

(19)



Bureau voor de
Industriële Eigendom
Nederland

(11) 1024930

(12) C OCTROOI²⁰

(21) Aanvraag om octrooi: 1024930

(51) Int.Cl.⁷
A61B6/03, G06T11/00

(22) Ingediend: 03.12.2003

(30) Voorrang:
23.12.2002 US 10/248171

(41) Ingeschreven:
24.06.2004 I.E. 2004/09

(47) Dagtekening:
10.12.2004

(45) Uitgegeven:
01.02.2005 I.E. 2005/02

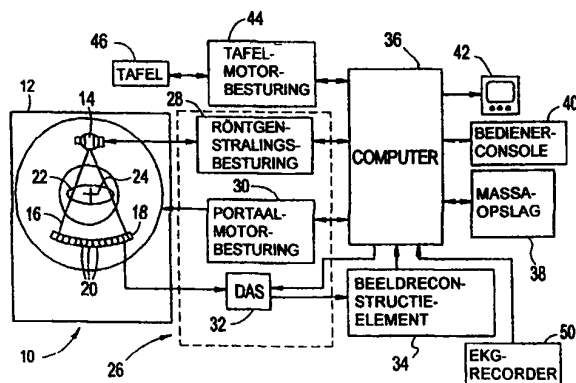
(73) Octrooihouder(s):
GE Medical Systems Global Technology
Company, LLC te Waukesha, Wisconsin,
Verenigde Staten van Amerika (US).

(72) Uitvinder(s):
John Londt te Fort Wayne, Indiana (US)
Tin-su Pan te Brookfield, Wisconsin (US)
Darin R. Okerlund te Muskego, Wisconsin (US)

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

(54) **Spiraalvormige hartaftasting met grote pitch en met uitgebreide reconstructievensters.**

(57) Een werkwijze (200) voor beeldreconstructie en het reduceren van aan een patiënt toe te voeren stralingsdosis, en een beeldvormingssysteem (10) voor het bewerkstelligen van deze werkwijze, bevat het selecteren van een primaire fase (134, 162) van een hartcyclus en het berekenen van compromisfasegebieden (142, 144, 146, 148, 170, 172) op basis van een geselecteerde compromisfasewaarde. Indien de beeldpositie in de primaire fase (134, 162) is gelegen, wordt een beeld in de primaire fase (13, 162) gegenereerd. Indien de beeldpositie niet in de primaire fase (134, 162) is gelegen, doch in een compromisfasegebied (142, 144, 146, 148, 170, 172), wordt een beeld gegenereerd in het compromisfasegebied (142, 144, 146, 148, 170, 172).



NL C 1024930

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

Korte aanduiding: Spiraalvormige hartaftasting met grote pitch en met uitgebreide reconstructievensters.

De uitvinding heeft betrekking op werkwijzen en inrichtingen voor het reconstrueren van computertomografie("CT")beelden en meer in het bijzonder heeft de uitvinding betrekking op werkwijzen en inrichtingen voor het reduceren van de aan een patiënt toe te voeren stralingsdosis tijdens het vormen van een beeld van het hart.

In ten minste één bekende computertomografie("CT")afbeeldingssysteemconfiguratie projecteert een röntgenstralingsbron een waaier-vormige bundel, die gecollimeerd wordt om binnen een X-Y vlak van een Carthesiaans coördinatensysteem te liggen en die in het algemeen als een "afbeeldingsvlak" wordt aangeduid. De röntgenstralingsbundel gaat door een af te beelden voorwerp, zoals een patiënt. Na door het voorwerp te zijn verzwakt treft de bundel een reeks van stralingsdetectoren. De intensiteit van de op de detectorreeks ontvangen verzwakte stralingsbundel is afhankelijk van de door het voorwerp veroorzaakte verzwakking van een röntgenstralingsbundel. Elk detectorelement van de reeks produceert een afzonderlijk elektrisch signaal, dat een meting van de bundelintensiteit op de detectorlocatie is. De resultaten van de intensiteitsmetingen van alle detectoren worden gescheiden verzameld om een doorlaatprofiel te produceren.

In bekende CT-systemen van de derde generatie worden de röntgenstralingsbron en de detectorreeks met een portaal in het afbeeldingsvlak en rond het af te beelden voorwerp geroteerd, zodat de hoek, waaronder de röntgenstralingsbundel het voorwerp snijdt, constant verandert. Een groep van röntgenstralingverzwakkingsmetingen, d.w.z. projectiegegevens, afkomstig van de detectorreeks bij één portaalhoek, wordt als een "aanzicht" aangeduid. Een "aftasting" van het voorwerp omvat een reeks van onder verschillende portaalhoeken of kijkhoeken gemaakte aanzichten tijdens één omwenteling van de stralingsbron en de detector. In een axiale aftasting wordt het afgetaste voorwerp niet verplaatst en worden de projectiegegevens bewerkt om een beeld, dat correspondeert met een tweedimensionele plak van het voorwerp, te reconstrueren. Een werkwijze voor het reconstrueren van een beeld uit een reeks van projectiegegevens wordt in de techniek als de gefilterde terugprojectietechniek aangeduid. Dit proces zet de verzwakkingsmetingen

van een aftasting om in gehele getallen, "CT-getallen" of "Hounsfield-eenheden" genoemd, die worden gebruikt om de helderheid van een corresponderend pixel op een kathodestraalbuisweergave te regelen.

Spiraalvormige aftasting wordt in sommige CT-beeldvormingssys-
5 temen gebruikt, alsook multi-plakdetectoren. Tijdens spiraalvormige
aftastingen is een patiënt op een bewegende tafel geplaatst, welke ta-
fel de patiënt door een opening in het roterende portaal transpor-
teert. De bewegingsrichting is aangeduid als de Z-as van het beeldvor-
mingssysteem en een multi-plakdetector van een dergelijk systeem heeft
10 meerdere evenwijdige rijen van detectorelementen. De rijen zelf zijn
in de Z-richting gestapeld, zodat door elke rij verworven projectiege-
gevens corresponderen met een "plak" van een patiënt. Voor axiale af-
tastingen staat het vlak van elke plak loodrecht op de Z-as wanneer
een axiale aftasting wordt uitgevoerd. De detectorelementen van aan
15 elkaar grenzende rijen van bekende multi-plakdetectorreksen raken el-
kaar en worden gekenmerkt door een tussenruimteafstand tussen hun mid-
dens. Wanneer een spiraalvormige aftasting wordt uitgevoerd, beweegt
de tafel over een selecteerbare afstand tijdens één portaalrotatie. De
verhouding van de beweging in de Z-asrichting en de tussenruimte in de
20 Z-asrichting tussen de middens van de detectorelementen in elke rij
tijdens één portaalrotatie is gedefinieerd als de "spiraalpitch", die
een gegeven aftasting karakteriseert. (Voor een detectorreeks met een
enkele rij is de tussenruimte in de Z-asrichting vervangen door de
dikte van de enkele rij in de Z-asrichting).

25 Tijdens een spiraalvormige aftasting worden projectiegegevens
verzameld tijdens het transport van de patiënt door het roterende por-
taal heen. Met geschikte beeldreconstructietechnieken verschaffen spi-
raalvormige aftastingen een relatief efficiënte wijze van het afbeel-
den van een volume van een patiënt, welk volume langs de Z-as een
30 dikte heeft die groter is dan de gecombineerde dikte van de rijen van
een multi-plakdetector.

In sommige CT-beeldvormingstoepassingen, zoals het vormen van
een beeld van het hart, is een af te beelden lichaamsdeel niet statio-
nair. In het geval van het vormen van een beeld van het hart, is het
35 noodzakelijk om EKG-poortwerking te gebruiken om beelden met gegevens
uit een bepaalde fase van een hartcyclus te reconstrueren. Het afbeel-
den van een geheel hart vereist echter typisch het aftasten van een
patiëntvolume met een dikte van 12 cm, hetgeen tamelijk groot is in
relatie tot de totale dikte, die door middel van bekende multi-plak

CT-detectorreeksen kan worden afgebeeld. Bovendien zijn van een voldoende bereik van kijkhoeken afkomstige projectiegegevens vereist voor CT-beeldreconstructie van een geselecteerde hartcyclusfase. Deze eisen werken reducerend op de maximale spiraalpitch, die voor hartaftasting
5 gebruikt kan worden. Bij een spiraalvormige aftasting met kleine pitch kan het echter moeilijk zijn voor een patiënt om zijn of haar adem lang genoeg in te houden tijdens de aftasting om extra beweging van het lichaam te voorkomen, welke extra beweging de resolutie van de gereconstrueerde beelden zou kunnen reduceren.

10 Aangezien kleine pitches zich direct vertalen in langere aftasttijden, wordt bovendien de aan de patiënt toegevoerde stralingsdosis verhoogd.

 Fig. 1 toont een overzicht van een EKG-gepoorte reconstructie. De figuur toont de basis van het reconstrueren van EKG-gepoorte beelden uit een spiraalvormige aftasting. De beelden worden gegenereerd
15 uit gebieden van de continue aanzichtstroom, hartcycli genoemd. Deze cycli worden onder gebruikmaking van het EKG-sigitaal gekozen om de hoeveelheid bewegingsartefact in de beelden te reduceren. Er dient opgemerkt te worden, dat de spiraalvormige aftasting met kleine pitch
20 voorziet in een continue aanzichtstroom, doch dat slechts geselecteerde gebieden van de continue aanzichtstroom, welke gebieden corresponderen met een lage-bewegingstoestand van het hart, worden voor beeldreconstructie gebruikt.

 Fig. 2 toont een hartcyclus van een EKG-sigitaal golfvorm die een
25 systole toestand of periode en een diastole toestand of periode van het hart bevat. De met Q, R en S aangegeven delen van het EKG-sigitaal worden als het QRS-complex aangeduid, waarin het R-kenmerk of de R-golf het meest prominente kenmerk met hoogste amplitude van het totale EKG-sigitaal is. De hartcyclus is typisch gedefinieerd als beginnende
30 met een R-golf en continuerend tot het optreden van een volgende R-golf. EKG-poortwerking selecteert tijden, waarin een goed beeld van het hart beschikbaar is. Een EKG-machine is met een patiënt verbonden. Een hartcyclusperiode wordt bijvoorbeeld bepaald als een tijdsperiode tussen R-pieken van het EKG. Gebruikmakend van een R-piek als referentie en de bepaalde hartcyclusperiode, wordt beeldverwerving tijdens
35 een aftasting gepoort, zodat beeldgegevens slechts gedurende perioden van een hartcyclus, waarin het hart nagenoeg stationair is, worden verworven. Fig. 2 toont de faselocatie van een gepoorte reconstructie binnen het R-tot-R interval. Fig. 2 toont de wijze waarop een recon-

structievenster langs de EKG-golfvorm verschuift wanneer de fase van het venster wordt vergroot of verkleind. Merk op, dat het toestaan van verandering van de fase het reconstructievenster kan verplaatsen naar een gebied, waarin meer beweging is, zoals de systolische fase.

- 5 Het huidige spiraalvormige hartaftastprotocol en algoritme zijn geoptimaliseerd met betrekking tot een nauwkeurige hartfaselokaliser-
ring en niet met betrekking tot reductie van de verwervingstijd of
stralingsdosis. Bij het algoritme treden andere problemen op, wanneer
10 de hartslag van een patiënt aanzienlijk afneemt tijdens een hartaftas-
ting of wanneer een technicus een onjuiste pitch voorschrijft of wan-
neer de EKG-poortwerkingsprogrammatuur een R-piek niet correct detec-
teert. Indien één van deze problemen zich voordoet, kunnen er leemten
in de hartgegevens voor een gegeven R-tot-R fase aanwezig zijn en wor-
den de in deze gegevensleemten gegenereerde beelden op dit moment niet
15 EKG-gepoort en hebben deze beelden in het algemeen een slechte beeld-
kwaliteit, aangezien de beweging van het hart niet bevroren is.

- De hierboven toegelichte en andere nadelen en tekortkomingen
worden overwonnen of verzacht door middel van een werkwijze van het
reconstrueren van hartbeelden, welke werkwijze het ontvangen van in-
20 formatie, die een primaire fase binnen een hartcyclus selecteert, het
ontvangen van informatie, die een fasecompromiswaarde selecteert, het
onder gebruikmaking van de fasecompromiswaarde berekenen van gebieden
met een fasecompromis, het bepalen of een beeldpositie zich in de pri-
maire fase bevindt, het genereren van een beeld in de primaire fase,
25 indien de beeldpositie zich in de primaire fase bevindt, en het gene-
reren van een beeld in een compromisfase, indien de beeldpositie zich
niet in de primaire fase bevindt, doch in de gebieden met compromis-
fase, bevat.

- In een andere uitvoering is een computertomografisch beeldvor-
30 mingssysteem voor het reconstrueren van hartbeelden, welk systeem een
aantal detectorrijen en een roterend portaal bevat, ingericht om een
patiënt bij een geselecteerde spiraalvormige aftastpitch af te tasten,
projectiegegevens van de patiënt, bevattende het hart van de patiënt,
van het aantal detectorrijen te verwerven, een primaire fase van een
35 hartcyclus van de patiënt aan te nemen voor beeldreconstructie, waarin
het hart meer bewegingsloos is dan in andere delen van de hartcyclus,
een compromisfase te berekenen en beelden in de primaire fase te re-
construeren, wanneer de beeldlocaties zich in de primaire fase bevin-
den, en beelden in de compromisfase te reconstrueren, indien de posi-

tie van de beeldlocaties zich niet in de primaire fase doch in de compromisfase bevindt.

In een andere uitvoering bevat een met een op een machine leesbare computerprogrammacode voor het reconstrueren van hartbeelden ge-
5 codeerd opslagmedium instructies voor het een computer doen uitvoeren van een werkwijze, welke werkwijze het ontvangen van informatie, die een primaire fase binnen een hartcyclus selecteert, het ontvangen van informatie, die een fasecompromiswaarde selecteert, het onder gebruik-
10 making van de fasecompromiswaarde berekenen van gebieden met een fasecompromis, het bepalen of een beeldpositie zich in de primaire fase bevindt, het genereren van een beeld in de primaire fase, indien de beeldpositie zich in de primaire fase bevindt, en het genereren van een beeld in een compromisfase, indien de beeldpositie zich niet in de primaire fase bevindt, doch in de gebieden met compromisfase, bevat.

15 In een andere uitvoering, een computertomografisch beeldvormingssysteem voor het reconstrueren van hartbeelden, bevat het beeldvormingssysteem, dat een aantal detectorrijen en een roterend portaal heeft, middelen voor het aftasten van een patiënt bij een geselecteerde spiraalvormige aftastingspitch, middelen voor het van het aantal
20 detectorrijen verwerven van projectiegegevens van de patiënt, bevattende het hart van de patiënt, middelen voor het aannemen van een primaire fase van een hartcyclus van de patiënt voor beeldreconstructie, in welke fase het hart meer bewegingsloos is dan in andere delen van de hartcyclus, middelen voor het berekenen van een compromisfase en
25 middelen voor het reconstrueren van beelden in de primaire fase, wanneer de beeldlocaties zich in de primaire fase bevinden, en middelen voor het reconstrueren van beelden in de compromisfase, indien de positie van de beeldlocaties zich niet in de primaire fase maar in de compromisfase bevindt.

30 In een andere uitvoering bevat een werkwijze van het onder gebruikmaking van een computertomografisch beeldvormingssysteem reconstrueren van hartbeelden het ontvangen van informatie, die een primaire fase binnen een hartcyclus selecteert, het ontvangen van informatie, die een fasecompromiswaarde selecteert, het onder gebruikmaking
35 van de fasecompromiswaarde berekenen van gebieden met een compromisfase, het selecteren van een spiraalvormige aftastingspitch voor het aftasten van een patiënt, het aftasten van de patiënt, bevattende het hart van de patiënt, met een computertomografisch beeldvormingssysteem, dat een aantal detectorrijen en een roterend portaal heeft, om

projectiegegevens van het aantal detectorrijen te verwerven, het bepalen of een beeldpositie zich in de primaire fase bevindt, het genereren van een beeld in de primaire fase, indien de beeldpositie zich in de primaire fase bevindt, en het genereren van een beeld in een compromisfase, indien de beeldpositie zich niet in de primaire fase doch in de gebieden met compromisfase bevindt.

In een andere uitvoering bevat een werkwijze voor het reduceren van een tijdens een computertomografische beeldvormingssessie aan een patiënt toegediende stralingsdosis het vergroten van een spiraalvormige aftastingspitch voor het aftasten van een patiënt en het uitbreiden van een reconstructievenster rond een primaire fase voor beeldreconstructie.

De hierboven toegelichte en andere kenmerken en voordelen van de uitvinding zullen voor de vakman duidelijk worden uit de volgende gedetailleerde beschrijving en tekeningen.

Fig. 1 toont een diagram van een bekende EKG-gepoorte reconstructie;

fig. 2 toont een diagram van een bekende faselocatie voor gepoorte constructie;

fig. 3 toont een illustratief aanzicht van een CT-beeldvormingssysteem;

fig. 4 toont een blokschema van het in fig. 1 getoonde systeem;

fig. 5 toont een grafiek van een hartreconstructiealgoritme;

fig. 6 toont een grafiek van een hartreconstructiealgoritme, dat uitgebreide reconstructievensters gebruikt;

fig. 7 toont een grafiek van de pitch uitgezet tegen hartslag voor twee verschillende hartsegmentalgoritmen;

fig. 8 toont een uitgebreid reconstructievenster;

fig. 9 toont gebieden met compromisfase van uitgebreide reconstructievensters; en

fig. 10 toont een stroomschema van een hartsegmentalgoritme.

Er wordt nu verwezen naar fig. 3 en 4, waarin een computertomografie ("CT") beeldvormingssysteem 10, dat een voor een "derde generatie" CT-scanner representatief portaal 12 bevat, is weergegeven. 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 detectorelementen 20, die tezamen de door een voorwerp 22, bijvoorbeeld een medische patiënt, heengaande geprojecteerde röntgenstralen

waarnemen. Elk detectorelement 20 produceert een elektrisch signaal, dat de intensiteit van een daarop invallende röntgenstralingsbundel representeert en daardoor de verzwakking van de bundel wanneer deze door de patiënt 22 heen gaat. Tijdens een aftasting voor het verwerven
5 van röntgenstralingsprojectiegegevens draaien het portaal 12 en de daarop gemonteerde componenten rond een rotatiecentrum 24. De detectorreeks 18 kan in een enkelvoudig-plak of meervoudige-plak configuratie vervaardigd zijn. In een meervoudige-plak configuratie heeft de detectorreeks 18 een aantal rijen detectorelementen 20, waarvan er in
10 fig. 4 slechts één is weergegeven.

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
15 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 detectorelementen 20 afkomstige analoge gegevens en zet de gegevens om in digitale signalen voor daaropvolgende verwerking. Een beeldreconstructie-element
20 34 ontvangt de bemonsterde en gedigitaliseerde röntgenstralingsgegevens van DAS 32 en voert een beeldreconstructie met hoge snelheid uit. Het gereconstrueerde beeld wordt toegevoerd als een invoer aan een computer 36, die het beeld in een massaopslaginrichting 38 opslaat.

De computer 36 ontvangt ook commando's en aftastparameters van
25 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
30 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
35 portaalopening 48 heen. De bewegingsrichting van de tafel definieert de Z-as van het beeldvormingssysteem 10. De meerdere rijen van de detectorreeks 18 zijn in de Z-asrichting zodanig gestapeld, dat tijdens een axiale aftasting projectiegegevens worden verworven van een aantal evenwijdige plakken van een volume van de patiënt 22. De evenwijdige

plakken definiëren vlakken, die loodrecht staan op de Z-richting, wanneer een axiale aftasting wordt uitgevoerd. Voor een spiraalvormige aftasting wordt een spiraalpitch bepaald, welke spiraalpitch een functie van de geselecteerde waarden of standaardwaarden is. De reconstructie verkrijgt vervolgens een reeks van beelden van het begin van de aftasting met de gespecificeerde fase of standaardfase en overlap. De aldus gereconstrueerde reeks van beelden dient een geheel hart zonder enige leemte te bestrijken.

Zoals is weergegeven in fig. 5, toont een grafiek 100 de primaire fase 110 van reconstructievensters 106, 108 afgebeeld met betrekking tot tijd versus afstand in de Z-richting. Fig. 5 laat de wijze zien waarop het huidige reconstructiealgoritme een aanzienlijke overlap van de hartreconstructievensters 106, 108 heeft, die de gebieden zijn, welke de door elke hartcyclus bestreken afstand in z tonen.

Het overlappen van reconstructievensters wordt uitgevoerd, zodat beelden gereconstrueerd kunnen worden als kortere tijdelijke resolutie, hetgeen van twee of meer overlappende hartcycli afkomstige informatie vereist. Daarom zijn overlappende reconstructie("recon")vensters noodzakelijk voor multi-sector hartreconstructie, zoals bij GE Medical Systems verkrijgbare Snapshot Burst beeldreconstructie, doch zijn niet noodzakelijk voor beeldreconstructie, die slechts gegevens van één hartcyclus gebruikt om een beeld te reconstrueren, zoals bij GE Medical Systems verkrijgbare Snapshot Segment beeldreconstructie. De in fig. 5 weergegeven voorbeeldgrafiek veronderstelt een pitch van 0,300. De pitch kan gedefinieerd worden met betrekking tot totale röntgenstralingscollimatie (x), of individuele-detectorbreedte (d), waarin $x = d_1 + d_2 + d_3 + \dots + d_n$, waarin n = aantal detectoren in de röntgenstralingsbundelbreedte.

$Pitch_x = \text{tafelverplaatsing} / \text{röntgenstralingsbundelbreedte}$

$Pitch_d = \text{tafelverplaatsing} / \text{detectorbreedte}$

De tafelverplaatsing wordt gemeten in de Z-richting. Hoewel beide definities bruikbaar zijn, is in dit voorbeeld de pitch gedefinieerd in het licht van een volle (multi-plak) detectorbreedte, d.w.z. $Pitch_x$. De in fig. 5 weergegeven voorbeeldgrafiek veronderstelt verder een fasecompromis 14 van 0,0, fase 116 van 70 en slagen per minuut ("BPM") 118 van de patiënt van 45.

Het door middel van een voorbeeldresultaat in fig. 5 gedemonstreerde huidige algoritme kan beelden in Z-locaties voorbij het midden van de einddetectoren reconstrueren, welke artefacten in de

op deze locaties gegenereerde beelden kunnen introduceren. Het huidige algoritme doet dit om het bestrijktingsgebied te vergroten en omdat slechts de op of nabij de rand van een reconstructievenster gegenereerde beelden worden beïnvloed, zodat de effecten op de totale beeldkwaliteit klein zijn.

Voor de hierin geopenbaarde werkwijze en het algoritme kunnen de op patiënten uitgevoerde hartaftastingen bij grotere pitches worden uitgevoerd om de aftasttijd en de aan de patiënt toegevoerde stralingsdosis te verkleinen, in het bijzonder voor toepassingen, zoals cardiovasculaire beeldvorming, waarin er minder beweging als gevolg van het pompende hart aanwezig is. Zoals hierboven is toegelicht, treden andere problemen bij het bekende algoritme op, wanneer de hartslag van een patiënt aanzienlijk afneemt tijdens een hartaftasting of indien een technicus een onjuiste pitch voorschrijft of indien de EKG-poortwerkingsprogrammatuur een R-piek niet correct detecteert. Indien één van deze problemen optreedt, kunnen er leemten in de hartgegevens voor een gegeven R-tot-R fase optreden en worden de in deze gegevensleemten gegenereerde beelden op dit moment niet EKG-gepoort en deze beelden hebben in het algemeen een slechte beeldkwaliteit, omdat de beweging van het hart niet bevroren is. De hierin geopenbaarde techniek verbetert de beeldkwaliteit voor in deze leemten geproduceerde beelden door middel van het produceren van ge-poorte beelden en maakt het mogelijk dat patiënten bij grotere pitches worden afgetast, waardoor de aftasttijd en de aan de patiënt toegevoerde stralingsdosis worden verminderd. Het nieuwe algoritme van spiraalvormige hartaftasting met grote pitch houdt bij voorkeur bovendien rekening met einddetectoren en de daarbij behorende artefacten, aangezien meer beelden aan de rand van een reconstructievenster worden gegenereerd.

Onder verwijzing naar fig. 6 heeft het voorgestelde nieuwe algoritme, zoals hieronder verder beschreven zal worden, aanzienlijke voordelen ten opzichte van het bestaande algoritme, bevattende de vermindering van de aan de patiënt toegevoerde stralingsdosis. Een grotere pitch leidt tot kortere aftasttijden, hetgeen leidt tot een verminderde stralingsdosis of blootstelling aan röntgenstralen. De gewijzigde grafiek 130 zet uitgebreide reconstructievensters 136, 138 met betrekking tot de tijd 102 versus de afstand 104 uit. Aangenomen wordt dat de fase 116 nog steeds 70 is en dat de BPM 118 nog steeds 45 is. De pitch 112 in fig. 6 is echter 0,398, hetgeen aanzienlijk groter is

dan de waarde 0,3, die door het in fig. 5 weergegeven algoritme wordt gebruikt. De grotere pitch vertaalt zich met de andere in fig. 6 weergegeven factoren in een stralingsdosisvermindering van ongeveer 25% ($1 - \text{huidige pitch/voorgestelde pitch} = 1 - 0,3/0,398 \approx 1 - 0,75 \approx 0,25$) en de stralingsdosisbesparingen zijn veel groter voor hogere hartslagen en/of grotere compromissen in fase. Deltafase 132 in dit voorbeeld bedraagt 10, hetgeen verwijst naar het toestaan van een keuze van 10% boven en onder de beoogde faselocatie van de hartfase voor mogelijke beeldreconstructie. Door middel van het vergroten van de hoeveelheid tijd die de bediener wenst te gebruiken, wordt ook de lengte van elk aanzichtvenster uitgebreid vanaf de continue aanzichtstroom, zoals weergegeven in fig. 1. Enige spreiding in de hartfaselocatie (het midden van het reconstructievenster) wordt derhalve toegestaan om de totale verwervingstijd en de aan de patiënt toe te voeren stralingsdosis te verkleinen. Elk uitgebreid reconstructievenster 136, 138 bevat een primaire fase 134 en voorlopende en achterlopende compromisfaselocaties 140. Dit wil zeggen, dat elk uitgebreid reconstructievenster 136, 138 een voorlopende compromisfase 142 respectievelijk 146 en een achterlopende compromisfase 144 respectievelijk 148 heeft. De compromisfasegebieden strekken zich over de lengte van elk aanzichtvenster in fig. 1 uit, echter zal slechts een klein percentage van de beelden een compromis met betrekking tot de gespecificeerde faselocatie vereisen. Voor de beelden die een compromis vereisen, zal slechts een gedeelte van de voor het maken van een dergelijk beeld gebruikte verwervingsgegevens van een gering aangepaste fase afkomstige gegevens gebruiken. Zoals is weergegeven in fig. 6 wordt typisch een kleine hoeveelheid overlap tussen de reconstructievensters gebruikt, zodat, indien de hartslag van de patiënt tijdens het onderzoek afneemt, er geen leemte in bestrijking gebied zal optreden.

De "compromis"fasen introduceren meer hartbeweging in de beelden door van een breder bereik in de hartcyclus afkomstige beelden te nemen. Een bediener maakt echter een compromis in hartfaselocatie van de beelden (en introduceert daardoor beweging in de beelden) om de afvasttijd aanzienlijk te verminderen. Beschouw als voorbeeld een 300 ms reconstructievenster (bepaald door de snelheid van de scanner) en een 60 BPM hartslag. Zonder compromis, zullen gegevens binnen een 300 ms venster worden gebruikt om een gegeven beeld te genereren. Indien een 5% fasetolerantie (d.w.z. 75% +/-5% bijvoorbeeld) toegestaan is, kan tot maximaal een aanvullende 50 ms aan elk einde van het construc-

tievenster toegestaan zijn, hetgeen een 400 ms tijdelijk venster oplevert. In de praktijk behoeft een bediener voor een gegeven beeld slechts een compromis te maken aan één einde van het venster, zodat het tijdelijke venster in dit voorbeeld maximaal 350 ms zal zijn.

5 Fig. 8 toont één volledig reconstructievenster. Een reconstructievenster is in hoofdzaak een grafische representatie waaruit een beeld met betrekking tot tijd en detectorlocatie gegenereerd kan worden. De hoogte van de box correspondeert met de voor het reconstrueren van één beeld vereiste lengte van tijd of rotatie en de x-richting is
10 de positie waarin het beeld gegenereerd kan worden en de y-richting is de faselocatie waarop de beelden gegenereerd zullen worden. De verticale afmeting van elke rechthoek representeert het tijdelijke venster. De rand van het reconstructievenster is derhalve het einde van elk van deze boxen. Het algoritme genereert bovendien geen beelden voorbij het
15 midden van de einddetectoren tot de rand van het reconstructievenster. Dit wordt gedaan opdat de op de compromisfaselocaties gegenereerde beelden een goede beeldkwaliteit zullen hebben. De voorbij het midden van de laatste detector gegenereerde beelden hebben inherent meer in het beeld geïntroduceerde ruis. Daardoor dienen deze beelden niet ge-
20 genereerd te worden tenzij dit absoluut noodzakelijk is. Het voorgestelde algoritme maakt het bovendien mogelijk om altijd gepoorte beelden te genereren. Het algoritme heeft "back-off" logica om in staat te zijn altijd een beeld te genereren ongeacht het feit of dit beeld gepoort of ongepoort is. Ongepoort is een laatste-gevalsscenario, doch
25 dit zou plaats kunnen vinden, indien de hartslag van de patiënt in een sterke mate is afgenomen. Het nieuwe algoritme zorgt voor de minimalisering van de kans dat ongepoorte beelden worden gegenereerd tijdens een systeemuitzonderingsgeval (extreme hartslagdaling, EKG-draaduitval, enz.). Het protocol dient er anderzijds voor te zorgen, dat
30 slechts gepoorte beelden kunnen worden geproduceerd. Met het bestaande algoritme is het mogelijk, dat leemten in de gegevens kunnen optreden als gevolg van een onvoldoende bestrijkingsgebied in de Z-richting of als gevolg van programmatuur- of bedienerfouten, doch dit algoritme maakt het mogelijk om gepoorte beelden te genereren door middel van
35 het maken van een compromis voor de fase in deze locaties in plaats van het creëren van ongepoorte beelden. Het genereren van gepoorte beelden in deze leemten zal de beeldkwaliteit verbeteren.

Fig. 7 toont op grafische wijze de pitchtoename die door het nieuwe grote-pitchalgoritme geboden wordt ten opzichte van de huidige

segmentreconstructie voor een 8-plakkenscanner. Het huidige algoritme verbetert de pitch bij 60 BPM, zodat de klant altijd op retrospectieve wijze de multi-sector hartreconstructie, zoals het Snapshot Burst algoritme van GE Medical Systems, kan toepassen voor hartslagen hoger dan 60. Met het nieuwe algoritme kan de klant de stralingsdosis sterk verminderen, wanneer deze de Burst-reconstructie niet wenst uit te voeren. Er is bijvoorbeeld bij benadering een 50% stralingsdosisreductie onder gebruikmaking van het grote-pitchalgoritme om segmentbeelden bij 80 BPM op een 8-plakkensysteem te reconstrueren. Er dient bovendien opgemerkt te worden, dat bij toenemende hartslag met het nieuwe algoritme de pitch eveneens vergroot kan worden, bijvoorbeeld lineair zoals is weergegeven.

Fig. 8 en 9 tonen uitgebreide reconstructievensters 160, als in fig. 6. Het uitgebreide reconstructievenster 160 bevat een tussen een linker of eerste locatie 164 en een rechter of tweede locatie 166 ge-positioneerde primaire fase 162. De middenlocatie 168 geeft het midden van de primaire fase 162 tussen de linker locatie 164 en de rechter locatie 166 aan. Compromisfasegebieden 170 en 172 van twee opeenvolgende uitgebreide reconstructievensters 160 zijn weergegeven in fig. 9. Elk uitgebreide reconstructievenster 160 bevat een aan de linker locatie 164 van de primaire fase 162 grenzend voorlopend compromisfasegebied 162 en een aan de rechter locatie 166 van de primaire fase 162 grenzend achterlopend compromisfasegebied 170.

Er wordt nu verwezen naar fig. 10, waarin een stroomschema van het algoritme 200 is weergegeven. Zoals is weergegeven in fig. 10 en onder verwijzing naar fig. 8 en 9, demonstreert het blok 202 de wijze waarop het algoritme 200 eerst de middenaanzichtlocatie 168 van het hartreconstructievenster en de linker en rechter randlocaties 164, 166 berekent. In blok 204 bepaalt het algoritme 200 of de beeldpositie zich tussen de linker en rechter randen 164, 166 bevindt. Indien het antwoord bevestigend is, gaat het algoritme verder naar blok 206, waarin een beeld in de primaire fase wordt gegenereerd. Het algoritme gaat vervolgens verder naar blok 208, waarin de werkwijze verder gaat naar de volgende positie (de positie is de z-positie van elk beeld) en evalueert. Wanneer de werkwijze de volgende positie evalueert, zal de werkwijze terugkeren naar blok 202. Indien het antwoord in blok 204 ontkennend is, gaat het algoritme verder naar blok 210, waarin bepaald wordt of de beeldpositie zich al dan niet in het compromisfasegebied bevindt. Indien het antwoord bevestigend is, wordt een beeld in de

compromisfase gegenereerd, zoals is weergegeven in blok 212. Het algoritme gaat vervolgens verder naar blok 208, zoals hierboven toegelicht. Indien het antwoord in blok 210 ontkennend is, gaat het algoritme verder naar blok 214, waarin een ongepoort beeld wordt gegenereerd. Er dient opgemerkt te worden, dat het protocol of algoritme 200 is ontworpen om ongepoorte beelden te voorkomen en een dergelijk ongepoort beeld wordt slechts als een laatste toevlucht geproduceerd. Na het blok 214 gaat het algoritme verder naar blok 208, zoals hierboven toegelicht.

10 Dit vernieuwde hartreconstructiealgoritme maakt het voor artsen mogelijk om een compromis te maken voor de hartfase van de resulterende beelden teneinde aftastingen bij grotere pitches voor te schrijven en daardoor de aan de patiënt toegevoerde stralingsdosis te reduceren. De arts kan de hartfase waarin hij beelden wenst te reconstrueren (d.w.z. 75% R-tot-R) invoeren en hij kan ook het R-tot-R percentage waartoe hij bereid is een compromis te maken (d.w.z. 5%) invoeren. Wanneer een bediener bijvoorbeeld 75% als een faselocatie specificiert, is dit 75% van de R-tot-R piekafstand, hetgeen een punt in de tijd t is. Om beelden in t te reconstrueren, is het noodzakelijk om
20 informatie van een halfaftastingstijd van gegevens (180° plus een waaierhoek) te gebruiken om elk beeld te reconstrueren. Daardoor zullen op dat tijdstip t beelden worden gereconstrueerd onder gebruikmaking van gegevens van t plus of min $1/2$ *halfaftastingskwaliteit van gegevens, hetgeen de wijze is waarop de hoogte voor elk reconstructievenster wordt verkregen. Indien er 75% plus/min 10% is, dan zal het
25 algoritme starten met een t , die veel hoger of lager is, hetgeen correspondeert met de "staarten" van elk reconstructievenster. Dit fasecompromis stelt het beeldreconstructiealgoritme in staat om beelden van meerdere fasen (d.w.z. 70% tot 80%) te reconstrueren, echter zal
30 het algoritme alle beelden zo dicht mogelijk bij de gewenste of "primaire" fase, die de arts invoerde (d.w.z. 75%), reconstrueren. Door middel van het prospectief voorschrijven van de primaire-fasewaarde en de fasecompromiswaarde (voorafgaande of tijdens de aftasting), kan de arts het door het nieuwe algoritme verschaftte uitgebreide hartrecon-
35 structievenster gebruiken om de pitch van de aftasting te vergroten en de aan de patiënt toegevoerde stralingsdosis verkleinen. Stralingsdosisbesparingen kunnen 50% of meer bedragen. Voorbeelden van mogelijke klinische toepassingen voor het algoritme bevatten, doch zijn daartoe niet beperkt, beeldvorming van hartomleidingen en slagaderstents bij

75% R-tot-R met een 5% fasecompromis, beeldvorming van de rechter boezem voor onderzoeken van boezemfladderen bij 45% R-tot-R en 10% fasecompromis, en het beeldvormen van de aorta of long bij 75% R-tot-R met 15% fasecompromis. Bovendien liggen andere toepassingen binnen het kader van de uitvinding.

Aldus is een werkwijze en een systeem beschreven, die de aan de patiënt toe te voeren stralingsdosis voor bepaalde toepassingen kunnen verlagen. Het huidige gebruikte algoritme is niet geoptimaliseerd voor beeldvorming van hart- en vaatstelsel, slagaders of zelfs longen. Het voorgestelde algoritme is geoptimaliseerd om de aftasttijd te verkorten, de aan de patiënt toe te voeren stralingsdosis te verminderen en betere beelden, waarin zich geen leemten in het z-bestrijkinggebied voordoen, te genereren. Het algoritme is bovendien geoptimaliseerd om hartgebieden, die kleine hoeveelheden beweging hebben, af te beelden, zoals onderzoeken van het vaatstelsel, slagaders en zelfs longen.

Het algoritme gebruikt een manier om de pitch voor spiraalvormige hartaftastingen te vergroten, welke manier de aftastpitch dramatisch vergroot en de aan de patiënt toe te voeren stralingsdosis reduceert zonder significante achteruitgangen in beeldkwaliteit. Dit algoritme is uniek, aangezien het is ontworpen voor structuren met sterke beweging. Zelfs het huidige gesegmenteerde reconstructieprotocol verbetert de pitch bij een bepaalde hartslag, zodat multi-sector beeldvorming, zoals Burst (multi-sector reconstructie) van GE Medical Systems retrospectief (na de aftasting) kan worden toegepast. Aangezien de deze anatomie bestuderende artsen de toegenomen tijdelijke resolutie, die men ontvangt van het gebruik van toepassingen, zoals Burst of Burst Plus algoritmen van GE Medical Systems, kunnen vereisen, biedt dit algoritme hen stralingsdosisbesparingen door middel van het vergroten van de aftastpitchen geeft hen een geoptimaliseerde segmentreconstructie. Beelden uit meerdere fasen worden gecombineerd om prospectief het bestrijkinggebied van elk reconstructievenster te vergroten. Door de arts het percentage van fase R-tot-R nauwkeurigheid, waartoe hij bereid is een compromis te maken, in te laten voeren, wordt in een sterk toegenomen pitch voorzien. Het algoritme reconstrueert eerst beelden in de primaire fase, welke de fase is, die voorafgaande aan de aftasting wordt verzocht, en reconstrueert vervolgens slechts beelden in een compromisfase, indien noodzakelijk. Dit betekent, dat het grootste deel van de beelden zich in dezelfde fase bevinden, terwijl slechts een kleine hoeveelheid beelden wordt gere-

construeerd in andere (compromis)fasen. Door middel van het maken van een fasecompromis kan het algoritme de aftastpitch aanzienlijk vergroten en daardoor de aan de patiënt toe te voeren stralingsdosis reduceren zonder significante opofferingen in de beeldkwaliteit te maken.

- 5 Het maken van een compromis in faselocatie verwijdert bovendien de noodzakelijkheid om ongepoorte beelden te genereren, welke beelden dikwijls een slechte beeldkwaliteit hebben. Terwijl er een mogelijkheid is dat ongepoorte beelden worden gegenereerd, dient het patiënt-protocol ontworpen te worden om dit te voorkomen. Het voorgestelde al-
10 goritme van spiraalvormige hartaftasting met grote pitch verschaft een unieke en doeltreffende oplossing voor meerdere problemen in hart-beeldvorming.

- Er dient opgemerkt te worden, dat de hierboven beschreven werkwijzen en algoritme kunnen worden toegepast in het in fig. 3 en 4
15 weergegeven beeldvormingssysteem 10 of in een bij een in fig. 4 weergegeven computer 36 behorende signaalprocessor, en kan in het bijzonder in een door een bewerkingsschakeling in de processor bewerkt geheugen worden opgeslagen. Het ligt verder binnen het kader van de uitvinding, dat de geopenbaarde werkwijzen opgenomen kunnen worden in de
20 vorm van op een computer uitgevoerde processen en inrichtingen voor het uitvoeren van deze processen. De uitvinding kan ook opgenomen worden in de vorm van een computerprogrammacode, die in concrete media, zoals diskettes, CD-ROM's, harde schijven of elk ander op een computer leesbaar opslagmedium waarbij, wanneer de computerprogrammacode is
25 geladen in en wordt uitgevoerd door een computer, de computer een inrichting voor het uitvoeren van de uitvinding wordt, opgenomen instructies bevat. De uitvinding kan ook opgenomen zijn in de vorm van bijvoorbeeld een computerprogrammacode, die in een opslagmedium is opgeslagen, geladen in en/of uitgevoerd door een computer, of als een
30 gegevenssignaal, dat al dan niet als een gemoduleerde-dragergolf over een overdrachtsmedium, zoals elektrische bedrading of bekabeling, via optische vezels of via elektromagnetische straling, is overgedragen, waarbij, wanneer de computerprogrammacode is geladen in en wordt uitgevoerd door een computer, de computer een inrichting voor het uitvoeren van de uitvinding wordt. Wanneer de uitvinding in een microproces-
35 sor voor algemene doeleinden is geïmplementeerd configureren de computerprogrammacodesegmenten de microprocessor om specifieke logische schakelingen te creëren.

Hoewel de uitvinding onder verwijzing naar een voorkeursuitvoeringsvorm is beschreven, zal het voor de vakman duidelijk zijn, dat verschillende veranderingen aangebracht kunnen worden en dat elementen daarvan door equivalenten vervangen kunnen worden zonder het kader van de uitvinding te verlaten. Bovendien kunnen vele modificaties aangebracht worden om een bepaalde situatie of een bepaald materiaal aan de leer van de uitvinding aan te passen zonder het essentiële kader daarvan te verlaten. Er wordt derhalve beoogd, dat de uitvinding niet tot de bijzondere uitvoeringsvorm, die als de voor het uitvoeren van de uitvinding beoogde beste modus is geopenbaard, beperkt is, doch dat de uitvinding alle uitvoeringsvormen, die binnen het kader van de bijgevoegde conclusies vallen, zal omvatten. Het gebruik van de termen eerste, tweede, enz. duidt bovendien geen volgorde of belangrijkheid aan, maar de termen eerste, tweede, enz. worden in plaats daarvan gebruikt om een element van een ander te onderscheiden.

C O N C L U S I E S

1. Werkwijze (200) voor het reconstrueren van hartbeelden omvattende:

het ontvangen van informatie, die een primaire fase (134, 162) in een hartcyclus selecteert;

5 het ontvangen van informatie, die een fasecompromiswaarde selecteert;

het onder gebruikmaking van de fasecompromiswaarde berekenen van compromisfasegebieden (142, 144, 146, 148, 170, 172);

10 het bepalen (204) of een beeldpositie zich in de primaire fase (134, 162) bevindt;

het genereren (206) van een beeld in de primaire fase (134, 162) indien de beeldpositie zich in de primaire fase (134, 162) bevindt; en

15 het genereren (212) van een beeld in een compromisfase, indien de beeldpositie zich niet in de primaire fase (134, 162) maar in de compromisfasegebieden (142, 144, 146, 148, 170, 172) bevindt.

2. Werkwijze (200) volgens conclusie 1, waarin het berekenen van de compromisfasegebieden (142, 144, 146, 148, 170, 172) het optellen van de fasecompromiswaarde bij de primaire fase (134, 162) en
20 het aftrekken van de fasecompromiswaarde van de primaire fase (134, 162) omvat.

3. Werkwijze (200) volgens conclusie 1 of 2, verder omvattende het berekenen van linker en rechter randlocaties (164, 166) van de primaire fase (134, 162).

25 4. Werkwijze (200) volgens conclusie 3, waarin het genereren (206) van een beeld in de primaire fase (134, 162), indien de beeldpositie zich in de primaire fase (134, 162) bevindt, het bepalen van het feit of de beeldpositie zich tussen de linker en rechter randlocaties (164, 166) bevindt, omvat.

30 5. Werkwijze (200) volgens elk van de conclusies 1-4, verder omvattende het genereren (214) van een ongepoort beeld, indien de beeldlocatie zich niet in de primaire fase (134, 162) en zich niet in de compromisfasegebieden (142, 144, 146, 148, 170, 172) bevindt.

35 6. Werkwijze (200) volgens elk van de conclusies 1-5, verder omvattende het evalueren (208) van een volgende beeldpositie na het genereren van een beeld.

7. Werkwijze (200) volgens elk van de conclusies 1-6, verder omvattende het berekenen van een centrale aanzichtlocatie (168) van de primaire fase (134, 162).

8. Werkwijze (200) volgens elk van de conclusies 1-7, waarin 5 het ontvangen van informatie het aanvaarden van een bedienerinvoer omvat.

9. Werkwijze (200) volgens elk van de conclusies 1-8, verder omvattende het selecteren van een pitch, die groter is dan een voor het reconstrueren van beelden zonder compromisfasegebieden (142, 10 144, 146, 148, 170, 172) gebruikte pitch.

10. Werkwijze (200) volgens elk van de conclusies 1-9, verder omvattende het spiraalvormig aftasten van een met een CT-beeldvormingssysteem (10), dat een bewegende stralingsbron (14) heeft, af te beelden voorwerp (22).

FIG. 1

STAND VAN DE TECHNIEK

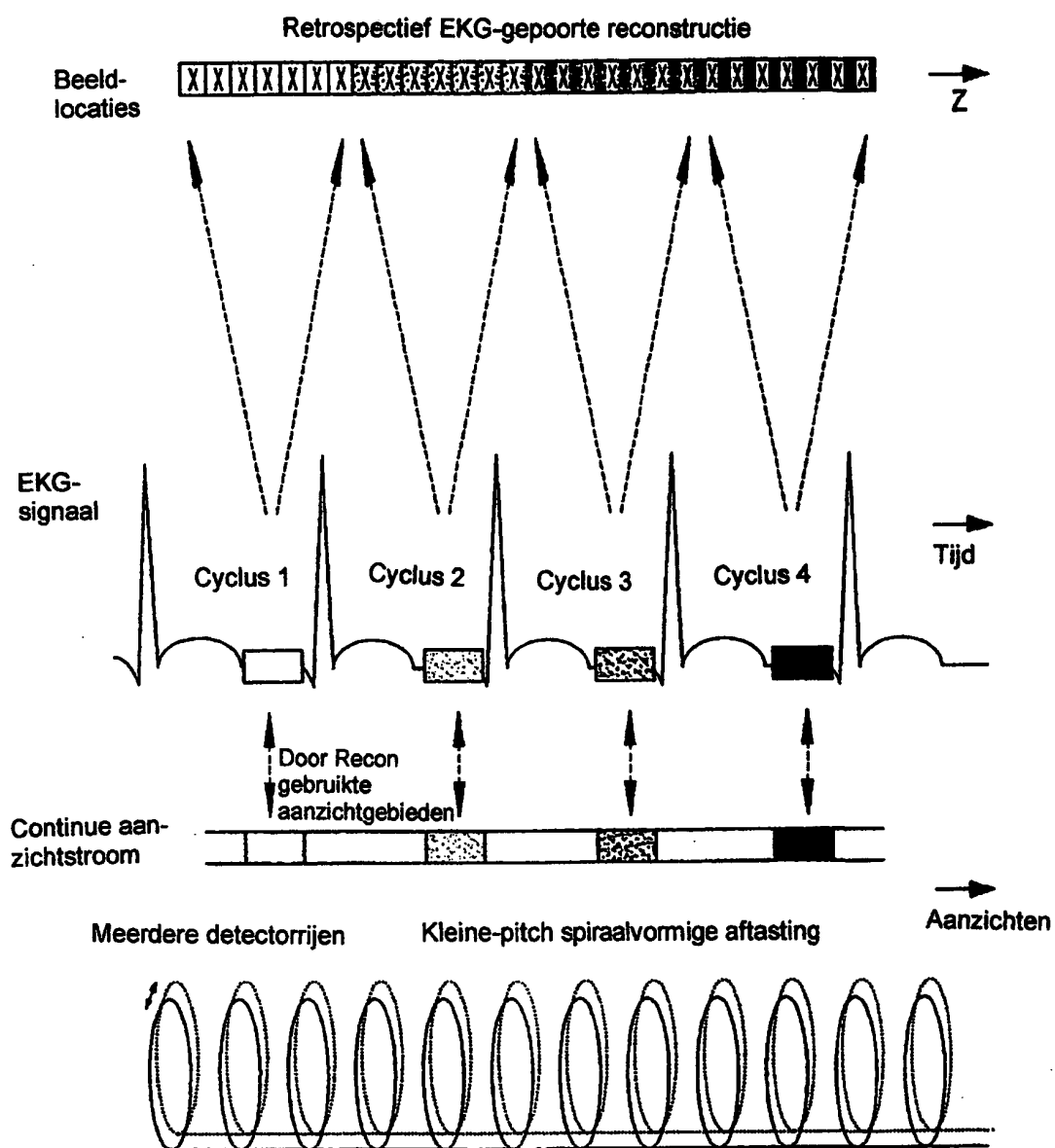
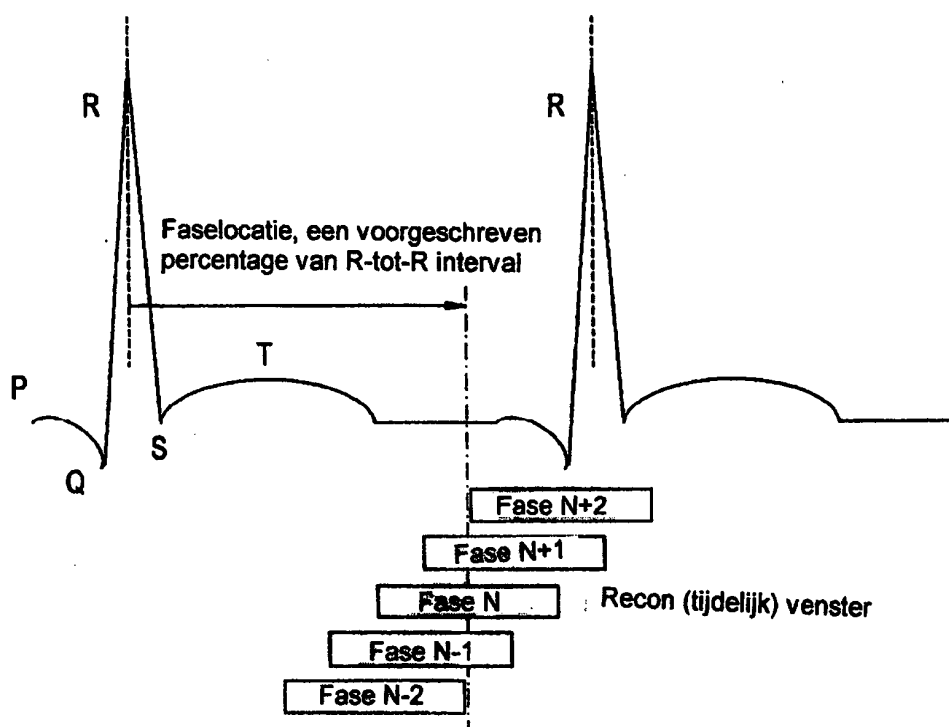


FIG. 2

STAND VAN DE TECHNIEK

Multi-fasereconstructie



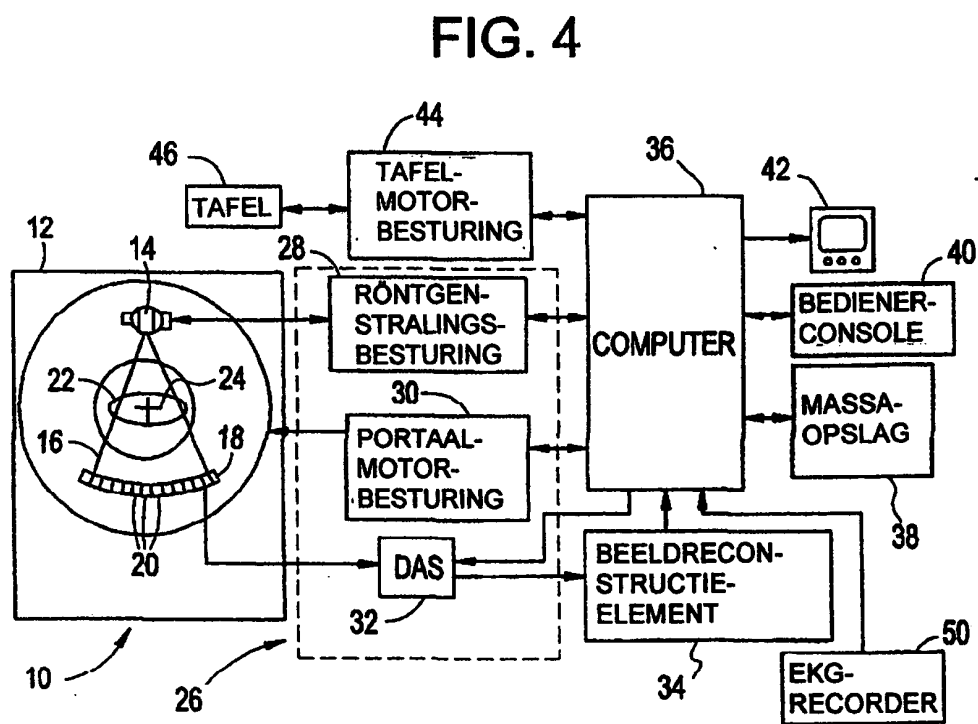
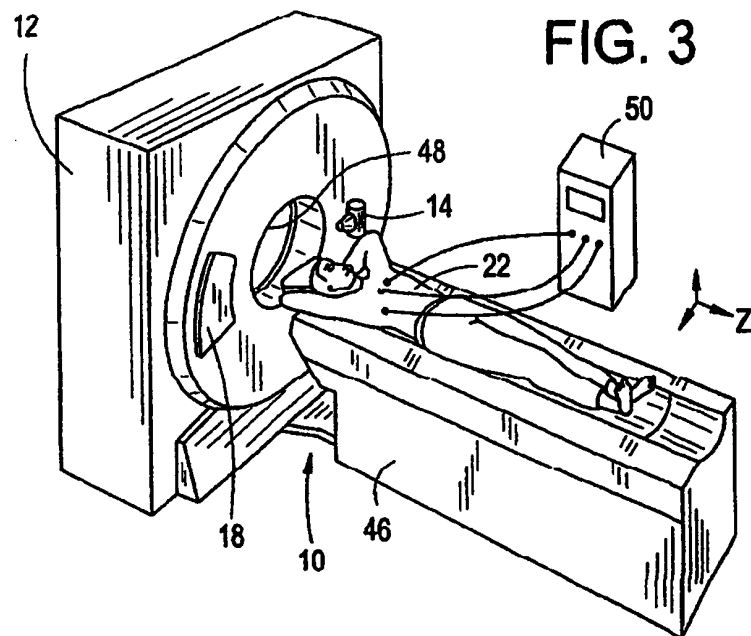


FIG. 5

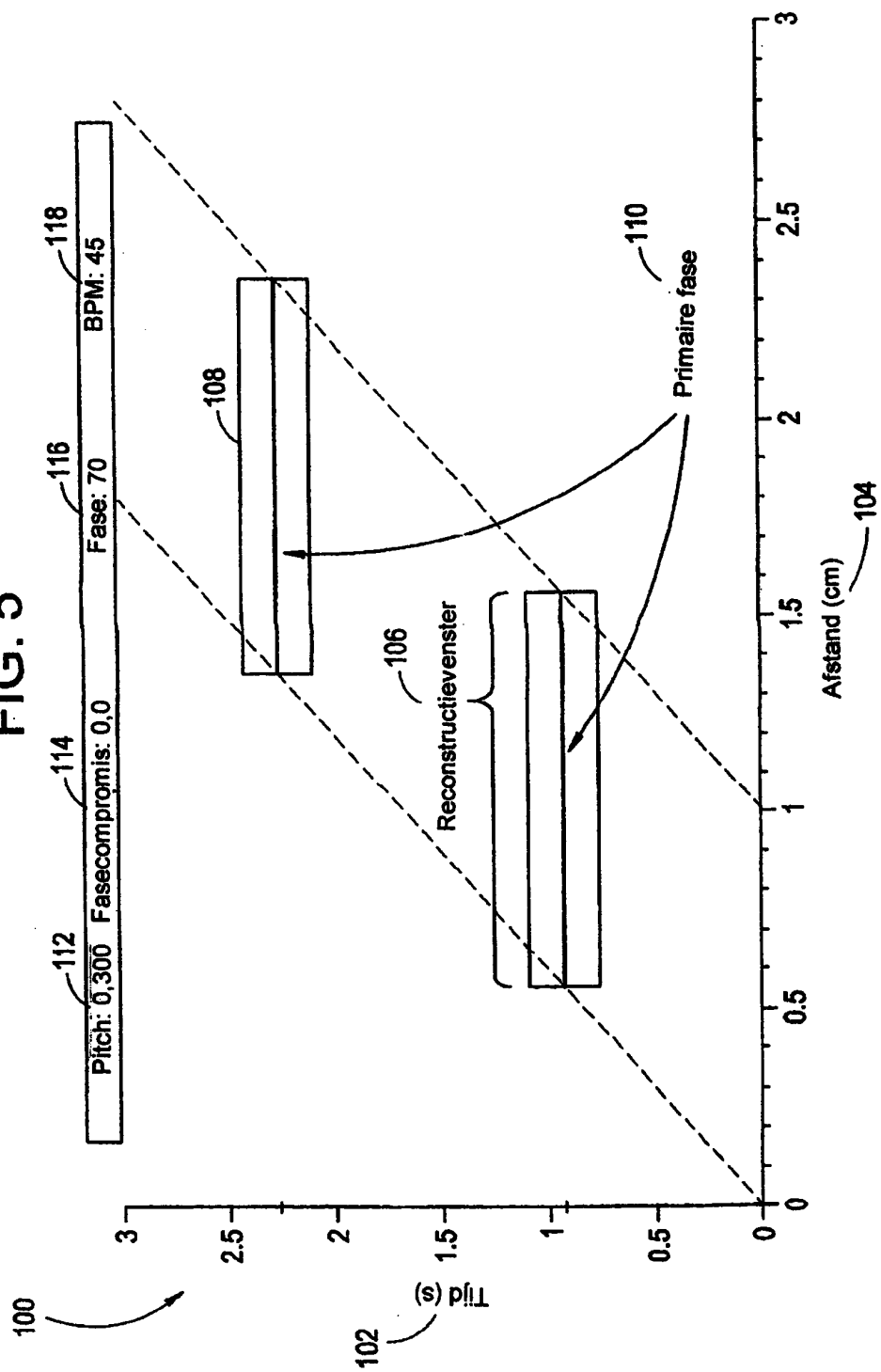


FIG. 6

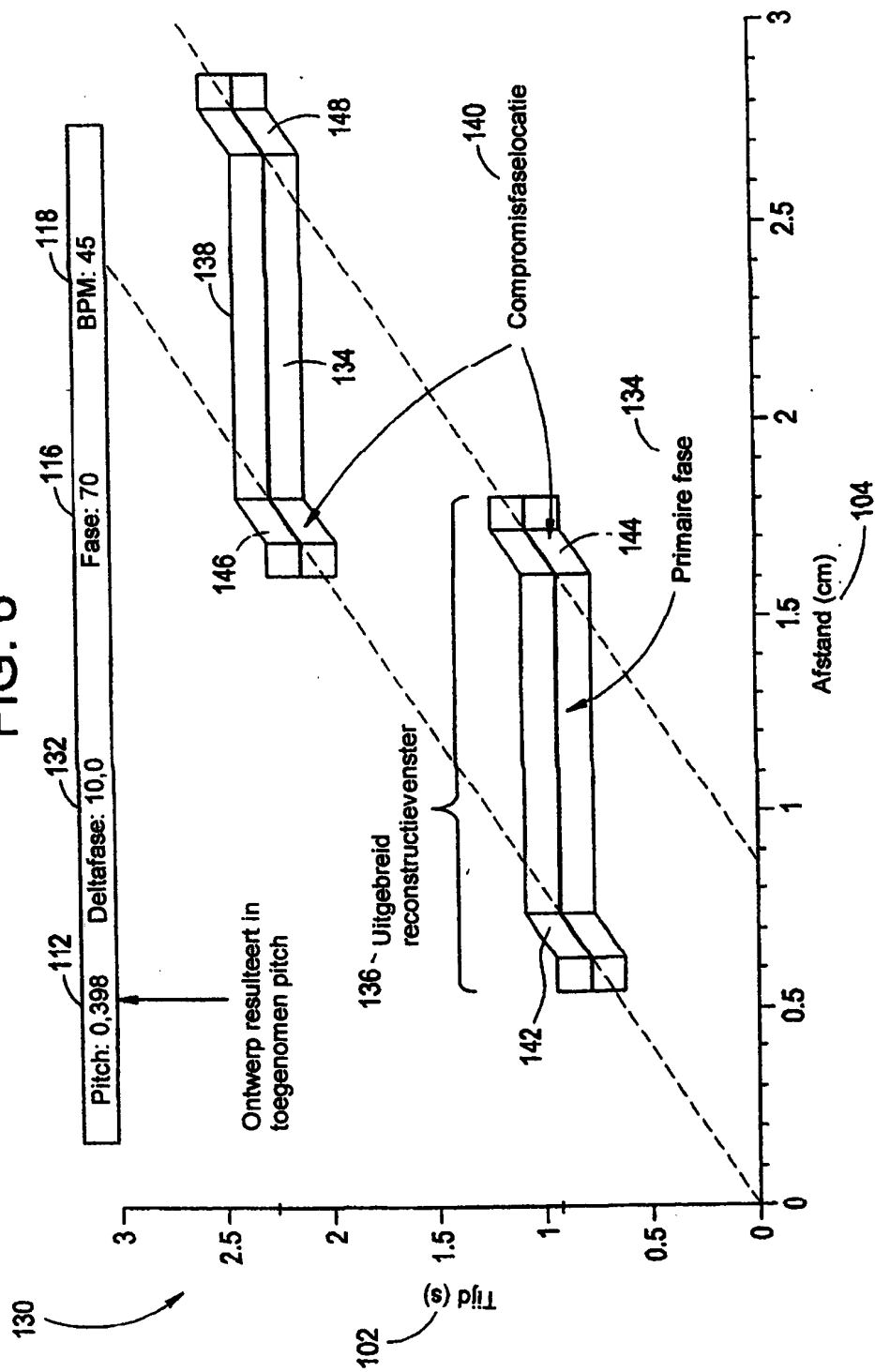


FIG. 7

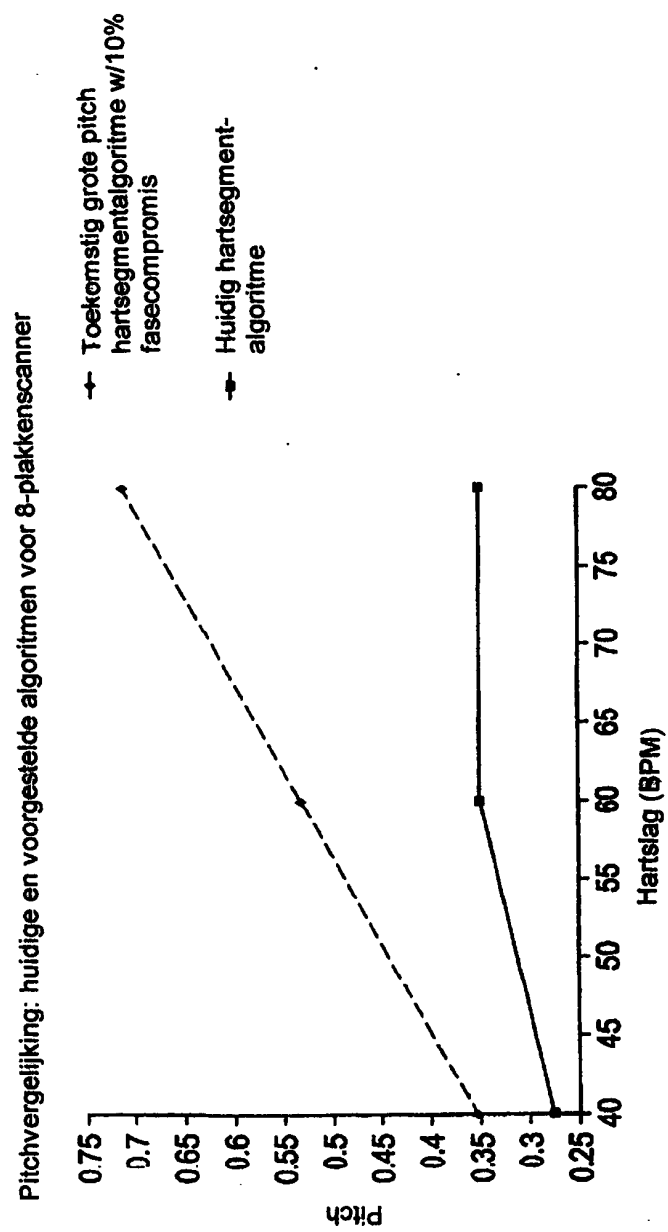


FIG. 8

Linker, centrale en rechter locatie

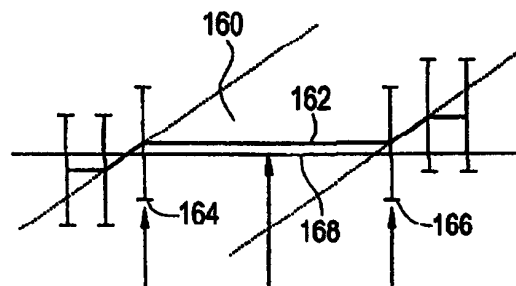


FIG. 9

Compromisfasegebied

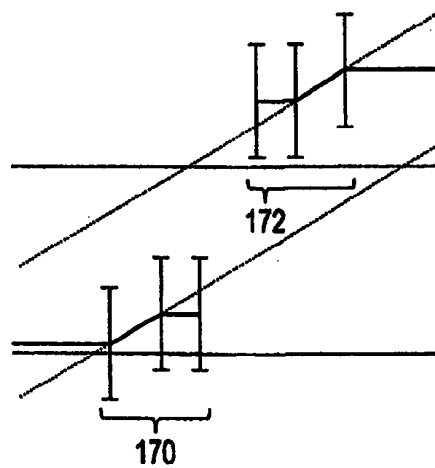
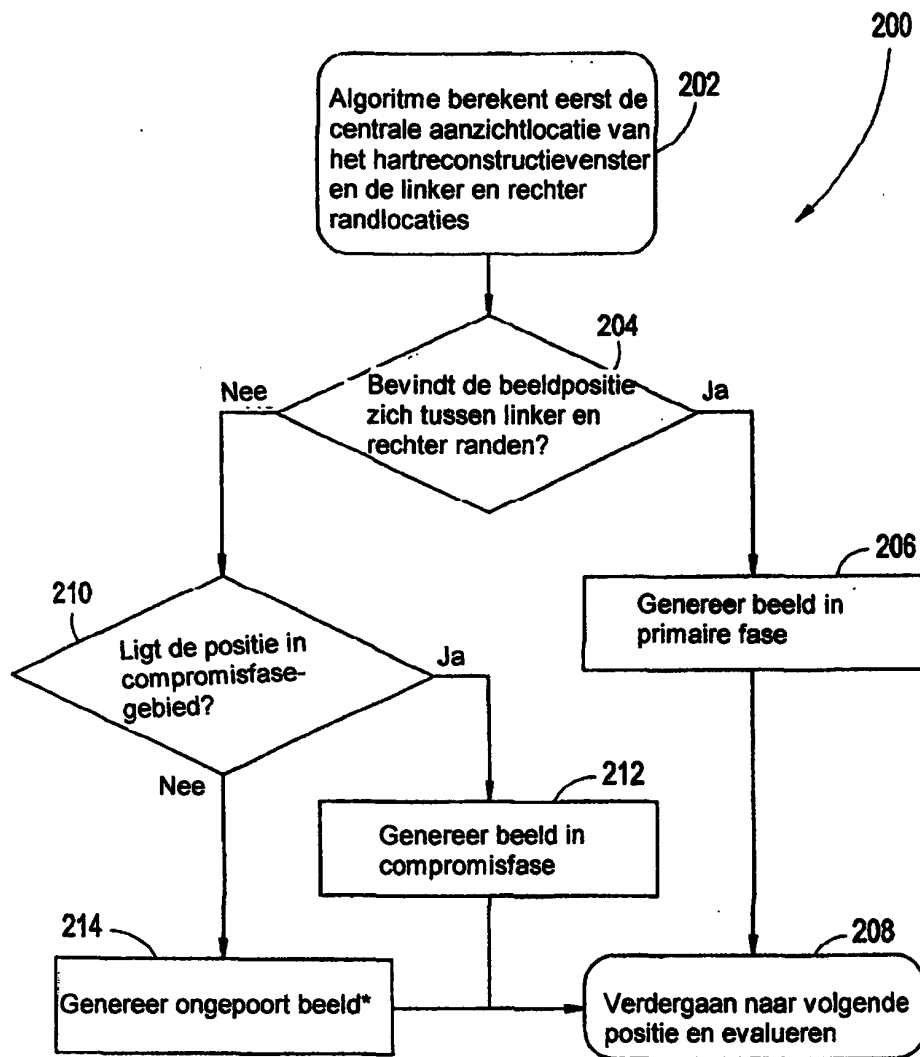


FIG. 10



*Protocol ontworpen om ongepoorte beelden te voorkomen; geproduceerd als laatste toevlucht



RAPPORT BETREFFENDE HET ONDERZOEK NAAR DE STAND VAN DE TECHNIEK

Octroolaanvraag Nr.:

NO 135372
NL 1024930

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	EP 1 108 392 A (GEN ELECTRIC) 20 juni 2001 (2001-06-20) * het gehele document *	1-10	A61B6/03 A61B6/00
A	EP 1 090 586 A (GEN ELECTRIC) 11 april 2001 (2001-04-11) * het gehele document *	1-10	
A	WO 02/26135 A (GE MED SYS GLOBAL TECH CO LLC) 4 april 2002 (2002-04-04) * het gehele document *	1-10	
A	US 6 466 640 B1 (TAGUCHI KATSUYUKI) 15 oktober 2002 (2002-10-15) * het gehele document *	1-10	
A	EP 0 983 747 A (PICKER INT INC) 8 maart 2000 (2000-03-08) * het gehele document *	1,10	
A	WOODHOUSE C E ET AL: "CORONARY ARTERIES: RETROSPECTIVE CARDIAC GATING TECHNIQUE TO REDUCE CARDIAC MOTION ARTIFACT AT SPIRAL CT" RADIOLOGY, OAK BROOK, IL, US, deel 204, nr. 2, 1997, bladzijden 566-569, XP000884119 ISSN: 0033-8419 * het gehele document *	1,10	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 22 September 2004	Vooronderzoeker (EOB) Hunt, B
CATEGORIE VAN DE VERMELDE LITERATUUR X : op zichzelf van bijzonder belang Y : van bijzonder belang in samenhang met andere documenten van dezelfde categorie A : achtergrond van de stand van de techniek O : verwijzend naar niet op schrift gestelde van de techniek P : literatuur gepubliceerd tussen voorrangs- en indieningsdatum T : niet tijdig gepubliceerde literatuur over theorie of principe ten grondslag liggend aan de uitvinding E : andere octrooipublicatie maar gepubliceerd op of na indieningsdatum D : in de aanvraag genoemd L : om andere redenen vermelde literatuur & : lid van dezelfde octroofamilie, corresponderende literatuur document			

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

NO 135372
NL 1024930

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

De opgave is samengesteld aan de hand van gegevens uit het computerbestand van het Europees Octrooibureau per
De juistheid en volledigheid van deze opgave wordt noch door het Europees Octrooibureau, noch door het Bureau voor de Industriële eigendom gegarandeerd; de gegevens worden verstrekt voor informatiedoeleinden.

22-09-2004

In het rapport genoemd octrooigetschrift		Datum van publicatie	Overeenkomend(e) geschrift(en)	Datum van publicatie
EP 1108392	A	20-06-2001	US 6393091 B1 EP 1108392 A2 JP 2001204726 A	21-05-2002 20-06-2001 31-07-2001
EP 1090586	A	11-04-2001	US 6639965 B1 EP 1090586 A2 JP 2001137232 A	28-10-2003 11-04-2001 22-05-2001
WO 0226135	A	04-04-2002	EP 1324698 A1 JP 2004509691 T WO 0226135 A1 US 2002136350 A1	09-07-2003 02-04-2004 04-04-2002 26-09-2002
US 6466640	B1	15-10-2002	JP 2001149365 A	05-06-2001
EP 0983747	A	08-03-2000	US 6154516 A EP 0983747 A1 JP 2000083944 A	28-11-2000 08-03-2000 28-03-2000