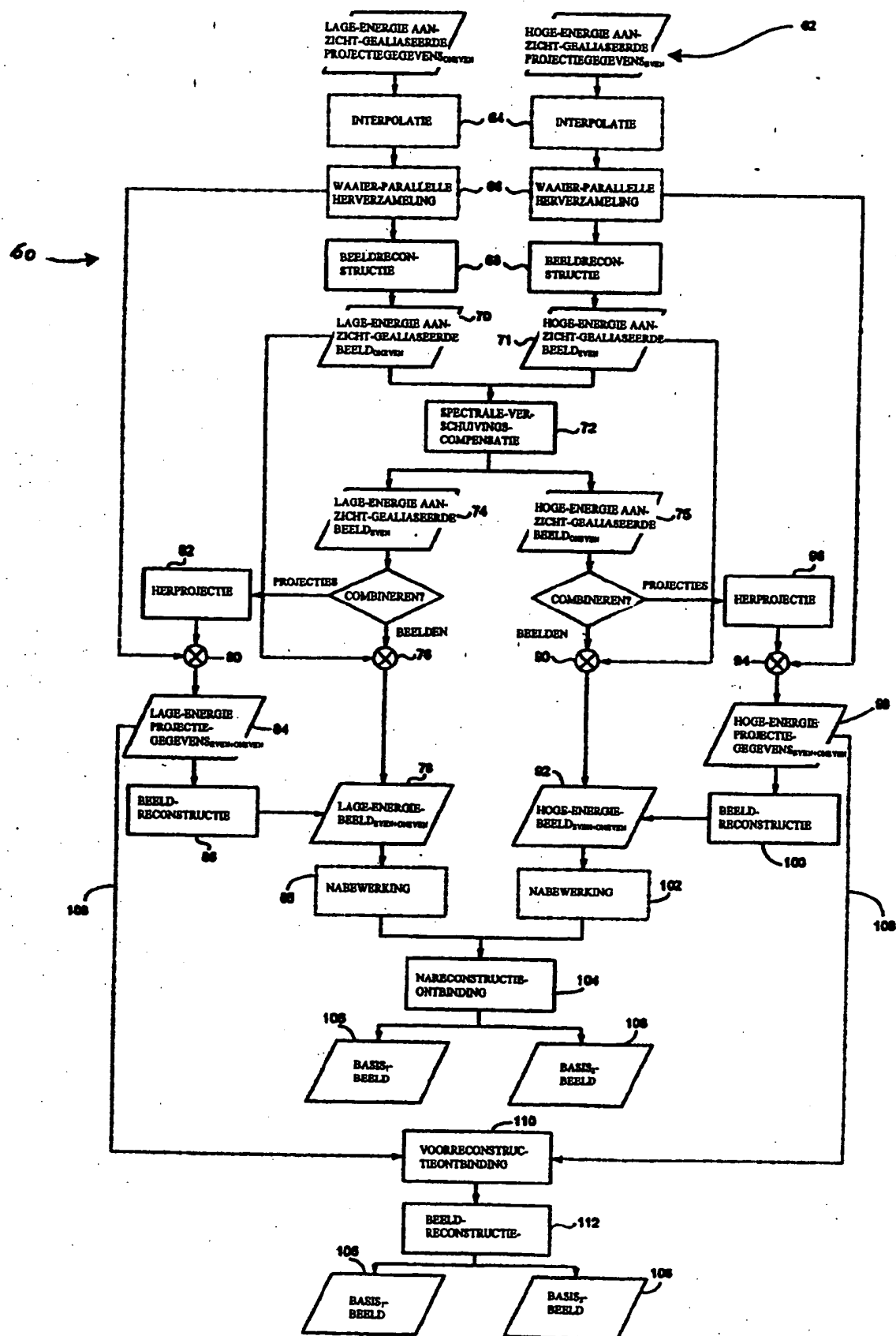


FIG. 2



GRAFIEK VAN TWEE WOLFRAAMANODERÖNTGENSTRALINGSSPECTRA

Fig. 3



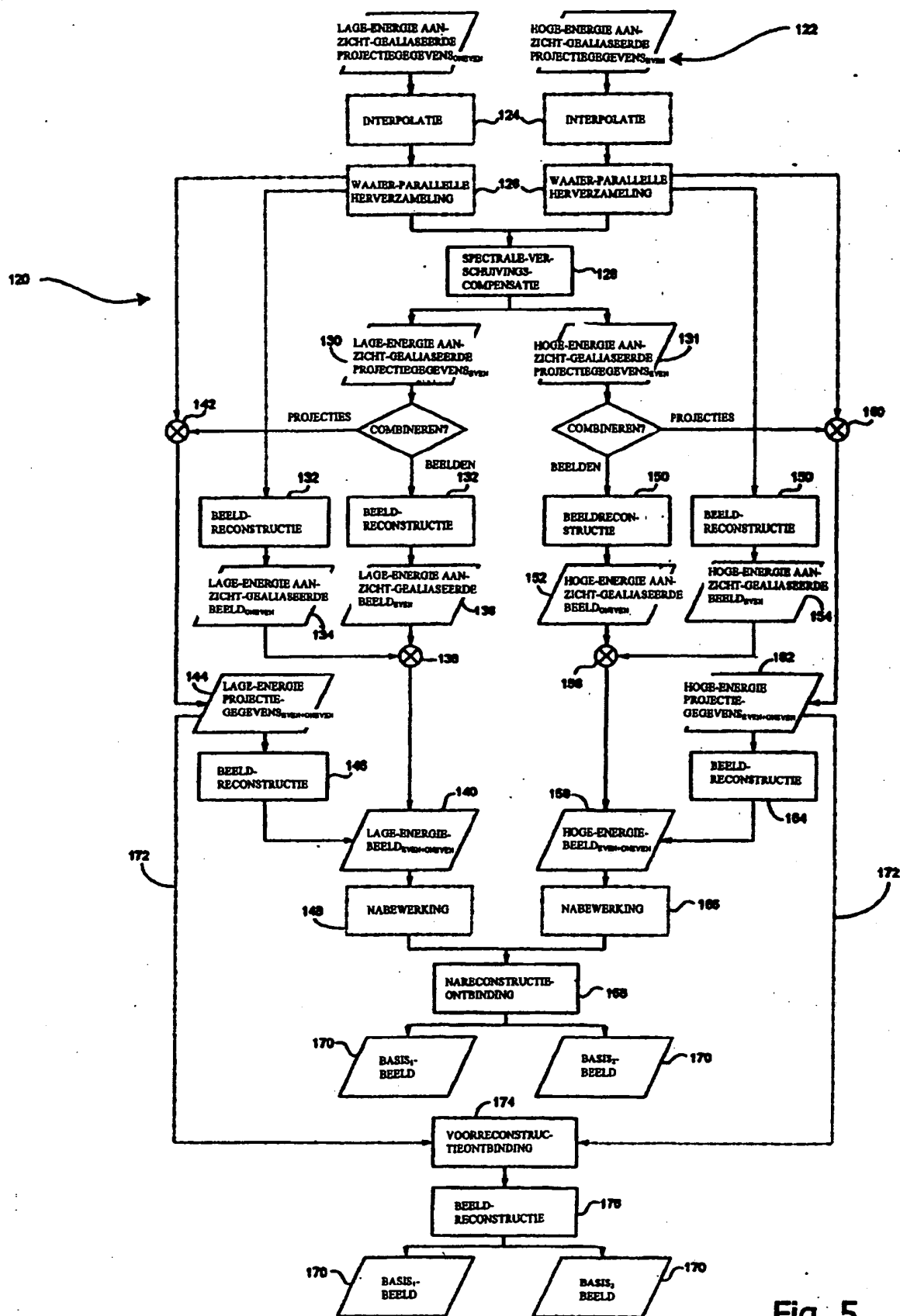


Fig. 5



RAPPORT BETREFFENDE HET ONDERZOEK NAAR DE STAND VAN DE TECHNIEK

Octroolaanvraag Nr.:

NO 135363

NL 1024888

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 4 029 963 A (ALVAREZ ET AL) 14 juni 1977 (1977-06-14) * het gehele document *	1,5	A61B6/03
			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 24 Februari 2005	Vooronderzoeker (EOB) Manscot, J
CATEGORIE VAN DE VERMEDELDE 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			

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

NO 135363
NL 1024888

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

24-02-2005

In het rapport genoemd octroolgeschrift	Datum van publicatie	Overeenkomend(e) geschrift(en)	Datum van publicatie
US 4029963 A	14-06-1977	AU 502693 B2	02-08-1979
		AU 2742077 A	01-02-1979
		BE 857256 A1	30-01-1978
		CA 1119734 A1	09-03-1982
		DE 2733586 A1	02-02-1978
		FR 2359595 A1	24-02-1978
		GB 1589592 A	13-05-1981
		JP 1466945 C	10-11-1988
		JP 53017291 A	17-02-1978
		JP 63014984 B	02-04-1988
		NL 7708332 A , B,	01-02-1978